

Д. В. Николаев
А. В. Смирнов
И. Г. Бобринская
С. Г. Руднев

**БИОИМПЕДАНСНЫЙ
АНАЛИЗ
СОСТАВА ТЕЛА
ЧЕЛОВЕКА**



Москва «Наука» 2009

УДК 572; 615.47; 621.31
ББК 28.71; 31.221
Н63

Рецензенты:

доктор медицинских наук *В.Б. Носков*,
доктор медицинских наук *С.В. Свиридов*,
кандидат физико-математических наук *А.В. Корженевский*

Николаев Д.В.

Биоимпедансный анализ состава тела человека / Д.В. Николаев, А.В. Смирнов, И.Г. Бобринская, С.Г. Руднев. — М.: Наука, 2009. — 392 с. — ISBN 978-5-02-036696-1 (в пер.).

Книга посвящена теории и практическому применению метода биоимпедансного анализа состава тела человека. Рассмотрены физические и метрологические основы метода, описаны методики биоимпедансных измерений, возможности приборов и программного обеспечения. Представлены данные, характеризующие изменчивость биоимпедансных параметров состава тела в норме и при заболеваниях. Описаны результаты применения метода в отечественной медицинской практике, фитнесе и спорте.

Для биологов, диетологов, клиницистов и спортивных врачей, интересующихся методами изучения состава тела. Книга может представлять интерес для специалистов в области прикладной математики и физики, а также для разработчиков медицинской техники.

Nikolaev D.V.

Bioelectric impedance analysis of human body composition / D.V. Nikolaev, A.V. Smirnov, I.G. Bobrinskaya, S.G. Rudnev. — M.: Nauka, 2009. — 392 p. — ISBN 978-5-02-036696-1 (in cloth).

This book focuses on theory and applications of bioelectric impedance analysis of human body composition. Essential physical, metrological aspects and measurement techniques, as well as capabilities of modern BIA equipment and software are considered. Data on variability of BIA body composition parameters in norm and disease are represented. A broad range of clinical applications and the results of BIA measurements in fitness and sport are described.

For biologists, dietitians, clinicians and sports physicians who are interested in human body composition research. The book may be of interest for applied mathematicians and physicists, as well as for medical engineers.

ISBN 978-5-02-036696-1 © Николаев Д.В., Смирнов А.В.,
Бобринская И.Г., Руднев С.Г., 2009
© Редакционно-издательское оформление. Издательство “Наука”, 2009

От авторов

Изучение состава тела — сравнительно новая область биологии и медицины, которая выделилась в отдельное направление исследований в начале второй половины XX в. (Behnke et al., 1942; Edelman et al., 1952; Brozek, Henschel, 1961; Brozek et al., 1963; Moore et al., 1963; Forbes, 1987; Yasumura et al., 1990; Lohman, 1992; Heymsfield et al., 2005; Мартиросов и др., 2006). Под составом тела принято понимать деление массы тела на два или несколько взаимодополняющих компонента. Например, представление массы тела в виде суммы жировой и безжировой масс используется для диагностики избыточной массы тела и ожирения, а также для оценки риска сопутствующих заболеваний.

Наблюдаемый рост количества публикаций в области изучения состава тела (рис. 1) связан с развитием физических методов исследования, основанных на регистрации параметров собственных физических полей организма или на оценке изменчивости внешних физических полей при их взаимодействии с телом человека. Примерами являются метод определения естественной радиоактивности тела, рентгеновская денситометрия, нейтронный активационный анализ и компьютерная томография. Многие из этих методов и соответствующее оборудование уникальны, дорогостоящи и применяются, главным обра-

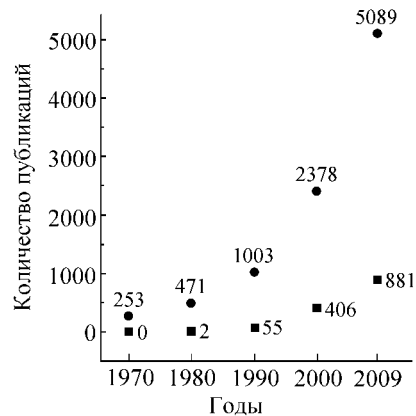


Рис. 1. Динамика публикаций по изучению состава тела: ● — общее количество, ■ — на основе биоимпедансного анализа. Оценка с использованием баз данных Medline и HighWire Press

зом, в научных исследованиях. Наиболее широко используемым в клинической практике и скрининговых исследованиях методом на сегодняшний день является биоимпедансный анализ. Предлагаемая работа посвящена описанию теоретических основ и практического приложения данного метода изучения состава тела.

Биоимпедансный анализ — это контактный метод измерения электрической проводимости биологических тканей, дающий возможность оценки широкого спектра морфологических и физиологических параметров организма. В биоимпедансном анализе измеряются активное и реактивное сопротивления тела человека или его сегментов на различных частотах. На их основе рассчитываются характеристики состава тела, такие как жировая, тощая, клеточная и скелетно-мышечная масса, объем и распределение воды в организме.

Книга состоит из восьми глав и приложений. В гл. 1 рассмотрены теоретические аспекты фракционирования массы тела. Приводится экскурс в историю изучения состава тела, вводятся основные определения, рассматриваются модели и методы оценки состава тела, дается общее представление о биоимпедансном анализе.

В гл. 2 рассматриваются физические основы и наиболее распространенные приемы измерений импедансных параметров биологических тканей, а также метрологические аспекты измерений.

Гл. 3 посвящена физическим моделям оценки состава тела биоимпедансным методом, описаны возможности одночастотных и многочастотных, интегральных и полисегментных методов, дается характеристика точности и воспроизводимости получаемых оценок состава тела.

Начало массового использования физических методов оценки состава тела связано с организацией на рубеже 1990-х гг. серийного выпуска биоимпедансных анализаторов. По нашим данным, в настоящее время в мире выпущено и эксплуатируется около 1 млн таких устройств.

В гл. 4 дается характеристика современных биоимпедансных анализаторов состава тела, описываются возможности программного обеспечения, а также используемых разновидностей электродов и электродных систем.

В гл. 5 приводятся данные, характеризующие биологическую изменчивость состава тела у здоровых людей. Основная часть этих данных является результатом собственных исследований авторов и в монографическом виде публикуется впервые.

Биоимпедансный анализ состава тела помогает контролировать состояние липидного, белкового и водного обмена организма и в этой связи представляет интерес для врачей различных специальностей. Зная состав тела, терапевты и кардиологи оценивают риск развития метаболического синдрома, степень гидратации тканей. Биоимпедансный анализ служит одним из инструментов диагностики и оценки эффективности лечения больных ожирением. У больных сердечно-сосудистыми заболеваниями биоимпедансометрия применяется для оценки нарушений водного баланса, перераспределения жидкости в водных секторах организма и подбора лекарственных препаратов. У реанимационных больных метод используется для мониторинга и планирования инфузионной терапии, а при циррозе печени — для прогнозирования риска клинических осложнений и оценки времени дожития. Результаты применения биоимпедансного анализа состава тела в медицине описаны в гл. 6.

В гл. 7 показаны возможности и результаты применения биоимпедансного анализа для подбора тактики и контроля эффективности процедур коррекции фигуры.

Состав тела коррелирует с показателями физической работоспособности человека и его адаптации к среде обитания. Особенно выражена эта взаимосвязь в условиях экстремальной профессиональной и спортивной деятельности. В гл. 8 рассмотрены применения биоимпедансного анализа в спорте и фитнесе, приводятся биоимпедансные оценки состава тела спортсменов в зависимости от вида спорта.

В заключении кратко описаны дополнительные возможности и перспективные направления развития биоимпедансного анализа.

В приложениях дана хронология развития метода, приводятся оценки удельного сопротивления и диэлектрических параметров тканей организма, а также данные по составу тела условного человека. Для удобства читателей добавлены авторский и предметный указатели.

Участие авторов в написании книги распределилось следующим образом: Д.В. Николаев — гл. 4–8, А.В. Смирнов — гл. 2–4, И.Г. Бобринская — гл. 6, С.Г. Руднев — гл. 1, 5–8.

Авторы благодарят Э.Н. Безуглова, Е.Ю. Берсенева, М.В. Гаврик, И.А. Меркулова, Р.В. Мойсенко, О.Н. Московца, Л.П. Свиридкину, А.А. Сорокина и Ю.В. Хрущеву за предоставленные оригинальные и ранее не публиковавшиеся данные; И.А. Дубровского, Е.В. Жилиева, Э.Г. Мартиросова, М.А. Негашеву, Ю.П. Попову,

А.Н. Рогозу, В.А. Рябинина — за чтение рукописи и замечания; А.В. Корженевского, В.Б. Носкова и С.В. Свиридова — за рецензирование книги; Т.А. Ерюкову и О.А. Старунову — за техническую поддержку на разных этапах подготовки рукописи.

Литература

- Мартыросов Э.Г., Николаев Д.В., Руднев С.Г.* Технологии и методы определения состава тела человека. М.: Наука, 2006. 248 с.
- Behnke A.R., Feen B.G., Welham W.C.* The specific gravity of healthy men. Body weight divided by volume as an index of obesity. 1942 // *Obes. Res.* 1995. Vol. 3, N 3. P. 295–300.
- Brozek J., Behnke A.R., Abbott W.E.* et al. (ed.). Body composition. N.Y., 1963. Pt. 1, 2. (Ann. N.Y. Acad. Sci.; Vol. 110).
- Brozek J., Henschel A.* (Eds.) Techniques of measuring body composition. Wash. (D.C.): National Academy of Sciences, National Research Council, 1961.
- Edelman I.S., Olney J.M., James A.H.* Body composition: studies in the human being by the dilution principle // *Science.* 1952. Vol. 115. P. 447–454.
- Forbes G.B.* Human body composition: growth, aging, nutrition, and activity. N.Y.: Springer, 1987.
- Heymsfield S.B., Lohman T.G., Wang Z., Going S.B.* (ed.) Human body composition. Champaign (Ill.): Human Kinetics, 2005. 533 p.
- Lohman T.G.* Advances in body composition assessment. Champaign (Ill.): Human Kinetics, 1992.
- Moore F.D., Olesen K.H., McMurray J.D., Parker J.H.V., Ball M.* The body cell mass and its supporting environment. Philadelphia: Saunders, 1963.
- Yasumura S., Harrison J.E., McNeill K.G.* et al. (ed.) Advances in *in vivo* body composition studies. N.Y.: Plenum, 1990.

Глава 1

Основы анализа состава тела

1.1. Индекс массы тела

Одна из ключевых предпосылок для развития методов исследования состава тела¹ возникла в первой половине XIX в. в связи с появлением демографической статистики и биометрии. Для общей характеристики популяций человека в 1835 г. А. Кетлэ ввел понятие среднего человека, а для оценки индивидуального физического развития предложил использовать *весо-ростовые индексы*, под которыми понимаются различные соотношения размерных антропометрических признаков (Quetelet, 1835). В дальнейшем было предложено несколько десятков таких индексов (Башкиров, 1962). Наибольшей популярностью пользуется *индекс Кетле*, или *индекс массы тела*, рассчитываемый как отношение массы тела в килограммах к квадрату длины тела в метрах:

$$\text{ИМТ} = \text{Масса тела, кг} / (\text{Длина тела, м})^2.$$

Широкое использование индекса массы тела обусловлено простотой и доступностью измерений. Многочисленные исследования показали, что отклонение ИМТ от нормальных значений связано с увеличением риска заболеваемости и смертности. Установлена зависимость между относительным риском гибели и величиной ИМТ (Calle et al., 1999). Эта зависимость представлена на рис. 1.1.

¹Более подробно о возникновении интереса к фракционированию массы тела см. в другой работе (Мартиросов и др., 2006).



Рис. 1.1. Взаимоотношения относительного риска гибели и индекса массы тела [по (Calle et al., 1999)]

При нормальных значениях индекса (20–25 кг/м²) относительный риск гибели минимален, при увеличении индекса возрастает смертность от сердечно-сосудистых заболеваний, рака и других причин, а при пониженных значениях ИМТ увеличение смертности происходит, прежде всего, за счет хронических легочных заболеваний.

Клиническая классификация значений индекса массы тела, разработанная Национальным институтом здоровья США и одобренная ВОЗ, показана в табл. 1.1, а в табл. 1.2 приведены нормальные значения индекса в зависимости от возраста. У больных ожирением индекс массы тела рекомендуется считать пятым основным показателем жизнедеятельности организма наряду с артериальным давлением, частотой сердечных сокращений, частотой дыхания и температурой тела (Бессесен, Кушнер, 2004).

Таким образом, на популяционном уровне, применение ИМТ позволяет оценивать риски заболеваемости и смертности для широко распространенных нозологий. На индивидуальном уровне

Таблица 1.1. Клиническая классификация значений ИМТ

ИМТ, кг/м ²	Классификация	Риск заболеваемости
Менее 18,5	Дефицит массы тела	Повышенный
18,5–24,9	Нормальная масса тела	Минимальный
25,0–29,9	Избыточная масса тела	Повышенный
30,0–34,9	Ожирение I степени	Высокий
35,0–39,9	Ожирение II степени	Очень высокий
Свыше 40	Ожирение III степени	Чрезмерно высокий

Таблица 1.2. Нормальные значения ИМТ в зависимости от возраста

Возрастная группа	Нормальные значения индекса
19–24 года	<20
25–34 года	20–25
35–44 года	21–26
45–54 года	22–27
55–64 года	23–28
>65 лет	24–29

ИМТ не всегда адекватно отражает степень ожирения. Пример несостоятельности индивидуальной оценки степени ожирения на основе ИМТ иллюстрирует рис. 1.2, где показаны два индивида с одинаковой длиной и массой тела. Субъективно ясно, что один из них страдает ожирением, а у другого выражена гипертрофия мышечной ткани. Но ИМТ у них одинаков, поэтому оба они должны быть классифицированы как имеющие ожирение 1 степени!

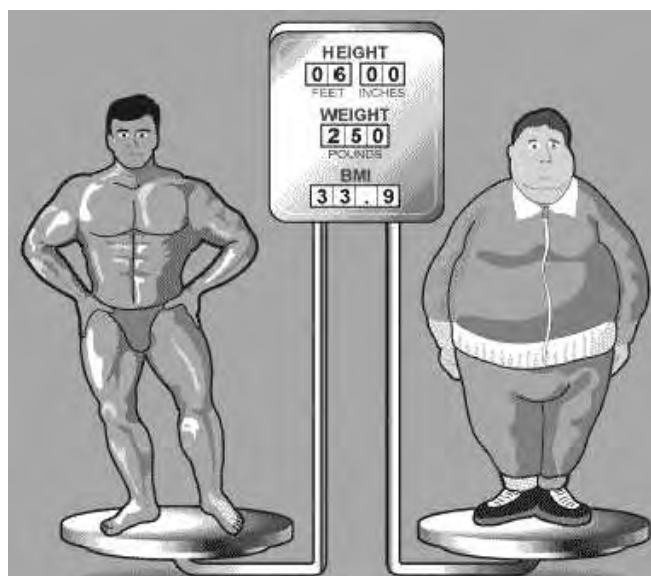


Рис. 1.2. Пример индивидов с разной степенью ожирения, имеющих одинаковый индекс массы тела (рисунок с сайта <http://www.figurefriendlyclub.com/2007/10/>)

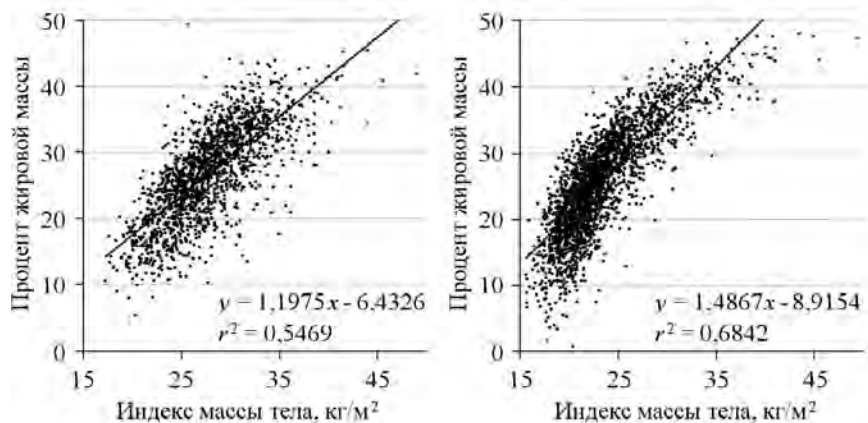


Рис. 1.3. Зависимость степени жировотложения от индекса массы тела по результатам обследования практически здоровых москвичей в возрасте от 4-х до 57 лет. Слева — данные для мужчин, справа — для женщин

Проведенные исследования показали наличие умеренно выраженной статистической зависимости степени жировотложения у взрослых людей, оцениваемой методом биоимпедансного анализа, от ИМТ (Roubenoff et al., 1995). Коэффициент детерминации (r^2) составил 0,55 и 0,38 для женщин и мужчин соответственно при величине стандартной ошибки $\approx 5\%$ жировой массы. По результатам обследования группы практически здоровых москвичей, в которую вошли посетители фитнес-центров, учащиеся средних общеобразовательных школ и воспитанники детских садов ($n = 5077$), величина r^2 составила 0,55 для мужчин и 0,68 для женщин. Соответствующие диаграммы рассеяния представлены на рис.1.3, из которого следует, что для рассматриваемой выборки биоимпедансные оценки степени жировотложения при одинаковых значениях ИМТ характеризуются значительным разбросом.

Таким образом, высокие индивидуальные значения ИМТ сами по себе не могут служить критерием ожирения. Известны случаи ожирения у индивидов, имеющих нормальные значения ИМТ. Помимо показанных на рис.1.2 типов телосложения у индивидов, имеющих одинаковую длину и массу тела, возможны и переходные типы. Существенные изменения ИМТ могут происходить за счет повышенной гидратации. Возникает закономерный вопрос: каковы способы объективной количественной оценки содержания жира в организме? Задача такой оценки решается с использованием методов изучения состава тела.

1.2. Методы изучения состава тела

1.2.1. Классификация методов

В настоящее время отсутствуют способы *непосредственного измерения* компонентного состава тела живого организма, и, таким образом, все существующие методы *in vivo* являются непрямыми.² Непрямые методы позволяют получать оценки состава тела, опираясь на физические закономерности, ряд параметров которых измеряют в ходе обследования, а остальные практически не зависят или мало зависят от индивида и считаются постоянными (инварианты состава тела). К непрямым методам относят гидростатическое взвешивание, рентгеновскую денситометрию, рентгеновскую компьютерную, магниторезонансную томографию и другие методы. В ряде случаев непрямые методы верифицированы по данным прямых методов *in vitro* на небольших выборках.

Для характеристики точности методов выбираются “наилучшие” для оценки выбранного компонента состава тела не прямые методы, рассматриваемые как условно достоверные. Такие методы принято называть *эталонными*, или *золотым стандартом*. Например, золотым стандартом оценки плотности тела (и одновременно — состава тела в традиционной двухкомпонентной модели) считается метод гидростатического взвешивания. Оценки состава тела, получаемые такими методами, как калиперометрия и биоимпедансный анализ, обычно строятся на основе линейных регрессионных зависимостей путем сопоставления с результатами применения эталонного метода.

Возможны разные способы классификации методов оценки состава тела. Например, по используемым первично измеряемым параметрам (антропометрические, физические), по условиям применения (полевые, амбулаторные, клинические и обслуживающие фундаментальные исследования) и по измеряемым показателям (денситометрия, волюметрия, гидрометрия и др.).

Востребованность методов исследования состава тела может быть проиллюстрирована количеством и разнообразием оборудования, выпускаемого промышленностью (рис. 1.4) (Мартыросов и др., 2006). До начала 1980-х годов приборный парк для анализа состава тела состоял, главным образом, из оборудования для калиперометрии и подводного взвешивания (линии 1 и 2). Последую-

²Примерами прямых методов *in vitro* являются анатомический и химический анализ трупов (Matiegka, 1921; Martin et al., 1985).

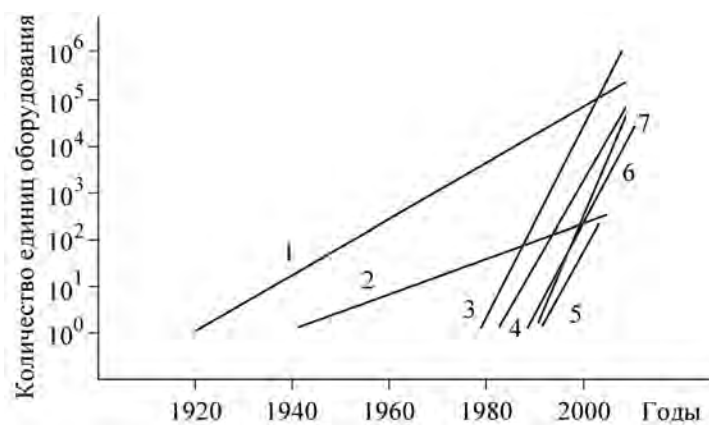


Рис. 1.4. Динамика численности единиц оборудования при различных методах определения состава тела: 1 — калиперометрия, 2 — подводное взвешивание, 3 — биоимпедансный анализ, 4 — метод инфракрасного отражения, 5 — воздушная плетизмография, 6 — рентгеновская денситометрия, 7 — компьютерная томография

Этот период характеризуется развитием физических методов, включая биоимпедансный анализ (3), метод инфракрасного отражения (4), воздушную плетизмографию (5), рентгеновскую денситометрию (6) и компьютерную томографию (7). Быстрыми темпами развивается производство магниторезонансных томографов и ультра-

Таблица 1.3. Основные характеристики состава тела, оцениваемые с использованием различных методов

	ЖМТ	БМТ	ОВО	ВКЖ	КЖ	КМТ	ММТ
<i>Амбулаторные и полевые методы</i>							
Калиперометрия	+	+					
ИК-отражение	+	+					
Одночастотный БИА	+	+	+				+
Многочастотный БИА	+	+	+	+	+		+
<i>Методы, применяемые в клинических и научных исследованиях</i>							
Гидроденситометрия	+	+					
Воздушная плетизмография	+	+					
РКТ, МРТ	+	+					
Методы разведения			+	+	+		
Рентгеновская денситометрия	+	+					+

звуковых сканеров (данные не показаны). В табл. 1.3 перечислены основные характеристики состава тела, оцениваемые с использованием разных методов. Рассмотрим некоторые из них подробнее.

1.2.2. Подводное взвешивание и воздушная плетизмография

Метод подводного взвешивания, или гидростатическая денситометрия, является эталонным методом изучения состава тела в двухкомпонентной модели. Первое описание метода содержится в работе американского физиолога и врача А. Бенке, который усовершенствовал способ Архимеда определения плотности тела введением измерения остаточного объема легких (Behnke et al., 1995).

Метод основан на различиях плотности жировой и безжировой массы. Если предположить, что указанные плотности известны, то состав тела можно определить, измерив вес тела в стандартных условиях и в условиях погружения в воду (рис. 1.5). Эти данные используются вместе с результатами измерения остаточного объема легких для оценки плотности тела (ПТ) с последующей подстановкой полученного значения в подхо-



Рис. 1.5. Стационарная установка для гидростатического взвешивания. Момент начала измерений

Таблица 1.4. Формулы для вычисления %ЖМТ на основе плотности тела в зависимости от пола и возраста (Heyward, Stolarczyk, 1996)

Возраст, лет	Пол	%ЖМТ	П _{БМТ} , г/мл
7–12	м	(530/ПТ) – 489	1,084
	ж	(535/ПТ) – 495	1,082
13–16	м	(507/ПТ) – 464	1,094
	ж	(510/ПТ) – 466	1,093
17–19	м	(499/ПТ) – 455	1,098
	ж	(505/ПТ) – 462	1,095
20–80	м	(495/ПТ) – 450	1,100
	ж	(501/ПТ) – 457	1,097

дающую формулу для вычисления процентного содержания жира в теле %ЖМТ (табл. 1.4).

Прямого сопоставления гидроденситометрии с результатами химического анализа состава тела не проводилось (Clarys et al., 1999). Стандартная ошибка оценки жировой массы методом подводного взвешивания при повторных измерениях, выполненных одним и тем же специалистом, составляет 2,5%. Неудобство метода связано с длительностью процедуры измерений (до 1 часа) и необходимостью полного погружения в воду, что снижает возможность использования метода у детей, а также у пожилых и больных людей.

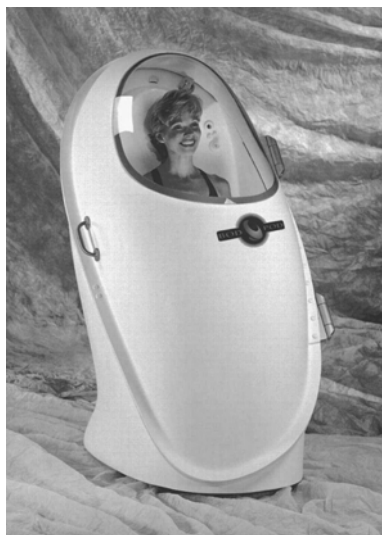


Рис. 1.6. Плетизмограф BOD POD (*Life Measurement Instruments*, США). Внешний вид

их можно использовать в сочетании с методами, дающими дополнительную информацию о состоянии белкового, водного и/или минерального обмена.

Измерения методом воздушной плетизмографии (Dempster, Aitkens, 1995) проводят в герметичной кабине, заполненной обычным воздухом (рис. 1.6). Метод и аппаратура для его осуществления разработаны компанией *Life Measurement Instruments* (США) в 1994 г. Воспроизводимость результатов измерений по сравнению с гидроденситометрией более высока, причем величина стандартной погрешности оценки %ЖМТ составляет около 0,3% (McCrogy et al., 1995). Процедура измерений занимает 5–7 мин. Основная погрешность рассматриваемых методов связана с предположением об одинаковой плотности безжировой массы у разных индивидов. Для повышения точности оценок %ЖМТ

1.2.3. Метод разведения индикаторов

За исключением случаев крайне выраженного ожирения, наибольшую молекулярную фракцию массы тела человека составляет вода. Методы определения жидких сред организма носят назва-

ние гидрометрии. Золотым стандартом гидрометрии является метод разведения индикаторов. С его помощью определяют объем воды в организме (на основе дейтерия, трития или ^{18}O), а также содержание внеклеточной жидкости. Содержание клеточной жидкости (КЖ) определяют вычитанием ВКЖ из ОВО. К недостаткам метода разведения относятся большая продолжительность обследования (от нескольких часов до нескольких суток), необходимость внутривенного введения метки с последующим взятием крови на анализ, лучевая нагрузка, получаемая при использовании трития, а также высокая стоимость обследования в случае использования изотопа ^{18}O (Schoeller, 1996, 2005).

1.2.4. Рентгеновская денситометрия

Эталонным методом оценки минеральной массы тела (ММТ) является двуэнергетическая рентгеновская денситометрия, основанная на принципах взаимодействия рентгеновского излучения с веществом. Имеются устройства для оценки состояния периферического и осевого скелета. Продолжительность обследования составляет около 5 минут, а суммарная доза радиации не превышает 30 мР, что эквивалентно дозе, получаемой при многочасовом авиаперелете. Погрешность оценки минеральной массы костей составляет 1–2%. Помимо оценки состава тела, рентгеновская костная денситометрия является надежным средством профилактики травматизма опорно-двигательного аппарата и используется для диагностики остеопороза. Ведущие производители рентгеновских денситометров — компании *Hologic*, *Lunar* и *Norland* (США). Альтернативой является ультразвуковое исследование пяточной кости (Sherwood et al., 1998).

1.2.5. Определение естественной радиоактивности тела

Главным источником естественной радиоактивности тела человека является изотоп калия ^{40}K . Относительное содержание данного изотопа как в организме человека, так и в окружающей среде весьма стабильно, и составляет около 0,012% массы калия. Это дает возможность использовать результаты измерений естественной радиоактивности тела для оценки общего содержания калия в организме. В связи с тем что свыше 98% калия в теле человека имеет внутриклеточную локализацию, данный метод применяется как эталонный для оценки клеточной массы тела. Содержание

калия в организме хорошо коррелирует с основным обменом (Бондаренко, Каплан, 1987). Оценка общего калия представляет интерес для исследования болезней, связанных с нарушением баланса жидкостей в организме и эндокринными сдвигами, поскольку в этом случае методы изотопного разведения оказываются неэффективными.

Продолжительность обследования пациента составляет 15–30 мин, а погрешность измерений — от 1 до 5% в зависимости от возраста обследуемого и технических характеристик устройства. Как правило, определение естественной радиоактивности тела является частью стандартной методики нейтронного активационного анализа.

1.2.6. Нейтронный активационный анализ

Нейтронный активационный анализ является разновидностью активационного анализа — наиболее распространенного среди применяемых в медицине ядерно-физических методов исследования.

Активационный анализ был впервые предложен Д. Хевеши и Г. Леви в 1936 г. (Hevesy, Levi, 1936). Сущность метода заключается в изучении состава вещества на основе активации его атомных ядер при помощи внешнего излучения. Если в качестве внешнего излучения используется поток нейтронов, то такая разновидность метода называется нейтронным активационным анализом.

Метод обеспечивает надежную оценку содержания до 40 химических элементов в живом организме (Chettle, Fremlin, 1984; Cohn, Parr, 1985; Sutcliffe, 1996). Наиболее устойчивые соотношения между различными компонентами состава тела имеют место на элементном уровне (Wang et al., 1995). Поэтому основанные на нейтронном активационном анализе многокомпонентные модели элементного уровня часто используются в качестве эталона для оценки точности или калибровки других методов.

В ходе обследования тело человека облучают потоком нейтронов низкой интенсивности, а элементный состав оценивают по спектральным характеристикам индуцированного гамма-излучения, регистрируемого при помощи счетчика излучения. Стандартная ошибка оценки содержания различных химических элементов в организме составляет 3–5%, что соответствует погрешности методов весовой химии. Применение метода резко ограничено, так как в мире имеется не более 20 установок для нейтронного активационного анализа состава тела.

1.2.7. Компьютерная томография

Основным недостатком традиционных рентгенологических методов исследования является проекция трехмерных структур на плоскость и, следовательно, наложение в получаемом изображении отпечатков одних органов на другие. В 1972 г. был сконструирован первый рентгеновский компьютерный томограф. Данное изобретение совершило переворот в развитии методов медицинской диагностики.

Под *компьютерной томографией* понимается произвольный неинвазивный метод исследования, позволяющий получать послойные изображения внутренней структуры объекта с помощью соответствующих программ. При использовании компьютерной томографии в задачах медицинской диагностики ключевым требованием является сохранность всех биохимических реакций в изучаемом объекте (Уэбб, 1991). Компьютерная томография дает информацию о структуре в виде изменения параметров некоторого физического поля или движущихся элементарных частиц при их взаимодействии с исследуемым объектом (Кравчук, 2001). Для изучения состава тела применяются рентгеновская компьютерная и магниторезонансная томография.

Рентгеновская компьютерная томография

Метод рентгеновской компьютерной томографии (РКТ) основан на использовании рентгеновских лучей, ориентированных в одной плоскости и преобразованных в веерный пучок, пропускаемый через различные участки тела. Выходящий поток регистрируется при помощи специальных детекторов. Ослабление интенсивности лучей определяется интегралом от функции коэффициента поглощения вдоль траектории луча, поэтому восстановление плотности сводится к нахождению функции коэффициента поглощения по множеству линейных интегралов от нее. Впервые такая задача была решена И. Радоном в 1917 г. (Хелгасон, 1983). Впоследствии это решение было переоткрыто заново и предложены новые алгоритмы решения задачи компьютерной томографии. Подробное математическое описание задач компьютерной томографии и методов их решения имеется в литературе (Тихонов и др., 1987; Уэбб, 1991; Кравчук, 2001). На рис. 1.7 показана одна из моделей рентгеновских компьютерных томографов, которые могут быть использованы для оценки состава тела.



Рис. 1.7. Рентгеновский компьютерный томограф IV поколения Mx8000 (*Philips Medical Systems*)

Основное применение РКТ в медицине связано с диагностикой патологических состояний организма и с планированием лучевой терапии для лечения онкологических больных. РКТ применяется и для изучения состава тела. Преимущество метода заключается в возможности изучения с высокой разрешающей способностью пространственной структуры тканей и органов, включая отдельную оценку содержания подкожного и внутреннего жира. У больных ожирением риск развития сердечно-сосудистых заболеваний и диабета коррелирует выше с количеством внутреннего, а не общего жира. В отличие от магниторезонансной томографии, РКТ дает возможность оценки плотности ткани в каждой точке изображения поперечного сечения тела. Эта информация используется для определения вида ткани, к которой она относится. На основе информации о плотности и объеме строятся оценки скелетно-мышечной массы и массы внутренних органов. Недостаток РКТ связан с высокой стоимостью обследования, использованием ионизирующего электромагнитного источника излучения и необходимостью проведения обследования в стационарных условиях. РКТ является эталонным методом определения состава тела на тканевом уровне.

В отличие от магниторезонансной томографии, РКТ дает возможность оценки плотности ткани в каждой точке изображения поперечного сечения тела. Эта информация используется для определения вида ткани, к которой она относится. На основе информации о плотности и объеме строятся оценки скелетно-мышечной массы и массы внутренних органов. Недостаток РКТ связан с высокой стоимостью обследования, использованием ионизирующего электромагнитного источника излучения и необходимостью проведения обследования в стационарных условиях. РКТ является эталонным методом определения состава тела на тканевом уровне.

Магниторезонансная томография

В условиях слабого магнитного поля Земли подавляющее большинство атомов и молекул в организме человека имеют случайную ориентацию. Однако если поместить его в более сильное магнитное поле, то ядра атомов некоторых химических элементов будут стремиться к ориентации вдоль магнитного поля (Despres et al., 1996). Наиболее выражено это свойство у атомов водорода — протонов (^1H). Атомы других элементов, таких как (^{13}C , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P и ^{39}K), также обладают способностью к ориентации, но выражена она значительно слабее. Ориентации небольшой части атомов оказывается достаточно для количественной характеристики эффекта отмены действия или изменения направления магнитного поля. Описанное свойство лежит в основе метода ядерного магнитного резонанса (ЯМР), широко применяемого в биологии и медицине.

Разновидностью метода ЯМР является *магниторезонансная томография* (МРТ), которая используется для построения объемных анатомических изображений тела, изучения физико-химических свойств биологических тканей и анализа состава тела (рис. 1.8).

При установлении границ органов и тканей методом МРТ требуется ручная коррекция, а классификация органов и тканей методом РКТ осуществляется автоматически на основе заранее заданных пороговых значений рентгеновской плотности (Despres et al., 1996).

Оценки ЖМТ и массы жировых тканей у животных, полученные методом МРТ, высоко коррелируют с результатами методов химической экстракции и диссекции ($r = 0,97-0,98$) (Fuller et al., 1990). Сопоставление методов МРТ и РКТ выявило высокую корреляцию оценок объема подкожной жировой ткани, при этом оценки содержания внутреннего жира хорошо коррелируют лишь в области его высоких значений, а при низком содержании внутреннего жира коэффициент вариации может достигать 13–20% (Seidell et al., 1990).

В ряде работ изучали воспроизводимость оценок массы жировых тканей методом МРТ. Оказалось, что коэффициент вариации результатов повторных измерений содержания подкожного жира лежит в пределах от 1 до 10%, а внутреннего жира — от 5 до 10%. Коэффициент вариации оценок массы жировых тканей конечностей составил 1–4% (Ross et al., 1994). Этот результат позволяет использовать магниторезонансную томографию, наряду с РКТ, в качестве эталона для определения скелетно-мышечной массы (Mitsiopoulos et al., 1998). Применение метода МРТ не связано с облучением пациента в ходе обследования.



Рис. 1.8. Магниторезонансный томограф Magnetom Trio фирмы Siemens с индукцией 3Тл для исследования всего тела

1.2.8. Калиперометрия и метод инфракрасного отражения

Метод калиперометрии заключается в измерении толщины кожно-жировых складок на определенных участках тела при помощи специальных устройств — калиперов. Калиперометрия явилась одним из первых методов, используемых для изучения состава

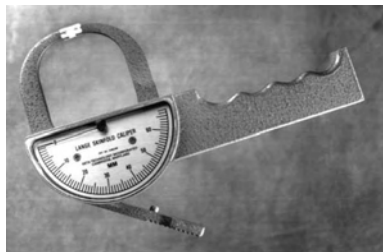


Рис. 1.9. Калипер Ланге



Рис. 1.10. Инфракрасный жи-
роанализатор Futrex-5000

тела. Разработанные на ее основе прогнозирующие формулы для оценки состава тела хорошо себя зарекомендовали для решения задач спортивной, оздоровительной и клинической медицины.

В настоящее время в мире производится большое количество моделей калиперов, которые отличаются друг от друга конструктивными особенностями, точностью измерения, условиями применения, ценой и другими показателями. Одним из наиболее часто используемых в клинической практике и научных исследованиях является выпускаемый с 1962 г. калипер Ланге (*Beta Technology*, США) (рис. 1.9). Стандартная ошибка оценки жировой массы при повторных измерениях одного и того же индивида не должна превышать 5%. Некоторые калиперы снабжены микропроцессором, что дает значительную экономию времени при проведении масштабных полевых исследований.

Формулы для оценки состава тела специфичны для конкретных популяций. На сегодняшний день имеется свыше 100 формул для оценки жировой, безжировой и мышечной массы (Matiegka, 1921; Лутовинова и др., 1970; Jackson, Pollock, 1978; Jackson et al., 1980; Slaughter et al., 1988; Wang et al., 2000).

Для оценки жировой массы тела также используется метод инфракрасного отражения (Conway et al., 1984). Портативные устройства в виде источника инфракрасного излучения, снабженного световодом, принимающим детектором и микропроцессором, выпускает компания Futrex (США) (рис. 1.10). %ЖМТ оценивается автоматически по характеристикам отраженного излучения в участке доминантного бицепса. Метод основан на различиях спектральных характеристик поглощения электромагнитного излучения разными компонентами состава тела. Точность оценок %ЖМТ методом инфракрасного отражения ниже, чем при калиперометрии.

1.2.9. Биоимпедансный анализ

Биоимпедансный анализ основан на измерении электрической проводимости различных тканей тела. Начало практического применения биоимпедансного анализа для характеристики состава тела человека, сначала для оценки водных секторов организма, а затем и других компонентов состава тела, принято связывать с работами французского анестезиолога Анри Томассета, выполненными в начале 1960-х гг. (Thomasset, 1962).

История российских исследований и разработок в области биоимпедансного анализа насчитывает более 70 лет. Первые работы по этой тематике были опубликованы в 1930-х гг. (Тарусов, 1934, 1938), и в те же годы небольшими партиями выпускалась биоимпедансная аппаратура для оценки приживаемости трансплантатов на основе данных об их электрической проводимости.

Метод основан на измерении импеданса Z всего тела или отдельных сегментов тела с использованием специальных приборов — биоимпедансных анализаторов. Электрический импеданс биологических тканей имеет два компонента: активное R и реактивное сопротивление X_C , связанные соотношением

$$Z^2 = R^2 + X_C^2.$$

Материальным субстратом активного сопротивления R в биологическом объекте являются жидкости (клеточная и внеклеточная), обладающие ионным механизмом проводимости. Субстратом реактивного сопротивления X_C (диэлектрический компонент импеданса) являются клеточные мембраны.

По величине активного сопротивления рассчитывается объем воды в организме (ОВО), невысокое удельное сопротивление которой обусловлено наличием электролитов. Электрическое сопротивление жировой ткани примерно в 5–20 раз выше, чем основных компонентов безжировой массы (БМТ). Установлена высокая корреляция между импедансом тела и величинами ОВО, БМТ и жировой массы (Hoffer et al., 1969). Л. Хауткупер (Houtkooper, 1996) систематизировала опубликованные формулы для расчета ОВО, БМТ и %ЖМТ. Погрешность оценок, получаемых на тот период времени, составляла 0,9–1,8 кг для ОВО и 2,5–3,5% для ЖМТ.

Варианты биоимпедансного анализа классифицируют по нескольким признакам: частоте зондирования (одночастотные, двухчастотные, многочастотные), участкам измерений (локальные,

региональные, интегральные, полисегментные) и по тактике измерений (однократные, эпизодические, мониторинговые). Около 90% всех измерений методом биоимпедансного анализа выполняется по стандартной тетраполярной схеме с расположением электродов на голеностопном суставе и запястье при частоте зондирующего тока 50 кГц в однократном режиме. Многочисленные разновидности метода и протоколов обследования будут рассмотрены в соответствующих разделах этой книги.

Параметры, получаемые в биоимпедансном анализе

Классификация параметров, используемых в биоимпедансном анализе, представлена на рис. 1.11. Принято различать биоэлектрические и антропометрические параметры. К *биоэлектрическим* параметрам относят компоненты вектора импеданса всего тела, его отдельных сегментов или локальных участков тела, измеряемые на одной или нескольких частотах переменного тока. Зная компоненты импеданса, вычисляют дисперсионные характеристики тканей, а также фазовый угол — арктангенс отношения реактивного и активного сопротивлений для некоторой частоты тока. Значение фазового угла характеризует емкостные свойства клеточных мембран и жизнеспособность биологических тканей: считается, что чем выше фазовый угол, тем лучше состояние тканей.



Рис. 1.11. Классификация параметров, используемых в биоимпедансном анализе

К *антропометрическим* параметрам относятся пол, возраст, расовая и этническая принадлежность, а также линейные и весовые размеры тела (характеристики телосложения индивида), используемые для оценки состава тела, такие как длина, масса и объем тела. Также измеряют окружность талии и бедер, другие размеры тела. Измерения выполняют по стандартной методике с использованием антропометра или ростомера, напольных весов и измерительной ленты (Мартиросов и др., 2006). Вычисляют индекс массы тела (ИМТ), а также индекс талия–бедра (ИТБ), равный отношению длины окружности талии (ОТ) к длине окружности бедер (ОБ). ИМТ и другие вспомогательные параметры используются при формировании норм состава тела для различных популяций (Bosy-Westphal et al., 2006). Площадь поверхности тела (ППТ) оценивают, зная длину и массу тела.

С использованием антропометрических и биоэлектрических параметров получают оценку основного обмена (ОО) — характеристику энергетического метаболизма человека. Также рассчитывается удельный основной обмен как частное от деления величины основного обмена на площадь поверхности тела (ОО/ППТ) или на безжировую массу (ОО/БМТ), что дает возможность сопоставления интенсивности обменных процессов у людей различного телосложения.

Перечень параметров состава тела, оцениваемых методом биоимпедансного анализа (табл. 1.5), включает абсолютные и относительные показатели. В зависимости от методики измерений *абсолютные* показатели определяют как для всего тела, так и для его отдельных регионов (сегментов). К абсолютным показателям относятся жировая (ЖМТ) и безжировая (тощая) массы тела (БМТ, ТМ), активная клеточная (АКМ) и скелетно-мышечная массы (СММ), общая вода организма (ОВО), клеточная и внеклеточная жидкости (КЖ, ВКЖ). Наряду с ними рассчитываются относительные (приведенные к массе тела, тощей массе или другим величинам) показатели состава тела. *Относительные* показатели используются для сопоставления пациентов и групп пациентов, в том числе различающихся по полу, возрасту, телосложению и состоянию здоровья. При этом выбирают такие показатели, которые наиболее адекватно для рассматриваемой группы пациентов отражают ее особенности.

Параметры *сегментов тела* используются для характеристики региональных особенностей строения тела, оценки перераспределения жидкости в организме или степени асимметрии конечностей.

Таблица 1.5. Параметры, используемые в биоимпедансном анализе

1. Антропометрические	
Пол	Пол (м, ж)
Возраст	Возраст, лет
МТ	Масса тела, кг
ДТ	Длина тела (рост), см
ИМТ	Индекс массы тела, кг/м ²
ППТ	Площадь поверхности тела, м ²
ОТ	Окружность талии, см
ОБ	Окружность бедер, см
ИТБ	Индекс талия-бедра (ИТБ=ОТ/ОБ)
2. Биоэлектрические	
Активное сопротивление R , Ом	
Реактивное сопротивление X_C , Ом	
Импеданс Z , модуль импеданса ($ Z $), Ом	
Фазовый угол φ , градус	
3. Параметры состава тела и основного обмена	
3.1. Абсолютные	
ЖМТ	Жировая масса тела, кг
БМТ (ТМ)	Безжировая (тощая) масса тела, кг
КМТ	Клеточная масса тела, кг
АКМ	Активная клеточная масса, кг
СММ	Скелетно-мышечная масса, кг
ОВО	Общая вода организма, л
КЖ	Клеточная (внутриклеточная) жидкость, л
ВКЖ	Внеклеточная жидкость, л
ИЖ	Интерстициальная жидкость, л
ОЦК	Объем циркулирующей крови, л
ОЦП	Объем циркулирующей плазмы, л
ЦОК	Центральный объем крови, л
ОО	Основной обмен, ккал/сут
3.2. Относительные	
%ЖМТ	Процент жировой массы %ЖМТ=(100×ЖМТ/МТ)%
%БМТ	Процент безжировой массы %БМТ=(100×БМТ/МТ)%
%АКМ	Процент активной клеточной массы в ТМ %АКМ=(100×АКМ/ТМ)%
%СММ	Процент скелетно-мышечной массы в ТМ %СММ=(100×СММ/ТМ)%
ГТМ	Гидратация тощей массы ГТМ=ОВО/ТМ
КГТМ	Клеточная гидратация тощей массы КГТМ=КЖ/ТМ
ВГТМ	Внеклеточная гидратация тощей массы ВГТМ=ВКЖ/ТМ
ГКМ	Гидратация клеточной массы ГКМ=КЖ/КМТ
УОО	Удельный основной обмен УОО/ППТ, ккал/м ²

В полисегментных схемах измерений оценивают *градиенты* — характеристики направлений и скоростей изменения объемов клеточной и внеклеточной жидкостей на границах соседних регионов тела. При анализе локальных участков тела вычисляют дисперсионные характеристики тканей, например, отношения импедансов на различных частотах.

1.3. Модели состава тела

Удобным способом представления знаний о составе тела человека являются модели состава тела. В зависимости от целей и задач исследования принято различать дву-, трех-, четырех- и многокомпонентные модели.

1.3.1. Двухкомпонентные модели

Традиционная модель

В традиционной двухкомпонентной модели масса тела MT представлена в виде суммы жировой $ЖМТ$ и безжировой массы $БМТ$ (рис. 1.12):

$$MT = ЖМТ + БМТ.$$

Под жировой массой тела понимается масса всех липидов в организме. Это наиболее лабильный компонент массы тела. В норме содержание жира в организме мужчин спортивного телосложения составляет около 15%, а у женщин — около 20% массы тела (табл. 1.6 и 1.7). У больных ожирением этот показатель увеличен более чем вдвое.

Согласно анатомической классификации различают существенный жир, входящий в состав белково-липидного комплекса большинства клеток организма (например, фосфолипиды клеточных мембран), и несущественный жир (триглицериды жировых тканей).

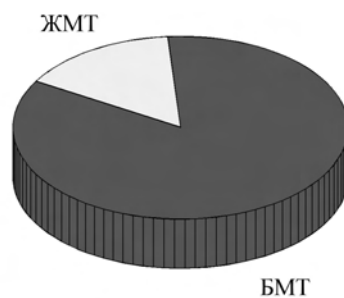


Рис. 1.12. Традиционная двухкомпонентная модель состава тела (Siri, 1961; Brozek et al., 1963)

Таблица 1.6. Классификация значений относительного содержания жира (%ЖМТ) в организме мужчин (Robergs, Roberts, 1997)

Характеристика	Возраст, лет				
	20–29	30–39	40–49	50–59	> 60
Очень низкое	< 11	< 12	< 14	< 15	< 16
Низкое	11–13	12–14	14–16	15–17	16–18
Оптимальное	14–20	15–21	17–23	18–24	19–25
Умеренное высокое	21–23	22–24	24–26	25–27	26–28

Таблица 1.7. Классификация значений относительного содержания жира (%ЖМТ) в организме женщин (Robergs, Roberts, 1997)

Характеристика	Возраст, лет				
	20–29	30–39	40–49	50–59	> 60
Очень низкое	< 16	< 17	< 18	< 19	< 20
Низкое	16–19	17–20	18–21	19–22	20–23
Оптимальное	20–28	21–29	22–30	23–31	24–32
Умеренное высокое	29–31	30–32	31–33	32–33	33–35

Существенный жир необходим для нормальной жизнедеятельности органов и тканей. Считается, что относительное содержание существенного жира весьма стабильно и составляет около 2% безжировой массы (Moore et al., 1963). *Несущественный жир* образует основной запас метаболической энергии и выполняет функцию термоизоляции внутренних органов. Он состоит из подкожного и внутреннего жира. *Подкожный жир* распределен вдоль поверхности тела относительно равномерно (Лутовинова и др., 1970). *Внутренний* (висцеральный) *жир* сосредоточен, главным образом, в брюшной полости. Установлено, что риск развития сердечно-сосудистых и других заболеваний, связанных с избыточной массой тела, коррелирует выше с содержанием внутреннего, а не подкожного жира (Larsson et al., 1992). Иногда используется понятие *абдоминального жира*, под которым понимается совокупность внутреннего и подкожного жира, локализованных в области живота.

Масса тела, свободного от жира (т. е. липидов) имеет название *безжировой массы*³. Она состоит из воды, мышечной массы, массы скелета и других составляющих.

³Понятие тела свободного от жира (fat-free body) ввел в научный оборот немецкий физиолог А. Магнус-Леви в 1906 г. (Forbes, 1987).

Рассматриваемый ниже способ оценки состава тела в традиционной двухкомпонентной модели основан на различиях плотности жировой и безжировой массы. Пусть, для простоты обозначений, тело человека имеет массу m , объем V и плотность ρ , причем масса тела является суммой жировой массы m_1 с плотностью ρ_1 и объемом V_1 и безжировой массы m_2 с плотностью ρ_2 и объемом V_2 . Ясно, что массы и объемы тела и его частей связаны соотношениями

$$\begin{aligned} m &= m_1 + m_2, \\ V &= V_1 + V_2. \end{aligned}$$

Перепишем первое из них в виде $\rho V = \rho_1 V_1 + \rho_2 V_2$ и преобразуем с учетом второго. В результате получим:

$$V_1(\rho_2 - \rho_1) = V(\rho_2 - \rho).$$

Умножим обе части равенства на ρ_1 и разделим на $\rho_2 - \rho_1$. Учтывая, что $V = m/\rho$, а $\rho_1 V_1 = m_1$, имеем:

$$m_1 = m \frac{\rho_1}{\rho_2 - \rho_1} \left(\frac{\rho_2}{\rho} - 1 \right). \quad (1.1)$$

Получилась формула для нахождения массы одного из двух компонентов тела через массу и плотность тела, а также плотности рассматриваемых компонентов тела. Поделив (1.1) на m и делая обратную замену индексов, получим формулу для вычисления процентного содержания жира в массе тела:

$$\%ЖМТ = \frac{\rho_{ЖМТ}}{\rho_{БМТ} - \rho_{ЖМТ}} \left(\frac{\rho_{БМТ}}{\rho} - 1 \right) \times 100. \quad (1.2)$$

Если считать, что величины $\rho_{ЖМТ}$ и $\rho_{БМТ}$ известны и постоянны, то для вычисления $\%ЖМТ$ достаточно измерить плотность тела ρ . Такая ситуация является общей для любой модели состава тела: некоторые ее параметры можно измерить *in vivo*, а остальные считаются заданными величинами (инварианты состава тела). Основные методы оценки плотности тела — подводное взвешивание и воздушная плетизмография (см. п. 1.2.2).

Для оценки состава тела человека В. Сири использовал значения $\rho_{ЖМТ} = 0,9$ г/мл и $\rho_{БМТ} = 1,1$ г/мл (Behnke et al., 1942; Mendez et al., 1960). В результате подстановки этих значений в (1.2) получается формула Сири (Siri, 1961):

$$\%ЖМТ = (495/\rho) - 450,$$

Таблица 1.8. Композиция условного тела по Брожеку (Brozek et al., 1963)

Компоненты	Плотность, г/мл	Безжировая масса тела, %	Условное тело, %
Вода	0,9937	73,8	62,4
Белок	1,34	19,4	16,4
Минералы	3,038	6,8	5,9
в костной ткани	2,982	5,6	4,8
в остальных тканях	3,317	1,2	1,1
Жировая масса тела (ЖМТ)	0,9007		15,3
Безжировая масса тела (БМТ)	1,100	100	84,7
Условное тело	1,064		100

где ρ выражается в г/мл. Похожий вид имеет формула Й. Брожека (Brozek, 1963):

$$\%ЖМТ = (497,1/\rho) - 451,9.$$

В отличие от формулы Сири, она получена с использованием данных о плотности и составе тела условного человека (табл. 1.8) и не включает оценку $\rho_{БМТ}$. Формулы Сири и Брожека применяются для оценки состава тела у взрослых мужчин. Показано, что в пределах значений плотности тела от 1,03 до 1,09 г/мл они дают высоко коррелированные и практически совпадающие оценки %ЖМТ (различия не превосходят 1% жировой массы), однако у индивидов с выраженным истощением или ожирением разность получаемых оценок увеличивается; при этом более точна формула Брожека (Roche et al., 1996).

Погрешность оценки %ЖМТ по формуле (1.2) в традиционной двухкомпонентной модели определяется двумя факторами: погрешностью измерений плотности тела (см. раздел 1.2.2) и ошибкой априорной оценки плотностей жировой и безжировой массы, связанной, главным образом, со значительной естественной вариацией плотности безжировой массы $\rho_{БМТ}$. По данным (Bakker, Struikenkamp, 1977), величина стандартной ошибки $\rho_{БМТ}$ для общей популяции составляет 0,01 г/мл, что соответствует относительной ошибке определения %ЖМТ на уровне 3,5–4%. Вместе с тем, установлена зависимость $\rho_{БМТ}$ от возраста у детей, что привело к уточнению формул для оценки %ЖМТ (см. табл. 1.4).

Традиционную двухкомпонентную модель можно использовать для характеристики групповых средних значений %ЖМТ. Ввиду значительной вариации плотности безжировой массы она ока-

залась мало пригодной для мониторинга изменений состава тела на индивидуальном уровне за исключением случаев предварительной диагностики и оценки эффективности лечения истощения или ожирения (Heymsfield et al., 2005). Последующая разработка трех- и четырехкомпонентных моделей состава тела (см. далее) была связана с необходимостью детализации понятия безжировой массы и с развитием методов прижизненной оценки ее отдельных фракций.

Возможен другой способ оценки состава тела в традиционной двухкомпонентной модели. Он связан с относительным постоянством гидратации безжировой массы: объем воды в организме (ОВО) составляет около 73,2% БМТ. Величина ОВО оценивается *методом разведения* (см. п. 1.2.3), а количество жира определяется вычитанием БМТ из массы тела. Однако такая оценка может оказаться недостаточно точной ввиду значительной вариации содержания жидкости в БМТ, особенно при нарушениях водного обмена (Chumlea, Baumgartner, 1989).

Модель Бенке

Традиционная двухкомпонентная модель характеризует состав тела на молекулярном уровне. Физиологическая интерпретация получаемых результатов в этом случае затруднена ввиду неоднородности молекулярного состава липидов и безжировой массы. С учетом этого в 1942 г. А. Бенке и соавт. ввели понятие тощей массы (lean body mass) как суммы БМТ и массы существенного жира, и предложили рассматривать двухкомпонентную модель тканевого уровня вида

$$MT = MNЖ + TMT,$$

где МНЖ — масса несущественного жира, а ТМТ — тощая масса тела (Behnke et al., 1995). Однако ввиду неопределенности, связанной с индивидуальной оценкой количества существенного жира, понятие тощей массы оказалось мало пригодным и впоследствии нередко ошибочно использовалось в качестве синонима термина “безжировая масса” (fat-free mass). Для преодоления возникшей путаницы в определениях на совместном заседании объединенной комиссии ВОЗ, ООН и Организации по вопросам питания и сельского хозяйства в 1981 году было решено использовать понятие “тощая масса” в качестве эквивалента термина “безжировая масса” для характеристики массы тела без жира (Fidanza et al., 2003).

1.3.2. Трехкомпонентные модели

На рис. 1.13 показаны две основные трехкомпонентные модели состава тела. Слева на рисунке безжировая масса тела представлена как сумма общей воды организма (ОВО) и сухой массы тела без жира (СМТБЖ):

$$МТ = ЖМТ + БМТ = ЖМТ + ОВО + СМТБЖ. \quad (1.3)$$

Соотношение для объемов имеет вид

$$V = V_{ЖМТ} + V_{ОВО} + V_{СМТБЖ}, \quad (1.4)$$

где V — объем тела, $V_{ЖМТ}$ — объем жировой массы, а $V_{ОВО}$ и $V_{СМТБЖ}$ — объем ОВО и СМТБЖ, соответственно. Перепишем это равенство в виде

$$\frac{МТ}{ПТ} = \frac{ЖМТ}{П_{ЖМТ}} + \frac{ОВО}{П_{ОВО}} + \frac{СМТБЖ}{П_{СМТБЖ}}, \quad (1.5)$$

где $П_{ОВО}$ — плотность ОВО, $П_{СМТБЖ}$ — плотность СМТБЖ. Путем преобразований получим выражение для процентного содержания жира в организме:

$$\%ЖМТ = П_{ЖМТ} \left(\frac{1}{ПТ} - \frac{ОВО/МТ}{П_{ОВО}} - \frac{СМТБЖ/МТ}{П_{СМТБЖ}} \right) \times 100. \quad (1.6)$$

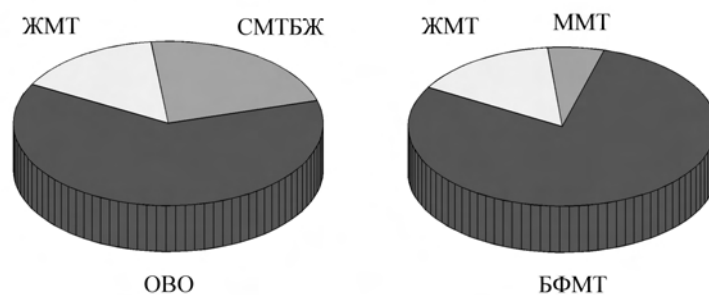


Рис. 1.13. Трехкомпонентные модели состава тела. На диаграмме слева масса тела представлена в виде суммы жировой массы (ЖМТ), общей воды организма (ОВО) и сухой массы тела без жира (СМТБЖ), на диаграмме справа — как сумма жировой массы тела (ЖМТ), минеральной массы тела (ММТ) и безжировой фракции мягких тканей (БФМТ). Относительные размеры секторов соответствуют данным по условному человеку (см. табл. 1.8 и Прил. 3)

Измеряемыми величинами здесь являются масса тела, плотность тела и общая вода организма (ОВО). Конкретные формулы для вычисления %ЖМТ получаются, если определить значения $P_{\text{ЖМТ}}$, $P_{\text{ОВО}}$, $P_{\text{СМТБЖ}}$ и зафиксировать соотношение ОВО/СМТБЖ.

Формула Сири трехкомпонентной модели состава тела имеет вид

$$\% \text{ЖМТ} = [2,118/P_{\text{T}} - 0,78 \times (\text{ОВО}/\text{МТ}) - 1,354] \times 100, \quad (1.7)$$

где P_{T} — плотность тела (г/мл), ОВО — общая вода организма (л), а МТ — масса тела (кг) (Siri, 1961). Как и в двухкомпонентной модели, для оценки плотности тела обычно используются *подводное взвешивание* или *воздушная плетизмография*, а для оценки ОВО — *метод изотопного разведения*.

Другая трехкомпонентная модель состава тела представлена справа на рисунке:

$$\text{МТ} = \text{ЖМТ} + \text{ММТ} + \text{БФМТ}, \quad (1.8)$$

где ММТ — минеральная масса тела, а БФМТ — безжировая фракция мягких тканей (ср. с (1.3)). Формула для вычисления %ЖМТ выводится аналогично (1.7) и имеет следующий вид (Lohman, 1986):

$$\% \text{ЖМТ} = [6,386/P_{\text{T}} - 3,961 \times (\text{ММТ}/\text{МТ}) - 6,090] \times 100. \quad (1.9)$$

Для определения минеральной массы тела обычно применяются *радиоизотопные или рентгеновские методы*.

В. Сири установил, что суммарная погрешность оценки жировой массы вследствие естественной вариации относительного содержания и плотности компонентов безжировой массы составляет для общей популяции около 3,9%ЖМТ, что соответствует вариации плотности БМТ на уровне 0,0084 г/мл (Roche et al., 1996). Эти данные хорошо согласуются с приведенной выше анатомической оценкой 0,01 г/мл (Bakker, Struikenkamp, 1977). Поэтому использование трехкомпонентных моделей для характеристики популяций здоровых взрослых людей и подростков позволяет несколько улучшить точность оценки %ЖМТ.

1.3.3. Четырехкомпонентные модели

У пациентов с нарушениями баланса жидкости в организме или изменениями ММТ оценка %ЖМТ с использованием трехкомпонентных моделей дает значительную погрешность. В этом случае

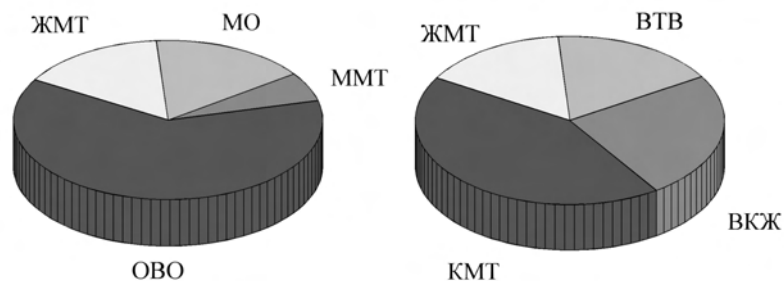


Рис. 1.14. Четырехкомпонентные модели состава тела. На диаграмме слева масса тела представлена в виде суммы жировой массы тела (ЖМТ), общей воды организма (ОВО), минеральной массы тела (ММТ) и массы остатка (МО), на диаграмме справа — как сумма жировой массы тела (ЖМТ), клеточной массы тела (КМТ), массы внеклеточной жидкости (ВКЖ) и массы внеклеточных твердых веществ (ВТВ). Относительные размеры секторов соответствуют данным по условному человеку (см. табл. 1.8 и Прил. 3)

используют четырехкомпонентную модель с одновременным определением содержания воды в организме и ММТ (диаграмма слева на рис. 1.14):

$$MT = ЖМТ + ОВО + ММТ + МО, \quad (1.10)$$

где МО — масса остатка (в данном случае — белковой фракции). Вместо ММТ чаще рассматривается минеральная масса костей (ММК), при этом МО представляет собой сумму белковой массы и минеральной массы мягких тканей.

Трехкомпонентные модели на рис. 1.13 получаются из (1.10), если объединить минеральную массу тела с массой остатка, что дает сухую массу тела без жира (СМТБЖ = ММТ + МО), или, в другом случае, — содержание воды в организме с массой остатка, что дает безжировую фракцию мягких тканей (БФМТ = ОВО + МО). Если же объединить ОВО и ММТ, то получится альтернативная модель, которая практически не используется ввиду трудностей определения белковой фракции *in vivo* (Roche et al., 1996).

Базовое соотношение для оценки %ЖМТ в рассматриваемой четырехкомпонентной модели выводится аналогично (1.6):

$$\%ЖМТ = \Pi_{ЖМТ} \left(\frac{1}{\Pi_T} - \frac{ОВО/MT}{\Pi_{ОВО}} - \frac{ММК/MT}{\Pi_{ММК}} - \frac{МО/MT}{\Pi_О} \right) \times 100, \quad (1.11)$$

где $P_{\text{ММК}}$ — плотность костных минералов, а $P_{\text{О}}$ — плотность остатка, т. е. белковой фракции и минеральных компонентов мягких тканей. Измеряются четыре показателя: масса и плотность тела (МТ, ПТ), содержание воды в организме (ОВО) и минеральная масса костей (ММК). Величины $P_{\text{ЖМТ}}$, $P_{\text{ОВО}}$, $P_{\text{ММК}}$, $P_{\text{О}}$ и соотношение ММК/МО считаются известными. Имеется около 15 формул четырехкомпонентной модели для оценки %ЖМТ. В большинстве случаев при их выводе использованы данные по условному человеку, приведенные в табл. 1.8. Примеры таких формул (Ellis, 2000):

$$\begin{aligned} \%ЖМТ = [2,747/Пт - 0,714 \times (ОВО/МТ) + \\ + 1,146 \times (ММК/МТ) - 2,037] \times 100, \quad (1.12) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \%ЖМТ = [2,747/Пт - 0,7175 \times (ОВО/МТ) + \\ + 1,148 \times (ММК/МТ) - 2,050] \times 100. \quad (1.13) \end{aligned}$$

Основная неопределенность для оценки %ЖМТ на основе четырехкомпонентной модели связана с естественной вариацией отношения белок/минеральная масса тела, так как надежная оценка белковой массы *in vivo* возможна через измерение содержания азота методом *нейтронного активационного анализа* (п. 1.2.6), доступным лишь в нескольких лабораториях мира. Поэтому обычно указанное соотношение берется фиксированным. Однако известно, что даже при мониторинге краткосрочных изменений жировой массы под влиянием физической нагрузки или изменения режима питания клеточная и белковая масса тела могут значительно меняться (Vaswani et al., 1983).

Существует четырехкомпонентная модель, в которой не предполагается измерение плотности тела. В ней БМТ рассматривается как сумма клеточной массы тела КМТ, массы внеклеточной жидкости ВКЖ и массы внеклеточных твердых веществ ВТВ (правая диаграмма на рис. 1.14):

$$МТ = ЖМТ + КМТ + ВКЖ + ВТВ, \quad (1.14)$$

Клеточную массу тела оценивают по общему содержанию калия *методом разведения* радиоактивных изотопов $^{40}\text{К}$ и $^{42}\text{К}$ (Moore et al., 1963) или *методом определения естественной радиоактивности тела* (п. 1.2.5) (Бондаренко, Каплан, 1978). Для измерения объема внеклеточной жидкости используются *методы разведения* бромистого и меченого хлористого натрия, тиоцианата,

тиосульфата, инсулина и других веществ (Edelman et al., 1952; Gamble et al., 1953; Edelman, Leibman, 1959; Schoeller, 1996, 2005). Массу внеклеточных твердых веществ можно определить *по общему кальцию* или *по минеральной массе костей* (Cohn et al., 1980; Snyder et al., 1984). Безжировая масса тела вычисляется как сумма КМТ + ВКЖ + ВТВ, а содержание жира определяется как разность МТ – БМТ. Недостаток модели состоит в том, что общая погрешность оценки БМТ является суммой погрешностей измерений отдельных компонентов, что может приводить к значительной ошибке итоговой оценки жировой массы (Ellis, 2000).

Рассмотренное в п.1.2.1 понятие эталона применимо и к моделям состава тела. С развитием моделей и методов исследования состава тела некоторые методы постепенно утратили самостоятельное значение в качестве эталона. Например, для эталонной оценки процентного содержания жира в организме (%ЖМТ) подводное взвешивание стали использовать в сочетании с методом разведения и двуэнергетической рентгеновской денситометрией. В этой связи допустимо говорить, что золотым стандартом для оценки %ЖМТ являются четырехкомпонентные модели состава тела. Они используются для характеристики точности уже существующих и разработки новых прогнозирующих формул для оценки жировой массы на основе калиперометрии, антропометрии и биоимпедансного анализа (Heyward, Wagner, 2004; Heymsfield et al., 2005).

Принято считать, что прогнозирующая формула для оценки состава тела является “адекватной”, если выполняются следующие условия (Heyward, 2001):

- данная формула получена на основе эталонного метода с использованием выборки объемом $n > 100$;
- результаты оценки состава тела по этой формуле коррелируют с “эталонными” оценками не хуже, чем $r > 0,8$;
- проведена перекрестная проверка формулы на независимой выборке;
- среднеквадратическая погрешность оценки состава тела соответствует значениям, указанным в табл. 1.9.

Среди отечественных антропологов популярна четырехкомпонентная модель состава тела, предложенная И. Матейкой (Matiegka, 1921). Она характеризует тканевой уровень строения тела. Масса тела представлена в этой модели формулой

Таблица 1.9. Характеристика качества оценки состава тела на основе прогнозирующих формул калиперометрии, антропометрии и биоимпедансного анализа по величине среднеквадратической погрешности (*SEE*) (Lohman, 1992; Heyward, 2001)

<i>SEE</i> %ЖМТ	<i>SEE</i> ПТ, г/мл	<i>SEE</i> БМТ, кг		Качество оценки
м+ж	м+ж	м	ж	
2,0	0,0045	2,0–2,5	1,5–1,8	Эталонное
2,5	0,0055	2,5	1,8	Отличное
3,0	0,0070	3,0	2,3	Очень хорошее
3,5	0,0080	3,5	2,8	Хорошее
4,0	0,0090	4,0	3,2	Довольно хорошее
4,5	0,0100	4,5	3,6	Удовлетворительное
5,0	0,0110	>4,5	>4,0	Плохое

$$MT = ПЖТ + СММ + СМ + МО, \quad (1.15)$$

где ПЖТ — масса подкожной жировой ткани вместе с кожей, СММ — скелетно-мышечная масса, СМ — скелетная масса, и МО — остаточная масса.

Матейка предложил *антропометрические* формулы для вычисления ПЖТ, СММ, СМ и МО, верифицированные им на ограниченной выборке патологоанатомических данных:

$$\begin{aligned} ПЖТ &= 0,065 \times (d/6) \times S, \\ СММ &= 6,5 \times r^2 \times ДТ, \\ СМ &= 1,2 \times Q^2 \times ДТ, \\ МО &= 0,206 \times МТ, \end{aligned} \quad (1.16)$$

где МТ — масса тела. Величины ПЖТ, СММ, СМ и МТ выражаются в граммах, d — суммарная толщина шести кожно-жировых складок в мм, S — площадь поверхности тела в см², r — среднее значение радиусов плеча, предплечья, бедра и голени без подкожного жира и кожи в см, Q — средний диаметр дистальных частей плеча, предплечья, бедра и голени в см, а ДТ — длина тела в см. При вычислении массы жировой ткани МЖТ предполагается, что масса подкожной жировой ткани ПЖТ составляет половину от ЖМТ. Точность формул Матейки для характеристики состава тела у спортсменов и представителей различных профессиональных

групп поставлена под сомнение в ряде исследований (Drinkwater, Ross, 1980; Brodie et al., 1998).

1.3.4. Многокомпонентные модели

Многокомпонентные модели обычно классифицируют не только по количеству рассматриваемых компонентов массы тела, но и по их принадлежности к одному из пяти уровней организации биологической системы, от элементного до уровня организма в целом как показано на рис.1.15 и в табл.1.10. Рассмотрим их подробнее.

Элементный уровень

В организме человека содержится около 50 химических элементов, многие из которых выполняют важные биологические функции (Эмсли, 1993; Скальный, 2004). При этом четыре элемента — кислород, углерод, водород и азот дают в сумме около 95% массы тела. Для оценки элементного состава тела применяются различные методы. Эталонным методом прижизненной оценки элементного состава тела (до 40 химических элементов, включая микроэлементы) является нейтронный активационный анализ. Содержание калия можно оценить, измерив величину естественной радиоактивности тела. Возможность косвенной оценки элементного состава

N, P, Ca K, Na, Cl	Липиды	Клетки	Жировая ткань	
H	Вода		Скелетные мышцы	
C		Белки	Внеклеточная жидкость	
O	Углеводы	Внеклет. сухой остаток	Скелет	
	Минерал. в-ва			
Атомный уровень	Молекулярный уровень	Клеточный уровень	Тканевой уровень	Все тело

Рис. 1.15. Пять уровней организации биологической системы и модели состава тела (Wang et al., 1992)

Таблица 1.10. Пятиуровневая многокомпонентная модель состава тела (Wang et al., 1992; Heymsfield et al., 2005)

Уровень организации	Компоненты
Элементный	О, С, Н, N, Са, Р, S, К, Na, Mg, ...
Молекулярный	Вода, липиды (триглицериды, фосфолипиды), безжировая масса, белки, углеводы, минеральные вещества, ...
Клеточный	Клетки, адипоциты, внеклеточная жидкость, клеточная жидкость, клеточная масса тела, внеклеточные твердые вещества, ...
Тканевой	Скелетные мышцы, жировая ткань (подкожная, внутренняя), костная ткань, кровь, остальные органы и ткани
Организм в целом	Голова, шея, туловище, конечности

ва тела связана с анализом образцов биологических жидкостей и тканей (Скальный, 2004).

Наиболее устойчивые соотношения между содержанием в организме различных химических элементов обычно наблюдаются для элементов, образующих естественные соединения. Например, свыше 99% всего кальция в организме находится в костной ткани в составе гидроксиапатита кальция ($[\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2]_3\text{Ca}(\text{OH})_2$). Поэтому измерение содержания кальция дает надежную оценку минеральной массы костей. Такие соотношения, называемые инвариантами состава тела, используются для разработки эталонных методов (см. п. 1.2.1) (Wang et al., 1992). Соотношения между элементами, не образующими химические соединения, могут быть относительно постоянными в норме, но при этом значительно варьировать при заболеваниях. Например, нарушение водно-электролитного баланса приводит к изменению концентрации калия в клеточной жидкости. Поэтому при нарушениях баланса жидкостей (почечная недостаточность, ВИЧ-инфекция и т. п.) для оценки объема клеточной жидкости и клеточной массы тела не рекомендуется использовать методы разведения изотопов калия (Heymsfield et al., 2005).

Молекулярный уровень

Молекулярный состав тела представлен водой, липидами, белками, углеводами и минеральными веществами.

Основу биологических жидкостей составляет вода с растворенными в ней электролитами. Важнейшая функция жидких сред организма — транспорт и обмен веществ. Общая вода организма рассматривается как сумма клеточной и внеклеточной жидкости. Внеклеточная жидкость содержит плазму крови, лимфу и интерстициальную жидкость. При делении жидкой фракции тела на клеточную и внеклеточную к последней также относят внутриглазную, синовиальную и спинномозговую жидкость (Valentin, 2002).

Организм человека содержит разнообразные белковые соединения. В настоящее время возможна количественная оценка общего содержания белков, а также их мышечной и немusшечной фракций (Hejmsfield et al., 2005).

Углеводы представлены, главным образом, гликогеном, который содержится в клетках мышц и печени. Общая масса гликогена у взрослого человека составляет около 1 кг. Данные о содержании гликогена в различных тканях организма получены путем биопсии. Общее содержание углеводов в организме можно оценить методом магниторезонансной спектроскопии.

Минеральные вещества составляют около 5% массы тела; они содержатся как в костях скелета, так и в мягких тканях.

Клеточный уровень

Клеточный уровень строения тела характеризуется содержанием клеток разных типов, объемом водных секторов и массой внеклеточных твердых веществ. Для характеристики клеток организма, потребляющих основную часть кислорода и энергии, выделяющих основную часть углекислого газа и производящих метаболическую работу, Ф. Д. Мур предложил понятие *клеточной массы тела* КМТ (Moore et al., 1963). В КМТ содержится 98–99% всего калия. КМТ представлена клетками печени, почек, сердца, скелетной и гладкой мускулатуры, нервной, паренхиматозной и других тканей, содержащих калий в такой же концентрации (Бондаренко, Каплан, 1978). Понятие КМТ объединяет компоненты тела, подверженные наибольшему изменению под действием изменений режима питания, заболеваний и физических нагрузок. КМТ не включает клетки соединительной ткани, костей скелета и черепа и других тканей с низкой скоростью обменных процессов (Forbes, 1987). Остаток содержит около 2% общего калия и обычно рассматривается как сумма внеклеточной жидкости (ВКЖ) и внеклеточных твердых веществ (ВТВ). Эталонные оценки объема внеклеточ-

ной жидкости обычно получают методами разведения бромистого и хлористого натрия.

Тканевой уровень

Тканевой уровень строения тела представлен скелетно-мышечной, жировой, костной тканями и внутренними органами. Эталонными методами тканевого уровня являются рентгеновская компьютерная и магниторезонансная томография, позволяющие получать объемную реконструкцию тела человека. Масса тканей и органов оценивается на основе измерения объема. Часто при заболеваниях химический состав тканей меняется даже при относительном постоянстве объема, а содержание липидов варьирует в зависимости от процентного содержания жира в организме и других факторов. Это служит препятствием для непосредственного сопоставления моделей тканевого и молекулярного уровней. Преимущество компьютерной томографии перед другими методами заключается в возможности раздельной оценки массы подкожного и внутреннего жира.

Для характеристики организма в целом используются антропометрия, подводное взвешивание и воздушная плетизмография.

В табл. 1.11 дана характеристика взаимосвязей между различными уровнями многокомпонентной модели. Существуют гибридные модели, в которых измеряемые показатели относятся к разным уровням строения тела (Ellis, 2000).

Таблица 1.11. Некоторые взаимосвязи между различными уровнями многокомпонентной модели состава тела (Wang et al., 1992; Neymtsfield et al., 1997; Ellis, 2000). Все величины измеряются в килограммах

$M_C = 0,774 \times \text{ЖМТ}$
$M_C = 0,759 \times \text{ЖМТ} + 0,532 \times \text{Белок} + 0,018 \times \text{ММК}$
$M_{Ca} = 0,340 \times \text{ММК}$
$M_K = 0,00469 \times \text{КМТ}$
$M_K = 0,00266 \times \text{БМТ}$
$M_N = 0,161 \times \text{Белок}$
$M_P = 0,456 \times M_{Ca} + 0,555 \times M_K$
$M_S = 0,062 \times M_N$
$M_S = 0,010 \times \text{Белок}$
$\text{Гликоген} = 0,044 \times \text{Белок}$
$\text{ЖМТ} = 1,318 \times M_C - 4,353 \times M_N - 0,070 \times M_{Ca}$
$\text{ММТ} = 2,75 \times M_K + M_{Na} + 1,43 \times M_{Cl} - 0,038 \times M_{Ca}$
$\text{ОВО} = 0,732 \times \text{БМТ}$

Литература

- Башкиров П.Н.* Учение о физическом развитии человека. М.: Изд-во МГУ, 1962. 340 с.
- Бессесен Д.Г., Кушнер Р.* Избыточный вес и ожирение: профилактика, диагностика и лечение: Пер. с англ. М.: Бином, 2004. 240 с.
- Бондаренко Н.И., Каплан М.А.* Изучение состава тела здорового человека посредством определения клеточной и внеклеточной массы по калию-40 методом радиометрии всего тела // *Вопр. антропологии.* 1978. Вып. 59. С. 48–57.
- Иванов Г.Г., Балувев Э.П., Петухов А.Б., Николаев Д.В.* и др. Биоимпедансный метод определения состава тела // *Вестн. РУДН. Сер. Медицина.* 2000. № 3. С. 66–73.
- Кравчук А.С.* Основы компьютерной томографии. М.: Дрофа, 2001. 240 с.
- Лутвинова Н.Ю., Уткина М.И., Чтецов В.П.* Методические проблемы изучения вариаций подкожного жира // *Вопр. антропологии.* 1970. Вып. 36. С. 32–54.
- Мартиросов Э.Г., Николаев Д.В., Руднев С.Г.* Технологии и методы определения состава тела человека. М.: Наука, 2006. 248 с.
- Мартиросов Э.Г., Руднев С.Г.* Состав тела человека: основные понятия, модели и методы // *Теория и практика физической культуры.* 2007. № 1. С. 63–69.
- Скальный А.В.* Химические элементы в физиологии и экологии человека. М.: Оникс 21 век: Мир, 2004. 216 с.
- Тарусов Б.Н.* О диэлектрической константе мышцы // *Докл. АН СССР.* 1934. Т. 3, № 5. С. 353–356.
- Тарусов Б.Н.* Электропроводность как метод определения жизнеспособности тканей // *Арх. биол. наук.* 1938. Т. 52, вып. 2. С. 178–181.
- Тихонов А.Н., Арсенин В.Я., Тимонов А.А.* Математические задачи компьютерной томографии. М.: Наука, 1987. 158 с.
- Уэбб С. (ред.)* Физика визуализации изображений в медицине: Пер. с англ. Т. 1, 2. М.: Мир, 1991.
- Хелгасон С.* Преобразование Радона: Пер. с англ. М.: Мир, 1983. 152 с.
- Человек: Медико-биологические данные:* Пер. с англ. М.: Медицина, 1977. 496 с. (Публ. Междунар. комис. по радиол. защите, № 23).
- Эмсли Дж.* Элементы: Пер. с англ. М.: Мир, 1993. 256 с.
- Bakker H.K., Struikenkamp R.S.* Biological variability and lean body mass estimates // *Hum. Biol.* 1977. Vol. 53. P. 181–225.
- Behnke A.R., Feen B.G., Welham W.C.* The specific gravity of healthy men. Body weight divided by volume as an index of obesity. 1942 // *Obes. Res.* 1995. Vol. 3, N 3. P. 295–300.
- Bosy-Westphal A., Danielzik S., Dorhofer R.-P.* et al. Phase angle from bioelectrical impedance analysis: population reference values by age, sex, and body mass index // *J. Parenter. Enteral. Nutr.* 2006. Vol. 30. P. 309–316.
- Brodie D., Moscrip V., Hutcheon R.* Body composition measurement: A review of hydrodensitometry, anthropometry, and impedance methods // *Nutrition.* 1998. Vol. 14, N 3. P. 296–310.
- Brozek J., Behnke A.R., Abbott W.E.* et al. (ed.). *Body composition.* N.Y., 1963. Pt. 1, 2. (Ann. N.Y. Acad. Sci.; Vol. 110).
- Calle E.E., Thun M.J., Petrelli J.M.* et al. Body-mass index and mortality in a prospective cohort of U.S. adults // *N. Engl. J. Med.* 1999. Vol. 341, N 15. P. 1097–1105.

- Chettle D.R., Fremlin J.H.* Techniques of *in vivo* neutron activation analysis // *Phys. Med. Biol.* 1984. Vol. 29. P. 1011–1043.
- Chumlea W.C., Baumgartner R.N.* Status of anthropometry and body composition data in elderly subjects // *Amer. J. Clin. Nutr.* 1989. Vol. 50. P. 1158–1166.
- Clarys J.P., Martin A.D., Marfell-Jones M.J.* et al. Human body composition: A review of adult dissection data // *Amer. J. Hum. Biol.* 1999. Vol. 11. P. 167–174.
- Cohn S.H., Parr R.M.* Nuclear-based techniques for the *in vivo* study of human body composition // *Clin. Phys. Physiol. Meas.* 1985. Vol. 6, N 4. P. 275–301.
- Cohn S.H., Vartsky D., Yasumura S.* et al. Compartmental body composition based on total body nitrogen, potassium and calcium // *Amer. J. Physiol. Endocrinol. Metab.* 1980. Vol. 239, N 6. P. 524–530.
- Conway J.M., Norris K.H., Bodwell C.E.* A new approach for the estimation of body composition: infrared interactance // *Amer. J. Clin. Nutr.* 1984. Vol. 40, N 6. P. 1123–1130.
- Dempster P., Aitkens S.* A new air displacement method for the determination of human body composition // *Med. Sci. Sports Exerc.* 1995. Vol. 27, N 12. P. 1692–1697.
- Despres J.-P., Ross R., Lemieux S.* Imaging techniques applied to the measurement of human body composition // *Human body composition* / Ed. A.F. Roche, S.B. Heymsfield, T.G. Lohman. Champaign (Ill.): Human Kinetics, 1996. P. 149–166.
- Drinkwater D.T., Ross W.D.* Anthropometric fractionation of body mass, in: *Kinanthropometry II* (Eds. W. Ostyn, G. Beunen, J. Simons). Baltimore: University Park Press, 1980. P. 178–188.
- Edelman I.S., Leibman J.* Anatomy of body water and electrolytes // *Amer. J. Med.* 1959. Vol. 171. P. 279–296.
- Edelman I.S., Olney J.M., James A.H.* Body composition: studies in the human being by the dilution principle // *Science.* 1952. Vol. 115. P. 447–454.
- Ellis K.J.* Human body composition: *in vivo* methods // *Physiol. Rev.* 2000. Vol. 80, N 2. P. 649–680.
- Fidanza F.* Body fat in adult man: semicentenary of fat density and skinfolds // *Acta diabetol.* 2003. Vol. 40. P. S242–S245.
- Forbes G.B.* Human body composition: growth, aging, nutrition, and activity. N.Y.: Springer, 1987. 350 p.
- Fuller M.F., Fowler P.A., McNeill G., Foster M.A.* Body composition: the precision and accuracy of new methods and their suitability for longitudinal studies // *Proc. Nutr. Soc.* 1990. Vol. 49, N 3. P. 423–436.
- Gamble J.L. Jr., Robertson J.S., Hannigan C.A.* Chloride, bromide, sodium and sucrose spaces in man // *J. Clin. Invest.* 1953. Vol. 32. P. 483–487.
- Hevesy G., Levi H.* The action of neutrons on the rare earth elements // *Mat.-Fys. Medd.* 1936. Vol. 14. P. 3.
- Heymsfield S.B., Lohman T.G., Wang Z., Going S.B.* (ed.) *Human body composition*. Champaign (Ill.): Human Kinetics, 2005. 533 p.
- Heymsfield S.B., Wang Z., Baumgartner R.N., Ross R.* Human body composition: advances in models and methods // *Annu. Rev. Nutr.* 1997. Vol. 17. P. 527–558.
- Heyward V.H.* ASEP methods recommendation: Body composition assessment // *J. Exerc. Physiol.* online 2001. Vol. 4, N 4. P. 1–12.
- Heyward V.H., Stolarczyk L.M.* Applied body composition assessment. Champaign (Ill.): Human Kinetics, 1996. 222 p.

- Heyward V.H., Wagner D.R.* Applied body composition assessment. (2nd ed.) Champaign (Ill.): Human Kinetics, 2004. 280 p.
- Hoffer E.C., Meador C.K., Simpson D.C.* Correlation of whole-body impedance with total body water volume // *J. Appl. Physiol.* 1969. Vol. 26. P. 531–534.
- Houtkooper L.B.* Assessment of body composition in youths and relationship to sport // *Intern. J. Sport Nutr.* 1996. Vol. 6, N 2. P. 146–164.
- Jackson A.S., Pollock M.L.* Generalized equations for predicting body density of men // *Brit. J. Nutr.* 1978. Vol. 40, N 3. P. 497–504.
- Jackson A.S., Pollock M.L., Ward A.* Generalized equations for predicting body density of women // *Med. Sci. Sports Exerc.* 1980. Vol. 12, N 3. P. 175–182.
- Janssen I., Heymsfield S.B., Baumgartner R.N., Ross R.* Estimation of skeletal muscle mass by bioelectrical impedance analysis // *J. Appl. Physiol.* 2000. Vol. 89, N 2. P. 465–471.
- Kushner R.F.* Bioelectrical impedance analysis: A review of principles and applications // *J. Amer. Coll. Nutr.* 1992. Vol. 11, N 2. P. 199–209.
- Larsson B., Svardsudd K., Welin L. et al.* Abdominal adipose tissue distribution, obesity, and risk of cardiovascular disease and death: 13 year follow up of participants in the study of men born in 1913 // *Brit. Med. J.* 1984. Vol. 288. P. 1401–1404.
- Lohman T.G.* Advances in body composition assessment. Champaign (Ill.): Human Kinetics, 1992.
- Lohman T.G.* Applicability of body composition techniques and constants for children and youths // *Exercise and sport science reviews* / Ed. K. Pandolf. N.Y.: Macmillan, 1986. P. 325–357.
- Martin A.D., Ross W.D., Drinkwater D.T., Clarys J.P.* Prediction of body fat by skinfold calipers: assumptions and cadaver evidence // *Intern. J. Obes.* 1985. Vol. 9, suppl. 1. P. 31–39.
- Matiegka J.* The testing of physical efficiency // *Amer. J. Phys. Anthropol.* 1921. Vol. 4, N 3. P. 223–230.
- McAdams E.T., Jossinet J.* Tissue impedance: a historical overview // *Physiol. Meas.* 1995. Vol. 16, N 3, suppl. A. P. A1–A13.
- McCrorry M.A., Gomez T.D., Bernauer E.M., Mole P.A.* Evaluation of a new air-displacement plethysmograph for measuring human body composition // *Med. Sci. Sports Exerc.* 1995. Vol. 27, N 12. P. 1686–1691.
- Mendez J., Keys A., Andersen J.T., Grande F.* Density of fat and bone mineral of mammalian body // *Metabolism.* 1960. Vol. 9. P. 472–477.
- Mitsiopoulos N., Baumgartner R.N., Heymsfield S.B. et al.* Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography // *J. Appl. Physiol.* 1998. Vol. 85, N 1. P. 115–122.
- Moore F.D., Olesen K.H., McMurray J.D. et al.* The body cell mass and its supporting environment. Philadelphia: Saunders, 1963.
- Nawarycz T., Ostrowska-Nawarycz L.* Evaluation of the first and second components of somatotype using bioelectric impedance analysis // *Proc. of XI Intern. conf. on electrical bioimpedance.* Oslo, 2001. P. 349–352.
- Quetelet L.A.J.* Sur l'homme et le développement de ses facultés, ou essai de physique sociale. P.: Bachelier, 1835.
- Robergs R.A., Roberts S.O.* Exercise physiology. Exercise, performance, and clinical applications. St. Louis: Mosby-Year Book, 1997.
- Roche A.F., Heymsfield S.B., Lohman T.G. (ed.)* Human body composition. Champaign (Ill.): Human Kinetics, 1996. 376 p.

- Ross R., Shaw K.D., Rissanen J. et al. Sex differences in lean and adipose tissue distribution by magnetic resonance imaging: anthropometric relationships // Amer. J. Clin. Nutr. 1994. Vol. 59. P. 1277-1285.
- Roubenoff R., Dallal G.E., Wilson P.W.F. Predicting body fatness: the body mass index vs estimation by bioelectrical impedance // Amer. J. Publ. Health. 1995. Vol. 85. P. 726-728.
- Roubenoff R., Kehayias J.J., Dawson-Hughes B., Heymsfield S.B. Use of dual-energy X-ray absorptiometry: not yet a "gold standard" // Amer. J. Clin. Nutr. 1993. Vol. 58, N 5. P. 589-591.
- Schoeller D.A. Hydrometry // Human body composition / Ed. A.F. Roche, S.B. Heymsfield, T.G. Lohman. Champaign (Ill.): Human Kinetics, 1996. P. 25-44.
- Schoeller D.A. Hydrometry // Human body composition. 2nd ed. / Ed. S.B. Heymsfield, T.G. Lohman, Z. Wang, S.B. Going. Champaign (Ill.): Human Kinetics, 2005. P. 35-49.
- Seidell J.C., Bakker C.J., Van Der Kooy K. Imaging techniques for measuring adipose-tissue distribution a comparison between computed tomography and 1,5-T magnetic resonance // Amer. J. Clin. Nutr. 1990. Vol. 51, N 6. P. 953-957.
- Sherwood K.E., Ingle B.M., Eastell R. Quantitative ultrasound measurements: short and long term precision // J. Clin. Densitometry. 1998. Vol. 1. P. 108.
- Siri W.E. Body composition from fluid spaces and density: analysis of methods // Techniques of measuring body composition / Ed. Brozek J., Henschel A. Wash. (D.C.): National Academy of Sciences, National Research Council, 1961. P. 223-234.
- Slaughter M.H., Lohman T.G., Boileau R.A. et al. Skinfold equations for estimation of body fatness in children and youth // Hum. Biol. 1988. Vol. 60, N 5. P. 709-723.
- Snyder W.S., Cook M.J., Nasset E.S. et al. Report of the task group on reference man: ICRP-23. N.Y.: Pergamon press, 1984.
- Sutcliffe J.F. A review of *in vivo* experimental methods to determine the composition of the human body // Phys. Med. Biol. 1996. Vol. 41, N 5. P. 791-833.
- Thomasset A. Bio-electrical properties of tissue impedance measurements // Lyon Med. 1962. Vol. 207. P. 107-118.
- Valentin J. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. ICRP publication 89 // Ann. ICRP. 2002. Vol. 32, N 3-4. P. 1-277.
- Vaswani A., Vartsky D., Ellis K.J. et al. Effects of caloric restriction on body composition and total body nitrogen as measured by neutron activation // Metabolism. 1983. Vol. 32, N 2. P. 185-188.
- Wang J., Thornton J.C., Kolesnik S., Pierson R.N. Anthropometry in body composition: An overview // Ann. N.Y. Acad. Sci. 2000. Vol. 904. P. 317-326.
- Wang Z.M., Heshka S., Pierson R.N., Jr., Heymsfield S.B. Systematic organization of body-composition methodology: An overview with emphasis on component-based models // Amer. J. Clin. Nutr. 1995. Vol. 61, N 3. P. 457-465.
- Wang Z.M., Pierson R.N., Jr., Heymsfield S.B. The five level model: a new approach to organizing body composition research // Ibid. 1992. Vol. 56, N 1. P. 19-28.

Глава 2

Биоимпеданс и его измерение

2.1. Сопротивление и импеданс

Понятие электрического сопротивления было введено в физику Георгом Омом, который в результате экспериментальных исследований открыл получивший его имя закон

$$I = U/R, \quad (2.1)$$

где I — сила тока в проводнике, U — приложенное к проводнику напряжение, R — сопротивление проводника, измеряемое в омах (Ом). Обратная сопротивлению величина $G = 1/R$ называется *проводимостью* и измеряется в сименсах (См).

Цепь на рис. 2.1,а, состоящая из последовательно соединенных сопротивления R и емкости C , на переменном токе характеризу-

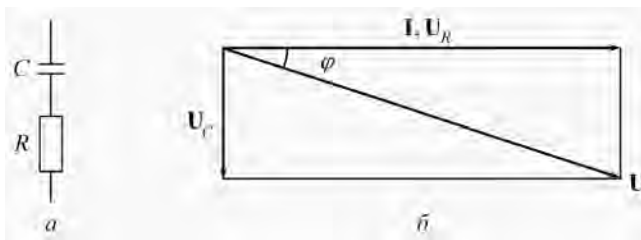


Рис. 2.1. Цепь из активного и реактивного элементов (а) и векторная диаграмма напряжений на элементах (б)

ется комплексным импедансом \mathbf{Z} . Импеданс включает активную омическую составляющую R , реактивную емкостную составляющую X_C , и выражается формулой

$$\mathbf{Z} = R - jX_C \quad (2.2)$$

где j — мнимая единица, определяемая равенством $j^2 = -1$. Здесь и далее комплексные переменные обозначаются прямым жирным шрифтом. Абсолютная величина реактивного сопротивления X_C равна

$$X_C = 1/\omega C, \quad (2.3)$$

где ω — круговая частота, измеряемая в рад/с (часто пишут s^{-1}) и связанная с обычной частотой f , измеряемой в Гц, формулой $\omega = 2\pi f$. Величина емкости измеряется в фарадах (Φ).

Комплексное представление позволяет отображать переменные токи и напряжения с разными фазами. Переменное напряжение \mathbf{U}_R на активном сопротивлении совпадает по фазе с переменным током \mathbf{I} , в то время как переменное напряжение \mathbf{U}_C на емкости отстает от тока по фазе на 90° , что выражается знаком минус в (2.2). Фазовые соотношения напряжений показаны на векторной диаграмме (рис. 2.1,б), где \mathbf{U} — полное напряжение на цепи.

Импеданс характеризуется модулем Z и фазовым углом φ_Z :

$$\begin{aligned} Z &= \sqrt{R^2 + X_C^2}, \\ \varphi_Z &= -\arctg \frac{X_C}{R}. \end{aligned} \quad (2.4)$$

В случае переменного тока вместо R в знаменателе закона Ома (2.1) появляется модуль импеданса Z , а в качестве I и U используют действующие, то есть среднеквадратические, значения тока и напряжения.

Помимо емкостного реактивного сопротивления X_C в электротехнике существует индуктивное реактивное сопротивление X_L , напряжение на котором опережает по фазе ток на 90° . Вопрос о наличии индуктивной составляющей в импедансе биологических объектов пока не имеет однозначного ответа, поэтому далее будет рассмотрена только емкостная составляющая.

Активное сопротивление связано с проводящей средой. В случае биологических тканей такой средой являются водные растворы электролитов во внеклеточном и внутриклеточном пространствах.

Эта составляющая импеданса обуславливает преобразование электрической энергии в тепло при протекании тока.

Емкостная составляющая импеданса создается диэлектрическими перегородками между проводящими областями. В биообъектах такими перегородками являются мембраны клеток и клеточных органелл. В растворе электролита с обеих сторон перегородки ионы под действием электрического поля перемещаются к ее поверхности, пока поле накопленных зарядов не уравновесит приложенное внешнее поле. В результате в емкости накапливаются заряд и электрическая энергия.

Обратная импедансу величина $\mathbf{Y} = 1/\mathbf{Z}$ называется *комплексной проводимостью*. Она также содержит действительную и мнимую составляющие

$$\mathbf{Y} = G + jB_C, \quad (2.5)$$

имеющие размерность См. На эквивалентной схеме составляющие комплексной проводимости соединены параллельно. Ток через емкость опережает напряжение на ней на 90° , поэтому мнимая составляющая в (2.5) положительная. Для получения равенств, связывающих компоненты \mathbf{Z} и \mathbf{Y} , запишем

$$\mathbf{Y} = \frac{1}{R - jX_C} = \frac{(R + jX_C)}{(R - jX_C)(R + jX_C)} = \frac{R + jX_C}{R^2 + X_C^2}. \quad (2.6)$$

Следовательно,

$$G = \frac{R}{R^2 + X_C^2}; \quad B_C = \frac{X_C}{R^2 + X_C^2}. \quad (2.7)$$

Аналогично выполняются обратные преобразования:

$$R = \frac{G}{G^2 + B_C^2}; \quad X_C = \frac{B_C}{G^2 + B_C^2}. \quad (2.8)$$

Для модуля и фазового угла проводимости из (2.2), (2.5) и (2.7) получаем

$$Y = 1/Z; \quad \varphi_Y = -\varphi_Z. \quad (2.9)$$

Рассмотрим частотные характеристики импеданса на примере упрощенной эквивалентной схемы биообъекта на рис. 2.2,а, где R_e , R_i — омические сопротивления межклеточной и внутриклеточной жидкостей, C_m — емкость клеточных мембран. С ростом частоты

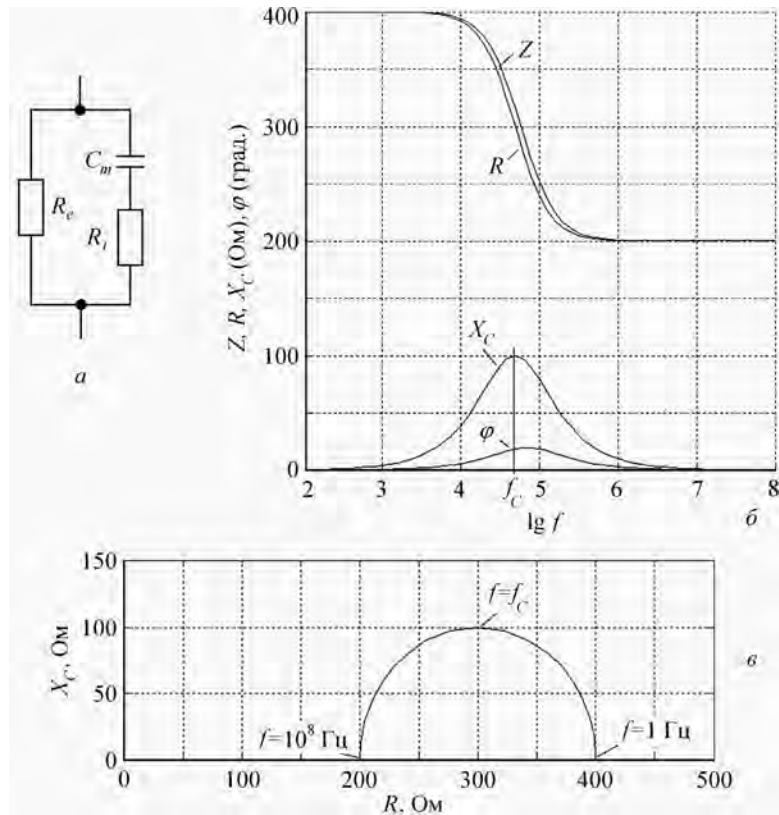


Рис. 2.2. Упрощенная эквивалентная схема биообъекта (а) и ее частотные характеристики (б, в)

переменного тока реактивное сопротивление емкости C_m уменьшается в соответствии с (2.3), и все большая часть тока проходит внутри клеток. На каждой частоте такая цепь может быть представлена в виде последовательного соединения активного и реактивного сопротивлений, как на рис. 2.1,а, но теперь не только X_C , но и R оказывается функцией частоты. Используя правила расчета импедансов параллельного и последовательного соединения элементов, получаем

$$R = \frac{R_e + \omega^2 C_m^2 R_e R_i (R_e + R_i)}{1 + \omega^2 C_m^2 (R_e + R_i)^2}, \quad (2.10)$$

$$X_C = \frac{\omega C_m R_e^2}{1 + \omega^2 C_m^2 (R_e + R_i)^2}.$$

На рис. 2.2,б приведены графики рассчитанных по (2.10) частотных зависимостей R , X_C , Z и φ для случая $R_e = R_i = 400 \text{ Ом}$, $C_m = 4 \text{ нФ}$. Значения X_C и φ показаны без учета отрицательного знака. Из графиков видно, что влияние емкости, характеризуемое величинами X_C и φ , стремится к нулю как на низких, так и на высоких частотах. Частота, на которой X_C достигает максимального значения, называется *характеристической частотой* f_c . Заметные изменения параметров импеданса имеют место в диапазоне частот от примерно 10^3 до 10^6 Гц. Этот диапазон называется *областью дисперсии импеданса*. Отметим еще, что пара графиков $Z(f)$ и $\varphi(f)$ называется *диаграммой Боде*.

Еще одно наглядное средство отображения частотных свойств импеданса — годограф, называемый также *графиком Найквиста*, *диаграммой Весселя* или *импедансным локусом*. На годографе отображаются пары значений R , X_C , получаемые при разных частотах. Для схемы на рис. 2.2,а при изменении частоты от нуля до бесконечности годограф имеет вид полуокружности (рис. 2.2,в). Значения X_C показаны положительными.

2.2. Параметры импеданса биологической ткани

Для описания импедансных свойств различных материалов используют удельные параметры, не зависящие от размеров и форм объектов. *Удельное сопротивление* ρ , измеряемое в Ом·м, характеризует проводящие свойства вещества. На постоянном токе сопротивление цилиндра длины L и площадью сечения S определяется равенством

$$R = \rho \frac{L}{S}. \quad (2.11)$$

Обратная величина

$$\sigma = 1/\rho \quad (2.12)$$

называется *удельной проводимостью* и измеряется в $\text{Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$ или См/м.

Удельным параметром, характеризующим емкостные свойства вещества, является диэлектрическая проницаемость ε , измеряемая в Ф/м. Емкость плоского конденсатора, состоящего из двух пластин площадью S , разделенных слоем диэлектрика толщиной d ,

равна

$$C = \varepsilon \frac{S}{d}. \quad (2.13)$$

Здесь $\varepsilon = \varepsilon_r \varepsilon_0$, где $\varepsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12}$ Ф/м — физическая постоянная, называемая диэлектрической проницаемостью вакуума, ε_r — безразмерная относительная диэлектрическая проницаемость, являющаяся параметром данного диэлектрика и показывающая, насколько сильно поляризуются его молекулы в электрическом поле. Чем сильнее поляризуется диэлектрик, тем больший заряд собирается в конденсаторе при заданном напряжении на нем.

Для характеристики одновременно и проводящих и емкостных свойств вещества вводят *комплексные удельное сопротивление и удельную проводимость*, определяя их по аналогии с (2.2) и (2.5):

$$\rho = \rho' - j\rho'', \quad (2.14)$$

$$\sigma = \sigma' + j\sigma''. \quad (2.15)$$

Используют также *комплексную диэлектрическую проницаемость* (Grimnes, Martinsen, 2008):

$$\varepsilon = \varepsilon' - j\varepsilon''. \quad (2.16)$$

Здесь ε' характеризует поляризацию в диэлектрике, то есть накопление электрической энергии, а ε'' характеризует потери энергии в диэлектрике, помещенном в переменное электрическое поле. В (2.16) вместо ε можно подставить ε_r . Комплексная диэлектрическая проницаемость и комплексная удельная проводимость связаны соотношением

$$\sigma = j\omega\varepsilon. \quad (2.17)$$

Можно доказать справедливость следующих равенств:

$$\begin{aligned} \sigma' &= \omega\varepsilon'', & \sigma'' &= \omega\varepsilon', \\ \rho' &= \frac{\sigma'}{\sigma'^2 + \sigma''^2}, & \rho'' &= \frac{\sigma''}{\sigma'^2 + \sigma''^2}, \\ \sigma' &= \frac{\rho'}{\rho'^2 + \rho''^2}, & \sigma'' &= \frac{\rho''}{\rho'^2 + \rho''^2}. \end{aligned} \quad (2.18)$$

Таким образом, имея частотные зависимости ε' и ε'' , можно получить частотные зависимости σ' и σ'' , а затем ρ' и ρ'' . Модули и фазовые углы вычисляются аналогично (2.4). Равенство (2.12) при

этом выполняется для модулей комплексных удельных сопротивлений и проводимости.

К настоящему времени опубликовано большое количество работ, содержащих результаты измерений удельных параметров импеданса биологических тканей. Полученные разными исследователями для одной и той же ткани величины часто заметно различаются, что объясняется использованием разных частот, методик измерения и другими факторами. Следует также иметь в виду, что авторы публикаций не всегда различают ρ' и ρ или σ' и σ .

Проводился анализ известных результатов для диапазона частот 100 Гц–10 МГц (Faes et al., 1999). Сделан вывод, что удельная проводимость пропорциональна процентному содержанию воды в ткани. Такая закономерность обусловлена тем, что механизмы гомеостаза поддерживают стабильные концентрации ионов в электролитах. Табл. 1 Прил. 2 содержит взятые из указанной работы средние значения и доверительные интервалы удельных сопротивлений тканей с вероятностью 95%, а в табл. 2 Прил. 2 приведены значения модулей и фазовых углов удельных сопротивлений на частотах ниже 10 кГц и на 1 МГц, а также сведения об анизотропии проводимости для различных тканей и жидкостей (Grimnes, Martinsen, 2008). При сравнении этих таблиц обращает внимание различие значений удельного сопротивления кожи. Это связано с тем, что в табл. 1 представлено удельное сопротивление эпителия, а в табл. 2 — рогового слоя кожи. Различие значений удельного сопротивления кости, по всей видимости, объясняется сходным образом.

2.3. Частотные зависимости импеданса биологических тканей

Удельные сопротивления, проводимости и диэлектрические проницаемости биологических тканей существенно зависят от частоты переменного тока. В качестве примера рассмотрим частотные зависимости удельной проводимости σ' и относительной диэлектрической проницаемости ε'_r мышечной ткани (рис. 2.3). Данные взяты из известной работы С. Габриэл с соавторами (Gabriel et al., 1996a). Двойная линия графика ε'_r на частотах 100 кГц–10 МГц, по-видимому, объясняется использованием в этом диапазоне частот двух разных методов измерения.

Активная проводимость растет вместе с частотой. На относи-

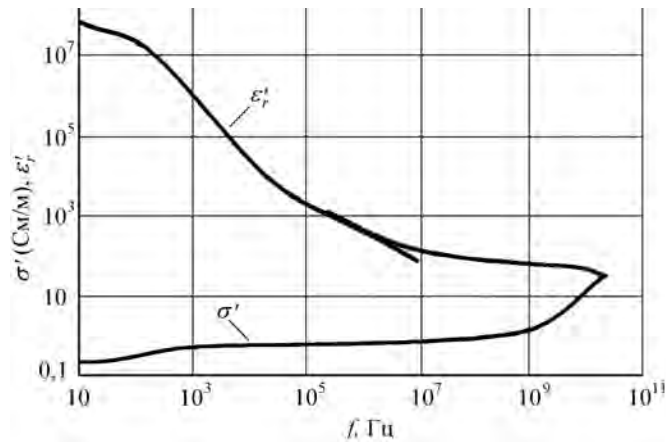


Рис. 2.3. Частотные зависимости удельной проводимости σ' и относительной диэлектрической проницаемости ε'_r мышечной ткани (Gabriel et al., 1996a)

тельно низких частотах это объясняется уменьшением реактивного сопротивления диэлектрических перегородок и все большим проникновением тока во внутриклеточное пространство. На частотах выше 1 ГГц увеличение проводимости обусловлено другими механизмами, но этот диапазон не используется для анализа состава тела.

Диэлектрическая проницаемость при повышении частоты уменьшается. На разных частотах действуют разные причины такой зависимости. Х. Шван (Schwan, 1957) выделил три частотных диапазона с разными механизмами релаксации, то есть уменьшения поляризации диэлектриков при повышении частоты переменного электрического поля.

На частотах от долей герца до единиц килогерц убывание величины ε'_r обусловлено различными эффектами, происходящими на поверхности и в каналах клеточных мембран и во внутриклеточных структурах. Этот частотный диапазон соответствует α -дисперсии.

В диапазоне β -дисперсии от десятков килогерц до примерно 100 МГц сказывается эффект Максвелла-Вагнера, заключающийся в уменьшении с ростом частоты эффективной диэлектрической проницаемости многослойного диэлектрика с различными диэлектрическими проницаемостями слоев. Также на этих частотах постепенно уменьшается поляризуемость больших белковых молекул.

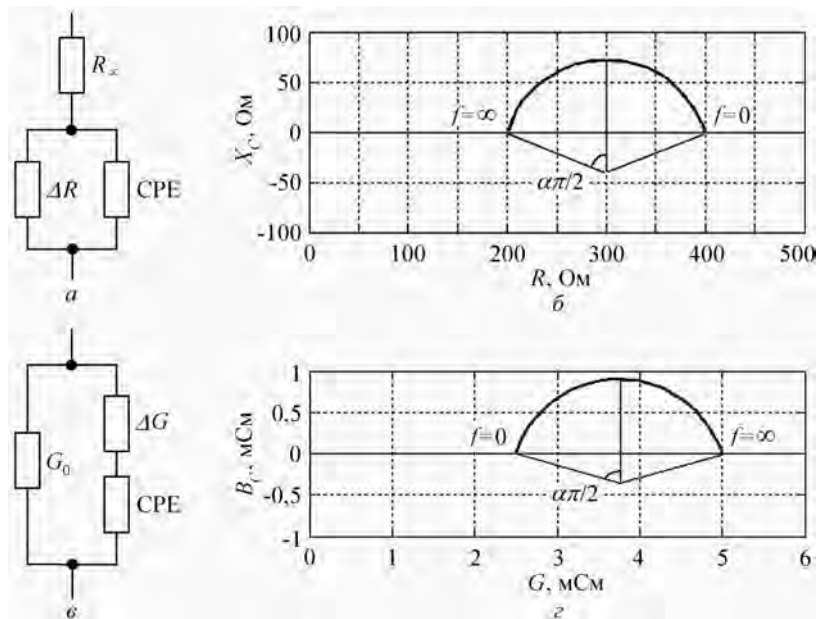


Рис. 2.4. Эквивалентные схемы модели Коула (а, в) и их годографы (б, г)

Наконец, в диапазоне от 100 МГц до 100 ГГц (область γ -дисперсии) с ростом частоты уменьшается поляризуемость всех молекул белков, а в самой верхней части диапазона — и молекул воды, являющейся сильно поляризуемым диэлектриком. Современные авторы выделяют из этого диапазона область δ -дисперсии от 10 МГц до 1 ГГц (Feldman, Hayashi, 2004), в которой уменьшение диэлектрической проницаемости связано с поляризуемостью белковых молекул.

Частотные характеристики импеданса биологической ткани отличаются от характеристик простой модели на рис. 2.2,а. Как показали исследования, проводившиеся еще в 1920–1930-е годы, в модель надо ввести особый электрический элемент, который создает фазовый сдвиг, не зависящий от частоты (Constant Phase Element CPE). Годограф цепи, содержащей CPE, является дугой окружности, центр которой смещен относительно горизонтальной оси координат (Cole, 1932). Такой вид годографа вполне соответствует экспериментальным данным.

В 1940 г. К. Коул предложил уравнения, описывающие частотные свойства импеданса биологических тканей (Cole, 1940). Эти

уравнения соответствуют двум эквивалентным схемам. Первая из них показана на рис. 2.4,а. Сопротивление объекта на бесконечно большой частоте R_∞ соответствует параллельному соединению R_e и R_i на рис. 2.2,а, а $\Delta R = R_0 - R_\infty$, где R_0 — сопротивление объекта на нулевой частоте (соответствует R_e). Уравнение Коула имеет вид:

$$\mathbf{Z} = R_\infty + \frac{\Delta R}{1 + (j\omega\tau_Z)^\alpha}, \quad (2.19)$$

где α — безразмерный параметр, τ_Z — постоянная времени, определяющая характеристическую частоту цепи $f_c = 1/2\pi\tau_Z$. Постоянный фазовый сдвиг СРЕ равен $\alpha\pi/2$. Импеданс СРЕ описывается соотношением

$$\mathbf{Z}_{\text{СРЕ}} = \Delta R(j\omega\tau_Z)^{-\alpha}. \quad (2.20)$$

Годограф данной схемы при $R_\infty = \Delta R = 200$ Ом и $\alpha = 0,8$ изображен на рис. 2.4,б. Значения X_C показаны без учета отрицательного знака. Отметим, что величина τ_Z не влияет на форму и размеры годографа, а только определяет положение на нем точек, соответствующих определенным частотам. При $\alpha = 1$ элемент СРЕ превращается в идеальный конденсатор, а годограф становится половиной окружности, как на рис. 2.2,в. При уменьшении α центр окружности смещается вниз, так что годограф становится частью полуокружности. При $\alpha = 0$ элемент СРЕ вырождается в идеальное сопротивление, а годограф сжимается в точку на оси абсцисс.

На рис. 2.4,в показан другой вариант эквивалентной схемы. Здесь $G_0 = 1/R_0$ — проводимость объекта на нулевой частоте, $\Delta G = G_\infty - G_0 = 1/R_\infty - 1/R_0$. Уравнение Коула записывается для комплексной проводимости:

$$\mathbf{Y} = G_0 + \frac{\Delta G}{1 + (j\omega\tau_Y)^{-\alpha}}. \quad (2.21)$$

Импеданс СРЕ в этом случае имеет вид

$$\mathbf{Z}_{\text{СРЕ}} = \frac{1}{\Delta G}(j\omega\tau_Y)^{-\alpha}. \quad (2.22)$$

Годограф для тех же значений параметров модели показан на рис. 2.4,г.

Следует отметить, что при описании одного и того же объекта двумя вариантами эквивалентной схемы параметр α в (2.21) будет тот же, что и в (2.19), но постоянная времени τ_Y не равна постоянной времени τ_Z .

Похожее по форме уравнение, известное как уравнение Коула–Коула, существует и для комплексной диэлектрической проницаемости (Cole, Cole, 1941):

$$\varepsilon = \varepsilon_{\infty} + \frac{\Delta\varepsilon}{1 + (j\omega\tau_c)^{1-\alpha}}. \quad (2.23)$$

Здесь ε_{∞} — диэлектрическая проницаемость на бесконечно большой частоте, $\Delta\varepsilon = \varepsilon_{\infty} - \varepsilon_s$, где ε_s — диэлектрическая проницаемость на нулевой частоте.

Чтобы описать свойства вещества в широком диапазоне частот, в котором действуют разные механизмы релаксации, С. Габриэл и соавт. (Gabriel et al., 1996b) использовали четырехступенчатую модель Коула–Коула:

$$\begin{aligned} \varepsilon = \varepsilon_{\infty} + & \frac{\Delta\varepsilon_1}{1 + (j\omega\tau_1)^{1-\alpha_1}} + \frac{\Delta\varepsilon_2}{1 + (j\omega\tau_2)^{1-\alpha_2}} \\ & + \frac{\Delta\varepsilon_3}{1 + (j\omega\tau_3)^{1-\alpha_3}} + \frac{\Delta\varepsilon_4}{1 + (j\omega\tau_4)^{1-\alpha_4}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\varepsilon_0}. \end{aligned} \quad (2.24)$$

Здесь параметры с индексом 1 относятся к области γ -дисперсии, с индексом 2 — к области β -дисперсии, с индексами 3 и 4 — к области α -дисперсии, σ_i — ионная проводимость. В табл. 3 Прил. 2 приведены параметры некоторых тканей в соответствии с (2.24), взятые из указанной работы, все материалы которой можно найти в Интернете на сайте www.emfdosimetry.org.

Наличие СРЕ в эквивалентной схеме биологической ткани обусловлено рядом физических эффектов. Такими свойствами обладает двойной электрический слой (см. п. 2.5), возникающий у поверхностей раздела проводящих сред с разными проводящими свойствами, в частности, у клеточных мембран. Значение параметра α связано с шириной распределения постоянных времени в системе, состоящей из большого числа частотно-зависимых компонентов (Grimnes, Martinsen, 2008). Это подтверждается, в частности, компьютерным анализом трехмерных моделей клеток (Furuya et al., 2004). Распределение постоянных времени релаксации при этом объясняется разбросом ориентации молекул.

В работе А. Иворры и соавт. (Ivorra et al., 2004) исследовалась связь параметра α с морфологией внеклеточного пространства. С помощью компьютерного моделирования показано, что при иерархической организации ткани, когда отдельные клетки объеди-

няются в кластеры, получаемое значение α приближается к экспериментальным данным. Известны и другие подходы к объяснению физического смысла модели Коула.

Модель Коула (2.19) или (2.21) может быть дополнена, чтобы получить лучшее соответствие с теоретическими представлениями об электрофизических свойствах веществ. В статье С. Гримнеса и О. Мартинсена (Grimnes, Martinsen, 2005) дан анализ работ в этом направлении и приведены следующие формулы:

$$\begin{aligned} \mathbf{Z} &= R_{\infty} + \frac{1}{G_{\text{var}} + G_1(j\omega\tau_Z)^{\alpha}}, \\ \mathbf{Y} &= G_0 + \frac{1}{R_{\text{var}} + R_1(j\omega\tau_Y)^{-\alpha}}. \end{aligned} \quad (2.25)$$

Здесь G_{var} , G_1 , R_{var} , R_1 — независимые параметры, представляющие идеальные проводимости или сопротивления. Число независимых переменных в модели увеличивается с 4 до 5, что дает возможность более точно интерпретировать частотные зависимости импеданса биологических тканей.

2.4. Методы измерения импеданса

Классическая мостовая схема измерения импеданса показана на рис. 2.5,а и содержит постоянные сопротивления R_1 , R_2 , измеряемый импеданс \mathbf{Z}_m , переменный импеданс \mathbf{Z}_v , активную R_v

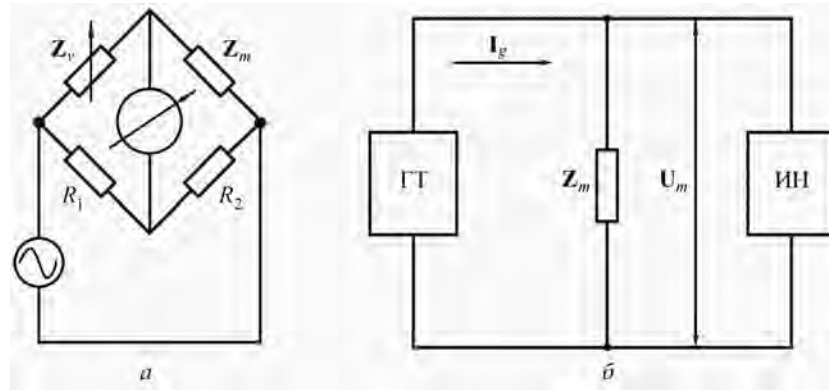


Рис. 2.5. Схемы измерения импеданса: мостовая (а), метод вольтметра (б)

и реактивную X_v составляющие которого можно изменять. В одну из диагоналей моста включают генератор переменного напряжения, а в другую — измеритель напряжения. Составляющие Z_v настраивают так, чтобы измеритель показывал нулевое значение. При балансе моста выполняется равенство

$$\frac{Z_m}{Z_v} = \frac{R_2}{R_1}, \quad (2.26)$$

из которого определяются активная R_m и реактивная X_m составляющие Z_m :

$$R_m = \frac{R_2}{R_1} R_v, \quad X_m = \frac{R_2}{R_1} X_v.$$

Мостовые измерители обеспечивают высокую точность измерения, но так как процесс настройки Z_v даже в случае его автоматизации занимает значительное время, в практической биоимпедансометрии они не используются.

Обычно применяемые методы измерения импеданса основаны на законе Ома, из которого для модуля импеданса получаем

$$Z_m = \frac{U_m}{I_g}, \quad (2.27)$$

где U_m — измеренное напряжение на объекте. Генератор тока ГТ (рис. 2.5,б) поддерживает заданный ток I_g независимо от Z_m . Измеритель напряжения ИН калибруется в величинах сопротивления, чтобы исключить необходимость расчетов по формуле (2.27).

Для измерения комплексного импеданса применяют схему, показанную на рис. 2.6,а, где АД — амплитудный детектор, постоянное напряжение на выходе которого пропорционально модулю импеданса, ФД — фазовый детектор, формирующий постоянное напряжение, пропорциональное фазовому сдвигу между переменным напряжением на объекте и током генератора. В блоках обработки Обр.1, Обр.2 значения напряжений с детекторов преобразуются в значения модуля и фазового угла импеданса, которые затем могут быть пересчитаны в значения активного и реактивного сопротивлений.

Другой вариант измерения комплексного импеданса представлен на рис. 2.6,б. В синхронном детекторе СД1 переменное напряжение с объекта умножается на переменное напряжение u_I , синфазное с током генератора, а в синхронном детекторе СД2 — на переменное напряжение u_Q , задержанное по фазе по отношению

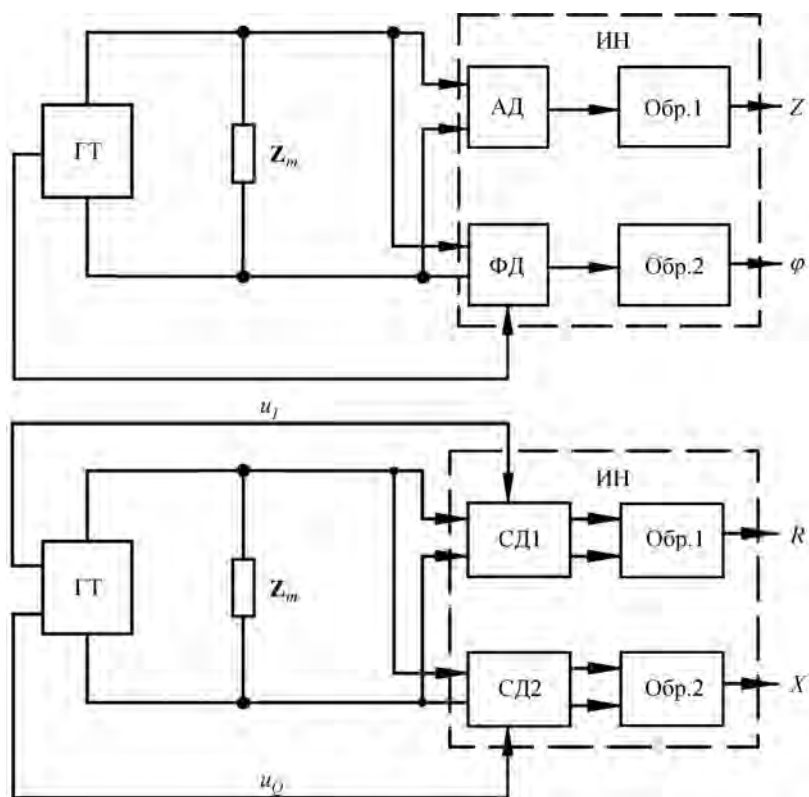


Рис. 2.6. Схемы измерения составляющих комплексного импеданса: с использованием амплитудного и фазового детекторов (а), с использованием синхронных детекторов (б)

к току генератора на 90° (так называемое квадратурное напряжение). При этом на выходах СД1 и СД2 выделяются постоянные напряжения, пропорциональные, соответственно, активной и реактивной составляющим измеряемого импеданса. Блоки обработки преобразуют эти напряжения в значения активного и реактивного сопротивлений R_m и X_m , которые могут быть пересчитаны в модуль и фазовый угол импеданса.

Схемы по рис. 2.6 позволяют выполнять измерение на одной частоте. В случае многочастотной биоимпедансометрии измерения на разных частотах выполняются поочередно. При этом, во-первых, увеличивается продолжительность процедуры, а во-вторых, для разных частот получаются результаты, относящиеся к разным мо-

ментам времени, что в некоторых применениях недопустимо. Один из способов преодоления этих недостатков состоит в том, что через объект пропускают переменный ток, содержащий несколько гармоник:

$$\mathbf{I} = \sum_{k=1}^K I_{mk} e^{j\theta_k} e^{j\omega_k t}, \quad (2.28)$$

где I_{mk} , θ_k , ω_k — соответственно, амплитуда, начальная фаза и частота k -ой частотной составляющей тока, K — число этих составляющих. Создаваемое таким током напряжение на импедансе объекта имеет вид

$$\mathbf{U} = \sum_{k=1}^K U_{mk} e^{j\psi_k} e^{j\omega_k t}. \quad (2.29)$$

Амплитуда и фаза k -ой частотной составляющей напряжения определяются формулами $U_{mk} = I_{mk} Z(\omega_k)$, $\psi_k = \theta_k + \varphi(\omega_k)$, где $Z(\omega_k)$ и $\varphi(\omega_k)$ — модуль и фазовый угол импеданса объекта на частоте ω_k .

Далее снимаемое с объекта переменное напряжение можно подать параллельно на несколько измерителей напряжения, каждый из которых выделяет и измеряет одну частотную составляющую. Более перспективный метод основан на применении дискретного преобразования Фурье (ДПФ).

Введем понятие комплексной амплитуды k -ой частотной составляющей:

$$\mathbf{U}_k = U_{mk} e^{j\psi_k}. \quad (2.30)$$

Эта величина содержит информацию и о модуле, и о фазовом угле импеданса на k -ой частоте. Для нахождения комплексных амплитуд переменное напряжение преобразуют в цифровую форму и выполняют ДПФ

$$\mathbf{U}_s = \sum_{n=0}^N u(n) e^{-j\frac{2\pi sn}{N}}, \quad (2.31)$$

где $u(n)$ — дискретные значения (отсчеты) напряжения, N — число отсчетов на обрабатываемом отрезке переменного напряжения. Комплексные амплитуды \mathbf{U}_s соответствуют частотам 0 , f_d/N , $2f_d/N$, \dots , $(N-1)f_d/N$, где f_d — частота дискретизации. Выбор значений N и f_d осуществляется так, чтобы среди этих частот оказались и частоты, присутствующие в токе (2.28). О построении

биоимпедансных анализаторов по этому принципу сообщалось в ряде работ (Chetham et al., 2004; Ronk et al., 2007).

Описанные методы с зондирующим током широко применяются при измерениях *in vivo* в диапазонах частот от 1 кГц до 1 МГц. Для более высоких частот применяют другие способы измерения. Исследование прохождения через объект или отражения от объекта высокочастотных электромагнитных волн осуществляется до частот порядка 100 ГГц. Используют также анализ переходных процессов при подаче на объект импульса напряжения (Time Domain Analysis). Но все эти методы пригодны в основном для измерений *in vitro*.

2.5. Контакт электрода с тканью

Измеряющий параметры биоимпеданса прибор взаимодействует с биообъектом через электроды. В области контакта электрода с тканью протекают достаточно сложные физические и химические процессы, влияющие на результаты измерения. Главный результат этих процессов — смена носителей заряда, образующих электрический ток. В проводах и металлических электродах ток образован электронами, движущимися в кристаллической решетке металла, а в ткани — ионами, перемещающимися в растворе электролита.

При контакте электрода с электролитом между ними устанавливается равновесная разность потенциалов, а у поверхности раздела формируется двойной электрический слой (рис. 2.7). При этом атомы материала электрода могут переходить в электролит, а ио-

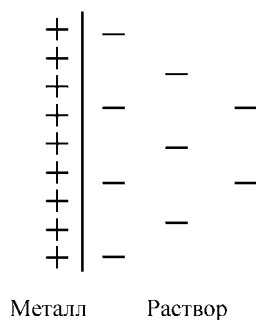


Рис. 2.7. Двойной электрический слой у контакта

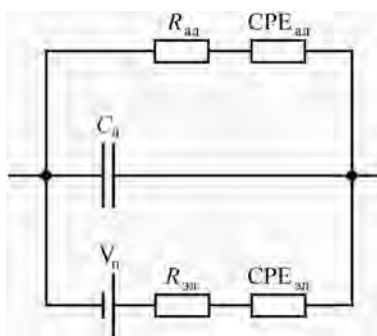


Рис. 2.8. Эквивалентная схема контакта

ны электролита — осаждаться на поверхность электрода. В случае биоимпедансных измерений растворение электрода недопустимо, поэтому применяют электроды из серебра, платины и других инертных металлов, атомы которых лишь участвуют в обмене электронами с ионами.

При пропускании через контакт электрического тока непосредственно у поверхности электрода протекают окислительно-восстановительные реакции, обеспечивающие обмен носителей заряда. Величина разности потенциалов между электродом и электролитом при этом изменяется. Это явление называется *поляризацией электрода*. Поляризация является нежелательным фактором, так как она создает необходимость прикладывать к контакту дополнительное напряжение для обеспечения протекания тока.

Электроды из чистых инертных металлов характеризуются значительными напряжениями поляризации. Это связано с тем, что атомы материала таких электродов непосредственно не участвуют в реакциях. Для уменьшения поляризации необходимо, чтобы в растворе присутствовали ионы атомов материала электрода, и происходил переход ионов в каком-либо направлении. Такому требованию удовлетворяют широко применяемые Ag/AgCl электроды. На поверхности серебряного электрода формируется слой AgCl . Ионы Cl^- присутствуют в ткани. В зависимости от направления тока происходит или увеличение, или уменьшение толщины слоя AgCl . Напряжение поляризации незначительно и, как правило, не превышает 10 мВ.

Эквивалентная схема контакта (рис. 2.8) содержит несколько параллельных ветвей (Grimnes, Martinsen, 2008). Одна из них

отображает процессы, протекающие при химических реакциях на электроде. В эту ветвь входят источник постоянного напряжения поляризации V_p и цепь с сопротивлением $R_{эд}$ и элементом $CPE_{эд}$, типа показанной на рис. 2.4,а. Вторая ветвь содержит емкость двойного электрического слоя C_d . Так как этот слой очень тонкий, величина емкости в соответствии с (2.13) оказывается весьма значительной — порядка 10 мкФ на 1 см² контакта. Третья ветвь отображает адсорбцию частиц из раствора на поверхности электрода. Схема может быть дополнена ветвями, соответствующими другим процессам. Вследствие наличия емкостной ветви модуль импеданса контакта убывает с ростом частоты, так что на частотах выше 5 кГц влияние контакта на измерения незначительно. Но на более низких частотах поляризация и импеданс контакта могут вносить заметный вклад в погрешность измерения.

Особые проблемы возникают при наложении электродов на поверхность кожи. Тонкий (10–20 мкм) роговой слой (*stratum corneum*) в сухом состоянии на постоянном токе имеет очень высокое удельное сопротивление, 10^4 – 10^5 Ом·м. На переменном токе с ростом частоты удельное сопротивление постепенно уменьшается до $\approx 10^2$ Ом·м на 1 МГц. При увлажнении кожи ее сопротивление уменьшается. Потовые каналы также уменьшают сопротивление, но их влияние нестабильно.

Высокий импеданс рогового слоя кожи создает серьезные затруднения для измерений. Для их преодоления необходимо, во-первых, очистить кожу в местах наложения электродов и, во-вторых, нанести на кожу специальный гель или солевой раствор, которые пропитывают роговой слой и уменьшают его сопротивление. Также применяются специальные электроды с микроостриями, проникающими через роговой слой и создающими контакт с хорошо проводящим эпидермисом. Наконец, можно снять роговой слой с использованием абразивных материалов.

Полный импеданс контакта состоит из последовательно соединенных импеданса контакта электрода с гелем, импеданса геля и импеданса рогового слоя, уменьшенного за счет пропитки гелем. Перечисленные составляющие имеют достаточно сложные частотные зависимости. В целом модуль импеданса контакта существенно убывает с ростом частоты.

Напряжение на контакте описывается, вообще говоря, нелинейной функцией плотности тока. Поэтому при протекании через контакт синусоидального переменного тока напряжение на контак-

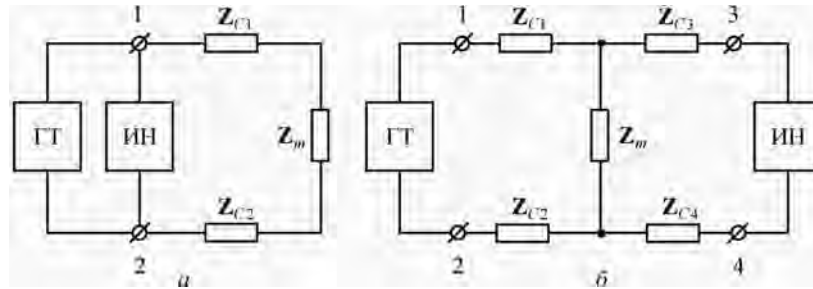


Рис. 2.9. Биполярная (а) и тетраполярная (б) схемы измерений

те может по форме отличаться от синусоиды и содержать высшие гармоники. Этот эффект особенно нежелателен при выполнении измерения одновременно на нескольких частотах, так как приводит к появлению суммарных и разностных частот. С ростом частоты нелинейные искажения уменьшаются, а допустимая плотность тока увеличивается. Платиновый электрод на частоте 1 кГц обеспечивает отсутствие заметной нелинейности при плотности тока до 1 мА/см^2 . В случае применения электродов с небольшой площадью поверхности нелинейные искажения могут быть значительными.

Таким образом, импедансы контактов могут оказать существенное влияние на результат измерения биоимпеданса. В биполярной схеме измерений (рис. 2.9,а), в которой одна пара электродов 1 и 2 используется как для подведения тока, так и для снятия напряжения, измеряется модуль суммарного импеданса

$$Z_{sum} = Z_m + Z_{C1} + Z_{C2}, \quad (2.32)$$

где Z_{C1} и Z_{C2} — импедансы контактов, неопределенность и нестабильность которых делают невозможным точное определение импеданса объекта. В связи с этим область применения биполярной схемы ограничена.

В широко применяемой тетраполярной схеме по рис. 2.9,б через токовые электроды 1 и 2 в объект вводится ток, а с измерительных электродов 3 и 4 снимается напряжение. Если входной импеданс измерителя напряжения значительно больше модуля импеданса объекта, то ток через электроды 3 и 4 и, следовательно, падения напряжений на импедансах контактов Z_{C3} и Z_{C4} будут пренебрежимо малы, и будет измеряться напряжение на самом объекте.

2.6. Измерение импеданса сегментов тела

Для измерения импеданса определенного сегмента тела токовые и измерительные электроды необходимо расположить подходящим образом. Рассмотрим упрощенную эквивалентную схему тела человека (рис. 2.10). Введем обозначения: E — голова, R — правая рука, L — левая рука, F — левая нога, N — правая нога, T — туловище. Измерение, при котором источник тока подключают к левой и правой рукам, а напряжение измеряют между левой рукой и левой ногой, сокращенно запишем как LR/LF. Измеряемое напряжение в данном случае пропорционально модулю импеданса Z_L , так как ток через Z_T и Z_F не протекает. Этот же импеданс можно определить при измерениях EL/LR, LR/LE, LF/LR и т. д. Импеданс туловища получается при измерениях LF/RN, EF/RN, LN/RF и т. п. Аналогично можно подобрать варианты измерения импедансов других сегментов. Полисегментный биоимпедансный анализ основан на поочередном подключении генератора тока и измерителя напряжения к разным парам электродов с целью последовательного измерения импедансов всех сегментов тела.

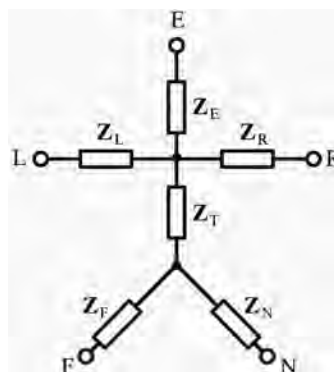


Рис. 2.10. Упрощенная эквивалентная схема сегментов тела

В реальности разные варианты измерения импеданса одного и того же сегмента дают разные результаты. Например, при измерении EF/RN модуль импеданса туловища получается существенно больше, чем при измерении LF/RN. Дело в том, что тело человека и его сегменты — это трехмерные объекты, и чтобы понять, импеданс какой части тела измеряется, необходимо анализировать протекание тока в этих объектах.

Обратимся к рис. 2.11, на котором приведены результаты моделирования протекания электрического тока через двумерный протяженный объект. Ток течет между токовыми электродами 1 и 2. Если материал объекта изотропный, то вектор плотности тока \mathbf{J} определяется формулой

$$\mathbf{J} = \mathbf{E}/\rho, \quad (2.33)$$

где ρ — удельное сопротивление, которое, вообще говоря, может

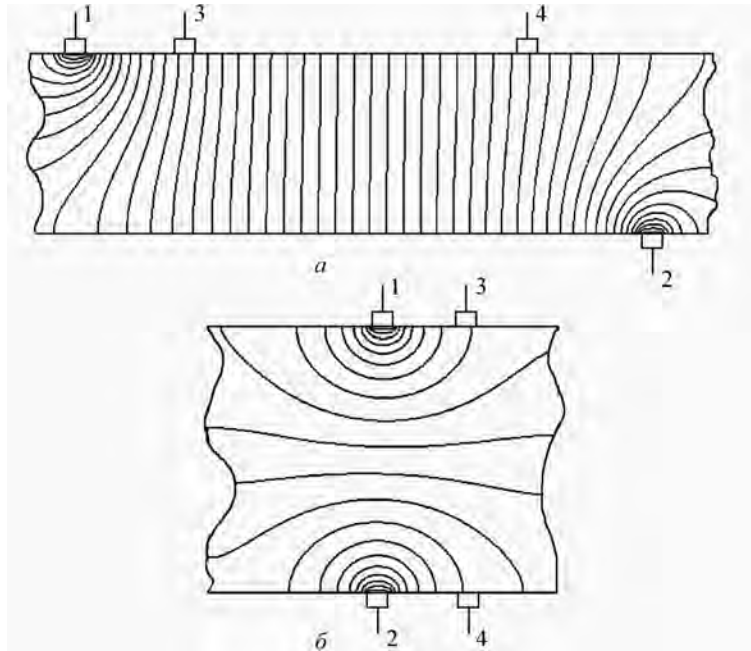


Рис. 2.11. Электрическое поле при протекании тока вдоль (а) и поперек (б) объекта

быть функцией координат, \mathbf{E} — вектор напряженности поля. Картина электрического поля в пространстве отображается с помощью эквипотенциальных поверхностей, которые в двумерном случае вырождаются в эквипотенциальные линии, показанные на рисунке. Ток течет вдоль силовых линий электрического поля (на рисунке не показаны), которые в каждой точке перпендикулярны эквипотенциальным поверхностям.

Измеряемое напряжение равно разности потенциалов между эквипотенциальными поверхностями, соприкасающимися с измерительными электродами 3 и 4. Его значение определяется формулой

$$U = \int_L \mathbf{E} d\mathbf{l} = \int_L \mathbf{J} \rho d\mathbf{l}, \quad (2.34)$$

где интеграл берется по пути L между этими эквипотенциальными поверхностями, $d\mathbf{l}$ — элемент пути. Измеренный импеданс есть значение, получающееся усреднением по измеряемому сегменту.

Наибольший вклад дают области с большой плотностью тока и с большим удельным сопротивлением.

Из рис. 2.11,*а* видно, что измеряемый импеданс равен импедансу части объекта между измерительными электродами только при условии, что эти электроды расположены достаточно далеко от токовых электродов. При недостаточном удалении будет измеряться напряжение между сильно искривленными эквипотенциальными поверхностями, так что границы сегмента оказываются определенными с большой погрешностью. При более точном анализе необходимо учитывать, что измерительные электроды искажают картину поля, так как потенциал по всей поверхности электрода одинаковый. Оказывается, что при некоторых условиях участки между смежными токовым и измерительным электродами дают отрицательный вклад в измеренный импеданс. Таким образом, чем больше импеданс такого участка, тем меньше получится измеренный импеданс (Grimnes, Martinsen, 2007).

На рис. 2.11,*б* показано расположение электродов на противоположных сторонах объекта. При удалении измерительных электродов 3 и 4 от токовых электродов 1 и 2 измеряется сопротивление все более глубоких областей. Наложив на поверхность тела большое количество электродов, и поочередно используя разные их пары в качестве токовых и измерительных электродов, можно получить информацию о сопротивлении участков тела, лежащих на разной глубине от поверхности, и в результате найти распределение удельного сопротивления по объему. На этом основан принцип электроимпедансной томографии.

Компьютерное моделирование позволяет получить приближительную картину электрического поля при проведении измерений на человеке. На рис. 2.12,*а* показаны эквипотенциальные поверхности при протекании тока от левой руки до правой ноги (Nikolaev et al., 2001). Видно, что варианты измерения LN/LF или LN/LR дают импеданс не только левой руки, но и прилегающего к ней участка туловища. То же относит-

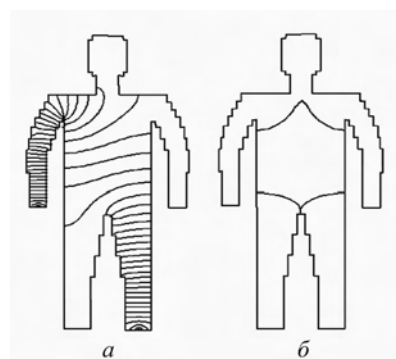


Рис. 2.12. Эквипотенциальные поверхности при протекании тока от левой руки до правой ноги (*а*), границы измеряемой части туловища (*б*)

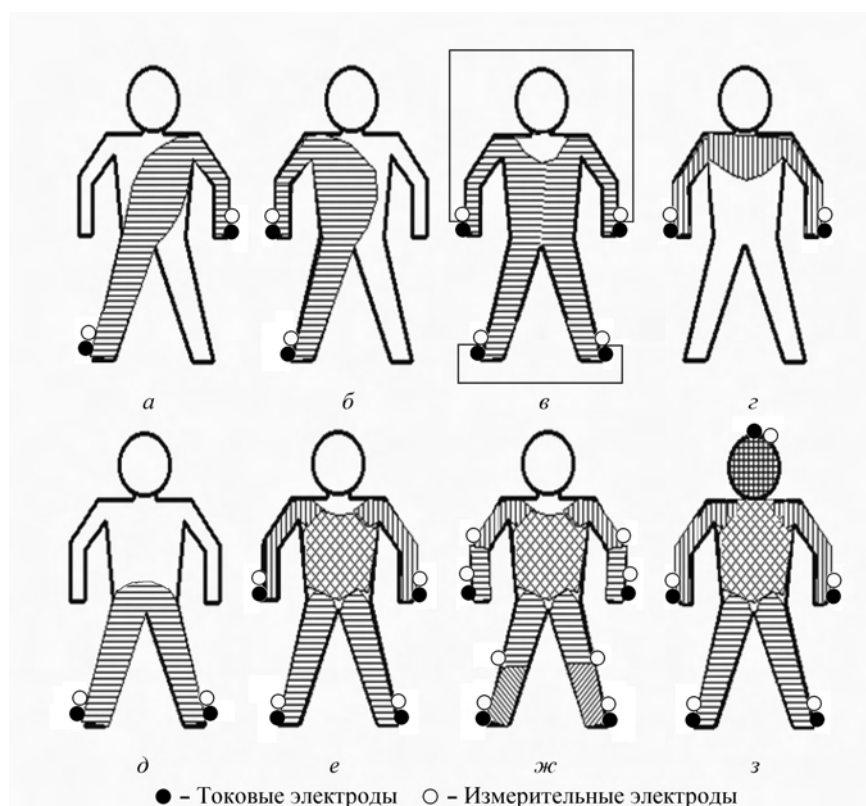


Рис. 2.13. Схемы измерений, используемые в известных методиках биоимпедансного анализа: А. Томассета (*а*), стандартная (*б*), по М.И. Тищенко (*в*), в приборах фирм *Omron* (*г*) и *Tanita* (*д*), 8-электродная (*е*), 12-электродная (*ж*), 10-электродная (*з*)

ся и к измерениям импеданса ног. В то же время при измерениях импеданса туловища по вариантам LN/RF или LF/RN значительная часть верхнего сегмента туловища остается вне области протекания тока. Этот факт иллюстрируется рис.2.12,б, на котором показаны границы измеряемой части туловища.

С учетом этих выводов, рассмотрим основные схемы измерений, применяемые при анализе состава тела (рис.2.13). Исторически первой была схема А. Томассета (рис.2.13,а), измерение по которой записывается как LN/LN. В измеряемую область входят рука, значительная часть туловища и нога, так что схема позволяет получить интегральную оценку состава тела. Наиболее широко

применяемой является схема по рис. 2.13,б, реализующая измерение RN/RN. Эту схему далее будем называть стандартной. Еще один вариант схемы для интегральной оценки — по М.И. Тищенко (1971) — показан на рис. 2.13,в. Эта схема обеспечивает лучший учет импеданса туловища, чем предыдущие две, но требует вдвое больше электродов.

Следующие две схемы применяются в приборах японских фирм *Omron* (рис. 2.13,г) и *Tanita* (рис. 2.13,д). Выполняемые в них измерения, соответственно, RL/RL и FN/FN позволяют оценить состав верхней и нижней частей тела. Эти оценки с применением эмпирических соотношений затем экстраполируются на все тело.

В последние годы все шире применяются полисегментные схемы измерений. Наиболее известная из них, 8-электродная схема, представлена на рис. 2.13,е. При расположении электродов на всех конечностях возможны разные наборы измерений, дающие импедансы всех сегментов. В приборах ABC-01 “Медасс” выполняется, помимо прочих, следующий набор измерений: RF/RN, LN/LF, RF/LF, LN/RN, LN/RF, RF/LN (Nikolaev et al., 2001). Каждое из первых четырех измерений дает сумму импедансов одной из конечностей и туловища, а последние два измерения — только импеданс туловища. Импедансы конечностей определяются затем вычитанием. В приборах фирмы *BioSpace* (Корея) при том же наборе электродов выполняются измерения RN/RL, LF/RL, RN/FN, LF/FN, RN/LF, дающие импедансы, соответственно, правой руки, левой руки, правой ноги, левой ноги и туловища (Cha, 2001).

Развитием 8-электродной схемы является 12-электродная схема (рис. 2.13,ж), в которой дополнительные потенциальные электроды накладываются на локти и колени, что дает возможность измерять отдельно импедансы дистальных и проксимальных сегментов конечностей.

Недостатком схем, представленных на рис. 2.13,е,ж, является то, что при измерении импеданса туловища значительная часть этого сегмента не попадает в зону протекания тока. Этот недостаток исправляется в схеме на рис. 2.13,з, в которой также создается возможность измерения импеданса головы с шеей. В этой схеме на голову испытуемого устанавливаются токовый и потенциальный электроды и выполняются измерения (Цветков и др., 2006):

- RE/LE или LE/RE, дающие импеданс головы Z_E ;
- RE/RN — импеданс правой руки Z_R ;
- LE/LF — импеданс левой руки Z_L ;
- LF/FN — импеданс левой ноги Z_F ;

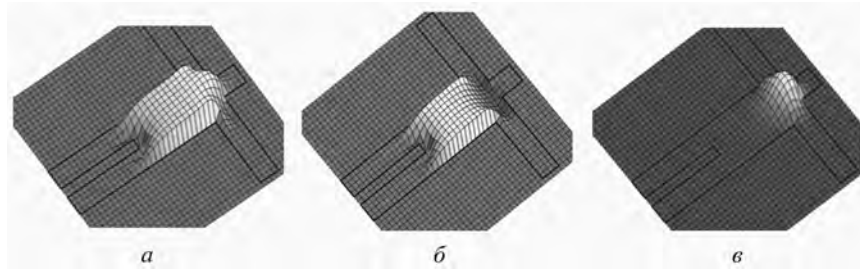


Рис. 2.14. Локализация областей при измерениях: Z_T (а), Z_A (б), Z_C (в)

- RN/FN — импеданс правой ноги Z_N ;
- EF/EN или EN/EF — сумму импедансов головы и туловища $Z_E + Z_T$;
- EF/LF или EN/RN — сумму импедансов абдоминальной области Z_A и одной из ног, то есть $Z_A + Z_F$ или $Z_A + Z_N$.

Импедансы головы и конечностей определяются, таким образом, непосредственно из измерений, а импедансы туловища целиком и абдоминальной области — путем вычитания соответствующих пар измерений.

В схеме по рис. 2.13,з также возможно применение дополнительных измерительных электродов в областях локтей и колен для раздельного измерения частей конечностей. Дополнительный измерительный электрод в области мечевидного отростка дает возможность измерять импедансы верхней и нижней частей туловища. Возможны и другие положения электродов.

Использование токового электрода, расположенного на голове, позволяет включить в зону измерения практически весь объем туловища, что подтверждается выполненным в статье В.А. Можяева (Mozhaev, 2007) компьютерным моделированием локализации областей измерения. На рис. 2.14,а,б показаны области тела, соответствующие импедансам Z_T и Z_A . Более высокий уровень по вертикальной оси графика соответствует большему вкладу данного участка в измеренный импеданс. Кроме этого, появляется возможность косвенного измерения импеданса Z_C центральной части грудной клетки путем вычитания

$$Z_C = Z_T - Z_A. \quad (2.35)$$

Участок тела, соответствующий импедансу Z_C , показан на рис. 2.14,в.

Одной из проблем биоимпедансных измерений является несоответствие границ измеряемого участка анатомическим границам сегмента тела. Наиболее очевидный способ решить эту проблему — установка измерительных электродов на анатомических границах. Но такое решение не всегда возможно и во многих случаях неудобно. Известны различные способы повышения точности выделения сегмента тела при расположении электродов на конечностях. Так, Д.В. Николаев и соавт. (2002) предложили использовать дополнительный генератор тока. Допустим, выполняется измерение по варианту LR/LR с величиной тока I_1 , при этом получают напряжение U_1 , равное

$$U_1 = I_1 Z_L + I_1 Z_{LR} + I_1 Z_R, \quad (2.36)$$

где Z_{LR} — модуль импеданса участка туловища между руками, влиянием фазовых углов пренебрегаем.

Затем, не выключая ток I_1 , пропускают по пути LF дополнительный ток величиной I_2 . При этом между L и R получают напряжение U_2 :

$$U_2 = I_1 Z_L + I_2 Z_L + I_1 Z_{LR} + I_1 Z_R. \quad (2.37)$$

Вычитая из равенства (2.37) равенство (2.36), находим

$$Z_L = (U_2 - U_1)/I_2.$$

Особенность данного измерения заключается в том, что в зоне левого плеча токи I_1 и I_2 расходятся в разные стороны. Благодаря этому граница региона, в котором имеет место изменение величины тока, более точно соответствуют анатомической границе левой руки. Аналогично можно измерять импедансы других сегментов тела.

2.7. Погрешности измерений биоимпеданса

2.7.1. Источники погрешностей

Погрешность измерения — это отличие измеренного значения физической величины от истинного. Истинное значение импеданса биообъекта неизвестно, поэтому погрешности биоимпедансных анализаторов приходится оценивать по измерениям эквивалентов

биообъектов, а также сравнивая результаты измерений одного и того же биообъекта, полученные с помощью приборов разных типов. Еще один возможный источник информации о погрешностях — отличие измеренных частотных характеристик биоимпедансных параметров от предсказываемых на основе проверенных теоретических моделей (Bolton et al., 1998).

В данном разделе речь идет об инструментальных и методических погрешностях измерения импеданса биообъекта, обусловленных характеристиками и параметрами прибора и метода измерения. Погрешности оценки параметров состава тела связаны с погрешностями измеренных значений активного и реактивного сопротивлений (Николаев и др., 2006), но также обусловлены и другими причинами, в первую очередь, неточностью моделей биообъектов. Эти вопросы анализируются в следующей главе.

Рассмотрим процесс измерений импеданса. Биоимпедансный анализатор предварительно калибруют по набору образцовых импедансов. В результате получают калибровочные функции вида

$$U_d = F(\mathbf{Z}_m, f, D), \quad (2.38)$$

где U_d — значение аналогового или цифрового сигнала на выходе измерителя напряжения (см. рис. 2.6 и 2.9), \mathbf{Z}_m — измеряемый комплексный импеданс, f — частота, на которой выполняется калибровка, D — диапазон измерений. Такие функции формируются для каждого канала измерения (R и X_C), каждой используемой частоты и каждого диапазона измерений и сохраняются в памяти биоимпедансного анализатора в виде набора параметров или таблицы значений. При измерении импеданса объекта по полученному с детектора значению U_d с использованием калибровочной функции для используемой частоты и текущего диапазона измерений вычисляются измеренные значения \mathbf{Z}_m .

Погрешности измерения по источникам возникновения подразделяются на методические, инструментальные, внешние и субъективные (Нефедов и др., 2003).

Субъективные погрешности являются следствием ошибок оператора. Высокая степень автоматизации биоимпедансных анализаторов практически исключает ошибки при считывании результатов и выполнении промежуточных расчетов. Источником возможных ошибок является неправильная установка электродов. Но возникающие при этом случайные погрешности правильнее отнести не к измерению импеданса, а к методике оценки состава тела, так что они будут рассмотрены в следующей главе.

Инструментальные погрешности обусловлены характеристиками применяемой аппаратуры. Эти погрешности возникают по следующим причинам:

- погрешности образцовых импедансов, используемых при калибровке;
- температурная и временная нестабильность значений тока генератора и параметров измерительного тракта;
- погрешности детекторов, связанных с их нелинейностью и инерционностью;
- погрешности аналого-цифрового преобразования и вычисления.

Влияние большинства этих факторов в современной электроизмерительной аппаратуре может быть сведено до пренебрежимо малого уровня. Наиболее серьезную проблему могут представлять погрешности детекторов. Но они, как правило, являются систематическими и учитываются при калибровке. В целом, при современном уровне элементной базы и схемотехники инструментальная погрешность измерителя импеданса без особых затруднений обеспечивается в пределах десятых долей процента.

Внешние погрешности являются следствием действия внешних по отношению к измерительному прибору причин. К числу таких причин в первую очередь следует отнести изменения характеристик окружающей среды: температуры, влажности и т. д. В современных приборах влияние этих факторов также может быть уменьшено до допустимых пределов.

Еще один вид внешних воздействий — электромагнитные поля, излучаемые другими устройствами, например, входящим в состав биоимпедансного анализатора компьютером. На результаты измерений могут оказывать влияние сигналы радиостанций, для которых биообъект является антенной. Эти вопросы пока еще мало исследованы. Одним из способов уменьшения влияния внешних электромагнитных полей является рациональный выбор частот, на которых выполняются измерения.

Методические погрешности возникают вследствие неполного учета параметров эквивалентной схемы измерительной цепи при проведении измерения. Дело в том, что при измерении биоимпеданса значения некоторых параметров этой схемы могут существенно отличаться от значений, имевших место во время проведения калибровки. Анализ этого вида погрешностей уделено основное внимание в оставшейся части данного раздела.

2.7.2. Погрешности из-за изменений параметров измерительной цепи

Для анализа возможных методических погрешностей проанализируем более полную сравнительно с рис. 2.9,б эквивалентную схему измерительной цепи (рис. 2.15), на которой показаны электроды 1–4, источник тока ГТ, измеряемый импеданс Z_m , измеритель напряжения ИН, импедансы контактов Z_{C1} – Z_{C4} и паразитные емкости C_g на выходе генератора тока, C_p на входе измерителя напряжения и C'_p измеряемого объекта. Данная схема позволяет учитывать влияние неизмеряемых сегментов тела и его паразитной емкости и представляет более полную и точную модель измерений по сравнению со схемами, опубликованными в других работах (Смирнов, Цветков, 2005; Grimnes, Martinsen, 2007).

Каждый из импедансов контактов Z_{C1} – Z_{C4} включает не только импеданс контакта электрода с поверхностью тела, но и импеданс участка тела между соответствующим электродом и измеряемым сегментом тела. Первая из указанных составляющих сильно зависит от состояния электродов и кожи. Вторая составляющая определяется применяемой схемой измерения (отведением), а также сильно варьируется из-за различий индивидов и случайных изменений позиций электродов. Все это приводит к тому, что импедансы Z_{C1} – Z_{C4} при измерениях могут изменяться в широких пределах.

Емкости C_g и C_p складываются из паразитных емкостей радиодеталей и монтажа в приборе и емкостей проводов, соединяющих прибор с объектом. Их значения обычно находятся в пределах 50–150 пФ. Паразитная емкость самого исследуемого объекта C'_p зависит от его размеров и положения относительно других объектов.

В емкость C_g ответвляется высокочастотный переменный ток,

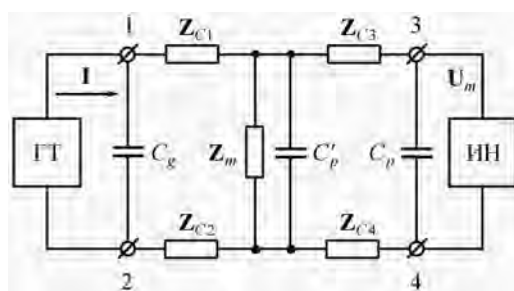


Рис. 2.15. Эквивалентная схема измерительной цепи

на величину которого влияют измеряемый импеданс Z_m и импедансы контактов Z_{C1} и Z_{C2} . Из-за этого уменьшается ток, протекающий через измеряемый объект, и, следовательно, уменьшается по абсолютной величине и изменяется по фазе измеренное напряжение U_m . Емкость C_p вместе с импедансами Z_{C3} и Z_{C4} создает делитель напряжения, который также изменяет измеренное напряжение U_m . Емкость C'_p искажает частотную зависимость импеданса биообъекта.

В идеализированной тетраполярной схеме измерений генератор тока имеет бесконечно большое выходное сопротивление, а измеритель напряжения имеет бесконечно большое входное сопротивление во всем используемом диапазоне частот (см. рис. 2.9,б). При этом амплитуда и фаза тока через объект не зависят от измеряемого импеданса Z_m и импедансов контактов Z_{C1} , Z_{C2} . Так как ток через измеритель напряжения не течет, импедансы Z_{C3} , Z_{C4} также не влияют на результат измерения. В действительности же паразитные емкости создают конечные сопротивления генератора тока и измерителя напряжения, вследствие чего сказывается влияние импедансов контактов на результаты измерений. Это влияние увеличивается с ростом частоты.

Паразитные емкости прибора и образцового импеданса обязательно присутствуют в процессе калибровки. Могут также присутствовать импедансы, имитирующие импедансы контактов. Влияние этих элементов учитывается в калибровочных функциях. Если бы при измерении импеданса объекта значения емкостей C_g , C_p и C'_p и импедансов контактов Z_{C1} – Z_{C4} были бы такими же, как при калибровке, то методические погрешности рассматриваемого типа не возникали бы. Однако это условие в большинстве случаев не выполняется.

Основной расчет погрешностей является соотношение, связывающее измеренное напряжение U_m с током генератора I и параметрами элементов эквивалентной схемы:

$$U_m = \frac{Z'_m Z_p Z_g}{(Z'_m + Z_p + Z_{C3} + Z_{C4})(Z_g + Z_0)} I, \quad (2.39)$$

где

$$Z_0 = Z_{C1} + Z_{C2} + \frac{Z'_m (Z_p + Z_{C3} + Z_{C4})}{(Z'_m + Z_p + Z_{C3} + Z_{C4})}, \quad (2.40)$$

$$Z'_m = Z_m Z'_p / (Z_m + Z'_p) \quad (2.41)$$

$$\mathbf{Z}_g = 1/j\omega C_g, \quad \mathbf{Z}_p = 1/j\omega C_p, \quad \mathbf{Z}'_p = 1/j\omega C'_p. \quad (2.42)$$

Для дальнейшего анализа сделаем упрощающие допущения.

Во-первых, будем считать, что приборные паразитные емкости C_p и C_g не изменяются по сравнению с проведением калибровки. Причинами их изменения могут быть другое положение проводов, связывающих прибор с электродами, а также использование другого кабеля. При строгом соблюдении методик измерений можно свести такие изменения до достаточно малых величин.

Во-вторых, будем рассматривать по отдельности влияние импедансов контактов \mathbf{Z}_{C1} и \mathbf{Z}_{C2} , входящих в цепь протекания зондирующего тока, и влияние импедансов контактов \mathbf{Z}_{C3} и \mathbf{Z}_{C4} совместно с паразитной емкостью объекта C'_p , входящих в цепь измерения напряжения. Это обусловлено тем, что воздействие \mathbf{Z}_{C3} , \mathbf{Z}_{C4} и C'_p на входную цепь, равно как и воздействие \mathbf{Z}_{C1} и \mathbf{Z}_{C2} на выходную цепь вносит в погрешности вклад второго порядка малости.

Импедансы сегментов тела соответствуют модели Коула (2.19). Импедансы контактов имеют более сложные частотные характеристики (п. 2.5). Однако для выполнения расчета на одной частоте и импеданс биообъекта и импедансы контактов могут быть представлены цепью из сопротивления и емкости, которые, конечно, зависят от частоты.

Задача анализа погрешностей, создаваемых импедансами \mathbf{Z}_{C1} и \mathbf{Z}_{C2} была впервые поставлена А.В. Смирновым и А.А. Цветковым (2005). Ниже приведены результаты уточненных расчетов, учитывающих, что импеданс биообъекта соответствует модели Коула. Значения параметров модели $R_\infty = 350 \text{ Ом}$; $\Delta R = 170 \text{ Ом}$; $\alpha = 0,7$; $f_c = 40 \text{ кГц}$. Эти величины типичны при измерении импеданса человека от запястья до щиколотки. Принято также, что при калибровке имели место паразитные емкости $C_p = 100 \text{ пФ}$; $C'_p = 0$; $C_g = 60 \text{ пФ}$; а импедансы, имитирующие контакты, были чисто активные: $\mathbf{Z}_{C1} = \mathbf{Z}_{C2} = 200 \text{ Ом}$; $\mathbf{Z}_{C3} = \mathbf{Z}_{C4} = 100 \text{ Ом}$.

При расчете погрешностей каждый из импедансов \mathbf{Z}_{C1} , \mathbf{Z}_{C2} был представлен параллельным соединением сопротивления R_c , изменяющегося в пределах от 0 до 400 Ом, и емкости C_c , изменяющейся в пределах от 0 до 8 нФ. Наличие такой значительной емкости обусловлено тем, что, как показывают соответствующие измерения, фазовые углы импедансов контактов составляют десятки градусов. Оценка погрешности основана на вычислении по формулам (2.39)–(2.42) значений напряжения \mathbf{U}_m для условий калибровки и для измененных \mathbf{Z}_{C1} , \mathbf{Z}_{C2} . Зависимости относительных погрешно-

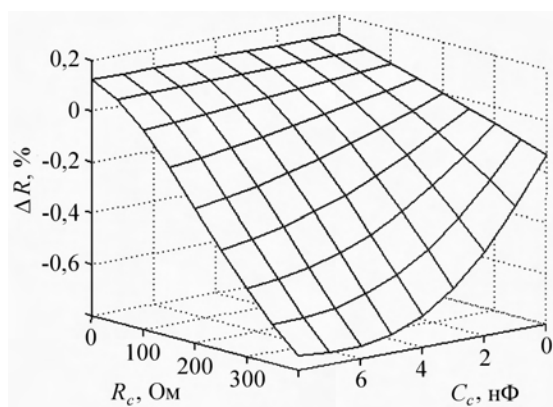


Рис. 2.16. Зависимость относительной погрешности измеренного активного сопротивления от сопротивления R_c и емкости C_c , образующих контактные импедансы Z_{C1} и Z_{C2}

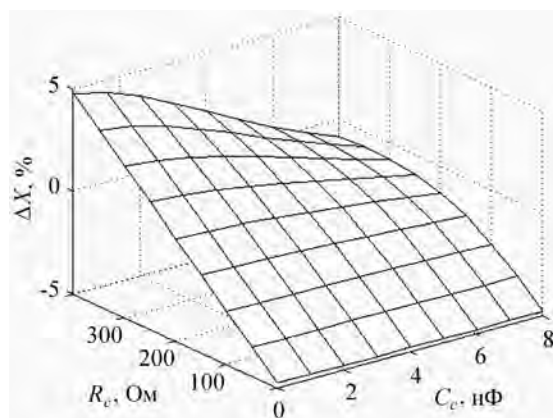


Рис. 2.17. Зависимость относительной погрешности измеренного реактивного сопротивления от сопротивления R_c и емкости C_c , образующих контактные импедансы Z_{C1} и Z_{C2}

стей активной R и реактивной X_C составляющих и фазового угла измеренного импеданса объекта на частоте 50 кГц приведены на рис. 2.16–2.18.

На рисунках видно, что реактивное сопротивление и, следовательно, фазовый угол импеданса сильно подвержены воздействию погрешности этого вида. С ростом частоты погрешности быстро

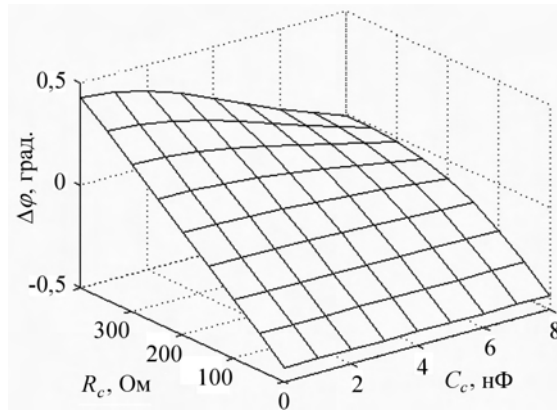


Рис. 2.18. Зависимость абсолютной погрешности измеренного фазового угла от сопротивления R_c и емкости C_c , образующих контактные импедансы Z_{C1} и Z_{C2}

возрастают, так что на частоте 500 кГц относительная погрешность реактивной составляющей достигает 40%, а абсолютная погрешность фазового угла превышает 4° .

Рассмотрим погрешности, создаваемые изменениями емкости C'_p и импедансов Z_{C3} и Z_{C4} . Изменения импедансов Z_{C3} и Z_{C4} по сравнению с условиями калибровки могут возникать, в частности, при измерениях импедансов сегментов тела по различным полисегментным методикам, описанным в п. 2.6. Что касается паразитной емкости объекта C'_p , то о ее величине и возможных вариациях сказать что-то определенное трудно.

Рассмотрим, для примера, измерение импеданса левой ноги по схеме FN/LF, при котором пропускают ток от щиколотки левой ноги до щиколотки правой ноги и измеряют напряжение между запястьем левой руки и щиколоткой левой ноги. Импедансы левой руки и туловища при этом войдут в один из импедансов Z_{C3} или Z_{C4} . Оценим значения возможных методических погрешностей при таком измерении. Пусть объект соответствует модели Коула (2.19) с типичными для ноги параметрами $R_\infty = 120$ Ом; $\Delta R = 80$ Ом; $\alpha = 0,7$; $f_c = 40$ кГц. Положим, что при калибровке имели место значения $C_p = 100$ пФ; $C'_p = 0$; $C_g = 60$ пФ; импедансы контактов чисто активные $Z_{C1} = Z_{C2} = 200$ Ом; $Z_{C3} = Z_{C4} = 0$ Ом.

Расчет погрешностей выполнен в частотном диапазоне от 5 до 500 кГц. Значения каждого из импедансов Z_{C3} и Z_{C4} варьируются в пределах от 0 до 400 Ом, причем эти импедансы остаются чисто

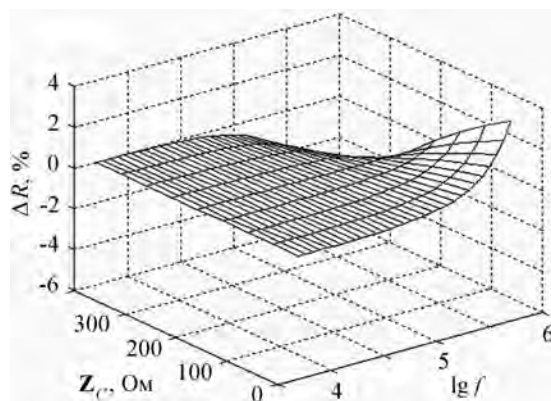


Рис. 2.19. Зависимость относительной погрешности измеренного активного сопротивления от модулей импедансов контактов Z_{C3} , Z_{C4} и от частоты

активными. Последнее допущение основано на том, что, во-первых, фазовый угол импеданса биообъекта обычно не превышает 10° , во-вторых, можно показать, что при наличии у Z_{C3} и Z_{C4} емкостной составляющей погрешности уменьшаются. Результаты расчетов относительных погрешностей активной и реактивной составляющих импеданса приведены на рис. 2.19 и 2.20. Зависимость для абсолютной погрешности измерения фазового угла по форме почти не отличается от показанной на рис. 2.20. Диапазон значений этой погрешности на частоте 500 кГц составляет от -6° до 6° .

Как и для предыдущего вида погрешности, наиболее сильно искажается значение реактивной составляющей. С ростом частоты погрешности быстро возрастают. На основании изложенного можно сделать вывод, что к измерению реактивной составляющей и фазового угла импеданса тела и его сегментов на высоких частотах надо подходить с осторожностью. Даже на частоте 50 кГц могут возникать недопустимые погрешности измерения этих величин. На частотах выше 100 кГц результаты измерений реактивного сопротивления и фазового угла сильно чувствительны к паразитным емкостям, так что возможность получения достоверных значений указанных параметров оказывается под вопросом.

Возможны и другие виды методических погрешностей, обусловленные неполнотой или неточностью модели измерительной цепи. Один из них — влияние неидеальности формы зондирующего тока, приводящей к наличию в его спектре высших гармоник и дру-

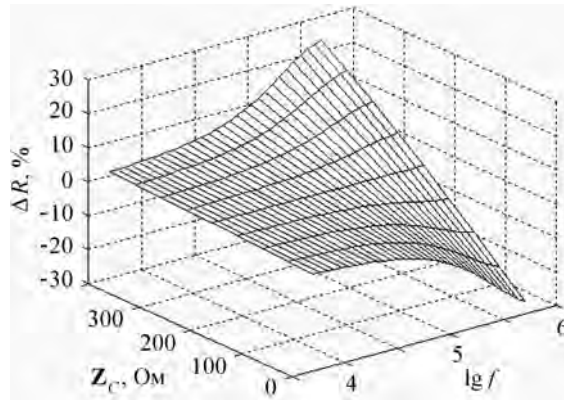


Рис. 2.20. Зависимость относительной погрешности измеренного реактивного сопротивления от модулей импедансов контактов Z_{C3} , Z_{C4} и от частоты

гих лишних частотных составляющих. Как и рассмотренное выше влияние импедансов контактов, влияние спектра тока должно проявляться при отличии параметров измерительной цепи от их значений при калибровке. Еще один возможный источник методических погрешностей — нелинейные свойства контактов и, быть может, самого измеряемого объекта. Эти вопросы являются предметом дальнейших исследований.

2.7.3. Методы уменьшения погрешностей измерения

Поскольку основной причиной возникновения погрешностей описанных видов являются паразитные емкости, необходимо стремиться к их минимизации. Для этого применяют различные методы компенсации емкости (Chetham et al., 2004). Такой подход приводит к усложнению конструкции кабелей, соединяющих прибор с электродами и имеет ограниченные возможности. Полностью паразитную емкость прибора скомпенсировать трудно, а влияние паразитной емкости объекта таким методом уменьшить вообще невозможно.

Другой подход, предложенный А.В. Смирновым и А.А. Цветковым (2005), основан на коррекции результатов измерений с использованием информации о параметрах эквивалентной схемы. Если иметь достоверные сведения о значениях паразитных емкостей и импедансов контактов при проведении измерения, то по схеме

рис. 2.15 можно, исходя из измеренного напряжения U_m , вычислить импеданс объекта Z_m . Методика реализации этого подхода включает два этапа.

На стадии калибровки прибора выполняется оценка его паразитных емкостей C_p и C_g . При этом подбираются такие значения этих емкостей, чтобы получить минимальную погрешность измерения на эквивалентах объекта с известными импедансами. Подобранные значения паразитных емкостей прибора сохраняются вместе с его калибровочными характеристиками в файле на ПК или ЗУ прибора. Также сохраняются значения импедансов, которые при калибровке имитировали импедансы контактов.

При измерениях на объекте осуществляется коррекция результатов измерения с учетом реальных значений импедансов контактов и паразитной емкости объекта. Эти значения измеряются, подбираются или вводятся на основе априорной информации или каких-либо косвенных данных. Ниже даны примеры такой коррекции.

Для коррекции методических погрешностей, возникающих вследствие изменений импедансов Z_{C1} и Z_{C2} , необходимо измерить эти импедансы. Для этого измеряются напряжения между электродами 1–3 и 2–4 (см. рис. 2.15), по которым с использованием калибровочных характеристик (2.38) оцениваются активные и реактивные составляющие Z_{C1} , Z_{C2} . Из эквивалентной схемы видно, что в измеряемые напряжения будут вносить вклад и падения напряжения на импедансах Z_{C3} , Z_{C4} . Но, так как через эти импедансы протекает лишь небольшая часть тока, отвечающая от основного зондирующего тока, протекающего через Z_{C1} , Z_{C2} , то их вклад создаст поправку второго порядка малости. С учетом этого все необходимые расчеты могут быть выполнены по упрощенной эквивалентной схеме, в которой отсутствуют Z_{C3} , Z_{C4} , C_p , C'_p . Корректирующие поправки получаются из сравнения модулей и фаз тока, протекающего через измеряемый объект при калибровке и при измерении. Необходимые для расчетов значения Z_{C1} , Z_{C2} при калибровке, как отмечено выше, должны сохраняться вместе с калибровочными функциями.

Проверка эффективности коррекции осуществляется с помощью резистивно-емкостных эквивалентов объекта. Например, при измерении биоимпедансным анализатором АВС-01 “Медасс” (п. 4.4) эквивалента с параметрами $R = 490 \text{ Ом}$, $X_C = 69 \text{ Ом}$ на частоте 50 кГц, увеличение сопротивлений имитаторов Z_{C1} и Z_{C2}

на 200 Ом по сравнению с условиями калибровки при отключенной коррекции приводит к возникновению погрешности измеренного значения X_C на 3–4 Ома. Это дает погрешность оценки фазового угла порядка $0,5^\circ$. При включенной коррекции погрешность X_C не превышает 0,1 Ом. При измерении биоимпеданса человека изменение измеренного фазового угла при отключении коррекции может достигать 1° и даже более в зависимости от применяемых электродов и измеряемого сегмента тела. Очевидно, это изменение является погрешностью измерения.

Коррекция влияния изменений C_p , C'_p , Z_{C3} и Z_{C4} на результаты измерения биоимпеданса осложняется тем, что непосредственно измерить эти параметры не представляется возможным. Поэтому необходимо или использовать какие-то приблизительные оценки их значений, или же настраивать коррекцию так, что добиться соответствия частотной зависимости измеренного импеданса теоретическим представлениям. Второй вариант реализуется в программном обеспечении биоимпедансного анализатора АВС-01 “Медасс”. Расчеты при этом выполняются по упрощенной эквивалентной схеме, в которой по сравнению с рис. 2.15 отсутствует паразитная емкость C_g , в результате чего импедансы Z_{C1} и Z_{C2} не влияют на результат измерения.

Настройка коррекции осуществляется так, чтобы получить годограф, наиболее соответствующий модели Коула. Контроль соответствия осуществляется или визуально по форме годографа, который должен представлять собой дугу окружности, или по вычисляемой и отображаемой величине среднеквадратического отклонения аппроксимации годографа по модели Коула от измеренных и скорректированных значений биоимпеданса. Предположение о соответствии импеданса совокупности тканей живого человека модели Коула является гипотезой, подтверждение которой требует дальнейших исследований.

Характерный вид годографа импеданса биообъекта, полученного при измерении на 31 частоте в диапазоне от 5 до 500 кГц, показан на рис. 2.21,а. Левая часть годографа, соответствующая высоким частотам, смещена вверх вследствие значительных положительных погрешностей измерения реактивной составляющей на этих частотах (см. рис. 2.20). Этот эффект отмечался в ряде работ (Bolton et al., 1998; Смирнов, Николаев, 2007).

При измерениях по стандартной методике по схеме RN/RN для исправления формы годографа достаточно ввести коррекцию по величине C'_p , так как в этом случае измерительные электроды нахо-

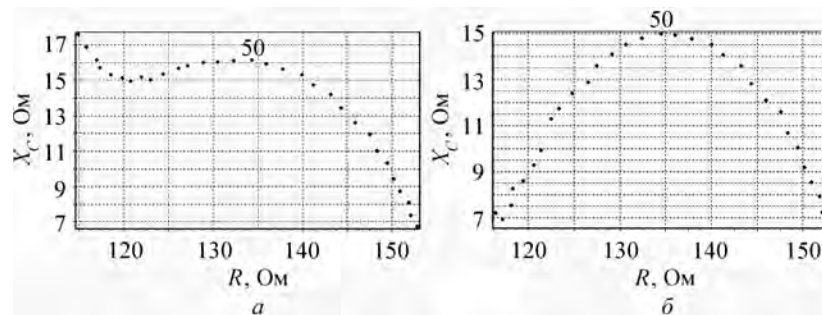


Рис. 2.21. Годографы биоимпеданса до (а) и после (б) коррекции погрешностей

дятся непосредственно на границах измеряемой части тела и никакие сегменты тела не вносят вклад в импедансы контактов Z_{C3} и Z_{C4} . Как правило, исправление формы годографа (рис. 2.21,б) достигается при задании емкости C'_p порядка 50 пФ. При этом значение измеренного фазового угла на частоте 50 кГц уменьшается до $0,5^\circ$.

При измерениях импедансов сегментов тела в 8-точечной и других схемах с расположением электродов на концах конечностей коррекции только по C'_p оказывается недостаточно, так как в импедансы Z_{C3} и Z_{C4} вносят вклад участки тела, по которым зондирующий ток не протекает. Сопротивление этих участков совместно с емкостями C_p и C'_p необходимо учитывать при коррекции. Так, для упомянутого выше измерения импеданса левой ноги по схеме FN/LF исправление формы годографа достигается при задании $C'_p = 50$ пФ, $Z_{C3} + Z_{C4} = 250$ Ом. Именно этот случай показан на рис. 2.21,б. Отметим, что значение 250 Ом примерно соответствует сумме сопротивлений левой руки и туловища. Для выполнения коррекции в полисегментных программах в качестве оценки $Z_{C3} + Z_{C4}$ можно использовать измеренные импедансы сегментов, входящих в цепь измерения импеданса данного сегмента.

Таким образом, на основе анализа эквивалентной схемы измерительной цепи оказывается возможным в значительной мере корректировать методические погрешности измерений биоимпеданса. Это позволяет повысить достоверность получаемых оценок состава тела и различных диагностических параметров, вычисляемых из значений измеренных сопротивлений.

2.7.4. Метрологическое обеспечение биоимпедансных измерений

Биоимпедансные анализаторы являются в первую очередь электроизмерительными приборами. Они характеризуются набором метрологических характеристик, к которым относятся диапазоны измеряемых сопротивлений, частоты, на которых выполняются измерения, диапазоны основных погрешностей измерения и другие. Обеспечение и проверка соответствия прибора требованиям на него в части метрологических характеристик является задачей метрологического обеспечения.

Метрологическое обеспечение производства биоимпедансных анализаторов требует наличия высокоточных поверенных приборов, выполненных из прецизионных компонентов образцовых импедансов, компьютеров с программами, выполняющими необходимые расчеты. В НТЦ *Медасс* калибровка выпускаемых приборов производится на автоматизированном стенде. Полный цикл калибровки прибора на 31 частоте включает выполнение более четырех тысяч отдельных измерений, обработку их результатов и создание калибровочного файла.

Другая составляющая метрологического обеспечения — контроль достоверности показаний биоимпедансного анализатора в процессе его эксплуатации. В комплект поставки большинства приборов входит, по меньшей мере, один эквивалент или тест-объект, содержащий резисторы и конденсаторы с известными номиналами. Периодическое измерение импеданса этого эквивалента дает возможность обнаружить отклонения показаний прибора от правильных значений. Обычно такие отклонения связаны с какими-либо неисправностями и возникают редко. Тем не менее периодическая проверка правильности показаний прибора является обязательным условием.

Литература

- Нефедов В.И., Хахин В.И., Битюков В.К.* и др. Метрология и радиоизмерения: Учебник для вузов / Под ред. В.И. Нефедова. М.: Высшая школа, 2003. 526 с.
- Николаев Д.В., Похис К.А., Смирнов А.В.* и др. Способ региональной биоимпедансометрии. Пат. 2204938 РФ. 2002.
- Николаев Д.В., Пушкин С.В., Смирнов А.В.* и др. Анализ погрешностей, возникающих при нарушении процедуры исследований состава тела биоимпедансным методом // Материалы 8-й науч.-практ. конф. "Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы". М., 2006. С. 151–155.

- Смирнов А.В., Николаев Д.В.* Биоимпедансная спектроскопия *in vivo*. Теория и практика // Материалы 9-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы”. М., 2007. С. 205–214.
- Смирнов А.В., Цветков А.А.* Анализ факторов, влияющих на погрешность измерения биоимпеданса // Материалы 7-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы”. М., 2005. С. 61–66.
- Тищенко М.И.* Биофизические и метрологические основы интегральных методов определения ударного объёма крови человека: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. М., 1971.
- Цветков А.А., Николаев Д.В., Можаяев В.А.* и др. Способ системной оценки динамики жидкости и крови. Пат. 2314750 РФ. 2006.
- Bolton M.P., Ward L.C., Khan A.* et al. Sources of error in bioimpedance spectroscopy // *Physiol. Meas.* 1998. Vol. 19. P. 235–245.
- Cha K.Ch.* Apparatus for analyzing body composition based on bioelectrical impedance analysis and method thereof. Pat. 6256532 US. 2001.
- Chetham S.M., Cornish B.H., Thomas B.J., Watson D.M.* Instrumentation for simultaneous multiple frequency bioimpedance spectroscopy // Proc. XII Intern. conf. on electrical bioimpedance & V Intern. conf. on electrical impedance tomography. Gdansk, 2004. Vol. 2. P. 355–358.
- Cole K.S.* Electrical phase angle of cell membranes // *J. Gen. Physiol.* 1932. Vol. 15. P. 641–649.
- Cole K.S.* Permeability and impermeability of cell membranes for ions // Cold Spring Harbor Symp. Quant. Biol. 1940. Vol. 8. P. 110–122.
- Cole K.S., Cole R.H.* Dispersion and absorption in dielectrics. I. Alternating current characteristics // *J. Chem. Phys.* 1941. Vol. 9. P. 341–351.
- Faes T.J.C., Van der Meij H.A., De Munck J.C., Heethaar R.M.* The electric resistivity of human tissues (100 Hz–10 MHz): a meta-analysis of review studies // *Physiol. Meas.* 1999. Vol. 20. P. R1–R10.
- Feldman Y., Hayashi Y.* Dielectric spectroscopy of biological systems: from amino acids to cells // Proc. XII Intern. conf. on electrical bioimpedance & V Intern. conf. on electrical impedance tomography. Gdansk, 2004. Vol. 1. P. 13–16.
- Furuya N., Kawamura T., Sakamoto K.* et al. Electrical properties of blood: the effects of cell membrane // Proc. XII Intern. conf. on electrical bioimpedance & V Intern. conf. on electrical impedance tomography. Gdansk, 2004. Vol. 1. P. 145–148.
- Gabriel S., Lau R.W., Gabriel C.* The dielectric properties of biological tissue: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz // *Phys. Med. Biol.* 1996a. Vol. 41, N 11. P. 2251–2269.
- Gabriel S., Lau R.W., Gabriel C.* The dielectric properties of biological tissue: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues // *Ibid.* 1996b. Vol. 41, N 11. P. 2271–2293.
- Grimnes S., Martinsen O.G.* Bioimpedance and bioelectricity basics. 2nd ed. L.: Acad. press, 2008. 471 p.
- Grimnes S., Martinsen O.G.* Cole electrical impedance model — a critique and an alternative // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2005. Vol. 52, N 1. P. 132–135.
- Grimnes S., Martinsen O.G.* Sources of error in tetrapolar impedance measurements on biomaterials and other ionic conductors // *J. Phys. D: Appl. Phys.* 2007. Vol. 40. P. 9–14.

- Ivorra A., Genesca M., Hotter G., Aguilo J.* Bio-impedance dispersion width as a parameter to monitor living tissues // Proc. XII Intern. conf. on electrical bioimpedance & V Intern. conf. on electrical impedance tomography. Gdansk, 2004. Vol. 1. P. 87–90.
- Mozhaev V.A.* Sensitivity analysis of polysegmental BIA parameters for estimation of body composition and systemic hydrohemodynamics // ICEBI 2007 / Ed. H. Scharfetter, R. Merwa. B.; Heidelberg: Springer, 2007. P. 44–47. (IFMBE Proc., Vol. 17).
- Nikolaev D., Smirnov A., Tarnakin A.* Bioimpedance analysis with automatically electrode commutation in equipment for intensive care unit // Proc. XI Intern. conf. on electrical bioimpedance. Oslo, 2001. P. 381–384.
- Ronk A., Min M., Parve T.* Simultaneous multi-frequency bio-impedance measurement applying synchronized uniform or non-uniform sampling // ICEBI 2007 / Ed. H. Scharfetter, R. Merwa. B.; Heidelberg: Springer, 2007. P. 185–189. (IFMBE Proc., Vol. 17).
- Schwan H.P.* Electrical properties of tissue and cell suspensions // Advances in biological and medical physics / Ed. J.H. Lawrence, C.A. Tobias. N.Y.: Acad. press, 1957. Vol. 5. P. 147–209.
- URL: www.emfdosimetry.org/dielectric/Title/Title.html

Глава 3

Основы биоимпедансного анализа состава тела

3.1. Сущность метода

Анализ состава тела биоимпедансным методом основан на наличии объективных и устойчивых закономерностей, связывающих измеренные значения импеданса с параметрами состава тела. Эти закономерности вытекают как из физических моделей тела или его сегментов, так и из статистических зависимостей между антропометрическими, физическими и другими переменными, характеризующими человеческий организм.

Биоимпедансный анализ состава тела заключается в первую очередь в оценке количества жидкости в биообъекте, так как именно жидкая среда создает активную составляющую проводимости (Kyle et al., 2004; Grimnes, Martinsen, 2008). Оценка объема жидкости в организме по импедансу осуществляется с использованием физических и/или эмпирических моделей, описанных в следующих разделах.

Электрический ток может протекать, огибая клетки и через клетки как показано на рис. 3.1,а. Границы клеток образованы мембранами, которые по своим электрическим свойствам являются конденсаторами с зависящей от частоты переменного тока емкостью (см. п. 2.3). Эквивалентная схема биообъекта (рис. 3.1,б) содержит сопротивление внеклеточной жидкости $R_{\text{вкж}}$, сопротивление клеточной жидкости $R_{\text{кж}}$ и емкость мембран $C_{\text{м}}$.

Чтобы определить объем внеклеточной жидкости (ВКЖ), необ-

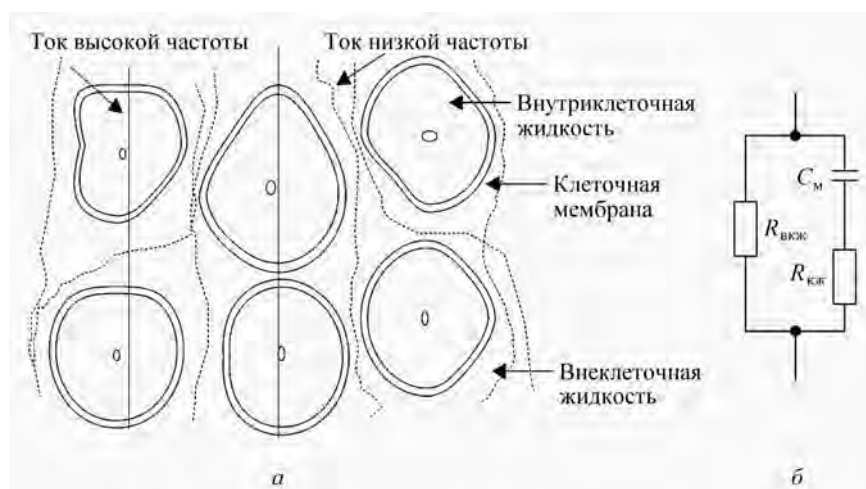


Рис. 3.1. Прохождение электрического тока через биологический объект (а) и эквивалентная схема объекта (б)

ходимо измерять импеданс на постоянном токе, так как в этом случае клеточные мембраны остаются непроницаемыми, и внутриклеточная жидкость не влияет на результат измерения. Сопротивление R_0 на постоянном токе равно сопротивлению внеклеточной жидкости

$$R_0 = R_{\text{вкж}}. \quad (3.1)$$

С ростом частоты реактивное сопротивление емкости $C_{\text{м}}$ уменьшается, и все большая часть тока проникает внутрь клеток, так что в результате измерения все больший вклад вносит внутриклеточная жидкость. При этом модуль измеренного импеданса постепенно уменьшается. На бесконечно большой частоте реактивное сопротивление емкости становится равным нулю, так что измеренное сопротивление R_{∞} определяется параллельным соединением $R_{\text{вкж}}$ и $R_{\text{кж}}$.

$$R_{\infty} = \frac{R_{\text{вкж}} \cdot R_{\text{кж}}}{R_{\text{вкж}} + R_{\text{кж}}}. \quad (3.2)$$

По сопротивлению R_{∞} определяют объем общей воды организма ОВО.

Измерения на нулевой и бесконечно большой частотах реализовать невозможно, поэтому в биоимпедансных анализаторах или используют достаточно низкую частоту для измерения ВКЖ и до-

статочную высокую частоту для измерения ОВО, или аппроксимируют значения R_0 и R_∞ по результатам измерений импеданса на нескольких частотах (метод биоимпедансной спектроскопии).

Объем внутриклеточной (или просто клеточной) жидкости КЖ чаще всего получают как разность

$$\text{КЖ} = \text{ОВО} - \text{ВКЖ}. \quad (3.3)$$

Другой подход состоит в вычислении по эквивалентной схеме рис. 3.1,б сопротивления внутриклеточной среды

$$R_{\text{кж}} = \frac{R_0 R_\infty}{R_0 - R_\infty} \quad (3.4)$$

и в использовании этого сопротивления для оценки объема КЖ.

После того, как найдена величина ОВО, следующий шаг — определение значения безжировой (тощей) массы тела БМТ. Установлено, что значения ОВО и БМТ тесно связаны друг с другом. Многочисленные исследования, результаты которых представлены в обзорах (Wang et al., 1999; Николаев и др., 2004), показали, что гидратация тощей массы, то есть доля воды в БМТ, поддерживается в организме человека практически постоянной. Вследствие этого величина БМТ может быть вычислена из величины ОВО по формуле

$$\text{БМТ} = \text{ОВО} / \text{ГТМ}, \quad (3.5)$$

где $\text{ГТМ} \approx 0,737 \pm 0,036$ — гидратация тощей массы.

Данное значение гидратации было получено для тела человека в целом. Гидратация различных тканей меняется от 0,41 для скелета до 0,88 для мозга. Гидратация ткани скелетных мышц составляет $\approx 0,80$. Близкие значения гидратации тощей массы получены и для других млекопитающих.

Далее, по массе тела МТ и величине БМТ находят жировую массу тела ЖМТ, используя очевидное равенство

$$\text{ЖМТ} = \text{МТ} - \text{БМТ}. \quad (3.6)$$

Наконец, предполагая постоянство средней гидратации клеток в организме, можно связать величину КЖ с клеточной массой тела КМТ соотношением

$$\text{КМТ} = \text{КЖ} / \text{ГКМ}, \quad (3.7)$$

где ГKM $\approx 0,7$ — гидратация клеточной массы (Wang et al., 1999; Николаев и др., 2004). Для расчета параметров состава тела используют формулы с коэффициентами, значения которых определяются и уточняются путем сопоставления результатов биоимпедансного анализа с результатами оценки параметров состава тела эталонными методами.

Для оценки объемов ОВО и ВКЖ применяют методы разведения индикаторов. Величины безжировой и жировой массы определяют путем подводного взвешивания, а также с помощью рентгеновской денситометрии и магниторезонансной томографии. Последние два метода позволяют определять состав не только всего тела, но и отдельных сегментов. Клеточную массу и объем КЖ находят методом измерения радиоактивности тела, определяя содержание радиоактивного изотопа ^{40}K . Сведения об эталонных методах были приведены в первой главе этой книги.

Дальнейшим развитием биоимпедансного анализа состава тела являются сегментные методы, цель которых — определить состав отдельных сегментов тела. В большинстве случаев такими сегментами являются конечности, туловище, голова. Также решаются задачи количественной оценки состава более мелких сегментов тела. Сегментный анализ основан на тех же принципах, что и анализ состава всего тела. С уменьшением размеров исследуемых участков сегментный анализ переходит в локальный.

Для систематизации дальнейшего изучения особенностей реализации биоимпедансного анализа состава тела и вопросов, связанных с его достоверностью, предложим следующую классификацию методов:

- интегральный одночастотный метод;
- интегральный многочастотный метод, включая биоимпедансную спектроскопию;
- сегментные методы как одночастотные, так и многочастотные.

3.2. Физические модели для оценки состава тела биоимпедансным методом

3.2.1. Модель однородного тела

Базовым элементом физической модели тела человека для оценки содержания жидкости в организме является цилиндр с площадью сечения S , высотой H и постоянным удельным сопротив-

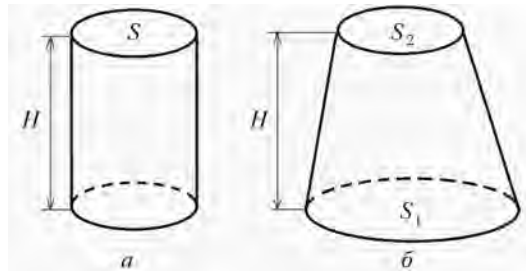


Рис. 3.2. Модели тел для нахождения объема проводящей жидкости: цилиндр (а), усеченный конус (б)

лением ρ (рис. 3.2,а). Сопротивление R цилиндрического тела, в соответствии с (2.11), равно

$$R = \frac{\rho H}{S} = \frac{\rho H^2}{SH} = \frac{\rho H^2}{V}. \quad (3.8)$$

Следовательно, объем V проводящей компоненты тела определяется формулой

$$V = \frac{\rho H^2}{R}. \quad (3.9)$$

В зависимости от частоты, на которой измерено сопротивление R , оценивается объем ВКЖ или ОВО. Полученная формула не содержит массы тела и его поперечных размеров, так что эта модель требует минимального числа измерений антропометрических параметров.

Найденный объем жидкости составляет часть геометрического объема тела, которое также содержит непроводящие компоненты. Наглядно это можно представить себе как разделение цилиндрического тела на цилиндры высотой H и с меньшими площадями сечения, причем часть цилиндров проводящие, а часть — нет.

Сопротивление однородного тела более общей формы равно

$$R = \rho \int_0^H \frac{dx}{S(x)}, \quad (3.10)$$

где $S(x)$ — площадь сечения на высоте x . Из (3.10) можно получить формулы для вычисления объема проводящей среды в различных частных случаях. Например, для усеченного конуса, имеющего основания с площадями S_1 и S_2 и высоту H (рис. 3.2,б),

имеем

$$V = \frac{\rho H^2}{R} \left(\frac{S_1 + S_2}{2\sqrt{S_1 S_2}} \right). \quad (3.11)$$

Переход от цилиндрической модели к более сложным требует выполнения дополнительных измерений размеров тела.

3.2.2. Модель смеси

Модель однородного тела не учитывает, что на самом деле непроводящие компоненты распределены внутри объема проводящей среды, так что плотность тока пространственно неоднородна. Ханай предложил модель смеси, в которой биологическая ткань рассматривается как взвесь диэлектрических частиц в проводящей жидкой среде (Hanaï, 1968). На основе этой модели выводятся уравнения для оценки объемов ВКЖ и КЖ (De Lorenzo, 1997).

Модель смеси дает для среднего удельного сопротивления смеси ρ значение

$$\rho = \frac{\rho_0}{(1 - P)^{3/2}}, \quad (3.12)$$

где ρ_0 — удельное сопротивление проводящей среды, P — доля непроводящих частиц в общем объеме тела. В случае выполнения измерений на низкой частоте для оценки объема внеклеточной жидкости $V_{\text{ВКЖ}}$ значение P определяется как

$$P = \frac{V_{\text{T}} - V_{\text{ВКЖ}}}{V_{\text{T}}} \quad (3.13)$$

где V_{T} — объем тела. С другой стороны, измеренное значение среднего удельного сопротивления для цилиндрического тела в соответствии с (3.8) равно

$$\rho = \frac{R_0 V_{\text{T}}}{H^2}, \quad (3.14)$$

где H — длина тела, R_0 — сопротивление на нулевой частоте, измеренное на достаточно низкой частоте или аппроксимированное. Подставляя (3.13) и (3.14) в (3.12) и решая полученное уравнение относительно $V_{\text{ВКЖ}}$, получаем

$$V_{\text{ВКЖ}} = \left(\frac{\rho_{\text{ВКЖ}} H^2 \sqrt{V_{\text{T}}}}{R_0} \right)^{2/3}, \quad (3.15)$$

где $\rho_{\text{вкж}}$ — удельное сопротивление внеклеточной жидкости, подставляемое вместо ρ_0 .

Далее, учитывая связь объема тела с его массой M и плотностью D ,

$$V_{\text{т}} = \frac{M}{D}, \quad (3.16)$$

получаем

$$V_{\text{вкж}} = \left(\frac{\rho_{\text{вкж}} H^2 \sqrt{M}}{\sqrt{D} R_0} \right)^{2/3}. \quad (3.17)$$

Значения $\rho_{\text{вкж}}$ и D изменяются от человека к человеку в небольших пределах, так что для практических измерений последнюю формулу можно представить в виде

$$V_{\text{вкж}} = k_{\text{вкж}} \left(\frac{H^2 \sqrt{M}}{R_0} \right)^{2/3}, \quad (3.18)$$

где $k_{\text{вкж}}$ — постоянный коэффициент, зависящий от $\rho_{\text{вкж}}$ и D .

С целью получения формулы для оценки объема клеточной жидкости $V_{\text{кж}}$ определим среднее удельное сопротивление $\rho_{\text{ово}}$ всей проводящей среды, как среднее удельное сопротивление по суммарному объему ВКЖ и КЖ

$$\rho_{\text{ово}} = \frac{\rho_{\text{вкж}} V_{\text{вкж}} + \rho_{\text{кж}} V_{\text{кж}}}{V_{\text{вкж}} + V_{\text{кж}}}, \quad (3.19)$$

где $\rho_{\text{кж}}$ — удельное сопротивление клеточной жидкости. Доля непроводящих частиц при этом выражается как

$$P = \frac{V_{\text{т}} - (V_{\text{вкж}} + V_{\text{кж}})}{V_{\text{т}}}. \quad (3.20)$$

Измеренное значение среднего удельного сопротивления смеси проводящих и непроводящих составляющих определяется аналогично (3.14):

$$\rho = \frac{R_{\infty} V_{\text{т}}}{H^2}, \quad (3.21)$$

где R_{∞} — сопротивление на бесконечно большой частоте, измеренное на достаточно высокой частоте или аппроксимированное.

Подставляя (3.20) и (3.21), а также (3.19) в (3.12) в качестве ρ_0 и учитывая выражение (3.1) для R_∞ , после преобразований получаем:

$$\left(1 + \frac{V_{\text{КЖ}}}{V_{\text{ВКЖ}}}\right)^{5/2} = \left(1 + \frac{R_{\text{ВКЖ}}}{R_{\text{КЖ}}}\right) \left(1 + \frac{\rho_{\text{КЖ}}}{\rho_{\text{ВКЖ}}} \frac{V_{\text{КЖ}}}{V_{\text{ВКЖ}}}\right). \quad (3.22)$$

Отношение $\rho_{\text{КЖ}}/\rho_{\text{ВКЖ}}$ мало меняется от человека к человеку и может быть представлено постоянным коэффициентом.

Таким образом, для оценки состава тела с использованием модели смеси необходимо методом биоимпедансной спектроскопии определить значения R_0 и R_∞ , по формулам (3.1) и (3.4) найти $R_{\text{ВКЖ}}$ и $R_{\text{КЖ}}$, по (3.18) вычислить объем ВКЖ, а затем, численно решая (3.22), найти объем КЖ. Объем ОВО определяется как сумма объемов ВКЖ и КЖ.

Как и модель однородного тела, модель смеси может быть расширена на тела нецилиндрической формы.

3.2.3. Эмпирические модели

Форма тела человека значительно сложнее, чем цилиндр или усеченный конус, его удельное сопротивление далеко не однородно и плотность тока в разных участках тела оказывается различной. Биоимпедансный анализатор не может сканировать тело, измеряя сопротивления его отдельных поперечных слоев, как это математически выражается формулой (3.10), а определяет интегральное сопротивление между измерительными электродами. Поэтому основанные на простых физических моделях формулы типа (3.9) не обеспечивают удовлетворительную точность оценки количества жидкости. Для повышения точности в них вводят дополнительные слагаемые и используют коэффициенты, определяемые экспериментально.

В качестве примера рассмотрим способ оценки объема общей воды организма (ОВО). Запишем формулу для ОВО в виде

$$\text{ОВО} = \frac{\rho' \text{ДТ}^2}{R} + k_{\text{МТ}} \text{МТ} + k_{\text{В}} \text{Возр} + \text{const} + \dots, \quad (3.23)$$

где ДТ — длина тела (рост), МТ — масса тела, Возр — возраст человека, const — постоянное слагаемое. Возможно наличие и других слагаемых, например, учитывающих пол. Первое слагаемое отражает связь количества проводящей жидкости с длиной объекта

и его сопротивлением. Коэффициент ρ' можно считать усредненным удельным сопротивлением. Остальные слагаемые не следуют из физической модели, но, как показывают экспериментальные исследования, их присутствие в (3.23) повышает точность оценок ОВО.

Чтобы найти значения ρ' , k_{MT} , $k_{\text{В}}$, const , измеряют величины сопротивления, роста, веса и, при необходимости, другие параметры группы людей. Измерение сопротивления должно выполняться на достаточно высокой частоте, чтобы переменный ток проникал внутрь клеток, и внутриклеточная жидкость вносила свой вклад в общую проводимость. Одновременно для этой же группы людей измеряют каким-либо эталонным методом значения общего объема жидкости $\text{ОВО}^{\text{ЭТ}}$. Далее вычисляют значения коэффициентов, обеспечивающие минимальную среднеквадратическую ошибку оценок ОВО для данной группы людей.

В математической статистике такая задача называется нахождением множественной линейной регрессии, а уравнение (3.23) называется регрессионным уравнением. Задача формулируется следующим образом. Пусть получены данные для N обследуемых: $\{\text{ОВО}_i^{\text{ЭТ}}, \text{ДТ}_i^2/R_i, \text{MT}_i, \text{Возр}_i\}$, $i = 1, \dots, N$. Необходимо минимизировать величину среднеквадратической ошибки (SEE, standard error of estimation):

$$\text{SEE}_{\text{ово}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\text{ОВО}_i - \text{ОВО}_i^{\text{ЭТ}})^2, \quad (3.24)$$

где ОВО_i — оценка объема жидкости для i -го обследуемого по формуле (3.23). Отметим, что сопротивление R и квадрат длины тела ДТ^2 учитываются совместно в виде так называемого импедансного индекса $\text{ДТ}^2/R$, по которому уравнение (3.23) линейно. Это дает возможность использовать известные методы нахождения линейной регрессии. Решение задачи сводится к решению системы линейных уравнений. Многие пакеты математических программ для персональных компьютеров, такие как MS Excel, Statistica, Matlab, содержат средства для нахождения множественной линейной регрессии с большим числом неизвестных коэффициентов. Поэтому каждый исследователь, собравший необходимые экспериментальные данные, может получить свое уравнение вида (3.23).

Характеристиками точности эмпирической модели, описываемой регрессионным уравнением, являются среднеквадратическая ошибка SEE и коэффициент корреляции r между значениями

OBO_i и $OBO_i^{эТ}$. Чем ближе коэффициент корреляции к единице, тем меньше среднеквадратическая ошибка. Как и всегда при использовании статистических закономерностей, существует отличная от нуля вероятность, что данное конкретное измерение содержит ошибку, превышающую SEE. Но из законов статистики следует, что в большинстве случаев ошибка меньше SEE. Поэтому в большинстве случаев биоимпедансный анализ обеспечивает достаточно хорошую точность оценок компонентного состава тела. Аналогично получают уравнения для других параметров состава тела: ВКЖ, КЖ, БМТ и т. д.

Для получения работоспособной эмпирической формулы необходимо, во-первых, выбирать для нее слагаемые, реально влияющие на оцениваемый параметр состава тела, во-вторых, использовать эталонный метод, дающий значение именно той величины, для которой конструируется формула. Поэтому, хотя на самом деле всегда измеряется сопротивление жидкостной составляющей, эмпирическое уравнение может быть получено непосредственно для БМТ или ЖМТ.

В последующих разделах данной главы приводятся многочисленные примеры регрессионных формул, сопровождаемые описанием условий получения этих формул, и значения параметров SEE и r^2 , полученные при верификации.

3.3. Интегральный одночастотный метод оценки состава тела

Интегральный одночастотный метод оценки состава тела применяется в медицине более 20 лет и реализуется в десятках типов приборов, выпускаемых фирмами-производителями во многих странах. Он многократно верифицирован с использованием различных эталонных методов и был предметом дискуссий, в которых многие авторы отмечали присущие ему ограничения и недостатки. Тем не менее, на сегодняшний день данный метод можно считать единственным стандартом *de facto* в области биоимпедансного анализа состава тела, и как всякий стандарт он является основой широкого практического применения соответствующей ему технологии.

Рассматриваемый метод называется интегральным, так как он дает оценку состава всего тела. Для этого необходимо измерять импеданс всего тела. С этой целью электроды располагаются на



Рис. 3.3. Стандартное расположение электродов

запястье правой руки и щиколотке правой ноги, как показано на рис. 3.3. Указанные на рисунке цвета проводов или зажимов, соединяемых с токовыми и измерительными электродами, являются традиционными для многих производителей биоимпедансных анализаторов. Позиции измерительных электродов на линиях сочленения суставов достаточно точно идентифицируются, что способствует воспроизводимости результатов измерений.

Ток протекает через правую руку и правую ногу и захватывает значительную часть туловища (см. рис. 2.13,б). При этом измеренный импеданс в основном определяется сопротивлениями руки и ноги, как это видно из рис. 3.4. В то же время, основная часть жидкости сосредоточена в туловище. Так что измеряемый объект по своим форме и свойствам существенно отличается от простых моделей на рис. 3.2.

В некоторых публикациях высказывается мнение, что электроды на конечностях должны располагаться ближе к туловищу, чтобы в область измерения не попадали области запястий и щиколоток, которые содержат относительно мало жидкости, но имеют большое сопротивление (Gudivaka et al., 1999). Эти доводы верны. Тем не менее, общепринятой остается методика измерений на стандартном отведении (рис. 3.3).

Как видно из названия метода, измерение выполняется на одной частоте. Эта частота принята равной 50 кГц. Как хорошо известно, на такой частоте ток лишь частично проникает в клетки, так что в получаемую оценку ОВО полный вклад вносит только ВКЖ, а

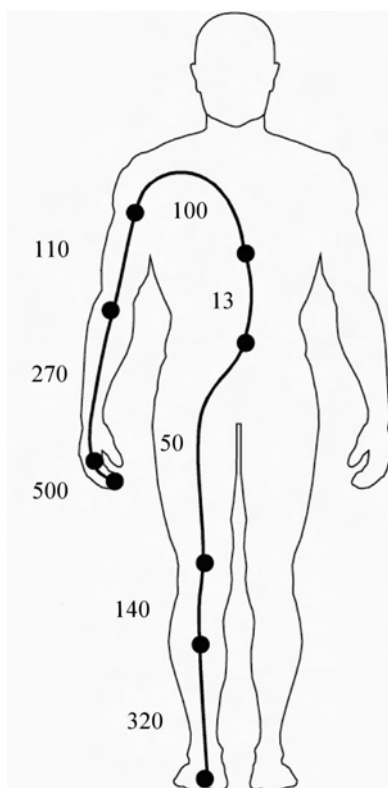


Рис. 3.4. Примерные величины сопротивлений сегментов тела

вклад КЖ оказывается неполным (Ellis et al., 1999; Kyle et al., 2004). Это второе важное замечание, относящееся к интегральному одночастотному методу.

Среднеквадратическое значение тока задается в диапазоне от 0,1 мА до 1 мА. При слишком малом токе ухудшается отношение сигнал/помеха на входе измерительного прибора, что приводит к росту инструментальных погрешностей измерения. Ток более 1 мА может создавать нежелательные эффекты в организме пациента.

Чтобы оценить достоверность интегрального одночастотного метода, обратимся к результатам его верификации. Проводилось сопоставление полученных разными авторами регрессионных формул для основных компонент состава тела (Kyle et al., 2004), причем для каждой формулы приведены сведения об условиях его нахождения, а также значения SEE и r^2 . Учитывая формулы,

опубликованные в указанной и других работах, запишем общий вид регрессионных уравнений для БМТ и ОВО:

$$\text{БМТ} = a_0 + \frac{a_1 \text{ДТ}^2}{R_{50}} + a_{\text{МТ}} \text{МТ} + a_{\text{Возр}} \text{Возр} + a_{\text{Пол}} \text{Пол} + \text{Доп}, \quad (3.25)$$

$$\text{ОВО} = b_0 + \frac{b_1 \text{ДТ}^2}{R_{50}} + b_{\text{МТ}} \text{МТ} + b_{\text{Возр}} \text{Возр} + b_{\text{Пол}} \text{Пол} + \text{Доп}. \quad (3.26)$$

Здесь ДТ — длина тела (см), R_{50} — активная составляющая импеданса на 50 кГц (Ом), МТ — масса тела (кг), Возр — возраст (лет), Пол = 1 для мужчин и 0 для женщин, Доп — дополнительное слагаемое.

В табл. 3.1 и 3.2 приведены коэффициенты некоторых опубликованных регрессионных формул (Kyle et al., 2004). Прочерк в каком-либо столбце означает, что данное слагаемое отсутствует. В таблицах приведены ссылки на публикации, количество обследованных N , их пол и возраст, величины SEE (кг) и r^2 . В отдельном столбце указан примененный в эксперименте эталонный метод ЭМ. Используются обозначения: ГД — гидроденситометрия, то есть определение плотности тела методом подводного взвешивания, РИ — метод разведения индикаторов, РД — рентгеновская денситометрия, К — измерение содержания в организме радиоактивного изотопа калия $^{40}\text{К}$. Обозначение МК показывает, что в исследовании применялись эталонные методы для нахождения параметров многокомпонентной модели состава тела.

Сопоставляя значения SEE из табл. 3.1 с табл. 1.9, определяющей качество оценки БМТ, можно сделать вывод, что интегральный одночастотный метод обеспечивает точность оценки БМТ, соответствующую баллам “отлично”, “очень хорошо” или “хорошо”. Значения SEE для ОВО из табл. 3.2 для сопоставления с табл. 1.9 необходимо поделить на константу гидратации ГТМ $\approx 0,737$. При этом для строки 4 получается “эталонно”, для строк 1 и 3 — “отлично”, для строки 6 — “удовлетворительно”, и для строк 2 и 5 — “плохо”. Однако данные в строках 2, 5, 6 взяты из тех же публикаций, в которых для БМТ получились оценки не ниже “хорошо”, так что низкие оценки для ОВО, возможно, обусловлены особенностями примененных эталонных методов.

Жировую массу тела находят по формуле ЖМТ = МТ – БМТ. Погрешность измерения МТ с помощью современных электронных весов не превышает 0,1 кг, поэтому SEE величины ЖМТ оказывается практически равной SEE для БМТ. Известны также примеры

Таблица 3.1. Параметры регрессионных уравнений для оценки БМТ

№	a_0	a_1	a_{MT}	a_B	a_P	Доп.	SEE	r^2	N	Пол	Возр.	ЭМ	Ссылка*		
1	-4,104	0,518	0,231	-	4,229	0,130 X_{C50}	1,8	0,97	343	м, ж	18-94	РД	1		
2	-12,44	0,34	0,1534	-0,127	4,56	0,1534ДТ	2,6	0,93	661	м, ж	>16	МК,ГД	2		
3	6,34	0,474	0,180	-	-	-	2,8	-	72	ж	50-70	ГД	3		
4	5,32	0,485	0,338	-	-	-	2,9	-	153	м	18-29	ГД	3		
5	-14,94	0,279	0,181	-0,0770	0,064	МТ	0,231	ДТ	3,6	0,90	139	м, ж	35-65	РИ,К	4
6	-9,52	0,696	0,168	-	-	0,016 R_{50}	2,9	0,83	1095	ж	12-94	МК	5		
7	-10,68	0,652	0,262	-	-	0,015 R_{50}	3,9	0,90	734	м	12-94	МК	5		

*1 — Kyle et al., 2001; 2 — Deurenberg et al., 1991; 3 — Lohman, 1992; 4 — Heitmann, 1990b; 5 — Sun et al., 2003.

Таблица 3.2. Параметры регрессионных уравнений для оценки ОВО

№	b_0	b_1	b_{MT}	b_B	b_P	Доп.	SEE	r^2	N	Пол	Возр.	ЭМ	Ссылка*		
1	6,53	0,3674	0,1753	-0,11	2,83	-	1,74	0,95	139	м, ж	-	РИ	1		
2	-17,58	0,24	-0,172	-	0,04	МТ	0,165	ДТ	3,47	0,85	139	м, ж	35-65	МК,РИ	2
3	8,399	0,396	0,143	-	-	-	1,66	0,96	40	м	17-66	РИ	3		
4	8,315	0,382	0,105	-	-	-	0,88	0,95	40	ж	17-66	РИ	3		
5	1,203	0,449	0,176	-	-	-	3,8	0,84	734	м	12-94	МК	4		
6	3,747	0,450	0,113	-	-	-	2,6	0,79	1095	ж	12-94	МК	4		

*1 — Deurenberg et al., 1995; 2 — Heitmann, 1990b; 3 — Kushner, Schoeller, 1986; 4 — Sun et al., 2003.

получения регрессионных уравнений непосредственно для ЖМТ. В частности, на выборке из 139 человек с применением в качестве эталона четырехкомпонентной модели состава тела получено уравнение (Heitmann, 1990a)

$$\begin{aligned} \text{ЖМТ} = 14,94 - \frac{0,079\text{ДТ}^2}{R_{50}} + 0,818\text{МТ} + 0,077\text{Возр} - \\ - 0,064\text{ПолМТ} - 0,231\text{ДТ}. \end{aligned} \quad (3.27)$$

Основное отличие этой формулы от формул для БМТ и ОВО заключается в знаке минус перед слагаемым, содержащим импедансный индекс $\text{ДТ}^2/R_{50}$. Точность оценки ЖМТ получается того же порядка, как и для БМТ: $r^2 = 0,90$, $\text{SEE} = 3,6$ кг.

На частоте 50 кГц можно получить и оценку объема ВКЖ. При этом в качестве эталонного метода применяется введение раствора NaBr или KBr с последующим измерением концентрации брома в крови. Одно из уравнений, полученное на выборке из 40 здоровых

и больных людей, имеет следующий вид (Sergi et al., 1992):

$$\text{ВКЖ} = -5,22 + \frac{0,20\text{ДТ}^2}{R_{50}} + \frac{0,005\text{ДТ}^2}{X_{C50}} + 0,08\text{МТ} + 1,86\text{Пол} + 1,9k_{\text{зд}}, \quad (3.28)$$

где X_{C50} — реактивная составляющая импеданса на 50 кГц (Ом), $k_{\text{зд}} = 1$ для здоровых людей и $k_{\text{зд}} = 2$ для больных. При этом $r^2 = 0,89$, $\text{SEE} = 1,75$ кг. По значениям ОВО и ВКЖ можно по формуле (3.3) найти значение КЖ, то есть оценить все водные секторы по измерениям на одной частоте 50 кГц. Но все же для определения величины ВКЖ предпочтительнее использовать более низкие частоты, о чем пойдет речь в следующем разделе.

Еще один параметр состава тела, который можно оценивать интегральным методом на частоте 50 кГц, это скелетно-мышечная масса СММ. Уравнение для СММ было получено на выборке из 388 мужчин и женщин (Janssen et al., 2000):

$$\text{СММ} = 5,102 + \frac{0,401\text{ДТ}^2}{R_{50}} + 3,825\text{Пол} - 0,071\text{Возр}. \quad (3.29)$$

В качестве эталонного метода применялась магниторезонансная томография. При этом получены значения $r^2 = 0,86$, $\text{SEE} = 2,7$ кг. Мышцы составляют значительную часть безжировой массы тела, поэтому величины БМТ и СММ должны сильно коррелировать.

В регрессионные формулы для оценки объема клеточной жидкости или величины клеточной массы одночастотным методом вводят, как правило, слагаемое, содержащее реактивное сопротивление. Это обусловлено тем, что значение емкости клеточных мембран, очевидно, коррелирует с общим объемом клеток. Поэтому с ростом объема КЖ реактивное сопротивление должно уменьшаться (см. п. 2.1). В качестве эталонного метода и для КЖ и для КМТ используется измерение радиоактивности тела по изотопу $^{40}\text{К}$, так что оценки этих параметров биоимпедансным методом неразрывно связаны.

Формула для оценки КМТ имеет следующий вид (Dittmar, Reber, 2001):

$$\text{КМТ} = 15,496 + \frac{1,898\text{ДТ}^2}{X_{C50p}} - 0,051\text{МТ} + 4,180\text{Пол}. \quad (3.30)$$

Формула получена на выборке из 160 человек 60–90-летнего возраста и дает параметры точности $r^2 = 0,84$, $\text{SEE} = 1,71$ кг.

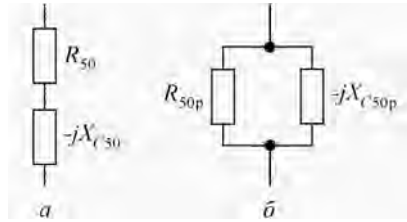


Рис. 3.5. Последовательная (а) и параллельная (б) модели биоимпеданса

Объясним смысл переменной X_{C50p} . В уравнениях (3.25)–(3.28) присутствовали величины R_{50} и X_{C50} . Это активная и реактивная составляющие импеданса на частоте 50 кГц в последовательной модели на рис. 3.5,а. Именно эти параметры измеряет биоимпедансный анализатор. Последовательная модель преобразуется в параллельную модель (рис. 3.5,б) путем пересчета активного и реактивного сопротивлений по формулам:

$$R_{50p} = R_{50} + \frac{X_{C50}^2}{R_{50}}, \quad (3.31)$$

$$X_{C50p} = X_{C50} + \frac{R_{50}^2}{X_{C50}}.$$

Присутствие X_{C50p} в регрессионном уравнении для КЖ обусловлено тем, что внеклеточная и внутриклеточная среды образуют параллельные ветви электрической схемы (см. рис. 3.1,б).

Значения R_{50p} и X_{C50p} можно использовать и при получении регрессионных уравнений для БМТ или ОВО. Параллельная модель обеспечивает примерно такую же достоверность оценки ОВО и, следовательно, БМТ и ЖМТ, как и обычно применяемая последовательная модель (Gudivaka et al., 1999).

Важным параметром биоимпеданса является фазовый угол, значение которого одинаково для последовательной и параллельной моделей. Видимо, возможна оценка КМ, КЖ и коррелирующих с ними параметров через какую-либо функцию фазового угла и величину БМТ. Однако публикации о получении и верификации таких формул пока отсутствуют.

На практике пользователи биоимпедансных анализаторов обычно не занимаются расчетами по каким-либо формулам, а просто получают значения параметров состава тела с дисплея или в виде распечатки. Какие именно расчетные формулы применены

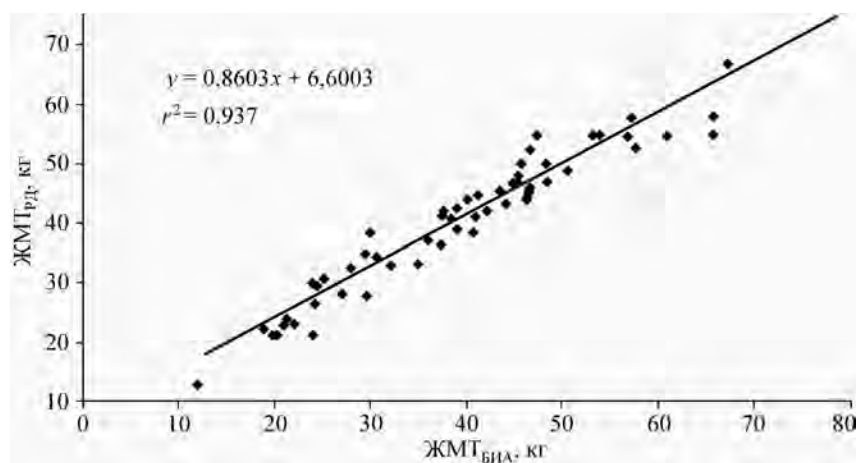


Рис. 3.6. Результаты верификации биоимпедансных оценок жировой массы методом рентгеновской денситометрии (по: Васильев и др., 2005)

в данном анализаторе, производители аппаратуры, как правило, не разглашают. О достоверности результатов измерений различных приборов можно судить по некоторым публикациям, в которых приведены результаты проверки приборов с помощью эталонных методов.

Одна из первых работ такого рода была опубликована еще в 1989 году (Graves et al., 1989). В ней содержались результаты проверки показаний трех доступных в то время биоимпедансных анализаторов с помощью метода подводного взвешивания. Получены значения SEE величины БМТ для мужчин от 2,7 до 3,6 кг (оценка от “очень хорошо” до “довольно хорошо”) и для женщин от 2,2 до 2,6 кг (от “очень хорошо” до “хорошо”).

Результаты оценки ЖМТ с использованием отечественного серийного биоимпедансного анализатора АВС-01 “Медасс” были сопоставлены с данными рентгеновской денситометрии, рассматриваемой в качестве эталонного метода (Васильев и др., 2005). Эксперимент проводился в клинике лечебного питания НИИ питания РАМН. Выборка содержала 60 женщин и 10 мужчин. Значение SEE величины ЖМТ, а, следовательно, и БМТ для всей выборки равно 3,2 кг, что соответствует оценке “хорошо” для мужчин и оценке “довольно хорошо” для женщин. Значение квадрата коэффициента корреляции результатов биоимпедансометрии и рентгеновской денситометрии $r^2 = 0,937$.

Из результатов экспериментов (рис. 3.6) следует также, что величина ошибки не коррелирует с измеренным значением ЖМТ или БМТ.

Биоимпедансный анализ по интегральной одночастотной методике позволяет также получать оценку одной из важнейших характеристик метаболизма человека — величины основного обмена. Основной обмен характеризует минимальный расход энергии, необходимый для поддержания процессов жизнедеятельности организма в состоянии покоя. Основной обмен выражается в килокалориях (ккал) или килоджоулях (кДж), выделяемых организмом в единицу времени. Значение основного обмена изменяется при недостаточном или избыточном питании, повышении или снижении физических нагрузок, при заболеваниях, сопровождающихся повышением температуры тела, и под действием других факторов. У здорового человека на протяжении нескольких суток она может испытывать колебания в пределах $\pm 10\%$ от средних значений.

Эталонными методами оценки основного обмена являются прямая и непрямая калориметрия. Эти методы мало доступны для широкого применения, поэтому для косвенной оценки используются антропометрические параметры, такие как длина и масса тела, а также физиологические параметры, связанные с потреблением кислорода, такие как частота дыхания и вентиляционный объем, частота сердечного ритма и минутный объем кровотока.

Возможность оценки основного обмена предусмотрена в программном обеспечении большинства биоимпедансных анализаторов. На рис. 3.7 представлены результаты верификации одночастотного (50 кГц) биоимпедансного метода оценки основного обмена, полученные в исследовании смешанной группы пациентов клиники лечебного питания НИИ питания РАМН ($n = 280$) в широком диапазоне значений индекса массы тела (Хрущева и др., 2009). Биоимпедансную оценку основного обмена вычисляли независимо от пола и возраста по формуле

$$ОО = 52,7 \times АКМ - 172,5, \quad (3.32)$$

где АКМ — активная клеточная масса, определяемая биоимпедансным методом. Полученные оценки сопоставляли с данными непрямой калориметрии. Для этого в исследовании использовали стационарный метабологграф Vmax Spectrum (*SensorMedics*, США) с ре-

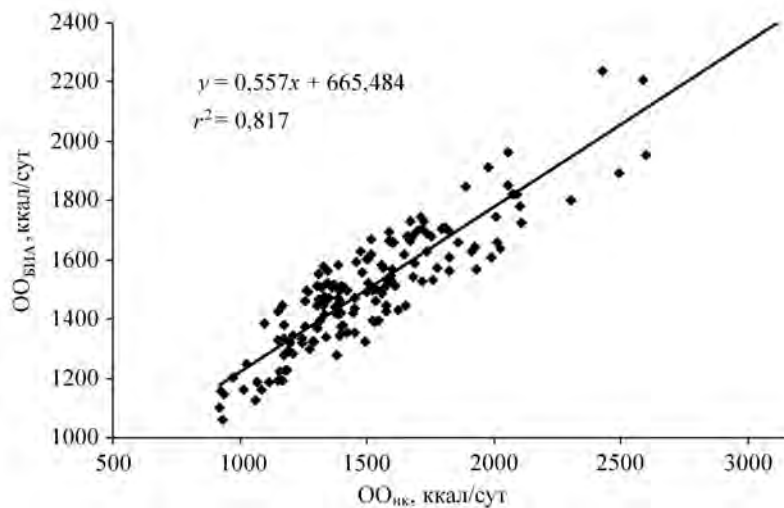


Рис. 3.7. Результаты верификации биоимпедансных оценок основного обмена методом непрямой калориметрии

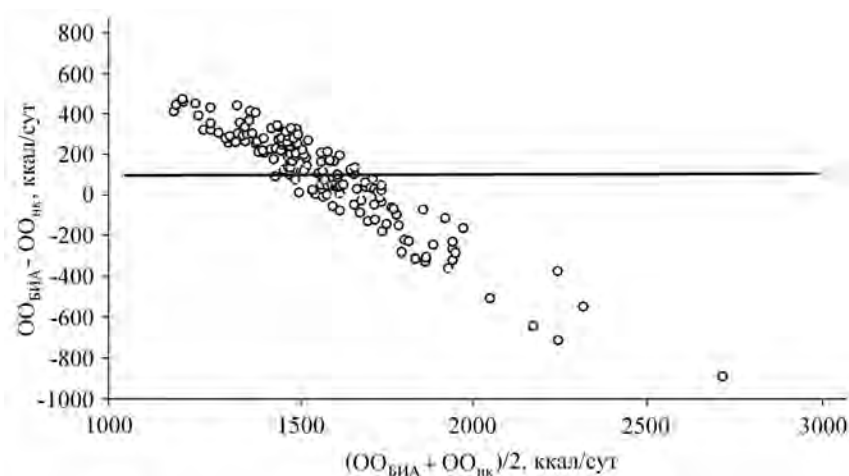


Рис. 3.8. Диаграмма Бланда-Альтмана для величины основного обмена, оцененной методом биоимпедансного анализа

гистрацией концентрации O_2 и CO_2 в потоке вдыхаемого и выдыхаемого воздуха с применением дилуционного шлема. Проводилось измерение потребления кислорода и выделения углекислого газа с последующим вычислением энерготрат при помощи программного

обеспечения, поставляемого вместе с метабографом. Измерение основного обмена проводили в состоянии покоя. Перед измерением пациенты не принимали пищу в течение не менее чем 8 часов. При сопоставлении биоимпедансных оценок основного обмена и оценок, полученных методом непрямой калориметрии, коэффициент детерминации составил $r^2 = 0,817$.

Анализ Бланда-Альтмана (рис. 3.8) выявил значимую обратную корреляцию между разностью оценок основного обмена двумя методами ($OO_{\text{БИД}} - OO_{\text{НК}}$) и средним значением признака $((OO_{\text{БИД}} + OO_{\text{НК}})/2)$. Из рисунка следует, что в области низких значений основного обмена биоимпедансный анализ дает завышенную, а в области высоких значений — заниженную оценку основного обмена по сравнению с методом непрямой калориметрии. Наиболее согласованные оценки получаются в интервале значений от 1300 до 1700 ккал/сут.

Таким образом, интегральный одночастотный метод оценки параметров состава тела показывает достаточно хорошие результаты по достоверности. С учетом его относительно невысокой стоимости и простоты измерительной процедуры это обеспечивает широкую область применения метода.

Замечания относительно несоответствия человеческого тела простой цилиндрической модели и недостаточности частоты 50 кГц для оценки ОВО справедливы. Однако есть несколько факторов, которые в значительной степени компенсируют эти недостатки интегрального одночастотного метода:

1) имеются значимые корреляции величин БМТ и ОВО конечностей и туловища, которые позволяют получать оценку для всего тела, хотя основной вклад в сопротивление вносят конечности (подробнее этот вопрос рассмотрен в п. 3.5);

2) существует значимая корреляция значений БМТ и ОВО с массой тела, которая учитывается слагаемым с МТ в регрессионных уравнениях;

3) для здоровых людей отношение ВКЖ/ОВО изменяется в узких пределах, что дает возможность получать оценку ОВО на частоте 50 кГц, хотя, как отмечалось выше, на этой частоте в основном измеряется ВКЖ.

Следовательно, достоверность интегрального одночастотного метода основана на объективных закономерностях строения тела человека и свойств биологических тканей.

3.4. Интегральный многочастотный метод оценки состава тела

Интегральный многочастотный метод реализуется при таком же положении электродов (см. рис. 3.3), что и интегральный одночастотный метод, но измерения выполняются на нескольких частотах. Основная цель многочастотного метода — оценить содержание ОВО и ВКЖ в теле человека с большей достоверностью, чем это позволяет одночастотный метод.

На сегодня нельзя указать частоты для измерений ОВО и ВКЖ, которые можно было бы назвать общепринятыми. Для оценки ОВО необходимо, чтобы зондирующий ток свободно проникал внутрь клеток через мембраны. Для этого частота должна быть как можно выше. В то же время, с ростом частоты повышаются погрешности, создаваемые паразитными емкостями, увеличивается излучение электромагнитных волн в окружающее пространство, усложняется решение некоторых других технических задач. Во многих серийных приборах и в исследовательских работах используется частота 500 кГц. Однако даже на такой частоте влияние емкостного сопротивления клеточных мембран устраняется не полностью.

Оценку объема ВКЖ следует выполнять на возможно более низкой частоте, чтобы переменный ток не проникал внутрь клеток через емкостные сопротивления клеточных мембран и, следовательно, внутриклеточная жидкость не вносила бы вклада в общую проводимость. Во многих биоимпедансных анализаторах применяют частоту 5 кГц. При дальнейшем понижении частоты быстро увеличиваются импедансы контактов электродов с кожей, что затрудняет проведение измерений и приводит к увеличению погрешностей.

Напомним, что в идеальном случае для оценки объема ОВО необходимо измерять импеданс на бесконечно большой частоте, а для оценки объема ВКЖ — на частоте равной нулю. Такие измерения невозможны. Аппроксимированные значения сопротивления объекта на нулевой и бесконечно большой частотах получают с помощью метода биоимпедансной спектроскопии (БИС) (Cornish et al., 1993). Сущность метода поясняется рис. 3.9, который получен с помощью биоимпедансного анализатора АВС-01 “Медасс” (п. 4.4).

На стандартном отведении выполняют измерения активной и реактивной составляющих импеданса на большом числе частот в

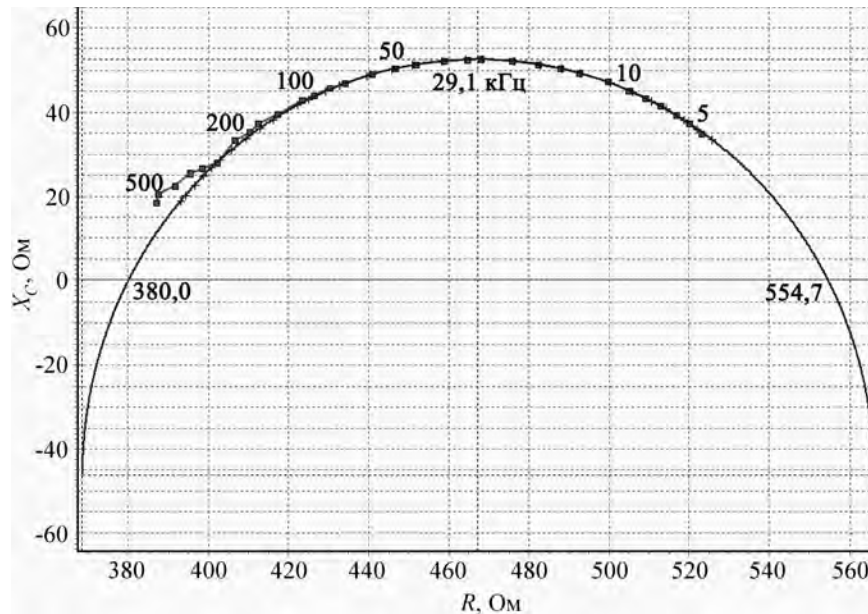


Рис. 3.9. Аппроксимация импедансного спектра по модели Коула

диапазоне от 5–500 кГц. Число разных частот должно быть не менее 15–20 (Ward, Cornish, 2004), и последовательность их должна хотя бы приблизительно описываться логарифмическим законом. В данном примере число частот равно 31. Результаты измерений показаны квадратиками. Затем по этим результатам находят аппроксимацию модели Коула (п. 2.3), описываемой формулой

$$\mathbf{Z} = R_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + (j\omega\tau_Z)^{\alpha}}. \quad (3.33)$$

Для этого определяют четыре параметра, обеспечивающих наилучшее по среднеквадратическому критерию соответствие результатов измерений и значений импеданса, рассчитываемых по (3.33): R_{∞} — сопротивление на бесконечно большой частоте, R_0 — сопротивление на нулевой частоте, α — безразмерный параметр, τ_Z — постоянная времени, определяющая характеристическую частоту $f_c = 1/2\pi\tau_Z$ (рис. 3.9). График годографа для модели Коула имеет вид полуокружности. Крестиками на годографе показаны положения точек для тех же частот, на которых выполнялись измерения. Сопротивления R_0 и R_{∞} соответствуют точкам пересечения ап-

Таблица 3.3. Параметры регрессионных уравнений для оценки ВКЖ интегральным методом на разных частотах

№	f	c_0	c_1	c_{MT}	c_v	$c_{П}$	Доп.	SEE	r^2	N	Пол	Ссылка*
1	1	2,30	0,195	0,070	-0,02	-	-	0,98	0,87	139	м, ж	1
2	5	2,53	0,189	-0,068	-0,02	-	-	1,02	0,86	139	м, ж	1
3	1	-7,24	0,340	0,060	-	-	2,63 $k_{зд}$	1,75	0,89	40	м, ж	2
4	0	-3,51	0,351	0,050	-	-	-	2,00	0,77	90	м, ж	3
5	0	-6,30	0,352	0,099	-	3,09	-	2,10	0,70	60	м, ж	4

*1 – Deurenberg et al., 1995; 2 – Sergi et al., 1992; 3 – Cox-Reijven, Soeters, 2000; 4 – Cornish et al., 1996.

проксимированного годографа с осью активного сопротивления R , так как на нулевой и бесконечно большой частотах реактивное сопротивление любой пассивной цепи равно нулю. Сопротивление R_0 используют в уравнении для оценки ВКЖ, а сопротивление R_∞ – в уравнении для оценки ОВО.

Сравним результаты оценки ВКЖ и ОВО на различных частотах. Уравнение для оценки ВКЖ имеет обобщенный вид

$$\text{ВКЖ} = c_0 + \frac{c_1 \Delta T^2}{R} + c_{MT} \text{MT} + c_v \text{Возр} + c_{П} \text{Пол} + \text{Доп.} \quad (3.34)$$

Параметры регрессионных уравнений для оценки ВКЖ приведены в табл. 3.3. В графе f дано значение частоты (кГц), на которой измерено сопротивление R . Число 0 в этой графе означает, что используется аппроксимированное сопротивление R_0 . В качестве эталонного во всех случаях использовался метод разведения NaBr или KBr. В одной из строк присутствует коэффициент $k_{зд} = 1$ для здоровых людей и $k_{зд} = 2$ для больных. Возраст обследуемых в публикациях не указан.

Приведем также примеры формул для оценки ОВО и КЖ. Уравнение для ОВО, полученное на выборке из 43 добровольцев, пол и возраст которых не учитывались, выглядит следующим образом (Cornish et al., 1996):

$$\text{ОВО} = 5,69 + \frac{0,399 \Delta T^2}{R500} + 0,114 \text{MT}. \quad (3.35)$$

Здесь $R500$ – активное сопротивление, измеренное на частоте 500 кГц. Достоверность оценок по этому уравнению характеризуется значениями $r^2 = 0,93$, $\text{SEE} = 2,5$ кг.

Уравнение для оценки ОВО с применением аппроксимации сопротивления на бесконечно большой частоте по модели Коула имеет вид (Cox-Reijven, Soeters, 2000):

$$\text{ОВО} = 0,08 + \frac{0,458\text{ДТ}^2}{R_\infty} + 0,06\text{МТ}. \quad (3.36)$$

Для этого уравнения на выборке из 90 добровольцев получены значения $r^2 = 0,94$, $\text{SEE} = 2,8$ кг.

Одно из опубликованных уравнений для оценки КЖ имеет вид (De Lorenzo et al., 1995):

$$\text{КЖ} = 12,2 + \frac{0,37065\text{ДТ}^2}{R_{\text{кж}}} + 0,105\text{МТ} - 0,132\text{Возр}. \quad (3.37)$$

Здесь $R_{\text{кж}}$ — эквивалентное сопротивление внутриклеточной жидкости, вычисляемое по формуле (3.4). Данное уравнение получено на выборке из 59 здоровых мужчин в возрасте от 23 до 53 лет с применением измерения количества радиоактивного изотопа калия в качестве эталонного метода. Достоверность оценок характеризуется значениями $r^2 = 0,69$, $\text{SEE} = 1,9$ кг.

Сделать однозначный вывод о преимуществах вариантов измерения по данным, приведенным выше в этом разделе и в п. 3.3, затруднительно. Результаты получены разными авторами на разных приборах и на них влияют особенности методик измерения, которые обычно остаются за рамками публикаций. Более полное представление можно получить по работам, в которых в одном месте на одной выборке по единой методике и на одной и той же аппаратуре выполняется верификация разных методов оценки ОВО и ВКЖ.

Опубликованы результаты сравнения одно- и многочастотных методов оценки ВКЖ, КЖ и ОВО (Gudivaka et al., 1999). Исследовались варианты с измерением на 50 кГц и расчетом по последовательной и параллельной эквивалентными схемам, с измерением на 5 кГц или 500 кГц, с оценкой по аппроксимированным значениям сопротивления на нулевой и бесконечно высокой частотах, в том числе и по модели смеси.

Для ОВО и ВКЖ использовались регрессионные уравнения простейшего вида $(k\text{ДТ}^2/R) + \text{const}$ для каждого из сравниваемых методов. Для КЖ уравнения имели такой же вид, но на частоте 50 кГц вместо активного сопротивления использовалось реактивное сопротивление, при измерениях на частоте 500 кГц в качестве

Таблица 3.4. Сравнение методов оценки ОВО, КЖ и ВКЖ по работе (Gudivaka et al., 1999)

f (кГц) или аппрокс.	ВКЖ (м)		ВКЖ (ж)		КЖ (м)		КЖ (ж)		ОВО	
	r^2	SEE	r^2	SEE	r^2	SEE	r^2	SEE	r^2	SEE
0	0,806	1,4	0,733	1,0	–	–	–	–	–	–
5	0,821	1,4	0,738	1,0	–	–	–	–	–	–
50	–	–	–	–	0,205	3,5	0,372	2,0	0,941	2,3
50 парал.	0,794	1,5	0,700	1,0	0,911	2,2	0,888	1,5	0,922	2,4
500	–	–	–	–	0,723	2,1	0,646	1,5	0,948	2,0
∞	–	–	–	–	0,573	2,6	0,593	1,6	–	–
Модель смеси	0,905	1,0	0,687	1,1	0,590	2,5	0,663	1,5	–	–

сопротивления бралась комбинация из активных сопротивлений на 5 кГц и 500 кГц

$$R_{5/500} = \frac{R_5 \cdot R_{500}}{R_5 - R_{500}}, \quad (3.38)$$

а при аппроксимации по модели Коула — сопротивление $R_{кж}$ по формуле (3.4).

Измерения выполнялись на добровольцах с помощью одного и того же биоимпедансного спектрометра фирмы *Xitron Technologies* (см. п. 4.2). В качестве эталонного метода для ОВО применялось разведение дейтерия, для ВКЖ — разведение NaBr, и значение КЖ определялось как разность ОВО и ВКЖ.

В табл. 3.4 сведены параметры достоверности для различных вариантов оценки объемов жидкостей (Gudivaka et al., 1999). Значения для ВКЖ и КЖ даны отдельно для мужчин и женщин, а для ОВО — для совместной выборки. Все регрессионные уравнения и параметры достоверности были получены на здоровых людях, находящихся в нормальном состоянии без каких-либо дополнительных воздействий.

Из табл. 3.4 можно заключить, что измерять ОВО и КЖ предпочтительно на частоте 500 кГц, но преимущество этого варианта небольшое.

Более существенно проявились различия методов при введении раствора Рингера и при воздействии диуретиком. Такие воздействия создают изменения значений ОВО, ВКЖ и КЖ. На рис. 3.10, воспроизведенном из той же работы, показаны средние по выборке разности этих изменений, оцененных с помощью разных вариантов биоимпедансного метода и измеренных эталонными методами.

Из рис. 3.10 можно сделать вывод, что двучастотный метод с измерением на 5 и 500 кГц и метод аппроксимации по модели Ко-

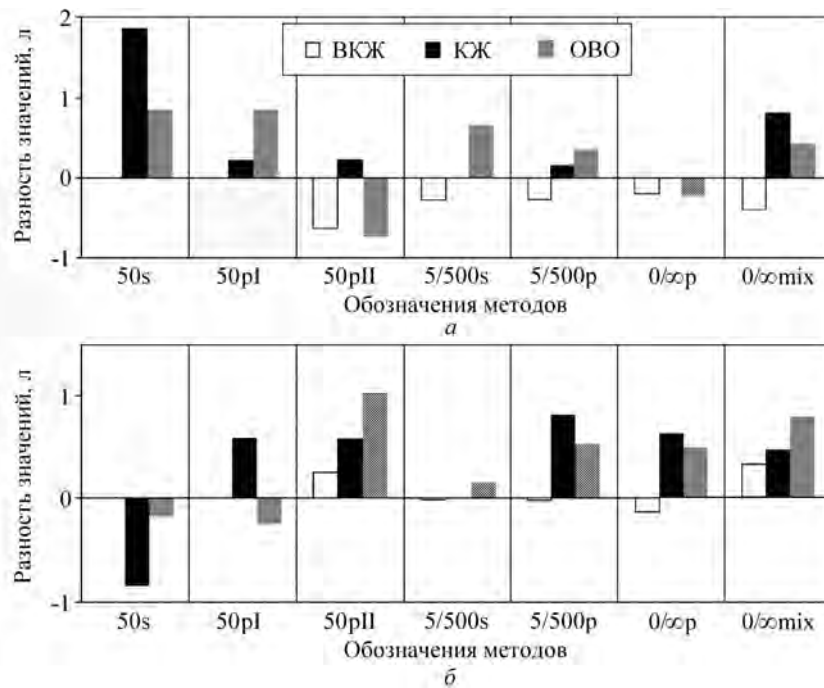


Рис. 3.10. Разность значений объемов жидкости в организме, измеренных биоимпедансным и эталонными методами, при воздействии диуретиком (а) и раствором Рингера (б) (Gudivaka et al., 1999). Используются обозначения: 50s — одночастотный метод (50 кГц), последовательная модель; 50pI и 50pII — одночастотный метод (50 кГц), два варианта параллельной модели; 5/500s — двухчастотный метод (5 и 500 кГц), последовательная модель; 5/500p — двухчастотный метод (5 и 500 кГц), параллельная модель; 0/∞p — аппроксимация сопротивлений на нулевой и бесконечно большой частотах в соответствии с моделью Коула; 0/∞mix — модель смеси

ула обеспечивают более высокую точность, чем другие методы. Ухудшение достоверности оценок, получаемых на частоте 50 кГц, объясняется тем, что при воздействиях нарушается соотношение ОВО/ВКЖ.

Также отмечается, что одночастотный метод не может дать точной оценки жидкостных составляющих, так как измеряемое реактивное сопротивление зависит от свойств как внеклеточной, так и внутриклеточной среды (Matthie et al., 1998). Приведенные данные, полученные при измерениях хирургических больных, показы-

вают, что метод аппроксимации сопротивлений по модели Коула дает значимо меньшие погрешности оценки ВКЖ и КЖ. Результаты верификации многочастотного метода, подтверждающие его достоверность, имеются в других работах (Van Marken Lichtenbelt et al., 1994; Ellis, Wong, 1998).

Точность оценки ВКЖ и КЖ многочастотным методом исследовалась и в работе А. Делоренцо и соавт. (De Lorenzo et al., 1997). Измерение импеданса производилось анализатором фирмы *Xitron Technologies* на 21 частоте в диапазоне от 1 кГц до 1,284 МГц. По полученным данным выполнялась аппроксимация модели Коула, дававшая значения сопротивлений R_0 и R_∞ . Оценка объемов ВКЖ и КЖ осуществлялась на основе модели смеси. При этом коэффициент $k_{\text{ВКЖ}}$ в формуле (3.18) предварительно определяли по экспериментальным данным, который составил 0,306 для мужчин и 0,316 для женщин. Отношение $\rho_{\text{КЖ}}/\rho_{\text{ВКЖ}}$, входящее в уравнение (3.22), принималось равным 3,82 для мужчин и 3,40 для женщин также на основе ранее полученных данных. Объем ОВО вычислялся как сумма объемов ВКЖ и КЖ.

Измерения проводились на выборке из 87 здоровых добровольцев. В качестве эталона применялись методы разведения для оценки ВКЖ и ОВО и измерение радиоактивности тела по ^{40}K для оценки КЖ. При этом эталонное значение КЖ получали как по калию, так и в виде разности эталонных значений ОВО и ВКЖ, определенных разведением индикаторов.

В результате для оценки ВКЖ получены значения $r^2 = 0,83$, $\text{SEE} = 0,9$ л; для ОВО $r^2 = 0,90$, $\text{SEE} = 1,33$ л; для КЖ с эталонными значениями в виде разностей эталонных значений ОВО и ВКЖ $r^2 = 0,76$, $\text{SEE} = 1,69$ л и для КЖ с эталонными значениями, получаемыми по ^{40}K , $r^2 = 0,72$, $\text{SEE} = 2,22$ л. Эти значения показывают, что метод биоимпедансной спектроскопии в сочетании с адекватной физической моделью биологической ткани дает вполне достоверные оценки объемов жидкостных составляющих.

Выполнялось также исследование достоверности биоимпедансных оценок изменений клеточной массы у больных СПИДом (Earthman et al., 2000). Показано, что только биоимпедансная спектроскопия дает результаты, в среднем совпадающие с полученными методами разведения индикаторов. Все проверенные одночастотные методы показали неудовлетворительную точность. Двучастотный метод измерений на 5 и 500 кГц в принципе может использоваться, но и его достоверность хуже, чем у биоимпедансной спектроскопии.

Подводя итог, можно сделать вывод, что если для здоровых людей интегральный одночастотный метод дает приемлемую точность оценок ОВО, то для получения достоверных оценок ОВО для людей с нарушением водного баланса, а также для получения оценок ВКЖ и КЖ необходимо применять многочастотный метод. При этом предпочтительным является метод биоимпедансной спектроскопии с аппроксимацией по модели Коула.

3.5. Оценка состава сегментов тела

Основная цель сегментных методов исследования состава тела — получение оценок состава отдельных сегментов тела. Такой анализ может выполняться как в статике, так и в динамике для исследования перераспределения жидкости между сегментами при различных воздействиях. Анализируемыми сегментами тела обычно являются конечности и туловище, а в некоторых случаях и голова.

Методика анализа состава сегментов тела в принципе не отличается от методики оценки состава всего тела. Сначала необходимо измерять параметры импеданса сегментов тела на одной или на нескольких частотах. Затем строятся регрессионные уравнения. Общий вид их для оценки ОВО, БМТ, ВКЖ и других составляющих в основном такой же, как и в случае интегрального метода, но появляются некоторые особенности.

Во-первых, эталонный метод должен давать значения параметров состава тела для отдельных сегментов. Этому требованию удовлетворяют рентгеновская денситометрия и магниторезонансная томография, а методы разведения индикаторов и подводного взвешивания не подходят.

Во-вторых, измерить *in vivo* массу отдельного сегмента тела можно только с помощью тех же методов, которые применяются в качестве эталонных. Поэтому слагаемое с массой сегмента в уравнении присутствовать не должно. Вместо этого можно ввести слагаемое с массой тела, так как массы отдельных сегментов должны с ней достаточно хорошо коррелировать.

В-третьих, длины отдельных сегментов можно измерять и вводить в программу анализатора, но это увеличит затраты времени на измерения. Для упрощения процедуры можно, учитывая корреляцию длин сегментов и длины тела в целом, использовать в уравнениях величину ДТ. Необходимо проверить, не приведет ли

такое упрощение к существенному ухудшению точности оценок.

Рассмотрим методику измерения импедансов. При решении этой задачи приходится выбирать между максимальным соответствием границ измеряемой области и естественных границ сегмента и удобством проведения измерений. Широко применяется 8-электродная схема на рис. 2.13,е. Расположение электродов на конечностях обычно такое же, как в стандартной интегральной методике на рис. 3.3. Варианты набора отведений, то есть сочетаний пар токовых и измерительных электродов, для получения импедансов всех сегментов, приведены в п. 2.6.

В отношении удобства эта схема считается наилучшей, так как места положения электродов хорошо идентифицируются и для проведения измерений не надо снимать одежду, за исключением носков или чулок. Однако при такой схеме выделение сегментов осуществляется недостаточно точно.

Проводилось сравнение результатов измерений импедансов конечностей и туловища при стандартном расположении электродов на запястьях и щиколотках и при расположении измерительных электродов непосредственно на границах сегментов (Cornish et al., 1999). Измерения выполняли с помощью биоимпедансного спектрометра в диапазоне частот от 4 кГц до 1 МГц с последующим нахождением аппроксимированных сопротивлений на нулевой и бесконечно большой частотах. Установлено, что различия измеренных при разных положениях измерительных электродов активных сопротивлений для всех сегментов и на всех частотах не превышают 8%. При этом значения сопротивления одного и того же сегмента, полученные при разных расположениях электродов, хорошо коррелируют друг с другом. Таким образом, использование разных вариантов сопротивления сегмента в регрессионном уравнении дает близкие значения SEE.

В результате был сделан вывод, что, учитывая сложность точного позиционирования электродов на физиологических границах сегментов, схема измерения с электродами на запястьях и щиколотках является предпочтительной и ее рекомендуется стандартизировать.

Исследовался вопрос о корреляции размеров отдельных сегментов тела с длиной и массой тела (Organ et al., 1994). Измерения на выборке из 96 мужчин и 104 женщин показали, что коэффициенты корреляции площадей длин конечностей и туловища с длиной тела составляют $r = 0,7-0,8$, а коэффициенты корреляции площадей сечения сегментов с массой тела составляют $r = 0,8-0,9$. Такая

Таблица 3.5. Состав и средние антропометрические параметры выборок

№	N	Пол	Возраст, лет		ДТ, см		МТ, кг		ИМТ, кг/м ²		Ссылка*
			Ср	Стд	Ср	Стд	Ср	Стд	Ср	Стд	
1	96	м	35,2	9,6	179,1	7,6	83,9	16,1	26,2	5,5	1
2	104	ж	35,4	11,1	165,6	5,8	61,0	9,4	22,2	3,7	1
3	51	ж	33	2,0	165	1,0	74,5	3,9	27,5	1,5	2
4	85	м	45,7	17,4	176,7	7,0	81,5	12,8	26,1	3,8	3
5	85	ж	46,8	16,4	163,4	5,9	65,2	12,9	24,4	4,6	3
6	33	ж	56,9	12,0	162	6,5	96,7	14,0	36,7	14,0	–

* 1 — Organ et al., 1994; 2 — Bracco et al., 1996; 3 — Jaffrin et al., 2007.

корреляция позволяет использовать в регрессионных уравнениях для сегментов длину и массу тела вместо размеров конкретных сегментов.

Проанализируем данные о верификации сегментного биоимпедансного анализа. Попутно рассмотрим вопрос, часто поднимающийся в литературе по биоимпедансному анализу (Organ et al., 1994; Bracco et al., 1996; Cha, 1998; Zhu et al., 2004) о возможности получения более точных оценок состава тела, если вместо измерения по интегральной методике выполнить измерения отдельных сегментов, найти содержание жидкости и других составляющих в них, а затем просуммировать по всем сегментам. В качестве обоснования такого подхода, называемого полисегментным, обычно указывают на более точное соответствие отдельных сегментов тела цилиндрической модели.

Были сопоставлены результаты сегментного БИА по 6 выборкам, сведения о которых приведены в табл. 3.5 (Смирнов, 2008). Используются обозначения ИМТ — индекс массы тела, Ср — среднее значение, Стд — стандартное отклонение.

Биоимпедансные измерения по всем выборкам выполнялись по 8-электродной схеме на частоте 50 кГц. В качестве эталонного метода везде использовалась рентгеновская денситометрия. В последней строке табл. 3.5 показаны результаты исследований, выполненных в Институте питания РАМН на биоимпедансном анализаторе АВС-01 “Медасс”.

В табл. 3.6–3.8 приведены значения SEE для безжировой массы тела (БМТ). В заголовках столбцов указаны переменные, входящие в регрессионные уравнения. При этом обозначено ДТ — длина тела, МТ — масса тела, ОТ — окружность талии, R — активное сопротивление на 50 кГц.

Для выборок 1 и 2 отсутствуют данные о конечностях, а дан-

Таблица 3.6. Значения SEE (кг) БМТ для конечностей

Выборка	Рука			Нога		
	ДТ ² /R	МТ	ДТ ² /R, МТ	ДТ ² /R	МТ	ДТ ² /R, МТ
3	0,29	–	–	0,63	–	–
4	–	–	0,49	–	–	0,82
5	–	–	0,29	–	–	0,68
6	0,53	0,47	0,47	0,68	0,59	0,52

Таблица 3.7. Значения SEE (кг) БМТ для туловища

Выборка	ДТ ² /R	МТ	ДТ ² /R, МТ	ДТ ² /R, МТ, ОТ
3	2,2	–	–	–
6	3,52	2,19	2,22	1,76

Таблица 3.8. Значения SEE БМТ для всего тела (Инт) и для суммы оценок БМТ по сегментам тела (Сум)

Выборка	ДТ ² /R		МТ		ДТ ² /R, МТ		ДТ ² /R, МТ, ОТ	
	Инт	Сум	Инт	Сум	Инт	Сум	Инт	Сум
1	4,70	5,15	–	–	–	–	–	–
2	2,90	2,64	–	–	–	–	–	–
3	3,00	2,41	–	–	–	–	–	–
6	3,58	3,72	2,78	2,44	2,33	2,43	2,14	2,02

ные для туловища имеются только для выборок 3 и 6 (табл. 3.7). Табл. 3.8 содержит значения SEE для БМТ всего тела, оцениваемой по интегральной методике (Инт), и для БМТ всего тела, находимой как сумма оценок БМТ по сегментам (Сум). Для выборок 1 и 2 указанные значения SEE приведены в статье Л. Орган и соавт. (Organ et al., 1994). Для выборок 3 и 6 SEE для суммы по сегментам определялась по формуле

$$SEE_{\text{сум}} = \sqrt{2SEE_A^2 + 2SEE_L^2 + 2SEE_T^2}, \quad (3.39)$$

где SEE_A , SEE_L , SEE_T — значения ошибок оценки БМТ для руки, ноги и туловища, соответственно.

Что же следует из представленных результатов?

1. Достоверность сегментного биоимпедансного анализа раз-

лична для различных сегментов. Наименьшая относительная погрешность оценки БМТ получена для ног — в среднем 7% по данным выборки 6. Средняя относительная погрешность для туловища $\approx 9\%$. Наибольшая средняя относительная погрешность наблюдается для рук — около 17%. Средняя погрешность интегральной оценки БМТ для той же выборки составляет 5%.

2. Из значений, приведенных в табл. 3.8, не следует наличие выигрыша в точности оценки параметров состава всего тела при переходе от интегральной методики к полисегментной. Ощутимое улучшение наблюдается только для выборки 3. Однако эта выборка характеризуется значительно меньшими, по сравнению с другими выборками, диапазонами разброса антропометрических данных. Возможно, что именно благодаря этой особенности и получается наблюдаемое уменьшение ошибки почти на 20%. Для выборок 1 и 2 имеют место уменьшение SEE на 9% для женского контингента и увеличение на 9,5% для мужского. Для выборки 6 различия значений SEE интегральной оценки БМТ и суммы оценок БМТ по сегментам не превышают 10%, и при этом имеют разные знаки для разных наборов независимых переменных в регрессионной формуле.

Причиной такого результата являются большие значения SEE для туловища, которые вносят основной вклад в значение SEE для суммы БМТ по сегментам в соответствии с (3.39). Это можно объяснить тем, что туловище менее других сегментов соответствует простой модели в виде однородного цилиндра. Сложная форма туловища, сопоставимость его размеров по длине и ширине, различия удельных сопротивлений внутренних органов приводят к значительной неоднородности плотности тока. В результате простые физические модели оказываются для туловища малоприменимыми.

Таким образом, не видно явных причин переходить от интегральной методики к полисегментной и увеличивать число электродов, если необходимо получить только параметры состава всего тела. Аналогичный вывод был сделан и в ряде других работ (Baumgartner et al., 1989; Bedogni et al., 2002; Thomas et al., 2003). При этом в одной из работ (Bedogni et al., 2002) измерения проводились на полисегментном биоимпедансном анализаторе InBody (см. п. 4.3).

3. Как следует из результатов обработки данных выборки 6, учет массы тела в регрессионном уравнении позволяет получать существенно более точные оценки БМТ для всего тела и для туловища. Некоторое снижение SEE имеет место и для конечностей.

Таблица 3.9. Коэффициенты корреляции величин БМТ сегментов тела и всего тела с величиной DT^2/R , массой тела МТ и безжировой массой тела $БМТ_{инт}$

	Рука	Нога	Туловище	Все тело
DT^2/R	0,48	0,79	0,44	0,85
МТ	0,62	0,84	0,83	0,90
$БМТ_{инт}$	0,63	0,89	0,96	1,00

Повышение точности регрессионных формул при учете в них веса обусловлено тем, что величина безжировой массы БМТ сильно коррелирует с весом, что подтверждается табл. 3.9, величины коэффициентов корреляции в которой получены на выборке 6 по значениям БМТ, измеренным методом рентгеновской денситометрии.

Отсюда следует, что стремление некоторых авторов не включать массу тела в регрессионные формулы, чтобы получать оценки только на основе измерений импеданса, явно неоправданно. Этот вывод относится как к интегральному, так и к сегментному биоимпедансному анализу.

4. Учет в регрессионных формулах величины окружности талии позволяет уменьшить ошибку для безжировой массы туловища и всего тела и довести точность до оценки “очень хорошо”. Возможно, что и учет других антропометрических параметров может положительно повлиять на достоверность биоимпедансного анализа.

Выводы о достоверности оценки БМТ сегментов тела справедливы, очевидно, и для оценки ЖМТ, эталонные методы для которой такие же. Сегментные измерения БМТ и ЖМТ в настоящее время выполняются многими серийными биоимпедансными анализаторами (пп. 4.3, 4.4).

Получение регрессионных уравнений для сегментных оценок ВКЖ и ОВО затруднено отсутствием соответствующих эталонных методов. Метод разведения индикаторов позволяет находить объемы жидкостей всего тела, а рентгеновская денситометрия и магниторезонансная томография не дают возможности измерять количество жидкости. Оценку ОВО можно в первом приближении находить по величине БМТ данного сегмента и значению гидратации тощей массы $ГТМ \approx 0,737$, предполагая, что эта константа, найденная для всего организма, остается такой же и для отдельных сегментов.

Формулы для сегментной оценки ВКЖ можно находить, исследуя перераспределение внеклеточной жидкости между сегментами при соответствующих воздействиях на организм, например, при изменении ориентации тела в пространстве. При этом суммарный объем ВКЖ определяется методом разведения индикатора и используется как эталонное значение, которому должна быть равна сумма ВКЖ по всем сегментам как до, так и после воздействия.

В одной из соответствующих работ формулы для нахождения ВКЖ сегментов тела, использованные в ней, имели простейший вид (Zhu et al., 1998):

$$\text{ВКЖ} = k \frac{\rho_{\text{ВКЖ}} \text{ДС}^2}{R_0}, \quad (3.40)$$

где ДС — длина сегмента, R_0 — его сопротивление на нулевой частоте, находимое путем аппроксимации, $\rho_{\text{ВКЖ}} = 0,47 \text{ Ом}\cdot\text{м}$ — удельное сопротивление внеклеточной жидкости, k — коэффициент, подбираемый для каждого сегмента с целью обеспечения равенства суммы ВКЖ по сегментам и величины ВКЖ, находимой эталонным методом.

Опубликованные результаты показывают, что при ортостатической пробе сумма ВКЖ по сегментам остается практически неизменной, в то время как интегральная оценка ВКЖ, получаемая на стандартном отведении, уменьшается на величину ≈ 5 кг.

Дальнейшее развитие полисегментный биоимпедансный анализ баланса жидкостей в организме получил в работе тех же авторов (Zhu et al., 2004), в которой предложено использовать уравнения вида (3.40) для оценки не только ВКЖ, но и КЖ. При этом коэффициенты k в уравнениях отсутствуют, а вместо реальных удельных сопротивлений подставляются эквивалентные значения, определяемые по формулам

$$\tilde{\rho}_{\text{ВКЖ}} = \alpha \frac{\text{БМТ}_c R_0}{\text{ДС}^2}, \quad \tilde{\rho}_{\text{КЖ}} = \beta \frac{\text{БМТ}_c R_{\text{КЖ}}}{\text{ДС}^2}, \quad (3.41)$$

где БМТ_c — безжировая масса сегмента, найденная с помощью магниторезонансной томографии, $R_{\text{КЖ}}$ — эквивалентное сопротивление клеточной среды, вычисляемое по формуле (3.4), α и β — константы гидратации безжировой массы для внеклеточной и клеточной жидкостей. Эти константы определялись для всего тела как частные от деления БМТ всего тела на объем ВКЖ или КЖ, найденный с помощью соответствующего эталонного метода. Получен-

Таблица 3.10. Эквивалентные удельные сопротивления сегментов тела в Ом·м

	Рука	Туловище	Нога
ВКЖ	$0,645 \pm 0,12$	$1,616 \pm 0,23$	$0,97 \pm 0,18$
КЖ	$1,894 \pm 0,35$	$1,204 \pm 0,25$	$2,77 \pm 0,60$

ные значения эквивалентного удельного сопротивления сведены в следующую таблицу.

Подстановка усредненных по выборке эквивалентных удельных сопротивлений в формулы вида (3.40) дало практически идеальное соответствие находимых средних по выборке сумм ВКЖ и КЖ по сегментам со средними по выборке значениями, даваемыми эталонными методами. Это вполне объяснимо, так как для получения эквивалентных удельных сопротивлений использовались данные из той же выборки и те же эталонные методы. Тем не менее полученные в указанной работе результаты могут быть полезны и для анализа других выборок.

В целом можно сделать вывод, что полисегментный метод обеспечивает достаточно точную оценку объема ВКЖ всего тела при исследованиях, связанных с перераспределением ВКЖ между сегментами.

Весьма распространенным вариантом биоимпедансной оценки состава тела является измерение импеданса в отведении FN/FN, при котором ток протекает от ступни одной ноги до ступни другой ноги (см. рис. 2.13, д). Этот метод реализуется в многочисленных моделях электронных весов (см. п. 4.3). При этом, хотя измеряется лишь импеданс ног и нижней части туловища, производится оценка состава всего тела. Это оказывается возможным вследствие наличия значительных корреляций параметров сегментов тела.

Выполнялась верификация такого метода (Utter al., 1999). Была обследована группа из 98 женщин с умеренным ожирением. В качестве эталонного использовался метод подводного взвешивания. Для оценок БМТ получены значения $SEE = 3,7$ кг, $r^2 = 0,61$. В то же время, полученные параметры достоверности находятся на границе удовлетворительной и неудовлетворительной оценок по табл. 1.9 и хуже большинства результатов стандартного интегрального одночастотного метода, приведенных в табл. 3.1 и 3.8.

Рассмотрим кратко некоторые частные примеры биоимпедансного анализа состава сегментов тела.

Проводилось исследование биоимпедансной методики оценки объема мышц конечностей (Miyatani et al., 2001). В качестве эталонного метода применялась магниторезонансная томография. Импеданс измерялся на частоте 50 кГц, причем токовые электроды находились в контакте или с двумя ступнями или с двумя ладонями, а измерительные электроды располагались непосредственно на границах измеряемого сегмента. Измерения выполнялись отдельно для плеча, предплечья, бедра и голени. Установлено наличие хорошей корреляции между объемом мышцы, измеренной эталонным методом, и импедансным индексом $ДС^2/R$, где $ДС$ — длина сегмента, R — его сопротивление. Значения $r^2 = 0,902–0,976$.

Другой пример — оценка количества висцерального жира (Shiga et al., 2007). Здесь эталонным методом также была магниторезонансная томография. Измерения импеданса проводились на частоте 50 кГц вдоль и поперек живота. Формула для расчета количества жира по результатам измерений импедансов не приводится, но сообщается, что $r^2 = 0,82$.

Эти примеры показывают перспективность биоимпедансных методов для решения разнообразных задач по оценке состава различных частей тела. В таких применениях необходимы многофункциональные биоимпедансные анализаторы, позволяющие выполнять измерения на различных наборах отведений и частот и имеющие гибкое программное обеспечение.

В заключение надо отметить необходимость стандартизации методик сегментного биоимпедансного анализа состава тела, что должно создать основу его широкого применения.

3.6. Точность и воспроизводимость результатов биоимпедансного анализа состава тела

Точность биоимпедансного метода анализа состава тела ограничена в первую очередь приблизительным характером формул вида (3.25)–(3.30), получаемых на основе упрощенных моделей биообъекта и статистического анализа данных по некоторой группе обследуемых. Среднеквадратические погрешности биоимпедансного анализа по отношению к эталонным физическим методам были приведены в предыдущих разделах. Необходимо помнить,

что каждая конкретная формула получена для определенной группы, и для других групп может давать погрешности большей величины.

Еще один фактор, могущий существенно снизить достоверность биоимпедансного анализа, это инструментальные и методические погрешности при выполнении измерений. При этом важно отметить, что наблюдение за динамикой изменения состава тела является одним из наиболее полезных применений БИА, так как в этом случае обусловленные особенностями данного человека погрешности метода в значительной степени нивелируются при вычислении приращений параметров. В то же время погрешности, возникающие при выполнении самих измерений, могут меняться от одного измерения к другому. Наличие таких погрешностей ухудшает воспроизводимость результатов биоимпедансного анализа, что во многих случаях оказывается более существенной проблемой, чем систематические погрешности, присущие используемым формулам.

Вопрос об инструментальных погрешностях рассматривался в п. 2.7. Было показано, что источником наиболее существенных погрешностей измерения импеданса объекта являются отличия значений параметров эквивалентной схемы измерения от значений этих же параметров при калибровке прибора.

Во многом аналогичная ситуация имеет место и с погрешностями оценки состава тела по измеренному импедансу. Процесс получения регрессионного уравнения — это своего рода калибровка метода. Ее проводят при определенных условиях, к которым относятся тип и расположение электродов, положение частей тела человека при измерении, особенности подготовки человека к измерению и т. д. Отклонения от условий калибровки при проведении измерений пользователем биоимпедансного анализатора создают дополнительные погрешности, которые ухудшают достоверность и воспроизводимость результатов.

Проводился анализ влияния различных факторов, связанных с методикой измерений, на воспроизводимость результатов стандартных оценок состава тела на частоте 50 кГц (Николаев и др., 2006). Оценка какого-либо параметра состава тела является косвенным измерением, и ее погрешность должна рассчитываться по формуле

$$\Delta y = \sqrt{\sum_i \left| \frac{\partial y}{\partial x_i} \right| \Delta x_i^2}, \quad (3.42)$$

где Δx_i — погрешность измерения i -й переменной, Δy — погрешность результата косвенных измерений. Расчеты погрешностей параметров состава тела, возникающих из-за погрешностей отдельных непосредственно измеряемых величин, производились для формул оценки ОВО из табл. 3.2. Для анализа были взяты характерные для людей нормального сложения величины ДТ = 170 см, МТ = 70 кг, $R_{50} = 400$ Ом.

Оказывается, погрешность измерения длины тела в 1 см дает погрешность ОВО $\approx 0,34$ л; погрешность измерения массы тела в 0,5 кг дает погрешность ОВО $\approx 0,06$ л; погрешность измерения $R_{50} = 2$ Ом дает погрешность ОВО $\approx 0,18$ л. Результирующая погрешность ОВО при этом составляет $\approx 0,4$ л.

При расчете безжировой массы тела по формуле $БМТ = ОВО/0,73$ вклады погрешностей прямых измерений в погрешность БМТ составили для длины тела — 0,47 кг, для массы тела — 0,08 кг, для активного сопротивления — 0,25 кг. Результирующая погрешность равна $\approx 0,53$ кг. Жировая масса тела оценивается как разность $ЖМТ = МТ - БМТ$. Для этого параметра вклады погрешностей длины тела и активного сопротивления такие же, как для БМТ, а вклад погрешности измерения массы тела возрастает до 0,42 кг. Суммарная погрешность составляет $\approx 0,7$ кг.

Изменение погрешностей измерения длины тела, массы тела и сопротивления приводит к пропорциональному изменению их вкладов в суммарные погрешности вычисляемых параметров. Сходные результаты были получены и другим методом (Ward et al., 1998).

Д.В. Николаев и соавт. (2006) выполнили экспериментальное исследование влияния отклонений от рекомендованной процедуры измерений на воспроизводимость результатов. Оказалось, что при повторении измерений без заметных отклонений разброс значений для БМТ составил $\approx 1\%$, а для ЖМТ $\approx 2\%$. Смещения электродов на 1 см давали изменение результатов $\approx 1\%$ для БМТ и $\approx 5\%$ для ЖМТ. Изменения положения тела и/или конечностей приводили к вариации оценки БМТ до 2%, а ЖМТ — до 10%. Аналогичные изменения создаются наличием металлических предметов, касающихся тела, интенсивными физическими упражнениями или плотным обедом перед измерением.

Таким образом, для получения достоверных и воспроизводимых результатов необходимо строгое соблюдение всех требований процедуры измерения. Эти требования должны быть четко описаны в соответствующей инструкции, прилагаемой к биоимпедансному анализатору.

Литература

- Васильев А.В., Хрущева Ю.В., Попова Ю.П.* и др. Одночастотный метод биоимпедансного анализа состава тела у больных с сердечно-сосудистой патологией — новые методические подходы // Сб. тр. 7-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы”. М., 2005. С. 152–159.
- Николаев Д.В., Пушкин С.В., Смирнов А.В.* и др. Анализ погрешностей, возникающих при нарушении процедуры исследований состава тела биоимпедансным методом // Сб. тр. 8-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы”. М., 2006. С. 151–155.
- Николаев Д.В., Смирнов А.В., Руднев С.Г.* и др. Содержание воды в тощей массе: обзор работ по величине классической константы состава тела // Сб. тр. 6-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы”. М., 2004. С. 128–143.
- Смирнов А.В.* Сравнение интегральной и полисегментной методик биоимпедансного анализа состава тела // Сб. тр. 10-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы”. М., 2008. С. 107–113.
- Хрущева Ю.В., Зубенко А.Д., Чедия Е.С.* и др. Верификация и описание возрастной изменчивости биоимпедансных оценок основного обмена // Сб. тр. 11-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы”. М., 2009. С. 353–357.
- Baumgartner R.N., Chumlea W.C., Roche A.F.* Estimation of body composition from bioelectric impedance of body segments // Amer. J. Clin. Nutr. 1989. Vol. 50, N 22. P. 1–6.
- Bedogni G., Malavolti M., Severi S.* et al. Accuracy of an eight-point tactile-electrode impedance method in the assessment of total body water // Europ. J. Clin. Nutr. 2002. Vol. 56. P. 1143–1148.
- Bracco D., Thiebaud D., Chioloro R.* et al. Segmental body composition assessed by bioelectrical impedance analysis and DEXA in humans // J. Appl. Physiol. 1996. Vol. 81. P. 2580–2587.
- Cha K.Ch.* Apparatus and method for analyzing body composition based on bioelectrical impedance analysis. Pat. 5720296 US. 1998.
- Cornish B.H., Jacobs A., Thomas B.J., Ward L.C.* Optimizing electrode sites for segmental bioimpedance measurements // Physiol. Meas. 1999. Vol. 20. P. 241–250.
- Cornish B.H., Thomas B.J., Ward L.C.* Improved prediction of extracellular and total body water using impedance loci generated by multiple frequency bioelectrical impedance analysis // Phys. Med. Biol. 1993. Vol. 38. P. 337–346.
- Cornish B.H., Ward L.C., Thomas B.J., Elia M.* Evaluation of multiple frequency bioelectrical impedance and Cole–Cole analysis for the assessment of body water volumes in healthy humans // Europ. J. Clin. Nutr. 1996. Vol. 50. P. 159–164.
- Cox-Reijven P.L., Soeters P.B.* Validation of bio-impedance spectroscopy: effects of degree of obesity and ways of calculating volumes from measured resistance values // Intern. J. Obes. Relat. Metab. Disord. 2000. Vol. 24. P. 271–280.
- De Lorenzo A., Andreoli A., Matthie J., Withers P.* Predicting body cell mass with bioimpedance by using theoretical methods: a technological review // J. Appl. Physiol. 1997. Vol. 82, N 5. P. 1542–1558.
- De Lorenzo A., Candeloro N., Andreoli A., Deurenberg P.* Determination of

- intracellular water by multifrequency bioelectrical impedance // *Ann. Nutr. Metab.* 1995. Vol. 39. P. 177–184.
- Deurenberg P., Tagliabue A., Schouten F.J.M.* Multi-frequency impedance for the prediction of extracellular water and total body water // *Brit. J. Nutr.* 1995. Vol. 73. P. 349–358.
- Deurenberg P., van der Kooy K., Leenen R.* et al. Sex and age specific prediction formulas for estimating body composition from bioelectrical impedance: a cross-validation study // *Intern. J. Obes.* 1991. Vol. 15. P. 17–25.
- Dittmar M., Reber H.* New equations for estimating body cell mass from bioimpedance parallel models in healthy older Germans // *Amer. J. Physiol. Endocrinol. Metab.* 2001. Vol. 281. P. E1005–E1014.
- Earthman C.P., Matthie J.R., Reid P.M.* et al. A comparison of bioimpedance methods for detection of body cell mass change in HIV infection // *J. Appl. Physiol.* 2000. Vol. 88. P. 944–956.
- Ellis K.J., Bell S.J., Chertow G.M.* et al. Bioelectrical impedance methods in clinical research: A follow-up to the NIH technology assessment conference // *Nutrition.* 1999. Vol. 15, N 11/12. P. 874–880.
- Ellis K.J., Wong W.W.* Human hydrometry: comparison of multifrequency bioelectrical impedance with $^2\text{H}_2\text{O}$ and bromine dilution // *J. Appl. Physiol.* 1998. Vol. 85, N 3. P. 1056–1062.
- Graves J.E., Pollock M.L., Colvin A.B.* et al. Comparison of different bioelectrical impedance analyzers in the prediction of body composition // *Amer. J. Hum. Biol.* 1989. Vol. 1, N 5. P. 603–611.
- Grimnes S., Martinsen O.G.* Bioimpedance and bioelectricity basics. 2nd ed. L.: Acad. press, 2008.
- Gudivaka R., Schoeller D.A., Kushner R.F., Bolt M.J.G.* Single- and multifrequency models for bioelectrical impedance analysis of body water compartments // *J. Appl. Physiol.* 1999. Vol. 87, N 3. P. 1087–1096.
- Hanai T.* Electrical properties of emulsions // *Emulsion science* / Ed. P.H. Sherman. L.: Acad. press, 1968. P. 354–477.
- Hannan W.J., Cowen S.J., Fearon K.C.H.* et al. Evaluation of multi-frequency bioimpedance analysis for the assessment of extracellular and total body water in surgical patients // *Clin. Sci.* 1994. Vol. 86. P. 479–485.
- Heitmann B.L.* Evaluation of body fat estimated from body mass index, skinfolds and impedance: A comparative study // *Europ. J. Clin. Nutr.* 1990a. Vol. 44. P. 831–837.
- Heitmann B.L.* Prediction of body water and fat in adult Danes from measurement of electrical impedance. A validation study // *Intern. J. Obes.* 1990b. Vol. 14. P. 417–424.
- Jaffrin M., Morel H., Lavielle Y.* Body composition measurements in limbs using eight-electrodes bioimpedance // *ICEBI 2007* / Ed. H. Scharfetter, R. Merwa. B.; Heidelberg: Springer, 2007. P. 771–774. (IFMBE Proc., Vol. 17).
- Janssen I., Heymsfield S.B., Baumgartner R.N., Ross R.* Estimation of skeletal muscle mass by bioelectrical impedance analysis // *J. Appl. Physiol.* 2000. Vol. 89. P. 465–471.
- Kushner R.F., Schoeller D.A.* Estimation of total body water by bioelectrical impedance analysis // *Amer. J. Clin. Nutr.* 1986. Vol. 44. P. 417–424.
- Kyle U.G., Bosaeus I., De Lorenzo A.D.* et al. Bioelectrical impedance analysis. I. Review of principles and methods // *Clin. Nutr.* 2004. Vol. 23. P. 1226–1243.

- Kyle U.G., Genton L., Karsegard L.* et al. Single prediction equation for bioelectrical impedance analysis in adults aged 20–94 years // *Nutrition*. 2001. Vol.17. P. 248–253.
- Lohman T.G.* Advances in body composition assessment. Champaign (Ill.): Human Kinetics, 1992.
- Matthie J., Zarowitz B., De Lorenzo A.* et al. Analytic assessment of the various bioimpedance methods used to estimate body water // *J. Appl. Physiol*. 1998. Vol. 84, N 5. P. 1801–1816.
- Miyatani M., Kanehisa H., Masuo Y.* et al. Validity of estimating limb muscle volume by bioelectrical impedance // *Ibid*. 2001. Vol. 91. P. 386–394.
- Organ L.W., Bradham G.B., Gore D.T., Lozier S.L.* Segmental bioelectrical analysis: theory and application of a new technique // *Ibid*. 1994. Vol. 77, N 1. P. 98–112.
- Sergi G., Bussolotto M., Perini P.* et al. Accuracy of bioelectrical impedance analysis in estimation of extracellular spaces in healthy subjects and in fluid retention // *Ann. Nutr. Metab*. 1992. Vol. 38. P. 158–165.
- Shiga T., Oshima Y., Kanai H.* et al. A simple measurement method of visceral fat accumulation by bioelectrical impedance analysis // *ICEBI 2007* / Ed. H. Scharfetter, R. Merwa. B.; Heidelberg: Springer, 2007. P. 687–690. (IFMBE Proc., Vol. 17).
- Sun S.S., Chumlea W.C., Heymsfield S.B.* et al. Development of bioelectrical impedance analysis prediction equations for body composition with the use of a multicomponent model for use in epidemiologic surveys // *Amer. J. Clin. Nutr*. 2003. Vol. 77. P. 331–340.
- Thomas B.J., Cornish B.H., Pattemore M.J.* et al. A comparison of the whole-body and segmental methodologies of bioimpedance analysis // *Acta diabetol*. 2003. Vol. 40. P. 236–237.
- Utter A.C., Nieman D.C., Ward A.N., Butterworth D.E.* Use of the leg-to-leg bioelectrical impedance method in assessing body-composition change in obese women // *Amer. J. Clin. Nutr*. 1999. Vol. 69. P. 603–607.
- Van Marken Lichtenbelt W.D., Westerterp K.R., Wouters L., Luijendijk S.C.M.* Validation of bioelectrical-impedance measurements as a method to estimate body-water compartments // *Ibid*. 1994. Vol. 60, N 1. P. 59–66.
- Wang Z., Deurenberg P., Wang W.* et al. Hydration of fat-free body mass: review and critique of a classic body-composition constant // *Ibid*. 1999. Vol. 69. P. 833–841.
- Ward L.C., Cornish B.H.* Multiple frequency bioelectrical impedance analysis: how many frequencies to use? // *Proc. XII Intern. conf. on electrical impedance & V Intern. conf. on electrical impedance tomography*. Gdansk, 2004. Vol. 1, P. 321–324.
- Ward L.C., Elia M., Cornish B.H.* Potential errors in the application of mixture theory to multifrequency bioelectrical impedance analysis // *Physiol. Meas*. 1998. Vol. 19. P. 53–60.
- Zhu F., Kaysen G., Kuhlmann M.K.* et al. Estimation of body fluid in hemodialysis patients using segmental bioimpedance analysis calibration by magnetic resonance imaging and dilution techniques // *Proc. XII Intern. conf. on electrical impedance & V Intern. conf. on electrical impedance tomography*. Gdansk, 2004. Vol. 1, P. 233–237.
- Zhu F., Schneditz D., Wang E., Levin N.W.* Dynamics of segmental extracellular volumes during changes in body position by bioimpedance analysis // *J. Appl. Physiol*. 1998. Vol. 85, N 2. P. 497–504.

Глава 4

Аппаратура для биоимпедансных измерений

4.1. Общая характеристика приборов для биоимпедансометрии

Измерение импеданса биологических объектов имеет ряд особенностей по сравнению с измерениями импеданса в технике. К ним относятся применение тетраполярной схемы измерения, специфический частотный диапазон, а также необходимость выполнять измерение фазового угла импеданса в узком диапазоне значений и с высокой точностью.

Обычные омметры и измерительные мосты не годятся для биоимпедансометрии, так что необходимы разработка и производство специальной аппаратуры. При этом для создания биоимпедансного анализатора с приемлемыми характеристиками надо решить сложные технические задачи. Поэтому такие устройства с полным правом относятся к области высоких технологий и имеют довольно высокую стоимость.

Серийное производство и широкое применение биоимпедансных анализаторов началось в 1990-е гг. В настоящее время в мире известно несколько фирм, осуществляющих выпуск таких приборов. Кроме того, регулярно появляются сообщения о новых разработках, предназначенных для решения каких-либо частных задач или отличающихся улучшениями каких-либо характеристик.

Приборы для биоимпедансометрии можно классифицировать по нескольким признакам.

1. По количеству отведений, на которых выполняются измерения. Напомним, что отведение — это вариант расположения двух токовых и двух потенциальных электродов при тетраполярном измерении импеданса. Существуют приборы для измерений только на одном отведении, реализующие односегментные методики. Известны приборы, выполняющие измерения на фиксированном наборе отведений и реализующие определенные полисегментные методики. Известны приборы, позволяющие выполнять измерения на многих наборах отведений и, соответственно, обеспечивающие реализацию многих методик биоимпедансного анализа.

2. По используемым электродам. Многие приборы приспособлены для работы со сменными, в том числе одноразовыми электродами. Такие электроды соединяются с прибором с помощью кабеля с зажимами или других приспособлений. В некоторых приборах электроды являются частью конструкции, постоянно подключенной к измерительной схеме. Одна из распространенных модификаций таких устройств предусматривает, что во время измерений обследуемый берет за цилиндрические электроды руками, а на другие, расположенные на платформе напольных весов, становится ступнями. Конструкция электродов в таких приборах соответствует используемому набору отведений.

3. По количеству частот, на которых выполняются измерения. Известные одночастотные приборы работают, как правило, на частоте 50 кГц. Существуют многочастотные приборы, выполняющие измерения на нескольких (обычно 2–7) частотах. Наконец, анализаторы частотного спектра импеданса выполняют измерения на нескольких десятках или даже сотнях частот в широком частотном диапазоне.

4. По измеряемым параметрам импеданса. Известны приборы, измеряющие только модуль импеданса, и приборы, измеряющие комплексный импеданс, то есть активную и реактивную составляющие или модуль и фазовый угол импеданса.

5. По диапазону измеряемых значений параметров импеданса. Известны приборы с одним фиксированным диапазоном измерений и с возможностью выбора из нескольких диапазонов.

6. По средствам обработки и отображения результатов. Большинство приборов снабжено встроенными средствами вычислений, отображения результатов и даже печати. Кроме этого, обязательно наличие программного обеспечения для внешнего компьютера,

позволяющего выполнять обработку результатов измерения, вести базу данных, выводить на печать протоколы. Перенос результатов измерения из прибора в компьютерную программу в некоторых анализаторах осуществляется вручную, то есть оператор считывает результаты со встроенного дисплея прибора и вводит их в компьютер с помощью клавиатуры. Более современный способ — наличие связи прибора с компьютером через какой-либо стандартный интерфейс, что обеспечивает автоматический перенос данных в программу. Есть и биоимпедансные анализаторы, не имеющие встроенных средств отображения, так что функции вычислений и отображения выполняет компьютерная программа непосредственно в процессе измерений.

7. По массе и габаритам. Известны стационарные и портативные приборы.

Изложение последующего материала построено на основе первых двух из перечисленных признаков. В п. 4.2 описаны приборы, предназначенные для работы на одном отведении, как правило, на стандартном отведении “запястье–голеностоп”, с применением накладываемых на тело электродов. В п. 4.3 приведены сведения о биоимпедансных анализаторах, в которых электроды являются неразъемными составляющими конструкции. Количество электродов может быть различным, но реально известны приборы с 4 и 8 электродами. В п. 4.4 описан единственный известный на данный момент прибор с программируемым набором коммутаций АВС-01 “Медасс”. Наконец, в п. 4.5 дается характеристика применяемых в биоимпедансном анализе электродов и электродных систем.

В каждом из указанных разделов можно найти приборы с разным количеством рабочих частот. Для всех классов приборов характерен переход от одночастотного анализа к многочастотному, дающему значительно больше информации о свойствах и состоянии исследуемого объекта. Приведенные ниже сведения характеризуют продукцию наиболее известных производителей биоимпедансных анализаторов и, конечно, не являются исчерпывающими.

4.2. Приборы для измерений на стандартном отведении

Простые одноsegmentные одночастотные биоимпедансные анализаторы известны с 1980-х гг. Основное их назначение — измерение импеданса всего тела на частоте 50 кГц. Стандартное распо-

ложение электродов на правой руке и правой ноге и стандартная маркировка проводов кабеля были показаны на рис. 3.3. Электроды можно расположить и на других позициях, измеряя импеданс нужных сегментов тела, но расчет состава тела может быть выполнен только для стандартного отведения.

Пионером производства подобных анализаторов является фирма *RJL Systems* (США) (www.rjlsystems.com), вышедшая на рынок с прибором RJL-101, аналоги которого и сейчас выпускаются как самой *RJL Systems*, так и рядом других фирм, и составляют основной сегмент рынка биоимпедансных анализаторов. Все эти приборы имеют относительно небольшие габариты и массу (рис. 4.1), автономное питание от аккумулятора, жидкокристаллический дисплей для отображения результатов измерения составляющих импеданса.



Рис. 4.1. Внешний вид биоимпедансного анализатора Quantum II

Параметры состава тела вычисляются в самом приборе. У некоторых моделей есть возможность подключения принтера и распечатки простого протокола без внешнего ПК, имеется встроенное ЗУ для хранения результатов некоторого количества измерений.

Табл. 4.1 содержит информацию о некоторых приборах данного класса. Отметим, что отличие Quantum X от Quantum II состоит в увеличении числа значащих цифр на дисплее с 3 до 4. Одночастотные биоимпедансные анализаторы, близкие по параметрам и возможностям к Quantum II или к Quantum II Desktop, выпускаются также фирмами *Akern* (Италия) (www.akern.com), *Biodynamics* (США) (www.biodyncoorp.com), *ImpediMed* (Австралия) (www.impedimed.com).

Важной составляющей комплекта поставки биоимпедансного анализатора является программное обеспечение для ПК, позволяющее получать на экране монитора и распечатывать протоколы обследований, отображающие всю необходимую информацию и имеющие эргономичный и эстетичный дизайн. Например, программа *Body Manager* фирмы *Bodystat* выдает двустраничный основной протокол, содержащий сведения о пациенте, результаты измерения импеданса и расчета параметров состава тела (общая вода, безжировая и жировая масса). Возможен вывод дополни-

Таблица 4.1. Биоимпедансные анализаторы для стандартного отведения

Модель	Частоты, кГц	Диапазоны измер., Ом	Отображение, расчет	Вывод на печать	Интерфейс ПК
Приборы фирмы <i>RJL Systems</i> , США (www.rjlsystems.com)					
Quantum II	50	0–1000	R, X_C	Через ПК	Нет
Quantum X	50	0–1000	R, X_C	Через ПК	Нет
Quantum II Desktop	50	0–1000	R, X_C, Z, ϕ . Внутр. ЗУ	Внешний принтер	RS-232
Quantum III	50	0–1000	Состав тела. Внутр. ЗУ	Внешний принтер	Радио-интерфейс
Приборы фирмы <i>Bodystat</i> , Великобритания (www.bodystat.com)					
Bodystat 1500	50	20–1300	R , состав тела	Внешний принтер	Нет
Bodystat 1500MDD	5, 50	20–1300	R, X_C, ϕ , состав тела	Внешний принтер	Bluetooth
QuadScan 4000	5, 50, 100, 200	20–1300	R, X_C, ϕ , состав тела	Внешний принтер	Bluetooth
Приборы фирмы <i>Data Input</i> , Германия (www.data-input.de)					
Nutri-guard-S	50	0–1300	R, X_C	Через ПК	Нет
Nutri-guard-M	5, 50 или 100	0–1300	R, X_C	Через ПК	Нет

тельных протоколов, отображающих изменения параметров во времени по результатам нескольких обследований. При работе с прибором QuadScan 4000 используется программа QuadScan, которая дополнительно дает оценку внутриклеточной и внеклеточной воды, клеточной массы и ряда других параметров. Отдельная программа Wellness рассчитывает комплексные показатели состояния здоровья с учетом не только биоимпедансного анализа, но и других обследований, и дает до 17 страниц различных протоколов.

Отдельный подкласс в рассматриваемом классе биоимпедансных анализаторов образуют приборы для биоимпедансной спектроскопии (Bioimpedance Spectroscopy — BIS). Основное их отличие — измерение активного и реактивного сопротивления на большом количестве частот с последующим получением параметров модели Коула (п. 2.3) и расчетом на основе этой модели объемов внеклеточной и внутриклеточной жидкости.

Приборами этого класса являются Hydra 4200 фирмы *Xitron Technologies* (США) (www.xitrontech.com) и SFB7 фирмы *ImpediMed* (Австралия) (www.impedimed.com). Первый из этих приборов (рис. 4.2) выполняет измерения на 50 частотах в диапазоне от 1 кГц до 1 МГц, а второй — на 256 частотах от 4 кГц до 1 МГц. С обоими приборами поставляется необходимое для анализа программное обеспечение. Помимо анализа состава тела биоимпедансные спектрометры используются в исследованиях свойств биологических тканей, клинических методах и других задачах.



Рис. 4.2. Биоимпедансный спектрометр Hydra 4200

4.3. Приборы, в которых электроды являются частью конструкции

В последнее время широкое распространение получили биоимпедансные анализаторы состава тела, совмещенные с весами. Электроды в таких приборах являются неразъемной частью конструкции. Обследуемый пациент становится на весы. При этом подошвы его ног приходят в соприкосновение с токовыми и потенциальными электродами, вмонтированными в платформу весов. Кроме того, пациент берется за специальные ручки, в которые вмонтированы электроды для рук. Таким образом, реализуется 8-электродная схема измерений, показанная на рис. 2.13,е. В более простых моделях ручки отсутствуют или, наоборот, есть только ручки.

В этих случаях измерения выполняются по 4-электродным схемам (см. рис. 2.13,з,д).

Применение биоимпедансных анализаторов с фиксированными электродами упрощает и удешевляет процедуру измерений. При этом усложняется задача обеспечения качества контактов и не используется гель для улучшения контакта. Производители анализаторов данного класса решают эту проблему путем выбора подходящих материалов для электродов и увеличения площади контакта.



Рис. 4.3. Биоимпедансные анализаторы состава тела фирмы *Tanita*

Пионером в области разработки и выпуска биоимпедансных анализаторов, совмещенных с весами, является японская фирма *Tanita*, крупный производитель электронных весов (www.tanita.co.uk). В настоящее время эта компания предлагает несколько десятков моделей разных классов. Примеры таких приборов представлены на рис. 4.3.

Полисегментный многочастотный анализатор состава тела MC-180 MA (рис. 4.3,а) относится к профессиональной аппаратуре и позволяет выполнять измерения по 8-электродной схеме. Для обработки и распечатки результатов к нему подключаются ПК и принтер. На встроенном дисплее и в протоколе отображаются значения безжировой и жировой массы, внеклеточной и внутриклеточной воды, баланс мышечной и жировой массы по сегментам и другие параметры. Некоторые модели профессионального класса снабжены встроенным принтером для распечатки простого протокола, но также имеют и интерфейсы для связи с ПК.

Примером полисегментного анализатора состава тела бытового назначения служит модель BC-545 (рис. 4.3,б). Ручки расположены по бокам весов и вынимаются оттуда при измерении, оставаясь связанными с весами проводами. Результаты анализа отображаются на встроенном дисплее. Прибор имеет память для сохранения результатов и позволяет получать графики изменений параметров во времени. Есть особый режим оценки состава тела для атлетов.

Наиболее простые модели содержат только весы и не имеют ручек, как, например, BC-570 (рис. 4.3,в). Но и в этом подклассе можно найти приборы с различными функциональными возможностями, например, с отдельными режимами для анализа состава тела детей или атлетов, с вычислением и индикацией дополнительных параметров.



Рис. 4.4. Анализаторы состава тела фирм *Omron* (а) и *Biospace* (б, в)

Японская фирма *Omron* выпускает биоимпедансный анализатор HBF-306 (рис. 4.4,а), позволяющий измерять импеданс двух рук и верхней части туловища и давать оценку состава тела на основе этого измерения. Фирма *Omron* также выпускает две модели на базе электронных весов (www.omronhealthcare.com). Модель HBF-400 реализует 4-электродную схему измерения через ноги, а HBF-500 имеет выдвигающиеся из весов ручки и реализует 8-электродную схему, давая оценку состава тела по сегментам. Все приборы фирмы *Omron* предназначены только для индивидуального пользования.

Корейская фирма *Biospace Technology* выпускает ряд моделей биоимпедансных анализаторов состава тела, выполняющих посегментные измерения импеданса по 8-электродной схеме (www.biospace.co.kr). Как и в приборах фирмы *Tanita*, основанием конструкции служат электронные напольные весы, в платформе которых расположены электроды для ног, а электроды для рук установлены на специальных рукоятках.

Все анализаторы фирмы *Biospace* представляют собой стационарные приборы, имеющие встроенные дисплей, интерфейсы для связи с ПК и принтером. Различаются модели количеством рабочих частот и возможностями анализа состава тела.

Модель среднего класса InBody 320 показана на рис. 4.4,б. Такой прибор выполняет измерения модуля импеданса на частотах 5, 50 и 250 кГц для 5 сегментов тела (конечности и туловище). Продолжительность цикла измерений 30 с. Протокол выводится на внешний принтер и содержит данные об основных параметрах состава всего тела (безжировая и жировая масса, объемы внеклеточной, внутриклеточной жидкости) и значения импеданса по сегментам. Также в протоколе присутствуют рекомендации по изменению состава тела. Сходные параметры и возможности имеет

модель InBody 520, но вместо частоты 250 кГц используется частота 500 кГц.

Более простые модели InBody 220 и InBody 230 выполняют измерения модуля импеданса на частотах 20 кГц и 100 кГц и дают оценки меньшего количества параметров состава тела. В протоколах содержатся также рекомендации по физическим нагрузкам и рациону питания.

Модель InBody 720 представляет собой исследовательский прибор, выполняющий измерения модуля импеданса на частотах 1, 5, 50, 250, 500 и 1000 кГц и измерения реактивного сопротивления на частотах 5, 50 и 250 кГц. Продолжительность измерения до 2 мин. В протоколах помимо состава тела выводится оценка наличия отека по сегментам, оценки сбалансированности тела и общего состояния здоровья, рекомендации по рациону питания. Предусмотрены сохранение данных до 10 обследований и вывод на печать протокола изменений параметров по этим обследованиям.

Для применения в клинических условиях выпускается передвижная модель InBody S20 (рис. 4.4, в). При обследовании на ладони и подошвы пациента накладываются электроды, подключаемые к прибору с помощью проводов. Значение веса вводится с клавиатуры. Технические характеристики и возможности анализа такие же, как у InBody 720.

4.4. Многофункциональный биоимпедансный анализатор АВС-01 “Медасс”

Биоимпедансный анализатор АВС-01 “Медасс” создавался как многофункциональный прибор, дающий возможность проводить измерения на различных комбинациях отведений и различных наборах частот. Одной из особенностей данного прибора по сравнению с приборами, рассмотренными выше, является необходимость подключения к ПК при проведении измерений. Это оправдано, так как полноценное выполнение таких необходимых для профессиональной аппаратуры функций, как ведение баз данных, отображение и вывод на печать информативных протоколов и графиков невозможно без использования компьютера. При этом реализуемая методика измерения определяется программой ПК, что дает возможность выбирать ту или другую программу в зависимости от конкретной задачи (Цветков и др., 2006).

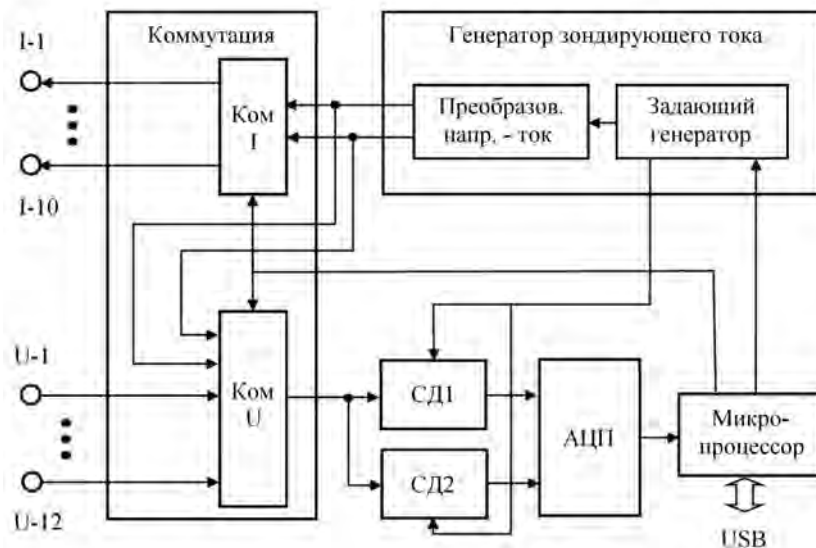


Рис. 4.5. Структурная схема биоимпедансного анализатора ABC-01 “Медасс”

Структурная схема биоимпедансного анализатора ABC-01 “Медасс” приведена на рис.4.5, внешний вид прибора показан на рис.4.6. Управление работой прибора и связь с ПК осуществляет микропроцессор, в энергонезависимое ЗУ которого записаны необходимые программы. Для обмена информацией применен интерфейс USB, через который на прибор подается также напряжение питания. Ток потребления не превышает 180 мА. И в линиях обмена информацией, и в цепях питания обеспечена полная гальваническая развязка схемы прибора от компьютера в соответствии с требованиями электробезопасности.

Зондирующий ток синусоидальной формы формируется в блоке, включающем цифроаналоговый задающий генератор переменного напряжения и преобразователь напряжения в ток. Использование метода цифроаналогового синтеза синусоидального напряжения обеспечивает точность задания и высокую стабильность частоты, амплитуды и формы зондирующего тока. Частота определяется кодом, поступающим с микропроцессора, и может принимать значения в диапазоне от 5 до 500 кГц. Измерения на нескольких частотах выполняются последовательно во времени. Реализуются методики с одной частотой 50 кГц, двумя частотами 20 и 500 кГц,



Рис. 4.6. Внешний вид биоимпедансного анализатора АВС-01 “Медасс”

пятью частотами 5, 20, 50, 200 и 500 кГц и 31 частотами, образующими логарифмическую шкалу от 5 до 500 кГц. При необходимости список наборов частот может быть расширен.

Блок коммутации дает возможность выполнять измерения на разных наборах отведений. Коммутатор тока (Ком I) имеет 10 выходов, пять из которых являются “истоками”, а другие пять — “стоками”. Ток может протекать между электродами любой пары “исток”—“сток”. Таким образом, возможно до 25 различных вариантов протекания тока. Коммутатор напряжений (Ком U) имеет 12 входов, причем может измеряться напряжение между любыми двумя входами, то есть до 66 различных вариантов. С учетом вариантов коммутации тока общее число возможных отведений достигает 1650, каждое из которых при необходимости может быть получено путем подачи с микропроцессора соответствующего управляющего кода на блок коммутации. Два дополнительных входа коммутатора напряжений соединены с входами коммутатора токов. Это позволяет измерять падения напряжения на межэлектродных импедансах, определять значения этих импедансов и учитывать их при расчете импеданса объекта (см. п. 2.7).

При выполнении измерения переменное напряжение между двумя выбранными входами коммутатора напряжений усиливается и подается на синхронные детекторы СД1 и СД2, которые управляются сдвинутыми относительно друг друга на четверть периода последовательностями импульсов с задающего генератора. Далее



CLINIC

ГУ НИИ питания РАМН
 Клиника лечебного питания
 Отдел клинико-инструментальных методов исследования
 Оценка состава тела (биоимпедансный анализ)
 Пациент: Донскова Светлана



Базовые данные			
Дата обследования	19.02.2002 19:15:13	Окружности талии и бедер	100 см / 114 см
Возраст	53 года	Активное и реактивное сопротивления	545 Ом / 67 Ом
Рост	164 см	Фазовый угол	7.01 град
Вес	85.0 кг	Основной обмен и удельный обмен	1526 ккал / 808 ккал/кв.м
Состав тела			
Индекс массы тела	18.5 23.9		31.6
Жировая масса (кг)	9.8 16.4		35.7
Тощая масса (кг)	34.6 54.6		49.3
Активная клеточная масса (кг)	18.1 28.6		28.8
Доля активной клеточной массы (%)	50.0 56.0		58.4
Скелетно-мышечная масса (кг)	19.3 23.9		21.1
Общая жидкость (кг)	25.4 40.0		36.1
Соотношение талия / бедра	0.60 0.85		0.88
Классификация по проценту жировой массы	20 25 30 35		42.0
	Истощение Фитнес-стандарт Норма Избыточный вес Ожирение		

Рис. 4.7. Протокол оценки состава тела биоимпедансным методом

напряжения с детекторов преобразуются в цифровую форму и пересылаются микропроцессором в компьютер, где по ним с учетом данных из калибровочного файла прибора рассчитываются значения активной и реактивной составляющих импеданса.

Для обеспечения возможности анализа различных сегментов тела в АВС-01 "Медасс" предусмотрены четыре диапазона величин измеряемого импеданса. По активному сопротивлению верхние границы диапазонов равны 900, 450, 180 и 90 Ом, а по реактивному сопротивлению — примерно в три раза меньше. Нижние гра-

ницы для всех диапазонов равны 0 Ом. Величина зондирующего тока для всех диапазонов не более 1 мА. Погрешность измерения сопротивления не превышает 1% от ширины диапазона для активной составляющей и 2% для реактивной составляющей.

Помимо схем для измерения импеданса прибор АВС-01 “Медасс” содержит электрокардиографический канал (на рис. 4.5 не показан) для анализа variability сердечного ритма. Данный анализ также выполняется на внешнем компьютере специальной программой.

Для выполнения выбранной методики биоимпедансного анализа необходимо использовать соответствующие кабель пациента и компьютерную программу. Анализ состава тела по стандартной методике на частоте 50 кГц реализуется с использованием 4-проводного кабеля с зажимами “крокодил”, соединяемыми с наклеиваемыми на тело электродами (см. рис. 3.3) и программы АВС01-036. Данная программа позволяет вести базу данных с практически неограниченным числом пациентов и числом обследований для каждого пациента. В процессе выполнения измерения отображаются значения составляющих R , и X_C как импеданса тела, так и межэлектродных импедансов, что позволяет контролировать качество контактов.

По результатам измерения формируется протокол обследования (рис. 4.7), который отображается на экране монитора и выводится на печать. В протоколе отражены исходные данные, вводимые в программу (пол, возраст, рост, вес, окружности талии и бедер), результаты измерения импеданса (активное и реактивное сопротивление, фазовый угол), рассчитанные значения индекса массы тела и отношения окружностей талии и бедер, результаты расчета параметров состава тела (жировая и тощая масса, активная клеточная масса, масса скелетной мускулатуры). Рассчитанные величины отображаются на горизонтальных шкалах, на которых показаны диапазоны нормы и выхода за пределы нормы вниз и вверх. К данному протоколу может быть выведено на экран и на печать до пяти дополнительных страниц, содержащих пояснения смысла содержащихся в протоколе параметров. По результатам анализа состава тела рассчитываются величины основного и удельного (отнесенного к единице площади тела) энергообмена.

Информацию о состоянии обследуемого дает протокол анализа по фазовому углу биоимпеданса, представленный на рис. 4.8. На первой диаграмме протокола показаны величина фазового угла и процентное содержание жира с отображением диапазонов нор-



CLINIC

ГУ НИИ питания РАМН

Клиника лечебного питания

Отдел клинико-инструментальных методов исследования

Оценка состояния по фазовому углу биоимпеданса

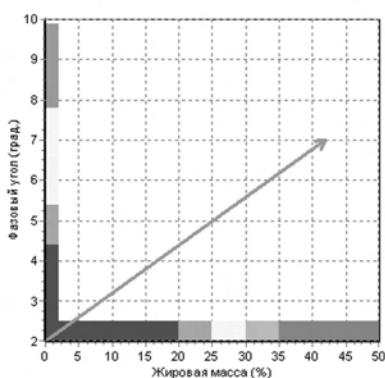
Пациент: Донскова Светлана



Фазовый угол биоимпеданса является важным параметром, отражающим состояние клеток организма, уровень общей работоспособности и интенсивности обмена веществ.

Фазовый угол биоимпеданса измеряется на частоте 50 кГц.

На первом графике совместно показаны значения фазового угла и процентного содержания жира.



Клинические нормы фазового угла:

- менее 4,4 градуса - существенно ниже нормы;

- от 4,4 до 5,4 градуса - ниже нормы;

- от 5,4 до 7,8 градуса - в норме;

- более 7,8 градуса - выше нормы.

Ваш фазовый угол: 7.0 град.

Нормы содержания жира

для Вашей половозрастной группы:

- менее 20% - истощение;

- от 20% - до 25% - пониженное содержание жира;

- от 25% - до 30% - в норме;

- от 30% - до 35% - повышенное содержание жира;

- более 35% - ожирение.

Ваше содержание жира: 42%

Статистика значений фазового угла

зависит от пола и возраста.

На втором графике показаны возрастные изменения границ диапазона фазового угла и его среднего значения для здоровых людей и Ваши значения фазового угла и возраст.

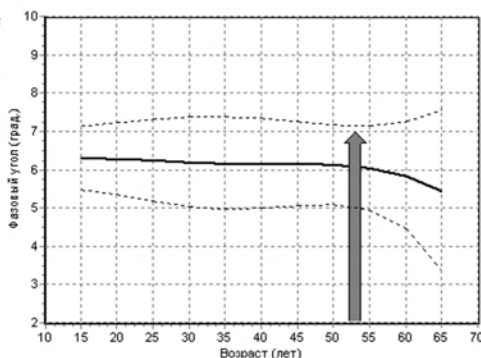


Рис. 4.8. Протокол оценки состояния по фазовому углу биоимпеданса

мальных, а также повышенных и сниженных значений этих параметров. На второй диаграмме измеренное значение фазового угла отображается на графике, показывающем изменение диапазона нормальных значений фазового угла с возрастом.

Динамика параметров состава тела содержится в протоколе, показанном на рис. 4.9. Изменения основных характеристик за время



CLINIC

ГУ НИИ питания РАМН

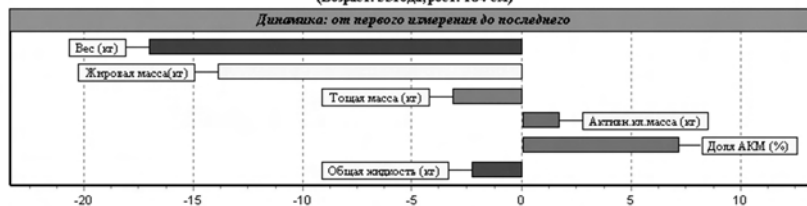
Клиника лечебного питания

Отдел клинико-инструментальных методов исследования

Оценка состава тела (биоимпедансный анализ)

Пациент: Дюскова Светлана

(Возраст: 53 года, рост: 164 см)



Дата измерения	Результаты измерений							Норма
	15.01.2002	26.03.2002	01.04.2002	09.04.2002	23.04.2002	04.06.2002	18.07.2002	
Время измерения	16:58:59	19:23:48	12:04:41	19:59:16	18:12:45	17:46:50	18:35:29	
R50 (Ом)	554	569	591	565	556	572	570	
Xc50 (Ом)	55	76	95	63	68	74	72	
Фазовый угол (град)	5.67	7.61	9.13	6.36	6.97	7.37	7.2	5.4 - 7.8
Вес (кг)	95.0	80.5	80.0	80.0	78.0	79.0	78.0	
Изменение веса (кг)		-14.5	-0.5	0.0	-2.0	1.0	-1.0	
Польз. измен. веса (кг)		-14.5	-15.0	-15.0	-17.0	-16.0	-17.0	
Индекс массы тела	35.3	29.9	29.7	29.7	29.0	29.4	29.0	18.5 - 23.9
Объемность талии (см)	100.0	91.0	91.0	93.0	93.0	94.0	93.0	
Объемность бедер (см)	114.0	117.0	111.0	112.0	108.0	110.0	112.0	
Индекс талии/бедра	0.88	0.78	0.82	0.83	0.86	0.85	0.83	0.60 - 0.85
Тощая масса (кг)	50.4	47.6	46.6	47.7	47.8	47.3	47.2	34.6 - 54.6
Жировая масса (кг)	44.6	32.9	33.4	32.3	30.2	31.7	30.8	9.8 - 16.4
Изменение ЖМ (кг)		-11.7	0.5	-1.1	-2.1	1.6	-0.9	
Польз. измен. ЖМ (кг)		-11.7	-11.3	-12.4	-14.5	-12.9	-13.8	
Жировая масса (%)	47.0	40.9	41.7	40.4	38.7	40.2	39.5	25 - 30
Мышечная масса (кг)	20.8	20.3	19.6	20.4	20.7	20.2	20.3	23.9 - 19.3
Мышечная масса (%)	41.3	42.6	42.0	42.8	43.4	42.7	42.9	
Активная масса (кг)	26.2	29.0	30.9	26.5	27.9	28.3	28.0	18.1 - 28.6
Изменение АКМ (кг)		2.8	2.0	-4.4	1.4	0.5	-0.4	
Польз. измен. АКМ (кг)		2.8	4.7	0.3	1.6	2.1	1.7	
Доля АКМ (%)	52.1	60.9	66.4	55.5	58.3	59.9	59.2	50 - 56
Общая жидкость (кг)	36.9	34.8	34.1	34.9	35.0	34.6	34.6	25.4 - 40.0
Изменение ОЖ (кг)		▲ -2.0	▲ -0.7	▲ 0.8	0.1	-0.4	0.0	
Твердые фракции (кг)	13.5	12.8	12.5	12.8	12.8	12.7	12.6	
Внеклет. масса (кг)	24.1	18.6	15.7	21.2	20.0	18.9	19.2	
Осевой обмен (ккал)	1444	1531	1593	1453	1496	1511	1499	
Удельн. обмен (ккал/кг.см)	725.6	830.0	865.8	789.4	822.0	825.5	823.6	

Рис. 4.9. Текущий протокол биоимпедансного обследования

от первого обследования до последнего отражены на графической диаграмме в верхней части протокола. Расположенная ниже таблица содержит числовые значения параметров и их изменений. Дополнительные символы в виде восклицательных знаков и капелек воды позволяют обратить внимание на слишком быстрые и/или

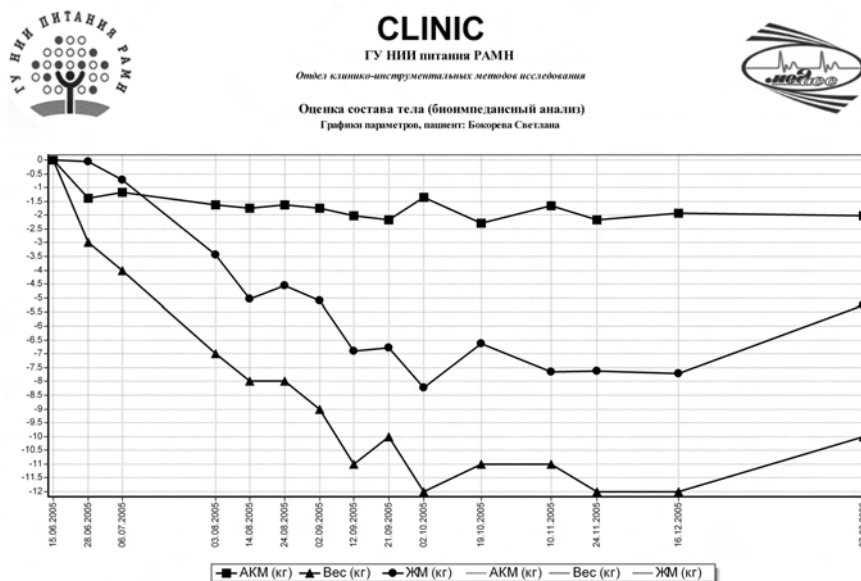


Рис. 4.10. Графики изменений параметров состава тела

непропорциональные изменения состава тела вследствие недостаточного питания, возникновения отеков и других причин.

Наглядное представление о динамике состава тела дают графики соответствующих изменений (рис. 4.10). Стандартный набор графиков показывает изменения веса, жировой массы и активной клеточной массы. Кроме того, возможно задание произвольного набора до 5 параметров из общего списка в 20 параметров. На графиках отображаются реальные изменения каждой величины (ломаная линия с маркерами) и аппроксимированные зависимости (тонкие гладкие линии без маркеров). Предусмотрен режим построения графиков приращений параметров относительно первого обследования.

Многочастотный биоимпедансный анализ на стандартном ответвлении выполняется с использованием программы АВС01-037. Измерение активной и реактивной составляющих импеданса производится на 31 частоте в диапазоне 5–500 кГц. Продолжительность цикла измерения порядка 2 с. Программа формирует такие же протоколы и графики, содержащие результаты анализа состава тела на частоте 50 кГц, как описанная выше программа АВС01-036. Кроме того, имеется окно многочастотного анализа (рис. 4.11), в котором отображаются таблица измеренных значений импеданса на всех

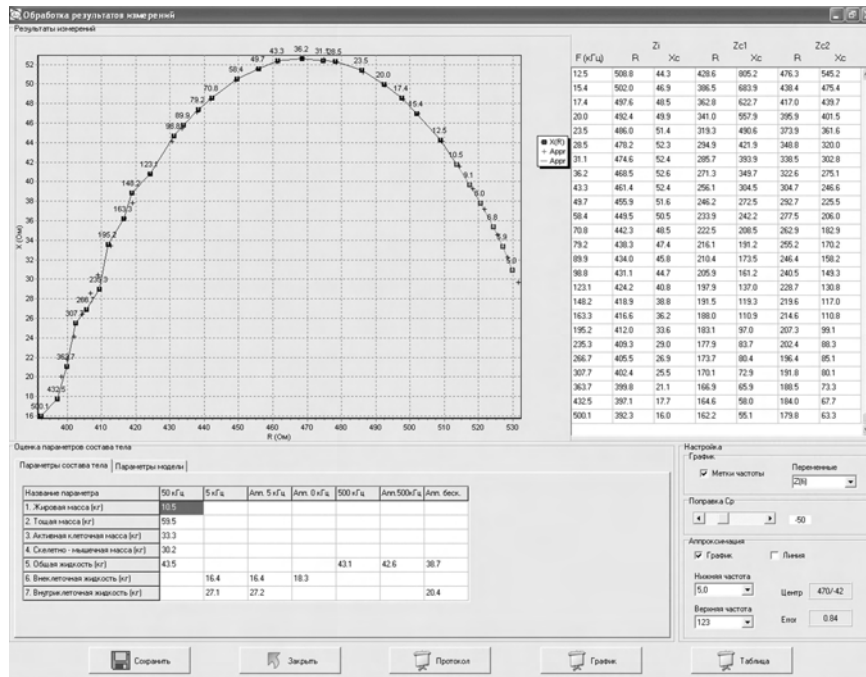


Рис. 4.11. Многочастотный анализ в программе ABC01-037

частотах, годограф $X_C(R)$ с метками частот, таблица с оценками объемов общей, внеклеточной и внутриклеточной жидкостей, полученными по результатам измерений на разных частотах.

Программа ABC01-037 по измеренным значениям R и X_C определяет параметры модели Коула (п. 2.3). В соответствии с этой моделью отображаются аппроксимированный годограф в виде дуги окружности (крестики на рис. 4.11), координаты центра этой окружности, среднеквадратическая погрешность аппроксимации, характеристическая частота и параметр α . Кроме того, по модели оцениваются значения активных сопротивлений на нулевой и бесконечно большой частотах, по которым вычисляются объемы внеклеточной и общей жидкостей. Возможно также отображение годографа комплексной проводимости, по которому рассчитывается значение фазового угла клеточной ветви модели Коула. Результаты многочастотного анализа могут быть выведены на печать в виде графиков и таблиц.

Существенным преимуществом анализатора ABC-01 "Медасс" перед другими приборами является возможность анализа измене-

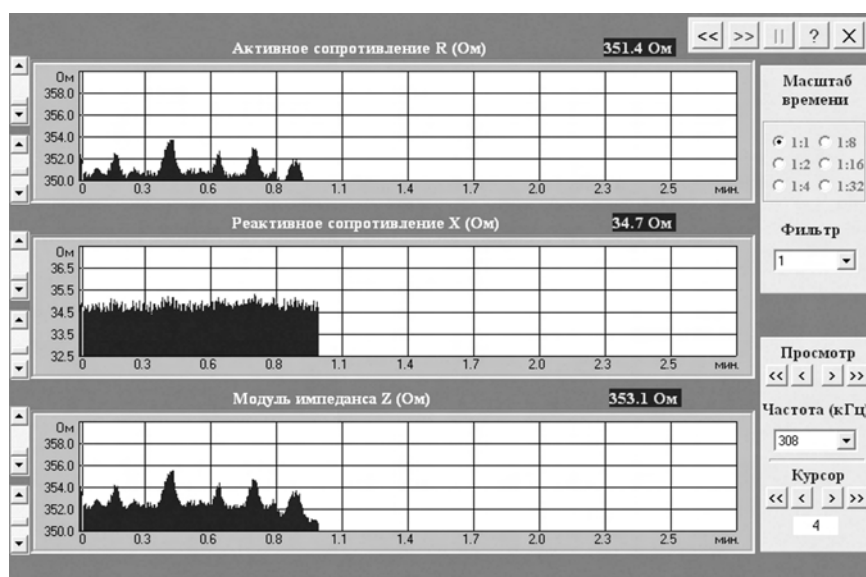


Рис. 4.12. Отображение динамики изменений импеданса

ний импеданса и связанных с ним характеристик состава тела в процессе обследования. Такие возможности оказываются полезными для мониторинга состояния пациента во время хирургических операций и терапевтических процедур, для контроля объемов жидкостей в процессе диализа, при выполнении различных динамических обследований, например, на ортостатическом столе. Эти функции реализуются специальными программами, выполняющими запись и отображение последовательностей отсчета импеданса.

Программа ABC01-0243 позволяет выполнять обследования на одном отведении на 31 частоте, как и программа ABC01-037, и дополнительно дает возможность исследовать динамику процессов. Максимальный период отсчетов составляет около 2 с, минимальный — 0,3 с. Длительность записи практически неограниченна. Последовательности значений активной и реактивной составляющих и модуля импеданса на любой из 31 частот отображаются в виде графиков, как показано на рис. 4.12. На графиках R и Z отчетливо видны колебания, создаваемые дыханием. Существенно более высокочастотные колебания, создаваемые пульсацией крови, просматриваются на графике X .

Выбор отсчета осуществляется с помощью курсора. Значения параметров импеданса выбранного отсчета отображаются над гра-

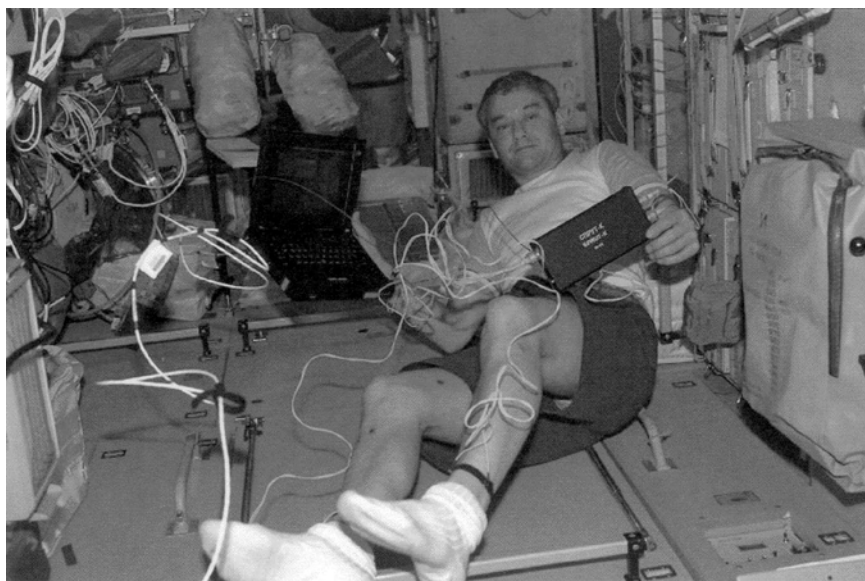


Рис. 4.13. Выполнение измерений по полисегментной методике

фиками. Предусмотрена возможность изменения масштабов графиков по вертикали и по горизонтали и начального уровня по вертикали. Для сглаживания флуктуаций при необходимости может быть применен нерекурсивный фильтр с регулируемой шириной окна. Программа также содержит окно многочастотного анализа, в котором выполняются такие же функции обработки и расчета, как и в программе АВС01-037. При проведении исследований на отведениях, отличающихся от стандартного, можно выбирать один из четырех указанных выше диапазонов измерения импеданса.

Программа АВС01-044 предназначена для получения оценок состава тела и для контроля динамики баланса жидкостей в организме в целом и по сегментам. Программа выполняет измерения активной составляющей импеданса пяти сегментов (конечности и туловище) на частотах 20 кГц и 500 кГц. Используется 8-электродная схема измерений с расположением пар электродов на дистальных частях конечностей, как показано на рис. 4.13 (снимок сделан на борту Международной космической станции).

Для проведения всестороннего обследования в данной программе предусмотрен ввод большого количества исходных данных (рис. 4.14), часть из которых необязательна. По исходным данным рассчитываются должные параметры состава тела, с которыми

Обследование

Пациент: Николаев
 Пол: М, Дата рождения: 31.03.53
 Дата: 06.07.02, Время: 18:24:53

ВВОД ИСХОДНЫХ ДАННЫХ ОБСЛЕДОВАНИЯ

Доп. клин. факторы | Доп. факт. группы населения
 Антропометрия | Жидкости

Вариант: Нормальный

Вес тела (кг): 79.0
 Рост (см): 182.0
 Окружность талии (см): 95.0
 Окружность бедер (см): 99.0
 Окружность запястья (см): 18.0
 Окружность плеча (см): 28.0
 Анамнестический вес (кг): 79.0

Жировые складки (мм):
 трицепс: 12, спина: 8, грудь: 15
 живот: 15, бицепс:

Коррекция | Очистить | Готово

ПРОСМОТР | Сохранить данные | Настройки | Печать 1 | Печать 2 | Пак. Печать

Заключение

РАСЧЕТНЫЕ (ДОЛЖНЫЕ) ЗНАЧЕНИЯ

Общие | Состав тела | Жидкости | Питание

Телосложение: Нормостеник
 Размер скелета: Средний
 Нормальный вес (кг): 75.7 (71.9 - 79.5)
 Норм. вес по Фрисанчо (кг): 72.7 (70.0 - 75.4)
 Индекс массы тела - ИМТ (кг/кв.м): 23.8
 Заключение: Нормальный вес
 Индекс талия/бедр - ИТБ: 0.96
 Тип: Андроидный

Площадь тела (кв.м): 2.01
 Площадь КЖС - трицепс (кв.см): 15.7
 Площадь мышцы плеча (кв.см): 36.8
 Окружность мышцы плеча (см): 24.2

Рис. 4.14. Окно ввода данных и получения предварительных оценок

Вид | Печать | Пак. печать | Протокол | Заключение | Экспорт | Запись | Выход | Настройки | Справка

ИЧ 221.6 | 196.8 | 159.1 | 157.1 | 23.5 | 23.5 | 206.7 | Николаев | Дата 14.11.01 | Время 13:00:49
 ВЧ 174.4 | 151.4 | 125.6 | 124.2 | 17.5 | 17.5 | 161.0 | Пол М | Дата рожд. 31.03.53 | Локальное время 0:00:02

ОЦЕНКА СОСТАВА ТЕЛА

Вес (кг): 78.0 | Окружн. запястья (см): 18.0
 Рост (см): 182.0 | Телослож.: Нормостеник
 Нормальный вес (кг): 75.7 (71.9 - 79.5) | Скелет: Средний
 Норм. вес по Фрис. (кг): 72.7 (70.0 - 75.4) | Окружность талии (см): 95.0
 ИМТ (кг/кв.м): 23.5 (норм. 20-25) | Окружность бедер (см): 99.0
 Вывод: Нормальный вес | ИТБ: 0.96 | Андроидный тип

	Измеренное значение (кг)	Должное значение (кг)	% от должного	% от веса	% ТМТ по имп.
Жировая масса по складкам	13.9	15.6 (11.7 - 19.5)	89	17	22
Тощая масса тела по складкам	64.1	62.4 (58.5 - 66.3)	102	82	102
Жировая масса по импедансу	15.5	15.6 (11.7 - 19.5)	99	19	24
Тощая масса тела по импедансу	62.5	62.4 (58.5 - 66.3)	100	80	-
Общая вода организма	48.6	42.8 (34.2 - 51.3)	113	62	77
Внеклеточная вода	12.8	11.3 (9.0 - 13.6)	113	16	20
Внутриклеточная вода	35.7	31.5 (25.2 - 37.8)	113	45	57
Интерстициальная жидкость	7.8	6.0 (4.8 - 7.2)	130	10	12

Рис. 4.15. Таблица параметров состава тела в программе ABC01-044

потом сравниваются значения, полученные с помощью биоимпедансного анализа. Также даются заключения о нормальности веса, типах телосложения и скелета и других характеристиках пациента. Вычисляются значения энерготрат покоя и суточных энерготрат с учетом степени подвижности и состояния здоровья обследуемого.

В процессе измерений биоимпедансов программа формирует на экране графики их временных зависимостей для всех сегментов тела, подобно рис. 4.12. На аналогичных графиках в процессе записи обследования отображаются значения объемов различных жидкостей в организме и отношений объемов общей и внеклеточной жидкостей по сегментам тела. Все данные сохраняются в файле, так что в режиме просмотра записи можно исследовать перечисленные выше графики и выбирать с помощью курсора отсчет для подробного анализа. Один из отсчетов может быть отмечен как опорный, относительно которого отсчитываются изменения значений импедансов и объемов жидкостей. В процессе записи изменения отсчитываются относительно первого отсчета.

Программа АВС01-044 предоставляет пользователю еще несколько окон с таблицами данных и диаграммами. В одном из них отображаются значения очередного замера импедансов на обеих частотах по пяти сегментам, а также межэлектродных импедансов. Следующее окно содержит таблицу параметров состава тела (рис. 4.15), оцениваемых по значениям импедансов и по исходным данным. Здесь же приведены должные значения этих параметров и диапазоны нормы. В другом окне выводится таблица баланса жидкостей в организме в целом и по сегментам тела (рис. 4.16).

Еще один вид представления результатов анализа в программе АВС01-044 показан на рис. 4.17. Окно содержит две карты распределения значений контролируемых параметров по сегментам тела. На левой карте отображаются значения отношения общего объема жидкости к объему внеклеточной жидкости по сегментам и изменения этих отношений по сравнению с опорным отсчетом. Эти изменения обозначаются не только числами, но и цветом сегментов. На правой карте отображаются значения импеданса на низкой частоте, характеризующие объемы внеклеточной жидкости, и изменения этих импедансов по отношению к опорному отсчету.

Для каждого окна предусмотрен вывод на печать соответствующего протокола. Также возможно получение таблиц и графиков значений более 90 параметров по нескольким обследованиям.

Программа АВС01-045 также работает по 8-электродной схеме и измеряет импедансы конечностей и туловища на пяти частотах

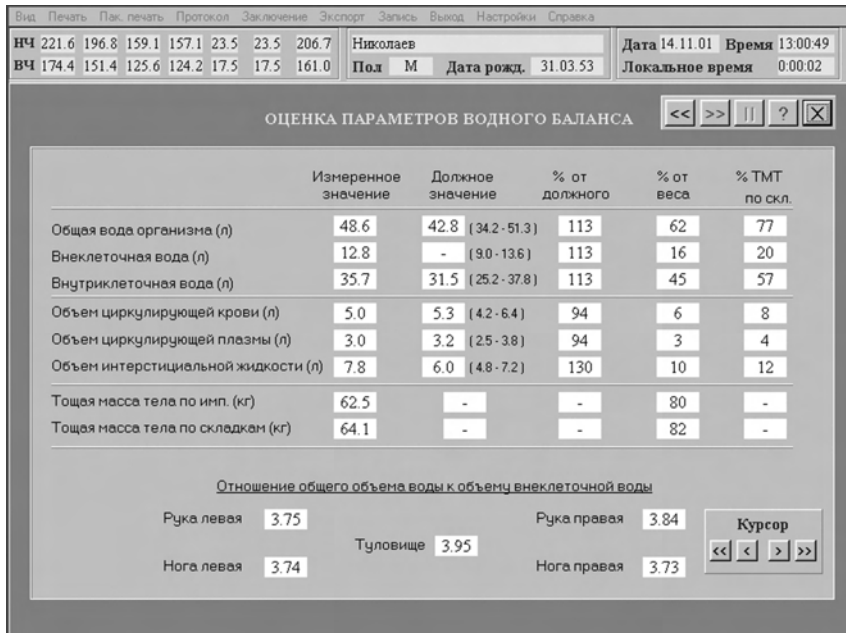


Рис. 4.16. Таблица баланса жидкостей в программе ABC01-044

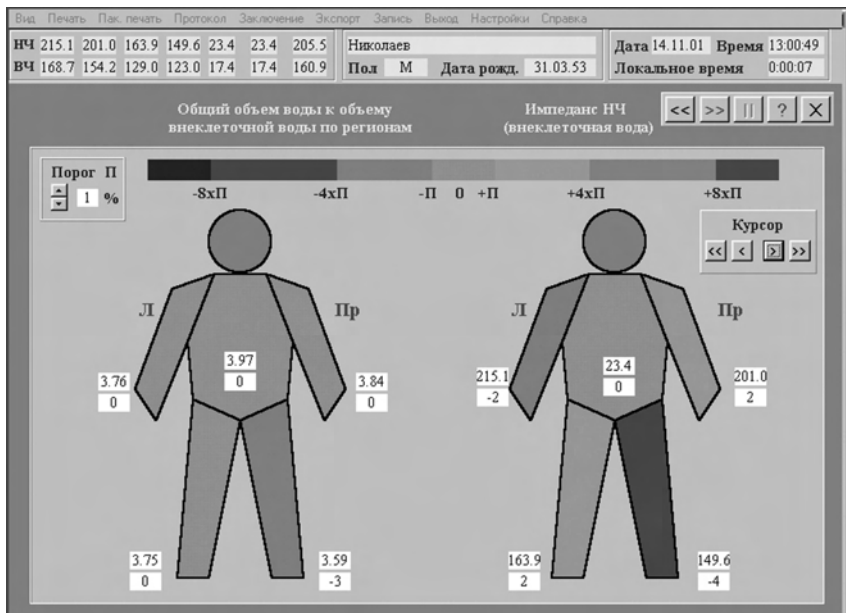


Рис. 4.17. Карты регионального баланса жидкости в программе ABC01-044

ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ ПО РЕГИОНАМ

Регионы	Акт. сопр. R (Ом)		Фаз. угол (град.)	БЖМ (кг)	ЖМ (кг)	Объем (л)	Объемы жидкостей (л)		
	5 кГц	50 кГц					ECW	TBW	ICW
Пр.рука	257.8	222.0	7.4	4.20	0.36	4.22	1.47	3.04	1.57
Лев.рука	263.7	228.8	7.2	4.14	0.41	4.22	1.44	3.01	1.57
Лев.нога	230.3	188.7	9.0	14.18	1.31	14.35	3.15	9.03	5.88
Пр.нога	224.2	183.5	9.0	14.31	1.21	14.35	3.24	9.11	5.88
Туловище	26.0	22.1	16.9	34.81	14.07	47.27	11.23	28.24	17.01

Интегральные параметры:		Масса тела (кг)	89.0	Рост (см)	184.0
R50 (Ом)	428.5	ECW - Внеклеточная жидкость (л)	20.5	Объем (л)	84.4
Xc50 (Ом)	60.7	TBW - Общая вода организма (л)	52.4		
Phi50 (град.)	8.1	ICW - Внутриклеточная жидкость (л)	31.9		
		Безжировая масса тела (кг)	71.6	(%МТ)	80.5
		Жировая масса тела (кг)	17.4	(%МТ)	19.5
		Активная клеточная масса (кг)	44.9	(%БЖМ)	62.6
		Скелетно-мышечная масса (кг)	38.4	(%БЖМ)	53.6

Курсор
1

Рис. 4.18. Таблица измеряемых и оцениваемых параметров в программе ABC01-045

(5, 20, 50, 200 и 500 кГц). Помимо оценок объемов жидкостей она дает оценки величин безжировой и жировой массы по сегментам, а также интегральные параметры состава тела, рассчитываемые по сопротивлениям стандартного отведения рука-нога. Вид таблицы измеряемых и оцениваемых параметров показан на рис. 4.18.

Программа ABC01-053 выполняет измерения по схеме, показанной на рис. 2.13,з и использует пять пар электродов, устанавливаемых на голове и конечностях. В результате возможно измерение импедансов 7 сегментов: голова с шеей, четыре конечности, туловище целиком и абдоминальная область. Кроме того, измеряется импеданс стандартного отведения от запястья правой руки до щиколотки правой ноги. Измерения выполняются на тех же пяти частотах: 5, 20, 50, 200 и 500 кГц.

По результатам измерений выполняется стандартная оценка параметров состава тела, а также оценка объемов общей, внеклеточной и внутриклеточной жидкостей по сегментам тела. Полученные значения выводятся в виде таблицы, показанной на рис. 4.19. Как и в описанных выше программах есть возможность отображения и анализа графиков временных зависимостей импедансов и объемов жидкостей, карт распределения по сегментам тела значений импедансов и объемов жидкости и их изменений относи-

ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ ПО РЕГИОНАМ													
Регионы	Импеданс Z (Ом)		Объем региона (л)	Объемы жидкостей (л)			Доля суммарного объема (%)			Удельные сопротивления (Ом*см)			
	НЧ	ВЧ		ECW	TBW	ICW	ECW	TBW	ICW	НЧ	ВЧ		
Голова	51.9	42.7	4.20	1.00	1.82	0.82	4.3	4.1	3.8	435.9	358.3		
Торс	7.0	4.4	17.94	7.50	14.25	6.75	32.1	31.8	31.5	236.2	149.5		
Абд. обл.	33.2	25.7	25.67	5.91	10.60	4.69	25.3	23.7	21.9	695.0	538.2		
Туловище	40.1	30.1	43.61	13.41	24.85	11.44	57.4	55.5	53.4	523.4	392.5		
Пр.рука	220.0	160.5	2.63	1.54	2.97	1.44	6.6	6.6	6.7	177.6	129.6		
Лев.рука	234.0	170.6	2.63	1.44	2.80	1.36	6.2	6.2	6.3	189.0	137.7		
Лев.нога	284.4	195.0	11.10	2.96	6.11	3.15	12.7	13.6	14.7	414.1	283.9		
Пр.нога	278.2	190.6	11.10	3.03	6.25	3.22	13.0	13.9	15.0	405.1	277.5		
Сумма по регионам			23.4	Интегральная оценка			17.4		Масса тела (кг)		88.0		
ECW - Внечклеточная жидкость			44.8				46.1						
TBW - Общая вода организма			21.4				28.7						
ICW - Внутриклеточная жидкость			61.2				62.9						
Тошная масса (кг)			26.8				25.1						
Жировая масса (кг)			75.3										
Объем тела													

Рис. 4.19. Таблица параметров состава тела и баланса жидкостей в программе ABC01-053

тельно опорного отсчета, вывода на печать большого числа протоколов.

Помимо описанных выше для прибора ABC-01 “Медасс” есть методика измерений и соответствующая программа для 9-сегментного анализа по схеме рис. 2.13,ж и ряд других методик и программ.

Все программы для биоимпедансного анализатора ABC-01 “Медасс” выполняют функцию экспорта результатов измерений и введенных оператором величин в MS Excel и другие программы обработки данных.

4.5. Электроды и электродные системы

Измерение импеданса биообъектов осуществляется по тетраполярной схеме, причем объекты чаще всего имеют квазицилиндрическую форму или могут быть представлены последовательным соединением квазицилиндрических элементов. Наиболее подходящей в таких случаях является система из четырех опоясывающих

электродов. Применение таких электродов обеспечивает равномерное осесимметричное распределение зондирующего тока в измеряемом участке тела между электродами ЭП₁ и ЭП₂. Однако в медицинской практике из соображений комфортности процедуры обследования и экономии расходных материалов чаще применяются электроды, имеющие форму незамкнутых фрагментов кольцевых электродов (выделено чёрным цветом на рис. 4.20). Вносимая

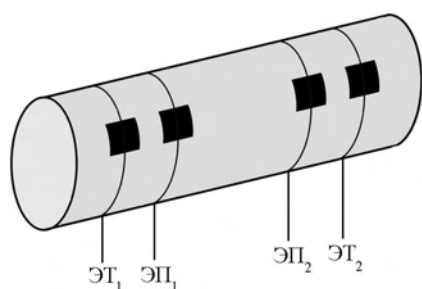


Рис. 4.20. Схема тетраполярного измерения цилиндрического биообъекта: ЭП₁ и ЭП₂ — потенциальные электроды, ЭТ₁ и ЭТ₂ — токовые электроды

такой конструкцией систематическая погрешность, как правило, невелика и компенсируется в процессе расчета физиологических параметров.

Наиболее часто в биоимпедансном анализе используются биоадгезивные (самоклеющиеся) электроды. Конструктивно, они представляют собой слоистую гибкую структуру из полимерной пленки с напылением электропроводящего материала. Большая часть электрода со стороны напыления покрыта электропроводным клеящимся гелем и образует контактную площадку. Серийно выпускаются два типа электродов с размерами контактной площадки 20×25 и 20×55 мм (рис. 4.21). Остальная часть электропроводящей поверхности электрода используется для соединения с кабелем биоимпедансного анализатора.

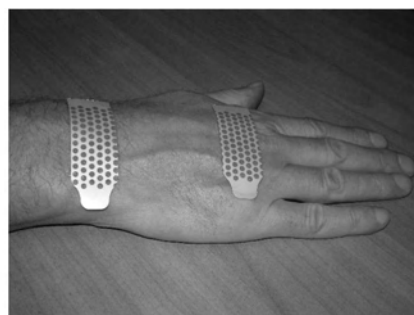


Рис. 4.21. Электроды для биоимпедансных измерений: слева — фирмы *Schiller* (Швейцария), справа — фирмы *Data Input*

В исследованиях состава тела по стандартной методике запястье-голеностоп выбор типа биоадгезивных электродов не влияет на результат измерений. Для исследований участков тела большего поперечного сечения, таких как бедро и туловище, предпочтительнее использовать удлиненные электроды.

На рис. 4.22 показан электрод из нержавеющей стали (НТЦ Медасс), выполненный в виде браслета и адаптированный

к исследованиям в условиях реанимационных отделений по двучастотной пятисегментной методике (программа АВС01-044). Четыре пары таких электродов прижимаются к внутренним и наружным поверхностям запястий и голеностопов разъемными резиновыми браслетами. Размеры контактных площадок составляют 15×25 мм и достаточны для обеспечения устойчивого съема информации в течение нескольких часов. Перед наложением контактные площадки электродов смачиваются физиологическим раствором или электродным гелем.

В кратковременных исследованиях такого типа могут быть использованы серийно выпускаемые прямоугольные электроды ЭКХ-01 (ООО Элимед, Львов, Украина) из проводящей пластмассы с хлорсеребряным покрытием (рис. 4.23). Второй электрод



Рис. 4.22. Эластичный браслет с электродами из нержавеющей стали



Рис. 4.23. Электрод ЭКХ-01 (ООО Элимед, Львов, Украина). Слева — в составе клипсы, справа — отдельно от нее



Рис. 4.24. Четырехэлектродная система для исследований участка десны (НТЦ *Медасс*, Москва)

В исследованиях вне- и внутриклеточной гидратации десны (п. 6.9) используется тетраполярная электродная система для локальных биоимпедансных измерений (рис. 4.24). Контактные площадки токовых и потенциальных электродов имеют округлую, не травмирующую слизистую десны форму. Система выполнена на основании из гибкой полимерной пленки и обеспечивает фиксированные расстояния между всеми четырьмя электродами.

В исследованиях гидратации головного мозга (п. 6.2.4) используются концентрические электроды (рис. 4.25) для крепления на лбу и у основания черепа. Наружное кольцо проводника используется в качестве токового, а внутренняя площадка — в качестве потенциального электрода.

Область применения одноразовых ЭКГ электродов (рис. 4.26) в исследованиях БИА ограничена их конструктивными особенностями. В методиках БИА, предусматривающих значительные рас-

устанавливают на свободную половину клипсы напротив первого.

Во время длительных исследований использование электродной системы на клипсе приводит к артефактам, обусловленным сдвигами системы при произвольных движениях конечностей пациента.

В исследованиях вне- и внутриклеточной гидратации десны (п. 6.9) используется тетраполярная электродная система для локальных биоимпедансных измерений (рис. 4.24). Контактные площадки токовых и потенциальных электродов имеют округлую, не травмирующую слизистую десны форму. Система выполнена на основании из гибкой полимерной пленки и обеспечивает фиксированные расстояния между всеми четырьмя электродами.



Рис. 4.25. Концентрические электроды: слева — ЭРПК (ООО *Элимед*, Львов, Украина), справа — из комплекта поставки реографа РПКА2-01 (НТЦ *Медасс*, Москва)

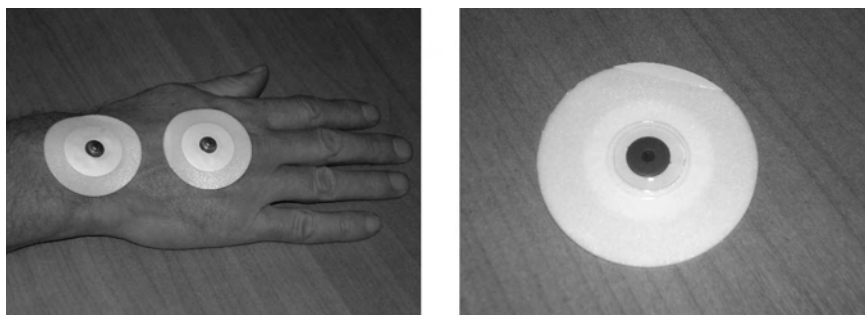


Рис. 4.26. Одноразовые точечные ЭКГ электроды

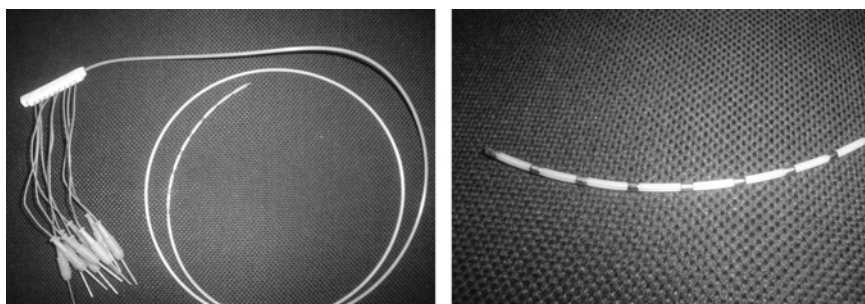


Рис. 4.27. 9-контактный электрод-зонд ПЭДМ-9 для урологических исследований (Завод кабельных изделий, г. Каменец-Подольский, Украина)

стояния между электродами, необходимы более крупные размеры контактных площадок прямоугольной формы. В методиках локальных исследований клеящиеся края одноразовых электродов препятствуют сближению контактных площадок ЭКГ электродов. При расположении одноразовых ЭКГ электродов на кистевом сгибе площадь контакта изменяется при малых произвольных движениях кисти.

На рис. 4.27 показан 9-контактный электрод-зонд ПЭДМ-9, применяемый для внутриволокнистых, в том числе урологических, исследований (п. 6.10). Диаметр зонда составляет 0,75 мм, а межэлектродное расстояние — 10 мм. Как правило, 1-й и 9-й электроды используются в качестве токовых, а пары 2–3, 3–4, 4–5, 5–6, 6–7, 7–8 — в качестве потенциальных. Слева показан общий вид электрода-зонда, а справа — его рабочая часть.

Использование электродов, адаптированных к конкретной методике БИА, является существенным требованием, определяющим точность измерений. Использование неспециализированных, заим-

ствованных из других методик функциональной диагностики и физиотерапии электродов требует тщательного теоретического и экспериментального обоснования.

Литература

Цветков А.А., Туйкин С.А., Смирнов А.В., Николаев Д.В., Можяев В.А. и др.

Биоимпедансный анализатор. Патент на полезную модель 57578 РФ. 2006.

URL: www.akern.com.

URL: www.biodyncorp.com.

URL: www.biospace.co.kr.

URL: www.bodystat.com.

URL: www.data-input.de.

URL: www.impedimed.com.

URL: www.omronhealthcare.com.

URL: www.rjlsystems.com.

URL: www.tanita.co.uk.

URL: www.xitrontech.com.

Глава 5

Биоимпедансные исследования состава тела здорового человека

Изменения состава тела человека происходят на протяжении всей жизни. Задача оценки нормальной изменчивости параметров импеданса и компонентов состава тела человека представляет большой интерес, так как отклонения от нормы могут быть связаны с функциональными нарушениями и развитием заболеваний. Биоимпедансный анализ является методом, пригодным для проведения массовых обследований. От других методов оценки состава тела он выгодно отличается невысокой стоимостью обследования, отсутствием жестких требований к устройству помещения и квалификации персонала, мобильностью и оперативностью. Биоимпедансный анализ дает более широкую картину состава тела по сравнению с антропометрией. Достоверность биоимпедансных оценок состава тела подтверждена многочисленными работами, рассмотренными в гл. 3.

Одной из важнейших областей применения биоимпедансного анализа является мониторинг состояния здоровья, оценка статуса питания и качества жизни в целом для больших групп населения. Такие обследования проводятся при диспансеризациях по месту работы, при медицинских осмотрах в санаториях, домах отдыха, спортивных клубах, в военкоматах. В перспективе они могут проводиться и в поликлиниках по месту жительства. Биоимпедансные анализаторы состава тела включены в перечень оснащения каби-

нетов здорового образа жизни, создаваемых по инициативе Правительства Российской Федерации в рамках мероприятий, направленных на формирование здорового образа жизни. Биоимпедансный анализ состава тела включен в программу массовых обследований детей в рамках национального проекта “Здоровое питание школьников” и в программу исследований “Московские дети”.

Характеристике импеданса и состава тела здоровых людей на популяционном уровне посвящено большое количество зарубежных исследований (Kyle et al., 2001; Mueller et al., 2004; Barbosa-Silva et al., 2005; Bony-Westphal et al., 2006). Последняя из указанных работ коллектива немецких авторов резко выделяется объемом выборки и основана на результатах 230 тыс. биоимпедансных измерений. Приведенные там данные ранжированы по полу, возрасту и индексу массы тела.

В этой главе суммированы данные выборочных исследований, характеризующих состав тела здоровых москвичей (Мартirosов и др., 2006; Николаев и др., 2007а,б; Руднев и др., 2007; Martirosov et al., 2007; Казакова и др., 2008; Ерюкова и др., 2009а,б; Старунова и др., 2009). Измерения параметров биоимпеданса выполнялись по стандартной четырехэлектродной схеме с использованием анализатора АВС-01 “Медасс”. Совокупную выборку составили 3943 человека с нормальными значениями процентного содержания жира в теле согласно критериям, использованным в программном обеспечении анализатора АВС-01 “Медасс”. В нее вошли 1551 мужчина и 2392 женщины в возрасте 4–80 лет. Основную часть обследованных составили лица, посещавшие в 2005–2008 гг. московские фитнес-центры, где биоимпедансные измерения выполнялись штатными врачами данных учреждений. Кроме того, использованы данные трех антропометрических обследований детей и подростков, которые осуществлялись сотрудниками лаборатории ауксологии НИИ и Музея антропологии МГУ им. М.В. Ломоносова (заведующая лабораторией доктор биологических наук, профессор Е.З. Година), научно-методического отдела Московского городского физкультурно-спортивного объединения (начальник отдела доктор биологических наук, профессор Э.Г. Мартirosов) и отделения ЛФК и спортивной медицины НИИ педиатрии РАМН (заведующий отделением доктор медицинских наук, профессор С.Д. Поляков). Импедансные оценки состава тела индивидов старшего и пожилого возраста были получены в лаборатории возрастной эндоэкологии Российского геронтологического научно-клинического центра Росздрава (заведующая лабораторией доктор медицинских

наук Л.П. Свиридкина). Результаты представлены отдельно для мужчин и для женщин в виде графиков нормальной возрастной изменчивости параметров импеданса и состава тела (среднее \pm стандартное отклонение).

Биоимпедансный метод позволяет проводить исследования состава тела в самых различных, в том числе экстремальных условиях деятельности. Примером являются изложенные далее в этой главе результаты исследований состава тела российских космонавтов, полученные во время космических полетов, а также при имитации условий таких полетов. Также описаны методика векторного анализа биоимпеданса, показана возможность применения БИА для характеристики соматотипа, приводятся данные биоимпедансных измерений сегментов тела.

5.1. Популяционные оценки параметров импеданса и состава тела

5.1.1. Индекс массы тела

На рис. 5.1 показаны возрастные изменения индекса массы тела для обследованных групп мужчин и женщин ($n = 3943$). Здесь и далее графики представляют собой многочлены наилучшего приближения с коэффициентами, полученными методом наименьших квадратов. Жирной линией показаны изменения средних значений

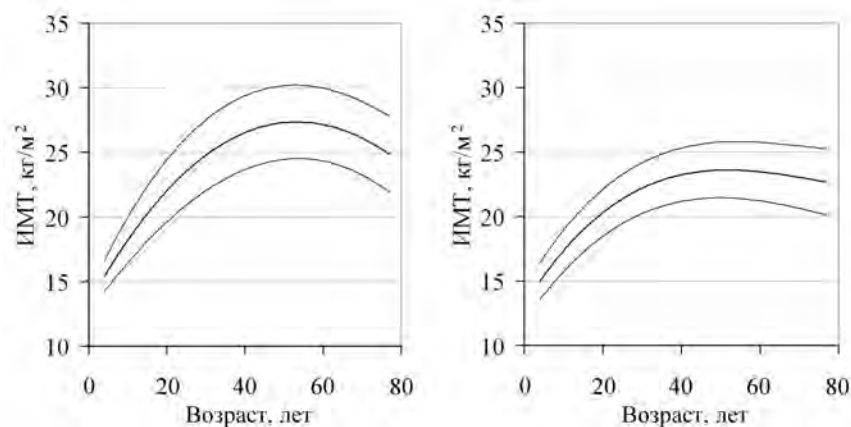


Рис. 5.1. Зависимость от возраста величины индекса массы тела для обследованной группы. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин

ний рассматриваемого показателя, область между тонкими линиями соответствует одному стандартному отклонению от средних. У мужчин среднее значение ИМТ устойчиво растет до 45–50 лет, затем наблюдается стабилизация показателя с тенденцией к последующему снижению после 60 лет. У женщин среднее значение индекса испытывает аналогичные изменения.

5.1.2. Параметры импеданса

На рис. 5.2 и 5.3 показаны графики зависимости от возраста активного и реактивного сопротивлений у мужчин и женщин. В классическом интегральном отведении запястье–голеностоп при соблюдении условий биоимпедансного исследования значения активного сопротивления (R) на частоте 50 кГц у здоровых людей меняются в широких пределах в зависимости от возраста и пола: 350–800 Ом, а реактивного сопротивления (X_C) — 45–90 Ом. Соотношение указанных величин обычно лежит в интервале 5–11. Выход за границы указанных диапазонов может свидетельствовать о нарушениях процедуры измерения.

Активное сопротивление с возрастом снижается. У 4-летних детей оно составляет ≈ 750 Ом, а к 35–40 годам уменьшается в среднем до 400 и 550 Ом у мужчин и женщин соответственно (см. рис. 5.2). Реактивное сопротивление с возрастом также снижается. Это связано с увеличением площади поперечного сечения

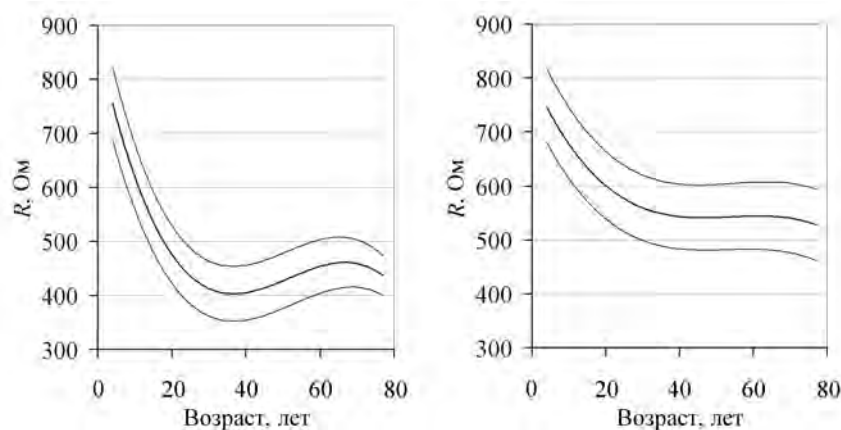


Рис. 5.2. Зависимость от возраста значений активного сопротивления для стандартного отведения запястье–голеностоп. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин

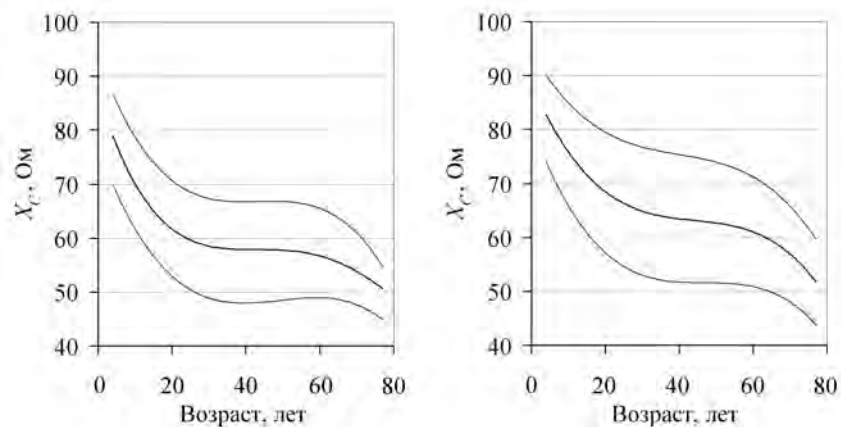


Рис. 5.3. Зависимость от возраста значений реактивного сопротивления для стандартного отведения запястье–голеностоп. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин

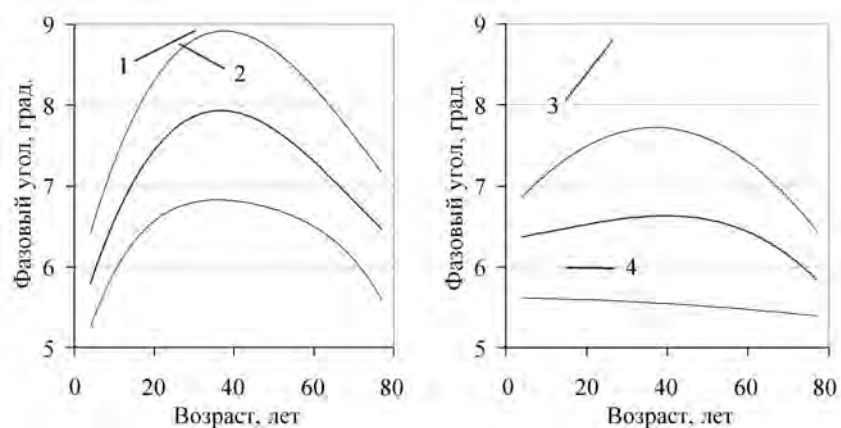


Рис. 5.4. Зависимость от возраста значений фазового угла для стандартного отведения запястье–голеностоп. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин. Обозначения: 1 — спортсмены-велосипедисты, имеющие спортивное звание мастер спорта и выше ($n = 18$); 2 — сотрудники спецназа ($n = 15$); 3 — высококвалифицированные спортсменки, занимающиеся вольной борьбой ($n = 23$); 4 — пациенты клиники лечебного питания, не имеющие хронической патологии ($n = 26$)

проводящих тканей (в основном — мышц конечностей). К 30–35 годам наблюдается стабилизация средних значений X_C с последующим снижением после 60 лет.

На рис. 5.4 показаны возрастные изменения фазового угла. Средняя величина фазового угла у детей, подростков и взрослых людей растет, достигая максимума к 30–40 годам, и в дальнейшем постепенно снижается. Отрезки на рисунке соответствуют данным для различных профессиональных групп, а также для группы пациентов клиники лечебного питания НИИ питания РАМН сопоставимого возраста, не имеющих хронической патологии (Николаев и др., 2008). Видно, что по сравнению с общей популяцией фазовый угол у профессиональных спортсменов значительно увеличен, у сотрудников спецназа повышен, а у пациентов клиники лечебного питания соответствует возрастной норме. Снижение с возрастом значений фазового угла у сотрудников спецназа, вероятно, связано с уменьшением частоты и интенсивности физических нагрузок.

В клинических исследованиях величина фазового угла используется для оценки тяжести состояния пациентов и для прогноза времени дожития у больных тяжелыми хроническими заболеваниями (гл. 6).

5.1.3. Жировая масса

Жировая масса является наиболее изменчивым компонентом состава тела человека. Границы популяционной изменчивости процентного содержания жира в теле (%ЖМТ) весьма широки и составляют 6–60 и более процентов массы тела. На рис. 5.5 представлены данные, характеризующие нормальную возрастную изменчивость жировой массы тела, а на рис. 5.6 — процентного содержания жира в теле.

В момент рождения процентное содержание жира в организме составляет 10–15% массы тела независимо от пола, к 6 мес оно увеличивается до примерно 30% и затем постепенно снижается. К пяти-шести годам у человека начинают формироваться половые различия в развитии жирового отложения с соответствующими изменениями формы тела (Хрисанфова, Перевозчиков, 2005; Baumgartner, 2005). В дальнейшем с возрастом абсолютная жировая масса продолжает устойчиво расти.

По данным Fels Longitudinal Study, у взрослых людей жировая масса медленно растет с возрастом. Темп увеличения жировой массы составляет в среднем 0,37 и 0,41 кг/год у мужчин и женщин соответственно (Guo et al., 1999), причем у женщин с возрастом он несколько увеличивается, а у мужчин замедляется (Siervogel

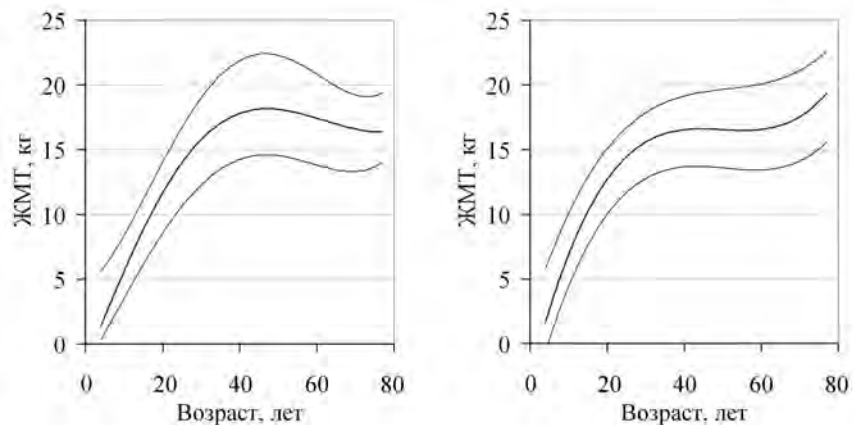


Рис. 5.5. Зависимость от возраста абсолютной жировой массы. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин

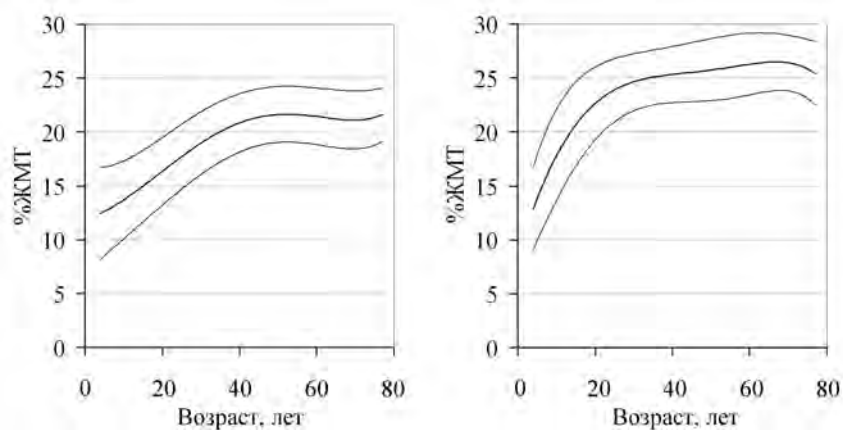


Рис. 5.6. Процентное содержание жира в организме (%ЖМТ) в зависимости от возраста. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин

et al., 1998). Эти результаты, характеризующие общую популяцию, отличаются от представленных на рис. 5.5 для выборок индивидов, у которых значения %ЖМТ находились в диапазоне нормальных значений. Указанные зависимости от возраста изменений жировой массы у взрослых людей носит нелинейный характер (рис. 5.5). У мужчин к 40–50 годам среднепопуляционное значение ЖМТ достигает максимума с тенденцией к последующему уменьшению. У женщин наблюдается двустадийное увеличение абсолютной жировой массы: первая стадия завершается к 40 годам фазой отно-

сительной стабилизации, дальнейший рост происходит начиная с 60 лет.

Половые различия топографии подкожного жиротложения и формы тела формируются в перипубертатном периоде. Преимущественное накопление подкожного жира у мужчин обычно происходит в верхней части туловища (андроидный тип жиротложения), а у женщин — в области бедер и ягодиц (гиноидный тип). В случае, если топография подкожного жиротложения индивида демонстрирует вариант, характерный для противоположного пола, то повышается риск развития ряда заболеваний. Андроидный тип жиротложения как у мужчин, так и у женщин чаще ассоциируется с метаболическими факторами риска, такими как увеличенное содержание кортизола, холестерина, повышенное давление и инсулиновая резистентность, а также с поведенческими и психосоциальными факторами риска, такими как низкая физическая активность, курение, прием алкоголя и депрессивные состояния.

Наряду с подкожной жировой тканью, важное физиологическое и патофизиологическое значение имеет развитие внутреннего

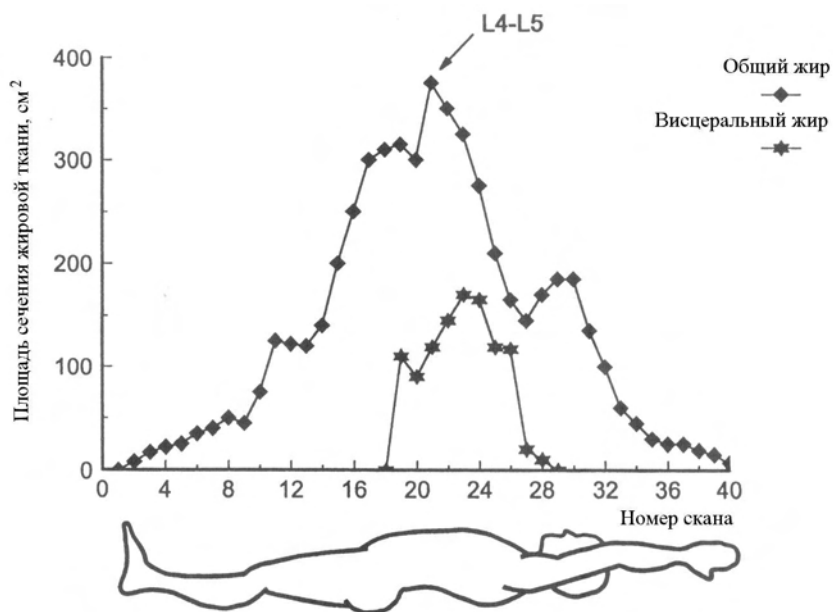


Рис. 5.7. Распределение жировой ткани вдоль длины тела у взрослого мужчины по данным магниторезонансной томографии (Despres et al., 1996)

жира. На рис. 5.7 представлены данные магниторезонансной томографии, показывающие распределение жировой ткани вдоль длины тела у мужчины (Despres et al., 1996). По оси абсцисс отложены номера поперечных сечений тела (сканов) вдоль его длины, выполненных с интервалом 5 см средствами магниторезонансной томографии. Указанное распределение может существенно варьировать на межиндивидуальном уровне. Установлено, что риск метаболических нарушений гораздо выше при преимущественном накоплении внутреннего, а не подкожного жира (Lapidus et al., 1984; Ohlson et al., 1985).

5.1.4. Безжировая масса

По сравнению с жировой массой тела, индивидуальные возрастные изменения безжировой массы (БМТ) носят более устойчивый характер и находятся под более жестким генетическим контролем. БМТ увеличивается в период роста организма, относительно стабильна в зрелом возрасте, и может снижаться в процессе старения. В период полового созревания у мальчиков нарастание мышечной и скелетной массы происходит более быстрыми темпами. В процессе старения БМТ обычно снижается быстрее у мужчин. Одной из составляющих безжировой массы является клеточная масса тела (КМТ). Изменения БМТ и КМТ высоко коррелированы (ср. рис. 5.8 и 5.15), хотя в некоторых работах высказано пред-

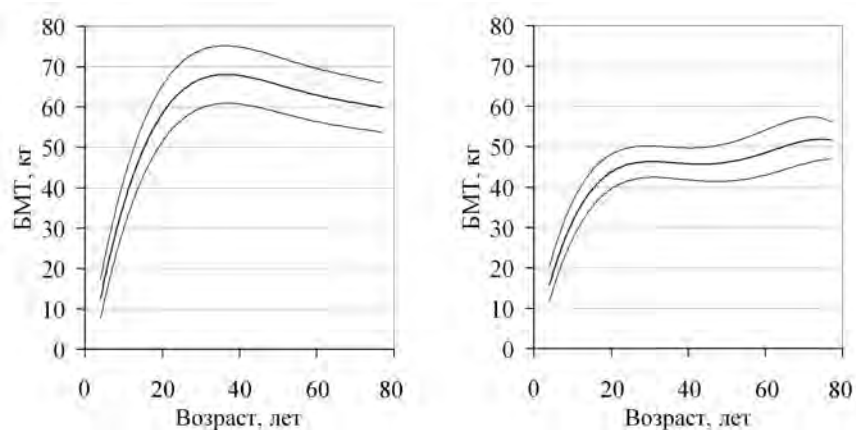


Рис. 5.8. Зависимость от возраста абсолютной безжировой массы. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин

положение об уменьшении отношения КМТ/БМТ с возрастом в результате частичного замещения метаболически активных тканей инертными компонентами, такими как внеклеточная жидкость и соединительная ткань. БМТ и КМТ снижаются в результате голодания (истощение), болезней (кахексия) и при старении (саркопения). Уменьшение безжировой массы до 40% от нормальных значений считается несовместимым с жизнью (Winick, 1979).

5.1.5. Общая вода организма. Водные сектора

Общая вода организма представляет собой наибольший по массе компонент состава тела молекулярного уровня. В норме общая вода организма составляет около 55% массы тела у женщин и 60% у мужчин (Детьен, 2005). На рис. 5.9 представлены графики нормальной изменчивости объема воды в организме (ОВО), а на рис. 5.10 — процентного содержания воды в массе тела у мужчин и женщин в зависимости от возраста.

Основной вклад в возрастные изменения общей гидратации организма вносит процентное содержание слабо гидратированной жировой ткани (см. рис. 5.6); в адипоцитах содержание воды составляет 5–10%, в жировой ткани — до 30% (Бабский, 1966).

На рис. 5.11 показаны классификация водных секторов организма и типичное распределение жидкости в водных секторах для здорового человека (Детьен, 2005).

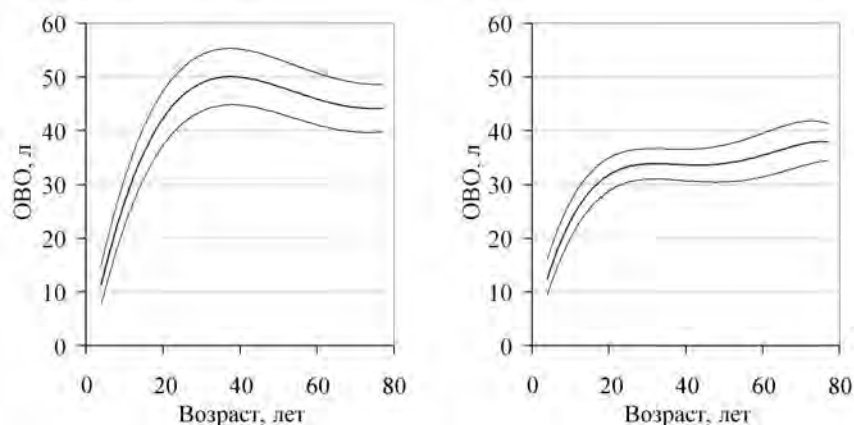


Рис. 5.9. Зависимость от возраста значений общей гидратации. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин

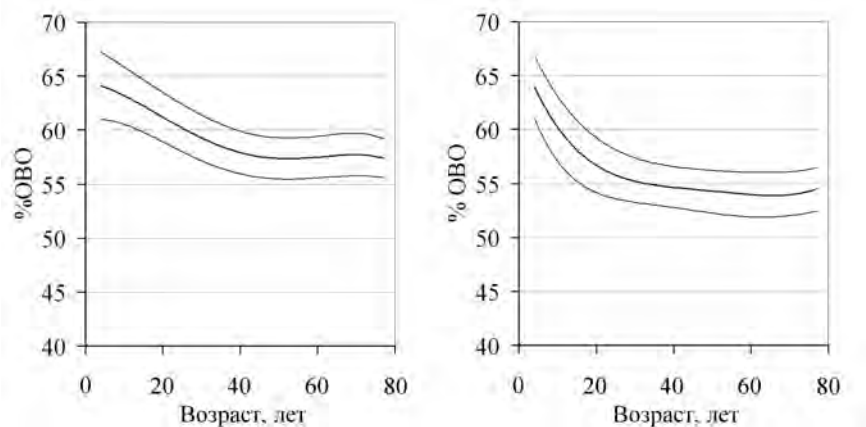


Рис. 5.10. Зависимость от возраста процентного содержания воды в массе тела. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин

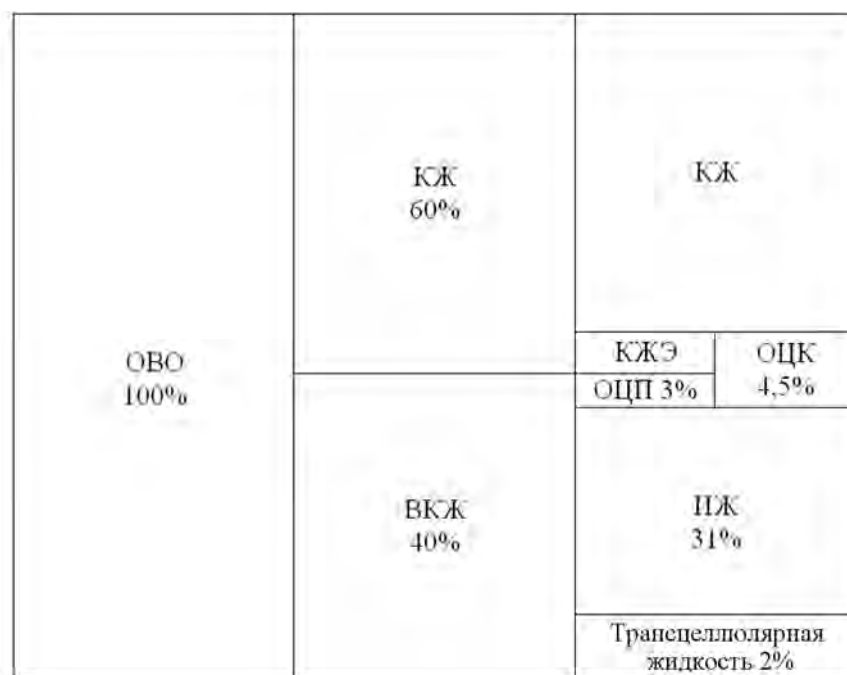


Рис. 5.11. Распределение воды в жидкостных секторах организма: ОВО — общая вода организма, КЖ — клеточная жидкость, ВКЖ — внеклеточная жидкость, ИЖ — интерстициальная жидкость; КЖЭ — клеточная жидкость эритроцитов, ОЦК — объем циркулирующей крови, ОЦП — объем циркулирующей плазмы

Таблица 5.1. Параметры гидратации условного человека

Показатель	Значение
Общая вода организма (ОВО), л	42
Внеклеточная жидкость (ВКЖ), л	18
Клеточная жидкость (КЖ), л	24
Плазма крови, л	3,1
Отношение ОЦП/ИЖ	0,17
Гидратация тощей массы	0,743

В табл. 5.1 приведены параметры гидратации условного человека с массой тела 70 кг. В отличие от общей гидратации тела, гидратация безжировой (тощей) массы характеризуется узкими границами изменчивости и представляет собой инвариант состава тела. Известны работы, посвященные изучению гидратации прямыми методами. Зависимость гидратации БМТ от возраста показана на рис. 5.12. У новорожденных она составляет около 80% и впоследствии постепенно снижается к возрасту 10–15 лет примерно до 73%. Эти изменения сопровождаются увеличением относительного содержания белков и минералов в БМТ с увеличением плотности БМТ (см. табл. 1.4). Обычно принимается, что содержание воды в БМТ у здоровых взрослых людей составляет 73,2%. Данные о том, увеличивается ли или нет гидратация БМТ у здоровых людей в период старения, противоречивы.

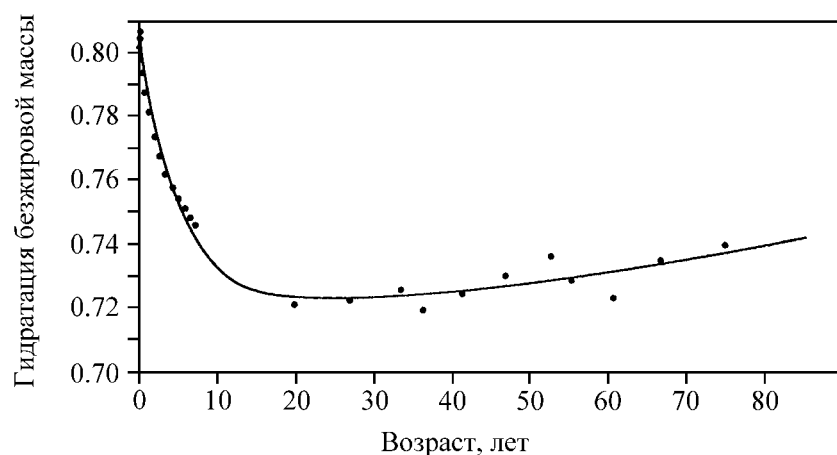


Рис. 5.12. Гидратация безжировой массы в зависимости от возраста (Heymnsfield et al., 2000)

Таблица 5.2. Гидратация тканей и органов человека (Wang et al., 1999)

Ткань или орган	БМТ, кг	ОВО/БМТ
Скелет	8,10	0,407
Соединительная ткань	1,58	0,633
Сухожилия и фасции	1,39	0,633
Кожа	2,34	0,684
Жировая ткань	3,00	0,767
Печень	1,68	0,774
Поджелудочная железа	0,09	0,778
Селезенка	0,18	0,778
Легкие	0,99	0,788
Сердце	0,30	0,800
Скелетные мышцы	27,38	0,804
Кровь	5,46	0,806
Почки	0,29	0,828
ЖКТ	1,13	0,841
Мозг	1,25	0,880
Мочевой пузырь с содержимым	0,12	0,844
Итого	55,28	

Типичные значения гидратации органов и тканей человека представлены в табл. 5.2. Значение гидратации безжировой массы, равное 0,732, является результатом усреднения по слабогидратированным (например, скелет и кожа) и сильногидратированным тканям, таким как скелетные мышцы и внутренние органы.

Клетка млекопитающего содержит в среднем около 70% воды, 18% протеинов, 5% фосфолипидов, 1% неорганических ионов (K^+ , Na^+ , Mg^{2+} , Cl^- и др.), 1,35% ДНК и РНК, 2% полисахаридов, 3% малых метаболитов. При этом величина клеточной гидратации различных органов и тканей может варьировать. Например, у эритроцитов она относительно низка и составляет 0,65–0,68. Клетки скелетных мышц, суммарная масса которых составляет до 2/3 клеточной массы тела, характеризуются значениями гидратации 0,718–0,728. Принято считать, что естественная вариация клеточной гидратации составляет 1% от нормальных значений, т. е. 0,693–0,707 (Wang et al., 1999).

Внеклеточная жидкость опосредует процессы газообмена, переноса питательных веществ и вывода конечных продуктов метаболизма. Внеклеточная жидкость состоит из плазмы крови, интерстициальной жидкости и жидкостей третьего пространства (желудочный сок, моча, жидкие фракции содержимого кишечника)

(см. рис. 5.11). Внеклеточная жидкость состоит из воды, содержит протеины и минералы, причем доля воды составляет 94% объема плазмы крови и 99% объема интерстициальной жидкости.

5.1.6. Активная клеточная масса

Для количественной оценки содержания метаболически активных тканей в организме с использованием биоимпедансного анализа оценивается величина активной клеточной массы (АКМ), также называемая клеточной массой тела. Диагностическая трактовка этого показателя как белковой массы тела или суммы масс скелетно-мышечной ткани и внутренних органов не является строгой, но имеет под собой многолетний опыт успешного использования в практике европейской и отечественной диетологии. Зависимость абсолютной и относительной (в процентах к тощей массе) величины АКМ от возраста для мужчин и женщин по данным биоимпедансного анализа представлена на рис. 5.13 и 5.14. Подробнее об использовании оценок АКМ в процедурах коррекции фигуры см. в гл. 7. Величина процентной доли АКМ в тощей массе (%АКМ) используется в спортивной медицине как коррелят физической работоспособности спортсменов (гл. 8). В клинической практике отношение АКМ/ТМ применяется для оценки достаточности белкового питания и выраженности гиподинамии.

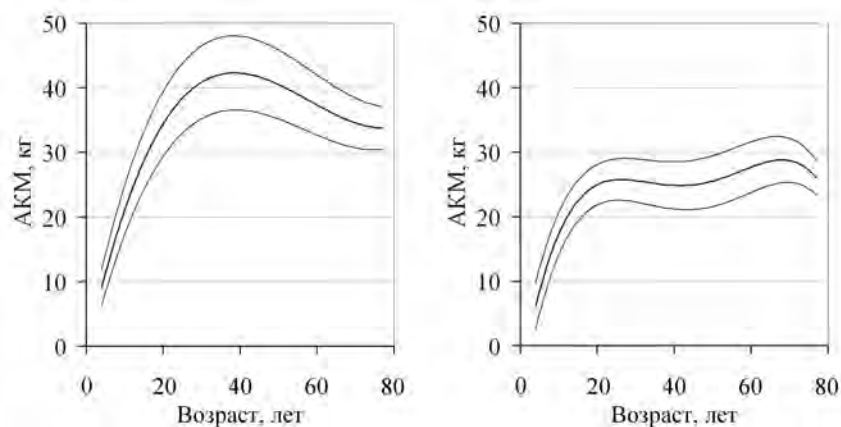


Рис. 5.13. Зависимость от возраста активной клеточной массы. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин

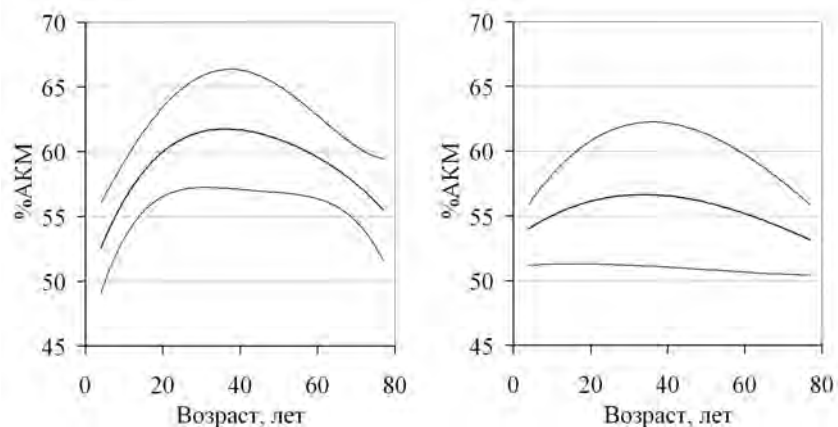


Рис. 5.14. Активная клеточная масса в процентах к тощей массе — зависимость от возраста. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин

5.1.7. Скелетно-мышечная масса

В количественном отношении основной составляющей активной клеточной массы является скелетно-мышечная масса (СММ). Биоимпедансная оценка скелетно-мышечной массы используется в спортивной медицине наряду с антропометрическими оценками для характеристики физического развития и уровня тренированности. На рис. 5.15 приведены данные, характеризующие нормаль-

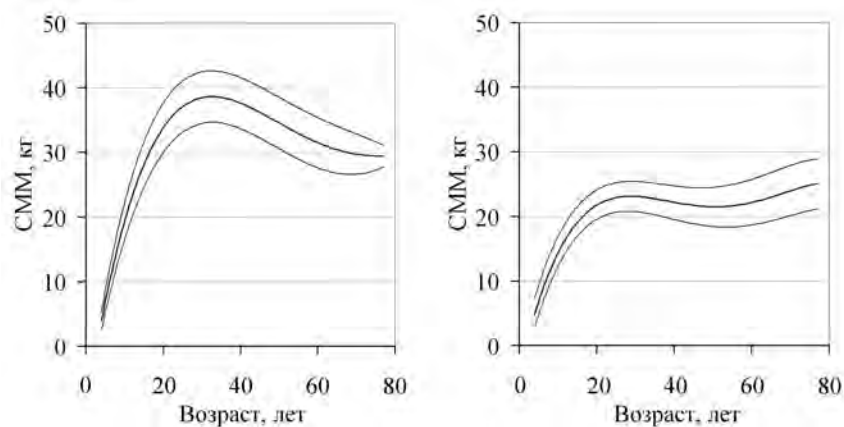


Рис. 5.15. Зависимость от возраста скелетно-мышечной массы. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин

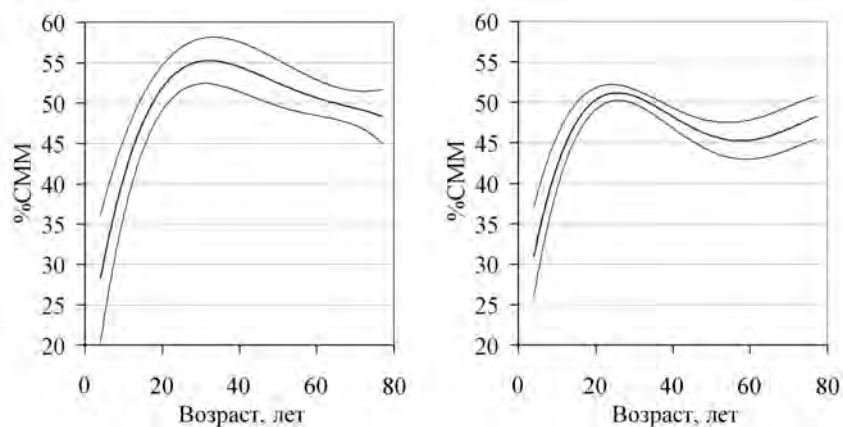


Рис. 5.16. Скелетно-мышечная масса в процентах к тощей массе — зависимость от возраста. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин

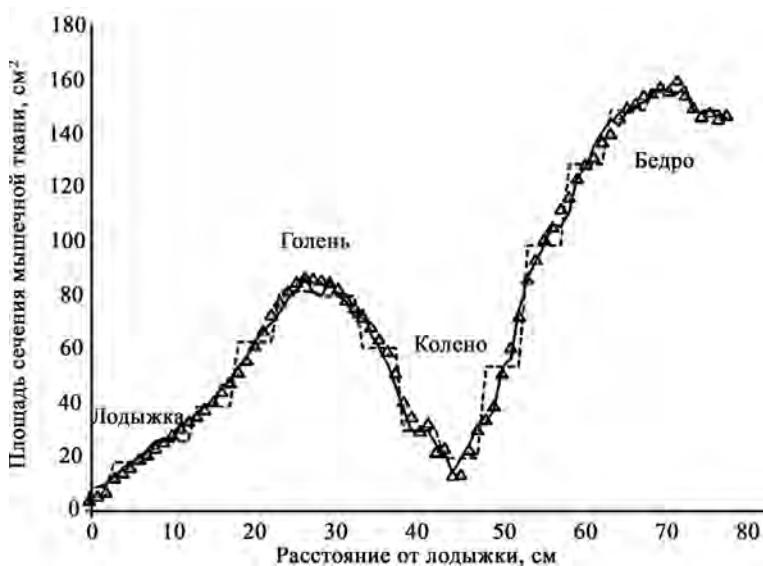


Рис. 5.17. Распределение скелетно-мышечной ткани вдоль длины ноги (Salinari et al., 2002)

ную половозрастную изменчивость скелетно-мышечной массы, а на рис. 5.16 показана динамика возрастных изменений процентного содержания СММ в тощей массе.

Даже в относительно однородных по площади поперечного сечения участках тела скелетно-мышечная масса распределена

неравномерно. На рис. 5.17 показан график типичных изменений площади поперечного сечения мышечной ткани вдоль длины ноги. Соответствующие данные были получены с использованием магниторезонансной томографии (Salinari et al., 2002).

5.1.8. Основной обмен

Биоимпедансный анализ дает возможность выбора наиболее информативных способов нормировки показателей общего метаболизма, опираясь не только на антропометрические данные, но и на компонентный состав тела. Оценки основного обмена востребованы в диетологии и других областях медицины. Основной обмен здорового взрослого человека составляет примерно 1 ккал на 1 кг массы тела за 1 ч. Величина основного обмена зависит от пола, возраста, длины, массы, температуры тела и других факторов. На рис. 5.18 представлены нормальные возрастные изменения биоимпедансных оценок основного обмена ((Хрущева и др., 2009), с изменениями). На рисунке видно, что у здоровых взрослых мужчин основной обмен составляет в среднем 1800–2100 ккал/сут., а у женщин — 1300–1500 ккал/сут.

У детей основной обмен растет с увеличением массы тела. Зависимость эта нелинейная в силу изменений размеров и состава тела. По данным на рис. 5.18 основной обмен у мужчин увеличивается до 30–40-летнего возраста и в дальнейшем постепенно

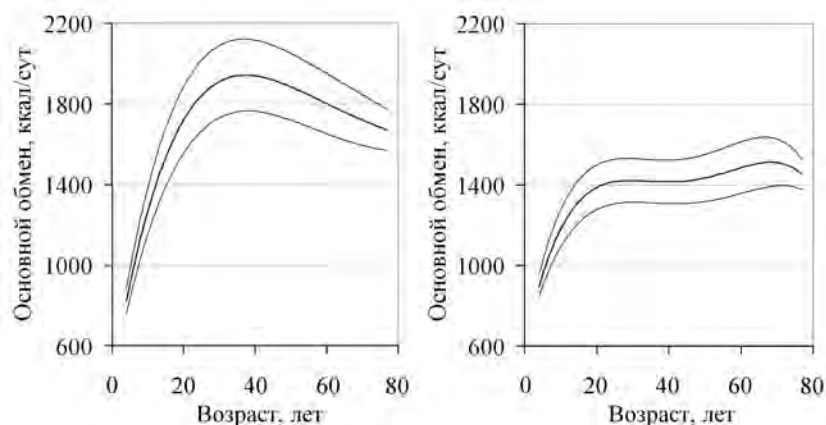


Рис. 5.18. Зависимость от возраста величины основного обмена. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин

снижается, при этом скорость снижения составляет 0,5–1% в год. Механизмами такого снижения могут являться уменьшение активности клеток, замедление обмена веществ, снижение мышечного тонуса, а также уменьшение массы печени, мозга, сердца и почек — органов, где обмен веществ и расход энергии происходят наиболее интенсивно. По нашим данным, у женщин наблюдается двустадийный рост величины основного обмена.

Величина основного обмена зависит от уровня развития скелетно-мышечной ткани. При одинаковых массе и длине тела (и, следовательно, индексе массы тела) значения основного обмена у людей атлетического телосложения на 10–15% выше, чем при избыточном содержании жира в организме. При ожирении 2-й степени значения основного обмена в среднем на 20–25%, а при ожирении 3-й степени — на 30% ниже, чем у здоровых людей.

Для сравнения интенсивности обменных процессов у разных индивидов значения основного обмена обычно нормируют на площадь поверхности тела. На рис. 5.19 показаны нормальные половозрастные изменения значений основного обмена, приведенного к площади поверхности тела ППТ, рассчитанной по формуле Э. Бойд (Boyd, 1930):

$$\text{ППТ} = 0,0003207 \times \text{ДТ}^{0,3} \times \text{МТ}^{(0,7285 - 0,0188 \lg \text{МТ})},$$

где ДТ — длина тела, а МТ — масса тела.

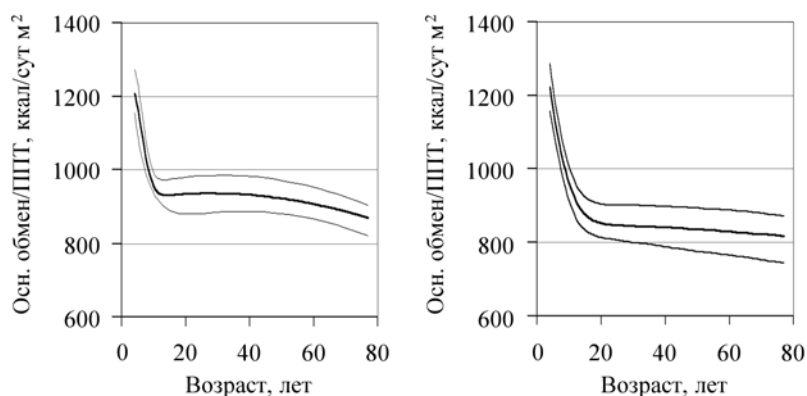


Рис. 5.19. Зависимость от возраста величины основного обмена, приведенной к площади поверхности тела. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин

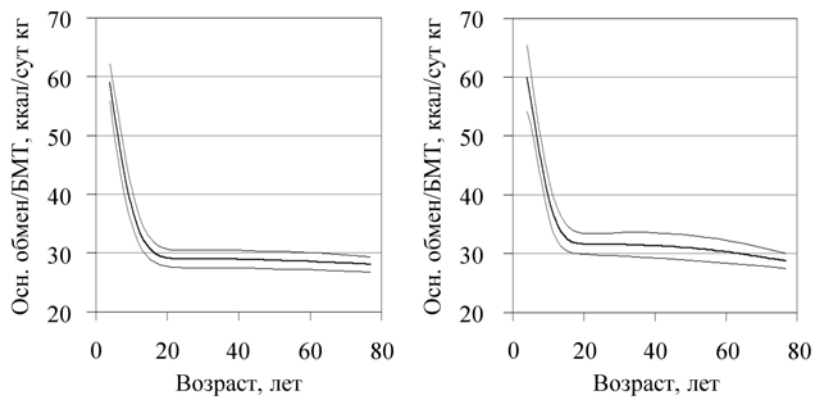


Рис. 5.20. Зависимость от возраста величины основного обмена, приведенной к безжировой массе тела. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин

В практике клинических исследований известны и другие способы нормировки физиологических и морфологических показателей. Так, в работе Бобохоновой и соавт. (2006) показано, что масса миокарда левого желудочка, приведенная к тощей (безжировой) массе тела, является более информативным прогностическим признаком гипертрофии левого желудочка по сравнению с нормировкой на длину и площадь поверхности тела. На рис. 5.20 показаны графики нормальной возрастной изменчивости величины основного обмена, нормированной на безжировую массу тела.

5.2. Исследования состава тела в условиях космического полета

5.2.1. Условия непродолжительного космического полета и состояния антиортостатической гипокинезии

Многочисленные исследования в космических полетах и при наземном моделировании в условиях антиортостатической гипокинезии (АНОГ) показали, что гравитационный фактор играет ключевую роль в перестройке многих физиологических систем организма, в том числе, водно-солевого гомеостаза и состояния гидратации (Газенко и др., 1997; Носков, 2000; Leach-Huntoon et al., 1998). Для изучения динамики объемов жидкости в организме



Рис. 5.21. Бортовой импедансный анализатор СПРУТ

космонавтов и испытателей был разработан портативный бортовой двухчастотный тетраполярный биоимпедансный анализатор СПРУТ (рис. 5.21), прототипом которого является прибор АВС-01 “Медасс” (Носков и др., 2007а).

В работе В.Б.Носкова и соавт. (2006) приведены результаты сравнительного анализа изменений состава тела российского космонавта в условиях непродолжительного полета с данными наземного эксперимента в условиях антиортостатической гипокинезии. Биоимпедансные измерения космонавта выполнялись непосредственно до полета, на 7-е сутки космической экспедиции, а также на 1-е и 6-е послеполетные сутки. Каждое обследование проводилось натошак в утренние часы. Во время измерения в ходе полета космонавт находился в состоянии физического покоя и в положении свободного парения (рис. 5.22). При обследовании до и после полета регистрация импеданса осуществлялась в стандартном положении лежа на спине. Методика и набор аксессуаров бортового анализатора адаптированы для самостоятельного проведения космонавтом биоимпедансного исследования.

Одновременно с бортовыми исследованиями проводился наземный эксперимент с 7-суточной АНОГ, в котором участвовали 6

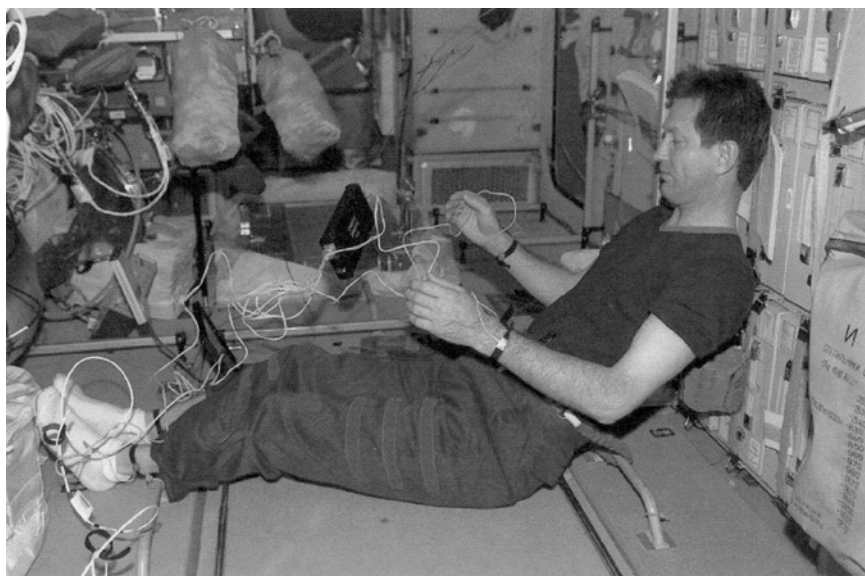


Рис. 5.22. Положение космонавта во время биоимпедансного исследования

здоровых мужчин. Испытатели находились на постельном режиме с опущенным под углом 8° головным концом кровати. Выполнение измерений с использованием импедансометра СПРУТ не вызывало трудностей ни у космонавта, ни у испытателей.

Результаты исследования состояния гидратации и состава тела в ходе эксперимента и в условиях невесомости показали, что объем воды в организме (ОВО), содержание внеклеточной (ВКЖ) и клеточной жидкости (КЖ) как во время космического полета, так и в условиях АНОГ снижались на 5,6–6,5% по сравнению с фоновыми значениями. Причем, уменьшение объемов различных жидкостных секторов организма происходило равномерно. Тощая масса тела на 7-е сутки полета незначительно уменьшилась, а количество жира в теле превысило дополетный уровень. У всех шести испытателей наблюдались однонаправленные изменения — тощая масса тела у всех участников эксперимента также снижалась, а жировая составляющая массы тела, наоборот, увеличивалась.

Таким образом, направленность и величина изменений гидратации и состава тела во время непродолжительного космического полета и в условиях АНОГ были практически идентичны.

5.2.2. Условия длительного космического полета

Биомпедансные исследования проводятся и в ходе длительных космических полетов. Так, В.Б. Носков и соавт. (2007б) обследовали 12 российских космонавтов в ходе полугодовых экспедиций на международную космическую станцию (МКС). Измерения проводились перед стартом, во время полета, а также на 1-е и 7-е послеполетные сутки. В ходе орбитальных экспедиций на борту МКС исследование состояния гидратации космонавтов проводилось 2–4 раза за полет с периодичностью около 30 сут. Результаты биоимпедансного исследования состояния гидратации и состава тела у космонавтов представлены в табл. 5.3.

Объем воды в организме (ОВО), а также объемы внеклеточной (ВКЖ) и клеточной жидкости (КЖ) во время полета снижались. При этом ОВО снижался в среднем на 5,3–9,4% в различные сроки полета, а ВКЖ — на 5,7–10,3% по сравнению с дополетными значениями, при этом КЖ уменьшался в среднем на 5,2–10,4% в те же сроки полета. У всех 12 космонавтов наблюдались односторонние изменения, а диапазон индивидуальных изменений во время полета был весьма узок: от 5 до 10% для разных водных секторов. Максимальный дефицит жидкости отмечался сразу после возвращения космонавтов, что говорит об особо выраженном влиянии на водно-солевой обмен заключительного этапа полета и приземления.

Этими же авторами показано, что во время длительного пребывания в условиях невесомости происходило снижение тощей массы тела и одновременное увеличение жировой массы, которое нивелировало потерю жидкости и тощей массы тела. В результате

Таблица 5.3. Среднегрупповая динамика объемов жидкости в организме в % от дополетных значений на разных этапах исследования, $M \pm m$ (Носков и др., 2007б)

Сроки обследования	ОВО	ВКЖ	КЖ	ИЖ
0–30 сутки КП	$-8,4 \pm 2,0$	$-8,2 \pm 1,8$	$-8,7 \pm 2,2$	$-8,3 \pm 1,4$
30–60 сутки КП	$-7,2 \pm 2,3$	$-7,4 \pm 2,4$	$-7,3 \pm 2,3$	$-6,8 \pm 2,1$
60–90 сутки КП	$-9,3 \pm 2,1$	$-10,3 \pm 2,0$	$-8,9 \pm 2,4$	$-10,0 \pm 2,1$
90–120 сутки КП	$-5,3 \pm 2,6$	$-5,7 \pm 2,2$	$-5,2 \pm 2,9$	$-3,9 \pm 2,6$
Более 120 суток КП	$-9,4 \pm 2,4$	$-7,2 \pm 2,0$	$-10,4 \pm 2,6$	$-7,9 \pm 2,1$
1 сутки после КП	$-13,0 \pm 2,3$	$-13,7 \pm 2,2$	$-12,8 \pm 2,5$	$-14,0 \pm 3,0$
7 суток после КП	$-5,2 \pm 2,2$	$-3,8 \pm 2,0$	$-5,6 \pm 2,5$	$-2,8 \pm 1,7$

во время длительного полета на фоне небольшой потери мышечной массы и снижения общей гидратации масса тела космонавтов могла даже несколько возрасти. Через неделю после окончания полета исследуемые параметры имели выраженную тенденцию к восстановлению дополетного уровня (Носков и др., 2007б).

Таким образом, применение метода биоимпедансного анализа во время краткосрочных и длительных космических экспедиций позволяет повысить информативность оперативного медицинского контроля состояния космонавтов и дает возможность целенаправленной коррекции состояния гидратации с целью повышения работоспособности экипажей.

5.3. Векторный анализ биоимпеданса

Одной из тенденций развития метода биоимпедансного анализа состава тела в эпидемиологических и клинических исследованиях является повышение интереса к непосредственному использованию первичных (измеряемых) параметров импеданса (Wells et al., 2007). Это позволяет сопоставить результаты традиционных биоимпедансных оценок состава тела с оценками, использующими дополнительную информацию, такую как пол, возраст, этническая принадлежность, уровень физического развития и другие параметры. Одним из способов представления результатов измерений биоимпеданса является векторный анализ биоимпеданса — БИВА (Piccoli et al., 1994). Обычно его применяют при измерениях по стандартной одночастотной методике на частоте 50 кГц. Отличительной особенностью БИВА является использование нормировки компонентов импеданса на длину тела (ДТ). Результаты изображаются графически в виде точки Z плоскости в координатах $R/ДТ$ и $X_C/ДТ$ и сопоставляются с популяционными данными, представленными в виде системы вложенных эллипсов рассеяния (рис. 5.23,а). Как правило, строятся эллипсы рассеяния, ограничивающие 50-й, 75-й и 95-й центили распределения (рис. 5.23,б).

Процедура построения эллипсов рассеяния заключается в следующем. Результаты измерений большой группы практически здоровых добровольцев изображаются на плоскости $R/ДТ$, $X_C/ДТ$ в виде распределения точек. Плотность распределения имеет максимум (конец вектора N на рис. 5.23,а) и две перпендикулярные оси симметрии, проходящие через точку максимума. Плотность распределения вдоль каждой из осей симметрии характеризуется

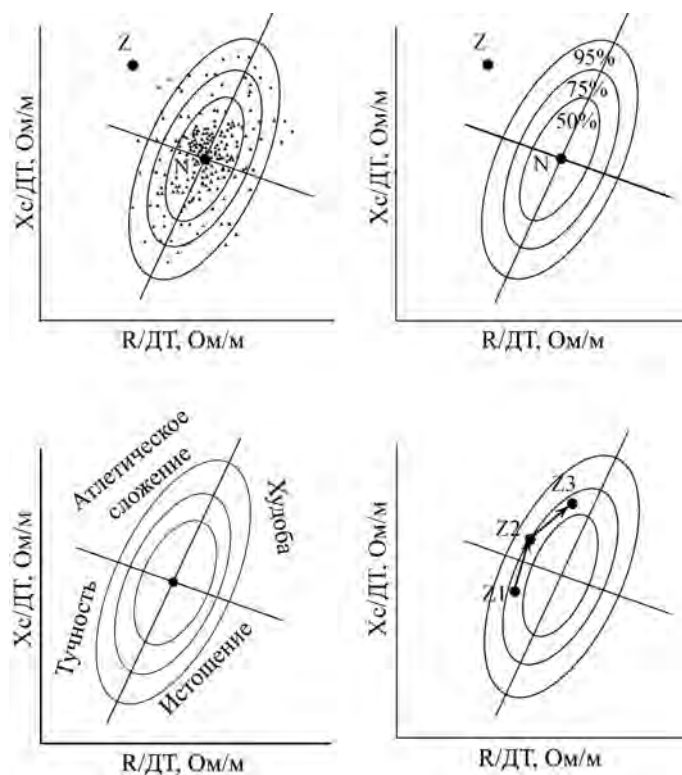


Рис. 5.23. Графическое представление методики и интерпретация результатов векторного анализа биоимпеданса

нормальным законом. Система вложенных эллипсов строится на осях симметрии.

Положение точки Z относительно эллипсов рассеяния позволяет судить о направленности и выраженности отличий параметров пациента от средних значений для рассматриваемой популяции. Выраженность отличий характеризуется расстоянием между точками Z и N . Направление вектора NZ указывает на характер изменений гидратации, а также величин жировой и тощей массы (рис. 5.23,б). Повторные измерения дают возможность по положению точки Z отслеживать динамику изменений на качественном уровне (рис. 5.23,г).

На рис. 5.24 показаны эллипсы рассеяния приведенных значений импеданса для женщин и мужчин по результатам обследования практически здоровых взрослых жителей Москвы в возрасте от 18 до 57 лет (Старунова и др., 2009). Общий размер выборки

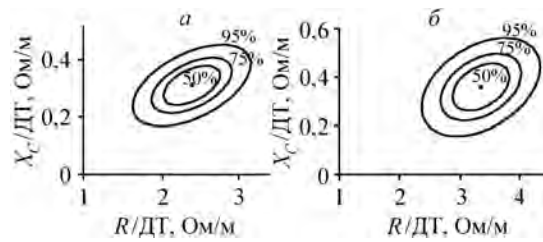


Рис. 5.24. Эллипсы рассеяния приведенных к длине тела значений импеданса ($R/Дт$, $X_C/Дт$) у практически здоровых взрослых москвичей: a — мужчины, $б$ — женщины

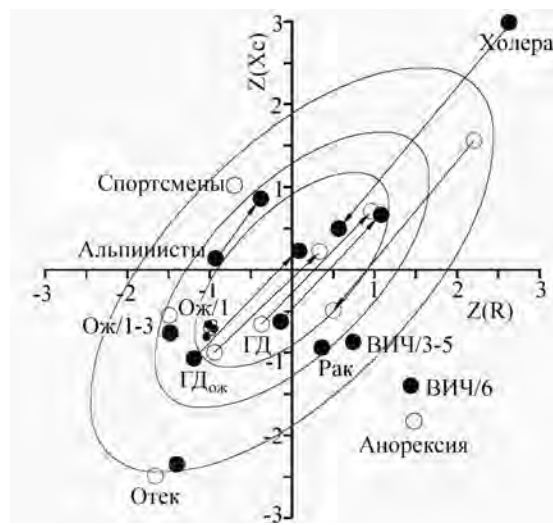


Рис. 5.25. Положение различных групп относительно эллипсов рассеяния и динамика изменений под действием разных факторов: ● — мужчины, ○ — женщины (Piccoli, Pastori, 2002)

составил 4112 человек. Данные приведены отдельно для мужчин ($n = 1858$) и для женщин ($n = 2454$). Они характеризуют внутригрупповую изменчивость признака и могут быть использованы в первом приближении как описание популяции здоровых взрослых москвичей.

Информативность методики БИВА в клинической и спортивной медицине иллюстрирует рис. 5.25, где показаны положение отдельных профессиональных и клинических групп относительно эллипсов рассеяния и динамика групповых изменений под действием разных факторов (Piccoli, Pastori, 2002). Эллипсы рассеяния по-

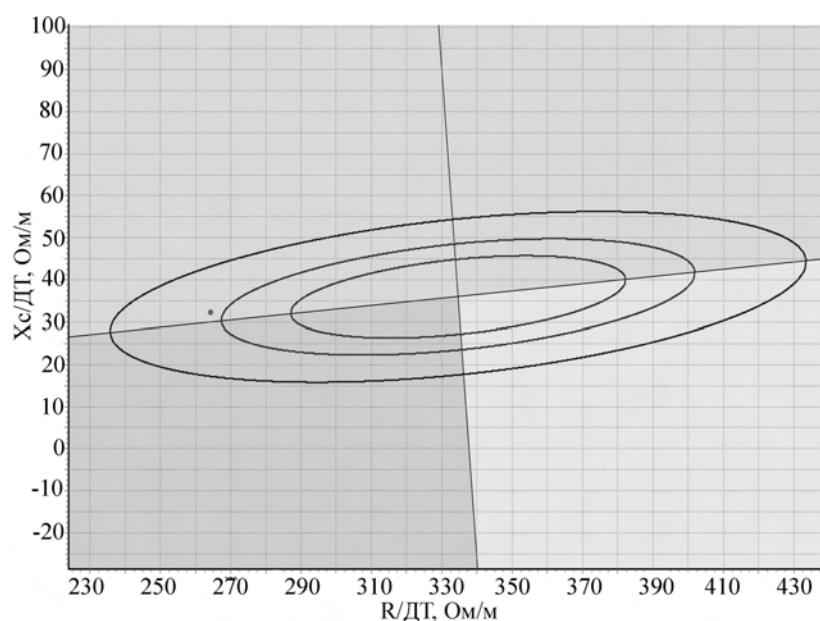


Рис. 5.26. Графический протокол векторного анализа биоимпеданса (БИВА) пациентки в возрасте 53 лет

казаны в координатах так называемых z -значений, или z -скоров. Значком Ож обозначены больные ожирением. Показаны изменения, происходящие у пациентов с почечной недостаточностью, имеющих нормальный индекс массы тела и с сопутствующим ожирением в период гемодиализа (ГД и ГД_{ож} соответственно), а также развитие дегидратации у альпинистов во время высотного восхождения. Группа пациентов с анорексией характеризуется резко выраженным истощением, соответствующие сдвиги также наблюдаются у больных раком и ВИЧ-инфицированных, причем степень истощения коррелирует со стадией заболевания. Группа больных холерой характеризуется резким обезвоживанием организма, в процессе лечения происходит нормализация показателей гидратации (рис. 5.25).

Методика БИВА реализована в программе АВС01-037 биоимпедансного анализатора АВС-01 "Медасс". На рис. 5.26 показан графический протокол векторного анализа биоимпеданса пациентки. Текущее состояние пациентки изображено точкой в верхнем левом секторе графика, что указывает на повышенное содержание жидкости и жировой ткани по сравнению с нормой.

5.4. Биоимпедансная оценка соматотипа

Возможность автоматического “типирования” позволяет оперативно сравнивать группы индивидов по любому набору признаков, имеющих содержательную физиологическую интерпретацию в рамках конкретной задачи.

В антропологии предложены различные варианты количественной и качественной оценки телосложения человека, объединяемые термином соматотипирование (Хрисанфова, Перевозчиков, 2005). Одной из наиболее распространенных является схема В. Шелдона в модификации Б. Хит и Л. Картера, основанная на измерении длины и массы тела, толщины кожно-жировых складок (на плече, под лопаткой, над подвздошным гребнем, и на задней части голени), а также локтевого и коленного диаметров и обхватов плеча и голени (Heath, Carter, 1967).

Соматотип по Хит и Картеру определяется как вектор, содержащий три компонента: баллы эндоморфии (ENDO), мезоморфии (MESO) и эктоморфии (ECTO), вычисляемые по соответствующим формулам на основе измеренных значений антропометрических признаков.

Компоненты соматотипа могут быть интерпретированы следующим образом: балл эндоморфии (степень развития эндодермальных тканей) определяет округлость тела и его частей, развитие жировой ткани и системы пищеварения, балл мезоморфии (степень развития мезодермальных тканей) характеризует развитие скелета и мускулатуры, балл эктоморфии (степень развития эктодермальных тканей) определяет развитие кожи и нервной системы; высокий балл эктоморфии соответствует вытянутому телу, тонким и длинным конечностям, узкой и плоской грудной клетке.

Описаны связи компонентов соматотипа и состава тела с развитием заболеваний (Slaughter, Lohman, 1976; Riegerova, Pavelkova, 1993). Вместе с тем, технология оценки соматотипа методом антропометрии не приспособлена к применению в клинических условиях. Для получения сопоставимых результатов антропометрические измерения должны проводиться опытным специалистом в стандартизованных условиях. Поэтому не случайны попытки использовать в качестве исходных данных вместо антропометрических показателей комбинации параметров состава тела, получаемых в биоимпедансном анализе.

В работе (Nawarycz, Ostrovska-Nawarycz, 2001) на основе антропометрического обследования 260 подростков в возрасте от 16

до 18 лет предложена биоимпедансная схема определения первого и второго компонентов соматотипа по Хит и Картеру. Коэффициент корреляции первого компонента соматотипа и импедансной оценки процентного содержания жира в организме составил $r = 0,93$, что указывало на существенную связь двух оценок показателя эндоморфии. В то же время, полученная авторами импедансная оценка индекса мезоморфии оказалась сравнительно низкой ($r = 0,41$). Третий компонент соматотипа, балл эктоморфии, определяется только по длине и массе тела, измерение которых является частью стандартной процедуры биоимпедансного обследования.

В качестве коррелятов получаемых антропометрическим методом компонентов эндо- и мезоморфии в работе Э.Г. Мартиросова и соавт. (2008) рассматривались нормированные на длину тела жировая и тощая масса соответственно.

Результаты корреляционного анализа антропометрических и импедансных оценок первого и второго компонентов соматотипа у студентов и спортсменов в возрасте 15–22 лет показали высокую степень соответствия антропометрического балла эндоморфии и импедансной оценки жировой массы, нормированной на длину тела ($r = 0,76$ для женщин и $r = 0,69$ для мужчин), и среднюю степень соответствия балла мезоморфии в сравнении с безжировой массой, нормированной на длину тела ($r = 0,57$ для женщин и $r = 0,55$ для мужчин).

Возможность расчета и визуализации биоимпедансных оценок соматотипа реализована в программном обеспечении биоимпедансного анализатора АВС-01 “Медасс”. В основу расчетов положены следующие формулы:

$$EN = 0,15 \times ЖМТ/ДТ; \quad ME = 0,15 \times БМТ/ДТ;$$

$$EC = ДТ/МТ^{1/3}; \quad AC = 0,15 \times АКМ/ДТ;$$

$$MW = 0,2 \times СММ/ДТ; \quad TB = 3,5 \times (2 - ОТ/ОБ),$$

где EN, ME и EC — биоимпедансные оценки баллов эндо- мезо- и эктоморфии соответственно, AC и MW — аналоги оценок балла мезоморфии в терминах активной клеточной и скелетно-мышечной массы, TB — преобразованное отношение периметров талии и бедер.

Пример изображения вектора биоимпедансной оценки соматотипа индивида представлен на рис. 5.27. В кубе с осями EN, ME и EC размерами $10 \times 10 \times 10$ помещено изображение точки с координатами, соответствующими вычисленным значениям EN, ME и EC. Единичная ячейка, в которую попадает точка, выделена контуром и тремя проекциями на гранях куба.

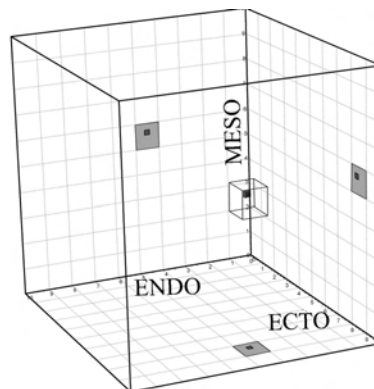


Рис. 5.27. Трехмерное представление вектора параметров пациента

На основе графического представления могут быть получены оценки расстояний между точками выбранного фазового пространства, выделены области, специфичные для отдельных клинических

групп или определенных спортивных специализаций, вычислены расстояния до границ интересующих областей, а при многократных исследованиях могут быть отслежены траектории изменения соматотипа и динамика удаленности от соответствующих областей.

На рис. 5.28 показана траектория и проекции на координатные плоскости изменений соматотипа пациентки в возрасте 53 лет, построенная по данным эпизодических биоимпедансных обследований (темные кубики на рисунке), выполненных в течение полутора лет. Светлым кубиком показано среднее значение соматотипа для группы здоровых людей соответствующего пола и возраста.

В условиях клинической практики биоимпедансное типирование дает возможность динамической оценки риска развития заболеваний, связанных со специфическими соотношениями компонентов состава тела и соматотипа (анорексия, ожирение, метаболический синдром).

В спортивной медицине метод может применяться при отборе в различные виды спорта и для объективного контроля состояния тренированности спортсменов. Такая возможность обеспечивается благодаря существенным различиям показателей состава тела и соматотипа у представителей различных видов спорта, например, у борцов сумо, баскетболистов и марафонцев.

Базовые данные			
Дата обследования	03.04.2008 21:11:19 / 25.08.2008 13:17:09	Вес	68.3 кг / 92.0 кг
Возраст	37 лет / 54 года	Жировая масса (ЖМ)	23.2 кг / 38.0 кг
Рост	167 см / 170 см	Тошная масса (ТМ)	45.1 кг / 57.6 кг

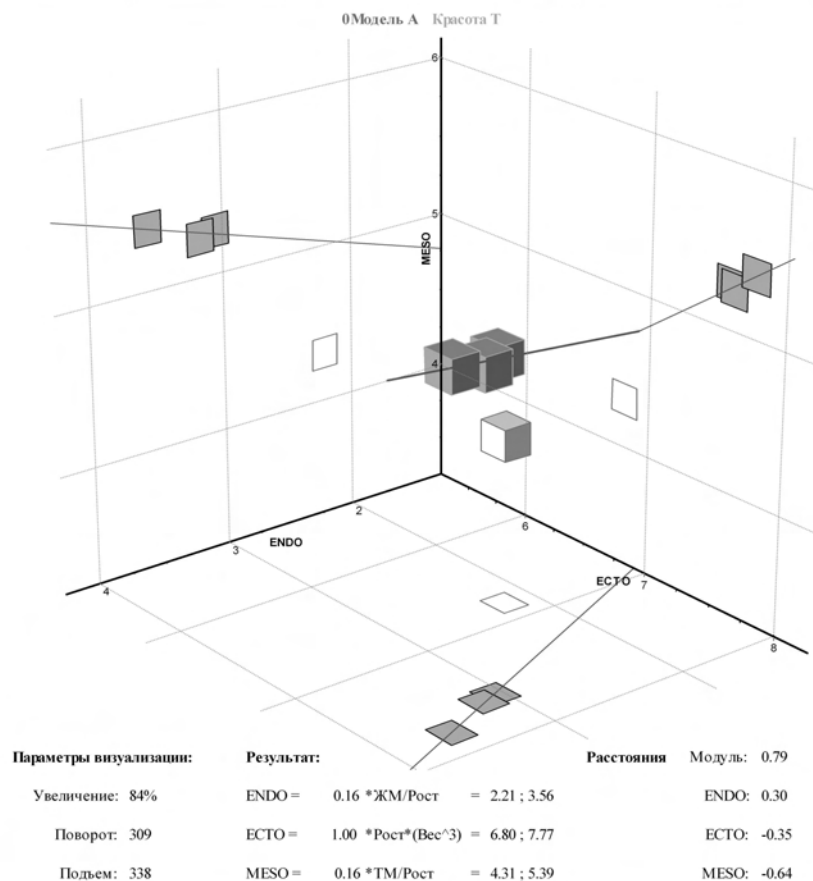


Рис. 5.28. Графический протокол анализа изменений соматотипа в программе ABC01-037 биоимпедансного анализатора ABC-01 "Медасс"

5.5. Региональные и динамические исследования параметров импеданса

5.5.1. Импеданс регионов тела

Помимо интегральных оценок биоэлектрических параметров организма имеется возможность измерений отдельных сегмен-

Таблица 5.4. Типичные значения импеданса конечностей, туловища и всего тела у здоровых взрослых людей (Baumgartner et al., 1989)

Показатель	Мужчины ($n = 63$)	Женщины ($n = 72$)
Рука		
R , Ом	$226,1 \pm 25,6$	$301,0 \pm 38,1$
X_C , Ом	$31,4 \pm 4,1$	$34,8 \pm 7,0$
Нога		
R , Ом	$253,5 \pm 29,7$	$296,3 \pm 34,1$
X_C , Ом	$38,3 \pm 6,1$	$39,6 \pm 6,6$
Туловище		
R , Ом	$84,4 \pm 17,7$	$93,6 \pm 28,8$
X_C , Ом	$16,4 \pm 3,6$	$14,7 \pm 4,1$
Все тело		
R , Ом	$484,5 \pm 53,7$	$595,6 \pm 64,0$
X_C , Ом	$63,7 \pm 7,7$	$67,6 \pm 8,5$

тов и локальных участков тела, что может иметь значение для характеристики состояния индивидов и оценки эффективности различных воздействий в нормальных и патологических условиях. В клинических исследованиях показано, что импедансные параметры регионов тела являются чувствительными индикаторами состояния пациентов и, в частности, позволяют прогнозировать неблагоприятные исходы у больных в критических состояниях (Симонова и др., 2008). Биоимпедансный анализ дает возможность отслеживать развитие отеков конечностей и оценивать эффективность физиотерапии и других лечебных воздействий. Решение перечисленных задач подразумевает знание нормальных значений импеданса сегментов тела.

Первые результаты в этом направлении были получены в работах Р. Баумгартнера и соавт. (Baumgartner et al., 1988, 1989), где оценивали корреляционные соотношения между параметрами импеданса отдельных регионов тела и всего тела у здоровых людей. Наряду с импедансом всего тела определяли значения импеданса рук, ног и туловища (табл. 5.4) (Baumgartner et al., 1989). Измерения выполняли на правой стороне тела с использованием анализатора ВІА-101 (*RJL Systems*). Токовые электроды располагали как и в стандартном отведении (на стопе и кисти), а потенциальные электроды устанавливали на границах измеряемых регионов тела. Средний возраст обследованных составил 34 года для мужчин и 36 лет для женщин, а средний индекс массы тела — 24,3 и 23,0 кг/м² соответственно. Процентное содержание жира в об-

Таблица 5.5. Типичные значения фазового угла конечностей, туловища и всего тела у здоровых взрослых людей и детей (Baumgartner et al., 1988)

Сегмент тела	Дети		Взрослые	
	м ($n = 24$)	ж ($n = 25$)	м ($n = 29$)	ж ($n = 44$)
Рука	$6,3 \pm 0,9$	$5,7 \pm 1,3$	$7,4 \pm 1,1$	$6,4 \pm 1,7$
Нога	$8,0 \pm 1,0$	$7,6 \pm 0,8$	$8,2 \pm 1,5$	$7,3 \pm 1,1$
Туловище	$11,2 \pm 2,2$	$10,1 \pm 1,6$	$10,5 \pm 2,8$	$8,7 \pm 2,3$
Все тело	$6,3 \pm 0,7$	$6,2 \pm 0,7$	$7,0 \pm 0,9$	$6,3 \pm 0,7$

Таблица 5.6. Типичные значения компонентов импеданса, фазового угла и состава сегментов тела у здоровых взрослых мужчин (Ерюкова и др., 2009а)

Показатель	Сегменты тела			Все тело
	Рука	Нога	Туловище и голова	
R , Ом	254 ± 30	229 ± 31	25 ± 2	514 ± 56
X_C , Ом	34 ± 4	33 ± 4	4 ± 1	64 ± 6
φ , град.	$7,7 \pm 0,6$	$8,2 \pm 0,8$	$9,0 \pm 1,7$	$7,1 \pm 0,7$
Масса, кг	$3,8 \pm 0,7$	$12,7 \pm 2,4$	$41,6 \pm 7,1$	$74,5 \pm 13,3$
ЖМ, кг	$0,4 \pm 0,2$	$2,4 \pm 0,7$	$7,9 \pm 6,4$	$14,2 \pm 7,9$
ТМ, кг	$3,4 \pm 0,6$	$10,2 \pm 1,9$	$33,0 \pm 2,6$	$60,3 \pm 6,7$
Жидкость, л	$2,5 \pm 0,4$	$6,6 \pm 1,1$	$26,0 \pm 2,1$	$44,3 \pm 5,0$

следованной группе варьировало в широких пределах — от 3 до 53%.

В более ранней работе тех же авторов приводятся средние значения фазового угла для различных сегментов тела (табл. 5.5). Было экспериментально установлено, что импеданс всего тела у взрослых людей и детей определяется, прежде всего, импедансом конечностей (Baumgartner et al., 1988).

Для сравнения в табл. 5.6 показаны данные полисегментного биоимпедансного анализа, выполненного с использованием анализатора АВС-01 “Медасс” (программа АВС01-044) у 50 студентов высшего учебного заведения в г. Клин (Московская область) (Ерюкова и др., 2009а). Возраст обследованных составил $20,0 \pm 2,0$ года, а индекс массы тела — $23,3 \pm 4,0$ кг/м². Видно, что полученные результаты хорошо соответствуют зарубежным данным, приведенным в табл. 5.4 и 5.5.

На рис. 5.29 для той же группы пациентов показаны графики векторного анализа биоимпеданса сегментов тела — эллипсы рас-

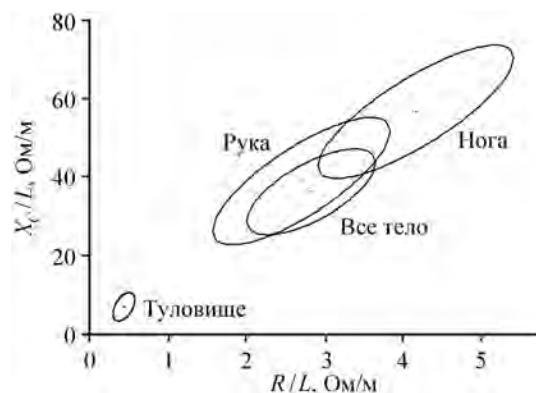


Рис. 5.29. Эллипсы рассеяния значений компонентов импеданса сегментов тела, приведенных к длине соответствующих участков тела (R/L , X_C/L) у здоровых взрослых мужчин

сеяния значений компонентов импеданса ноги, руки, туловища и всего тела, приведенных к длине соответствующих участков тела. Для наглядности приведены только эллипсы рассеяния, содержащие 95% точек соответствующих измерений.

Наряду с этим было проведено исследование импедансных параметров более мелких сегментов тела. Токовые электроды располагали на границах отведений, а потенциальные — последовательно на границах исследованных сегментов тела. На рис. 5.30–5.32 показаны значения активного, реактивного сопротивления и фазового угла для отдельных участков туловища и конечностей по данным обследования практически здорового мужчины 22 лет астенического телосложения, измеренного в трех широко применяемых отведениях. При измерениях в отведении рука–нога (запястье–голеностоп) наибольшие значения активного и реактивного сопротивления определялись в голени (участки 12, 11) и предплечье (участки 1, 2) (рис. 5.30, слева). Максимальные значения фазового угла определялись в нижней части бедра (участок 9) и в туловище (участки 5–7) (рис. 5.30, справа).

При измерениях в отведении рука–рука (рис. 5.31) было выявлено почти симметричное распределение биоэлектрических параметров тела с максимальными значениями активного и реактивного сопротивления в области предплечья (участки 1, 2, 10, 11), а фазового угла — в области грудной клетки (участки 5–7), обладающей более выраженными емкостными свойствами ввиду наличия

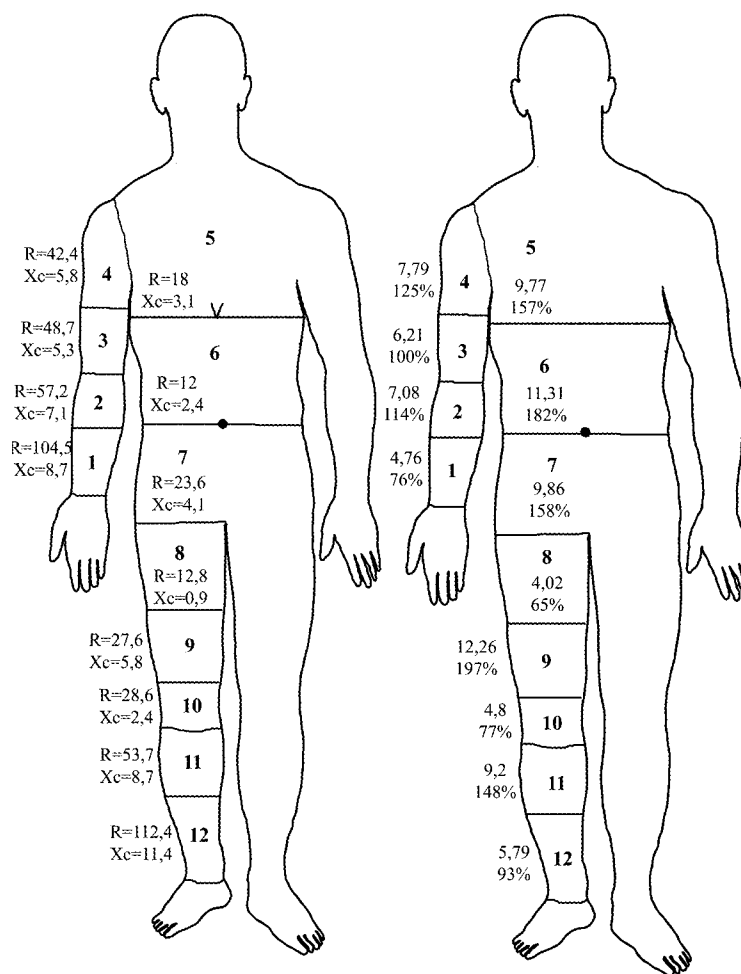


Рис. 5.30. Импедансные параметры в отведении рука–нога. Слева — активное и реактивное сопротивления (Ом), справа — абсолютные (°) и относительные (%) значения фазовых углов сегментов тела у пациента К. Интегральные значения: $R = 540,2$ Ом, $X_C = 59$ Ом, $\varphi = 6,23^\circ$

легочной ткани. Небольшая естественная асимметрия значений активного сопротивления в области грудной клетки может быть связана с левосторонним положением сердца.

В отведении голова–нога (рис. 5.32) максимальные значения R и X_C определялись в области голени (участки 10 и 9), а фазового угла — в нижней части бедра (участок 7), нижней части туловища (участок 5) и верхней части голени (участок 9).

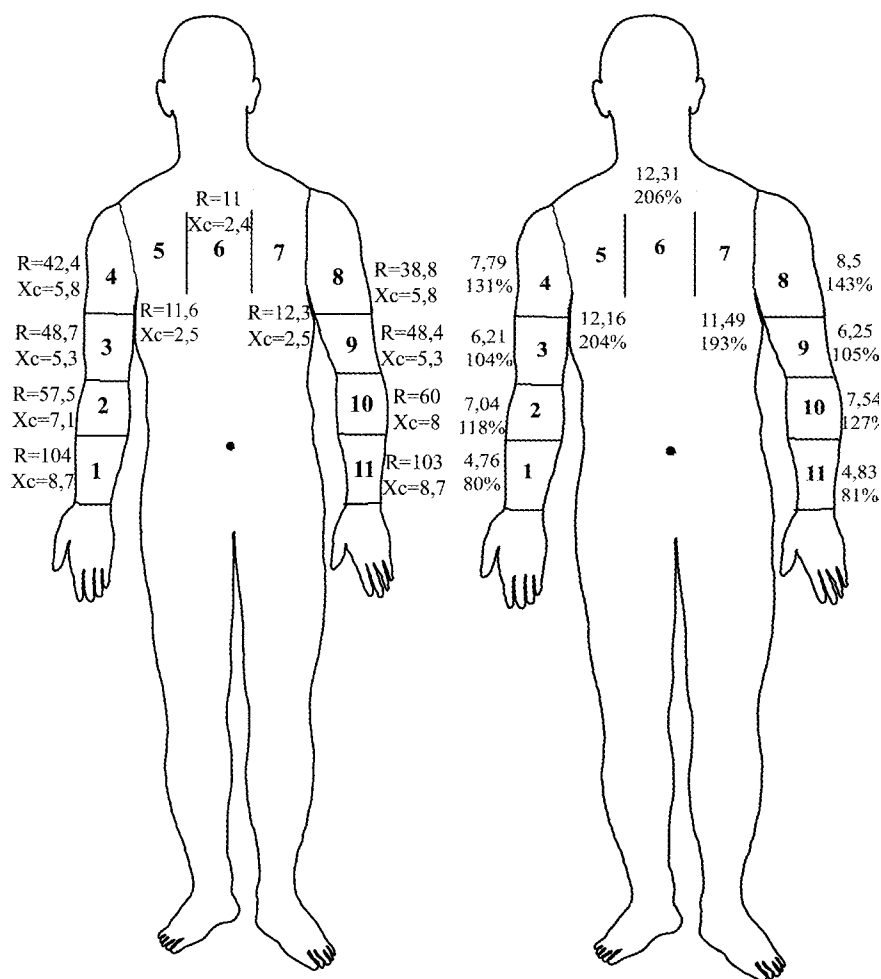


Рис. 5.31. Импедансные параметры в отведении рука-рука. Слева — активное и реактивное сопротивления (Ом), справа — абсолютные (°) и относительные (%) значения фазовых углов сегментов тела у пациента К. Интегральные значения: $R = 535,2$ Ом, $X_C = 55,8$ Ом, $\varphi = 5,95^\circ$

На рис. 5.33 представлены графики изменений фазового угла вдоль основных используемых в БИА отведений у двух добровольцев, один из которых гиперстеник с развитой скелетной мускулатурой, а другой — астеник. Наибольшие различия фазового угла наблюдаются для рук (выше середины предплечья) и в области шеи.

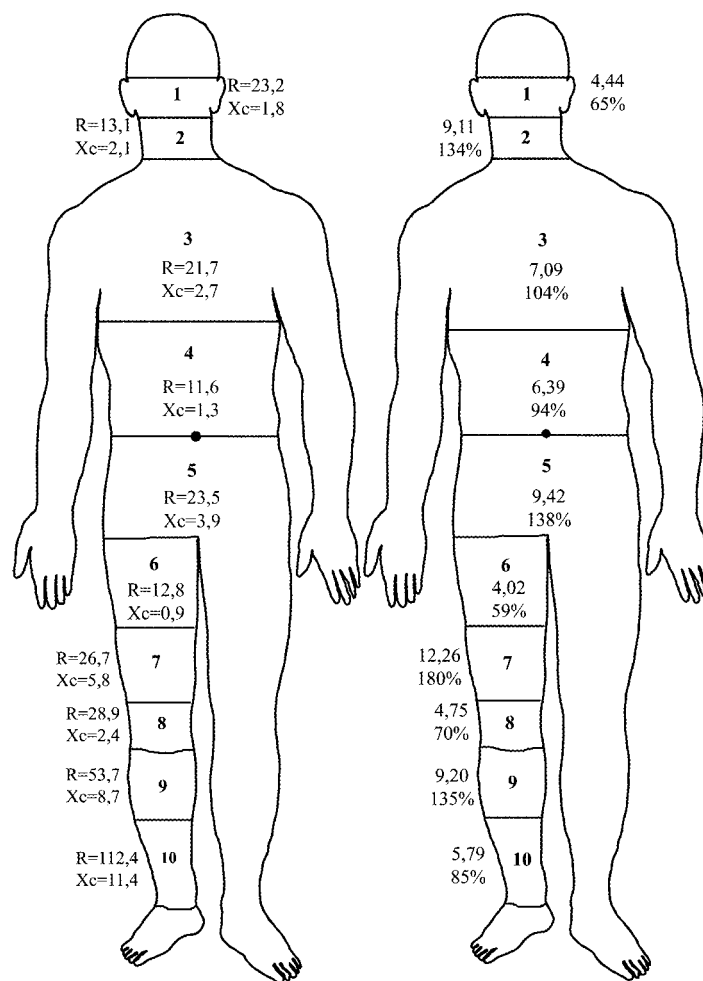


Рис. 5.32. Импедансные параметры в отведении голова–нога. Слева — активное и реактивное сопротивления (Ом), справа — абсолютные (°) и относительные (%) значения фазовых углов сегментов тела у пациента К. Интегральные значения: $R = 293,5$ Ом; $X_C = 34,9$ Ом, $\varphi = 6,78^\circ$

На рис. 5.34–5.36 слева показаны относительные величины активного и реактивного сопротивления (приведенные к длине соответствующих участков тела) для трех отведений. На тех же рисунках справа показаны удельное активное и реактивное сопротивления для различных участков тела. В отведении рука–нога (рис. 5.34) максимальные значения относительных величин

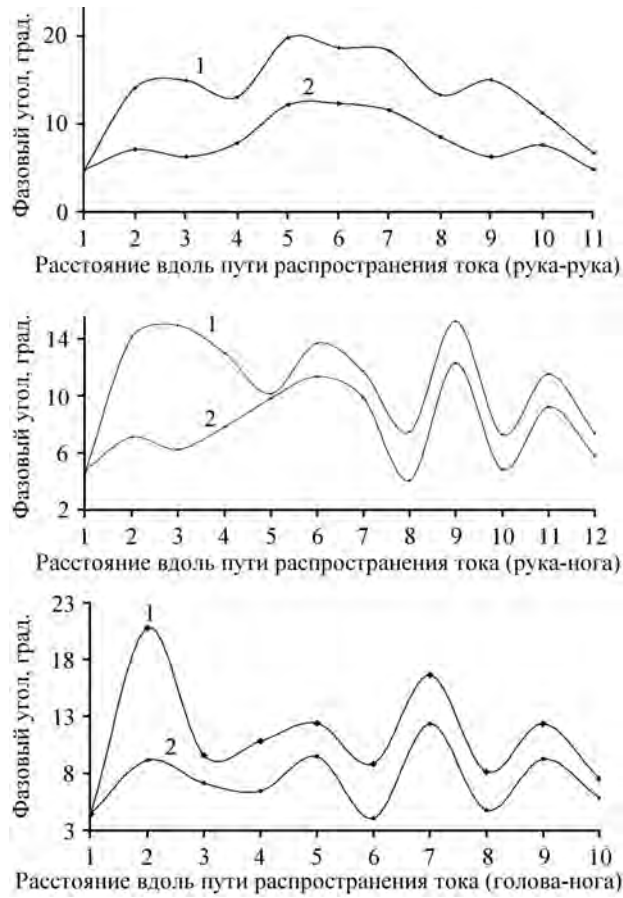


Рис. 5.33. Изменения значений φ вдоль пути распространения тока для трех исследованных отведений: 1 — гиперстеник с развитой мускулатурой, 2 — астеник

R и X_C определяются в области предплечья и голени. Величина удельного активного сопротивления (ρ') максимальна в области голени и туловища (участки 5, 12, 6, 7 и 11), а удельного реактивного сопротивления (ρ'') — в туловище (участки 5–7), нижней части бедра (участок 9) и голени (участки 11, 12). На рис. 5.35 показаны соответствующие данные для отведения рука–рука. Распределения относительных величин R и X_C имеют практически симметричный вид с максимальными значениями в нижней части предплечья; максимальные значения удельного активного и реактивного сопротивления определялись в области грудной клет-

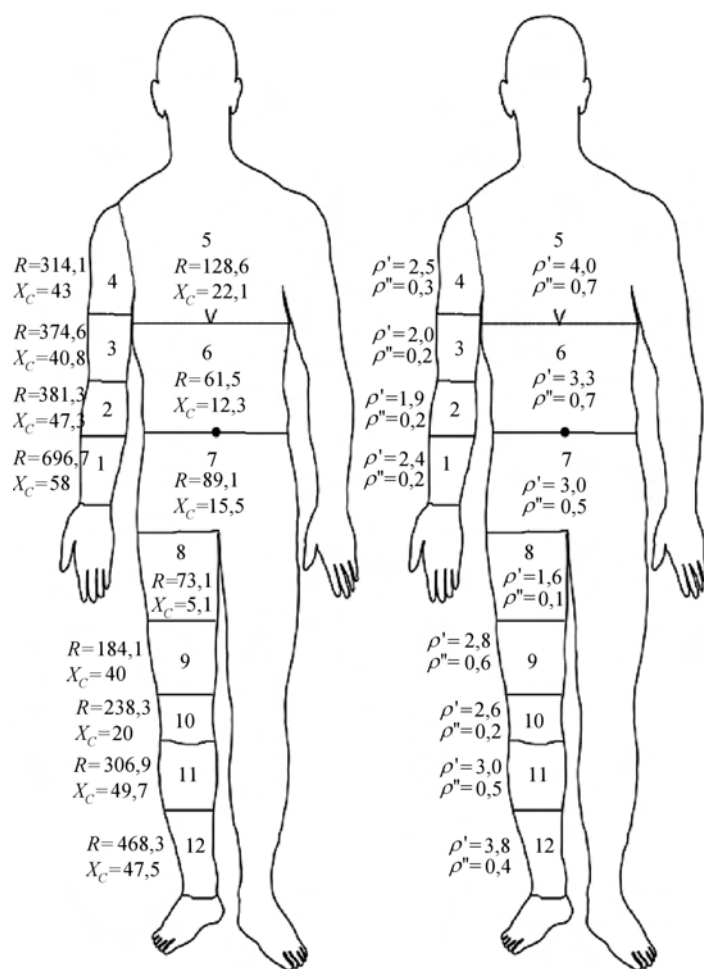


Рис. 5.34. Нормированные на длину участков тела значения активного и реактивного сопротивлений вдоль длины тела у мужчины в отведении рука–нога (слева); удельное активное и реактивное сопротивления для соответствующих участков тела (справа). Интегральные значения: $R = 267,4$ Ом/м, $X_C = 29,2$ Ом/м

ки. В отведении голова–нога (рис.5.36) относительные значения R и X_C максимальны в области голени (участки 10, 9) и средней части головы (участок 1), величина ρ' максимальна в средней части головы, нижней части голени и верхней половине грудной клетки, а ρ'' — в средней части головы, нижней части бедра и в туловище.

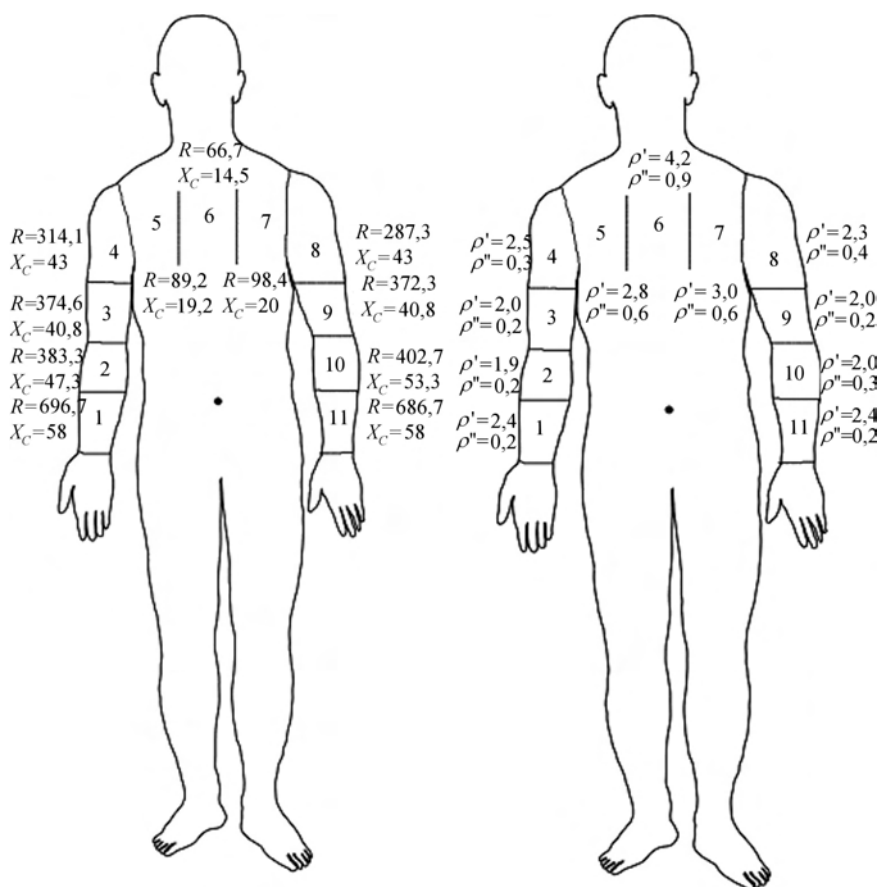


Рис. 5.35. Нормированные на длину участков тела значения активного и реактивного сопротивлений вдоль длины тела у мужчины в отведении рука–рука (слева); удельное активное и реактивное сопротивления для соответствующих участков тела (справа). Интегральные значения: $R = 345,3 \text{ Ом/м}$, $X_C = 36 \text{ Ом/м}$

На рис. 5.37 приведены графики изменений величин удельного активного (ρ') и реактивного (ρ'') сопротивления в трех отведениях для двух мужчин разного телосложения, один из которых гиперстеник с развитой мускулатурой, а другой — астеник. Наиболее выраженные различия обоих показателей определяются в области грудной клетки (а также в области шеи — в отведении голова–нога), что может указывать на различия состояния системы дыхания и скелетно-мышечного развития.

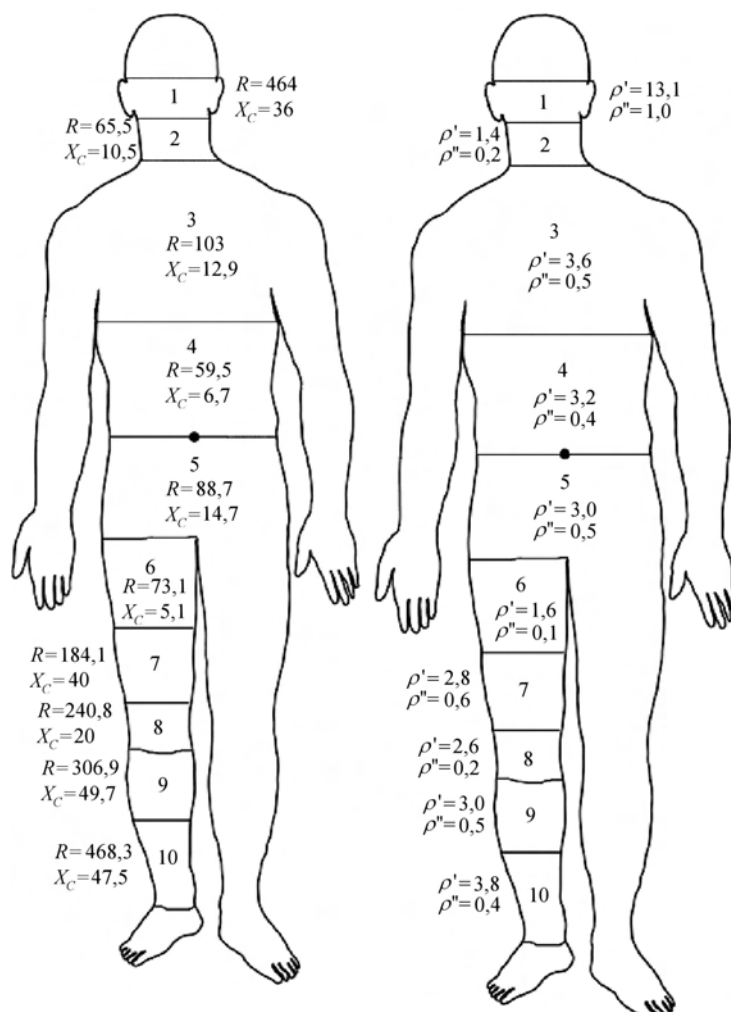


Рис. 5.36. Нормированные на длину участков тела значения активного и реактивного сопротивлений вдоль длины тела у мужчины в отведении голова–нога (слева); удельное активное и реактивное сопротивления для соответствующих участков тела (справа). Интегральные значения: $R = 165,4$ Ом/м, $X_C = 19,7$ Ом/м

Измеренные значения фазового угла для кистей рук, пальцев рук и стопы у пациента Н. показаны в табл. 5.7. В ходе измерений использовались кольцевые металлические электроды шириной 2,5 мм. Данные указывают на зависимость фазового угла от содержания мышечной ткани и степени развитости сосудистого русла

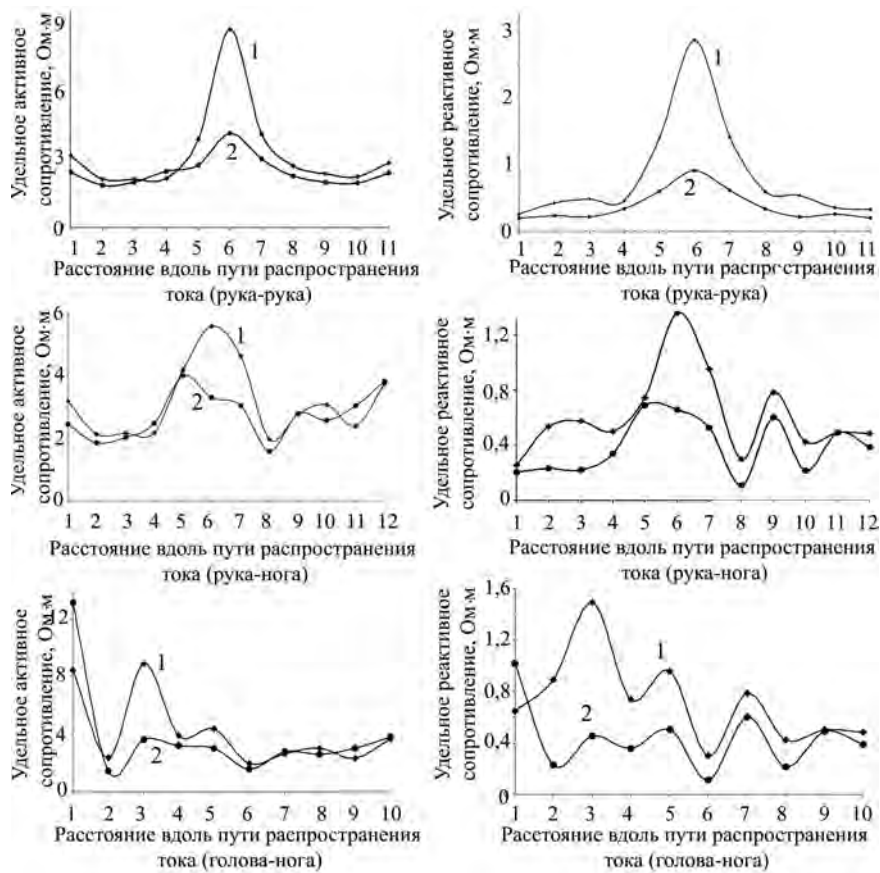


Рис. 5.37. Графики изменений величин удельного активного (слева) и реактивного (справа) сопротивлений вдоль пути распространения тока для трех исследованных отведений: 1 — гиперстеник с развитой мускулатурой; 2 — астеник

в исследуемом участке тела. Необходимо отметить, что методическая погрешность результатов измерений реактивного сопротивления мелких фрагментов тела, а следовательно и оценок фазового угла, пока недостаточно изучена.

Измерения мелких сегментов тела могут дать информацию о состоянии внеклеточной гидратации тканей (параметр ρ'), о количестве мышечной ткани (параметр ρ''). В некоторых случаях результаты таких исследований можно будет использовать для оценки эффективности клинических манипуляций, получая более ясную картину, чем при измерениях всего тела.

Таблица 5.7. Абсолютные и относительные значения фазового угла локальных участков тела у пациента Н.

Объект	Фазовый угол (φ), град.	φ/φ стандартного отведения
Большой палец руки	2,15	0,34
Указательный палец руки	2,51	0,39
Средний палец руки	2,11	0,33
Безымянный палец руки	2,81	0,44
Мизинец руки	2,38	0,37
Кисть от основания пальцев до запястья	3,75	0,59
Стопа от основания пальцев до голеностопа	5,28	0,83

5.5.2. Динамика и циркадные изменения импеданса

Изменения биоимпедансных параметров во времени могут отражать различные физиологические процессы. Скорости этих процессов принято характеризовать постоянной времени τ (рис. 5.38). Наиболее быстрые изменения происходят при перераспределении венозной крови между регионами. Например, при ортостатических воздействиях (см. гл. 6) значение τ обычно меняется в пределах 0,5–1,5 с для перемещений между торакальной и абдоминальной областями туловища и 5–15 с для изменений кровенаполнения голени. Характерное время изменения объема интерстициальной жидкости, исключая случаи нарушения целостности сосудистого русла — десятки минут, часы. Изменения внутриклеточной гидратации в ситуациях, не связанных с термическими и химическими

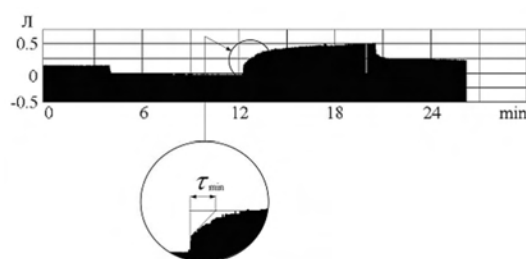


Рис. 5.38. Иллюстрация характерного времени изменения импедансных параметров голени при проведении ортостатической пробы с последовательностью положений: горизонтальное, антиортостатическое, ортостатическое, горизонтальное

ожогами тканей, происходят еще медленнее. Достоверные изменения объема жирового депо адипоцитов характеризуются величиной τ порядка нескольких суток.

Параметры биоимпеданса подвержены циркадным изменениям. Проводились оценки циркадного ритма водного баланса у 20 здоровых людей, 8 пациентов, перенесших операцию по трансплантации почек, и у 12 пациентов с почечной недостаточностью (Viemi et al., 2007). Показано, что в каждой из обследованных групп максимальный объем воды в организме (ОВО) определяется вечером в промежутке между 21 и 23 ч.

Анализ изменений импеданса и состава тела при измерениях, выполненных с 8 ч утра до 8 ч вечера с четырехчасовым интервалом в группе из 32 здоровых детей возраста от 7 до 15 лет, выявил достоверное снижение импеданса (на 5,83%) и увеличение общей воды организма и безжировой массы (на $0,855 \pm 1,06$ л и $1,173 \pm 1,47$ кг соответственно). Длина тела в течение дня достоверно снижалась (на $1,156 \pm 0,54$ см), а масса тела не изменялась, также был сделан вывод о достоверном снижении жировой массы (Rodriguez et al., 2000).

Изучались циркадные ритмы тощей, жировой и клеточной массы тела, общей воды организма, а также вне- и внутриклеточной жидкости у 10 здоровых добровольцев (Cugini et al., 1996). Полученные данные аппроксимировали кривыми вида

$$Yt = M + A \cos \left(\frac{2\pi}{\tau} t + \varphi \right) + et,$$

где M — среднее значение (мезор), A — амплитуда колебаний, φ — акрофаза, τ — период колебаний (24 ч), et — случайная величина определяемая ошибками аппроксимации. Амплитуда колебаний общей воды организма составила 1,5%, флуктуации не превышали 0,5%, а максимум приходился на 12 ч ночи.

Отслеживались изменения параметров импеданса под влиянием приема пищи у 18 здоровых добровольцев (Slinde, Rossander-Hulthen, 2001). Измерения проводили 18 раз в сутки, все испытуемые принимали стандартный пищевой рацион 3 раза в сутки в обычное время. Было показано, что после каждого приема пищи величина импеданса уменьшается и остается сниженной в течение 2–4 ч.

В исследовании 32 добровольцев было установлено отсутствие значимого эффекта приема небольшого количества жидкости

(350 мл) непосредственно перед началом биоимпедансного исследования на оценку процентного содержания жира в организме (Heiss et al., 2008).

Оценивали 12-часовые изменения импеданса у 18 здоровых добровольцев в дневное время суток при постоянном положении тела лежа на спине (Slinde et al., 2003). На завтрак, обед и ужин всем им было предложено идентичное питание. Средние значения импеданса, измеренного на частоте 50 кГц, значительно увеличивались к концу интервала измерений (от 558 ± 87 до 584 ± 95 Ом). После первого приема пищи импеданс снижался, а после второго и третьего оставался на прежнем уровне. Процентное содержание жира в теле по данным биоимпедансного анализа значительно увеличивалось в среднем на 2,2%. Авторы предположили, что наблюдаемые изменения импеданса и состава тела были вызваны перераспределением жидкости от конечностей к туловищу.

В работе Т.А. Ерюковой и соавт. (2009) проводилось изучение факторов, влияющих на циркадные ритмы параметров импеданса у здоровых людей. На протяжении трех суток через каждые 30 мин измеряли активное, реактивное сопротивление и фазовый угол у трех здоровых добровольцев с использованием анализатора АВС-01 “Медасс” в положении лежа на спине по стандартной 4-электродной схеме в отведении запястье–голеностоп. Несколько раз в течение суток проводили непрерывную регистрацию указанных параметров продолжительностью по 30 мин. Изменения импедансных параметров у здоровых добровольцев в течение суток аппроксимировались периодическими функциями. Кривые суточного ритма величин активного, реактивного сопротивления и фазового угла показаны на рис. 5.39.

На графике активного сопротивления данные аппроксимированы синусоидальной функцией ($r = 0,57$) и рядом Фурье ($r = 0,87$). Параметры реактивного сопротивления ($r = 0,7$) и фазового угла ($r = 0,67$) приближены синусоидой. Максимальная амплитуда суточных колебаний активного сопротивления составила 6,6%, а реактивного сопротивления — 8%. В ночные часы активное сопротивление было близко к среднему значению, с 9 до 13 ч оно возрастало, а затем уменьшалось. Это соответствует отмеченной в литературе тенденции к увеличению объема воды в организме к вечеру. Далее следовало небольшое повышение активного сопротивления с последующей стабилизацией около среднего значения. Такие изменения импеданса лучше описываются рядом Фурье. Максимальные значения реактивного сопротивления наблюдаются

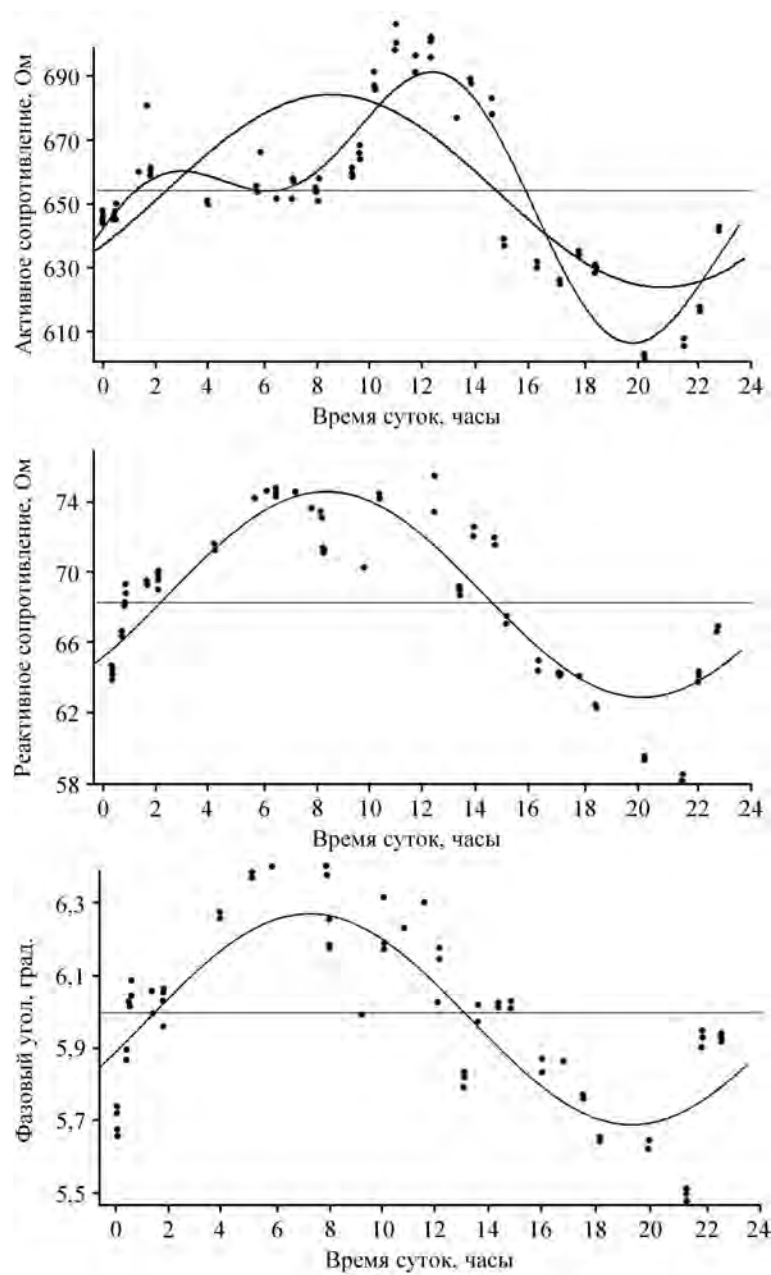


Рис. 5.39. Циркадные ритмы активного, реактивного сопротивлений и фазового угла здорового человека. Показаны аппроксимирующие кривые и среднее значение

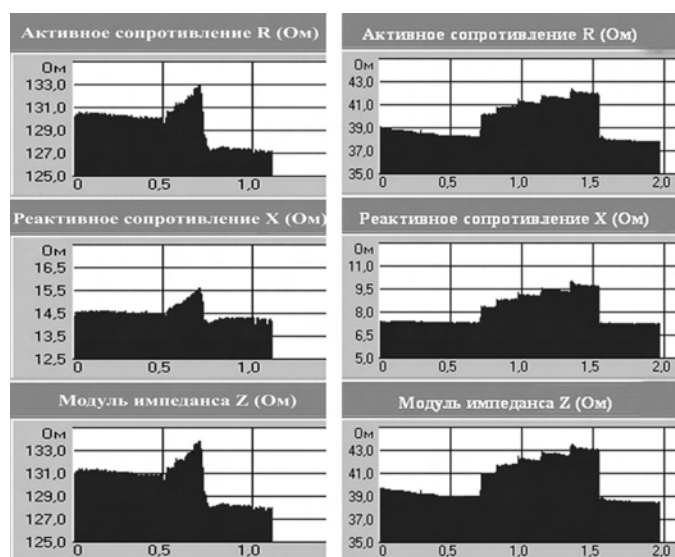


Рис. 5.40. Реакция биоимпедансных параметров предплечья (слева) и голени (справа) на статическую нагрузку

в 7–8 ч утра, а минимальные — около 8 ч вечера. С физиологической точки зрения, это соответствует снижению функциональной активности клеток к концу рабочего дня и восстановлению функции в ночные часы.

Графики суточных изменений компонентов биоимпеданса показывают, что “артефакты” величин R и X_C изменялись независимо. При этом если колебания активного сопротивления могли быть вызваны изменениями гидратации, то колебания реактивного сопротивления могут объясняться только факторами, влияющими на емкостные характеристики тканей. Наиболее вероятным механизмом таких флуктуаций являются изменения степени агрегации мышечных волокон.

На рис. 5.40 показаны результаты экспериментов с изометрическим напряжением мышц предплечья и голени (Ерюкова и др., 2009б; Сорокин и др., 2009). Слева показаны ступенчатые тренды изменений R , X_C и Z в процессе изометрического жима кистевого динамометра в течение 25 с с последовательными усилиями 3, 5, 10 и 15 кг. На кривой изменений активного сопротивления и импеданса наблюдается дрейф гидратации в фоновом состоянии, резкое изменение параметра в начале жима, ступенчатое увеличение параметров при увеличении усилия и заметное снижение относитель-

Таблица 5.8. Относительные изменения величин R и X_C голени, предплечья и всего тела при выполнении силовых нагрузок

	Предплечье, изометрический жим	Ст. отведение, изометрический жим	Голень, ступенчатое напряжение	Ст. отведение ступенчатое напряжение
$\Delta R, \%$	2	0,62	10	0,91
$\Delta X_C, \%$	7	2,19	30	4,67

но фоновых значений в стадии релаксации. Аналогично меняются величины R и Z в пробе с поэтапным напряжением мышц голени (рисунок справа). На графиках реактивного сопротивления в обеих пробах отсутствовала динамика фонового состояния и изменение уровня периода релаксации относительно фоновых значений.

В табл. 5.8 изменения R и X_C при выполнении силовых нагрузок приведены в процентах от фоновых значений для рассматриваемых регионов тела и основного отведения. Они незначительно превышают колебания артефактов величин R и X_C относительно кривых суточных изменений на рис. 5.39. Мышечные сокращения сопровождалось увеличением как активной, так и реактивной составляющей импеданса, причем относительные изменения реактивного сопротивления оказались более выражены (7% для предплечья и 30% для голени).

Таким образом, суточные ритмы импеданса обладают выраженной индивидуальной изменчивостью, существенно зависят от средовых факторов и состояния организма. Поэтому при проведении биоимпедансных исследований необходимо соблюдение требований стандартизации для получения сопоставимых результатов.

Литература

- Бабский Е.Б. Обмен веществ и энергии. Питание // Физиология человека / Под ред. Е.Б. Бабского, А.А. Зубкова, Г.И. Косицкого и Б.И. Ходорова. М.: Медицина, 1966. С. 226-271.
- Бобохонова А.С., Хеймец Г.И., Атауллаханова Д.М. и др. Диагностика гипертрофии миокарда левого желудочка сердца с учетом данных биоимпедансного анализа // Материалы 8-й науч.-практ. конф. "Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы" (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 22 марта 2006 г.). М., 2006. С. 156-162.
- Газенко О.Г., Григорьев А.И., Егоров А.Д. Физиологические эффекты действия невесомости на человека в условиях космического полета // Физиология человека. 1997. Т. 23, № 2. С. 138-146.

- Детьен П.* Водный и электролитный баланс // Физиология человека, т. 3 / Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. М.: Мир, 2005. С. 813–822.
- Ерюкова Т.А., Старунова О.А., Николаев Д.В.* и др. О результатах полисегментного биоимпедансного анализа состава тела // Материалы 11-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы” (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 25 марта 2009 г.). М., 2009а. С. 76–85.
- Ерюкова Т.А., Старунова О.А., Николаев Д.В.* и др. О суточных ритмах изменений параметров биоимпеданса // Там же. 2009б. С. 86–94.
- Казакова О.А., Мартиросов Э.Г., Николаев Д.В.* и др. Разработка норм жировой массы для биоимпедансной оценки состава тела у детей 5–10 лет // Материалы 10-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы” (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 26 марта 2008 г.). М., 2008. С. 316–319.
- Мартиросов Э.Г., Николаев Д.В., Николаева Н.Д.* и др. Биоимпедансная оценка состава тела у детей 10–16 лет с использованием анализатора АВС-01 “Медасс” // Материалы 8-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы” (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 22 марта 2006 г.). М., 2006. С. 286–294.
- Мартиросов Э.Г., Руднев С.Г., Николаев В.Г.* и др. О возможностях биоимпедансного типирования в клинической практике // Материалы 10-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы” (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 26 марта 2008 г.). М., 2008. С. 79–84.
- Николаев Д.В., Мартиросов Э.Г., Руднев С.Г., Баранов И.С.* О применении биоимпедансного анализа регионов тела для количественной оценки состояния скелетно-мышечной ткани // Материалы 9-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы” (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 28 марта 2007 г.). М., 2007а. С. 123–128.
- Николаев Д.В., Казакова О.А., Руднев С.Г.* и др. Характеристика нормальной изменчивости скелетно-мышечной массы в зависимости от пола и возраста по данным биоимпедансного анализа // Там же. 2007б. С. 382–388.
- Носков В.Б.* Механизмы волюморегуляции при действии факторов космического полета // Авиакосмич. и экол. медицина. 2000. Т. 34, № 4. С. 3–8.
- Носков В.Б., Котов А.Н., Моруков Б.В.* и др. Биоимпедансный анализ жидких сред и состава тела в условиях непродолжительного космического полета и гипокинезии // Физиология человека. 2006. Т. 32, № 5. С. 136–139.
- Носков В.Б., Николаев Д.В., Туйкин С.А.* и др. Портативный импедансометр для оценки жидкостных пространств организма в условиях космического полета // Мед. техника. 2007а. № 2. С. 45–47.
- Носков В.Б., Ничипорук И.А., Григорьев А.И.* Динамика жидкостных сред и состава тела в условиях длительного космического полета (биоимпедансный анализ) // Авиакосмич. и экол. медицина. 2007б. Т. 41, № 3. С. 3–7.
- Руднев С.Г., Казакова О.А., Мартиросов Э.Г., Николаев Д.В.* О возрастной динамике фазового угла по данным одночастотного биоимпедансного анализа // Материалы 9-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы” (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 28 марта 2007 г.). М., 2007. С. 389–395.

- Симонова А.Ю., Путанова Н.Н., Курилкин Ю.А.* и др. Первый опыт использования полисегментного биоимпедансного анализа для определения водных секторов организма у больных с острыми экзотоксикозами // *Анестезиология и реаниматология.* 2008. № 6. С. 15–18.
- Сорокин А.А., Безуглов Э.Н., Николаев Д.В.* и др. Оценка эффективности тренировочного процесса спортсменов методом биоимпедансного анализа состава тела // *Материалы 11-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы”* (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 25 марта 2009 г.). М., 2009. С. 344–352.
- Старунова О.А., Ерюкова Т.А., Николаев Д.В.* и др. Методика векторного биоимпедансного анализа и результаты обследования 4112 практически здоровых взрослых москвичей // Там же. С. 178–184.
- Хрисанфова Е.Н., Перевозчиков И.В.* Антропология. М.: Изд-во МГУ; Наука, 2005. 400 с.
- Хрущева Ю.В., Зубенко А.Д., Чедия Е.С.* и др. Верификация и описание возрастной изменчивости биоимпедансных оценок основного обмена // *Материалы 11-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы”* (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 25 марта 2009 г.). М., 2009. С. 353–357.
- Barbosa-Silva M.C.G., Barros A.J.D., Wang J.* et al. Bioelectrical impedance analysis: population reference values for phase angle by age and sex // *Amer. J. Clin. Nutr.* 2005. Vol. 82. P. 49–52.
- Baumgartner R.N.* Age // *Human body composition* / Ed. S.B. Heymsfield, T.G. Lohman, Z. Wang, S.B. Going. Champaign (Ill.): Human Kinetics, 2005. P. 259–269.
- Baumgartner R.N., Chumlea W.C., Roche A.F.* Bioelectric impedance phase angle and body composition // *Amer. J. Clin. Nutr.* 1988. Vol. 48. P. 16–23.
- Baumgartner R.N., Chumlea W.C., Roche A.F.* Estimation of body composition from bioelectric impedance of body segments // *Ibid.* 1989. Vol. 50. P. 221–226.
- Bosy-Westphal A., Danielzik S., Dorhofer R.-P.* et al. Phase angle from bioelectrical impedance analysis: population reference values by age, sex, and body mass index // *J. Parenteral Enteral Nutr.* 2006. Vol. 30. P. 309–316.
- Boyd E.* Experimental error inherent in measuring growing human body // *Amer. J. Physiol.* 1930. Vol. 13. P. 389–432.
- Buemi M., Campo S., Sturiale A.* et al. Circadian rhythm of hydration in healthy subjects and uremic patients studied by bioelectric impedance analysis // *Nephron Physiol.* 2007. Vol. 106. P. 39–44.
- Cugini P., Salandri A., Petrangeli C.M.* et al. Circadian rhythms in human body composition // *Chronobiol. Intern.* 1996. Vol. 13, N 5. P. 359–371.
- Despres J.-P., Ross R., Lemieux S.* Imaging techniques applied to the measurement of human body composition // *Human body composition* / Ed. A.F. Roche, S.B. Heymsfield, T.G. Lohman. Champaign (Ill.): Human Kinetics, 1996. P. 149–166.
- Forbes R.M., Cooper A.R., Mitchel H.H.* The composition of the adult human body as determined by chemical analysis // *J. Biol. Chem.* 1953. Vol. 203. P. 359–366.
- Forbes G.B., Lewis A.M.* Total sodium, potassium and chloride in adult man // *J. Clin. Invest.* 1956. Vol. 35. P. 596–600.
- Guo S.S., Zeller C., Chumlea W.C., Siervogel R.M.* Aging, body composition, and lifestyle: the Fels Longitudinal Study // *Amer. J. Clin. Nutr.* 1999. Vol. 70. P. 405–411.

- Heath B.H., Carter J.E.* A modified somatotype method // *Amer. J. Phys. Anthropol.* 1967. Vol. 27, N1. P. 57–74.
- Heiss C.J., Naylor J., Bronco K.M., Myers B.J.* A small food or fluid load has no effect on body composition measured by 3 different methods // *Topics Clin. Nutr.* 2008. Vol. 23, N 3. P. 229–233.
- Knight G.S., Beddoe A.H., Streat S.J., Hill G.L.* Body composition of two human cadavers by neutron activation and chemical analysis // *Amer. J. Physiol.* 1986. Vol. 250. P. E179–E185.
- Kyle U.G., Genton L., Slosman D.O., Pichard C.* Fat-free and fat mass percentiles in 5225 healthy subjects aged 15 to 98 years // *Nutrition.* 2001. Vol. 17. P. 534–541.
- Lapidus L., Bengtsson C., Larsson B.* et al. Distribution of adipose tissue and risk of cardiovascular disease and death: a 12-year follow-up of participants in the population study of women in Gothenburg, Sweden // *Brit. Med. J.* 1984. Vol. 289. P. 1257–1261.
- Leach-Huntoon C., Grigoriev A.I., Natochin Yu.V.* Fluid and electrolyte regulation in spaceflight. San Diego, 1998. 220 p. (AASP; Vol. 94).
- Marra M., Caldara A., De Caprio C.* et al. Single-frequency BIA in young-adult severely obese patients // *Proc. of the XII Intern. conf. on electrical bioimpedance & V conf. on electrical impedance tomography.* Gdansk, 2004. P. 267–268.
- Marra M., De Filippo E., Signorini A.* et al. Phase angle as a predictor of basal metabolic rate in female patients with anorexia nervosa // *Ibid.* P. 245–246.
- Martirosov E.G., Homyakova I.A., Pushkin S.V.* et al. Bioelectric impedance phase angle and body composition in Russian children aged 10–16 years: reference values and correlations // *ICEBI 2007 / Ed. H. Scharfetter, R. Merwa. B.; Heidelberg: Springer, 2007. P. 807–810. (IFMBE Proc., Vol. 17).*
- Mitchell A.H., Hamilton T.S., Stegerda F.R., Bean H.W.* The chemical composition of the adult human body and its bearing on the biochemistry of growth // *J. Biol. Chem.* 1945. Vol. 158. P. 625–637.
- Moore F.D.* Determination of total body water and solids with isotopes // *Science.* 1946. Vol. 104. P. 157–160.
- Mueller W.H., Harrist R.B., Doyle S.R., Labarthe D.R.* Percentiles of body composition from bioelectrical impedance and body measurements in U.S. adolescents 8–17 years old: project HeartBeat! // *Amer. J. Hum. Biol.* 2004. Vol. 16. P. 135–150.
- Nawarycz T., Ostrowska-Nawarycz L.* Evaluation of the first and second components of somatotype using bioelectric impedance analysis // *Proc. of XI Intern. conf. on electrical bioimpedance.* Oslo, 2001. P. 349–352.
- Ohlson L.O., Larsson B., Svardsudd K.* et al. The influence of body fat distribution on the incidence of diabetes mellitus // *Diabetes.* 1985. Vol. 34. P. 1055–1058.
- Piccoli A., Pastori G.* BIVA software / Dept. of Medical and Surgical Sciences, Univ. of Padova. Padova, 2002. Available at E-mail: apiccoli@unipd.it.
- Piccoli A., Rossi B., Pillon L., Bucciante G.* A new method for monitoring body fluid variation by bioimpedance analysis: the RXc graph // *Kidney Intern.* 1994. Vol. 46. P. 534–539.
- Riegerova J., Pavelkova L.* The body structure and the risk of cardiovascular diseases // *Dr. Ales Hrdlicka and anthropology in 1993 / Ed. P. Blaha and V. Vancata. Prague: Charles Univ., 1993. P. 109–112.*
- Rodriguez G., Moreno L.A., Sarria A.* et al. Assessment of nutritional status and body composition in children using physical anthropometry and bioelectrical

- impedance: influence of diurnal variations // *J. Pediatr. Gastroenterol. Nutr.* 2000. Vol. 30, N 3. P. 305–309.
- Ryo M., Maeda K., Onda T.* et al. A new simple method for the measurement of visceral fat accumulation by bioelectrical impedance // *Diabetes Care.* 2005. Vol. 28, N 2. P. 451–453.
- Salinari S., Bertuzzi A., Mingrone G.* et al. New bioimpedance model accurately predicts lower limb muscle volume: validation by magnetic resonance imaging // *Amer. J. Physiol. Endocrinol. Metab.* 2002. Vol. 282, N 4. P. E960–E966.
- Scharfetter H., Schlager T., Stollberger R.* et al. Assessing abdominal fatness with local bioimpedance analysis: basics and experimental findings // *Intern. J. Obes.* 2001. Vol. 25. P. 502–511.
- Siervogel R.M., Wisemandle W., Maynard L.M.* et al. Serial changes in body composition throughout adulthood and their relationships to changes in lipid and lipoprotein levels : The Fels Longitudinal Study // *Arterioscler. Thromb. Vasc. Biol.* 1998. Vol. 18. P. 1759–1764.
- Slaughter M.H., Lohman T.G.* Relationship of body composition to somatotype // *Amer. J. Phys. Anthropol.* 1976. Vol. 44. P. 237–244.
- Slinde F., Bark A., Jansson J., Rossander-Hulthen L.* Bioelectrical impedance variation in healthy subjects during 12 h in the supine position // *Clin. Nutr.* 2003. Vol. 22, N 2. P. 153–157.
- Slinde F., Rossander-Hulthen L.* Bioelectrical impedance: effect of 3 identical meals on diurnal impedance variation and calculation of body composition // *Amer. J. Clin. Nutr.* 2001. Vol. 74. P. 474–478.
- Wang Z., Deurenberg P., Wang W.* et al. Hydration of fat-free body mass: Review and critique of a classic body-composition constant // *Amer. J. Clin. Nutr.* 1999. Vol. 69. P. 833–841.
- Wells J.C.K., Williams J.E., Fewtrell M.* et al. A simplified approach to analyzing bio-electrical impedance data in epidemiological surveys // *Intern. J. Obes.* 2007. Vol. 31. P. 507–514.
- Widdowson E.M., McCance R.A., Spray C.M.* The chemical composition of the human body // *Clin. Sci.* 1951. Vol. 10. P. 113–125.
- Winick M.* Hunger disease — studies by Jewish physicians in the Warsaw Ghetto. N.Y.: Wiley, 1979.

Глава 6

Клинические приложения

Биоимпедансный анализ широко применяется в медицине в качестве диагностического метода и для мониторинга, позволяющего получать оперативную информацию о состоянии пациента и на ее основе планировать инфузионную терапию, осуществлять подбор препаратов для лечения сердечно-сосудистых заболеваний и контролировать эффективность терапии.

Биоимпедансометрия широко вошла в медицинскую практику как неинвазивная методика, позволяющая получать информацию в однократном и мониторинговом режимах, не принося в организм изменений или риска развития осложнений, свойственных инвазивным методам. На современном этапе биоимпедансный анализ состава тела стал значительно более информативным методом. Если в середине прошлого столетия использовались, главным образом, методы оценки общей, вне- и внутриклеточной гидратации всего организма, то в настоящее время к этим возможностям добавились методики оценки и одновременного мониторинга гидратации всех регионов тела. Кроме того, появилась возможность комплексной оценки состояния липидного, белкового и энергетического обмена, состояния клеточных мембран. Отсутствие инерционности и безопасность метода биоимпедансометрии позволяют использовать его в качестве средства мониторинга у самых тяжелых больных, в том числе и в медицине критических состояний.

Представленный в данной главе опыт использования биоимпедансного анализа в медицине показывает, насколько яснее становится патогенез патологического процесса при наличии информации о составе тела, и какие действия следует предпринять на текущем этапе лечебной помощи.

Порядок следования разделов этой главы отражает частоту использования биоимпедансного анализа в соответствующих разделах медицины. На его основе предложены специализированные методики самого различного назначения: от традиционных методик контроля эффективности лечения ожирения и динамики общей гидратации в критических состояниях до сравнительно новых, таких как оценка гидратации тканей десны в стоматологии.

6.1. Биоимпедансная оценка ожирения и избыточной массы тела

Ожирение широко распространено во всем мире, а в некоторых странах ситуация близка к эпидемии. Предполагается, что к 2025 г. в мире от ожирения будут страдать до 40% мужчин и до 50% женщин (Дедов, Мельниченко, 2006). На эпидемиологическом уровне, о распространенности ожирения судят по величине индекса массы тела. Критерием ожирения в эпидемиологической практике считаются значения ИМТ, превышающие 30 кг/м². В гл. 1 было продемонстрировано, насколько ошибочными могут оказаться индивидуальные оценки степени жировотложения, основанные только на данном показателе. Для одних и тех же значений ИМТ оценки %ЖМТ расходятся достаточно часто. Эти различия обусловлены вариациями типов телосложения, уровня физического развития и другими факторами. Благодаря многокомпонентному представлению состава тела БИА позволяет перейти от традиционных методов оценки степени жировотложения, базирующихся на ИМТ, к объективной количественной характеристике содержания в организме жировой ткани.

На рис. 6.1 представлено распределение значений %ЖМТ у пациентов на фоне кривых, характеризующих нормальные возрастные изменения признака. Видно, что преобладающая часть пациентов, обратившихся за медицинской помощью в данное учреждение, имеет ожирение различной степени тяжести.

На рис. 6.2 приводится распределение значений биоимпедансных оценок %ЖМТ у тех пациентов, которые имели повышенные значения индекса массы тела (в диапазоне от 25 до 30 кг/м²). У мужчин и женщин значения %ЖМТ оказались распределены примерно поровну между повышенными и нормальными значениями. У женщин более старшего возраста преобладали нормальные значения %ЖМТ.

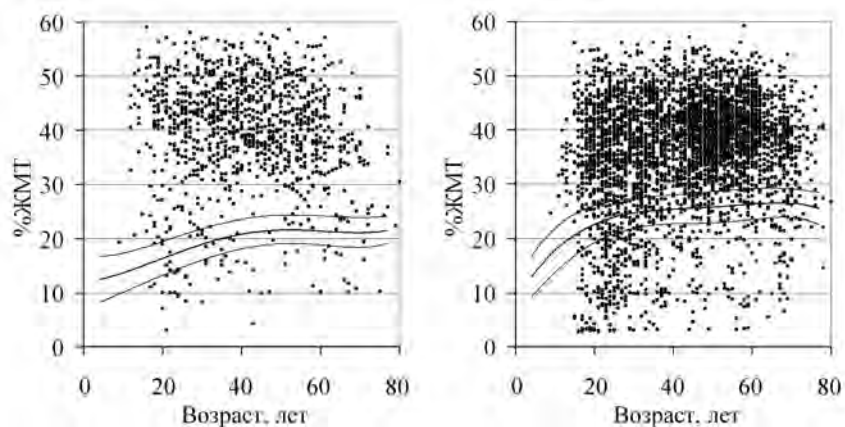


Рис. 6.1. Распределение значений биоимпедансных оценок %ЖМТ у пациентов клиники лечебного питания НИИ питания РАМН на фоне нормальных возрастных изменений признака. Слева — данные для мужчин ($n = 973$), справа — для женщин ($n = 3490$)

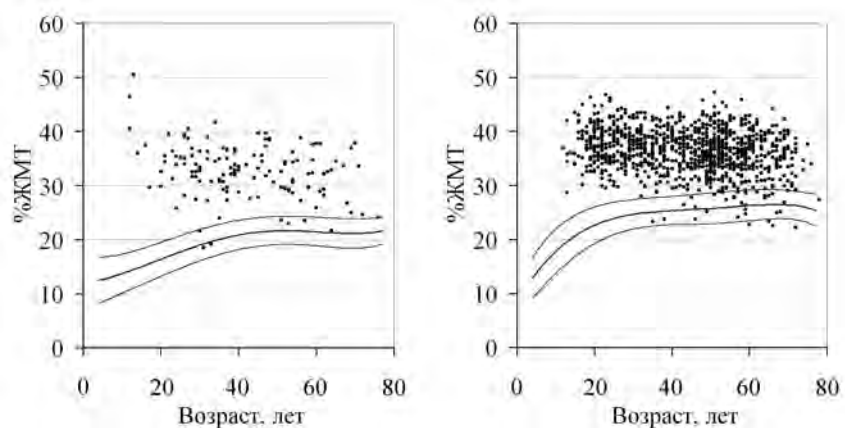


Рис. 6.2. Распределение процента жировой массы в зависимости от возраста у взрослых пациентов клиники лечебного питания НИИ питания РАМН, величина ИМТ у которых находилась в пределах 25–30 $\text{кг}/\text{м}^2$. Слева — данные для мужчин, справа — для женщин

На рис. 6.3 дано распределение величины %ЖМТ у пациентов, имевших высокие значения ИМТ (более 30 $\text{кг}/\text{м}^2$). Как и следовало ожидать, подавляющая часть выборки имеет высокие значения %ЖМТ, соответствующие критерию ожирения. Как и на предыдущем графике, у женщин старшего возраста наблюдается более

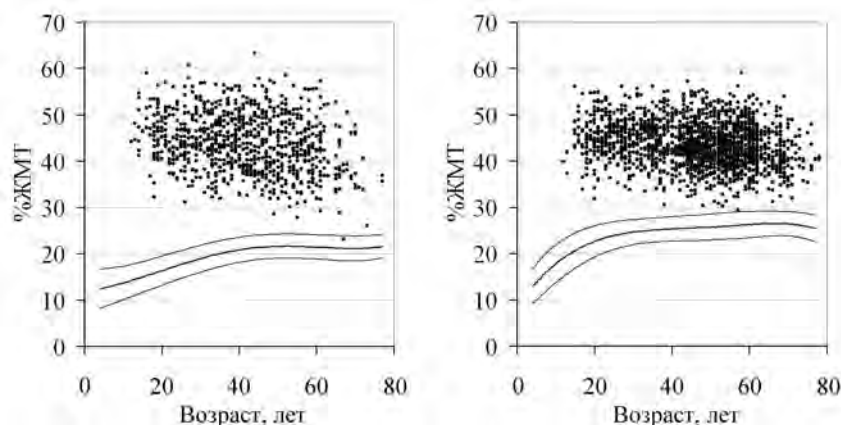


Рис. 6.3. Распределение процента жировой массы в зависимости от возраста у пациентов клиники лечебного питания НИИ питания РАМН, величина ИМТ у которых превышала 30 кг/м^2 . Слева — данные для мужчин, справа — для женщин

высокий процент попадания в область нормальных значений по %ЖМТ.

В табл. 6.1 приведены оценки относительных численностей групп пациентов, имевших избыточную массу тела и ожирение, в зависимости от выбранного критерия диагностики. Практически каждый пациент, имевший высокие значения ИМТ, трактовался как имеющий ожирение и по критерию %ЖМТ. В то же время критерию ожирения по %ЖМТ удовлетворяло большее число пациентов, чем по критерию ИМТ — на 48% больше у женщин и на 13% больше у мужчин. Среди мужчин и женщин, имевших повышенный процент жировой массы, менее 50% имели повышенные значения ИМТ (между 25

Таблица 6.1. Процент пациентов клиники лечебного питания НИИ питания РАМН, имевших избыточную массу тела и ожирение, в зависимости от способов диагностики

Способ диагностики	Избыточная масса тела		Ожирение	
	Мужчины	Женщины	Мужчины	Женщины
По ИМТ	11,8	23,7	77,3	41,6
По %ЖМТ	3,9	12,1	87,4	61,5
По ИМТ и %ЖМТ одновременно	1,8	5,4	77,1	41,0

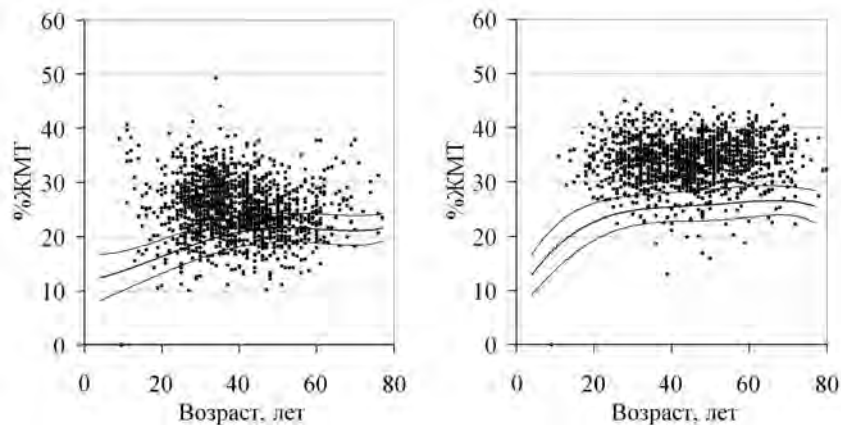


Рис. 6.4. Распределение процента жировой массы в зависимости от возраста у лиц, посещавших московские фитнес-центры, величина ИМТ у которых находилась в пределах 25–30 кг/м². Слева — данные для мужчин, справа — для женщин

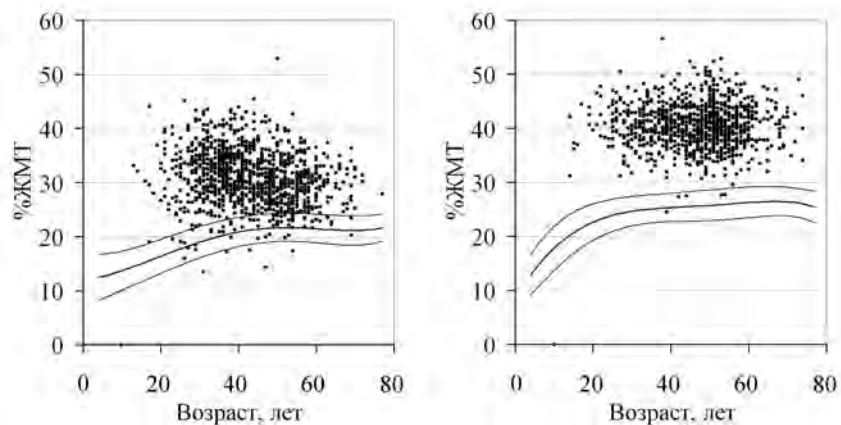


Рис. 6.5. Распределение процента жировой массы в зависимости от возраста у лиц, посещавших московские фитнес-центры, величина ИМТ у которых превышала 30 кг/м². Слева — данные для мужчин, справа — для женщин

и 30 кг/м²). При этом повышенные значения ИМТ в рассматриваемой выборке отмечались гораздо чаще, чем повышенный %ЖМТ.

На рис. 6.4 и 6.5 представлены аналогичные распределения значений биоимпедансных оценок %ЖМТ на фоне возрастных норм

%ЖМТ у посетителей московских фитнес-центров, имевших повышенные и высокие значения индекса массы тела.

В отличие от рис. 6.2, для основной части рассматриваемой выборки значения %ЖМТ на рис. 6.4 оказались в пределах нормы. Выход за верхнюю границу интервала нормальных значений %ЖМТ свидетельствует о сниженных по сравнению с нормой величинах %БМТ, и наоборот. По всей видимости, группе с пониженным %ЖМТ соответствуют индивиды более атлетического телосложения с повышенным развитием скелетно-мышечной системы, а группе с повышенным %ЖМТ соответствуют индивиды менее атлетического телосложения.

На рис. 6.5 видно, что некоторая часть посетителей фитнес-центров, имевших высокие значения ИМТ, имеет нормальные значения %ЖМТ, что указывает на отсутствие ожирения. Высокие значения ИМТ у них объясняются увеличенными значениями абсолютного содержания тощей массы. В особенности это относится к группе мужчин (на рисунке слева), имевших низкий %ЖМТ относительно нормальных значений признака.

В табл. 6.2 приведены оценки относительных численностей групп мужчин и женщин, имевших избыточную массу тела и ожирение, в зависимости от выбранного критерия диагностики. В ситуации с избыточной массой тела как у мужчин, так и у женщин совпадение оценок по ИМТ и %ЖМТ наблюдается менее чем в 40% случаев, если в качестве критерия диагностики выбран индекс массы тела. В то же время, в ситуации с ожирением совпадение оценок по ИМТ и %ЖМТ наблюдается в 57% случаев у мужчин и в 45% случаев у женщин, если в качестве критерия диагностики выбрано процентное содержание жировой массы.

Сравнение табл. 6.1 и 6.2 показывает, что у пациентов клиники лечебного питания совпадение диагнозов ожирения по критериям %ЖМТ и ИМТ наблюдается чаще, чем у исследованного контин-

Таблица 6.2. Процент лиц, посещавших фитнес-центры Москвы и имевших избыточную массу тела и ожирение, в зависимости от способов диагностики

Способ диагностики	Избыточная масса тела		Ожирение	
	Мужчины	Женщины	Мужчины	Женщины
По ИМТ	37,0	22,7	22,7	10,8
По %ЖМТ	23,7	23,2	31,4	19,9
По ИМТ и %ЖМТ	14,1	9,0	17,9	9,0

Таблица 6.3. Результаты полисегментного биоимпедансного анализа больных ожирением С. и Р., имевших андройдный и гиноидный типы жиротложения соответственно

Пациент	ОТ/ОБ	%ЖМ			
		Все тело	Туловище	Ноги	Руки
С.	0,96	42,3	81	13,2	5,8
Р.	0,73	33,8	74	19,0	7,0

гента посетителей фитнес-центров, что неудивительно, поскольку средние величины ИМТ и %ЖМТ в первой из указанных выборок значительно выше. В ситуации с повышенными значениями показателей наблюдаются значительные расхождения между рассматриваемыми критериями диагностики.

Традиционно выделяют три типа ожирения. *Андройдный*, или *абдоминальный*, тип ожирения характеризуется избыточным жиротложением в области живота и верхней части туловища. При данном типе ожирения чаще развиваются такие заболевания как сахарный диабет, артериальная гипертензия, инфаркты и инсульты. *Гиноидный*, или *бедренно-ягодичный*, тип ожирения характеризуется развитием жировой ткани преимущественно в области бедер и ягодиц. Такой тип ожирения нередко сопровождается заболеваниями позвоночника, суставов и вен нижних конечностей. *Смешанный*, или *промежуточный*, тип ожирения характеризуется равномерным распределением жира по всему телу.

Для определения типа ожирения измеряют индекс талия–бедра (ИТБ), т.е. соотношение обхватов талии и бедер ($ИТБ = ОТ/ОБ$). При абдоминальном ожирении указанное соотношение у мужчин превышает 1,0; у женщин — 0,85. Биоимпедансный анализ позволяет получить более полную информацию о характере распределения жировой ткани по сравнению с величиной ИТБ.

В табл. 6.3 показано относительное распределение жировой массы между туловищем и конечностями у двух пациентов с различными типами отложения жира. У пациента С. (андройдный тип жиротложения) процент жировой массы, приходящейся на туловище, выше, чем у пациента Р. (гиноидный тип).

Ожирение влияет на состояние гидратации, минеральный и белковый компоненты безжировой массы. Величина гидратации безжировой массы у женщин с ожирением составляет 71–73%, а плотность БМТ меняется в пределах 1,097–1,104 г/см³ (Evans et

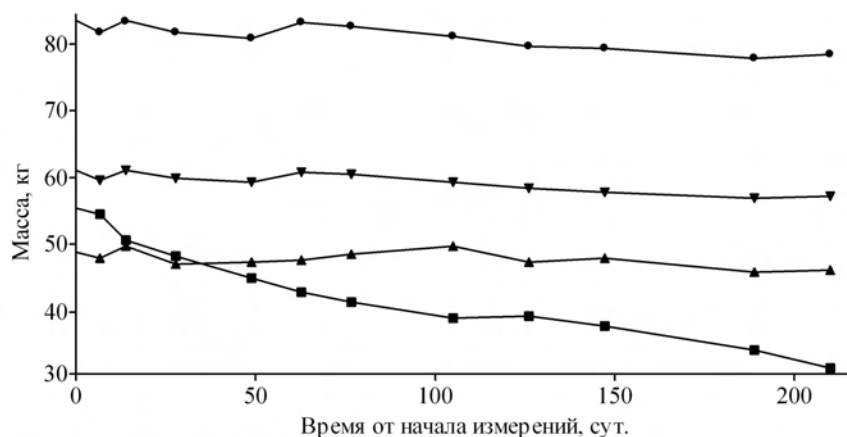


Рис. 6.6. Динамика изменений ЖМТ (■), БМТ (●), АКМ (▲) и ОВО (▼) в процессе лечения больного ожирением

al., 1999; Fuller et al., 1994). На рис. 6.6 показан пример изменений жировой, безжировой и активной клеточной массы, а также общей воды организма в процессе лечения больного ожирением за двухлетний период наблюдения. Наряду со снижением жировой массы на 22 кг отмечалось снижение тощей, активной клеточной массы (на 10 и 5 кг соответственно) и общей воды организма (на 6 л). Варианты динамики изменений параметров состава тела при подборе тактики лечения больных ожирением описаны в гл. 7.

Таким образом, биоимпедансный анализ дает возможность объективной количественной оценки содержания в организме жировой ткани. Это позволяет избежать ошибочной диагностики избыточной массы тела и ожирения у индивидов с повышенной безжировой массой. В то же время, метод позволяет выявить избыточное количество жировой ткани у пациентов с нормальным индексом массы тела. Ввиду неинвазивности, быстроты обследования и широты спектра получаемых параметров состава тела БИА является методом выбора для комплексной диагностики и оценки эффективности лечения больных ожирением.

6.2. Критические состояния

Медицина критических состояний как ни одна из других областей медицины нуждается в средствах мониторинга жизненно важных функций. В этой области терапии используются методы

замещения утраченных функций. Именно контроль правильности заместительной терапии может быть обеспечен постоянным мониторингом функций. Это является залогом успешности лечения критических состояний.

Существует ряд инвазивных методов оценки состояния системного и регионарного кровообращения, внутричерепного давления и др. Вместе с тем, особое место занимают неинвазивные методы, поскольку они реже сопровождаются осложнениями, могут использоваться без временных ограничений и дают хорошее представление о динамике развития критического состояния и эффективности коррекции или замещения функций.

В середине 1980-х гг. на кафедре анестезиологии и реаниматологии ММСИ им. Н.А. Семашко проводились комплексные исследования по изучению влияния инфузионной терапии на состояние кровообращения и гидратации тела при массивных кровопотерях, обусловленных сочетанной травмой. Были разработаны критерии эффективности инфузионно-трансфузионной терапии, учитывавшие не только фактор восстановления кровообращения, но и объемы водных секторов организма, коллоидные и осмотические свойства плазмы.

Первые применения БИА для изучения состава тела и гидратации у больных в критических состояниях в зарубежных исследованиях относятся к концу 1960-х–началу 1980-х гг. Результаты этих исследований позволили определить границы использования одночастотного интегрального метода БИА. В настоящее время биоимпедансные методы значительно более совершенны, обеспечены компьютерными программами для оценки и интерпретации результатов. Широкое распространение их в научной и практической деятельности реанимационных отделений позволяет совершенствовать представления о патогенезе критических состояний и обеспечивают мониторинг жизненно важных функций.

В задачах интенсивной терапии в наиболее полной мере требуются все основные возможности биоимпедансного анализа состава тела. Оценка эффективности инфузионно-трансфузионной терапии предусматривает мониторинг величин общей, клеточной и внеклеточной гидратации, объема циркулирующей крови, соотношение между объемами КЖ и ВКЖ. Биоимпедансный анализ может применяться не только для построения интегральных, но и локальных оценок гидратации. Отеки нижних конечностей после кардиохирургических вмешательств являются предикторами повышенной летальности и требуют незамедлительных реанима-

ционных мероприятий (Васильев и др., 2009). Кроме того, БИА используется при мониторинге отеков мозга, легких, при перитоните и синдроме длительного сдавления. Восстановительные мероприятия после болезней и хирургических вмешательств требуют оценки величин жировой и безжировой массы, клеточной массы тела и других компонентов состава тела с целью дифференцированного подбора нутритивной поддержки.

6.2.1. Возможности планирования трансфузионной терапии у больных с гиповолемическим шоком при кровопотере

Последние 20 лет пересматриваются подходы к выбору методов трансфузионной терапии. Внедрение альтернативных методов трансфузии донорской крови невозможно без осмысления роли компенсаторных реакций в транспорте кислорода и, в первую очередь, функционального состояния системы кровообращения. Современная хирургия перешла границы “возрастного ценза”, хирургическое лечение стало доступно больным в пожилом и старческом возрасте благодаря развитию малотравматичных, малоинвазивных эндовидеохирургических вмешательств. Это привело к тому, что на операционном столе чаще оказываются больные с сопутствующими заболеваниями сердечно-сосудистой системы, что увеличивает операционно-анестезиологический риск и развитие осложнений в периоперационном периоде.

Исследования системного кровообращения при операциях с различной степенью кровопотери (Парчина, Бобринская, 2007) позволили определить вклад показателя сердечного выброса в компенсаторные реакции, направленные на поддержание транспорта кислорода. Транспорт кислорода имеет высокую корреляционную зависимость с величиной сердечного выброса ($r = 0,81$). Больные с сопутствующими заболеваниями сердечно-сосудистой системы имеют сниженную толерантность к кровопотере во время операций. У них высок риск развития острой сердечной недостаточности при уменьшении кислородной емкости крови уже до 110–100 г/л и требуется переливание эритроцитарной массы для предотвращения гипоксических осложнений. Указанные величины значительно превышают существующие рекомендации по переливанию донорских эритроцитов — 80 г/л. В то же время, пациенты без сопутствующих заболеваний хорошо переносят снижение кислородной емкости крови до 65 г/л — без необходимости переливания

донорской крови, и интраоперационную кровопотерю — уменьшение ОЦК до 50% исходного уровня. Интраоперационные оценки ОЦК выполнялись анализатором АВС-01 “Медасс” (программа АВС01-044). Эти результаты имеют особое значение в настоящее время, когда запасы донорской крови ограничены.

Критические состояния в большой степени связаны с изменениями гидратации организма. Для реанимационных больных типичны тяжелые нарушения водно-электролитного баланса. Содержание воды в водных пространствах организма определяет гомеостаз, а, следовательно, и функционирование систем жизнеобеспечения, эффективность проводимой терапии и исход заболевания. Все это определяет необходимость и актуальность оценки состояния гидратации и распределения жидкости в водных пространствах организма.

В работе И.Г. Бобринской (1994) детализированы механизмы патогенеза нарушений гидратации у больных с гиповолемическим и кардиогенным шоком, нарушения гидратации сопоставлены с нарушениями осморегуляции и коллоидными свойствами плазмы. Параметры гидратации тканей определялись анализатором АВС-01 “Медасс” (программа АВС01-044). Показано, что при кровопотере в первые 10 ч (фаза стресс-реакции) на фоне гиповолемии развивается внеклеточная дегидратация со снижением коллоидных свойств плазмы. В последующие двое суток это приводит к секвестрации жидкости в интерстициальное пространство с развитием дыхательной, почечной и сердечно-сосудистой недостаточности. Именно в эти трое суток формируется субстрат для развития полиорганной недостаточности при неадекватно контролируемом лечении: эндогенная интоксикация, гнойно-септические осложнения, включая пневмонии. На основании этих данных разработаны рекомендации по адекватному возмещению кровопотери различной степени, лечению кардиогенного отека легких, наиболее информативным критериям для мониторинга инфузионной терапии и профилактики ятрогенных осложнений. Адекватность заместительной терапии должна оцениваться по количественным и качественным критериям, которые определяются, соответственно, восстановлением гемодиализации и коллоидно-осмотического давления плазмы.

Количественно адекватное возмещение кровопотери до 25% ОЦК может быть обеспечено преимущественным использованием кристаллоидных растворов при условии контроля качественной адекватности инфузионной терапии в течение I–II фаз (стресс-реакция и задержка жидкости) постгеморрагического периода,

когда имеется тенденция к снижению коллоидно-осмотического давления плазмы и перераспределению жидкости из сосудистого пространства в интерстициальное, податливость которого в этот период увеличена. Потенциальная опасность нарушения легочного газообмена при этом связана со снижением коллоидно-гидростатического градиента давления и нарушением транскапиллярного обмена жидкости в легочном сосудистом русле.

Адекватное в качественном отношении возмещение кровопотери свыше 25% ОЦК может быть осуществлено использованием декстранов. Уже к концу I фазы восстанавливаются коллоидные свойства плазмы и нормализуется транскапиллярный обмен жидкости. При этом частичное использование альбумина в инфузионной терапии существенно не влияет на восстановление коллоидных свойств плазмы.

Эти данные подтвердились и в более поздних исследованиях водного баланса и распределения воды в жидкостных пространствах организма (Парчина, Бобринская, 2007). Было показано, что в большей степени в задержке и распределении жидкости у больных с травматическими повреждениями имеет нутритивный статус (преморбидный) и катаболический факторы. Гормональные факторы регуляции водного баланса — антидиуретический гормон (АДГ) и альдостерон — вступают в действие в более поздние сроки. Действительно, стимулятором секреции АДГ является нарастающая гиперосмоляльность плазмы при эндогенной интоксикации. Для развития гиперосмоляльности требуется промежуток времени, в течение которого уже происходит перераспределение жидкости в интерстициальное пространство из-за гипопроteinемии и снижения коллоидного давления плазмы. Если при этом изменяется общий объем внеклеточного пространства, то только тогда изменяется секреция альдостерона. Выраженность изменений в распределении жидкостей оказывается пропорциональной тяжести травмы и значительно увеличивается при шоковых состояниях и тяжелых инфекционных заболеваниях.

6.2.2. Влияние интра- и послеоперационных факторов на гидратацию организма у хирургических больных

У пациентов в критических состояниях биоимпедансные исследования на основе программы ABC01-044, адаптированной к оценке перераспределения жидкости между туловищем и конеч-

ностями, с использованием полисегментной двучастотной схемы измерений проводятся в России с 1997 г. (Иванов и др., 1999; Валетова и др., 2004; Парчина, Бобринская, 2007). Эти исследования были посвящены различным аспектам изменения массы тела и распределения жидкости в водных пространствах: под влиянием инфузионной терапии, нутритивной поддержки, различных видов лечения у больных с онкологическими заболеваниями (лучевая и химиотерапия, хирургические методы и др.).

Подобные исследования проводились зарубежными авторами. Изучалась взаимосвязь между содержанием общей воды в организме (ОВО) и величиной импеданса у 18 пациентов после операции с использованием искусственного кровообращения (Gonzalez et al., 1995). Обследование проводили ежедневно в течение 7 дней после операции. Задержка жидкости в организме в остром послеоперационном периоде проявлялась увеличением массы тела и снижением величины импеданса. Данные, полученные в ходе исследования, показывают, что ОВО и импеданс всего тела имеют высокую обратную корреляцию ($r = -0,89$). Авторы показали, что изменения активного сопротивления служили наилучшим прогностическим маркером осложненного или неосложненного течения постоперационного периода.

Оценивались изменения ОВО в ответ на введение кристаллоидных растворов или изотонического раствора хлорида натрия (0,25 мл/кг) у хирургических больных (Chiolero et al., 1992). В клинике этот раствор используется иногда неоправданно часто, подразумевая, что особого вреда не будет. Результаты исследований показали, что польза от бесконтрольного введения кристаллоидных изотонических растворов в ряде случаев сомнительна, поскольку этот раствор способствует накоплению жидкости в организме, что и подтверждалось постепенным снижением низкочастотного импеданса по истечении 40 мин от начала введения изотонического раствора.

Особое место занимает мониторинг состояния гидратации во время хирургических вмешательств. Анестезиологическое обеспечение предусматривает тщательное восполнение кровопотери. Часто возмещение кровопотери сопровождается массивной инфузионно-трансфузионной терапией. В клинической практике основными критериями достаточности возмещения кровопотери служат такие показатели, как артериальное давление, частота сердечных сокращений, центральное венозное давление и диурез. Тщательный контроль внутрисосудистого объема жидкости

(Парчина, Бобринская, 2007) показал, что ориентированность на приведенные выше клинические признаки сопровождается существенным увеличением объема циркулирующей крови (ОЦК) и объема циркулирующей плазмы (ОЦП). При средней кровопотере (25% ОЦК) избыток ОЦП к концу оперативного вмешательства составлял 40% дооперационного уровня. При массивной кровопотере — 53% ОЦК — избыток ОЦП уже составлял 70%. Даже у больных с сопутствующими заболеваниями сердечно-сосудистой системы, у которых инфузионная терапия проводится с максимальной осторожностью из-за риска декомпенсации кровообращения, избыток ОЦП составлял 25–40% от дооперационного уровня.

Известны работы по применению БИА у пациентов, перенесших операцию на сердце (Gonzalez et al., 1995; Maehara et al., 1991), и для оценки состава тела пациентов в критических состояниях (Mattar et al., 1996; Schwenk et al., 1998). Оценка тяжести критических состояний стандартными методами особенно затруднена у детей, перенесших операции на сердце (Balakrishnan et al., 1992).

Сегментный БИА применялся в периоперационном периоде для характеристики тяжести состояния пациентов детских отделений интенсивной терапии (ДОИТ) после перенесенных операций на сердце (Shime et al., 2002). Обследованы 107 детей (60 мальчиков и 47 девочек) в возрасте от трех дней до 17 лет (среднее значение 1 год и 1 месяц) с массой тела от 1,9 до 58 кг (среднее значение 8,1 кг). Обследование проводилось с использованием биоимпедансного анализатора TS-M-202 (*Takagi-Sangyo*, Япония) в положении лежа на спине одночастотным методом.

Измеряли величину импеданса нижних конечностей после вводного наркоза до начала операции, сразу после поступления в палату интенсивной терапии и далее через 16 и 40 часов после операции. Послеоперационные изменения импеданса Z в указанные моменты времени, обозначаемые далее как D0, D1 и D2 соответственно, оценивали по отношению к дооперационному значению (Z/Z_0).

У 12 из 107 пациентов были проведены экстракардиальные операции, у 83 — операции непосредственно на сердце, а у остальных 12 — паллиативные операции на сердце. У 99 пациентов операция проводилась с применением ИВЛ и АИК. Смертность в обследованной группе составила 6,5%.

Все пациенты были разделены на пять групп в зависимости от массы тела: 4,9 кг ($n = 27$), 5–9,9 кг ($n = 42$), 10–19,9 кг ($n = 28$),

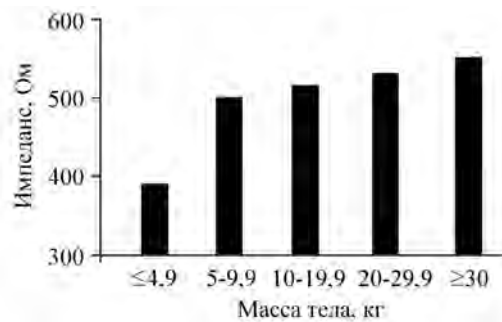


Рис. 6.7. Дооперационные значения импеданса ног у детей с различной массой тела (Shime et al., 2002)

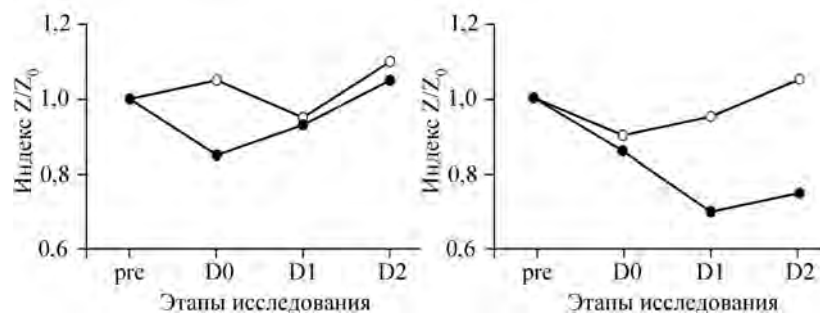


Рис. 6.8. Динамика изменений индекса Z/Z_0 после операции (Shime et al., 2002): *a* — в группе пациентов с ИВЛ и АИК (закрашенные точки) и у остальных пациентов (незакрашенные точки); *б* — в группе выживших (незакрашенные точки) и не выживших пациентов (закрашенные точки)

20–29,9 кг ($n = 5$) и 30 кг ($n = 5$). С увеличением массы тела импеданс ног возрастал (рис. 6.7), что может отражать различия гидратации тканей ног и влияние геометрических размеров исследуемого сегмента тела.

В группе пациентов, у которых в ходе операции применялись ИВЛ и АИК ($n = 99$), величина Z/Z_0 значимо снижалась в фазе D0 по сравнению с остальными пациентами (рис. 6.8,а), но в дальнейшем различия между группами нивелировались. Выявлено значимое снижение индекса Z/Z_0 в группе не выживших пациентов ($n = 7$) по сравнению с группой выживших пациентов ($n = 100$) (рис. 6.8,б).

Таким образом, стойкое снижение величины Z/Z_0 через 16 и 40 ч после операции может рассматриваться в качестве предиктора летального исхода после операций на сердце у детей. Единствен-

Таблица 6.4. Относительное изменение импеданса ног и факторы, характеризующие тяжесть состояния детей после перенесенной операции на сердце (Shime et al., 2002)

Показатель	Группы больных		
	А	В	С
Z/Z_0 в момент D1	< 0,8	0,8–1,0	> 1
К-во пациентов	24	45	33
Смертность, %	26	2	0
Длит. пребывания в ДООИТ, сут	16,3 ± 3,1	12,2 ± 2,2	4,1 ± 0,3
Длит. периода ИВЛ, сут	11,8 ± 3,1	6,1 ± 1,7	1,2 ± 0,3
Длит. инотропной поддержки, сут	8,7 ± 1,6	5,7 ± 1,0	2,0 ± 0,3

ным объяснением относительного снижения импеданса ног у таких больных является перераспределение внеклеточной жидкости в нижние конечности, отмечаемое и в работах других авторов.

Для оценки прогностического значения величины Z/Z_0 пациенты были разделены на три группы в соответствии с величиной Z/Z_0 при поступлении в отделение интенсивной терапии сразу после операции (табл. 6.4). Пациенты с низкими значениями Z/Z_0 (<0,8, группа А) имели более высокую смертность и дольше находились в отделении интенсивной терапии по сравнению с теми пациентами, у которых значение Z/Z_0 оказалось выше единицы (группа С, < 0,01). Значение $Z/Z_0=0,8$ в первые сутки после операции на сердце у детей можно использовать в качестве порогового критерия для прогнозирования тяжелых послеоперационных осложнений. Биоимпедансный мониторинг в периоперационном периоде является доступной и неинвазивной процедурой, позволяющей по изменению гидратации ног оценивать тяжесть состояния пациентов после операций на сердце.

В исследовании В.В. Валетовой и др. (2004) представлены результаты мониторинга состояния гидратации у 10 женщин, оперированных по поводу гигантских опухолей малого таза (миомы матки и кистомы яичников размером более 18 недель). Средний возраст больных составил $50,4 \pm 2,6$ лет, средняя продолжительность вмешательства 268 ± 36 мин, средняя кровопотеря за время операции — 520 ± 152 мл, а общий объем инфузионной терапии — $53,4 \pm 9,3$ мл/кг.

На рис. 6.9 показаны типичные изменения общей, клеточной, внеклеточной и интерстициальной гидратации безжировой массы во время операции и через сутки после ее окончания. Импеданс ко-



Рис. 6.9. Изменения общей, клеточной, внеклеточной и интерстициальной гидратации во время операции и через сутки после ее окончания, % от тощей массы (Валетова и др., 2004)

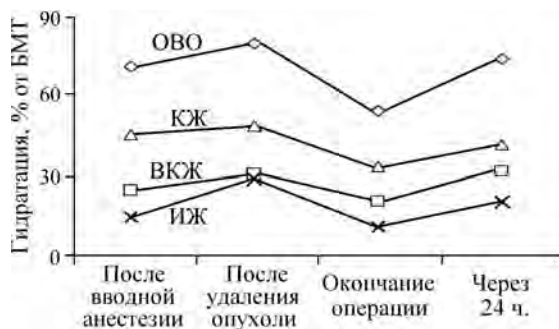


Рис. 6.10. Изменения общей, клеточной, внеклеточной и интерстициальной гидратации (в процентах от тощей массы) во время операции и через сутки после ее окончания у пациенток, которым в ходе операции вводили кристаллоидные растворы и декстраны (Валетова и др., 2004)

нечностей не изменялся, а импеданс туловища достоверно снижался к концу операции, что свидетельствовало о преимущественной локализации введенной жидкости в туловище. Через сутки после операции импеданс туловища превышал исходный уровень. ОВО, ВКЖ, КЖ и объем интерстициальной жидкости (ИЖ) на фоне терапии колебались в допустимых пределах, достоверно повышаясь к концу вмешательства и снижаясь ниже исходного уровня через сутки после операции.

Уменьшение объема жидкости в течение первых суток после операции подтверждает необходимость использования в этот период современных коллоидных растворов, способных длительное

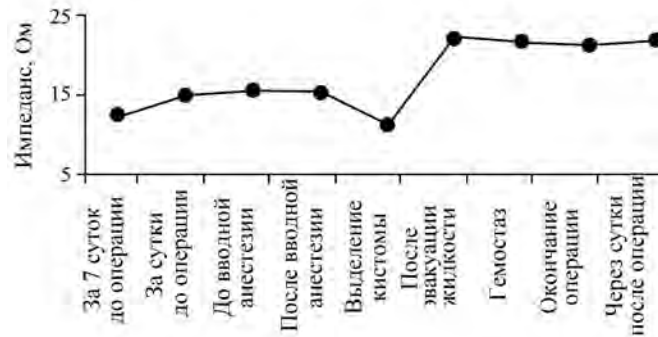


Рис. 6.11. Изменения импеданса туловища у пациентки С. до, во время и после операции по удалению гигантской опухоли малого таза (Валетова и др., 2004)

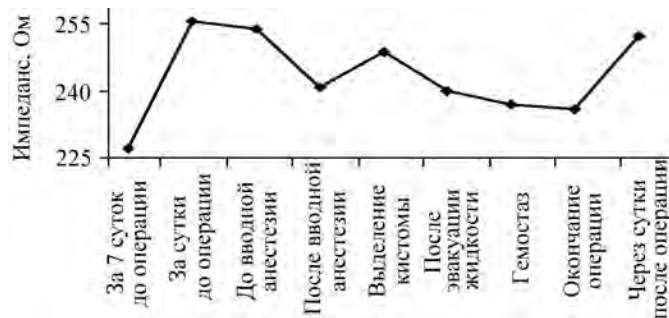


Рис. 6.12. Изменения импеданса левой руки у пациентки С. до, во время и после операции по удалению гигантской опухоли малого таза (Валетова и др., 2004)

время находиться в кровотоке и обладающих хорошим гемодинамическим эффектом за счет повышения коллоидноосмотических свойств плазмы.

Для сравнения на рис. 6.10 представлены результаты биоимпедансного исследования 10 пациенток с миомами матки сроком менее 14 недель, которым во время операции вводили кристаллоидные растворы и декстраны. На рисунке видно, что через сутки после операции уровень гидратации БМТ возвращается к нормальным значениям.

На рис. 6.11–6.13 показан пример изменений импеданса регионов тела у пациентки С. 59 лет до, во время и после операции по удалению гигантской опухоли малого таза. Объем ин-

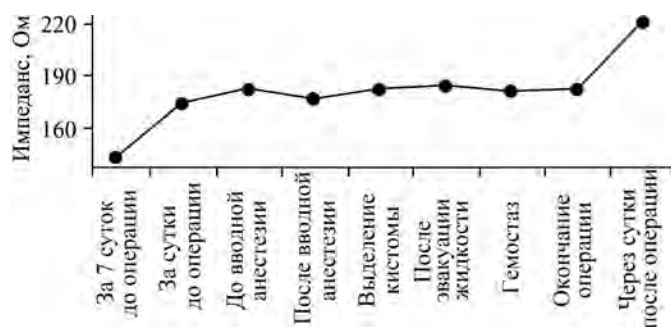


Рис. 6.13. Изменения импеданса левой ноги у пациентки С. до, во время и после операции по удалению гигантской опухоли малого таза (Валетова и др., 2004)

траоперационной кровопотери составил 1500 мл, а общий объем инфузии — 5500 мл при продолжительности вмешательства 315 мин. Осложнения в послеоперационном периоде отсутствовали.

Учитывая, что значения импеданса обратно пропорциональны значениям гидратации, приведенная зависимость для туловища (см. рис. 6.11) иллюстрирует увеличение объема жидкости в туловище на начальном этапе операции и последующее его снижение в результате удаления кистомы и эвакуации жидкости. На рис. 6.12–6.13 отчетливо видны уменьшение гидратации тканей руки и ноги через сутки после операции, что свидетельствует о нормализации общей гидратации тканей конечностей.

Удаление гигантских опухолей малого таза сопровождается значительным перераспределением жидкости между водными секторами и регионами тела. Поэтому у таких больных рационально контролировать состояние гидратации, что позволяет варьировать индивидуальную тактику подготовки к операции и последующей инфузионно-трансфузионной терапии.

6.2.3. Диагностика сердечной недостаточности и оценка эффективности ее коррекции у хирургических больных

Особое значение имеет информация о гидратации, распределении жидкости в водных пространствах и гемодинамике в сердечно-сосудистой хирургии, где пациенты имеют заведомо сниженные компенсаторные возможности (Васильев и др., 2009).

Нередко стандартное назначение инфузионной терапии без учета особенностей характера операции, ее обеспечения и связанных с ними осложнений, приводит к усугублению симптоматики, вплоть до формирования полиорганной недостаточности. Распространенной ошибкой является мнение, утверждающее, что понижение центрального венозного давления (ЦВД), темпа диуреза и ухудшение показателей газообмена обязательно являются симптомами гиповолемии и требуют продолжения инфузионной нагрузки. У больных, перенесших операции на сердце, в большинстве случаев это свидетельствует об истощении функциональных резервов оперированного сердца у гипергидратированного пациента и развитии интерстициального отека — легких, почек, головного мозга и органов брюшной полости. Активное продолжение инфузионной терапии, в таком случае, приводит к критическому увеличению объема интерстициального сектора, дальнейшему ухудшению газообмена, отеку легких, повышению ЦВД, снижению сердечного выброса (СВ) и острой почечной недостаточности (ОПН).

Проводились исследования содержания воды в интерстициальном пространстве, легочного газообмена, водного баланса, центрального венозного давления (ЦВД) и давления заклинивания легочной артерии (ДЗЛА) до и после операции аортокоронарного шунтирования (АКШ). Оценки содержания воды в интерстиции и ОЦК осуществлялись анализатором АВС-01 “Медасс” (программа АВС01-044). У больных с выраженной сердечной недостаточностью (СН) дооперационный объем ИЖ был выше и по окончании операции он оставался достоверно более высоким по сравнению с больными с менее выраженной СН (табл. 6.5). Таким образом, объем искусственного кровообращения тесно связан с накоплением жидкости в интерстициальном пространстве.

Проведенное исследование показало, что все пациенты с ишемическими поражениями миокарда имеют тенденцию к избыточному накоплению жидкости в интерстиции. Увеличение объема ИЖ и выраженность клинических проявлений СН тесно коррелируют на всех этапах стационарного лечения: в предоперационном, операционном и в раннем послеоперационном периоде.

Избыточный объем ИЖ ухудшает газообмен и увеличивает нагрузку на сердечно-сосудистую систему, что отражают показатели транспорта кислорода и центральной гемодинамики. Пациенты с исходно более выраженными признаками СН более склонны к избыточному накоплению ИЖ и сильнее подвержены влиянию негативных операционных факторов и послеоперационным осложне-

Таблица 6.5. Динамика биоимпедансных оценок ОЦК и ИЖ (% от нормы) в периоперационном периоде у больных с АКШ и искусственным кровообращением

Этап исследования	Параметр	Группа с СН-II (НУНА)	Группа с СН-0-I (НУНА)
До операции	ОЦК, %	102 ± 4,2	106 ± 3,6
	ИЖ, %	125 ± 3,9	113 ± 4,4
1-е сутки после операции	ОЦК, %	109 ± 3,4	111 ± 4,6
	ИЖ, %	155 ± 6,5	126 ± 5,9
2-е сутки после операции	ОЦК, %	105 ± 3,6	102 ± 4,7
	ИЖ, %	145 ± 5,3	121 ± 3,9
3-и сутки после операции	ОЦК, %	101 ± 2,9	103 ± 3,1
	ИЖ, %	140 ± 4,6	111 ± 4,5
4-е сутки после операции	ОЦК, %	102 ± 2,9	103 ± 2,8
	ИЖ, %	133 ± 4,8	104 ± 4,1

ниям, таким как инфекционные, реактивные панкреатиты, мерцательная аритмия, энцефалопатия и острая почечная недостаточность. Продолжительность лечения в стационаре у пациентов с большим избытком ИЖ также достоверно выше.

Объем ИЖ в послеоперационном периоде нормализуется более медленно, нежели ОЦК.

В исследовании, посвященном ведению раннего послеоперационного периода, особое внимание уделялось инфузионной терапии и коррекции сердечной недостаточности (СН). Больные были разделены на три группы в зависимости от степени клинических проявлений СН после оперативного вмешательства — АКШ с использованием искусственного кровообращения (ИК). Группу А составили пациенты без клинических признаков сердечной недостаточности, группу В — пациенты, не имевшие выраженной клинической картины СН, группу С — пациенты с выраженными клиническими признаками СН.

Получено, что у больных с выраженной СН объем интерстициального пространства превышал нормальный на 35%, а у остальных больных не повышался более чем на 30% от нормального уровня. Избыточный объем ИЖ чаще регистрировался у пациентов, которым были выполнены экстренные, экстренно-отсроченные операции и операции расширенного объема. Избыток ИЖ, длительность ишемии миокарда и ИК коррелировали с объемом поражения коронарного русла и миокарда, а также с объемом оперативного вмешательства ($r=0,7-0,8$). Длительность пребывания

Таблица 6.6. Объем и характер инфузионной терапии у больных с ИБС в течение первых 3-х суток после АКШ

Объем и характер инфузионной терапии	Группы больных		
	А (n = 11)	В (n = 11)	С (n = 24)
1-е сутки:			
Коллоидные р-ры, мл	500 ± 25	1000 ± 52	1500 ± 58
Кристаллоидные р-ры, мл	1200 ± 62	400 ± 18	600 ± 24
Всего в/в, мл	1700 ± 37	1400 ± 24	2050 ± 52
Энтерально, мл	800 ± 92	500 ± 58	500 ± 62
2-е сутки:			
Коллоидные р-ры, мл	250 ± 21	500 ± 49	1000 ± 112
Кристаллоидные р-ры, мл	250 ± 21	250 ± 15	450 ± 48
Всего в/в, мл		750 ± 32	1500 ± 52
Энтерально, мл	1800 ± 135	1200 ± 96	850 ± 96
3-е сутки:			
Коллоидные р-ры, мл		250 ± 15	500 ± 35
Кристаллоидные р-ры, мл		250 ± 15	300 ± 18
Всего в/в, мл			800 ± 25
Энтерально, мл	1800 ± 120	1500 ± 112	850 ± 108

пациентов в реанимационном отделении коррелировала с уровнем избытка ИЖ.

Критерием выбора объема и характера послеоперационной инфузионной терапии (табл. 6.6) в работе А.В. Васильева и др. (2009) является содержание жидкости в интерстиции, поскольку интерстициальный отек легких и миокарда является основной причиной усугубления СН и развития полиорганной недостаточности. Для коррекции водного баланса использовались коллоидные растворы (10% раствор гидроксиэтилкрахмала) в объеме, значительно превышающем традиционно используемые: соотношение коллоидных и кристаллоидных растворов у больных с выраженной СН составляло 2,5/1.

К третьим суткам проводимой терапии у больных с СН при введении коллоидных растворов сохранялся отрицательный водный баланс, сопровождавшийся снижением объема интерстициального пространства и улучшением показателей газообмена. Важным результатом настоящего исследования следует считать обоснование нецелесообразности использования диуретиков для лечения СН в послеоперационном периоде, поскольку это приводит к уменьшению ОЦК, снижению СВ и ухудшению легочного газообмена.

Введение коллоидных растворов обосновано необходимостью создания условий, при которых максимально облегчается обратный переход избыточной жидкости интерстициального сектора в сосудистое русло и ее выведение из организма, что, также, способствует активной детоксикации. При достижении объема интерстициального пространства, не превышавшего 115% нормального, 10% раствор ГЭК заменялся на 6%. Показаниями для отмены инфузионной терапии у пациентов был переход на энтеральное питание, отсутствие гемодинамических нарушений и гиперметаболической реакции.

Таким образом, тщательная и своевременная оценка водного баланса организма у больных с СН в послеоперационном периоде позволила разработать эффективную инфузионную терапию и снизить количество осложнений, в том числе — прогрессирование сердечной недостаточности.

6.2.4. Исследования гидратации при отеке мозга

Рентгенографические методы оценки гидратации головного мозга не могут быть использованы в мониторинговом режиме, а используемое в настоящее время измерение внутричерепного давления для диагностики отека головного мозга, относится к инвазивным методам и не исключает риск гнойно-воспалительных осложнений.

Для оценки гидратации тканей головного мозга в работе Э.Ф.Билаловой (2008) использовался анализатор АВС-01 “Медасс” с программой 6-частотного анализа АВС01-0212. Стандартные концентрические электроды для реоэнцефалографии фиксировались на лбу и основании черепа. Измерения проводились в положении лежа на спине. Контрольную группу составили 78 студентов-добровольцев 20–24 лет без указаний на черепно-мозговую травму в анамнезе. Значения импеданса измеряли на частотах 5–500 кГц. Вычисляли коэффициент гидратации как отношение импедансов тканей на частотах 5 и 20 кГц для характеристики интерстициального пространства мозга, на частотах 50 и 500 кГц — для оценки внутриклеточного пространства, и на частотах 5 и 500 кГц — для оценки общей гидратации головного мозга. Значения коэффициентов составляли: $1,89 \pm 0,11$ — для интерстициального пространства; $1,33 \pm 0,09$ — для внутриклеточного пространства; $2,8 \pm 0,12$ — для общей воды в мозге. Корреляционный анализ показал наличие связи между балльной оценкой отека мозга по КТ и коэффициентом гидратации (рис. 6.14). Это

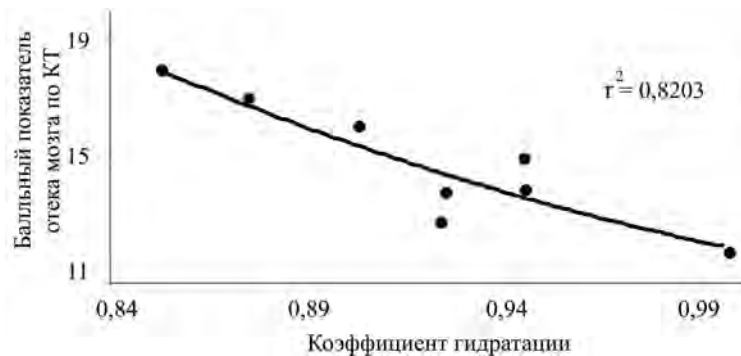


Рис. 6.14. Соотношение балльной оценки отека мозга по данным компьютерной томографии и коэффициента гидратации

подтверждает объективность и правильность оценки гидратации мозга методом биоимпедансометрии.

У 28 больных с черепно-мозговой травмой и комой различной степени тяжести (ШКГ 4–7 баллов) коэффициент интерстициальной гидратации был снижен до $1,22 \pm 0,14$ ($< 0,05$), что отражает увеличение объема интерстициальной жидкости. Данные компьютерной томографии свидетельствовали о наличии отека мозга различной выраженности (12–19 баллов).

Больным осуществлялось одновременное исследование мозгового кровотока биоимпедансным методом на аппарате РПКА2-01 (НТЦ *Медасс*) с использованием компьютерной программы “Корона” и потребления кислорода мозгом по артерио-югулярной разнице содержания кислорода (оценка газообмена проводилась на стороне повреждения).

У всех обследованных больных методом биоимпедансометрии исходно была выявлена значимая (по сравнению с контрольной группой) гипергидратация интерстициального пространства на фоне повышенного содержания общей жидкости мозга, а у части больных отмечалась внутриклеточная гипергидратация мозга. Церебральная гемодинамика исходно характеризовалась наличием тотального умеренного вазоспазма и венозной гиперемией мозга в результате затруднения венозного оттока из полости черепа.

Исследования влияния гипервентиляции на гидратацию головного мозга показали, что имели место два различных варианта изменений (рис. 6.15). У 17 больных произошло достоверное увеличение коэффициента гидратации интерстиция (с 1,04 до 1,30), что соответствовало уменьшению интерстициального отека мозга.

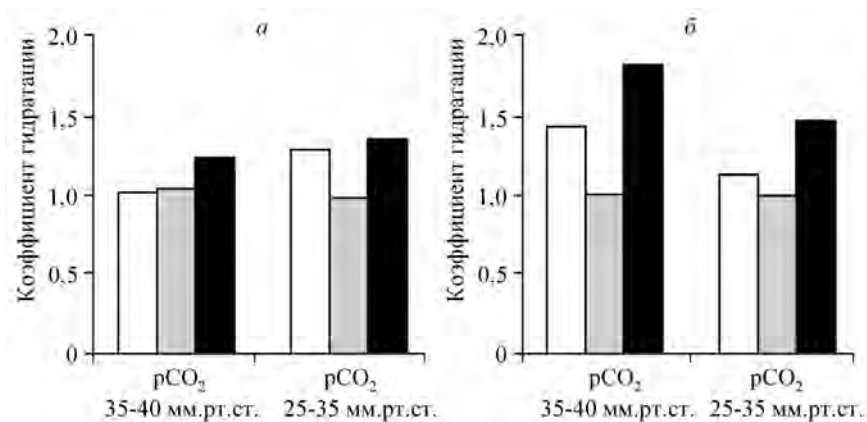


Рис. 6.15. Дегидратирующее (*а*) и гипергидратирующее (*б*) влияние гипервентиляции у больных с черепно-мозговой травмой. Группа столбцов слева показывает значения до, а справа — после процедуры гипервентиляции. Белый цвет соответствует показателю ИЖ, серый — КЖ, черный — общему объему жидкости головного мозга

Содержание общей воды в этой группе больных также снижалось: коэффициент гидратации увеличился с 1,24 до 1,4 (рис. 6.15,*а*). В другой группе больных ($n = 11$) происходило увеличение гидратации мозга: объем интерстициальной жидкости увеличился, при этом коэффициент гидратации изменился с 1,4 до 1,13. Общий объем воды в мозге также увеличился: соответствующий коэффициент гидратации снизился с 1,82 до 1,46 (рис. 6.15,*б*).

Снижение коэффициента интерстициальной гидратации по сравнению с периодом нормовентиляции расценивалось как усугубление отека мозга. Повышение коэффициента расценивалось как снижение количества воды в интерстиции. При увеличении коэффициента гидратации и снижении отека головного мозга потребление кислорода мозгом возрастало. И наоборот, при уменьшении коэффициента гидратации потребление кислорода снижалось, что расценивалось как нарастание отека. Параллельное исследование мозгового кровотока и гидратации показало, что выраженность отека мозга зависит от величины венозного оттока: чем более затруднен венозный отток, тем выраженнее гипергидратация мозга, особенно интерстициального пространства.

В указанной работе изучены особенности действия различных доз перфторана на мозговой кровоток, гидратацию головного мозга и его кислородное обеспечение (Билалова, 2008). Получено, что

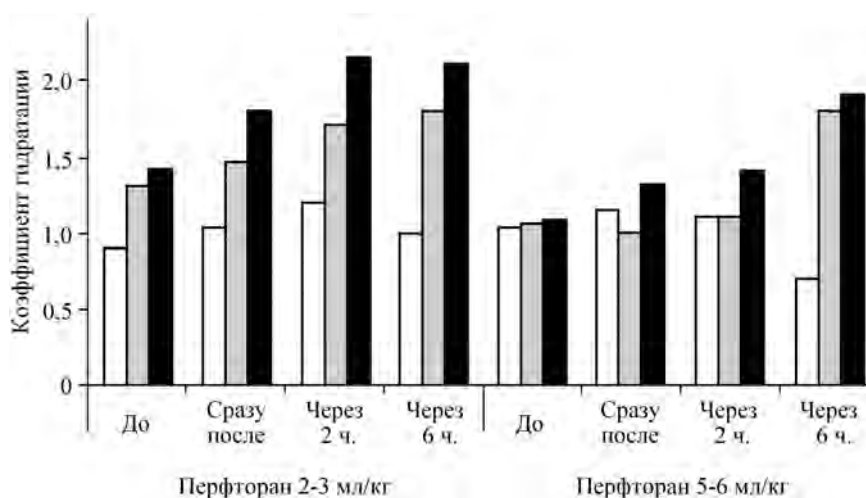


Рис. 6.16. Влияние различных доз перфторана на динамику гидратации мозга у больных с черепно-мозговой травмой. Белый цвет соответствует показателю ИЖ, серый — КЖ, черный — общему объему жидкости головного мозга

независимо от дозы перфторан оказывает сосудорасширяющий эффект, сопровождающийся увеличением артериального притока и венозного оттока. Несмотря на положительный гемодинамический эффект, использование малых доз перфторана сопровождается снижением потребления кислорода, а дозы 5–6 мл/кг — увеличением потребления кислорода.

Независимо от дозы перфторана изменения гидратации мозга имеют двухфазный характер (рис. 6.16). Первая фаза (в течение первых двух часов после введения препарата) характеризуется дегидратацией, в особенности внутриклеточной, более выраженной при использовании малых доз препарата. Вторая фаза (через 6 ч) связана с перераспределением жидкости в водных секторах: на фоне продолжающейся общей и клеточной дегидратации мозга наблюдается увеличение объема интерстициальной жидкости.

6.2.5. Изменения гидратации регионов тела при оперативных вмешательствах

В работе И.А. Меркулова (2008) исследовались закономерности изменений состояния гидратации организма при оперативных вмешательствах на органах брюшной полости и забрюшинного про-

Таблица 6.7. Основные показатели водного баланса организма у больных с неосложненным послеоперационным течением

Показатели	Сутки до/после операции						
	-1	1	3	5	7	9	14
ОВО, л	34,3±3,4	35,1±2,8	35,5±2,2	36,3±2,5	35,3±3,4	34,7±2,8	33,6±1,4
КЖ, л	24,0±2,5	24,4±2,9	24,5±2,2	24,7±2,4	24,4±2,5	24,5±1,7	23,3±1,8
ВКЖ, л	10,3±2,3	11,8±1,7	11,0±1,3	11,6±1,8	10,9±2,3	10,2±1,5	10,3±1,1
КЖ/ВКЖ	2,42±0,8	2,28±0,3	2,22±0,6	2,12±0,5	2,23±0,4	2,4±0,3	2,26±0,4

странства с неосложненным, осложненным течением послеоперационного периода и у больных с сопутствующими заболеваниями сердечно-сосудистой системы (хроническая сердечная недостаточность I–III ФК). Для этого использовался анализатор АВС-01 “Медасс” с программой АВС01-044, дающей возможность полисегментного анализа.

При обследовании 19 больных с неосложненным послеоперационным течением при отсутствии клинически значимой соматической патологии в послеоперационном периоде в организме наблюдалось развитие синдрома декомпартментализации. В первые трое суток имело место перераспределение воды в организме (табл. 6.7).

Увеличивался объем внеклеточной жидкости в среднем на 12,5%. При сохранении общего объема воды количество ее увеличивалось в туловище (импеданс туловища снижался на 15,6%) и в грудной полости — импеданс грудной полости увеличивался на 16,8%. Затем распределение жидкости постепенно возвращалось к исходному уровню в течение 7 дней. Таким образом, имеет место более выраженная, но менее продолжительная гипергидратация органов грудной полости на фоне более продолжительной, но менее выраженной гипергидратации брюшной полости. Наибольшая нагрузка водным объемом на органы грудной клетки наблюдается в первые двое суток после операции.

При осложненном течении послеоперационного периода нарушения водного баланса становятся более значимыми. Происходит увеличение объема внеклеточной жидкости в области туловища, верхних и нижних конечностей. В последующие 7 суток перераспределение жидкости сохраняется и особенно выражено оно в области нижних конечностей, где импеданс остается сниженным на 30%. В то же время в грудной полости наблюдается дегидра-

тация, более выраженная во внеклеточном пространстве органов грудной полости. Проводилось сравнение информативности шкалы АРАСН-III и результатов биоимпедансного исследования для оценки динамики состояния больных в послеоперационном периоде. Получено, что данные биоимпедансометрии водного баланса отражают ухудшение состояния больного раньше, чем интегральная шкала АРАСН-III. Это касалось таких осложнений, как несостоятельность анастомоза и пневмония. Причем при развитии пневмонии определялась зона начинающейся пневмонии: величина импеданса пораженной доли была в среднем на 37% ниже, а отношение объемов клеточной и внеклеточной жидкости (КЖ/ВКЖ) — ниже на 16% по сравнению с соответствующей долей противоположной стороны. Более того, выявлена дезорганизация мембранных структур при воспалительном процессе, о чем свидетельствует снижение реактивного сопротивления на 32% по сравнению с таковым в аналогичной, но неповрежденной зоне.

Выявлены не характерные для других регионов тела и интегральных измерений высокие величины фазового угла. Наибольшее значение величины фазового угла (45°) соответствовало пораженной доле легких, наименьшее значение (27°) имела интактная верхняя доля пораженного легкого.

При повторном обследовании органов грудной клетки, выполненном через трое суток, величина импеданса пораженной доли увеличилась на 10% за счет роста активного сопротивления, что объясняется снижением гидратации тканей и рассасыванием альвеолярного экссудата (табл. 6.8). Динамики клинических симптомов или изменений показателей крови в этот период не отмеча-

Таблица 6.8. Результаты повторной (через трое суток) биоимпедансометрии органов грудной клетки при пневмонии

Показатели	Доли легкого			
	Пораженная нижняя	Сопряженная верхняя	Диагональная верхняя	Сопряженная нижняя
Z , Ом	$12,3 \pm 1,2$	$68,3 \pm 4,2$	$37,5 \pm 3,3$	$20,3 \pm 2,7$
R , Ом	$5,4 \pm 0,6$	$32,1 \pm 2,4$	$21,1 \pm 1,8$	$11,7 \pm 0,7$
X_C , Ом	$6,5 \pm 0,3$	$26,2 \pm 2,2$	$14,6 \pm 2,1$	$8,6 \pm 0,8$
Фаз. угол, град.	$33,4 \pm 3,6$	$39,1 \pm 4,1$	$34,7 \pm 3,2$	$36,4 \pm 3,3$
КЖ/ВКЖ	$1,8 \pm 0,5$	$2,3 \pm 0,7$	$2,2 \pm 0,7$	$2,2 \pm 0,3$

лось за исключением снижения температуры тела на 0,3–0,5°C. При рентгенологическом обследовании в такие ранние сроки изменения не обнаруживаются.

Полученные результаты позволяют рассматривать биоимпедансный анализ как метод оценки отечности легочной ткани и анализа состояния альвеолярно-капиллярной мембраны при поражениях легких различного генеза.

В той же работе приводились результаты обследования больных с сопутствующими заболеваниями сердечно-сосудистой системы в периоперационном периоде, по результатам которого сделан вывод о том, что целенаправленная предоперационная подготовка позволяет улучшить состояние водного баланса у больных с хронической сердечной недостаточностью (ХСН) I–II функционального классов. У больных с ХСН III функционального класса общая и внеклеточная гипергидратация сохраняются в пределах 15% и 12% соответственно. Этот результат указывает на необходимость более тщательного подбора инфузионной терапии в анестезиологической практике для предотвращения ятрогенных осложнений.

Исследования гидратации организма во время малоинвазивных эндовидеоскопических операций на органах брюшной полости и малого таза позволили выявить факторы, имеющие наибольшее значение для перераспределения жидкости.

По данным А.В. Адлер (2002), наиболее выраженными, сопровождаемыми максимальными изменениями биоимпедансных оценок гидратации регионов тела (программа ABC01-044), являлись этапы наложения пневмоперитонеума, период операции и экссуфляции.

Статистически значимые изменения импеданса туловища происходили на этапе инсуффляции газа в брюшную полость (увеличение на 6,7%). Далее, после экссуффляции газа отмечалось снижение импеданса тела на 3,2%. При оценке импеданса конечностей достоверные изменения отмечались только на этапе инсуффляции. Наблюдалось увеличение импеданса (на 0,8–2,3%) нижних и снижение (на 2,6–3,0%) импеданса верхних конечностей. Возможно, указанные изменения импеданса связаны в большей степени с увеличением кровенаполнения нижних конечностей при внутрибрюшной гипертензии. Это косвенно подтверждает возможность снижения венозного возврата и уменьшения сердечного выброса, а при неконтролируемой инфузионной терапии — увеличение пре- и постнагрузки на левый желудочек с развитием острой сердечной недостаточности.

6.3. Сердечно-сосудистые заболевания

Определенное место биоимпедансный анализ занимает в диагностике сердечно-сосудистых заболеваний. Оптимизация диагностики нарушений функционального состояния сердечно-сосудистой системы имеет значение как для подбора терапии таких заболеваний, так и для профилактики возможных осложнений в периоперационном периоде у больных с сопутствующими заболеваниями.

6.3.1. Биоимпедансные исследования в диагностике гипертрофии левого желудочка сердца

Поражение органов-мишеней при артериальной гипертензии (гипертрофия левого желудочка, атеросклероз периферических артерий, наличие микроальбуминурии) создает высокий риск развития сердечно-сосудистых осложнений, определяет тактику ведения больного и учитывается при определении категории общего сердечно-сосудистого риска (Профилактика, диагностика и лечение артериальной гипертензии, 2004). Однако на практике определение категории риска имеет ограниченный характер, так как зависит, прежде всего, от полноты клинико-инструментального обследования. Как отмечают эксперты Европейского общества по гипертензии и Европейского общества кардиологов (ЕОГ/ЕОК), без ультразвукового исследования сердца с целью выявления гипертрофии левого желудочка (ГЛЖ) до 50% больных с артериальной гипертензией могут быть отнесены к категории более низкого риска, чем в действительности (European Society of Hypertension, 2003).

Прогностическое значение выявленной ГЛЖ в значительной мере зависит от выбора эхокардиографических критериев ее диагностики (Преображенский, Сидоренко, 2003; Forra et al., 2005).

Наиболее часто используется величина массы миокарда левого желудочка (ММЛЖ), отнесенная к площади поверхности тела — ММЛЖ/ППТ (размерность этого индекса $г/м^2$), а также к длине тела человека (г/м). Частота ГЛЖ при индексировании ММЛЖ к ППТ составляет 39% против 49% при индексации ММЛЖ к длине тела (Bella et al., 1998). Чаще всего ГЛЖ диагностируется путем расчета отношения массы миокарда ЛЖ к площади поверхности тела (ММЛЖ/ППТ). Недостатком данного показателя является трудность диагностики ГЛЖ у больных ожирением. В этой кате-

гории пациентов часто наблюдается гиподиагностика ГЛЖ (Lauer et al., 1991).

Для улучшения диагностики ГЛЖ у лиц с ожирением был предложен метод индексирования ММЛЖ к длине тела в степени 2,7 (De Simone et al., 1992). Однако размеры сердца и масса миокарда как у мужчин, так и у женщин определяются, прежде всего, массой тела и типом конституции.

В качестве альтернативы было предложено соотносить массу миокарда левого желудочка (ММЛЖ) с безжировой массой тела (БМТ) (Kuch et al., 2000). Оценка безжировой массы с использованием БИА и индексация ММЛЖ к БМТ существенно улучшают диагностику ГЛЖ и позволяют установить единые границы нормы ММЛЖ для мужчин и женщин, а также для взрослых людей и детей (Daniels et al., 1995; Whally et al., 1998). ММЛЖ коррелировала с БМТ в большей степени, чем с жировой массой и другими антропометрическими показателями (ИМТ, ИТБ) (Gamble et al., 1999). В указанной работе предложен пороговый критерий величины ММЛЖ/БМТ, равный 4,1 г/кг как для мужчин, так и для женщин. У лиц с ожирением наблюдаются повышенные значения безжировой массы (Iacobellis et al., 2002).

На базе лаборатории профилактики артериальной гипертонии НИИ кардиологии РКНПК проводилось обследование 41 пациента (35 — с диагнозом артериальная гипертония или гипертоническая болезнь различной степени тяжести и 6 практически здоровых добровольцев). В табл. 6.9 представлены основные характеристики ис-

Таблица 6.9. Общая характеристика обследованной группы

Показатель	Вся группа <i>n</i> = 41	Мужчины <i>n</i> = 22	Женщины <i>n</i> = 19	Достоверн. различий
Возраст, лет	47,7 ± 1,6	48,4 ± 1,9	46,8 ± 2,6	н. д.
Длина тела, см	171 ± 1,5	176,4 ± 1,4	164,7 ± 1,9	<i>p</i> < 0,01
Масса тела, кг	86,4 ± 2,7	94,4 ± 3,4	77,2 ± 3,3	<i>p</i> < 0,01
ИП, усл. ед.	-13,6 ± 4,3	-25,7 ± 4,8	-0,17 ± 5,9	<i>p</i> < 0,01
ИМТ, кг/м ²	29,5 ± 0,8	30,3 ± 0,9	28,6 ± 1,3	н. д.
ЖМТ, кг	29,1 ± 1,6	29,2 ± 2,4	28,9 ± 2,3	н. д.
БМТ, кг	57,3 ± 1,6	65,1 ± 1,4	48,3 ± 1,2	<i>p</i> < 0,01
ППТ, м ²	1,98 ± 0,03	2,11 ± 0,04	1,84 ± 0,04	<i>p</i> < 0,01
ММЛЖ, г	256,8 ± 17,4	303,1 ± 25,2	203,1 ± 17,0	<i>p</i> < 0,01
ММЛЖ/ППТ, г/м ²	127,6 ± 7,4	143,2 ± 10,9	109,5 ± 7,9	<i>p</i> < 0,05
ММЛЖ/ДТ ^{2,7} г/м ^{2,7}	59,9 ± 3,7	65,9 ± 5,6	53,1 ± 4,5	н. д.
ММЛЖ/БМТ, г/кг	4,42 ± 0,24	4,64 ± 0,36	4,2 ± 0,3	н. д.

пытуемых. Массу миокарда левого желудочка сердца (ММЛЖ) определяли по результатам эхокардиографического исследования по формуле Devereux и Reichek. ММЛЖ индексировали к площади поверхности тела, а также к длине тела в степени 2,7 и к величине безжировой массы. ГЛЖ диагностировали в случае, если ММЛЖ превышала 125 г/м² для мужчин и 110 г/м² для женщин при отнесении ее к площади поверхности тела, и 50 г/м^{2,7} для мужчин и 47 г/м^{2,7} для женщин при отнесении к длине тела в степени 2,7. Критерием диагностики ГЛЖ в случае нормировки к БМТ считали значение 4,1 г/кг. Величину БМТ определяли с использованием биоимпедансного анализатора АВС-01 “Медасс” (программа АВС01-036).

Частота выявления ГЛЖ была максимальной при использовании нормировки на длину тела в степени 2,7 (51%) и одинакова при использовании нормировки ММЛЖ к площади поверхности тела и к БМТ (39%).

6.3.2. Водный баланс у больных с хронической сердечной недостаточностью

Проблема нарушения водного баланса у больных с сердечной недостаточностью привлекает внимание исследователей из-за достаточно низкой эффективности лечения больных с ХСН, несмотря на большое количество медикаментозных и хирургических подходов. Хроническая сердечная недостаточность представляет собой проблему как сопутствующее заболевание у хирургических больных. Известно, что в поздних стадиях ХСН (III ФК по классификации NYHA) нарушения водного баланса играют одну из ключевых ролей в симптоматике заболевания.

Традиционное использование диуретиков, сосудорасширяющих и противовоспалительных нестероидных препаратов и инфузионной терапии в ряде случаев сопровождается увеличением гипергидратации (Озерова, 2008; Озерова, Никулина, 2008). В указанных работах оценивали водный баланс методом многочастотного полисегментного БИА анализатором АВС-01 “Медасс” (программа АВС01-044) у больных с гипертонической болезнью, сопровождавшейся или не сопровождавшейся сердечной недостаточностью. Было обследовано 115 пациентов. Из них 50 имели ГБ I–III стадии, 2-ой–3-ей степени повышения АД, без признаков сердечной недостаточности. У 25 пациентов с гипертонической болезнью имела место хроническая сердечная недостаточность (ХСН). Кон-

Таблица 6.10. Импеданс регионов тела в группах больных гипертонической болезнью и в контрольной группе, среднее (ст. отклонение)

Группа	Z торса	Z рук	Z ног	Z общий
Импеданс на низкой частоте, Ом				
ГБ с СН, 1-й этап	22,7(4,0)	204,5(38,2)	174,3(38,2)	208,3(41,8)
ГБ с СН, 2-й этап	22,6(3,6)	215,5(37,9)	180,4(32,1)	220,9(30,7)
ГБ без СН, 1-й этап	25,4(3,9)	227,3(30,9)	206,2(28,5)	241,6(27,8)
ГБ без СН, 2-й этап	24,8(3,9)	222,5(30,1)	200,3(28,7)	235,8(27,2)
Контрольная группа	23,6(4,7)	243,1(45,1)	206,7(30,6)	248,3(36,7)
Импеданс на высокой частоте, Ом				
ГБ с СН, 1-й этап	21,3(6,0)	179,3(40,7)	143,4(28,0)	178,9(27,2)
ГБ с СН, 2-й этап	19,8(4,9)	185,4(37,6)	152,2(27,1)	184,3(25,2)
ГБ без СН, 1-й этап	23,6(5,0)	194,4(36,6)	172,1(31,5)	203,2(30,7)
ГБ без СН, 2-й этап	22,9(5,1)	196,7(28,7)	171,2(29,0)	201,2(30,2)
Контрольная группа	22,3(6,4)	215,0(47,7)	180,5(31,3)	218,8(37,5)

трольную группу составили 40 пациентов, не имевших сердечно-сосудистых заболеваний. Группы больных достоверно не различались по полу, возрасту, индексу массы тела (ИМТ), безжировой массе тела (БМТ), соотношению жировой и безжировой массы (ЖМТ/БМТ) и типу распределения жира, оцененному по индексу талия–бедра (ИТБ).

Средние значения импеданса регионов тела в контрольной группе и в группах больных ГБ в первые сутки от момента поступления в стационар (1-й этап) и через 7–10 сут. от начала лечения (2-й этап) показаны в табл. 6.10. У 16% больных с гипертонической болезнью без клинически выраженных признаков нарушения водно-электролитного баланса была выявлена гипергидратация, а у 4% — гипогидратация. При наличии недостаточности кровообращения гипергидратация имела место у 50% больных. У больных ГБ с СН имела общая гипергидратация с увеличением объема внеклеточной, и особенно интерстициальной жидкости (табл. 6.11).

У больных гипертонической болезнью с проявлениями СН проводимая терапия имела положительный эффект с уменьшением степени гипергидратации. В группе больных без проявлений СН наблюдалось незначительное увеличение гипергидратации.

Полученные результаты дают основания рассматривать многочастотный полисегментный биоимпедансный анализ как метод оценки эффективности терапии и предупреждения ятрогенных осложнений у больных с гипертонической болезнью.

Таблица 6.11. Оценка объемов жидкости в организме в группах больных гипертонической болезнью и в контрольной группе, среднее (ст. отклонение)

Группа, этап	ОВО, л	ВКЖ, л	КЖ, л	ИЖ, л
ГБ с СН, 1-й этап	39,3(8,9)	11,9(2,2)	26,7(6,9)	6,9(1,6)
ГБ с СН, 2-й этап	38,1(8,3)	11,3(2,1)	25,8(6,8)	6,5(1,6)
ГБ без СН, 1-й этап	33,3(6,7)	10,2(1,5)	22,8(5,6)	5,7(1,2)
ГБ без СН, 2-й этап	33,5(6,1)	10,4(1,4)	23,0(5,2)	5,9(1,1)
Контрольная группа	32,5(6,6)	10,5(1,5)	22(5,3)	6,1(1,2)

Необходимость дифференцированного подхода к лечению больных с гипертонической болезнью и особенно — с гипертоническими кризами обоснована в работах А.П. Голикова и В.А. Рябинина (1999, 2000). Авторы использовали комплекс неинвазивных методов исследования системной и регионарной (церебральной) гемодинамики, содержания и распределения воды в организме, биоимпедансного анализа состава тела у 246 больных ГБ для обоснования выбора лекарственной терапии гипертонических кризов. Биоимпедансные оценки водного баланса, состава тела и основного обмена были получены с использованием анализатора АВС-01 “Медасс” (программы АВС01-036 и АВС01-044).

Получено, что у больных с частыми гипертоническими кризами в большинстве случаев (60%) выявляется гипокинетический тип кровообращения и у 40% — нормо- и гиперкинетический тип. Характер кровообращения имеет умеренную связь с величиной основного обмена (0,36), а величина основного обмена, в свою очередь, отрицательную коррелирует с жировой массой тела ($r = -0,68$). Эти данные дают основания предполагать *a priori* у больных с метаболическим синдромом гипокинетический тип кровообращения и избегать использования β -блокаторов как неэффективных или даже опасных в этой ситуации лекарственных препаратов.

Исследования водного баланса показали, что у 44% больных имела место гипогидратация, у 30% — задержка жидкости (гипергидратация) за счет увеличения общего количества воды и внутриклеточного объема, и у 26% — отсутствие выраженных изменений содержания жидкости по сравнению с нормой.

Дефицит жидкости может служить причиной резистентности к ингибиторам АПФ, диуретикам и дополнительным фактором риска рецидива гипертонического криза. Выявление его почти у половины больных позволяет сделать акцент в терапии на препараты

Таблица 6.12. Оценка объемов жидкости в организме больных ИБС и ХСН, ИБС и ХЛС, и в контрольной группе

Показатель	Группа	ИМТ, кг/м ²			
		< 25	25–30	30–35	> 35
ОВО, л	ИБС и ХСН	38,8 ± 4,4	35,5 ± 5,6	44,5 ± 6,1	49,4 ± 5,6
	ИБС и ХЛС	50,4 ± 3,1	45,9 ± 3,1	50,0 ± 3,1	61,9 ± 3,1
	Контр. группа	31,2 ± 1,7	34,0 ± 1,9	36,0 ± 4,4	39,3 ± 4,9
ВКЖ, л	ИБС и ХСН	10,3 ± 2,3	11,6 ± 2,4	11,7 ± 2,3	14,5 ± 2,9
	ИБС и ХЛС	10,3 ± 1,1	8,6 ± 1,2	12,3 ± 1,1	10,1 ± 3,1
	Контр. группа	8,7 ± 0,3	9,6 ± 0,3	9,9 ± 0,3	12,0 ± 0,5
КЖ, л	ИБС и ХСН	28,7 ± 1,6	24,6 ± 2,0	34,6 ± 2,6	36,4 ± 4,4
	ИБС и ХЛС	40,6 ± 3,1	38,2 ± 3,1	38,5 ± 3,1	51,8 ± 3,1
	Контр. группа	22,6 ± 1,3	25,4 ± 1,1	26,0 ± 0,7	27,5 ± 1,5

с иным, по сравнению с ингибиторами АПФ или диуретиками, механизмом действия или на комбинированную терапию. Таким образом, данное исследование свидетельствует о необходимости включения биоимпедансного анализа в реестр стандартных методов лечения больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями.

В биоимпедансных исследованиях водных секторов и регионов тела у больных ИБС, осложненной хронической сердечной недостаточностью (ХСН) и хроническим легочным сердцем (ХЛС) установлен факт более выраженной гипергидратации при тяжелых нарушениях кровообращения малого и большого круга (Павлович, 2008). Были обследованы 55 пациентов с ИБС и хронической сердечной недостаточностью II-III ФК по критерию Нью-Йоркской ассоциации сердца (НУНА) (средний возраст 62 ± 6 лет) и 29 больных с ИБС и хроническим легочным сердцем (ХЛС), явлениями недостаточности кровообращения по малому и большому кругу кровообращения (НК не ниже III ФК), с длительной и массивной терапией диуретиками (средний возраст 56 ± 6 лет). Контрольную группу составили 98 человек. В зависимости от индекса массы тела (ИМТ) все обследованные были разделены на четыре группы. Результаты представлены в табл. 6.12.

Наибольшие изменения наблюдались в оценках объемов общей и клеточной жидкости. Группы больных со значениями ИМТ менее 25 кг/м^2 и более 35 кг/м^2 отличались наиболее выраженной гипергидратацией.

В ряде публикаций предложено использовать параметры импеданса ног для оценки степени и прогнозирования развития

Таблица 6.13. Интервальные оценки импеданса ног для характеристики функционального класса недостаточности кровообращения

Группа	ИМТ, кг/м ²			
	<25	25–30	30–35	>35
	Низкая частота, Ом			
НК II ФК	150–195	150–190	145–180	135–160
НК III ФК	<150	<150	<145	<135
Здоровые, $n = 55$	232 ± 3	203 ± 5	188 ± 4	187 ± 7
	Высокая частота, Ом			
НК II ФК	120–145	135–140	110–135	105–120
НК III ФК	<120	<135	<110	< 105
Здоровые, $n = 55$	165 ± 10	150 ± 4	136 ± 2	138 ± 6

недостаточности кровообращения (НК). В работе Л.Д. Никулиной (2005) с использованием анализатора АВС-01 “Медасс” (программа АВС01-044) были обследованы три группы пациентов. В первую группу вошли 55 условно здоровых лиц без признаков сердечной недостаточности. Вторую группу составили 24 пациента с ИБС и СН II функционального класса (ФК), у которых в 37% случаев подтверждено наличие очагов постинфарктного кардиосклероза. В третью группу вошли 26 пациентов с СН III ФК, из них 14 имели постоянную форму мерцания предсердий. Биоимпедансные измерения проводили на низкой (20 кГц) и высокой частоте (500 кГц). Обследование пациентов проводилось в три этапа: в течение первых 12 ч с момента поступления в стационар, на 2–3-и сутки пребывания в стационаре и через 5–7 суток с момента госпитализации и начала терапии.

В момент поступления в стационар у больных с СН II и III ФК выявлены достоверные различия низко- и высокочастотных составляющих импеданса в сравнении с контрольной группой, при этом максимальные различия были выявлены в группе пациентов с ИМТ 30–35 кг/м², причем у больных с СН III ФК наблюдались наибольшие отклонения импеданса ног от показателей контрольной группы, что свидетельствует о целесообразности использования оценки степени СН по величине импеданса ног.

Для разграничения здоровых лиц и больных ИБС с II ФК СН предложено использовать пороговые значения НЧ и ВЧ импеданса ног 180 Ом и 145 Ом соответственно, а для разграничения II и III ФК СН — 155 Ом и 130 Ом (табл. 6.13). Для формирования группы риска с неблагоприятным клиническим исходом у больных с недо-

Таблица 6.14. Сравнительные показатели водного баланса до операции у больных без сердечной патологии и у больных с сопутствующей ХСН

Показатель	Группа больных			
	без ХСН	с ХСН I ФК	с ХСН II ФК	с ХСН III ФК
Общий импеданс, Ом	625 ± 18	632 ± 22	607 ± 17	588 ± 19
ОВО, л	34,1 ± 5,2	34,7 ± 6,2	36,8 ± 4,8	40,3 ± 8,4
КЖ, л	25,0 ± 3,1	25,9 ± 4,2	27,4 ± 4,3	28,0 ± 4,1
ВКЖ, л	9,0 ± 1,0	9,8 ± 1,1	10,4 ± 1,5	12,3 ± 2,3

статочностью кровообращения предложено использовать значения импеданса ног, меньшие 140 Ом и 130 Ом на низкой и высокой частоте соответственно.

Были сопоставлены группы выживших и невыживших пациентов (Никулина, 2005). У больных с летальным исходом ($n = 11$) максимальное снижение НЧ импеданса ног по сравнению со здоровыми пациентами составило 27%, а максимальные различия между группами выживших и умерших больных для НЧ импеданса ног — 14%. Наибольшее количество летальных исходов наблюдалось в группе больных с повышенными значениями ИМТ (25–30 кг/м²). Были оценены чувствительность (57% и 54%) и специфичность (58% и 86%) предложенного критерия летального исхода для НЧ и ВЧ компонентов импеданса нижних конечностей.

Необходимость оценки параметров гидратации у хирургических больных с сопутствующими заболеваниями сердечно-сосудистой системы отмечается и в других работах. В работе И.А. Меркулова (2008) эти вопросы рассмотрены в отношении периоперационного ведения хирургических больных. Особую важность это исследование имеет в связи с тем, что возраст больных перестал являться ограничением для хирургического лечения. В работе представлены результаты биоимпедансного анализа 31 больного хирургического профиля с сопутствующей хронической сердечной недостаточностью. Состояние гидратации больных с I–II функциональными классами ХСН после подготовки в кардиологическом отделении не отличалось от больных без ХСН. У больных с III ФК ХСН после предоперационной подготовки состояние гипергидратации сохранялось (табл. 6.14).

В послеоперационном периоде при возникновении гнойно-септических осложнений у больных с ХСН III ФК нарушения водного баланса оказались более выражены, чем у больных без ХСН.

Таблица 6.15. Динамика импеданса туловища и конечностей при развитии синдрома системного воспалительного ответа

Время	Z торса, Ом	КЖ/ВКЖ торса	Z рук, Ом	Z ног, Ом
За сутки до операции	$21,2 \pm 2,1$	$2,4 \pm 0,3$	189 ± 9	142 ± 15
На следующий день после операции	$16,0 \pm 1,6$	$2,3 \pm 0,3$	185 ± 13	198 ± 18
День накануне несостоятельности	$15,9 \pm 1,9$	$2,4 \pm 0,4$	176 ± 12	255 ± 19
День несостоятельности	$10,8 \pm 1,2$	$2,2 \pm 0,3$	137 ± 11	130 ± 9
1-е сутки после несостоятельности	$10,4 \pm 1,4$	$2,2 \pm 0,3$	155 ± 8	134 ± 10
7-е сутки после несостоятельности	$10,4 \pm 0,9$	$2,2 \pm 0,3$	134 ± 13	100 ± 12

Таким образом, использование биоимпедансного анализа позволяет в мониторинговом режиме получать объективную информацию о водном балансе, необходимую для планирования инфузионно-трансфузионной терапии в периоперационном периоде для предупреждения ятрогенных осложнений. БИА дополняет возможности традиционных инструментальных и шкального методов анализа ХСН в послеоперационном периоде. Это подтверждается исследованием динамики распределения жидкости в организме при синдроме системного воспалительного ответа (ССВО) как осложнения абдоминальных операций. Исследование импеданса туловища и конечностей показало, что возникают выраженные изменения водного баланса — увеличение объема жидкости в туловище (за счет внеклеточного компонента) и в конечностях (табл. 6.15).

Сравнение информативности БИА и балльной шкалы тяжести критического состояния АРАСН показало, что показатели БИА раньше реагируют на изменения, а шкала АРАСН оказывается более инертной.

6.3.3. Лечение сосудистых заболеваний

Оценка водного баланса может служить полезным диагностическим инструментом при лечении сосудистых заболеваний конечностей различного генеза.

В работе Меркулова (2008) приведены результаты лечения 17 больных с острым флебитом магистральных вен верхних конечностей.

Таблица 6.16. Динамика импеданса верхних конечностей при лечении больных острым флебитом

Этап исследования	Импеданс конечности, Ом		Асимметрия, Ом (%)
	Пораженная	Здоровая	
До лечения	165,2 ± 3,2	224,4 ± 4,2	59,2 ± 1,8 (26,4%)
Через 7 дней лечения	201,2 ± 3,5	223,8 ± 3,8	22,6 ± 0,7 (10,1%)
Через 14 дней лечения	211,6 ± 4,1	224,8 ± 4,2	13,2 ± 0,6 (5,9%)

Таблица 6.17. Динамика импеданса голеней при лечении больных атеросклерозом сосудов нижних конечностей

Этап исследования	Импеданс голени, Ом	
	Правая	Левая
До лечения	219,4 ± 2,7	216,3 ± 2,4
Через 7 дней лечения	202,1 ± 2,2	203,8 ± 2,2
Через 14 дней лечения	200,6 ± 2,4	202,8 ± 2,2

стей. Практически у всех больных в течение семи дней с момента обращения из-за выраженного паренхиматозного отека предплечья и плеча данные доплерографии не выявили венозного кровотока в магистральных сосудах плеча. В этих условиях для оценки патологического процесса приходилось ориентироваться на результаты антропометрии (измерения обхватов) и клинические данные. Спустя неделю кровотока в магистральных венах конечности стал проследиваться доплерографически. Локальная биоимпедансометрия плеча при первичном осмотре показала различия импеданса здоровой и пораженной конечностей на уровне 26,5%. Через 7 дней лечения степень асимметрии уменьшилась до 10%. Таким образом, к моменту появления возможности эффективного использования доплерографии выраженность патологического процесса снизилась в 2,5 раза. Еще через 7 дней различия снизились до 5,9% (табл. 6.16).

При обследовании больных атеросклерозом сосудов нижних конечностей методом доплерографии невозможно было выявить динамику процесса при проведении терапии в течение 14 дней. В то же время, уже через 7 дней от начала лечения выявлены статистически достоверные различия импеданса по сравнению с исходными величинами. Это позволило объективно оценить применяемый комплекс лечебных воздействий как эффективный. В последующие

7 дней терапии отмечались значительно меньшие изменения импеданса, что расценивалось как достижение предела возможностей использованной тактики лечения (табл. 6.17).

6.4. Контроль изменений гидратации как побочного эффекта применения лекарственных препаратов

При лечении гипертонической болезни представляет интерес оценка изменений водного баланса организма под действием различных антигипертензивных препаратов, в том числе для прогнозирования возможного развития побочных эффектов. С этой точки зрения наиболее изученными являются диуретики — препараты первой линии в лечении артериальной гипертензии (см. п. 6.3). Менее изучено влияние на гидратацию и водный баланс организма высоко эффективной и безопасной группы препаратов — антагонистов кальция (Марцевич, 2003; Лукина, Марцевич, 2008).

Механизм возникновения отеков при лечении антагонистами кальция связан с повышением капиллярного гидростатического давления вследствие вазодилатации, что способствует фильтрации жидкости в ткани. Процессы регуляции капиллярного кровотока и дренажа лимфы кальцийзависимые и поэтому ингибируются препаратами данной группы. Частота отеков при применении любых дигидропиридиновых антагонистов кальция составляет не менее 10%. В работе М.В.Новиковой и Н.Л.Проурзиной (2009) с использованием биоимпедансного анализатора АВС-01 “Медасс” сопоставлялась выраженность изменений гидратации на интегральном и региональном уровнях под действием дигидропиридиновых антагонистов кальция амлодипина и фелодипина у 40 женщин с артериальной гипертонией (средний возраст 62 ± 9 лет).

Исследование водных секторов организма проводилось до и через 10–14 дней после назначения дигидропиридиновых антагонистов кальция. Больные были распределены на две группы лечения: фелодипином (средняя доза 5,76 мг) и амлодипином (средняя доза 5,78 мг). Указанные группы не отличались по возрасту, уровню АД, длительности заболевания гипертонической болезнью, сопутствующей патологией. Назначенное лечение приводило к достоверному снижению артериального давления в обеих группах (на 11,7% в группе фелодипина и на 11,4% в группе амлодипина).

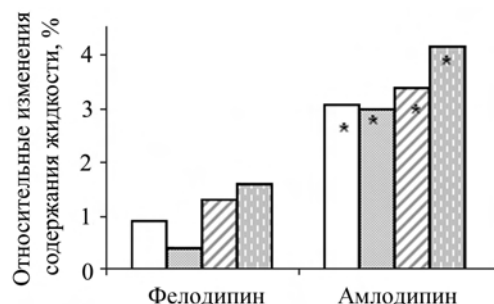


Рис. 6.17. Состояние гидратации организма при использовании фелодипина и амлодипина. * — значимые различия соответствующих показателей между группами. Слева направо столбиками показаны данные, характеризующие изменения ОВО, КЖ, ВКЖ и ИЖ

Исходные различия объемов водных секторов между группами не выявлялись. На рис.6.17 показаны результаты сравнительного анализа относительных изменений гидратации для двух групп пациентов в процессе лечения. Видно, что в сравнении с фелодипином, применение амлодипина сопровождалось более выраженным побочным эффектом повышения гидратации. Аналогичные изменения были зарегистрированы и при региональных биоимпедансных исследованиях: общее снижение низкочастотного импеданса ног составило 1,6% для фелодипина и 4,6% для амлодипина, что в терминах объемов внеклеточной жидкости примерно соответствует вышеуказанным интегральным изменениям.

Таким образом, показана возможность использования биоимпедансного анализа для сравнительной оценки побочных эффектов применения лекарственных препаратов в клинической практике. Учитывая обширную номенклатуру лекарственных средств, используемых в терапии, вероятно, следует ожидать дальнейшего развития исследований в этом направлении.

6.5. Заболевания желудочно-кишечного тракта

Состав тела человека существенно меняется под влиянием питания, физической активности, при патологии внутренних органов. В реаниматологии и трансфузиологии БИА используется для контроля динамики клеточной и внеклеточной жидкости в раннем посттравматическом периоде при перитоните, кишечной непрохо-

димости, панкреатите, циррозе печени, тромбозе воротной вены, обширных ожогах, травмах, хронической почечной недостаточности и других состояниях, а также у послеоперационных больных (Gagnon et al., 1994; Иванов и др., 1999; Egger et al., 1999). Оценка степени гидратации методом БИА оказывается более приемлемой при задержке жидкости, чем при дегидратации организма (Piccoli et al., 1997). Результаты БИА используются для прогноза риска развития критических состояний на фоне инфекционного процесса. Отток жидкости из внутриклеточного во внеклеточное пространство при развитии сепсиса свидетельствует о нарушении функции клеточных мембран (Kreymann et al., 1995).

БИА позволяет отслеживать изменения состава тела в процессе длительной реабилитации и лечебного питания (постгастрорезекционные синдромы, избыточная масса тела и ожирение, белково-энергетическая недостаточность, голодание). В клинике лечебного питания ГУ НИИ питания РАМН проводились исследования состава тела у 644 пациентов с заболеваниями органов пищеварения (Дерябин, Петухов, 2004; Петухов, Дерябин, 2004; Петухов, 2005). Характер оперативных вмешательств: гастроэктомия (ГЭ) — 121 чел., резекция желудка (РЖ) по Бильрот-II — 214 чел., резекция тонкой кишки (РТК) — 103 чел. 206 пациентов имели дефицит массы тела и заболевания ЖКТ (белково-энергетическая недостаточность (БЭН)), но не оперированные. Контрольную группу составили 114 пациентов без заболеваний органов пищеварения. В позднем реабилитационном периоде (не менее 5 лет после операции) систематически наблюдались более 57% пациентов (Петухов, 2006). Для оценки БМТ, ЖМТ и водного баланса организма использовали анализатор АВС-01 “Медасс”.

Во всех группах больных отмечался дефицит массы тела, более выраженный у мужчин: после ГЭ — у 64% мужчин и 57% женщин; после РТК — у 73% мужчин и 59% женщин; после РЖ — у 56% мужчин и 57% женщин. Наиболее выраженные изменения водного баланса отмечались у больных после гастроэктомии и резекции желудка (рис. 6.18, 6.19). При повторном обследовании во всех группах выявлены достоверные различия для ОВО, КЖ, ВКЖ и ИЖ (Дерябин, Петухов, 2004; Петухов, 2006). Полученные данные согласуются с результатами других работ (Gagnon, 1994). На фоне проводимой терапии происходило уменьшение дефицита жидкости в водных пространствах, а также имели место изменения как БМТ, так и ЖМТ. Последнее является наиболее значимым индикатором

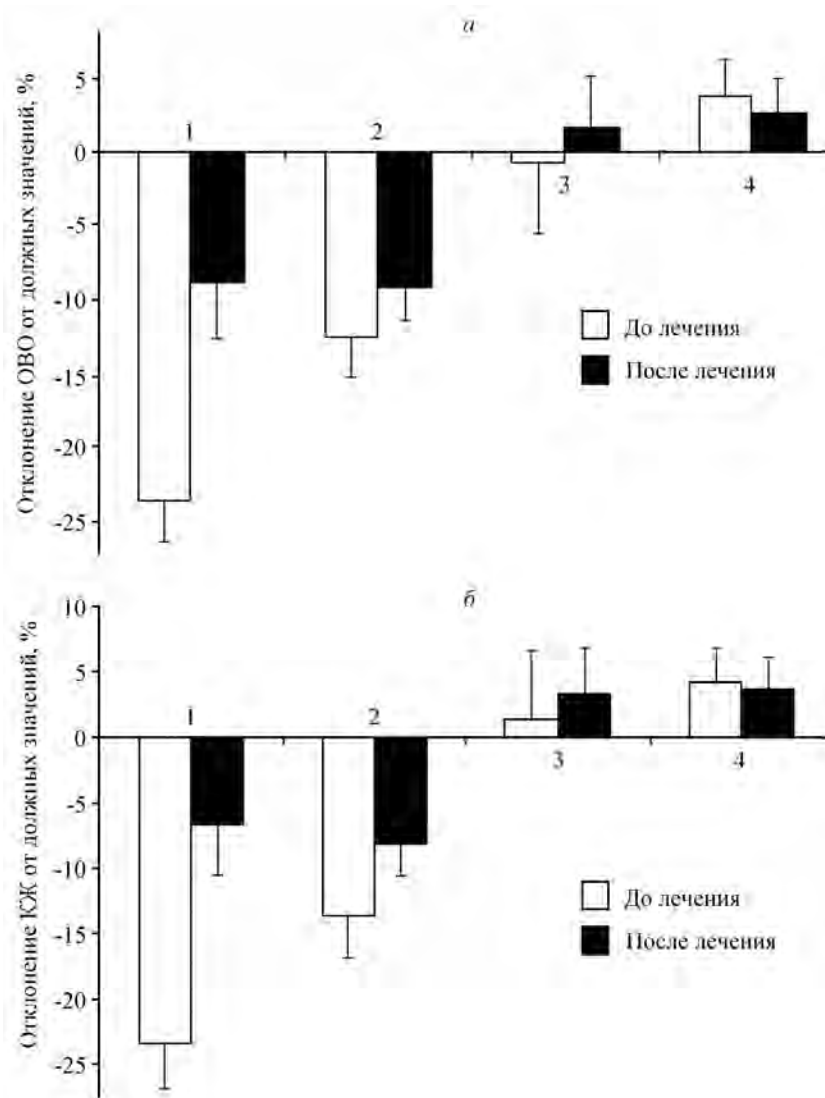


Рис. 6.18. Отклонения от нормы ОВО (а) и КЖ (б) у больных, перенесших 1 – ГЭ, 2 – РЖ по Бильрот-II, 3 – РТК, 4 – больные с БЭН

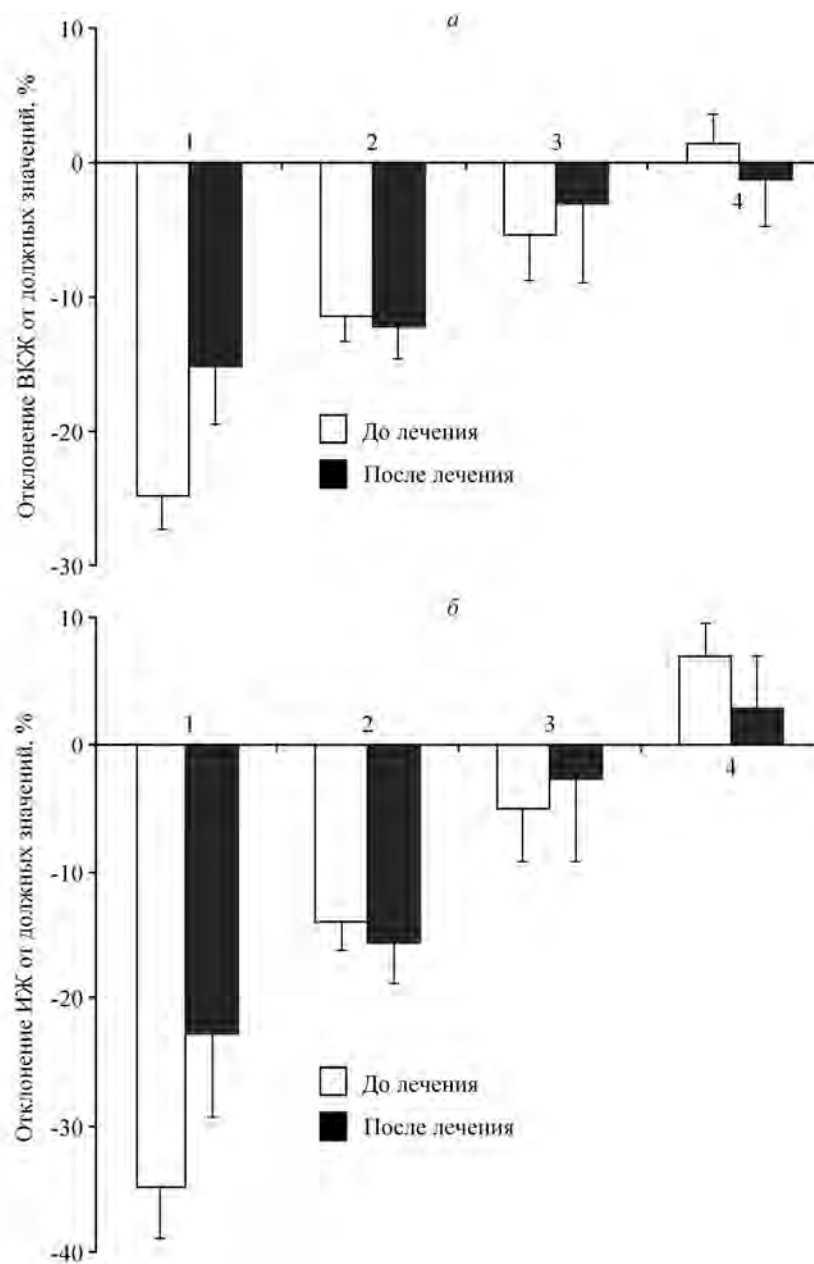


Рис. 6.19. Отклонения от нормы ВКЖ (а) и ИЖ (б) у больных, перенесших 1 – ГЭ, 2 – РЖ по Бильрот-II, 3 – РТК, 4 – больные с БЭН

эффективности диетотерапии в реабилитационном периоде. Увеличение БМТ может свидетельствовать о достаточном содержании белка в рационе и энергоемкости рациона питания (Дерябин, Петухов, 2004; Петухов, 2006).

Лабораторные методы, позволяющие количественно оценить степень внеклеточной дегидратации, в настоящее время отсутствуют. Косвенными индикаторами внеклеточной гидратации являются концентрация Na в моче, а также изменение гематокрита и уровня белка в сыворотке. С помощью БИА была получена объективная количественная оценка динамики жидкости в водных секторах организма. При выраженных изменениях водного баланса, особенно в группе больных после резекции тонкой кишки, лечение было направлено на восстановление объема ВКЖ растворами электролитов. Легкую степень дегидратации коррегировали приемом солевого раствора от 500 мл до 1 л в сутки (регидрон).

Нормализация водного баланса свидетельствует о положительной направленности изменений обмена веществ в процессе лечения и диетотерапии. У больных, перенесших ГЭ, РЖ и РТК, отмечалось уменьшение дефицита ВКЖ на 15%, 13% и 4% соответственно, и ИЖ — на 22%, 12% и 3%. У больных рефрактерных к лечению наблюдалось увеличение объема интерстициальной жидкости более чем на 25%, что свидетельствовало о неэффективности проводимой терапии (Петухов, 2006).

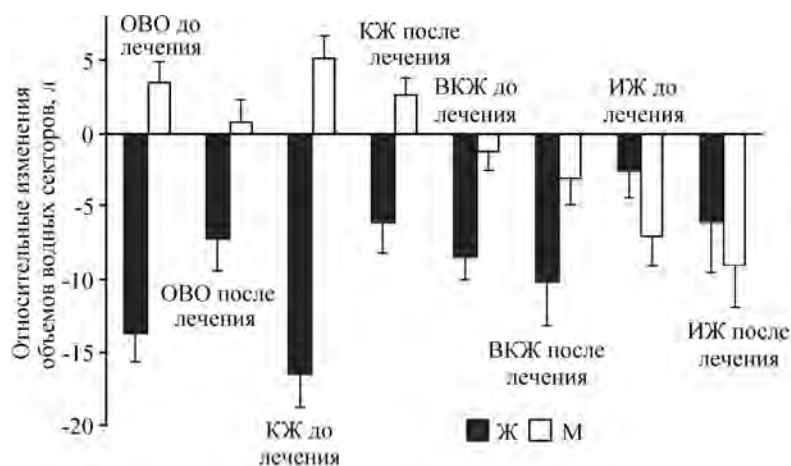


Рис. 6.20. Относительные отклонения от нормы объемов водных секторов у женщин и мужчин до и после лечения

На рис. 6.20 показана динамика дефицита или избытка жидкости в секторах до и после коррекции водного баланса у мужчин и женщин, перенесших операции на ЖКТ. Проведенная терапия способствовала уменьшению дефицита общей воды и клеточной жидкости у мужчин и уменьшению избытка жидкости у женщин, в то время как дефицит внеклеточной жидкости увеличивался и у мужчин, и у женщин. Более выраженные изменения наблюдались у женщин.

Выявлены достоверные различия исходных значений ОВО, ВКЖ и КЖ между обследованными группами. В дальнейшем при положительной динамике водного баланса различия сохранялись, что может быть связано с различиями гормональной регуляции водного баланса у женщин и мужчин (Дерябин, Петухов, 2004; Петухов, 2006). Изменения объема ИЖ могут свидетельствовать о нарушении проницаемости капиллярных мембран или о гипопроотеинемии, что приводит к недостаточному транспорту питательных веществ в клетки и удалению продуктов метаболизма. Неясно, являются ли наблюдаемые изменения водного баланса адаптационными или патологическими сдвигами.

На рис. 6.21 показана динамика баланса жидкости в организме больного С. с выраженным дефицитом массы тела после проведения субтотальной резекции тонкой кишки по поводу тромбоза сосудов брыжейки при сочетанном энтеральном и парентеральном питании. На фоне нормализации уровня белков сыворотки крови (альбумин, общий белок, креатинин) и гематологических показателей, при неизменной МТ, ликвидации отеков, сохраняются нарушения КЖ и ИЖ. Тенденция к нарастанию дефицита ОВО и КЖ в комплексе с нарушением осмолярности плазмы крови свиде-

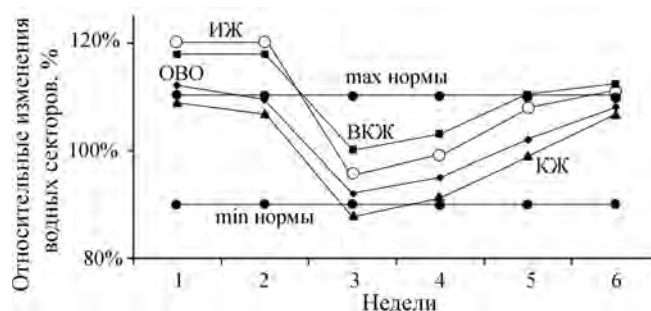


Рис. 6.21. Динамика показателей водного баланса у больного С., перенесшего обширную резекцию тонкой кишки

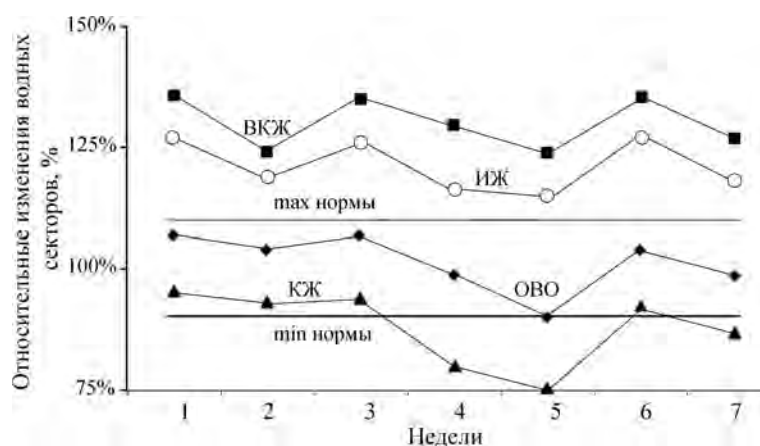


Рис. 6.22. Динамика показателей водного баланса у больного Р., перенесшего резекцию желудка по Бильрот-II

тельствовало о необходимости коррекции осмотического статуса и восполнения потерь жидкости, возникающих вследствие перевода больного на пероральное питание.

На рис. 6.22 показана динамика баланса жидкости в организме больного Р. с дефицитом массы тела и симптомами недостаточности макро- и микронутриентов в процессе лечения и диетотерапии с включением специализированных питательных смесей. На фоне нормализации содержания белков сыворотки и гематологических показателей, увеличения массы тела, ликвидации отеков и ОВО в пределах нормы сохранялось повышенное содержание ВКЖ и ИЖ. Такая ситуация требует дальнейшего мониторинга состояния водного баланса.

6.6. Гестозы

Традиционные методы оценки объемов водных секторов организма во время беременности (метод изотопного разведения с D_2O или ^{18}O) сравнительно дорогостоящи и плохо переносятся пациентами. Альтернативой является многочастотный биоимпедансный анализ (МБИА).

Изменения массы тела и объема воды в организме при беременности по данным поперечных и продольных обследований варьируют от 9,2 до 14,3 кг и от 6,3 до 8,5 л соответственно (De Lorenzo et al., 1995). Относительный вклад воды в изменение мас-

Таблица 6.18. Общая характеристика обследованных групп женщин с нормально протекающей беременностью (контрольная группа) и с гестационной гипертонией (Valensise et al., 2000)

Параметры	Контр. группа (n = 50)	Гестационная гипертония (n = 13)
Возраст, лет	32,0 ± 4,0	34,2 ± 5,9
Масса тела, кг	63,60 ± 10,70	77,1 ± 16,8
Длина тела, см	160,3 ± 6,6	159,0 ± 6,6
Срок беременности, нед.	39,0 ± 1,7	36,7 ± 3,2

сы тела обычно составляет от 50% до 70%. Известно, что беременность сопровождается увеличением объема внеклеточной жидкости. Количество внеклеточной жидкости и ОВО у беременных и небеременных женщин высоко коррелирует с величиной активного сопротивления (Hytten, 1985; Lukaski et al., 1994).

Понимание сравнительной роли конкретных механизмов увеличения ОВО при беременности представляет интерес для клиницистов. Такими механизмами являются увеличение объема амниотической жидкости, объема плазмы крови у матери и отеки.

Рассмотрим данные, характеризующие изменения объемов внеклеточной и общей жидкости у женщин в первом, втором и третьем триместрах беременности во взаимосвязи с особенностями ее течения.

Проводилось обследование 50 пациенток с нормально протекающей беременностью (контрольная группа) и 13 — с гестационной гипертонией (табл. 6.18) (Valensise et al., 2000). Биоимпедансное исследование анализатором Human IM Scan (*Dietosystem*, Италия) выполнялось по двучастотной полисегментной схеме трижды в ходе беременности: в первом (между 9-й и 13-й неделями), втором (между 16-й и 24-й неделями) и третьем триместрах (между 32-й и 36-й неделями). За день до измерений пациентки прерывали свои обычные диеты и воздерживались от избыточной физической активности. Импедансные исследования проводили до гипотензивной терапии.

Критерием наличия гипертонии, вызванной беременностью, считали отсутствие протеинурии и диастолическое давление выше 90 мм рт. ст., выявленные в ходе обследований, выполненных после 20-й недели беременности (Segal et al., 1991).

В контрольной группе наблюдалась тенденция к увеличению индекса импеданса, ОВО, ВКЖ и КЖ (табл. 6.19). В группе ге-

Таблица 6.19. Изменения ОВО, ВКЖ и КЖ у женщин с нормально протекающей беременностью (контроль) и с гестационной гипертензией (Valensise et al., 2000)

Триместр беременности	ОВО, л		ВКЖ, л		КЖ, л	
	Контроль	ГГ	Контроль	ГГ	Контроль	ГГ
Первый	36,7 ± 4,4	37,4 ± 16,9	11,0 ± 1,3	11,2 ± 5,0	25,7 ± 3,1	26,4 ± 11,8
Второй	40,2 ± 5,0	21,3 ± 14,4	12,0 ± 1,5	6,3 ± 4,3	28,2 ± 3,5	14,9 ± 10,1
Третий	44,4 ± 7,2	17,5 ± 3,4	13,3 ± 2,1	5,2 ± 1,0	31,1 ± 5,0	12,3 ± 2,4

стационарной гипертензии (ГГ) — индекс импеданса, ОВО, ВКЖ и КЖ значительно снижались (рис. 6.23 и 6.24). Индекс импеданса является предиктором изменений ОВО и описывает около 99% изменчивости признака во всех триместрах беременности. Индекс импеданса был значительно ниже в группе ГГ по сравнению с контрольной группой во втором и третьем триместрах (см. рис. 6.23).

Ведущую роль в адаптации женского организма к беременности играют изменения гемодинамики, при этом задержка жидко-

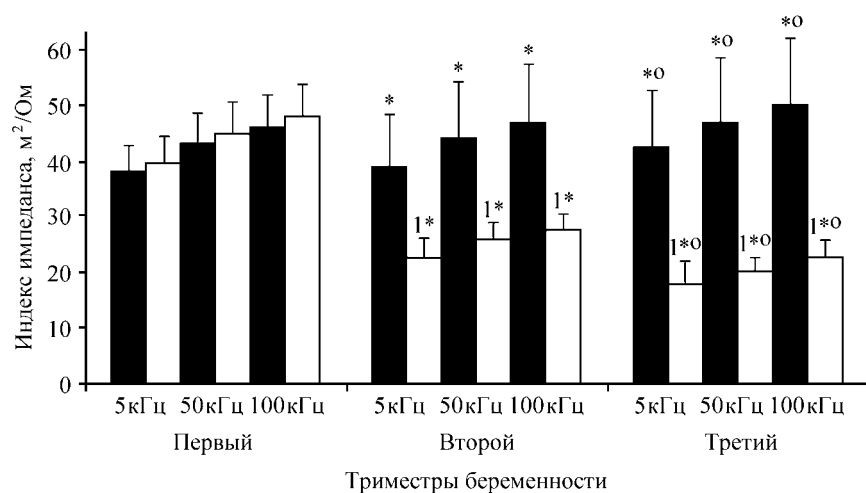


Рис. 6.23. Средние значения ± стандартное отклонение индексов импеданса на частотах 5, 50 и 100 кГц у женщин с нормально протекающей беременностью (контрольная группа, черные столбики) и с гестационной гипертензией (белые столбики). 1 — статистически значимые различия с контрольной группой ($p < 0,001$); * и o — с первым и вторым триместрами беременности соответственно ($p < 0,02$) (Valensise et al., 2000)

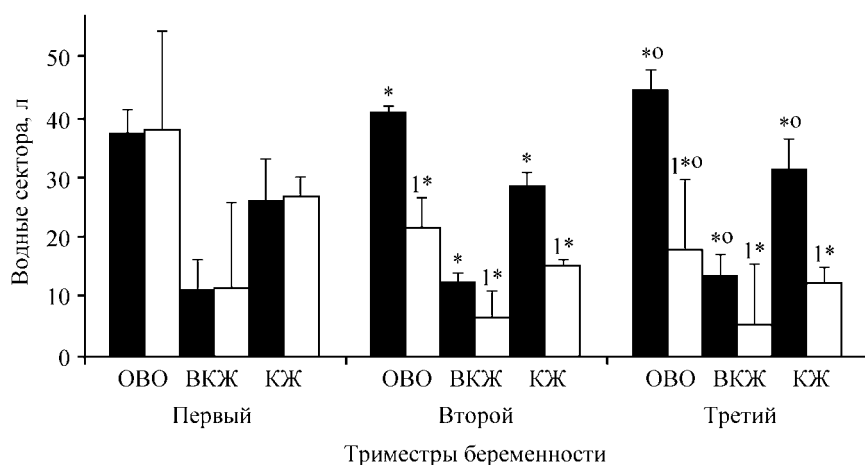


Рис. 6.24. Средние значения (\pm стандартное отклонение) ОВО, ВКЖ и КЖ у женщин с нормально протекающей беременностью (контрольная группа, черные столбики) и с гестационной гипертонией (белые столбики). 1 — статистически значимые различия с контрольной группой ($p < 0,001$); * и o — с первым и вторым триместрами беременности соответственно ($p < 0,02$) (Valensise et al., 2000)

сти является важным механизмом увеличения объема плазмы, что приводит к увеличению объема сердечного выброса. Результаты исследования свидетельствуют о том, что у больных с гестационной гипертонией, в отличие от контрольной группы, имело место значительное снижение содержания воды во всех водных пространствах, начиная со второго триместра беременности (см. табл. 6.19). Возможно, что это являлось результатом неконтролируемого использования диуретиков в домашних условиях. Однако корректирующая инфузионная терапия в последующем не приводила к нормализации содержания воды в водных пространствах. Недостаточное увеличение объема плазмы при беременности принято ассоциировать с неблагоприятным прогнозом течения беременности, низкой массой тела новорожденного (Duvkot et al., 1995) и с развитием предэклампсии.

Таким образом, оценка изменений гидратации и распределения жидкости в водных пространствах организма в каждом из триместров беременности дает информацию о состоянии физиологической адаптации женщины во время беременности.

Гестозы занимают ведущее место среди причин материнской смертности и являются одним из основных факторов, определя-

Таблица 6.20. Результаты мониторингования водных секторов организма при гестозах (Штанько и др., 2006)

Параметры	1-й этап	2-й этап	3-й этап	Должные значения
ОВО, л	34,2 ± 1,8	35,4 ± 2,0	34,4 ± 1,7	41,1 ± 1,6
ВКЖ, л	10,5 ± 1,6	11,1 ± 1,3	11,1 ± 1,3	12,3 ± 0,4
КЖ, л	26,0 ± 1,2	26,0 ± 1,4	26,0 ± 1,4	29,4 ± 1,4
ОЦК, л	4,1 ± 0,2	4,1 ± 0,2	4,2 ± 0,2	4,5 ± 0,2
ИЖ, л	6,3 ± 0,5	6,8 ± 0,3	6,7 ± 0,3	7,8 ± 0,2

ющих развитие перинатальных осложнений. Известны результаты обследования 29 пациенток в возрасте 25–29 лет со сроком беременности 37–38 недель и легкой степенью гестоза (Штанько и др., 2006). Измерения выполняли с использованием биоимпедансного анализатора АВС-01 “Медасс” с программой АВС01-044. Оценка объемов водных секторов проводилась на следующих этапах:

- 1-й этап — в первые сутки с момента поступления;
- 2-й этап — на третьи–пятые сутки лечения гестоза в клинике по стандартной методике;
- 3-й этап — на момент выписки из стационара (через 8–10 суток после госпитализации).

Результаты обследования приведены в табл. 6.20. Вследствие длительного приема диуретиков в домашних условиях с целью уменьшения отеков у всех обследованных на момент госпитализации величины ОВО, ВКЖ, КЖ, а также интерстициальной жидкости и ОЦК были ниже должных значений.

Стандартная инфузионная терапия гестозов на основе плазмозаменяющих коллоидных и кристаллоидных растворов практически не вызвала нормализации объемов водных секторов. Более того, на фоне мнимого улучшения состояния к 8–10 дню лечения несколько увеличилось количество интерстициальной жидкости.

6.7. Отравления

Актуальность задачи динамического мониторинга содержания и перераспределения жидкости в организме при различных физиологических и патологических состояниях не вызывает сомнений. Нераспознанные и неустраненные нарушения водного баланса при лечении пациентов нередко приводят к серьезным осложнениям и даже летальным исходам. Оценка и предупреждение нарушений

водного баланса являются важными задачами клинических исследований и лечебных мероприятий.

В отделении острых отравлений НИИ скорой помощи им. Н.В. Склифосовского исследовали динамику водных секторов регионов тела в раннем периоде острых отравлений психотропными препаратами. Были обследованы 53 женщины в возрасте 17–65 лет, из них с отравлениями легкой степени — 15, средней тяжести — 11, тяжелой степени с благоприятным исходом — 22, и 5 — с летальным исходом на третьи сутки пребывания в клинике. Пациенты с отравлениями легкой степени получали инфузионную терапию в сочетании с форсированным диурезом в объеме 1,0–1,5 л в течение первых суток. Пациентам с отравлениями средней тяжести наряду с усилением естественной детоксикации организма применяли методы искусственной детоксикации, средний объем инфузионной терапии составил 2,0–3,0 л в первые и вторые сутки лечения. Больным с тяжелой интоксикацией применяли комплекс методов искусственной детоксикации, объем введенной жидкости в первые и вторые сутки лечения составил 3–4,5 л.

Оценку гидратации регионов тела проводили в остром периоде экзотоксикозов с использованием биоимпедансного анализатора АВС-01 “Медасс”. Состояние водного баланса сопоставляли с нормальными значениями по данным, полученным у здоровых добровольцев (72 женщины). Исследования проводили при поступлении в стационар до начала лечебных мероприятий и на 1-е, 2-е и 3-и сутки лечения в зависимости от тяжести состояния.

У пациентов с отравлениями *легкой степени* при поступлении в стационар отмечалось увеличение ОВО в основном за счет клеточной жидкости. Значимые различия (более чем на 10% от должных величин) выявлялись в клеточном секторе верхнего и нижнего отделов туловища и бедер. Имелась тенденция к увеличению объемов ВКЖ регионов тела (при отсутствии значимых изменений). Проведенные на следующие сутки повторные измерения выявили снижение объема КЖ в бедрах, тогда как в туловище этот показатель практически не изменился. Объемы ВКЖ в абдоминальной и торакальной частях туловища обнаруживали тенденцию к нормализации.

У пациентов с отравлениями *средней тяжести* до начала лечебных мероприятий было выявлено значимое увеличение ВКЖ и КЖ в руках (более чем на 13%). Значимое увеличение КЖ отмечалось также в верхнем и нижнем отделах туловища. Через сутки от начала лечения отмечалось увеличение общего объема

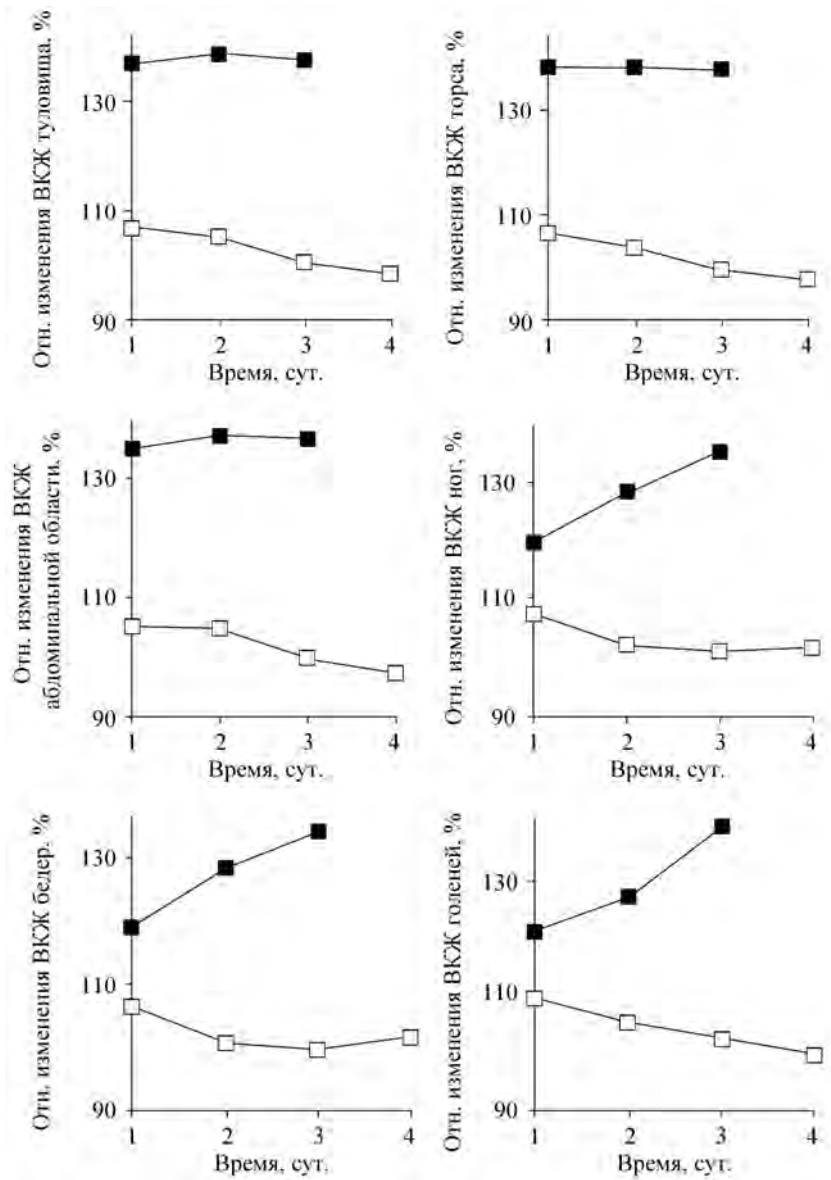


Рис. 6.25. Динамика относительных изменений внеклеточной гидратации регионов тела у выживших (□) и не выживших (■) пациентов с тяжелыми отравлениями

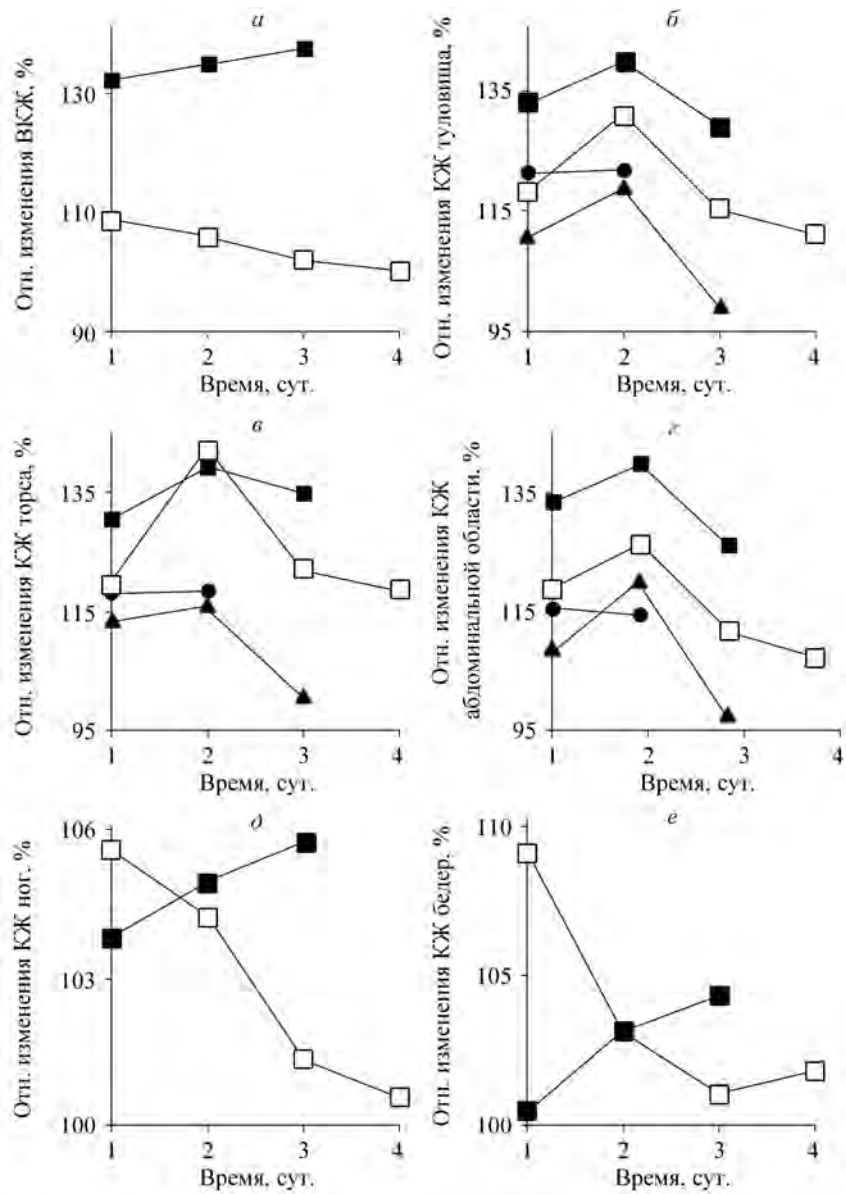


Рис. 6.26. Динамика относительных изменений интегральной оценки объема ВКЖ у выживших (□) и не выживших (■) пациентов с тяжелыми отравлениями (а), а также клеточной гидратации туловища (б-г) и ног (д-е)

как клеточной, так и внеклеточной жидкости. При этом значимые различия содержания ВКЖ были зарегистрированы только в руках, а КЖ — в абдоминальной и торакальной области. Изменения клеточной и внеклеточной гидратации регионов тела на вторые и третьи сутки лечения носили разнонаправленный характер с тенденцией к последующей нормализации.

Группа больных с *тяжелыми отравлениями* включала случаи с благоприятным и летальным исходом. Летальные исходы наблюдались через трое–четверо суток после поступления в стационар. В момент поступления в группу умерших больных наблюдалось значимое увеличение объемов КЖ и ВКЖ в руках, а также КЖ — в верхнем и нижнем отделах туловища и в голених.

На рис. 6.25 и 6.26 показана динамика внеклеточной гидратации регионов тела у пациентов с тяжелыми отравлениями. В группе выживших пациентов изменения ВКЖ были менее выражены по сравнению с группой не выживших пациентов, и наблюдалась тенденция к нормализации показателя.

У пациентов с отравлениями легкой и средней тяжести (показано на рис. 6.26 значками ● и ▲ соответственно) изменения рассматриваемых показателей были еще менее выражены.

Таким образом, применение полисегментного биоимпедансного анализа у пациентов с острыми отравлениями психотропными препаратами позволяет выявить ранние и скрытые нарушения клеточной и внеклеточной гидратации. В первые часы острых отравлений психотропными препаратами происходит преимущественное накопление внутриклеточной жидкости. Раздельный мониторинг клеточной и внеклеточной гидратации у пациентов с тяжелыми отравлениями позволяет прогнозировать длительность и исход лечения.

6.8. Ортостатические изменения и нарушения

Нарушения ортостатической устойчивости широко распространены при гипертонической болезни, варикозной болезни вен нижних конечностей, первичных нейропатиях, вторичной вегетативной недостаточности при сахарном диабете, амилоидозе, алкоголизме, у пациентов, длительно соблюдающих постельный режим, принимающих гипотензивные препараты и антидепрессанты. БИА в режиме мониторинга позволяет оценивать не только изменения

Таблица 6.21. Импеданс регионов тела в покое у здоровых молодых людей

Регион	Среднее значение импеданса, Ом	Границы изменений импеданса, Ом
Голова	76,8	61,7–101,5
Торс	30,3	19,5–40,5
Абдоминальная область	21,4	14,1–27,7
Бедро	55,4	40,2–67,4
Голень	159,5	136,9–194,8

кровенаполнения регионов тела во время ортопробы, но и степень и характер соответствующих нарушений, предположить причины этих нарушений.

В работе И.А. Лебедевой (2005) проводилось обследование 40 здоровых добровольцев (средний возраст $22 \pm 1,5$ лет). В анамнезе у них отсутствовали обмороки, коллапсы и ортостатические жалобы. Исследование проводили в течение 5 мин после принятия горизонтального положения, во время 7-минутной активной ортостатической пробы и после возврата в исходное горизонтальное положение.

В ходе выполнения активной ортопробы случаев ортостатических жалоб не поступало, гипотензии или обмороков не наблюдалось. В покое артериальное давление (АД) составляло в среднем 118/76 мм. рт. ст., частота сердечных сокращений (ЧСС) 78 уд./мин. Среднее снижение систолического артериального давления (САД) через 1 мин составило 7,8 мм рт. ст., к 7-й мин — 15 мм рт. ст. Диастолическое артериальное давление (ДАД) на 1-й минуте не изменялось, а к 7-й мин снижалось в среднем на 4,8 мм рт. ст. ЧСС возрастала на 1-й минуте ортостаза в среднем на 13 уд./мин, а к 7-й минуте на 18 уд./мин. Исходные значения импеданса регионов тела показаны в табл. 6.21.

У всех обследованных выявлены изменения импеданса при активной ортопробе. У 33 добровольцев выявлено увеличение импеданса головы не более чем на 7%, увеличение импеданса торса не более чем на 15%, уменьшение абдоминального импеданса, импеданса бедер и голеней не более чем на 18%, 3% и 7% соответственно к 7-й минуте пробы, причем максимальная динамика регистрировалась на первой минуте вставания. Можно предположить, что эта категория испытуемых здорова и не имеет отклонений в системе регуляции давления. Скачкообразная динамика импеданса



Рис. 6.27. Динамика импедансов головы, торса и абдоминальной области у пациентки О.

регионов тела на первой минуте ортостаза объясняется выраженным оттоком жидкости из грудной клетки в нижнюю часть тела и снижением венозного возврата крови к сердцу от органов и тканей нижней половины тела под действием гравитации (Оберг, 1977).

При возвращении в горизонтальное положение импедансы регионов тела стремились к исходным значениям с разной скоростью. Типичная динамика импедансов и объемов жидкостей у пациентки О. показана на рис. 6.27–6.30.

У семи добровольцев выявлены отклонения в динамике импеданса регионов тела на первых минутах ортостаза, несмотря на отсутствие жалоб и снижения АД в положении стоя, что может свидетельствовать о наличии у них скрытых нарушений регуляции артериального давления. Так, значительное увеличение импеданса головы у шести обследованных на 7–11% дает основание предположить наличие риска ортостатических жалоб и синкопальных состояний в будущем. Повышение импеданса торса на первых минутах пробы у трех добровольцев (на 15% и более) совпадает по времени со снижением импеданса абдоминальной области (на 18%

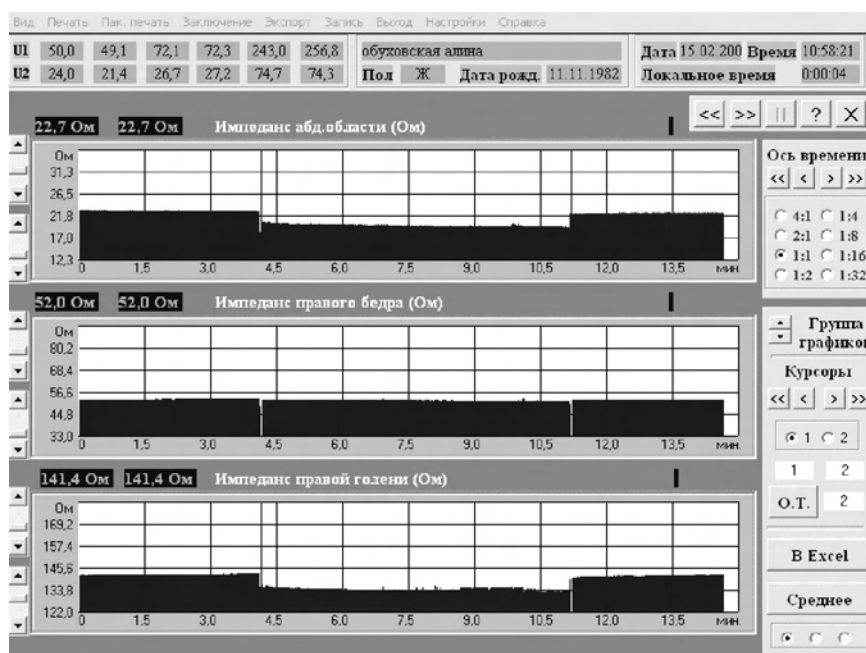


Рис. 6.28. Динамика импеданса абдоминальной области, правого бедра и правой голени у пациентки О.

и более), и у двух лиц сопровождается снижением импеданса голени (более чем на 7%). Это отражает повышенное депонирование крови в сосудах абдоминальной области и голени с транзиторным снижением венозного возврата, когда рефлекторная вазоконстрикция не успевает компенсировать быстрое перемещение объема крови в нижнюю часть тела (Stewart et al., 2002).

У четырех добровольцев на первой минуте ортостаза наблюдалась атипичная динамика в виде выраженного снижения импеданса торса в среднем на 25%, роста импеданса области живота в среднем на 23% и голени на 3%. Это объясняется кратковременной гиперсимпатикотонией с выраженной вазоконстрикторной реакцией резистивных и емкостных сосудов в ответ на переход в вертикальное положение, направленной на предотвращение увеличения емкости венозного русла (Реушкин и др., 1999).

Оценивались возможности полисегментного БИА для выявления больных ортостатической гипотензией (ОГ) с волюмическими нарушениями в раннем ортостазе (Лебедева, Лапин, 2008; Лебедева, 2009). Были обследованы 122 пациента (101 женщина и

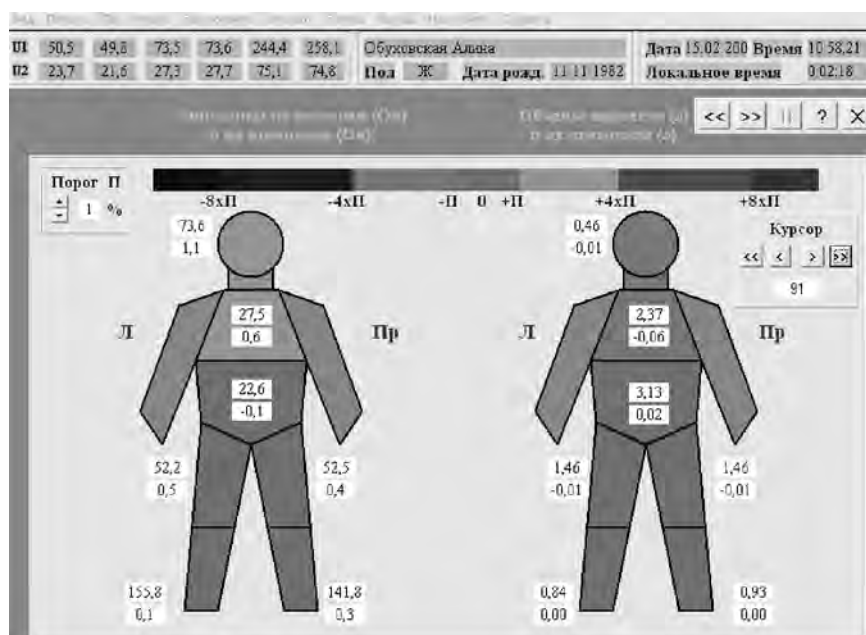


Рис. 6.29. Значения импедансов и объемов жидкостей у пациентки О. на 2-й минуте в положении лежа

21 мужчина, средний возраст $38,6 \pm 19,2$ лет), из них 73% имели в анамнезе ортостатические расстройства, а остальные — диагностически значимое снижение АД в ортостазе. Указания на обмороки в анамнезе имелись у 56 пациентов, из них 21 с однократными и 35 с повторными обмороками в вертикальном положении.

Нормальными принято считать следующие изменения импеданса регионов тела в ортостазе: торакального — увеличение не более чем на 15% (Гукова, 2003), абдоминального, бедер и голеней — снижение не более чем на 18%, 3% и 7% соответственно (см. выше) за счет депонирования крови в нижней части тела.

Средние значения и стандартное отклонение импеданса регионов тела у обследованных пациентов в покое показаны в табл. 6.22.

При проведении пассивной ортопробы у части обследованных отмечено снижение импеданса торса на 1-й минуте ортостаза (рис. 6.31). В зависимости от направленности и выраженности изменений импеданса были выделены пять групп больных: 1-я группа — изменение от -30% до 0% , 2-я — от 0% до 8% , 3-я — от 9% до 14% , 4-я — от 15% до 18% , 5-я — от 19% до 30% .

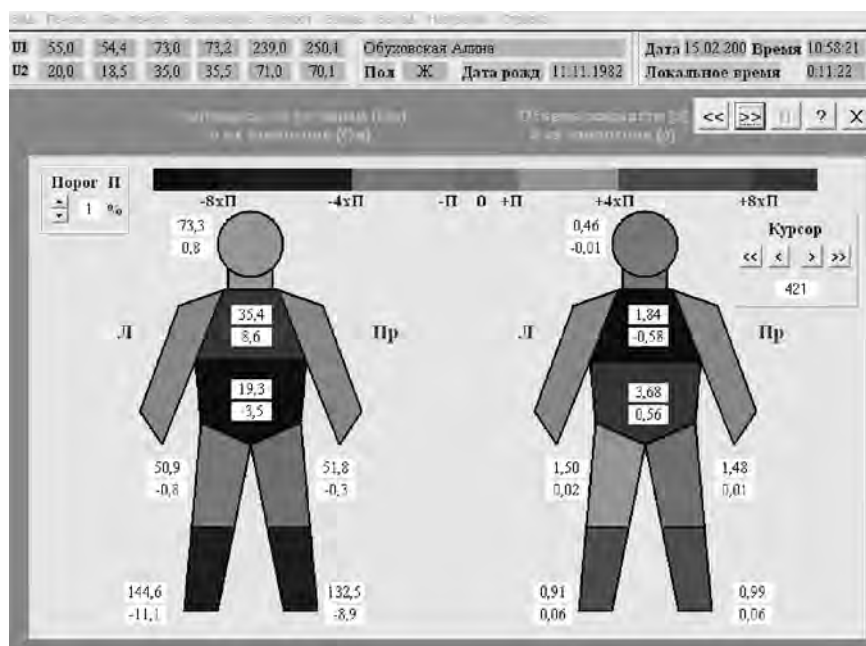


Рис. 6.30. Значения импедансов и объемов жидкостей у пациентки О. на 6-й минуте ортостаза

Для лиц 1-й группы в ортостазе характерна атипичная динамика и других регионов тела. Более чем у половины выявлено увеличение импеданса живота (абдоминальный вариант ответа), у остальных — увеличение импеданса бедер и голеней (бедренно-голенный вариант).

У лиц 2-й и 3-й групп на 1-й минуте тилт-теста нарушений гемодинамики и объемных показателей не отмечалось, что свидетельствует о достаточных компенсаторных возможностях в раннем ортостазе.

Таблица 6.22. Импеданс регионов тела у пациентов терапевтического стационара ($n = 122$)

Регион тела	Среднее \pm ст. отклонение, Ом
Торс	$26,3 \pm 6,2$
Абдоминальная область	$21,4 \pm 7,4$
Бедра	$50,2 \pm 4,1$
Голеня	$136,1 \pm 25,3$

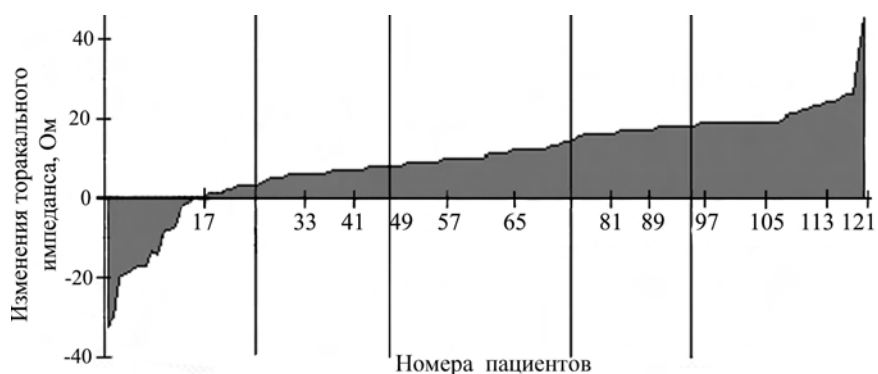


Рис. 6.31. Изменения импеданса торса у пациентов на 1-й минуте ортостаза

У пациентов 4-й группы наблюдается три варианта ответа: абдоминально-голенный с увеличенным депонированием жидкости в области живота и голеней (14 человек), бедренно-голенный вариант с депонированием жидкости в области бедер или голеней (три человека) и смешанный вариант — с депонированием жидкости в области живота, бедер и голеней (три человека). Высокая частота обмороков у пациентов данной группы объясняется волюмическими нарушениями, начальными признаками вегетативной недостаточности, отягощенным коморбидным фоном и фактором возраста.

У пациентов 5-й группы установлен неоднородный характер изменений импеданса регионов тела при сходной динамике артериального давления в ходе тилт-теста. У девяти из них выявлен абдоминальный вариант ответа с повышенным или избыточным депонированием жидкости в области живота, у восьми — бедренно-голенный вариант с избыточным депонированием жидкости в нижних конечностях, у десяти — смешанный вариант ответа с повышенным депонированием жидкости в области живота, бедер и голеней. Пациенты данной группы достоверно чаще страдали варикозной болезнью вен нижних конечностей, ХВН, что обуславливает значительное депонирование жидкости в нижней половине тела в ортостазе.

Результаты исследования показали, что у большинства пациентов (группы 2, 3) не выявлено существенных отклонений в динамике импеданса регионов тела на 1-й минуте ортостаза. АД и ЧСС при тилт-тесте менялись незначительно. Это были лица молодого и среднего возраста, с нормальными индексом массы тела и по-

казателями гемодинамики, исходно ненапряженным вегетативным балансом. В структуре коморбидности преобладали соматоформная дисфункция ВНС, гипертоническая болезнь 1–2 стадии, остеохондроз позвоночника, функциональные расстройства ЖКТ. Для лиц 1-й группы характерна атипичная динамика импеданса регионов тела на фоне избыточного вегетативного обеспечения на первых минутах ортостаза. Пациенты 4-й и 5-й групп имели клинически значимые объемные нарушения ортостатической регуляции артериального давления.

Таким образом, полисегментный БИА дополняет традиционные методы диагностики ортостатических нарушений возможностью мониторинга перераспределения жидкости между регионами тела *in vivo* в нагрузочных тестах.

6.9. Исследование гидратации тканей пародонта при стоматологических заболеваниях

Актуальным направлением развития биоимпедансной спектроскопии является создание методов для диагностики функциональных нарушений тканей полости рта при стоматологических заболеваниях и оценки эффективности их лечения. Ранние проявления стоматологических заболеваний воспалительного характера отмечаются в возрасте 10–16 лет. В средней и старшей возрастных группах воспалительные заболевания пародонта являются главной причиной потери зубов и в пять раз чаще приводят к функциональным расстройствам зубочелюстной системы, чем осложнения кариеса.

Согласно принятой в России классификации различают следующие заболевания пародонта (Дмитриева, Максимовский, 2009):

- гингивит — воспаление десны, обусловленное неблагоприятным воздействием местных и общих факторов и протекающее без нарушений целостности зубодесневого прикрепления;
- пародонтит — воспаление тканей пародонта, характеризующееся прогрессирующей деструкцией периодонта и костной ткани альвеолярных отростков;
- пародонтоз — дистрофическое поражение, распространяющееся на все ткани пародонта;

- пародонтомы — опухолевые и опухолеподобные процессы в пародонте;
- синдромы и симптомы общих заболеваний, проявляющиеся в тканях пародонта.

Среди заболеваний пародонта наиболее распространенным является пародонтит, который обнаруживается более чем у 80% таких больных в возрасте старше 35 лет. Механизмы патологического изменения тканей при пародонтите изучены недостаточно, что определяет низкую эффективность консервативной терапии, профилактических мероприятий и высокую распространенность заболевания.

Клинико-анатомические формы воспаления определяются преобладанием в его динамике либо экссудации, либо пролиферации. Форма воспаления влияет на импедансометрические показатели и имеет два отличительных компонента: повышенную гидратацию внеклеточного пространства и отличный от не воспаленных тканей клеточный состав.

Для дифференциальной диагностики клинико-анатомических форм воспаления пародонта могут быть использованы следующие критерии:

- разная степень гидратации внеклеточного пространства, которое более выражено при экссудативном воспалении;
- разный ионный состав экссудата, формируемый из молекул вещества разрушенных клеток и синтезируемых клетками веществ;
- разный состав клеток, которые отличаются морфологически, следовательно, электрометрическими характеристиками.

В работе Л.М. Михалевой и др. (2004) были обследованы больные гингивитом и пародонтитом различной степени тяжести. Патоморфологическое изучение мягких тканей десны показало, что интерстициальный отек наиболее выражен при гингивите и легкой степени тяжести пародонтита. Таким образом, на начальных этапах развития патологических изменений пародонта преобладали экссудативные процессы. При прогрессировании пародонтита происходит нарастание изменений в эндотелии капилляров и развитие патологии базальных мембран кровеносных сосудов. Была выявлена корреляционная связь между тяжестью пародонтита и степенью выраженности атеросклероза. В микроциркуляторном русле происходило утолщение стенок сосудов, сужение их просвета. Полнокровие артериол и венул, резко выраженное при легкой степени пародонтита, снижалось. Все эти изменения приводят к уменьшению проницаемости сосудов и отека тканей. Изучение клеточного

состава тканей пародонта при гингивите и пародонтите показало, что количество лимфоцитов при гингивите и легкой степени тяжести пародонтита в инфильтрате слизистой оболочки десны возросло в 1,5 раза. При средней и тяжелой степени пародонтита количество лимфоцитов в инфильтрате слизистой оболочки десны не отличалось от контроля, но значительно изменялся их состав в зависимости от тяжести заболевания. В контроле основную массу клеток составляли малые и средние лимфоциты (63% и 21,7% соответственно), а зрелые плазмоциты — только 4%, а при тяжелой форме пародонтита количество малых и средних лимфоцитов снижалось до 27,1% и 5,5%, а зрелых плазмоцитов — 50,9% от общего количества клеток лимфоидного ряда. Величина клеток, из которых плазмоциты являются наиболее крупными, может оказывать влияние на импеданс на высоких частотах, который должен снижаться при преобладании в инфильтрате крупных клеток.

Таким образом, можно полагать, импедансометрические показатели тканей десны должны изменяться под влиянием нескольких факторов. На низких частотах они должны изменяться в результате изменения степени гидратации межклеточного пространства за счет экссудативных процессов. На более высоких частотах они должны изменяться в результате изменения кровенаполнения сосудов, и на высоких частотах — в результате изменения клеточной инфильтрации, которая может различаться не только количественно, но и качественно.

Для оценки гидратации тканей пародонта был разработан подход, основанный на определении изменений проводимости тканей при пошаговом приращении частоты зондирующего тока. Изменение проводимости можно выразить в виде

$$\Delta\sigma(f_i) = \sigma(f_i) - \sigma(f_{i-1}),$$

где $\Delta\sigma(f_i)$ — изменение проводимости тканей при пошаговом приращении частоты, $\sigma(f_i)$ — проводимость тканей, а i — номер частоты из выбранной последовательности частот.

Относительное приращение проводимости определяется формулой

$$\frac{\Delta\sigma(f_i)}{\sigma(f_i)} = 1 - \frac{\sigma(f_{i-1})}{\sigma(f_i)}.$$

Следовательно, для характеристики гидратации тканей может быть

использовано отношение проводимостей на разных частотах $K(f_i)$:

$$K(f_i) = \frac{\sigma(f_{i-1})}{\sigma(f_i)} = 1 - \frac{\Delta\sigma(f_i)}{\sigma(f_i)}.$$

Измерения и обработку данных проводили с использованием биоимпедансного анализатора АВС-01 “Медасс” с программой АВС01-0212 на частотах 5, 20, 50, 100, 200 и 500 кГц по тетраполярной схеме. На внешнюю сторону десны накладывалась специальная электродная система (см. рис. 4.24) с расстоянием между потенциальными электродами 7–10 мм. Вычисляли значения импеданса на соответствующих частотах $Z(f_i)$:

$$M(f_i) = \frac{1}{K(f_i)} = \frac{Z(f_i)}{Z(f_{i-1})}.$$

Для оценки степени гидратации тканей использовали следующие показатели:

$$M5 = \frac{Z(20)}{Z(5)}; M20 = \frac{Z(50)}{Z(20)}; M50 = \frac{Z(100)}{Z(50)}; M100 = \frac{Z(200)}{Z(100)}.$$

Показатели $M5$ и $M20$ в большей степени отражают степень внеклеточной, а $M50$ и $M100$ — внутриклеточной гидратации.

Использовалась электродная система, обеспечивающая удовлетворительный электрический контакт и не нарушающая кровотока в венах пародонта. Электродную систему накладывали на высушенную поверхность десны. Для снижения сопротивления в области контакта использовался токопроводящий гель.

В работе О.Н. Московца и др. (Moskovets et al., 2007) были обследованы здоровые добровольцы в возрасте 18–24 лет ($n = 43$) и группы пациентов с хроническим генерализованным пародонтитом ($n = 128$), гиперчувствительностью зубов ($n = 75$) и зубочелюстными аномалиями ($n = 34$).

На первом этапе измеряли импеданс тканей пародонта у здоровых добровольцев и определяли пошаговые изменения импеданса. Было определено, что у здоровых добровольцев этот показатель колебался от $0,85 \pm 0,15$ до $0,89 \pm 0,12$. Полученные значения сравнивали с аналогичными показателями у пациентов со стоматологическими заболеваниями. Повышенные или пониженные значения пошаговых изменений импеданса по сравнению с нормой расценивались как увеличение или снижение гидратации соответственно. Поэтому количественную оценку гидратации тканей пародонта

проводили по нормированным показателям:

$$M_{н5} = \frac{Z(20)}{Z(5)} / M_{5н}; \quad M_{н20} = \frac{Z(50)}{Z(20)} / M_{20н};$$

$$M_{н50} = \frac{Z(100)}{Z(50)} / M_{50н}; \quad M_{н100} = \frac{Z(200)}{Z(100)} / M_{100н},$$

где $M_{н5}$ – $M_{н200}$ — нормированные показатели гидратации пародонта у данного больного; $Z(5)$ – $Z(200)$ — значения импеданса пародонта у данного больного на соответствующей частоте; $M_{5н}$ – $M_{200н}$ — показатели гидратации пародонта у практически здоровых людей (норма).

Значения $M_{н5}$ и $M_{н20}$ больше единицы свидетельствовали об увеличении гидратации межклеточного пространства пародонта, возникающем вследствие экссудации или увеличения кровенаполнения сосудов. Аналогичные соотношения для $M_{н50}$ и $M_{н100}$ свидетельствовали об увеличении инфильтрации тканей лимфоидными элементами.

6.9.1. Гидратация тканей пародонта у больных хроническим генерализованным пародонтитом

В работах В.Ф. Прикулса и др. (2007, 2008) были обследованы пациенты со средней и тяжелой формами хронического генерализованного пародонтита (ХГП). Диагноз устанавливался на основании данных клинического и рентгенографического обследования. У всех пациентов со средней степенью тяжести и большинства пациентов с тяжелой формой ХГП величина $M_{н5}$ до лечения была больше единицы, что свидетельствовало о повышенной гидратации межклеточного пространства тканей пародонта (рис. 6.32). Возможным механизмом снижения величины $M_{н5}$ (и, следовательно, величины межклеточной гидратации) у части пациентов с тяжелой формой ХГП может являться развитие иммунного ответа на собственные поврежденные клетки с последующим апоптозом. Фрагментация внутриклеточных структур должна повышать осмотическое давление, под действием которого вода из окружающего внеклеточного пространства поступает внутрь клеток, что и приводит к снижению гидратации интерстиция.

Другие показатели гидратации — $M_{н20}$, $M_{н50}$ и $M_{н100}$ — у всех больных ХГП были достоверно выше нормы; наиболее выра-

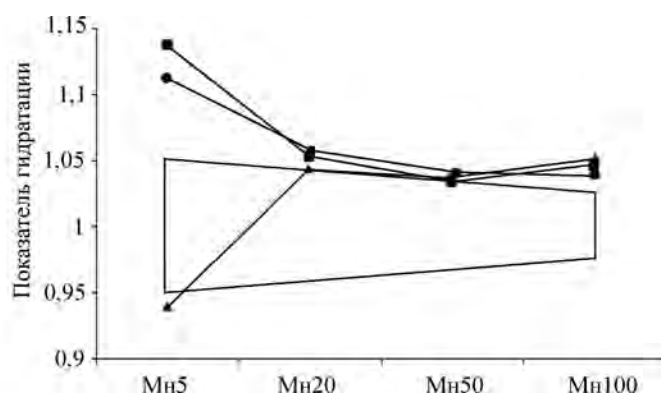


Рис. 6.32. Показатели гидратации тканей пародонта у пациентов с разной степенью тяжести ХГП до лечения. Трапецией показана область нормальных значений показателей; ● — пациенты со средней степенью тяжести ХГП; ■ — пациенты с тяжелой формой ХГП, у которых до лечения величина М5 была больше 1; ▲ — пациенты с тяжелой формой ХГП, у которых до лечения величина М5 была меньше 1

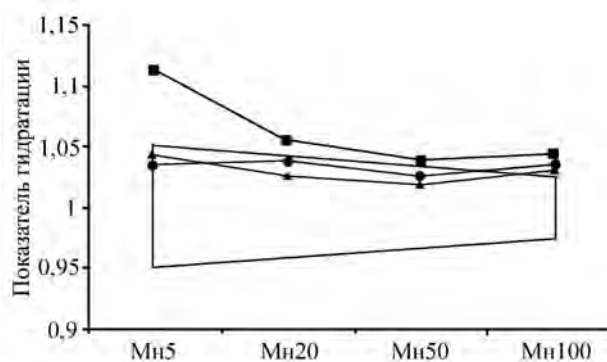


Рис. 6.33. Показатели гидратации тканей пародонта у пациентов со среднетяжелой формой ХГП: ● — до лечения; ▲ — через 7–14 дней после лечения; ■ — через 6 мес после лечения. Трапецией показана область нормальных значений

женные изменения были выявлены для Мн100, что свидетельствует о повышенной клеточной инфильтрации тканей.

Всем больным ХГП было проведено комплексное лечение, которое наряду с общепринятой методикой включало облучение десен инфракрасным лазером с предварительным нанесением на вестибулярную и оральную поверхности альвеолярного отростка геля “Метрогил Дента”. Через 7–14 дней после лечения у всех боль-

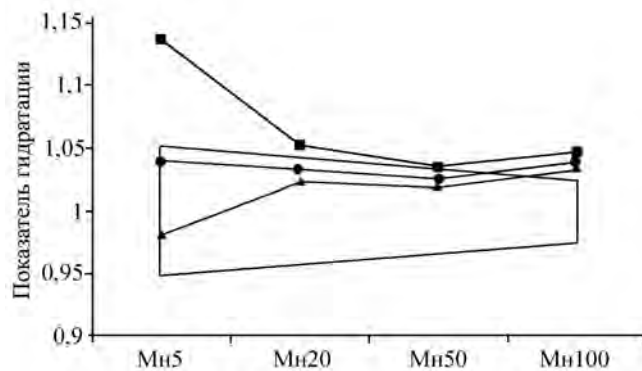


Рис. 6.34. Показатели гидратации тканей пародонта до и после лечения у пациентов с тяжелой формой ХГП при исходно повышенной гидратации межклеточного пространства. Обозначения: см. рис. 6.33

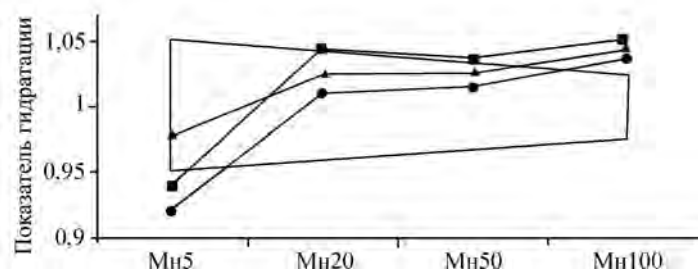


Рис. 6.35. Показатели гидратации тканей пародонта до и после лечения у пациентов с тяжелой формой ХГП при исходно сниженной гидратации межклеточного пространства. Обозначения: см. рис. 6.33

ных ХГП происходила нормализация показателя Mn5 (рис. 6.33–6.35). У больных ХГП средней тяжести Mn20, Mn50 и Mn100 также статистически достоверно не отличались от нормы. Однако у больных с тяжелой формой ХГП показатель Mn100 оставался выше нормы.

Через 6 мес. после лечения у больных с тяжелой формой ХГП и исходно пониженными значениями Mn5 этот показатель вновь достоверно снижался, что отражает дистрофическую направленность изменений в тканях пародонта. Показатель Mn100 у всех больных ХГП также вновь достоверно повышался по сравнению с нормой, что отражало снижение лечебного эффекта.

Таким образом, исследование гидратации тканей пародонта у больных ХГП позволило определить характер и степень выражен-

ности воспалительного процесса, показана эффективность выбранного метода лечения по крайней мере в течение 6 мес. у большинства больных со средней и тяжелой формами ХГП.

6.9.2. Гидратация тканей пародонта у больных с гиперчувствительностью зубов

По характеру гидратации межклеточного пространства до лечения пациенты с гиперчувствительностью зубов были разделены на три группы. У одних пациентов (34,6% обследованных) гидратация межклеточного пространства тканей пародонта была выше нормы, как у большинства больных ХГП, у других (42,3%) — ниже нормы, как у небольшой части больных ХГП, а у третьих (23,1%) — соответствовала норме (рис. 6.36). Степень изменения показателя Мн5 по сравнению с нормой у пациентов с повышенной гидратацией была такой же, как и у больных ХГП. А у пациентов со сниженной гидратацией — значимо выше, чем у больных ХГП.

Через 1 месяц после начала лечения с использованием лечебно-профилактических зубных паст положительный эффект снижения интенсивности боли в ответ на естественные раздражители (пища, тепло, холод и др.) был получен в 84% случаев, при этом в 32% случаев было отмечено полное устранение повышенной чувствительности зубов. В 10,7% случаев эффект отсутствовал, а в 5,3% случаев интенсивность боли усилилась.

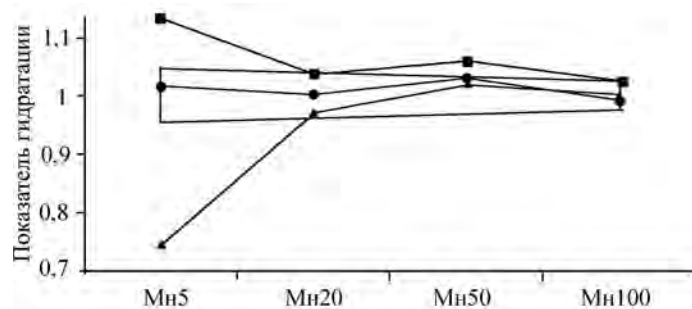


Рис. 6.36. Показатели гидратации тканей пародонта до лечения у пациентов с гиперчувствительностью зубов: ■ — у пациентов с исходно повышенной межклеточной гидратацией тканей пародонта; ● — у пациентов с исходно нормальной межклеточной гидратацией; ▲ — у пациентов с исходно сниженной межклеточной гидратацией. Трапецией выделена область нормальных значений показателей

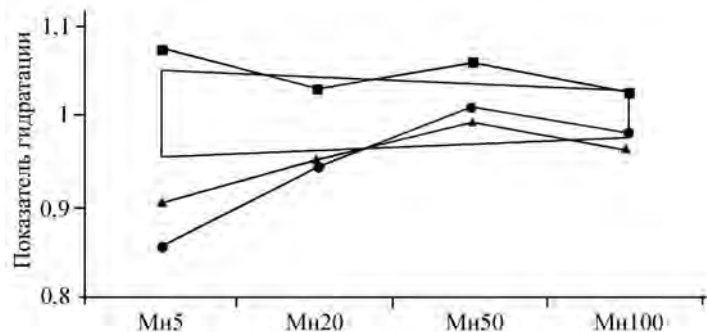


Рис. 6.37. Показатели гидратации тканей пародонта у пациентов с гиперчувствительностью зубов через 2–5 сут после начала лечения с использованием лечебно-профилактических зубных паст. Обозначения: см. рис. 6.36

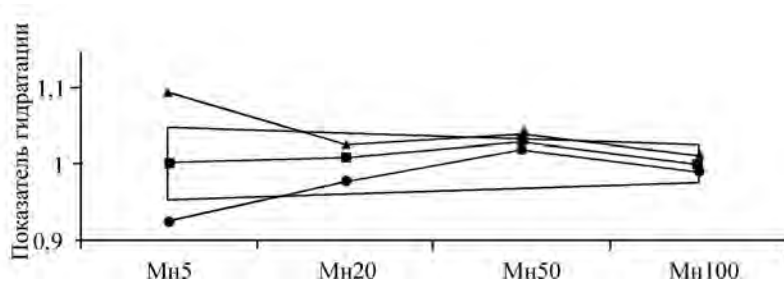


Рис. 6.38. Показатели гидратации тканей пародонта у пациентов с гиперчувствительностью зубов через 14–19 сут после начала лечения с использованием лечебно-профилактических зубных паст. Обозначения: см. рис. 6.36

Изменение гидратации тканей пародонта возникает уже через несколько дней после начала лечения. Направленность и выраженность эффекта зависят от начальной гидратации (рис. 6.37). Положительная динамика гидратации межклеточного пространства тканей пародонта, выражающаяся в увеличении Мн5 при исходно низких значениях и снижении Мн5 при исходно высоких значениях, была отмечена также в 84% случаев, как и клинический эффект. У пациентов с исходно нормальным уровнем Мн5 наблюдалось его снижение. Другие показатели гидратации достоверно не изменились. Следовательно, у пациентов с нарушениями гидратации межклеточного пространства зубные пасты оказывают положительный эффект в короткие сроки после начала применения,

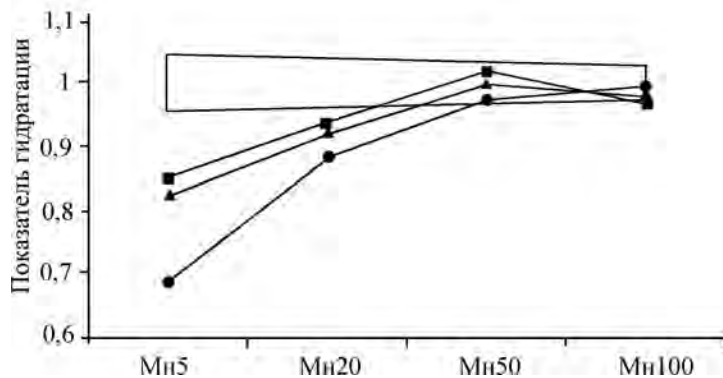


Рис. 6.39. Показатели гидратации тканей пародонта у пациентов с гиперчувствительностью зубов через 30–45 сут после начала лечения с использованием лечебно-профилактических зубных паст. Обозначения: см. рис. 6.36

и негативный эффект — при отсутствии нарушений гидратации.

Через 14–19 дней наблюдалась нормализация показателя Mn5 у пациентов с исходным отеком, чрезмерно увеличивалась гидратация у пациентов с исходной дегидратацией и сохранялась сниженной гидратация у пациентов с исходно нормальными значениями Mn5 (рис. 6.38). Однако через 30–45 сут. после начала применения зубных паст у всех пациентов произошло снижение Mn5, величина которого стала статистически достоверно меньше нормы, что свидетельствовало о дегидратации межклеточного пространства и могло отражать развитие деструктивных процессов в тканях пародонта (рис. 6.39). В этот период у всех пациентов произошло снижение другого показателя гидратации внеклеточной среды — Mn20, а показатели гидратации внутриклеточной среды оставались в пределах нормы. Полученные данные свидетельствуют о значительных и разнонаправленных изменениях показателей гидратации у пациентов с гиперчувствительностью зубов, что свидетельствует о необходимости индивидуального подхода к лечению с динамическим контролем состояния тканей пародонта.

6.9.3. Гидратация тканей пародонта у больных с зубочелюстными аномалиями

У всех пациентов с зубочелюстными аномалиями на момент начала лечения были выявлены отклонения показателей гидратации

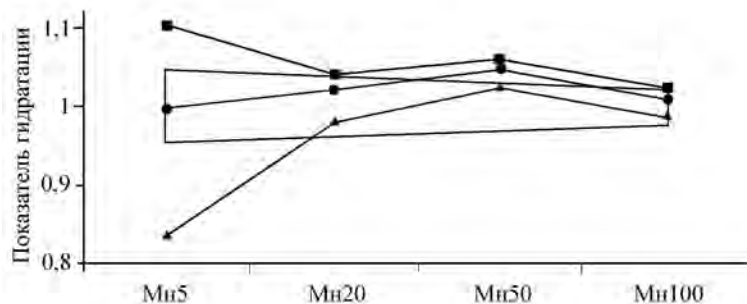


Рис. 6.40. Показатели гидратации тканей пародонта до лечения у пациентов с зубочелюстными аномалиями. Обозначения: см. рис. 6.36

пародонта от нормы с наличием у большинства из них повышенной болевой чувствительности десен (Киргизова, 2008; Московец и др., 2009). Как и у пациентов с гиперчувствительностью зубов, наиболее выраженные изменения были выявлены по показателю Mn5. В 41,1% случаев гидратация внеклеточной среды была повышенной (отек), в 19,6% — сниженной (дегидратация) и в 39,3% — соответствовала норме. Количественные отклонения показателя Mn5 от нормы были меньше, чем у пациентов с гиперчувствительностью зубов (рис. 6.40).

Лечение пациентов с зубочелюстными аномалиями проводили с использованием несъемных ортодонтических аппаратов. В зависимости от выбора дополнительных препаратов для противовоспалительной терапии больные были разделены на шесть групп. В 1-й группе пациенты дополнительно принимали ацетилсалициловую кислоту, во 2-й — комплексный гомеопатический препарат траумель С, в 3-й — иммуностимулирующий препарат имудон, в 4-й — ацетилсалициловую кислоту+имудон, в 5-й — траумель С +имудон. Контрольную группу составили пациенты 6-й группы, у которых ортодонтическое лечение проводилось без применения лекарственных препаратов.

У пациентов контрольной группы все показатели гидратации в процессе лечения снижались (рис.6.41). В наибольшей степени изменялся показатель Mn5 в квадрантах, где до лечения была выявлена повышенная гидратация внеклеточного пространства. Статистически недостоверные изменения были выявлены в квадрантах со сниженной степенью гидратации перед лечением. Клинически это сопровождалось появлением у 82,5% пациен-

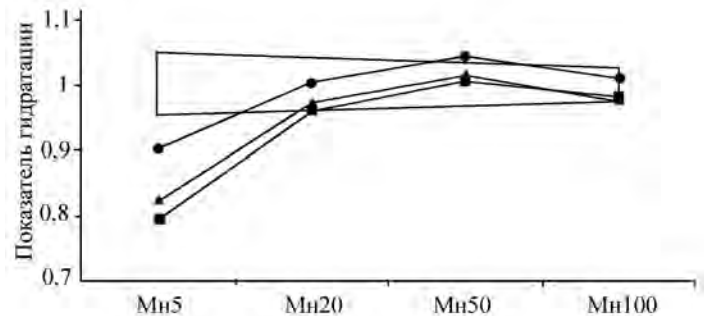


Рис. 6.41. Показатели гидратации тканей пародонта у пациентов с зубочелюстными аномалиями на этапе ортодонтического лечения без дополнительной лекарственной терапии противовоспалительными препаратами. Обозначения: см. рис. 6.36

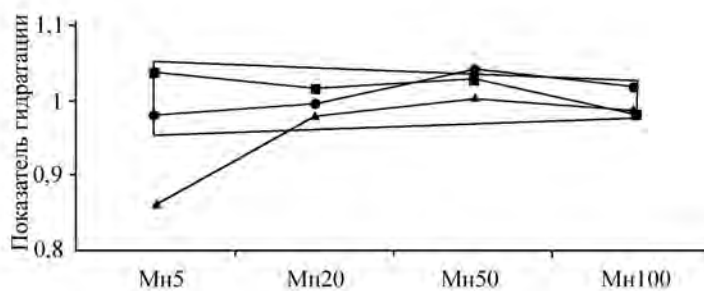


Рис. 6.42. Показатели гидратации тканей пародонта у пациентов с зубочелюстными аномалиями на этапе ортодонтического лечения с дополнительной лекарственной терапией препаратами траумель С и имудон. Обозначения те же, что и на рис. 6.36

тов этой группы болевых ощущений, которые продолжались в течение нескольких дней после фиксации брекет-системы и установки дуг, а также воспалительными процессами в пародонте. Наиболее выраженный положительный клинический эффект был получен у пациентов 5-й группы, которые дополнительно принимали комплексный гомеопатический препарат траумель С в сочетании с иммуностимулирующим препаратом имудон. При этом в квадрантах с исходным отеком происходила нормализация величины гидратации по Мн5, в квадрантах с исходной дегидратацией — недостоверное ее повышение, а в квадрантах с исходно нормальными значениями изменения отсутствовали (рис. 6.42). Бо-

левые ощущения у пациентов 5-й группы были отмечены только в 7,7% случаев.

Результаты исследований свидетельствуют о значительных изменениях гидратации тканей пародонта при стоматологических заболеваниях. Наиболее выраженные изменения происходят во внеклеточной среде и могут иметь разную направленность. Увеличение гидратации внеклеточной среды отражает воспалительные процессы в тканях, снижение гидратации может быть вызвано дистрофическими процессами в пародонте. Динамика показателей гидратации согласуется с клинической картиной изменений состояния тканей в процессе лечения. Это дает основание использовать разработанную методику количественной оценки гидратации тканей пародонта для диагностики и контроля результатов лечения стоматологических заболеваний.

6.10. Применение биоимпедансных методов в урологии

Биоимпедансные функциональные исследования нашли применение в урологии при изучении уродинамики — процесса продвижения мочи от почки к мочевому пузырю, и далее, по мочеиспускательному каналу. Разрабатываются также биоимпедансные методики прижизненной оценки структуры тканей мочевых путей.

Импедансные исследования мочеиспускательного канала (Mortensen et al., 1983; Lose, Schroeder, 1990; Andersen et al., 2003) и мочеочника (Gregersen et al., 1988, 1996; Knudsen et al., 2005), основанные на определении площади поперечного сечения этих трубчатых органов, выполнялись для диагностики их строения, структуры и механических свойств. Взаимосвязи между свойствами стенки разных отделов мочеочника и содержанием коллагена в них не было найдено (Knudsen et al., 2005). Техника измерений в широком диапазоне частот позволила дифференцировать опухоли от воспалительных изменений мочевого пузыря, нормальную ткань от патологически измененной (Walker et al., 2005; Gonzalez-Correa et al., 2005).

Использование методики, основанной на мониторинге площади поперечного сечения при прохождении отдельных болюсов (порций) мочи, служило для оценки перистальтической функции мочеочника в эксперименте и клинике по частоте и длительности

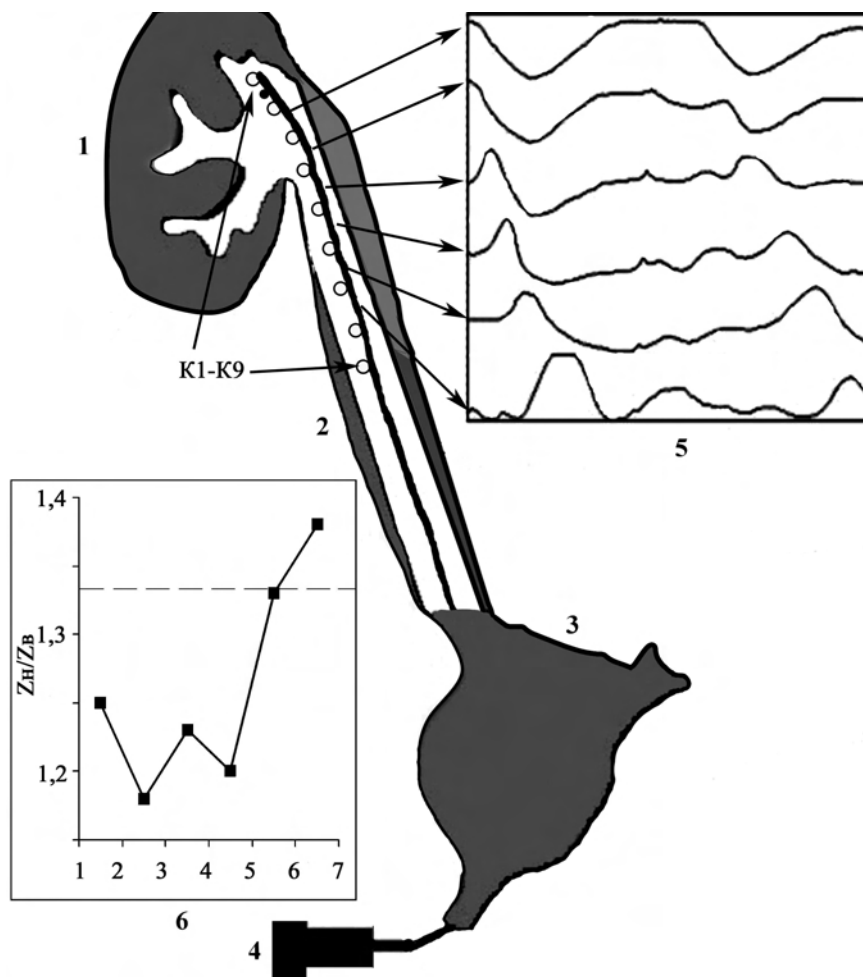


Рис. 6.43. Схема осуществления импедансных измерений мочеточника: 1 — почка; 2 — мочеточник; 3 — мочевого пузыря; 4 — зонд ПЭДМ-9, содержащий 9 кольцевых электродов (К1–К9), вводится эндоскопически посредством уретроскопа в исследуемый отдел мочевых путей; 5 — регистрация двигательной активности мочеточника 6-канальным реографом РПКА2-01; 6 — диагностика структурных изменений мочеточника импедансным преобразователем ИДУ-6

болюсов (Harada et al., 1984). Перистальтику мочеточника регистрировали, измеряя параметры импеданса между болюсами мочи, во время прохождения болюса и во время сокращения мочеточника на частотах 1–5 кГц (Roshani et al., 1999).

Следовательно, при осуществлении импедансных исследований учитываются анатомические и функциональные особенности разных отделов мочевыводящих путей, а цели и задачи измерений определяют требования к регистрирующим электродам и технике биоимпедансных измерений.

В исследованиях мочеточника, сократительная функция которого обеспечивает отток мочи от почки, измерения основаны на регистрации переменной составляющей импеданса мочеточника, обусловленной процессами возбуждения, сокращения и расслабления стенки, а также продвижением электролита — мочи. Разработанный для этого метод многоканальной импедансной уретерографии (МИУГ) осуществляется с использованием специального зонда ПЭДМ-9 (см. рис. 4.27) с девятью последовательно вмонтированными электродами и импедансного преобразователя РПКА2-01 с программой МСДР32. Зондирующий ток (2 мА, 32 кГц) подается на крайние (1-й и 9-й) электроды зонда, а с промежуточных пар потенциальных электродов (2–3; 3–4; 4–5; 5–6; 6–7; 7–8) измеряется импеданс соответствующих, прилежащих к ним, последовательно расположенных участков стенки мочеточника, как показано на рис. 6.43.

Метод МИУГ позволяет регистрировать и количественно оценивать процесс перистальтического транспорта мочи по мочеточнику. Схема расчета количественных показателей сократительной функции мочеточника представлена на рис. 6.44. По амплитуде моментальных изменений импеданса судят о сократительной функции стенки, определяют частоту, длительность и скорость распространения сократительных волн.

Передаточные (не связанные с собственной активностью мочеточника) колебания величины импеданса мочеточника, обусловленные дыхательной и сердечно-сосудистой активностью, позволяют судить о тоне стенки мочеточника (их амплитуда обратно пропорциональна тону). Многоканальная регистрация изменений импеданса с последовательных участков мочеточника позволяет судить о направлении распространения сократительных волн (антеградное, ретроградное), их форме, ритмичности, определять перистальтический, цистоидный или диуретический характер мочевого выведения (рис. 6.45). Метод МИУГ исследован в эксперименте (Мудрая, Морозов, 1989) и применяется в урологической клинике для уточнения диагностики уродинамических расстройств с целью выбора и оптимизации тактики лечения (Мудрая и др., 1998; Дзеранов и др., 2001).

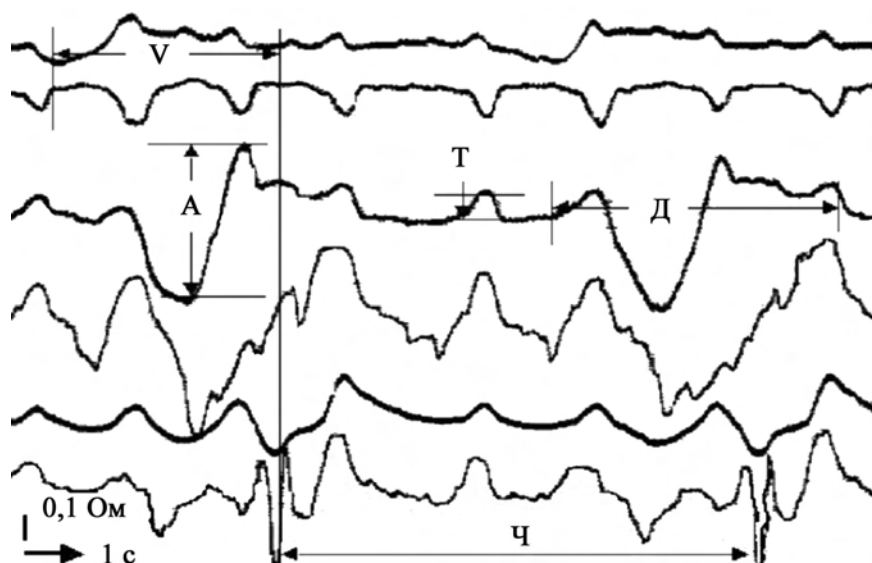


Рис. 6.44. Схема расчета показателей, количественно характеризующих сократительную функцию мочеточника. А — амплитуда сокращения (Ом) рассчитывается по максимальным периодическим отклонениям моментального импеданса, обусловленным сокращениями мочеточника и прохождением порций мочи; Д — длительность сокращения рассчитывается в секундах от начала до окончания амплитудного отклонения импеданса; V — скорость распространения сокращения рассчитывается (в мм/с) от начала сокращения, регистрируемого по 1-му каналу, до начала сокращения, регистрируемого по 6-му каналу, учитывая расстояние между электродными парами (75 мм) и скорость мониторинга; Т — тонус стенки определяют по величине отклонения импеданса в связи с периодической дыхательной активностью и выражают в относительных единицах (Ом^{-1}); Ч — частота сокращений определяется за минуту мониторинга или по интервалу между волнами сокращений

Другим направлением импедансных исследований мочевыводящих путей является определение структурных особенностей их стенки. При этом импедансные измерения основаны на определении базового компонента (Z) импеданса участков мочеточника или мочеиспускательного канала (зонд вводится в исследуемый отдел под эндоскопическим контролем) на высокой (350–500 кГц) и низкой (2–16 кГц) частоте зондирующего тока.

В исследованиях мочеточника определяется эластичность или, напротив, ригидность в связи с замещением мышечной оболочки соединительной тканью и образованием стриктуры. Экспери-

ментально и клинически доказано, что величина соотношения (Z_{16}/Z_{350}) более 1,33 свидетельствует о наличии стриктуры мочеточника. Измерение выполняется импедансным преобразователем ИДУ-6 или АВС-01 "Медасс" (программа АВС01-043) с использованием зонда ПЭДМ-9 (см. рис. 6.43). Метод оказался информативным для выявления очагов замещения мышечной ткани в стенке мочеточника рубцовой соединительной тканью, что подтверждено гистологическими исследованиями (Кирпатовский и др., 1990; Мудрая и др., 1993).

Экспериментально установлено, что выявленные участки верхних мочевых путей с соотношением импедансов более 1,33 определяются как склерозированные и нефункционирующие. У собак с моделированным уретерогидронефрозом, которым повреждали участок мочеточника, соотношение значений импеданса (Z_{16}/Z_{350}) в неизмененных участках мочеточника составляет $1,25 \pm 0,02$, а в области стриктур (замещенных соединительной тканью участков) — $1,38 \pm 0,02$. Совпадение локализации участков, в которых отношение импедансов было выше 1,33 с фактической локализацией области повреждения получены в 83%. Ложно положительные результаты получены в 21% измерений. В последних случаях не исключено структурное спонтанное повреждение мочеточника.

Метод двухчастотной импедансометрии с успехом использован у пациентов с гидронефрозом для диагностики стриктур верхних мочевых путей, так как позволяет выявить нефункционирующий рубцово измененный участок их стенки.

При выполнении импедансных измерений мочеиспускательного канала, помимо выявления стриктур уретры, биоимпедансные

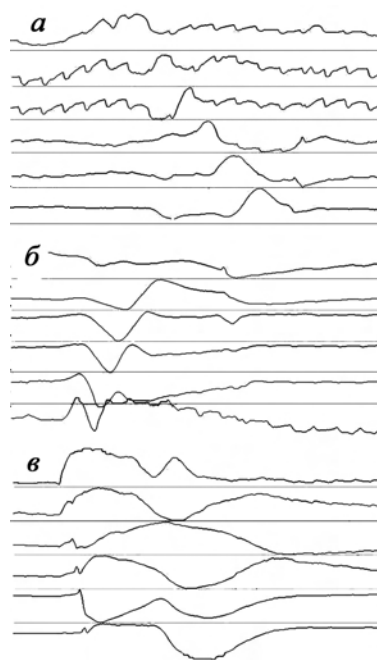


Рис. 6.45. Примеры регистрации многоканальных импедансных уретерограмм у пациентов с мочекаменной болезнью. *а* — антеградное сокращение; *б* — ретроградная волна сокращения; *в* — цистоидное одновременное сокращение

измерения позволяют оценивать состояние сфинктеров (гладкомышечного и поперечно-полосатого), функция которых важна для обеспечения полноценного контролируемого мочеиспускания. Исследования выполняются посредством измерительного зонда ПЭДМ-9 и анализатора АВС-01 “Медасс” (программа АВС01-043). Импеданс последовательных участков мочеиспускательного канала регистрируется на частотах зондирующего тока 5, 20, 100, 200 и 500 Гц, что позволяет дать прижизненную оценку тканей. По абсолютным и относительным различиям величин импеданса на протяжении уретры в исследуемом диапазоне частот можно судить о разнообразии ее клеточного состава, жизнеспособности тканей, по соотношению импедансов (Z_5/Z_{500}) можно судить о строении и локализации сфинктеров.

Импедансные измерения мочеиспускательного канала выполняли в проксимальном его отделе, а именно в шейке мочевого пузыря. О вхождении зонда в мочевой пузырь судили по падению импеданса первой пары потенциальных электродов при продвижении зонда. Выявлены более высокие значения импеданса при 5 кГц (Z_5) для женского мочеиспускательного канала (723 ± 58 Ом), по сравнению с мужской уретрой (545 ± 14 Ом), но различия не были существенными при 500 кГц (298 ± 2 и 306 ± 65 Ом соответственно). Данные характеризуют структурные особенности стенки уретры, отражая содержание эпителиальной и мышечной ткани при низкой частоте зондирующего тока, или субэпителиальных и стромальных компонентов — при высокой частоте (Walker et al., 2002).

Индивидуальные относительные изменения величин импеданса, определяемые при частоте зондирующего тока 5–20 кГц на протяжении мочеиспускательного канала, характеризуют особенности строения сфинктеров мочеиспускательного канала, учитывая, что на величину импеданса влияет вид и состояние гидратации ткани, метаболизм и жизнеспособность клеток, находящихся в зоне регистрации, целостность клеточных мембран.

Наибольшие относительные изменения (171%) зарегистрированы при воспалительных заболеваниях, напротив, меньший диапазон относительных различий между величинами импеданса на протяжении исследуемой уретры (7%) найдены у пациентов с нарушенным сфинктерным аппаратом. График соотношения Z_5/Z_{500} для последовательных каналов регистрации дает представление о локализации поперечно-полосатого и гладкомышечного сфинктеров (рис. 6.46). В исследованиях получены четы-

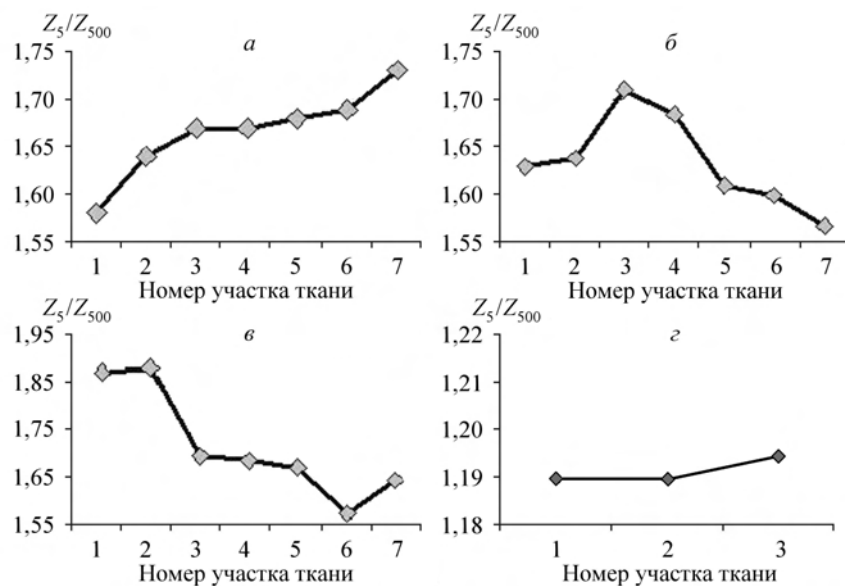


Рис. 6.46. Варианты индивидуальных изменений соотношения Z_5/Z_{500} на протяжении мочеиспускательного канала у разных пациентов: *а* — восходящая, *б* — куполообразная, *в* — нисходящая, *г* — плоская форма. По оси ординат — значения Z_5/Z_{500} , по оси абсцисс — номера последовательно расположенных исследуемых участков мочеиспускательного канала

ре формы графика: восходящая, куполообразная, нисходящая, плоская (рис. 6.46, *а-г* соответственно), которые характеризуют индивидуальные особенности структуры стенки. Участки с наибольшим содержанием активно функционирующих клеток уретры характеризуются высокими значениями соотношения Z_5/Z_{500} . Их локализацию (дальше от шейки при восходящей форме; напротив, ближе к шейке при нисходящей форме) и протяженность (короткая при куполообразной форме) наглядно демонстрируют графики.

Благодаря объективности воспроизводимой информации, возможности получения количественной оценки изучаемых процессов биоимпедансные исследования заняли самостоятельное место среди функциональных диагностических методов в урологии. Положительным качеством этих исследований является портативность необходимой для их осуществления аппаратуры, в отличие от методов компьютерной и магниторезонансной диагностики, и относительно невысокая стоимость.

6.11. Использование величины фазового угла в клинической практике

Значительная часть исследований, связанных с клиническим применением биоимпедансного анализа состава тела, посвящена оценке состояния клеточных мембран у пациентов с тяжелыми хроническими заболеваниями, такими как цирроз печени, сахарный диабет, некоторые виды онкологических заболеваний, туберкулез, СПИД. Следствием множественных нарушений состояния клеточных мембран являются пониженные значения величин реактивного сопротивления и фазового угла.

Количественная шкала для клинической интерпретации значений фазового угла, измеренного в интегральном отведении, была предложена на основе анализа 1410 пациентов, из которых 305 были с клиническими проявлениями цирроза печени (Selberg, Selberg, 2002). Распределение величин фазового угла в группах здоровых людей и госпитализированных больных имела симметричный вид, типичный для распределения Гаусса. Средние значения фазового угла у мужчин и женщин ($6,6 \pm 0,6^\circ$) существенно не различались. Возраст обследованных и величина фазового угла значимо не коррелировали между собой ($r = 0,2$).

На основе сравнения тяжести клинического состояния пациентов и величины фазового угла значения фазового угла в диапазоне $5,4-7,8^\circ$ были классифицированы как нормальные, в диапазоне $4,4-5,4^\circ$ — как пониженные, и менее $4,4^\circ$ — как низкие. Значения фазового угла, превышающие $7,8^\circ$, были определены как повышенные. Высокие значения наблюдаются у атлетов (см. гл. 8). Нормальные и повышенные значения могут считаться благоприятным прогностическим признаком.

Повышенные значения фазового угла у здоровых людей указывают на сравнительно высокое содержание скелетно-мышечной ткани и клеточной массы и, вероятно, хорошее состояние клеточных мембран. Ввиду этого фазовый угол используется в формулах для оценки КМТ (Lautz et al., 1992):

$$\text{КМТ} = \text{БМТ} \times \log \varphi.$$

Среднее значение фазового угла у 305 пациентов с циррозом печени составило $5,4 \pm 1,5^\circ$. Фазовый угол слабо коррелировал с экскрецией креатинина ($r = 0,21$, $p < 0,05$), общим содержанием калия ($r = 0,19$, $p < 0,05$), антропометрической оценкой мышечной

массы ($r = 0,16$, $p < 0,05$), окружностью плеча ($r = 0,17$, $p < 0,05$) и не зависел от массы ($r = 0,09$) и длины тела ($r = 0,06$). Значения фазового угла также слабо зависели от величины гидратации (асцит $r = 0,20$, отек $r = 0,12$, $p < 0,05$).

Значения фазового угла у больных циррозом печени оказались связаны со временем дожития. Кривая времени дожития пациентов, сгруппированных по величине фазового угла, показана на рис. 6.47. У пациентов со значениями фазового угла менее 5,4 время дожития значимо меньше, чем у остальных пациентов ($p < 0,01$). При этом фазовый угол зависел от тяжести заболевания, оцениваемой по шкале Чайлда-Пью (Pugh et al., 1973), нелинейно (рис. 6.48). Средние значения фазового угла у пациентов, имеющих по шкале Чайлда-Пью значения 6 и 10 баллов значимо различались ($p < 0,05$).

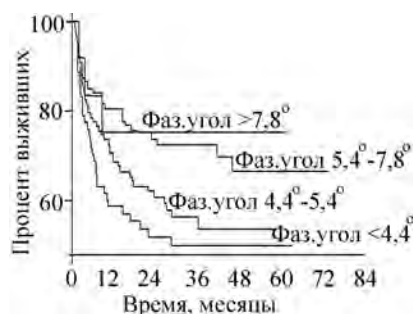


Рис. 6.47. Кривые дожития у больных циррозом печени (группа 5), данные сгруппированы по величине фазового угла. У пациентов со значениями фазового угла менее 5,4 время дожития значимо меньше, чем у остальных пациентов ($p < 0,01$) (Selberg, Selberg, 2002)

За период наблюдения умерли 113 пациентов (37%), среднее время дожития составило 24 ± 18 мес. Средние значения фазового угла у них было значительно ниже, чем у выживших пациентов (медиана 5,0 по сравнению с 5,5 $p < 0,01$).

Полученные оценки клеточной массы тела по данным БИА и по калию-40 высоко коррелировали между собой ($r = 0,95$). Значения разгибающей силы плеча и сгибающей силы бедра были связаны с такими показателями, как активное сопротивление, КМТ, фазовый угол, экскреция креатинина и мышечная масса по данным антропометрии ($p < 0,01$). Следовательно, фазовый угол можно также рассматривать как количественный индекс состояния мышечной ткани и общего метаболизма.

Зависимости нормальных значений фазового угла от пола и возраста в российской популяции при интегральном отведении БИА рассмотрены в гл. 5.

Предложенная клиническая классификация значений фазового угла используется в протоколе оценки фазового угла программ АВС01-036 и 038 биоимпедансного анализатора АВС-01 "Медасс".

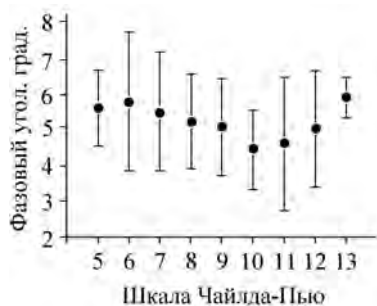


Рис. 6.48. Распределение средних значений фазового угла у больных циррозом печени в зависимости от тяжести заболевания по шкале Чайлда-Пью (Selberg, Selberg, 2002)

значениям показателя по шкале, предложенной в работе (Selberg, Selberg, 2002). В то же время, у молодых пациентов с тяжелыми травмами измеренные значения фазового угла составили 5–6°, что соответствовало нижней границе нормального диапазона.

В более ранних публикациях оценка величины фазового угла использовалась для диагностики нарушений метаболизма, и основные исследования в этой области были связаны с сопоставлением значений фазового угла и основного обмена (Baumgartner et al., 1988). Значения фазового угла у больных с хронической почечной недостаточностью, нуждающихся в гемодиализе, были существенно ниже, чем у здоровых людей (медиана 5,16° для мужчин и 4,01° для женщин) (Chertow et al., 1997). В том же исследовании были выявлены еще более низкие значения фазового угла при диабете. У больных раком легких среднее значение фазового угла составило 4,57°, выживаемость пациентов высоко коррелировала с данным показателем (Toso et al., 2000). Кроме того, фазовый угол значимо коррелировал со временем дожития при сепсисе (Kreymann et al., 1995) и бактериемии (Schwenk et al., 1988).

В работе Rutkove et al. (2002) проводился сравнительный анализ значений фазового угла и удельного активного сопротивления для мышц бедра у 45 здоровых взрослых людей и у 25 пациентов с нейромышечными заболеваниями. Значения фазового угла мышц бедра у больных оказались значительно ниже (менее 7°), а удельного активного сопротивления — выше (140–300 Ом×см),

В работе Д.В. Николаева и др. (2007) описаны результаты биоимпедансного обследования группы хирургических больных, находившихся на стационарном лечении в Московской городской клинической больнице № 33, перенесших операции на органах брюшной полости (пять пациентов, больных раком толстой кишки и панкреонекрозом), и пяти пациентов с недавно перенесенными тяжелыми травмами. Величина фазового угла у больных раком и панкреонекрозом находилась в интервале от 2,9 до 4,2°, что соответствовало низким

чем в контрольной группе (нормальные значения $10,1 \pm 1,8$ и $122 \pm 17 \text{ Ом} \times \text{см}$ соответственно).

У пациента с боковым амиотрофическим склерозом за период наблюдения 500 дней отмечалось прогрессирующее снижение фазового угла с $10,5^\circ$ до 4° при минимальных изменениях удельного активного сопротивления (Rutkove et al., 2002).

У пациента с диагнозом полимиозит наблюдались пониженные значения фазового угла и мышечного тонуса (Rutkove et al., 2002). После кортикостероидной терапии у пациента увеличился мышечный тонус и нормализовалось значение фазового угла. Изменения фазового угла предшествовали изменениям других диагностических и прогностических параметров.

Цитированная работа указывает на потенциальную значимость БИА локальных участков тела как метода неинвазивной оценки степени тяжести и эффективности терапии у больных с нейромышечными заболеваниями.

Известно, что низкие значения фазового угла являются маркером недостаточного питания, которое характеризуется увеличением объема ВКЖ, снижением объема КЖ и, возможно, пониженным мышечным тонусом (Maggiore et al., 1996).

Использование стандартизированной шкалы нормальных значений фазового угла дает возможность выделения групп риска при заболеваниях различной этиологии более надежно по сравнению с традиционными методами.

6.12. Оценка состояния органов при трансплантации

В настоящее время растет интерес к проблеме трансплантации, и постоянно увеличивается объем операций по пересадке органов и тканей (Genesca et al., 2004; Ivorra et al., 2004; Villa et al., 2004). Применение биоимпедансного анализа для оценки состояния и прогноза приживаемости трансплантатов в России начато в 1930-е годы. Б.Н. Тарусов (1939) разработал и внедрил методику оценки приживаемости трансплантата роговицы по величине отношения импедансов на частоте 5 и 1000 кГц (рис. 6.49). Критерий относительной приживаемости тканей был сформулирован им как $Z_5/Z_{1000} > 1,7$.

Современная аппаратура для биоимпедансных измерений позволяет, пользуясь результатами спектрометрических исследований,

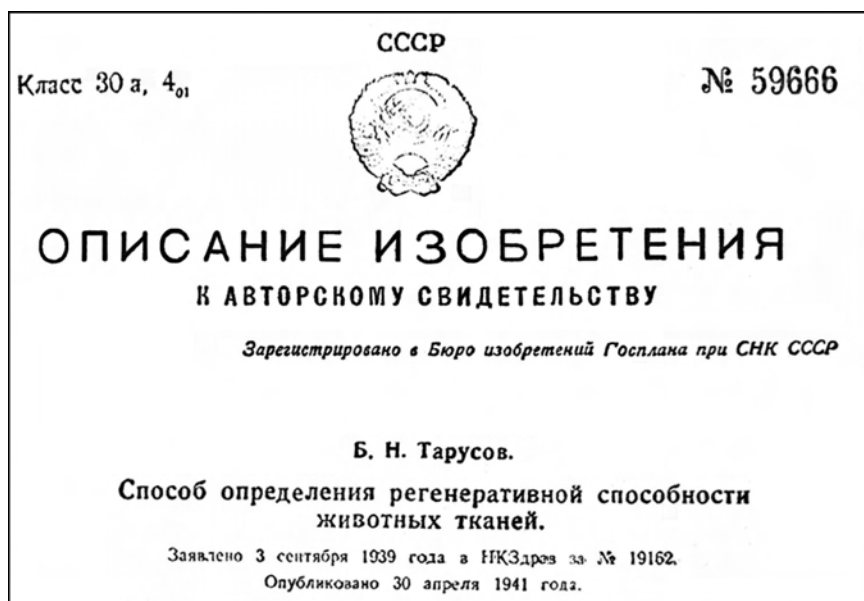


Рис. 6.49. Титул описания изобретения способа определения регенеративной способности животных тканей (Тарусов, 1939)

разрабатывать методики оценки приживаемости трансплантатов, опираясь на широкий круг параметров импеданса. Тем не менее, в основе новых методов остаются заложенные Тарусовым параметры, характеризующие зависимость проводимости и диэлектрической проницаемости биологических тканей от частоты зондирующего тока.

Одним из наиболее массово трансплантируемых органов является почка. В ряде работ были исследованы разные способы хранения трансплантатов под контролем биоимпедансного анализа.

В состоянии ишемии меняется спектральная ширина области дисперсии импеданса. Так, в одной из работ проводилось экспериментальное исследование почек крысы во время холодного хранения с целью оценки практической значимости этого параметра (Genesca et al., 2004). Математическое моделирование показало, что ширина области дисперсии импеданса биологических тканей, имеющих клеточную структуру, определяется морфологией внеклеточных пространств и позволяет обнаружить специфические состояния, такие как период теплой ишемии, предшествующей холодному хранению, или воздействие лекарств, вызывающих нарушение строения цитоскелета.

Для описания частотной зависимости импеданса используется уравнение Коула (п. 2.3):

$$Z = R_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + (j\omega\tau)^{\alpha}}, \quad (6.1)$$

где Z — значение импеданса на частоте ω , j — мнимая единица, R_{∞} — импеданс на бесконечно высокой частоте, R_0 — импеданс на нулевой частоте, τ — характеристическая постоянная времени и α — безразмерный параметр со значением между 0 и 1. Примечательно, что величина α тесно связана со спектральной шириной дисперсии (минимуму ширины спектра соответствует $\alpha = 1$, и дисперсия расширяется при α , стремящемся к малым величинам, нормальное значение для живых тканей около 0,8).

По данным измерений с использованием многочастотного анализатора фирмы *Xitron Technologies* величина α была оценена как 0,85 (Robitzki et al., 2002), и при определенных условиях меняется во времени (Osyрка, Gersing, 1995; Raicu et al., 2000). Это показано в экспериментах по холодному хранению почек крысы (Genessa et al., 2004). Кроме того, установлена независимость изменений α от других параметров биоимпеданса. По-видимому, величина α определяется повреждениями, характер которых не связан с клеточным отеком. Предполагается, что величина α связана с морфологией внеклеточного пространства и может быть использована в качестве меры его “извилистости”.

Поскольку морфология клетки зависит от цитоскелета, изучалось влияние лекарства, которое разрушает его, разрушая акти-

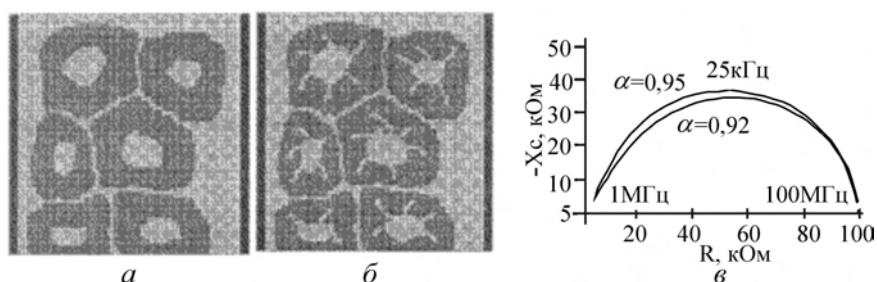


Рис. 6.50. Модели поперечного сечения почечных канальцев (а,б) и частотные зависимости импеданса (в). Параметры: 80×80 квадратов, толщина среза 50 мкм, размер пикселя 2 мкм, емкость мембраны 1 мкФ/см^2 , удельные сопротивления плазмы и цитоплазмы $100 \text{ Ом} \times \text{см}$. Подробности симулятора доступны на сайте <http://www.cnm.es/~mtans/BioZsim/> и в (Ivorra et al., 2004)

новые филаменты и сегрегируя актиновые димеры (Bubb, Spector, 1998).

Характеристическая частота β -дисперсии для почек составила около 20 кГц (Casas, 1998). Такое низкое значение центральной частоты не может быть объяснено в рамках предположения о гомогенности строения почечной ткани, поскольку это подразумевает нереально большие размеры почечных клеток. В связи с этим за механизмы дисперсии низкой частоты должны отвечать другие структуры (надклеточного уровня). Такими структурами могут являться почечные канальцы.

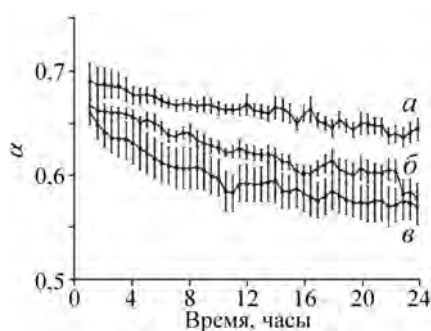


Рис. 6.51. Динамика изменений параметра α уравнения Коула во время 24-часового хранения препарата почки крысы при различных условиях: *а* — холодная ишемия, *б* — теплая ишемия, *в* — холодная ишемия и свинхалид А

На рис. 6.50 показаны модели сечения почечных канальцев. Примечательно, что каждый каналец промоделирован как единая клетка с большой везикулой плазмы внутри нее. Конечно, это лишь модель, поскольку каждый каналец формируется несколькими клетками, но если учесть плотную упаковку этих клеток и наличие межклеточных соединений, то такое упрощение оправдано. На рис. 6.50, *в* представлен график Найквиста для данного случая. Результат может быть промоделирован с помощью уравнения Коула с $\alpha = 0,95$. Если в структуру внести “особенности”

(рис. 6.50, *б*), то график значительно отличается от исходного при значениях α , лежащих в интервале от 0,92 до 0,95. Указанные “особенности” примерно соответствуют картине, наблюдаемой в микрографах сканирующей электронной микроскопии в результате хранения после обработки почек свинхалидом А.

Таким образом, изменение морфологии внеклеточного пространства может приводить к изменению ширины зоны дисперсии (α), не вызывая значимых изменений других параметров модели Коула (R_∞ , R_0 и τ). Примечательно, что изменения морфологии не связаны с внутриклеточным отеком.

Динамику изменений параметра α почек крысы наблюдали в течение 24 ч хранения в трех группах (Genesca et al., 2004): *а*) хо-

лодной ишемии (ХИ): почки изолировались и хранились в течение 24 ч в специальном растворе; б) тепловой ишемии (ТИ): до изоляции и холодного хранения почки подвергались тепловой ишемии в течение 45 мин; в) почки обрабатывались свинхолидом А (промывка 500 мкл раствором, содержащим 500 нМ свинхолида А) и выполнялись те же процедуры, что и для группы ХИ.

На рис. 6.51 видно, что группы ТИ и свинхолида А дают сходные результаты для параметра α : значительно более быстрое снижение, чем в группе ХИ. Другие параметры (R_∞ , R_0 и τ) различались между группами в начале хранения, но сходились после 24 ч исследования. Тенденция к уменьшению α соответствует снижению функции почки и наблюдаемым гистологическим изменениям.

На рис. 6.52 показаны результаты 6-часовых наблюдений параметров импеданса миокарда свиньи. Сердце животного извлекалось и хранилось в соответствии с правилами проведения трансплантации. Установлено значительное увеличение модуля импеданса и снижение фазового угла в результате холодного хранения.

Динамика изменений параметров импеданса трансплантируемых органов при хранении специфична для каждого органа. В общем случае, после извлечения органа величина импеданса растет из-за уменьшения количества внеклеточной жидкости, вызываемого клеточным отеком (Ishikawa et al., 1996). Далее модуль импеданса остается постоянным на протяжении 1–2 ч, после чего начинает уменьшаться из-за массового повреждения клеточных мембран. Экспериментальные данные показали, что увеличение модуля импеданса происходит раньше в ткани сердца и позже — в тканях печени и почек. Клинические наблюдения показывают, что почки хранятся дольше, чем печень и сердце.

Проводился анализ использования почек от донора, у которого произошла остановка сердца (Kievit, 1997). Периоду холодного ишемического (ХИ) хранения предшествовал эпизод тепловой ишемии (ТИ). Используя только клинические данные, трудно опре-



Рис. 6.52. Динамика импеданса и фазового угла сердца свиньи при частоте зондирования 1 кГц

делить продолжительность ТИ у таких доноров. Преодолеть эту проблему позволяют объективные методы оценки функции почечных трансплантатов.

Ишемия характеризуется морфологическими и структурными изменениями, такими как клеточный отек и разрушение цитоскелета, влияющими на электрические свойства почки. Поэтому предполагалось, что измерение электрических параметров с использованием многочастотного анализа может служить полезным методом оценки состояния почек, подвергшихся тепловой ишемии.

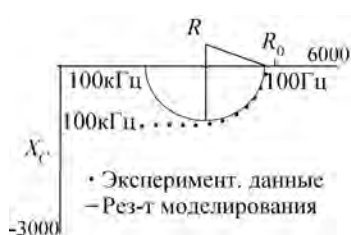


Рис. 6.53. График Найквиста для получасового “холодного” хранения почки крысы в группе ХИ. Сопоставление результатов моделирования с экспериментальными данными

механизмом дисперсии (рис. 6.53). При частотах выше 15 кГц результат отличался от модельного, что может указывать на существование альтернативных механизмов дисперсии. Но из-за ограничений импедансных измерений на высоких частотах эта возможность не учитывалась (Ivorra et al., 2003).

Сравнение параметров модели для тепловой и холодной ишемии представлено на рис. 6.54.

В ранних биоимпедансных исследованиях явление ишемии рассматривалось в терминах изменений величины R_0 . Этот параметр связан с клеточным отеком (Grimnes, Martinsen, 2000). Из-за замедления процессов энергообмена ишемизированная клетка набухает и, тем самым, сужается внеклеточное пространство и область проводимости для токов низких частот. В результате увеличиваются электрическое сопротивление и величина R_0 . В группе ХИ значения R_0 имеют тенденцию к возрастанию во время первых 24 ч хранения (рис. 6.54,а). Наоборот, группа ТИ, которая начала с более высоких значений R_0 из-за эффекта предшествующей тепловой

В течение 24 ч проводили биоимпедансный спектрометрический анализ почек крысы в период хранения в условиях холодной ишемии в контрольной группе и группе, которая до начала хранения подверглась воздействию тепловой ишемии в течение 45 мин. С использованием стандартных методов также оценивались гистологические повреждения, функция почек и уровень повреждения клеток.

Многочастотные измерения позволяют построить график Найквиста в рамках модели Коула с единственным

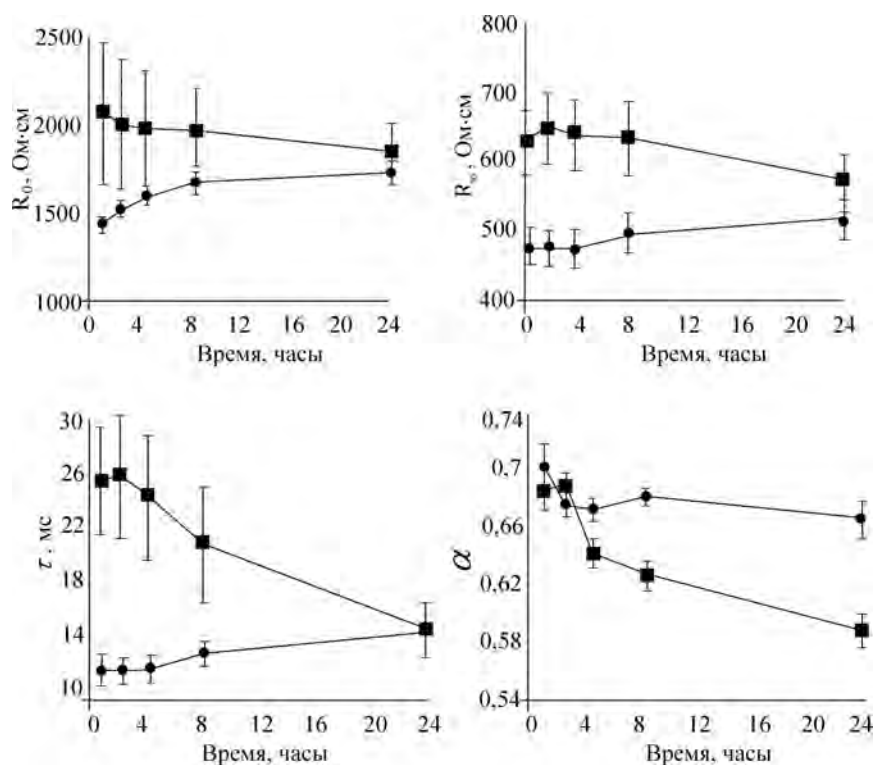


Рис. 6.54. Динамика изменения параметров модели Коула (0,5, 2, 4, 8, 24 часа) при холодном хранении: *а* — R_0 (Ом×м), *б* — R_∞ (Ом×см), *в* — τ (мс), *г* — α

ишемии, обнаружила тенденцию к уменьшению R_0 во время хранения, несмотря на то что сохранялись более высокие значения, чем в группе ХИ. Возможным объяснением такого дрейфа значений R_0 в группе ТИ является то, что в результате теплой ишемии наблюдается существенный ионный дисбаланс (особенно для Na^+) между внутри- и внеклеточной проводящими средами, вызванный увеличением осмотического давления и отеком клеток. При погружении почки в раствор для хранения происходит усадка клеток и, следовательно, R_0 уменьшается вследствие гипертоничности раствора и внеклеточных ионных сдвигов.

В течение короткого времени хранения параметр τ четко различается между группами. Сообщалось, что параметр τ связан с емкостью клеточной мембраны (C) и с внутри- и внеклеточной проводимостями. Некоторые авторы заключают, что во время кле-

точного отека емкость мембраны возрастает из-за увеличения площади поверхности мембраны (Naemmerich et al., 2002). Такой вывод согласуется с увеличением значений τ , наблюдаемом в группе ТИ в начале хранения, показывающим развитие внутриклеточного отека вследствие ТИ.

Параметр α различался между группами при хранении, причем различия увеличивались в зависимости от длительности хранения. Известно, что цитоскелет животной клетки позволяет поддерживать мембраны в виде складок и оборок, и при ишемии цитоскелет может сильно изменяться (Breton, Brown, 1998). Поэтому имеет смысл предположить, что величина α определяется характеристиками цитоскелета.

Традиционным методом оценки потенциальной приживаемости трансплантов является биопсия — инвазивный, затратный по времени метод, нередко приводящий к диагностическим ошибкам. Приведенные результаты показывают, что биоимпедансный анализ является эффективным альтернативным методом определения жизнеспособности трансплантатов и проверки их на отсутствие ишемических повреждений при хранении.

Литература

- Адлер А.В. Состояние гемодинамики и баланса водных секторов при лапароскопических операциях у детей // Материалы 4-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы” (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 20 марта 2006 г.). М., 2002. С. 8–11.
- Акопян И.Г., Меркулов И.А., Ярема В.И. Клиническое использование биоимпедансного анализа в оценке гидратации органов грудной клетки в послеоперационном периоде // Хирург. 2007. № 9. С. 15–20.
- Билалова Э.Ф. Неинвазивный биоимпедансный метод мониторинга отека головного мозга у больных с тяжелой черепно-мозговой травмой: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 2008. 27 с.
- Бобринская И.Г. Диагностика и коррекция нарушений осмотического гомеостаза в интенсивной терапии критических состояний: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. М., 1994.
- Валетова В.В., Зубков В.В., Тихомирова Н.И. и др. Периоперационная коррекция волемии и кровопотери у больных гигантскими опухолями малого таза // Материалы 6-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы” (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 24 марта 2004 г.). М., 2004. С. 73–80.
- Васильев А.В., Нестерова Ю.В., Белоусова С.В., Бранд Я.Б. Инфузионная терапия после операций прямой реваскуляризации миокарда // Врач. 2009. № 3. С. 61–65.

- Галушка С.В., Назаров Б.Ф., Власенко А.В.* Применение растворов гидроксид-этилкрахмала и реамберина в комплексном лечении тяжелого гестоза // *Анестезиология и реаниматология*. 2004. № 6. С. 44–47.
- Голиков А.П., Рябинин В.А.* Особенности регуляции кровообращения и лечебная тактика при кризовом течении гипертонической болезни // *Современные методы диагностики и лечения гипертонического криза и инфаркта миокарда: Материалы гор. науч.-практ. конф. М.: НИИ СП им. Н.В.Склифосовского, 1999. С. 16–19. (Тр. ин-та; Т. 152).*
- Голиков А.П., Рябинин В.А.* Функциональные и метаболические факторы риска рецидивов гипертонических кризов // *Проблемы подострого периода неотложных состояний в кардиологии. М.: НИИ СП им. Н.В.Склифосовского, 2000. С. 19–23. (Тр. ин-та; Т. 140).*
- Гукова Ф.К.* Торакальный импеданс в диагностике и терапии ортостатической гипотензии: Дис. ... канд. мед. наук. СПб., 2003.
- Дедов И.И., Мельниченко Г.А.* (ред.). *Ожирение: этиология, патогенез, клинические аспекты: (Руководство для врачей). М.: Мед. информ. агентство, 2006. 456 с.*
- Дерябин В.Е., Петухов А.Б.* Биоимпедансное изучение состава тела в норме и патологии пищеварительной системы. М., 2004. 128 с. Деп. в ВИНТИ, № 754-В2004.
- Дзеранов Н.К., Мудрая И.С., Кирпатовский В.И.* и др. Влияние нарушений уродинамики и сократительной функции верхних мочевыводящих путей на отхождение фрагментов камней после дистанционной литотрипсии // *Урология*. 2001. № 2. С. 6–9.
- Дмитриева Л.А., Максимовский Ю.М.* (ред.) *Терапевтическая стоматология: национальное руководство. М.: ГЕОТАР-Медиа, 2009. 912 с.*
- Иванов Г.Г., Сыркин А.Л., Дворников В.Е.* и др. Мультичастотный сегментарный биоимпедансный анализ в оценке изменений объема водных секторов организма // *Анестезиология и реаниматология*. 1999. № 2. С. 41–47.
- Капитанов Е.Н., Шутлов Е.В., Дудко М.Ю.* и др. Неинвазивный метод контроля нарушений водного баланса у больных на гемодиализе // *Материалы 5-й науч.-практ. конф. "Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы". М., 2003. С. 81–94.*
- Киргизова Е.С.* Способы коррекции психоэмоционального состояния и болевой реакции пациентов при ортодонтическом лечении: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 2008. 22 с.
- Кирпатовский В.И., Мудрая И.С., Мартов А.Г.* Способ определения нефункционирующего участка стенки мочеочника. Пат. 1753418 СССР. Приоритет 27 июля 1990 г.
- Колобов С.В., Акопян И.Г., Меркулов И.А.* Биоимпедансный способ получения объективной информации о состоянии легочной ткани у больных пневмонией // *Материалы 10-й науч.-практ. конф. "Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы" (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 26 марта 2008 г.). М., 2008. С. 16–23.*
- Лазарев В.В., Михельсон В.А., Котова С.В.* и др. Оценка водных секторов организма методом интегральной биоимпедансной спектрометрии при рентгенохирургических вмешательствах у детей // *Анестезиология и реаниматология*. 2001. № 1. С. 15–18.
- Лебедева И.А.* Биоимпедансный анализ активной ортостатической пробы у здоровых лиц // *Материалы 7-й науч.-практ. конф. "Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы". М., 2005. С. 197–207.*

- Лебедева И.А.* Синдром ортостатической гипотензии при коморбидной патологии в клинике внутренних болезней: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. СПб., 2009. 26 с.
- Лебедева И.А., Лапин В.В.* Диагностика волюмических нарушений в ранней стадии тилт теста посредством регионарной биоимпедансометрии // Материалы 10-й науч.-практ. конф. "Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы". М., 2008. С. 235–243.
- Лукина Ю.В., Марцевич С.Ю.* Дигидропиридиновые антагонисты кальция в кардиологии с позиции доказательной медицины // РМЖ. 2008. Т. 16, № 7. С. 503–508.
- Марцевич С.Ю.* Роль антагонистов кальция в современном лечении сердечно-сосудистых заболеваний // РМЖ. 2003. Т. 11, № 9. С. 539–541.
- Меркулов И.А.* Прикладные аспекты применения биоимпедансного анализа в хирургии: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. М., 2008. 45 с.
- Михалева Л.М., Шаповалов В.Д., Бархина Т.Г.* Хронический пародонтит: Клиническая морфология и иммунология. М.: Триада-фарм, 2004. 126 с.
- Московец О.Н., Зорян Е.В., Гиоева Ю.А., Киргизова Е.С.* Степень гидратации тканей пародонта и ее коррекция при ортодонтическом лечении. В печати.
- Мудрая И.С., Кирпатовский В.И.* Функциональная оценка верхних мочевыводящих путей методами двухчастотной импедансометрии и многоканальной уретерографии // Урология и нефрология. 1993. № 5. С. 4–9.
- Мудрая И.С., Кирпатовский В.И., Мартов А.Г.* и др. Функциональное состояние верхних мочевыводящих путей во время выполнения и после дистанционной литотрипсии // Урология и нефрология. 1998. № 4. С. 6–10.
- Мудрая И.С., Морозов А.В.* Информативность реографии и нагрузочных тестов для функциональной оценки мочеточника: (Экспериментальное исследование) // Урология и нефрология. 1989. № 3. С. 20–27.
- Николаев Д.В., Руднев С.Г., Свиридов С.В.* Применения биоимпедансного анализа у пациентов в критических состояниях // Сб. докл. XV Междунар. конф. "Новые информационные технологии в медицине, фармакологии, биологии и экологии", Ялта-Гурзуф, 31 мая–9 июня 2007 г. Ялта, 2007. С. 272–274.
- Николаева И.П., Кулик Г.С., Хижняк А.Ю.* и др. Динамика объемов жидкостных секторов организма у больных, перенесших лапароскопические операции // Вестн. хирургии. 2000. № 4. С. 76–80.
- Никулина Л.Д.* Оценка эффективности и безопасности диуретической терапии у больных с недостаточностью кровообращения: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 2005. 18 с.
- Новикова М.В., Проурзина Н.Л.* Возможности использования биоимпедансного анализа для контроля над появлением отеков голеней при терапии антагонистами кальция // Материалы 11-й науч.-практ. конф. "Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы" (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 25 марта 2009 г.). М., 2009. С. 387–392.
- Оберг Б.* Аспекты рефлекторной регуляции емкостных сосудов // Тр. Междунар. симпози. по регуляции емкостных сосудов. М.: Медицина, 1977. С. 109–119.
- Озерова М.С.* Метод мультичастотной полисегментарной биоимпедансометрии в анализе изменений баланса водных секторов организма у больных гипертонической болезнью: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 2008. 18 с.
- Озерова М.С., Никулина Л.Д.* Анализ изменений баланса водных секторов организма методом биоимпедансометрии у больных гипертонической болезнью // Материалы 10-й науч.-практ. конф. "Диагностика и лечение нарушений регу-

- ляции сердечно-сосудистой системы” (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 26 марта 2008 г.). М., 2008. С. 456–463.
- Павлович А.А.* Диагностика нарушений водного баланса у больных с различными формами ишемической болезни сердца методом мультимодальной спектроскопии: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 2008. 18 с.
- Парчина Ч.В., Бобринская И.Г.* Мониторинг интраоперационной кровопотери и оценка эффективности ее возмещения // *Материалы 9-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы”* (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 28 марта 2007 г.). М., 2007. С. 15–21.
- Петухов А.Б.* Значение параметров водного баланса у больных в процессе контролируемой диетотерапии // *Материалы 7-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы”*. М., 2005. С. 380–387.
- Петухов А.Б.* Клинико-патогенетическое обоснование адекватности диетотерапии у больных после операций на желудке и тонкой кишке: Дис. ... д-ра мед. наук. М., 2006. 305 с.
- Петухов А.Б., Дерябин В.Е.* Особенности оценки состава тела у пациентов с патологией органов пищеварения // *Материалы 6-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы”*. М., 2004. С. 428–437.
- Преображенский Д.В., Сидоренко Б.А.* Гипертрофия левого желудочка при гипертонической болезни. I. Критерии диагностики гипертрофии левого желудочка и ее распространенность // *Кардиология*. 2003. Т. 10. С. 99–104.
- Прикул В.Ф., Герасименко М.Ю., Московец О.Н., Сквородько С.Н.* Фотофорез геля Метрогил Дента при комплексном лечении больных хроническим генерализованным пародонтитом // *Стоматология*. 2008. № 4. С. 18–22.
- Прикул В.Ф., Московец О.Н., Рабинович С.А., Герасименко М.Ю.* Влияние степени тяжести хронического генерализованного пародонтита, возраста и жевательной нагрузки на гемодинамику пародонта // *Клин. стоматология*. 2007. № 3. С. 28–30.
- Профилактика, диагностика и лечение артериальной гипертонии: Российские рекомендации: (Второй пересмотр). М., 2004. 20 с.
- Реушкин В.Н., Реушкина Г.Д., Николаев Д.В.* Буферная роль сосудистой системы легких в обеспечении гемодинамического гомеостаза при изменении положения тела относительно вектора гравитации // *Материалы 1-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы”*. М., 1999. С. 17–22.
- Салтыкова М.М., Рогоза А.Н., Ощепкова Е.В.* Проблема индексирования массы миокарда левого желудочка на размеры тела у пациентов с избыточным весом. В печати.
- Тарусов Б.Н.* Способ определения регенеративной способности животных тканей. А. св. СССР от 03.09.1939 г.
- Штанько А.В., Свиридов С.В., Шестопалов А.Е.* Мониторинг водных секторов организма у беременных с гестозами // *Материалы 8-й науч.-практ. конф. “Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы”* (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 22 марта 2006 г.). М., 2006. С. 21–25.
- Ярема И.В., Азарин А.Р., Меркулов И.А.* Анализ гидратации органов грудной полости в периоперационном периоде у больных с онкозаболеваниями органов брюшной полости и забрюшинного пространства // *Медицина и качество жизни*. 2006. № 4. С. 18.

- Ярема И.В., Акопян И.Г., Меркулов И.А.* Биоимпедансный мониторинг нарушений водного баланса организма при развитии синдрома системного воспалительного ответа // Пробл. клин. медицины. 2007. Приложение. С. 183–185.
- Ярема И.В., Меркулов И.А., Азарин А.Р.* Анализ динамики водного баланса организма после операций на органах брюшной полости // Материалы науч. тр. Междунар. конф. “Современные вопросы реабилитации в медицине”. Ташкент, 2007. С. 45.
- Ackmann J.J., Seitz M.A.* Methods of complex impedance measurements in biologic tissue // Crit. Rev. Biomed. Eng. 1984. Vol. 11. P. 281–311.
- Andersen H.L., Duch B.U., Nielsen J.B.* et al. An experimental model for stricture studies in the anterior urethra of the male rabbit // Urol. Res. 2003. Vol. 31, N 6. P. 363–367.
- Balakrishnan G., Aitchison T., Hallworth D.* et al. Prospective evaluation of the paediatric risk of mortality (PRISM) score // Arch. Dis. Child. 1992. Vol. 67. P. 196–200.
- Baumgartner R.N., Chumlea W.C., Roche A.F.* Bioelectrical impedance phase angle and body composition // Amer. J. Clin. Nutr. 1988. Vol. 48. P. 16–23.
- Bella J.N., Devereux R.B., Roman M.J.* et al. Relations of left ventricular mass to fat-free and adipose body mass: the Strong Heart Study // Circulation. 1998. Vol. 98. P. 2538–2544.
- Breton S., Brown D.* Cold-induced microtubule disruption and relocalization of membrane proteins in kidney epithelial cells // J. Amer. Soc. Nephrol. 1998. Vol. 280, N 4. P. 619–627.
- Bubb M.R., Spector I.* Use of the F-actin-binding drugs, misakinolide A and swinholide A // Meth. Enzymol. 1998. Vol. 298. P. 26–32.
- Carella M.J.* Serial measurements of body composition in obese subjects during a very-low-energy diet (VLED) comparing bioelectrical impedance with hydrodensitometry // Obes. Res. 1997. Vol. 5, N 3. P. 250–256.
- Casas O.* Contribution a la obtencion de imagenes parametricas en tomografi'a de impedancia electrica para la caracterizacion de tejidos biologicos: PhD Thesis. Univ. Politec. de Catalunya. 1998.
- Chertow G.M., Lazarus J.M., Lew N.L.* et al. Bioimpedance norms for the hemodialysis population // Kidney Intern. 1997. Vol. 52. P. 1617–1621.
- Chiolero R.L., Gay L.J., Cotting J.* et al. Assessment of changes in body water by bioimpedance in acutely ill surgical patients // Intensive Care Med. 1992. Vol. 18. P. 322–326.
- Chumlea W.C., Baumgartner R.N.* Bioelectric impedance methods for the estimation of body composition // Canad. J. Sport Sci. 1990. Vol. 15. P. 172–179.
- Cohn S.H.* New concepts of body composition // In vivo body composition studies / Ed. K.J. Ellis, S. Yasumura, W.D. Morgan. Oxford: Bocardo Press, 1987. P. 1–11.
- Daniels S.R., Kimball T.R., Morrison J.A.* et al. Effect of lean body mass, fat mass, blood pressure, and sexual maturation on left ventricular mass in children and adolescents: statistical, biological, and clinical significance // Circulation. 1995. Vol. 92. P. 3249–3254.
- Davey D.A., MacGillivray I.* The classification and definition of the hypertensive disorders of pregnancy // Amer. J. Obstet. Gynecol. 1988. Vol. 158. P. 892–898.
- Davison J.M.* Edema in pregnancy // Kidney Intern. 1997. Vol. 51. P. S90–S96.
- De Lorenzo A., Sasso G.F., Andreoli A.* et al. Improved prediction formula for total body water assessment in obese women // Intern. J. Obes. 1995. Vol. 19. P. 535–538.
- De Simone G., Daniels S.R., Devereux R.B.* et al. Left ventricular mass and body size in normotensive children and adults: assessment of allometric relations and

- impact of overweight // *J. Amer. College Cardiol.* 1992. Vol. 20, N5. P.1251–1260.
- Duvekot J.J., Cheriex E.C., Pieters F.A., Peeters L.H.* Severely impaired fetal growth is preceded by maternal hemodynamic maladaptation in very early pregnancy // *Acta obstet. gynecol. scand.* 1995. Vol. 74. P.693–697.
- Egger N.G., Carlson G.L., Shaffer J.L.* Nutritional status and assessment of patient on home parenteral nutrition: Anthropometry, bioelectrical impedance, or clinical judgment? // *Nutrition.* 1999. Vol. 15, N1. P.1–6.
- European Society of Hypertension–European Society of Cardiology 2003 guidelines for the management of arterial hypertension // *J. Hypertens.* 2003. Vol. 21. P.1011–1053.
- Evans E.M., Saunders M.J., Spano M.A.* et al. Effects of diet and exercise on the density and composition of the fat-free mass in obese women // *Med. Sci. Sports Exerc.* 1999. Vol. 31. P.1778-1787.
- Fearon K.C.H., Richardson R.A., Hannan J.* et al. Bioelectrical impedance analysis in the measurement of the body composition of surgical patients // *Brit. J. Surg.* 1992. Vol. 79. P. 421–423.
- Foppa M., Duncan B.B., Rohde L.E.P.* Echocardiography-based left ventricular mass estimation. How should we define hypertrophy? // *Cardiovasc. Ultrasound.* 2005. Vol. 3. P. 1–17.
- Foster K.R., Schwan H.P.* Dielectric properties of tissues and biological materials: A critical review // *CRC Crit. Rev. Biomed. Eng.* 1989. Vol. 17. P. 25–104.
- Fuller N.J., Sawyers M.B., Elia M.* Comparative evaluation of body composition methods and predictions, and calculation of density and hydration fraction of fat-free mass, in obese women // *Intern. J. Obes. Relat. Metab. Disord.* 1994. Vol. 18. P. 503–512.
- Gagnon R.T., Gagner M., Duplessis S.* Variations of body composition by bioelectric impedance after major surgery // *Ann. Chir.* 1994. Vol. 48. P. 708–716.
- Gamble G.D., Doughty R.N.* et al. Left ventricular mass correlates with fat-free mass but not fat mass in adults // *J. Hypertension.* 1999. Vol. 17. P. 569–574.
- Gatzen C., Scheltinga M.R., Kimbrough T.D.* et al. Growth hormone attenuates the abnormal distribution of body water in critically ill surgical patients // *Surgery.* 1992. Vol. 112. P. 181–187.
- Genesca M., Ivorra A., Sola A.* et al. Electrical bio-impedance monitoring of rat kidneys during cold preservation by employing a silicon probe // XII Intern. conf. on electrical bio-impedance. Gdansk, 2004. P. 127–130.
- Gonzalez J., Morrissey T., Byrne T.* et al. Bioelectric impedance detects fluid retention in patients undergoing CPB // *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 1995. Vol. 110. P. 111-118.
- Gonzalez-Correa C.A., Brown B.H., Smallwood R.H.* et al. Electrical bioimpedance readings increase with higher pressure applied to the measuring probe // *Physiol. Meas.* 2005. Vol. 26. P. S39–S47.
- Gregersen H., Knudsen L., Eika B.* et al. Regional differences exist in elastic wall properties in the ureter // *Scand. J. Urol. Nephrol.* 1996. Vol. 30, N5. P. 343–348.
- Gregersen H., Stodkilde-Jorgensen H., Djurhuus J.C., Mortensen S.O.* The four-electrode impedance technique: A method for investigation of compliance in luminal organs // *Clin. Phys. Physiol. Meas.* 1988. Vol. 9. P. 61–64.
- Grimnes S., Martinsen O.G.* Bioimpedance and bioelectricity basics. L.: Acad. press, 2000.

- Haemmerich D., Ozkan O.R., Tsai J.Z.* et al. Changes in electrical resistivity of swine liver after occlusion and postmortem // *Med. Biol. Eng. Comput.* 2002. Vol. 40. P. 29–33.
- Harada T., Miyagata S., Etori K.* et al. Evaluation of the pelvioureteral function through an impedance urine bolus-metry // *Nippon Heikatsukin Gakkai Zasshi.* 1984. Vol. 20, N 6. P. 445–453. In Japanese.
- Heymsfield S.B., McManus C., Stevens V., Smith J.* Muscle mass: reliable indicator of protein-energy malnutrition severity and outcome // *Amer. J. Clin. Nutr.* 1982. Vol. 35. P. 1192–1199.
- Hytten F.* Blood volume changes in normal pregnancy // *Clin. Haematol.* 1985. Vol. 14. P. 601–612.
- Iacobellis G., Ribaldo M.C.* et al. Influence of excess fat on cardiac morphology and function: study in uncomplicated obesity // *Obes. Res.* 2002. Vol. 10. P. 767–773.
- Ishikawa M., Hirose H., Sasaki E.* et al. Evaluation of myocardial viability during simple cold storage with the use of electrical properties in broad frequencies // *J. Heart Lung Transplant.* 1996. Vol. 15, N 10. P. 1005–1011.
- Ivorra A., Genesca M., Hotter G., Aguilo J.* Bio-impedance dispersion width as a parameter to monitor living cells // XII Intern. conference on electrical bio-impedance. Gdansk, 2004. P. 87–90.
- Ivorra A., Gomez R., Aguilo J.* A SPICE netlist generator to simulate living tissue electrical impedance // *Ibid.* P. 317–320.
- Ivorra A., Gomez R., Noguera N.* et al. Minimally invasive silicon probe for electrical impedance measurements in small animals // *Biosensors and Bioelectronics.* 2003. Vol. 19, N 4. P. 391–399.
- Jeejeebhoy K.N., Baker N.P., Wolman S.L.* et al. Critical evaluation of the role of clinical assessment and body composition in patients with malnutrition and after total parenteral nutrition // *Amer. J. Clin. Nutr.* 1982. Vol. 35. P. 1117–1127.
- Kievit J.K., Oomen A.P.A., Vries B.* et al. Update on results of non-heart-beating donor kidney transplantation // *Transplant. Proc.* 1997. Vol. 29. P. 2989–2991.
- Knudsen L., Gregersen H., Eika B., Frokiaer J.* Elastic wall properties and collagen content in the ureter: An experimental study in pigs // *Neurourol. Urodyn.* 2005. Vol. 13, N 5. P. 597–606.
- Kreymann G., Paplow N., Muller C.* et al. Relation of total body reactance to resistance as a predictor of mortality in septic patients // *Crit. Care Med.* 1995. Vol. 23, supplement. P. 49.
- Kuch B., Gneiting B., Doring A.* et al. Indexation of left ventricular mass in adults with a novel approximation for fat-free mass // *J. Hypertension.* 2001. Vol. 19. P. 135–142.
- Kuch B., Hense H.W., Gneiting B.* et al. Body composition and prevalence of left ventricular hypertrophy // *Circulation.* 2000. Vol. 102. P. 405–410.
- Lauer M.S., Anderson K.M., Kannel W.B.* et al. The impact of obesity on left ventricular mass and geometry: the Framingham Heart Study // *J. Amer. Med. Assoc.* 1991. Vol. 266. P. 231–236.
- Lautz H.U., Selberg O., Korber J.* et al. Protein-calorie malnutrition in liver cirrhosis // *Clin. Invest.* 1992. Vol. 70. P. 478–486.
- Lose G., Schroeder T.* Pressure/cross-sectional area probe in the assessment of urethral closure function Reproducibility of measurement // *Urol. Res.* 1990. Vol. 18, N 2. P. 143–147.
- Lukaski H.C., Bolonchuk W.W., Hall C.B., Siders W.A.* Estimation of body fluid volumes using tetrapolar bioelectrical impedance measurements // *Aviat. Space Environ. Med.* 1988. Vol. 59. P. 1163–1169.

- Lukaski H.C., Siders W.A., Nielsen E.J., Hall C.B.* Total body water in pregnancy: assessment by using bioelectrical impedance // *Amer. J. Clin. Nutr.* 1994. Vol. 59. P. 578–585.
- Maehara T., Novak I., Wyse R.K.* et al. Perioperative monitoring of total body water by bio-electrical impedance in children undergoing open heart surgery // *Europ. J. Cardiothorac. Surg.* 1991. Vol. 5. P. 258–264.
- Maggiore Q., Nigrelli S., Ciccarelli C.* et al. Nutritional and prognostic correlates of bioimpedance indexes in hemodialysis patients // *Kidney Intern.* 1996. Vol. 50. P. 2103–2108.
- Mattar J.A.* Application of total body bioimpedance to the critically ill-patient // *New Horiz.* 1996. Vol. 4. P. 493–503.
- Meguid M.M., Lukaski H.C., Tripp M.D.* et al. Rapid bedside method to assess changes in postoperative fluid status with bioelectrical impedance analysis // *Surgery.* 1992. Vol. 112. P. 502–508.
- Moore F.D., Olesen K.H., McMurray J.D.* et al. The body cell mass and its supporting environment. Philadelphia: Saunders, 1963.
- Mortensen S., Djurhuus J.C., Rask-Andersen H.* A system for measurements of micturition urethral cross-sectional areas and pressures // *Med. Biol. Eng. Comput.* 1983. Vol. 21, N 4. P. 482–488.
- Moskovets O.N., Nikolaev D.V., Smirnov A.V.* Evaluation of the periodontal tissue hydration level via bioimpedance spectrometry // *ICEBI 2007 / Ed. H. Scharfetter, R. Merwa. B.; Heidelberg: Springer, 2007. P. 142–145. (IFMBE Proc., Vol. 17).*
- Novak I., Davies P.S.W., Elliot M.J.* Noninvasive estimation of total body water in critically ill children after cardiac operation // *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 1992. Vol. 104. P. 585–589.
- Osyпка M., Gersing E.* Tissue impedance spectra and the appropriate frequencies for EIT // *Physiol. Meas.* 1995. Vol. 16, N 3. P. A49–A55.
- Piccoli A., Pillon L., Favaro E.* Asymmetry of the total body water prediction bias using the index // *Nutrition.* 1997. Vol. 13. P. 438–441.
- Pugh R.N., Murray-Lyon I.M., Dawson J.L.* et al. Transection of the oesophagus for bleeding oesophageal varices // *Brit. J. Surg.* 1973. Vol. 60, N 8. P. 646–649.
- Raicu V., Saibara T., Enzan H., Irimajiri A.* Dielectric properties of rat liver in vivo: Analysis by modeling hepatocytes in the tissue architecture // *Bioelectrochem. and Bioenerget.* 1998. Vol. 47. P. 333–342.
- Raicu V., Saibara T., Irimajiri A.* Multifrequency method for dielectric monitoring of cold-preserved organs // *Phys. Med. Biol.* 2000. Vol. 45. P. 1397–1407.
- Robitzki A., Thielecke H., Reiningger-Mack A.* Development of a novel microcapillary array: characterization of in vitro 3D tissue models by bioimpedance spectroscopy // *Proc. of the IEEE-EMBS special topic conf. on molecular, cellular and tissue engineering, 2002. P. 52–53.*
- Roos A.N., Westendorp R.G.J., Frolich M., Meinders A.E.* Weight changes in critically ill patients evaluated by fluid balances and impedance measurements // *Crit. Care Med.* 1993. Vol. 21. P. 871–877.
- Roshani H., Dabhoiwala N.F., Tee S.* et al. A study of ureteric peristalsis using a single catheter to record EMG, impedance, and pressure changes // *Tech. Urol.* 1999. Vol. 5, N 1. P. 61–66.
- Rutkove S.B., Aaron R., Schiffman C.A.* Localized bioimpedance analysis in the evaluation of neuromuscular disease // *Muscle Nerve.* 2002. Vol. 25. P. 390–397.
- Scheltinga M.R., Kimbrough T.D., Jacobs D.O., Wilmore D.W.* Altered cell membrane function in critical illness can be characterized by measuring body reactance // *Surg. Forum.* 1990. Vol. 41. P. 43–44.

- Scheltinga M.R., Young L.S., Benfell K.* et al. Glutamine-enriched intravenous feedings attenuate extracellular fluid expansion after a standard stress // *Ann. Surg.* 1991. Vol. 214. P. 385–395.
- Schroeder D., Christie P.M., Hill G.L.* Bioelectrical impedance analysis for body composition: clinical evaluation in general surgical patients // *J. Parenter. Enteral Nutr.* 1990. Vol. 14. P. 129–133.
- Schwenk A., Ward L.C., Elia M.* et al. Bioelectrical impedance analysis predicts outcome in patients with suspected bacteremia // *Infection.* 1998. Vol. 26. P. 277–282.
- Segal K.R., Burastero S., Chun H.* et al. Estimation of extracellular and total body water by multiple-frequency bioelectrical-impedance measurement // *Amer. J. Clin. Nutr.* 1991. Vol. 54. P. 26–29.
- Selberg O., Selberg D.* Norms and correlates of bioimpedance phase angle in healthy human subjects, hospitalized patients, and patients with liver cirrhosis // *Eur. J. Appl. Physiol.* 2002. Vol. 86. P. 509–516.
- Shime N., Ashida H., Chihara E.* et al. Bioelectrical impedance analysis for assessment of severity of illness in pediatric patients after heart surgery // *Crit. Care Med.* 2002. Vol. 30, N 3. P. 518–520.
- Shizgal H.M.* Validation of the measurement of body composition from whole body bioelectrical impedance // *Surg. Forum.* 1988. Vol. 39. P. 67–74.
- Shizgal H.M., Martin M.F.* Caloric requirements of the critically ill septic patient // *Crit. Care Med.* 1988. Vol. 16. P. 312–317.
- Segal K.R., Krai J.G., Wang J.* et al. Estimation of body water distribution by bioelectrical impedance // *Fed. Proc.* 1987. Vol. 46. P. 1334.
- Stewart J.M.* Transient orthostatic hypotension is common in adolescents // *J. Pediatr.* 2002. Vol. 140, N 4. P. 418–424.
- Toso S., Piccoli A., Gusella M.* et al. Altered tissue electric properties in lung cancer patients as detected by bioelectric impedance vector analysis // *Nutrition.* 2000. Vol. 16. P. 120–124.
- Valensise H., Andreoli A., Lello S.* et al. Multifrequency bioelectrical impedance analysis in women with a normal and hypertensive pregnancy // *Amer. J. Clin. Nutr.* 2000. Vol. 72, N 3. P. 780–783.
- Villa R., Sanchez L., Guimera A.* et al. A new system for the bioimpedance monitoring of organs for transplantation // XII Intern. conference on electrical bioimpedance. Gdansk, 2004. P. 119–122.
- Walker D.C., Brown B.H., Smallwood R.H.* et al. Modelled current distribution in cervical squamous tissue // *Physiol. Meas.* 2002. Vol. 23, N 1. P. 159–168.
- Walker D.C., Smallwood R.H., Keshthkar A.* et al. Modelling the electrical properties of bladder tissue-quantifying impedance changes due to inflammation and oedema // *Ibid.* 2005. Vol. 26. P. 251–268.
- Wang Z.-M., Pierson R.N. Jr., Heymfield S.B.* The five-level model: a new approach to organizing body-composition research // *Amer. J. Clin. Nutr.* 1992. Vol. 56. P. 19–28.
- Whally G.A., Hense H.W., Gneiting B.* et al. The association of body size and body composition with left ventricular mass: impacts for indexation in adults // *J. Amer. Coll. Cardiol.* 1998. Vol. 32. P. 451–457.
- Zaluska W., Malecka T., Svatowski A.* et al. Changes of extracellular volume measured by whole and segmental bioimpedance analysis during hemodialysis in end-stage renal disease (ESRD) patients // *Ann. Univ. M. Curie-Sklodowska.* 2002. Vol. 57, N 2. P. 337–341.

Глава 7

Биоимпедансный мониторинг в процессе снижения массы тела

7.1. Задачи и методы коррекции фигуры

Наиболее массовое применение биоимпедансного анализа связано с первичной оценкой состава тела при обращении к врачу и с контролем эффективности методов коррекции фигуры. Под коррекцией фигуры принято понимать комплекс диетологических, медикаментозных и нагрузочных воздействий, мотивированных в большей степени эстетическими, чем оздоровительными соображениями. Коррекцией фигуры занимаются не только специализированные клиники, но и фитнес-центры, санаторно-курортные и косметологические учреждения. В каждом из таких учреждений используются свои специфические комбинации лечебных воздействий. Например, в фитнесе акцент обычно ставится на различных режимах физических нагрузок в сочетании с высокобелковыми диетами. В санаторно-курортных и косметологических учреждениях основное внимание уделяется диете в сочетании с физиотерапевтическими процедурами.

Процедуры коррекции массы тела в спорте обычно направлены на повышение спортивных результатов или на попадание спортсмена в необходимую весовую категорию. Как правило, это комплексы термических воздействий и физических нагрузок (сауна, тренировка в термокостюме и др.) в сочетании со специальной

диетой. В этом случае результат может носить кратковременный характер и достигаться за счет уменьшения объема внеклеточной жидкости, последствиями которого являются жажда, сухость во рту и отток жидкости из клеточного и трансцеллюлярного пространств.

Задачи снижения массы тела в специализированных диетологических кабинетах клиник предусматривают широкий комплекс медикаментозных, диетологических мероприятий, коррекцию физической активности и образа жизни, психологическую коррекцию пищевого поведения.

В последующих разделах рассмотрены результаты применения диет, включающих специализированные сбалансированные продукты питания, в сочетании с умеренным увеличением аэробной нагрузки (30–90-минутная ходьба). Эти методы применяются на протяжении последних 20 лет как в России, так и за рубежом, и дают возможность предсказуемого, не противоречащего физиологическим потребностям организма, снижения жировой и нормализации белковой массы, а также корректировки баланса жидкостей под контролем биоимпедансного анализа.

Существенные отклонения состава тела от нормы могут указывать на наличие у пациента серьезных заболеваний. В этом случае необходима консультация врачей-специалистов соответствующего профиля. Избыточная жировая масса может указывать на наличие кардиологической и эндокринологической патологии, задержка жидкости в организме — на болезни почек, а низкие значения АКМ и фазового угла — на хронические заболевания, связанные с катаболическим сдвигом.

7.2. Первичное обследование и постановка задачи снижения массы тела

Основные задачи коррекции фигуры формулируются в результате осмотра пациента, сбора анамнеза и по итогам биоимпедансной оценки состава тела, содержащейся в первичном протоколе обследования пациента.

На рис. 7.1 показан первичный протокол биоимпедансного исследования состава тела, характерный для большинства лиц, участвующих в программах коррекции фигуры. Данные первичного протокола численно и графически сопоставляются с абсолютными и относительными величинами популяционных норм для

FITNESS

АО НТЦ "Медасс"

Оценка состава тела (биоимпедансный анализ)

Пациент: А.Н.

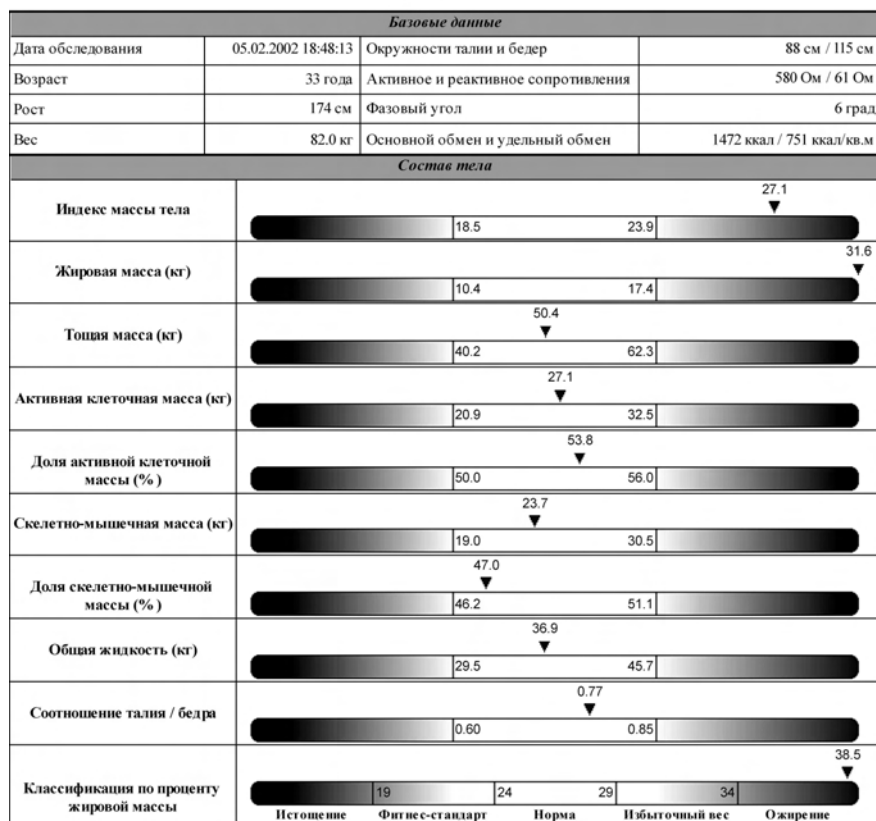


Рис. 7.1. Первичный протокол биоимпедансного исследования состава тела пациентки

соответствующих компонентов состава тела. Интервалы нормальных значений признаков, рассчитанные как среднее плюс минус стандартное отклонение для отечественной популяции с учетом пола, возраста и роста, показаны светлой незакрашенной областью в середине диаграммы.

У пациентки наблюдается значительное увеличение ИМТ, а жировая масса выходит за границы интервала нормальных значе-

ний на 13 кг; остальные параметры соответствуют популяционной норме.

Расположение маркеров на графических шкалах ИМТ и жировой массы непосредственно друг под другом указывает на пропорциональное развитие жировой и скелетно-мышечной массы.

Значение тощей (безжировой) массы характеризует конституциональные особенности пациентки. В данном примере расположение маркера ТМ в середине области нормальных значений характеризует пациентку как нормостеника.

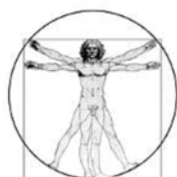
Маркер активной клеточной массы (АКМ) практически соответствует середине нормы, что может быть интерпретировано как достаточность белкового компонента питания. На цветных протоколах правая часть соответствующих шкал отмечена зеленым, а не красным цветом.

Показатель процентной доли активной клеточной массы в тощей массе характеризует уровень физической работоспособности, который у рассматриваемой пациентки расположен несколько правее середины области нормальных значений, но не выходит за ее границы. Сдвиг маркера вправо соответствует увеличению уровня работоспособности, а влево — снижению данного показателя и развитию гиподинамии.

Следующие две шкалы позволяют оценить абсолютные и относительные (нормированные на ТМ) значения скелетно-мышечной массы (СММ). У данной пациентки уровень развития скелетной мускулатуры несколько ниже среднего. Для лиц, занимающихся спортом, типичны повышенные значения активной клеточной, безжировой и скелетно-мышечной массы.

Шкала общей жидкости используется для оценки гидратации тела. Она позволяет не только сравнить получаемые оценки с интервалом нормальных значений, но и зарегистрировать выраженные отклонения гидратации при несовпадении локализации маркеров ТМ и ОЖ. У рассматриваемой пациентки они расположены друг под другом вблизи середины интервалов нормальных значений.

Шкала отношения окружности талии к окружности бедер (ОТ/ОБ) характеризует развитие висцерального жира и используется для определения типа жирового отложения: андройдный (“яблоко”), гиноидный (“груша”) или промежуточный. Как правило, снижение жировой массы в процессе коррекции фигуры требует меньше усилий от лиц с гиноидным и промежуточным типом жирового отложения (на шкале ОТ/ОБ это соответствует положениям



FITNESS

АО НТЦ "Медасс"



Оценка состава тела (биоимпедансный анализ)

Пациент: Д.И.

Базовые данные			
Дата обследования	31.01.2002 16:41:33	Окружности талии и бедер	90 см / 110 см
Возраст	32 года	Активное и реактивное сопротивления	294 Ом / 50 Ом
Рост	172 см	Фазовый угол	9.65 град
Вес	99.0 кг	Основной обмен и удельный обмен	2449 ккал / 1161 ккал/кв.м
Состав тела			
Индекс массы тела	20.0 24.9		33.5
Жировая масса (кг)	6.9 13.8		13.7
Тощая масса (кг)	42.4 64.3		85.3
Активная клеточная масса (кг)	23.4 35.4		58.0
Доля активной клеточной массы (%)	53.0 59.0		68.0
Скелетно-мышечная масса (кг)	20.4 32.4		47.0
Доля скелетно-мышечной массы (%)	50.3 55.9		55.1
Общая жидкость (кг)	31.1 46.9		62.4
Соотношение талия / бедра	0.80 1.00		0.82
Классификация по проценту жировой массы	13.8 Истощение 14 Фитнес-стандарт 19 Норма 24 Избыточный вес 29 Ожирение		

Рис. 7.2. Протокол биоимпедансного обследования бодибилдера

маркера левее середины нормального диапазона значений). Незначительное смещение маркера ОТ/ОБ у пациентки вправо означает тенденцию к развитию ожирения андроидного типа.

Интервал нормальных значений процента жировой массы в рассматриваемом протоколе соответствует принятому в Европейских странах делению на "норму" и "фитнес-стандарт". У рассматриваемой пациентки маркер величины %ЖМТ указывает на ожирение.

Стандартная форма заключения предусматривает возможность выбора врачом одного из перечисленных вариантов рисков развития заболеваний для тучных пациентов или указания на высокий риск развития патологий, связанных с белково-энергетической недостаточностью (БЭН).

На рис. 7.2 представлен типичный протокол обследования бодибилдера. В практике подготовки к спортивным соревнованиям значения процентной доли АКМ, превышающие 61–63%, часто наблюдаются у спортсменов высокой квалификации, от мастера спорта и выше. Маркер величины процентного содержания жира в массе тела находится в области значений, характеризуемой как “истощение”. Однако за счет выраженной гипертрофии скелетно-мышечной массы безжировая масса тела пациента существенно превышает норму. Поэтому оценка %ЖМТ, ориентированная на нормальные значения БМТ для “среднепопуляционного” человека, оказалась заниженной. По той же причине повышенное значение ОЖ на рис. 7.2 не следует интерпретировать как нарушение гидратации.

На рис. 7.3 показан протокол обследования пациента с дефицитом массы тела. Наблюдаются сниженные значения ЖМТ при некотором смещении маркера АКМ влево, что свидетельствует о желательности увеличения белкового компонента питания. При пониженных значениях СММ нормальными следует считать положения маркера ОЖ левее середины интервала нормы.

При назначении процедур коррекции фигуры должны быть исключены те из них, которые приводят к снижению абсолютных или относительных значений активной клеточной массы и нарушению баланса жидкости. Примером является неоправданное с точки зрения медицинских показаний голодание, применение диуретиков, процедур очистки организма и термических воздействий.

7.3. Контроль состава тела в процессе коррекции фигуры

Наличие двух и более обследований предполагает проведение сравнительного анализа и выявления тенденций изменения состава тела у пациента за период времени между измерениями. В текущем протоколе (рис. 7.4) результаты обследований располагаются столбцами в хронологическом порядке.

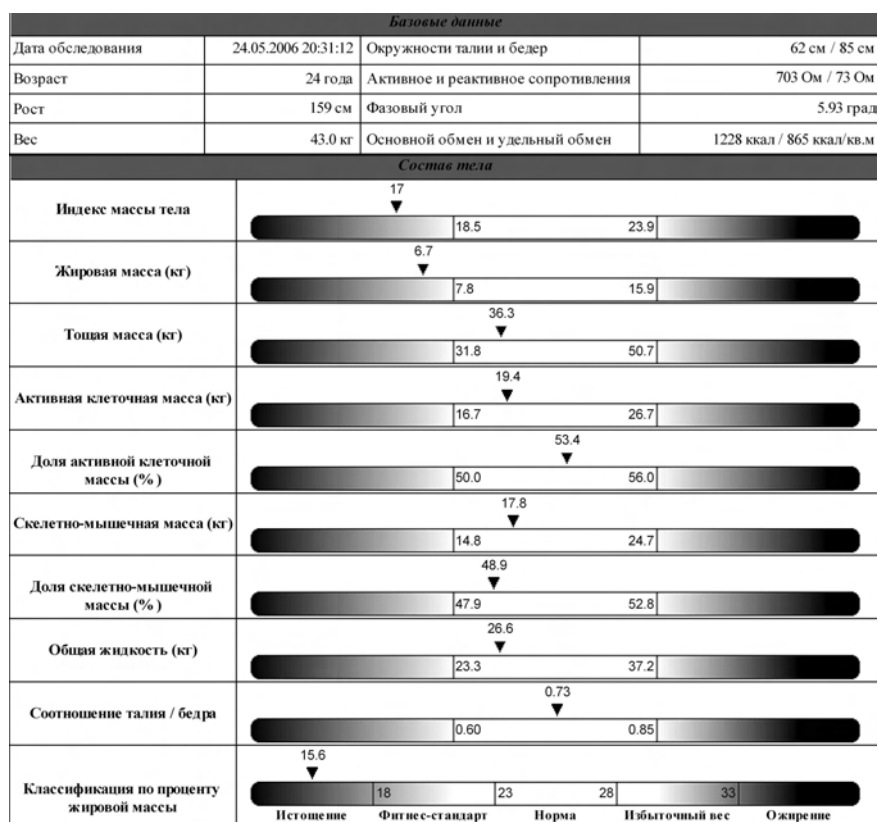


Рис. 7.3. Протокол биоимпедансного обследования пациента с дефицитом массы тела

При большом количестве измерений в текущий протокол заносятся результаты первого и шести последних измерений. В крайнем справа столбце показаны нормальные значения признаков. В верхней части протокола помещается гистограмма текущих изменений наиболее значимых компонентов состава тела по сравнению с результатами первичного обследования. Для удобства визуального анализа данных программа автоматически помечает синей каплей резкие изменения ОВО, а красными перевернутыми каплями — значительные изменения АКМ по сравнению с предыдущими значениями.

При графическом анализе эффективности процедур коррекции фигуры минимально достаточным признается следующий набор компонентов состава тела: масса тела, жировая масса, активная

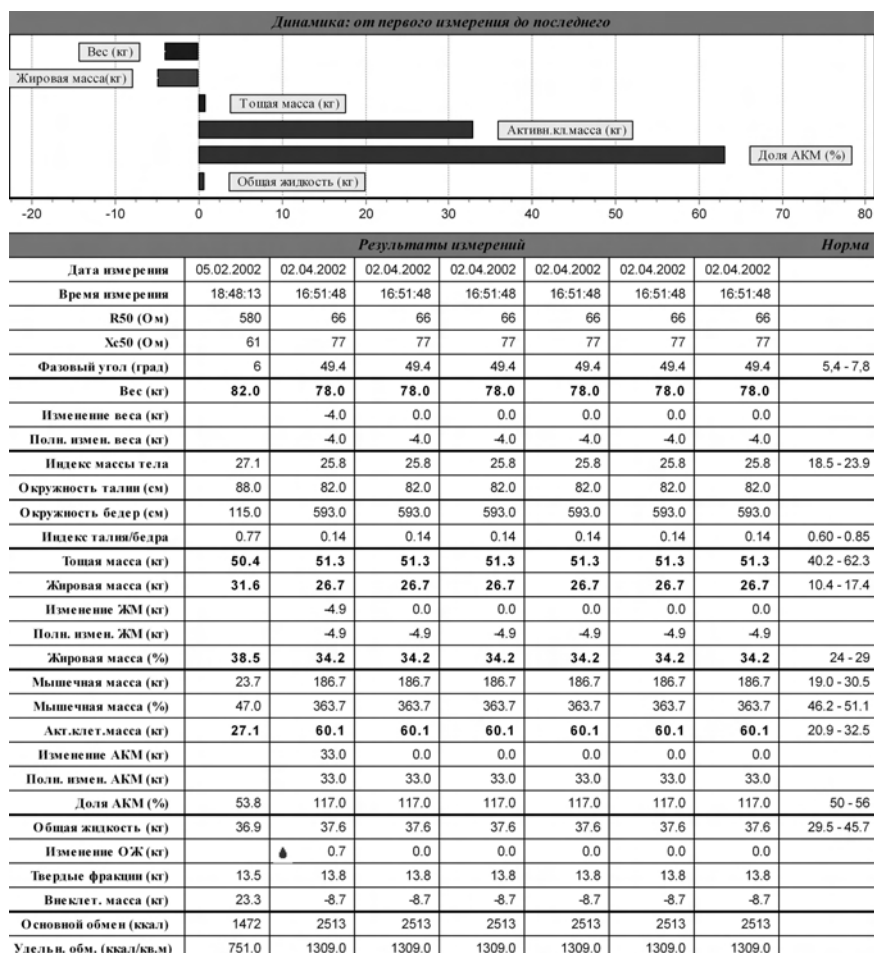


Рис. 7.4. Текущий протокол биоимпедансного исследования параметров состава тела

клеточная масса. Другие показатели, такие как ОВО и БМТ, используются реже. В программах биоимпедансного анализатора АВС-01 “Медасс” предусмотрена возможность автоматического построения графиков изменений как минимального, так и полного набора измеряемых признаков.

На рис. 7.5 представлен пример изменений показателей состава тела в случае успешной реализации стандартной процедуры коррекции фигуры. Активная клеточная масса меняется незначительно, что свидетельствует о достаточности белковой

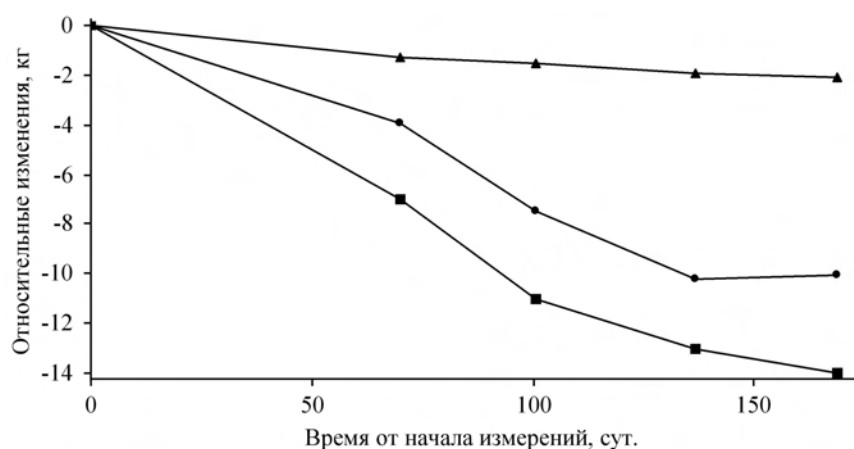


Рис. 7.5. Изменения состава тела в случае успешной реализации стандартной процедуры коррекции фигуры: АКМ (▲), ЖМТ (●), МТ (■)

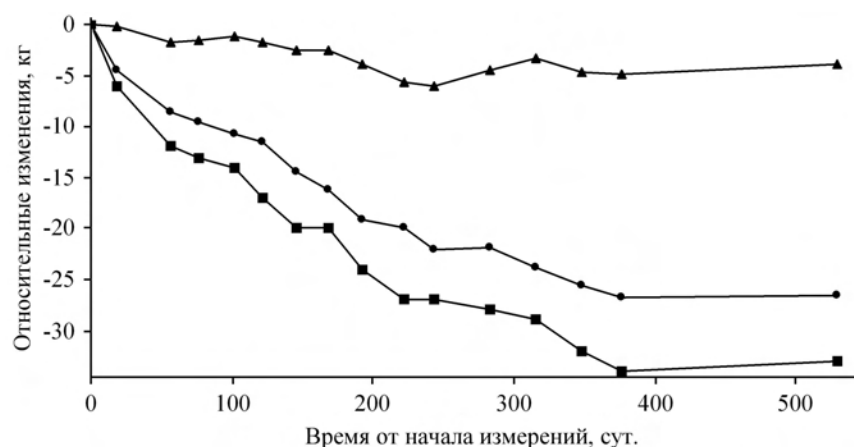


Рис. 7.6. Результаты длительного мониторинга изменений состава тела в случае успешной реализации процедуры коррекции фигуры. Обозначения: см. рис. 7.5

составляющей питания. Масса тела и жировая масса синхронно снижаются: вначале быстро, затем с меньшей скоростью. Более длительные исследования показывают, что графики изменений массы тела и жировой массы по форме напоминают экспоненту (рис. 7.6).

Характер изменений АКМ, ЖМТ и МТ позволяет судить об эффективности выбранной тактики лечения, выполнении пациентом рекомендаций врача, и дают возможность оценить результаты по следующим критериям:

- успешность начальной тактики лечения и количество этапов ее коррекции;
- монотонность снижения жировой массы на всем интервале лечения;
- максимально достигнутые результаты лечения;
- сохранность результатов коррекции фигуры после активной фазы лечения;
- наличие или отсутствие эффекта маятника (Йо-йо эффект: увеличение жировой массы на фоне снижения активной клеточной массы, приводящее к повышенному риску развития заболеваний, связанных с ожирением);
- быстрое снижение жировой массы на начальном этапе;
- увеличение активной клеточной массы в ходе лечения.

Следующие примеры, взятые из практики Ивановской центральной городской клинической больницы и московской клиники эстетической медицины “Римма-Рита”, иллюстрируют типичные варианты динамики изменений состава тела в процедурах коррекции фигуры в соответствии с изложенными выше критериями (Николаев и др., 2008).

7.4. Клинические примеры

7.4.1. Подбор тактики лечения

Клинический пример 1. Пациентка Б., 42 года, рост 163 см, начальная масса тела 91 кг, ИМТ 34,1 кг/м². Андроидное ожирение 1-й степени. К диетологу обратилась с целью косметологической коррекции фигуры. После второго исследования белковая составляющая питания была скорректирована в сторону увеличения и достигнут существенный прирост АКМ (рис. 7.7), но после четвертого исследования пациентка отказалась от белковой поддержки. Это привело к снижению АКМ более чем на 6 кг. В итоге величина АКМ оказалась на 2 кг меньше исходной. Это типичный случай, когда назначенная врачом диета, направленная на наращивание мышечной массы, дает ожидаемые результаты, а до ее назначения и после отмены процесс идет с потерей белковой массы.

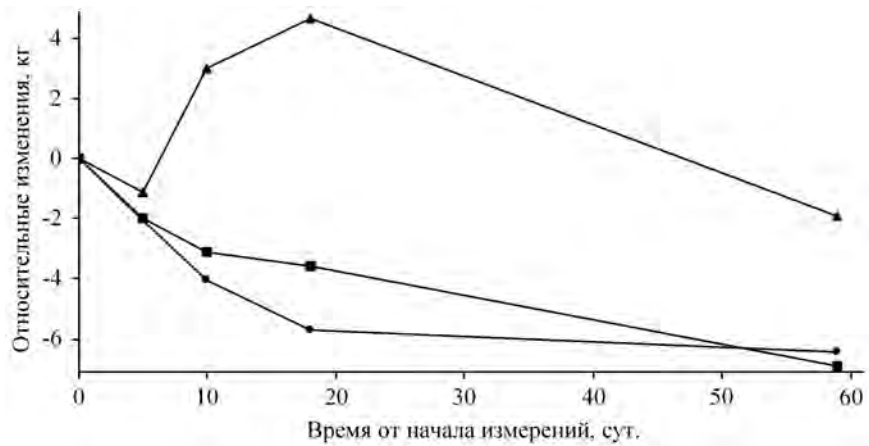


Рис. 7.7. Клинический пример 1. Обозначения: см. рис. 7.5

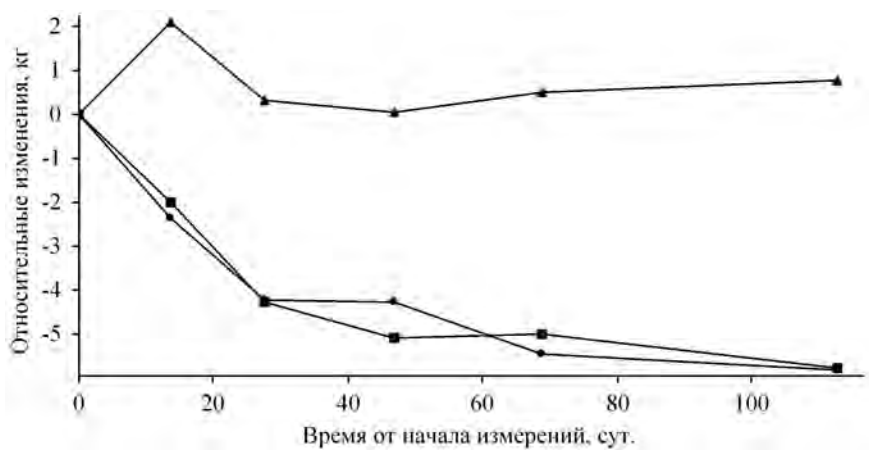


Рис. 7.8. Клинический пример 2. Обозначения: см. рис. 7.5

Клинический пример 2. Пациентка Д., 49 лет, рост 173 см, начальная масса тела 94 кг. Андроидное ожирение 1-й степени, избыток жировой массы 24 кг, величина ИТБ составила 0,87. После двух коррекций белкового компонента диеты у пациентки с исходно нормальными значениями АКМ удалось добиться снижения жировой массы при сохранении АКМ на исходном уровне (рис. 7.8). С момента четвертого посещения пациентка перешла на привычную диету с нормальным содержанием белка.

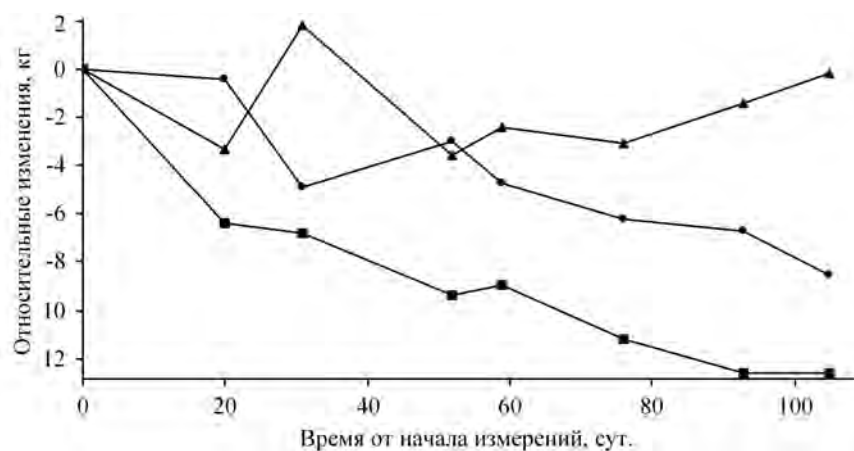


Рис. 7.9. Клинический пример 3. Обозначения: см. рис. 7.5

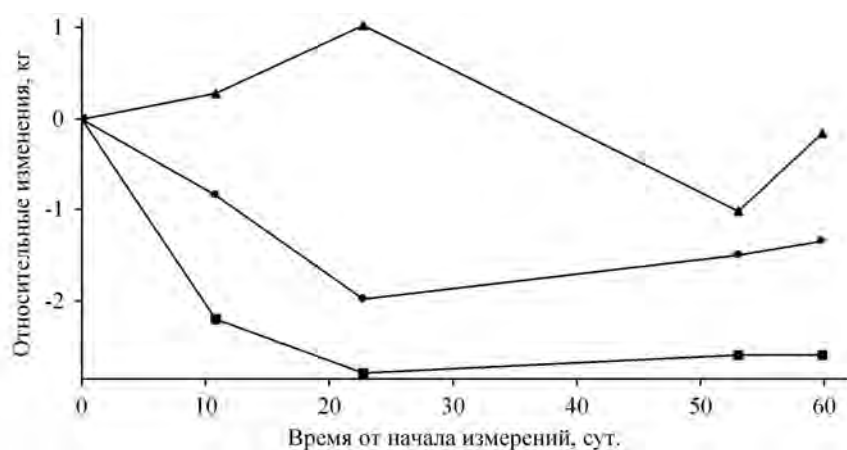


Рис. 7.10. Клинический пример 4. Обозначения: см. рис. 7.5

Клинический пример 3. Пациентка Н., 40 лет, рост 164 см, начальная масса тела 73 кг. ИМТ 27 кг/м², избыток жировой массы 8 кг, остальные показатели состава тела в норме, ИТБ 0,72. Первоначальные рекомендации врача привели к неблагоприятному режиму коррекции фигуры: при минимальном снижении ЖМТ значительно уменьшалась АКМ (рис. 7.9). В результате смены тактики лечения реализована стандартная схема коррекции фигуры под контролем изменений АКМ, ЖМТ и МТ.

Клинический пример 4. Пациентка В., 29 лет, рост 180 см, начальная масса тела 71 кг. Нормальный ИМТ ($21,7 \text{ кг/м}^2$), избыток жировой массы 3,6 кг. Величины остальных параметров состава тела (за исключением ЖМТ) соответствовали норме, ИТБ 0,7. В связи с исходным дефицитом АКМ лечение было направлено на повышение АКМ, снижение ЖМТ и массы тела. Это было осуществлено на двух первых этапах обследования (рис. 7.10). На третьем этапе пациент отказался от лечения, в результате чего наблюдалась неблагоприятная динамика показателей состава тела.

7.4.2. Успешное лечение при адекватном соблюдении пациентом требований программы коррекции массы тела

Клинический пример 5. Пациентка В., 62 года, рост 151 см, начальная масса тела 80 кг, обратилась к врачу-диетологу с целью компенсации проявлений метаболического синдрома: ГБ, атеросклероза и симптомов ИБС. Абдоминальное ожирение, ОТ 105 см, ИТБ 0,95, избыток ЖМТ 23 кг. Несмотря на зрелый возраст, в процессе лечения практически сохранялись уровень ОО, величина АКМ, снизились ЖМТ на 11,5 кг, ОТ на 10 см (рис. 7.11).

Клинический пример 6. Пациентка С., 28 лет, рост 156 см, начальная масса тела 78 кг, андройдное ожирение 1-й степени. Избыток жировой массы 16 кг. Причина обращения — нарушение функ-

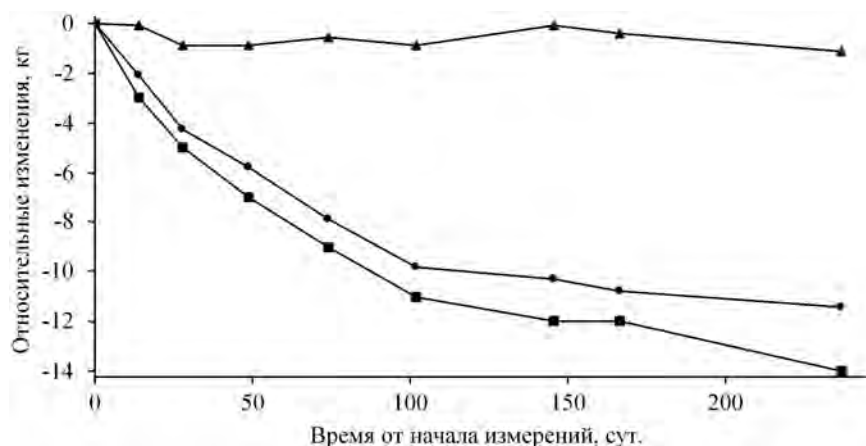


Рис. 7.11. Клинический пример 5. Обозначения: см. рис. 7.5

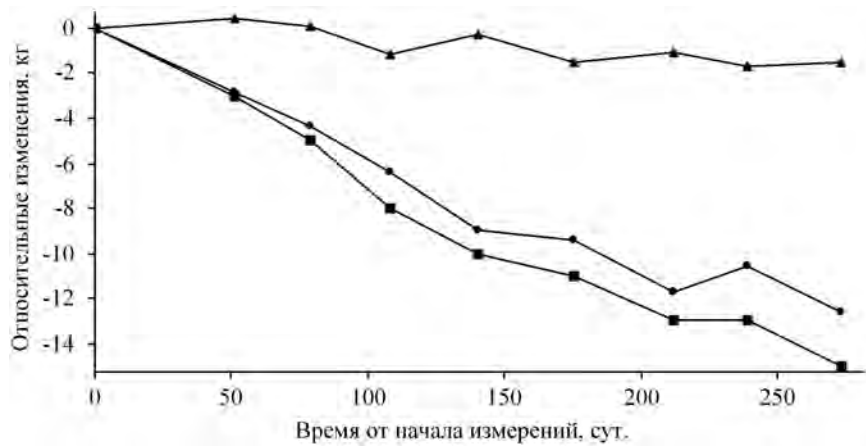


Рис. 7.12. Клинический пример 6. Обозначения: см. рис. 7.5

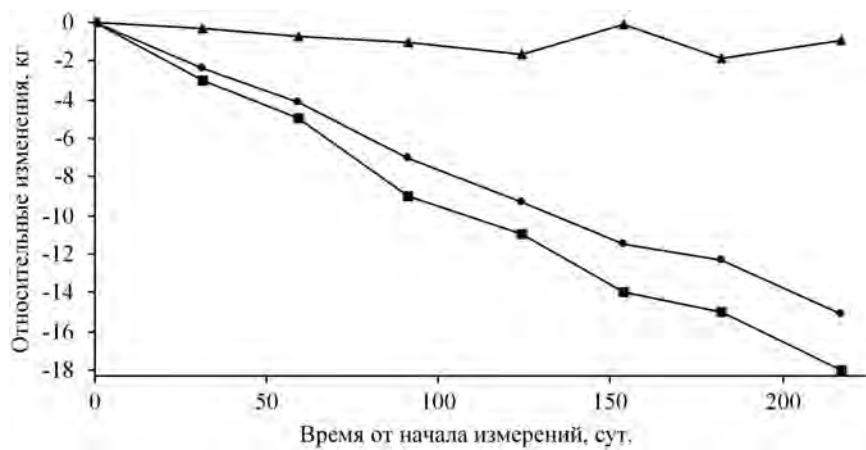


Рис. 7.13. Клинический пример 7. Обозначения: см. рис. 7.5

ции яичников на фоне ожирения, бесплодие. За период лечения ЖМТ снизилась на 13 кг (рис. 7.12). Снижение ОВО на 1,8 кг привело к снижению АКМ на 1,5 кг. Пациентка закончила лечение по причине беременности. За время лечения величина СММ не изменилась и увеличился %СММ.

Клинический пример 7. Пациентка О., 40 лет, рост 159 см, начальная масса тела 86 кг, гиноидное ожирение 1-й степени, избыток жировой массы 19 кг. Обратилась с жалобами на повышенное

АД, боли в ногах и спине, головные боли, быструю утомляемость при физической нагрузке. За период лечения масса тела снизилась на 15 кг, ЖМТ на 13 кг (рис. 7.13). Продолжает лечение.

7.4.3. Максимальные результаты лечения

Клинический пример 8. Пациентка К., 33 года, рост 164 см, начальная масса тела 131 кг, гиноидное ожирение 3-й степени — морбидное, ИМТ 49 кг/м², избыток жировой массы 50 кг. За два года К. снизила массу тела на 60 кг, ЖМТ на 48 кг. У больной исходно отмечалось превышение АКМ на 4 кг, СММ на 4 кг, ОВО на 6 л. В результате лечения практически все показатели компонентного состава тела вернулись в границы нормы, %ЖМТ на верхней границе нормы (рис. 7.14). Лечение в рамках диетологической программы снижения массы тела продолжалось в течение одного года. В это время снижение ЖМТ шло со скоростью 3,8 кг в мес. Несмотря на рекомендации диетолога прекратить снижение массы тела, так как для оздоровления потери ЖМТ было достаточно, пациентка высказала настойчивое желание продолжать лечение. Пациентка выполняла рекомендации диетолога и продолжала снижать массу тела в течение еще одного года более медленно, 1,25 кг жира в месяц. Больная удерживает достигнутую массу тела. СММ снизилась на 2,7 кг, но %СММ выросла на 6%.

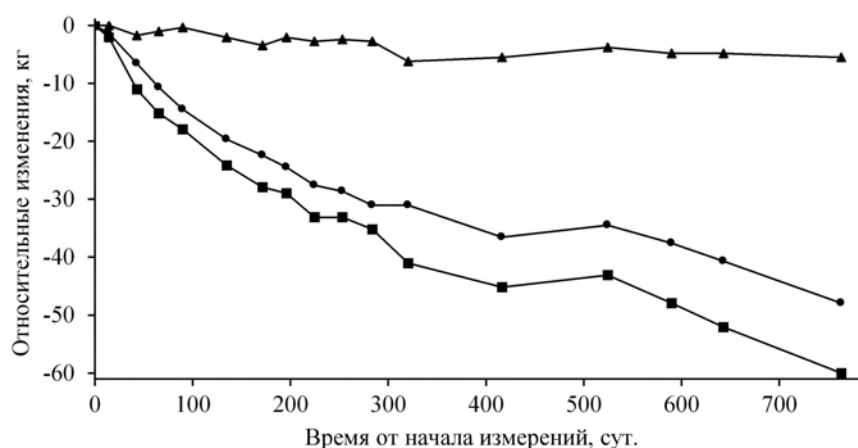


Рис. 7.14. Клинический пример 8. Обозначения: см. рис. 7.5

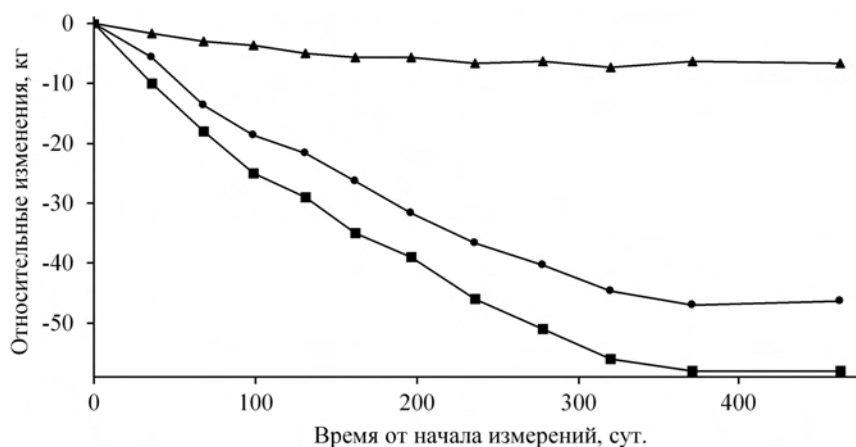


Рис. 7.15. Клинический пример 9. Обозначения: см. рис. 7.5

Клинический пример 9. Пациентка М., 39 лет, рост 169 см, начальная масса тела 135 кг, андроидное ожирение 3-й степени — морбидное, ИМТ 47,3 кг/м²; избыток жировой массы 53 кг, ИТБ 0,94. Исходно отмечалось превышение верхней границы нормы АКМ на 7 кг, СММ на 4 кг, ОВО на 5 л. В результате лечения наблюдалось изменение компонентного состава тела в сторону нормализации со значением %ЖМТ на верхней границе нормы (рис. 7.15). Масса тела снизилась на 58 кг, ЖМТ на 47 кг, ОВО на 8 л, ИТБ составил 0,76. Лечение продолжалось в течение года со средней скоростью снижения ЖМТ 3,9 кг в мес. Пациентка сохраняет достигнутые в результате лечения показатели состава тела.

7.4.4. Длительное удержание результатов лечения

Клинический пример 10. Пациентка Г., 54 года, рост 162 см, начальная масса тела 136 кг, андроидное ожирение 3-й степени — морбидное, ИМТ 51,8 кг/м², избыток жировой массы 54 кг, ОТ 121 см, ИТБ 1,04. Избыток ОВО составил 10 л, АКМ — 5 кг, СММ — 5 кг, %ЖМТ — 51,6. Сопутствующие заболевания: СД 2 типа, ГБ 3-й ст., гипертрофия левого желудочка сердца, тяжелый артроз тазобедренных и коленных суставов (правый коленный сустав оперирован), жировой гепатоз печени, нарушение липидных показателей крови. Лечение в рамках диетологической программы продолжалось в течение года. За это время снижение ЖМТ

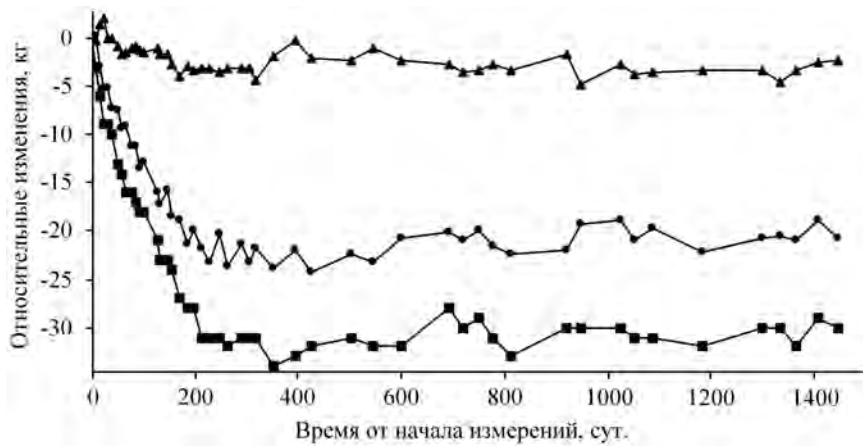


Рис. 7.16. Клинический пример 10. Обозначения: см. рис. 7.5

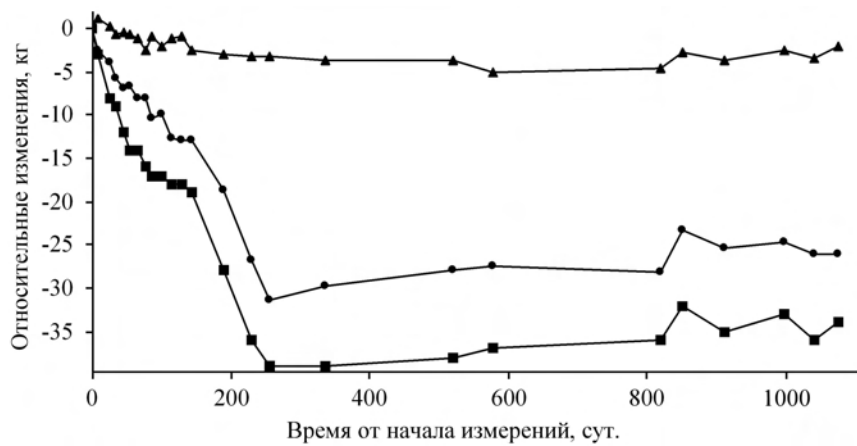


Рис. 7.17. Клинический пример 11. Обозначения: см. рис. 7.5

шло со средней скоростью 2 кг в мес. (рис. 7.16). Достигнуто снижение массы тела на 34 кг, ЖМТ на 24 кг, ОВО на 8 л, ОТ 100 см. В результате значительного улучшения состояния здоровья (компенсация СД 2 типа, нормализация АД, увеличение работоспособности и уровня физической активности), с учетом возраста пациентки было принято решение прекратить снижение массы тела. В течение трех лет пациентка удерживает достигнутый результат лечения.

Клинический пример 11. Пациентка Н., 39 лет, рост 168 см, начальная масса тела 123 кг, гиноидное ожирение 3-й степени — морбидное, ИМТ 43,6 кг/м², избыток жировой массы 36 кг, ОТ — 106 см. Избыток ОВО составил 9 л, АКМ — 9 кг, СММ — 8 кг (мышечное ожирение). Сопутствующие заболевания: ГБ, жировой гепатоз, бронхиальная астма, дислипидемия. Лечение в рамках диетологической программы снижения массы тела продолжалось в течение 10 мес. В этот период снижение ЖМТ шло со средней скоростью 3,2 кг в мес. В результате масса тела снижена на 40 кг, ЖМТ — на 32 кг (рис. 7.17). В настоящее время больная практически удерживает достигнутый результат лечения.

7.4.5. Йо-йо эффект

Клинический пример 12. Пациент С., 46 лет, рост 178 см, начальная масса тела 122 кг, ожирение 2-й степени, избыток жировой массы 32 кг. У больного манифестные проявления метаболического синдрома, ИТБ 1,11, ОТ 130 см. За 8 мес. лечения достигнуто снижение массы тела на 28 кг, ЖМТ — на 22 кг (рис. 7.18), компенсированы все проявления метаболического синдрома. С началом нарушения диеты наблюдается медленное увеличение МТ и ЖМТ, не сопровождаемое увеличением АКМ. Постепенно возвращается симптоматика сопутствующих заболеваний: эпизоды повышения АД, перебои в работе сердца, симптомы подагры.

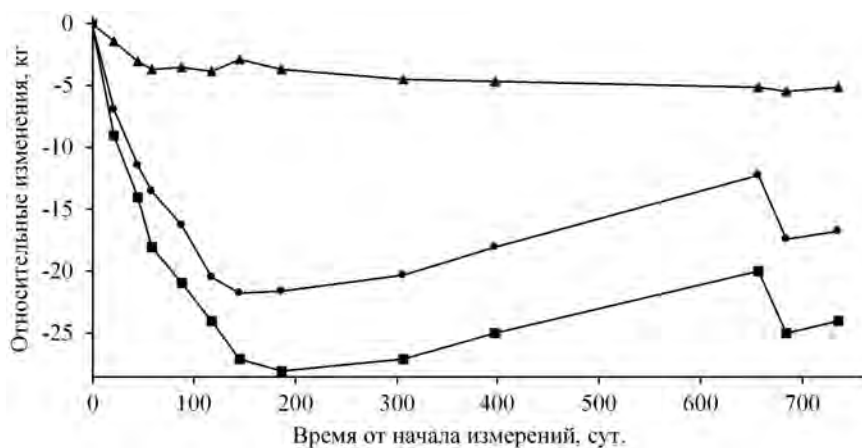


Рис. 7.18. Клинический пример 12. Обозначения: см. рис. 7.5

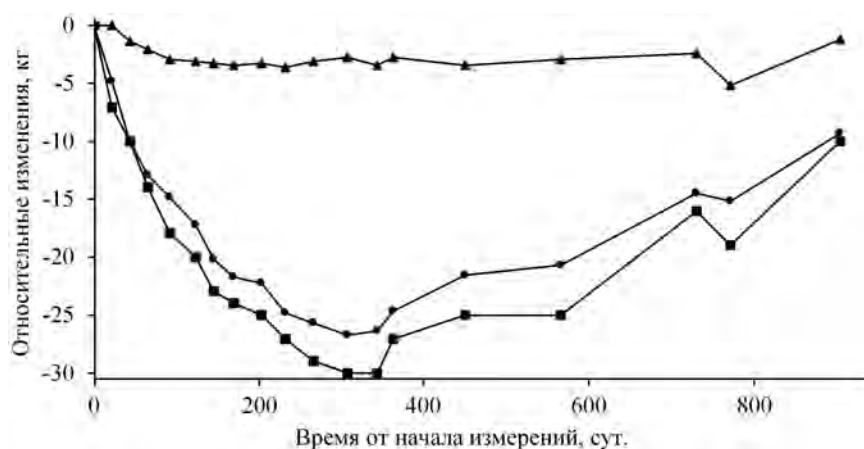


Рис. 7.19. Клинический пример 13. Обозначения: см. рис. 7.5

Пациент обращается к диетологу и снова снижает ЖМТ на 5 кг. Затем вновь нарушает диету и увеличивает массу тела до 102 кг.

Клинический пример 13. Пациентка В., 57 лет, рост 169 см, начальная масса тела 133 кг. Ожирение 3-й степени, избыток жировой массы 54 кг. Гипоталамический синдром в неактивной фазе. Сопутствующие заболевания: гипертоническая болезнь, жировой гепатоз печени, НТГ, ЖКБ. Жалобы на быструю физическую утомляемость и низкую выносливость. Больная имела сильную оздоровительную мотивацию, педантично выполняла все рекомендации диетолога. Динамика снижения ЖМТ отличалась равномерной скоростью величиной 2,5 кг в мес. За один год снижение массы тела составило 30 кг, жировой массы — 27 кг (рис. 7.19). Пациентка прекратила прием гипотензивных препаратов в связи с нормализацией АД, значительно повысила уровень физической активности, проходила пешком 3–5 км. Нарушение центральной регуляции жирового обмена привели к срыву и компульсивному пищевому поведению. Масса тела увеличивается до 117 кг, происходит ухудшение состояния, пациентка возвращается к диетологу. После снижения массы тела на 3 кг происходит новый “срыв” в связи с новогодним праздником, масса тела возрастает до 123 кг. Больная чувствует себя еще хуже, вновь эпизодически повышается АД. Предпринимает следующую попытку коррекции массы тела.

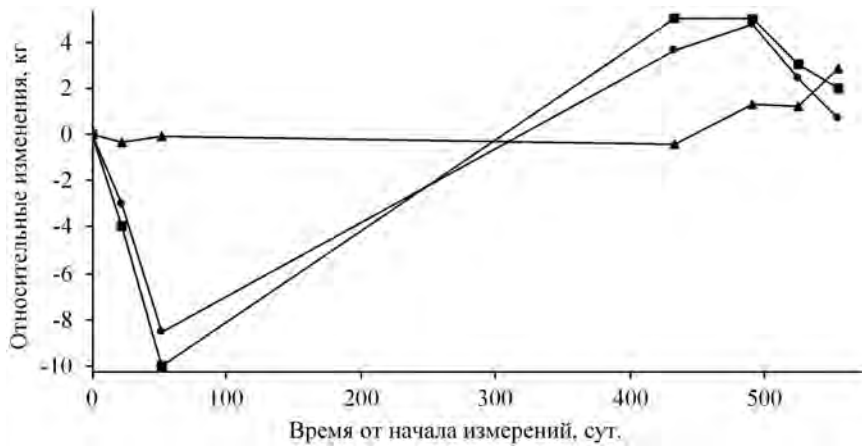


Рис. 7.20. Клинический пример 14. Обозначения: см. рис. 7.5

Клинический пример 14. Пациентка К., 33 года, рост 159 см, начальная масса тела 118 кг. Гиноидное ожирение 3-й степени, избыток жировой массы 44 кг. Ввиду высокой массы тела значительно ограничивала физическую активность, что снижало качество жизни. Начало программы снижения массы тела отмечается адекватным пищевым поведением и положительной динамикой (рис. 7.20). Через два мес. больная прекращает выполнять назначения диетолога, в течение года увеличивает массу тела до 123 кг и вновь приступает к программе коррекции массы тела. Снижает массу тела на 3 кг и снова прекращает лечение.

7.4.6. Чрезмерно быстрое снижение массы тела

Клинический пример 15. Пациент Е., 34 года, начальная масса тела 95 кг, рост 171 см, ожирение 1-й степени, избыток жировой массы 14 кг. Несмотря на разъяснения диетолога, пациент старался снижать массу тела более высокими темпами, ограничивал назначенный рацион питания. За 3 мес. масса тела снизилась на 21 кг, а ЖМТ на 14 кг (рис. 7.21). Исходно у пациента отмечалась ОВО выше нормы на 3 л, снижение в процессе лечения составило 5 л. Наблюдалось снижение АКМ на 4 кг, СММ на 2 кг.



Рис. 7.21. Клинический пример 15. Обозначения: см. рис. 7.5

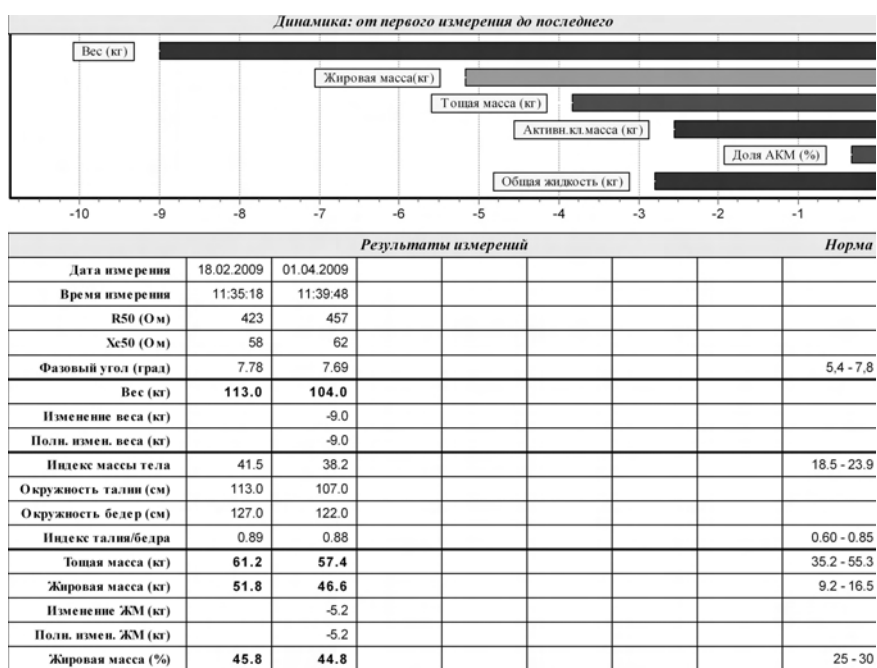


Рис. 7.22. Клинический пример 16

7.4.7. Быстрый старт

Клинический пример 16. Пациентка П., 46 лет, рост 165 см, начальная масса тела 113 кг. Андроидное ожирение 3-й степени, исходно увеличены АКМ, СММ и ОВО — на 9 л, 3 кг и 4 л соответственно. Избыток жировой массы 35 кг. Сопутствующие заболевания: гипертоническая болезнь, жировой гепатоз, гиперхолестеринемия. Исходно имела оздоровительную мотивацию, которая значительно усилилась после предварительного медицинского обследования и выявления заболеваний — спутников ожирения. В результате тщательного выполнения диетологических рекомендаций в течение первого месяца диетотерапии снижает массу тела на 9 кг (рис. 7.22). Одновременно уменьшаются жировая масса на 5,2 кг, ОВО на 2,8 л и АКМ на 2 кг.

7.4.8. Увеличение активной клеточной массы в ходе диетотерапии

Клинический пример 17. Пациентка Т., 61 год. Гиноидное ожирение 2-й степени. Исходно имела очень низкую СММ и долю АКМ. Сопутствующие заболевания: гипотиреоз в течение 35 лет, ГБ, артроз коленных и тазобедренных суставов, распространенный остеохондроз, хроническое психосоматическое расстройство в виде депрессивного невроза. До начала лечения больная придерживалась низкобелкового рациона, соблюдала посты. В ходе

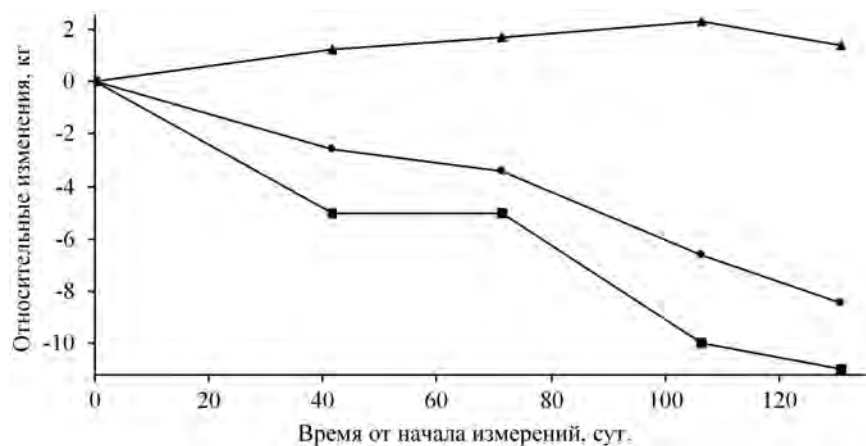


Рис. 7.23. Клинический пример 17. Обозначения: см. рис. 7.5

диетотерапии отмечаются резкие колебания гидратации, характерные для сниженной функции щитовидной железы, что отражается на величине СММ (рис. 7.23). Повышение в рационе питания содержания белка и эффективное его усвоение, в том числе за счет использования в лечении продуктов нутритивного обогащения, привело к повышению АКМ и величины основного обмена. Больная стала охотно ходить пешком, что в свою очередь усилило анаболический эффект диетотерапии.

Литература

Николаев Д.В., Чедия Е.С., Гаврик М.В., Мойсенко Р.В. Применение биоимпедансного мониторинга состава тела в процедурах коррекции фигуры // Материалы 9-й науч.-практ. конф. "Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы" (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 25–26 марта 2008 г.). М., 2008. С. 423–455.

Глава 8

Биоимпедансный анализ в спорте

Состав тела в спорте рассматривается как один из факторов, определяющих результативность спортивной деятельности. Исследованию состава тела спортсменов посвящено большое количество публикаций (Башкиров и др., 1968; Wilmore, 1983; Мартиросов, 1998). Использование биоимпедансного анализа в практике спортивных врачей и тренеров в России только начинается, но уже получены некоторые результаты и выработаны методические подходы к проведению обследований спортсменов.

Отличительной особенностью метода биоимпедансного анализа является возможность оперативного обследования спортсменов в динамике тренировочного цикла силами штатного медицинского персонала спортивных клубов и школ. Это позволяет судить об уровне физической подготовленности спортсменов на всех этапах тренировочного цикла в режиме мониторинга.

Основными задачами применения биоимпедансного анализа в спорте и спортивной медицине являются:

- оценка оптимальных значений параметров состава тела для конкретных видов спорта, спортивных специализаций и в зависимости от уровня квалификации спортсмена;
- мониторинг состояния тренированности спортсменов на этапах тренировочного цикла и в ходе подготовки к соревнованиям;
- выявление особенностей и контроль эффективности восстановительных процессов в организме спортсмена после тренировочных нагрузок и в соревновательном периоде;

- мониторинг биоимпедансных параметров отдельных мышечных групп при силовых нагрузках;
- профилактика нарушений, связанных с неадекватным выбором режима питания и тренировочных нагрузок.

Рассмотрим биоимпедансные оценки интегральных и региональных параметров состава тела спортсменов высокой квалификации, полученные с использованием анализатора АВС-01 “Медасс”.

8.1. Нормальные значения параметров состава тела для различных видов спорта

Соотношения показателей состава тела спортсменов высокой квалификации для различных видов спорта на фоне кривых, характеризующих нормальную изменчивость признаков для общей популяции, описанных в гл. 5, представлены на рис. 8.1–8.6. Количество обследованных спортсменов в каждой группе составило от 4 до 25 человек. Данные были получены в отделе питания и лабо-

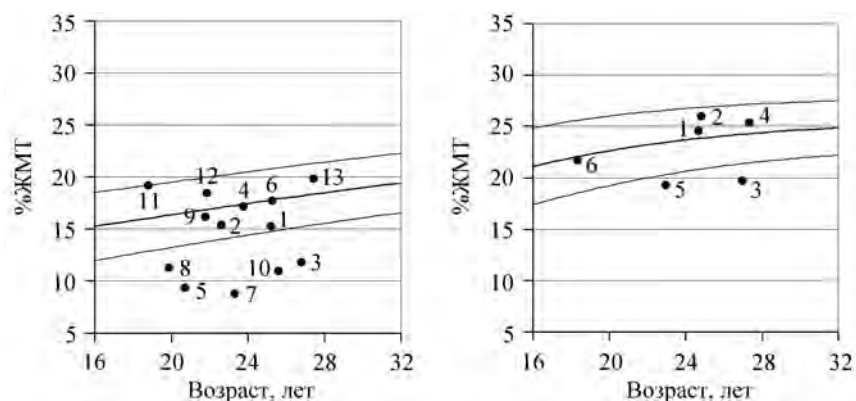


Рис. 8.1. Средние значения %ЖМТ у спортсменов высокой квалификации в различных видах спорта. Справа — данные для женщин (1 — академическая гребля, 2 — баскетбол, 3 — биатлон, 4 — волейбол, 5 — лыжи, 6 — синхронное плавание), слева — для мужчин (1 — академическая гребля, 2 — байдарка, 3 — биатлон, 4 — бокс, 5 — велоспорт, 6 — волейбол, 7 — лыжное двоеборье, 8 — лыжи, 9 — плавание, 10 — тройной прыжок, 11 — тяжелая атлетика, 12 — футбол, 13 — хоккей с мячом)

раторного мониторинга Всероссийского научно-исследовательского института физической культуры и спорта (ВНИИФК) и частично опубликованы в работе (Сорокин и др., 2009).

На рис. 8.1 показаны средние значения процентного содержания жировой массы (%ЖМТ). Для большинства обследованных групп спортсменов-мужчин (рис. 8.1 слева) величина %ЖМТ оказалась в пределах одного стандартного отклонения от средних значений для общей популяции, а для отдельных видов спорта, таких как биатлон, велоспорт, лыжное двоеборье, лыжи и тройной прыжок (группы 3, 5, 7, 8, 10), наблюдались пониженные и низкие значения %ЖМТ. Аналогичный результат был получен у спортсменок, величина %ЖМТ у них оказалась в пределах строгой возрастной нормы для общей популяции (рис. 8.1 справа) за исключением биатлонисток и лыжниц (группы 3, 5).

Избыток жировой массы снижает мобильность организма, поэтому у квалифицированных представителей большинства видов спорта наблюдаются пониженные значения %ЖМТ. Вместе с тем, дефицит жировой массы может приводить к серьезным нарушениям здоровья (Brownell et al., 1992). По данным Американского колледжа спортивной медицины (ACSM, 1996), минимально допустимое процентное содержание жира в теле (%ЖМТ) составляет 7% для мужчин до 16 лет, 5% для мужчин старше 16 лет, и от 12% до 14% для женщин. Согласно (Lohman, 1992) нижняя граница %ЖМТ у женщин-спортсменок составляет 12–16% в зависимости от вида спорта и индивидуальных особенностей организма.

При уменьшении относительного содержания жировой массы ниже установленных пределов женщины-спортсменки подвергаются риску развития синдрома, называемого “триадой спортсменок”. Такая ситуация нередко имеет место у молодых спортсменок и в тех видах спорта, где достижение наилучших результатов связано с низкими значениями веса тела. Например, показано, что значения %ЖМТ у гимнасток в возрасте 12–16 лет и у легкоатлеток близки к значениям %ЖМТ у детей и подростков, страдающих нервной анорексией (Vale et al., 1996). Взаимосвязанные компоненты триады — это нарушение питания (анорексия и пр.), аменорея (отсутствие менструаций в течение трех и более месяцев) и остеопороз (потеря минеральной массы). Задержка полового созревания, типичная для юных спортсменок, связана с нехваткой гормона лептина, вырабатываемого жировой тканью (Weimann, 2002). Ввиду высокой мотивации к поддержанию стандартов телосложения спортсменки подвержены более серьезному риску нарушений

Таблица 8.1. Процентное содержание жира в организме спортсменов различных специализаций (Fleck, 1983; Wilmore, 1983)

Вид спорта	%ЖМТ, женщины	%ЖМТ, мужчины
Академическая гребля	14–18	8–15
Баскетбол	20–27	7–11
Бейсбол		12–15
Бодибилдинг	9–13	6–9
Велоспорт	15	8–10
Волейбол	16–25	11–12
Гимнастика	10–17	5–10
Конькобежный спорт	15–24	11
Легкая атлетика		
бег на длинные дистанции	10–19	6–13
бег на короткие дистанции	11–19	8–16
бег на средние дистанции	10–14	7–12
десятиборье		8–9
метание диска	25	16
прыжки в длину	8–14	7–8
пятиборье	11	
толкание ядра	20–28	16–20
триатлон	7–17	5–11
Лыжный спорт		
бег на лыжах	16–22	7–12
горные лыжи	21	7–14
прыжки с трамплина		14
Плавание	14–24	9–12
Спортивные танцы	13–20	8–14
Теннис	20	15–16
Тяжелая атлетика		10–12
Футбол		10
Хоккей на льду		8–15

режима питания по сравнению с женщинами, не занимающимися спортом (Beals, Manore, 1994).

В практике спортивной медицины рекомендуется информировать тренеров и спортсменов об оптимальных для данного вида спорта, а также минимально допустимых значениях %ЖМТ.

В табл. 8.1 приведены данные, характеризующие средние значения %ЖМТ у представителей различных видов спорта по результатам зарубежных исследований. Видно, что для целого ряда спортивных дисциплин полученные оценки хорошо согласуются с отечественными данными, показанными на рис. 8.1.

Физическая активность и тренировки ведут к значительному снижению жировой и менее заметному увеличению тощей

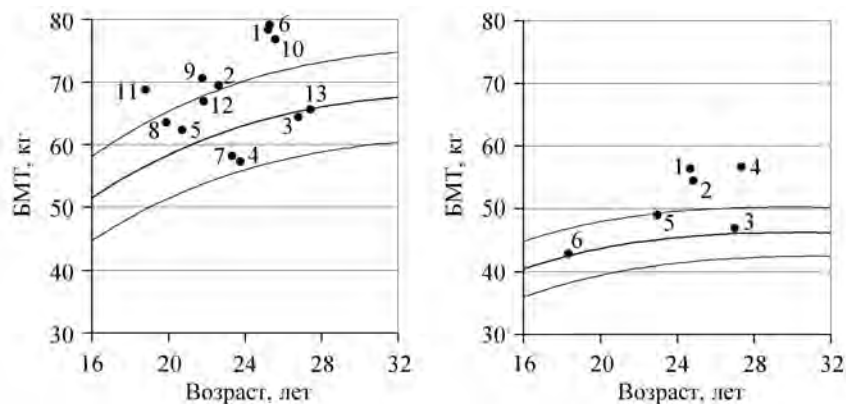


Рис. 8.2. Средние значения безжировой (тощей) массы у спортсменов высокой квалификации в различных видах спорта. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин. Обозначения: см. рис. 8.1

массы (Wilmore, 1983). Интенсивность и выраженность изменений состава тела зависят от вида спорта, спортивной специализации, частоты и длительности тренировочных нагрузок. На рис. 8.2 показаны средние абсолютные значения безжировой массы тела у высококвалифицированных спортсменов. Данные как для мужчин, так и для женщин характеризуются нормальными и повышенными значениями признака по сравнению с общей популяцией. Среди обследованных групп наибольшие значения БМТ наблюдались в таких видах спорта, как академическая гребля, баскетбол, волейбол и тройной прыжок, где большинство спортсменов высокорослые. Сравнительно невысокие значения БМТ у боксеров-мужчин объясняются тем, что в соответствующую выборку вошли представители низких весовых категорий.

На рис. 8.3 и 8.4 показаны средние значения процентной доли активной клеточной массы в тощей массе (%АКМ) и фазового угла, которые оказались предсказуемо выше средних значений для общей популяции как у мужчин, так и у женщин. У спортсменов-велосипедистов, тяжелоатлетов и у специализирующихся в тройном прыжке значения %АКМ были значительно выше нормы. Сходная форма соответствующих распределений и динамики нормальных значений признаков на рис. 8.3 и 8.4 связана с тем, что биоимпедансная оценка активной клеточной массы рассчитывалась как функция, почти линейно зависящая от величины фазового угла.

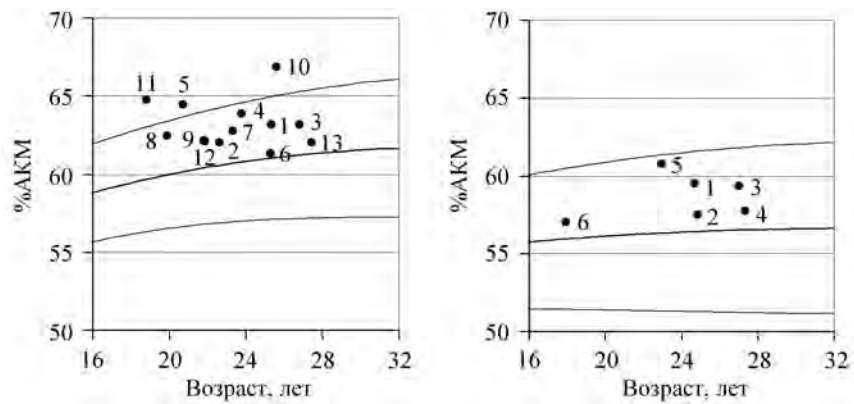


Рис. 8.3. Средние значения %АКМ у спортсменов высокой квалификации в различных видах спорта. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин. Обозначения: см. рис. 8.1

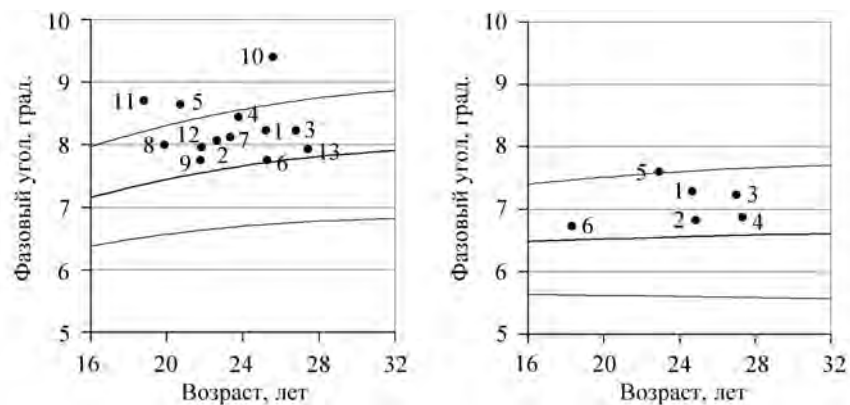


Рис. 8.4. Средние значения фазового угла у спортсменов высокой квалификации в различных видах спорта. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин. Обозначения: см. рис. 8.1

Наиболее выражено на фоне данных для общей популяции выделялись значения процентной доли скелетно-мышечной массы в тощей массе (%СММ) у байдарочников и тяжелоатлетов (группы 2, 11) (рис. 8.5 слева). У спортсменов-мужчин значения %СММ находятся в пределах 54–58%, а у женщин — в пределах 50–53%. Для сравнения, по данным антропометрии, оптимальная тактика подготовки к ответственным соревнованиям у мужчин предусматривает монотонный рост %СММ до 54–56% с одновременным снижением %ЖМТ до 7–9% (Мартиросов и др., 2006).

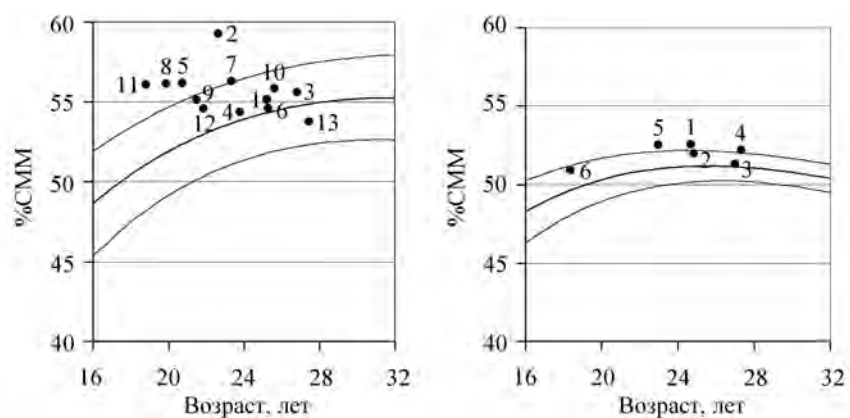


Рис. 8.5. Средние значения %СММ у спортсменов высокой квалификации в различных видах спорта. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин. Обозначения: см. рис. 8.1

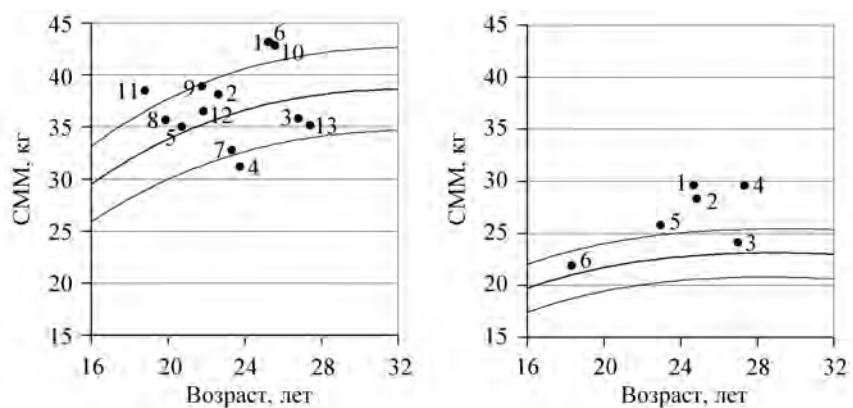


Рис. 8.6. Средние значения СММ у спортсменов высокой квалификации в различных видах спорта. Справа — данные для женщин, слева — для мужчин. Обозначения: см. рис. 8.1

На рис. 8.6 показано распределение средних абсолютных значений СММ. Для большинства выборок спортсменов-мужчин данный показатель лежит в пределах одного стандартного отклонения от средних для общей популяции за исключением гребцов, волейболистов, тяжелоатлетов и специализирующихся в тройном прыжке. В группах спортсенок наблюдались повышенные и высокие значения признака за исключением таких видов спорта, как биатлон и синхронное плавание, в которых средние

значения СММ соответствовали возрастной норме для общей популяции.

В целом, при сопоставлении абсолютных показателей состава тела спортсменов необходимо дополнительно учитывать соответствующие весовые категории, поэтому удобнее пользоваться относительными показателями (например, приведенными к длине, массе тела или безжировой массе).

8.2. Сезонные и внутрисезонные изменения

Для анализа сезонных и внутрисезонных изменений состояния спортсменов удобным инструментом могут служить графики изменения параметров состава тела. На рис. 8.7 представлены графики изменения базовых диетологических параметров состава тела — активной клеточной массы (АКМ), жировой массы (ЖМТ) и массы тела (МТ) у молодого футболиста (кандидат в мастера спорта, 22 года), регулярно проходившего биоимпедансное обследование в сезонах 2007–2008 гг. На рисунке отчетливо (по относительному изменению величин АКМ и ЖМТ) различаются периоды интенсивных тренировок, пика спортивной формы, межсезонного снижения тренировочных нагрузок. Еще более выраженные различия наблюдаются в терминах относительных значений жировой и скелетно-мышечной масс (%ЖМТ, %СММ), а также фазового угла (рис. 8.8). Чем чаще и синхроннее с границами этапов тре-

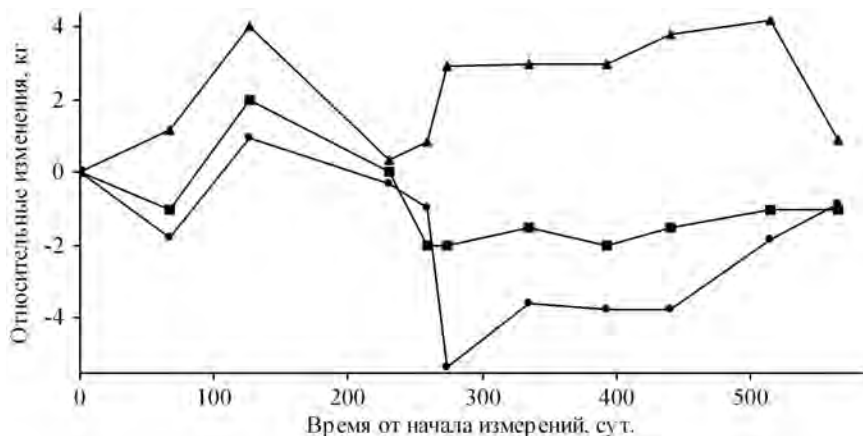


Рис. 8.7. Относительные изменения значений АКМ (■), МТ (▲) и ЖМТ (●) у футболиста С. в сезонах 2007–2008 гг.

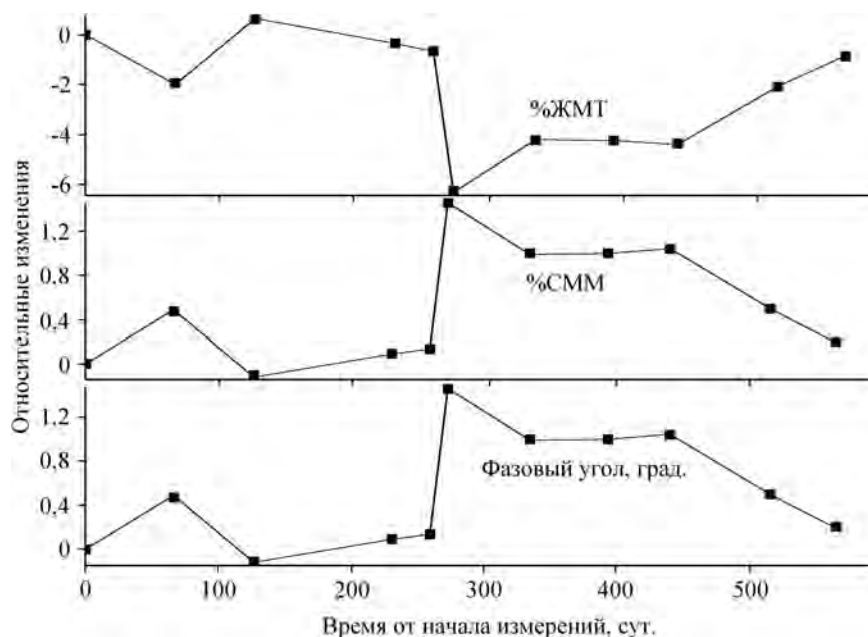


Рис. 8.8. Относительные изменения значений %ЖМТ, %СММ и фазового угла у футболиста С. в сезонах 2007–2008 гг.

нировочной активности проводится обследование, тем детальнее определяются особенности сезонных и внутрисезонных изменений состава тела и состояния тренированности.

Методика анализа внутрисезонных этапов подготовки, включающих плановые сборы и подготовку к ответственным соревнованиям, предусматривает биоимпедансные измерения как минимум в пяти характерных моментах времени — после окончания предыдущего этапа, в начале текущего этапа, 1/3 и 2/3 текущего этапа и в конце текущего этапа. Это позволяет оценить индивидуальную направленность и общую эффективность физической подготовки во время сборов, а также степень снижения физической работоспособности в период между сборами. На рис. 8.9 показан предполагаемый вид внутрисезонных изменений интегральных показателей состава тела спортсмена.

Реальный вид внутрисезонных изменений для одной из команд российской футбольной премьер-лиги во время первых двух учебно-тренировочных сборов сезона 2009 г., а также в период между сборами, показан на рис. 8.10. Заметно, что скорость снижения %ЖМТ была выше во время первого учебно-тренировочного

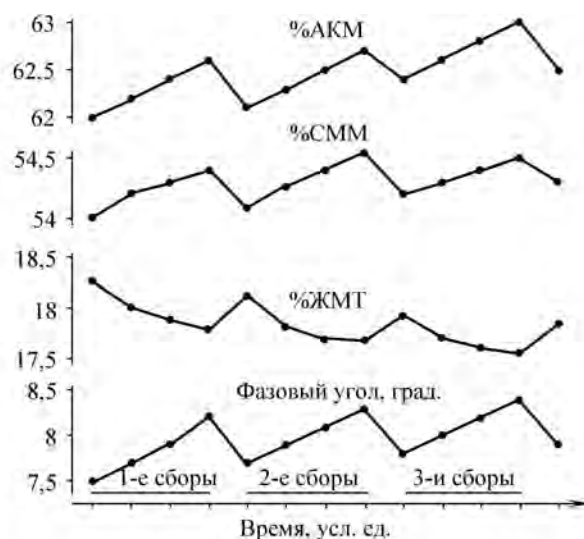


Рис. 8.9. Предполагаемый вид внутрисезонных изменений интегральных показателей состава тела спортсмена

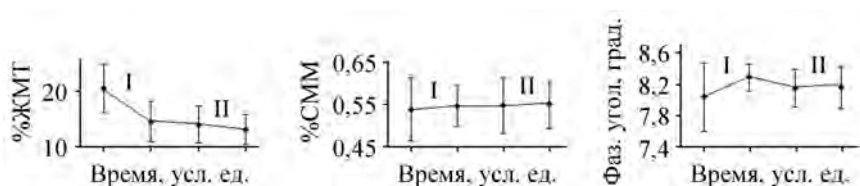


Рис. 8.10. Динамика изменений интегральных оценок процента жировой, скелетно-мышечной массы и фазового угла у футболистов во время первого (I) и второго (II) учебно-тренировочных сборов

сбора, когда основное внимание уделялось общей физической подготовке. Отсутствие обратных изменений величин %ЖМТ и %СММ в период между сборами свидетельствует о достаточном уровне физических нагрузок.

Выраженные изменения претерпевала величина фазового угла: значительный рост и уменьшение разброса значений показателя во время первого сбора свидетельствуют о возможности его использования в качестве индикатора физической подготовленности. В промежутке между первым и вторым учебно-тренировочными сборами наблюдалось уменьшение величины фазового угла, что указывает на снижение функционального состояния спортсменов при отсутствии структурных изменений, так как величины %ЖМТ и

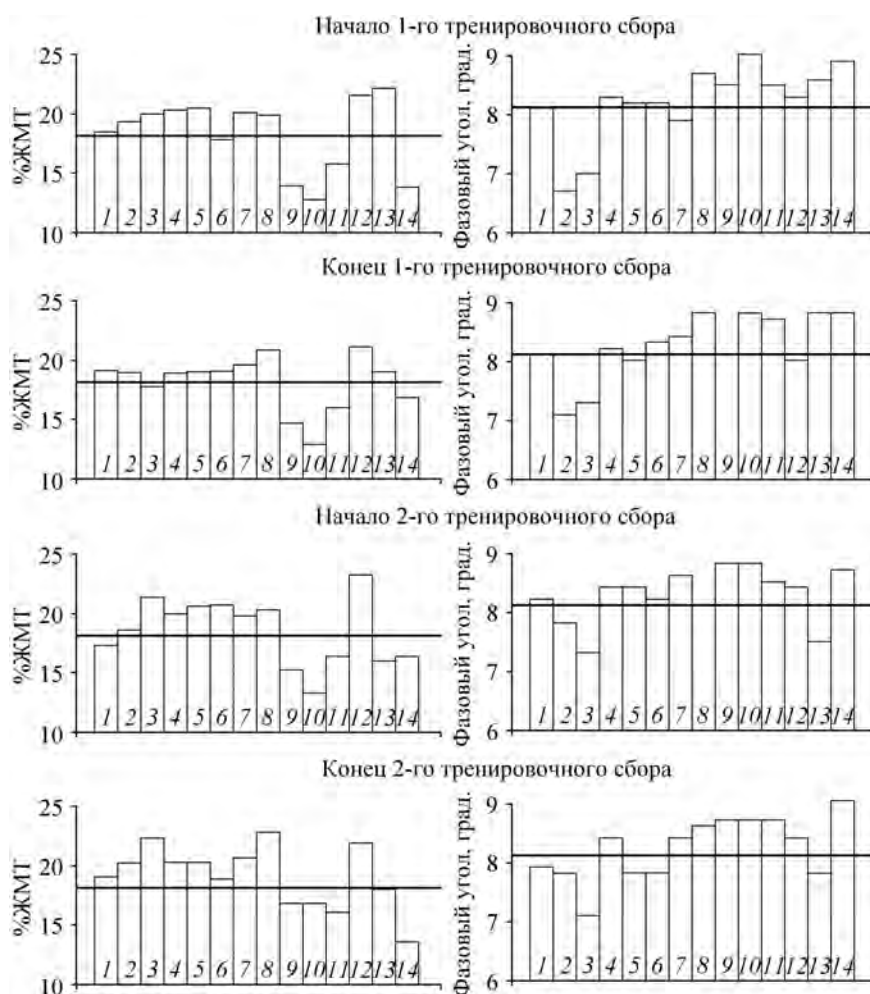


Рис. 8.11. Индивидуальные изменения интегральных оценок %ЖМТ и фазового угла у 14 футболистов в период от начала первого до конца второго учебно-тренировочного сбора. По горизонтальной оси отложен порядковый номер индивида

%СММ в этот период практически не изменялись. Более умеренная динамика увеличения фазового угла и постоянство внутригруппового разброса значений показателя во время второго учебно-тренировочного сбора свидетельствует о преимущественно игровой направленности сбора и преобладании специальных видов подготовки над общефизической подготовкой.

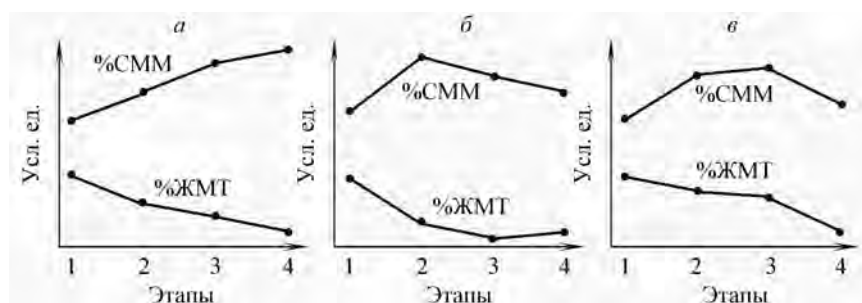


Рис. 8.12. Типичные варианты динамики %СММ и %ЖМТ в тренировочном цикле: *а* — оптимальная динамика, *б* — недостаточное внимание общей физической подготовке, *в* — перетренированность

Индивидуальные изменения величин %ЖМТ и фазового угла у 14 из обследованных футболистов на фоне средних значений показаны на рис. 8.11. Такое представление данных позволяет тренеру и спортивному врачу обоснованно и своевременно выбирать тренировочные нагрузки и при необходимости вносить изменения в режим питания спортсменов на индивидуальном уровне.

Внутриэтапные обследования (в рамках одного учебно-тренировочного сбора) дают информацию о сценарии физической подготовки спортсмена (Мартиросов и др., 2006). На рис. 8.12 показаны типичные варианты изменений %ЖМТ и %СММ в ситуациях: а) оптимального выбора тактики подготовки, при которой оба показателя монотонно изменяются на всем этапе (%СММ растет, %ЖМТ снижается), б) недостаточного внимания общей физической подготовке в конце тренировочного цикла, в) перетренированности.

Таким образом, на основе биоимпедансных измерений предложена методика оценки эффективности тренировочного процесса, включающая не только экспресс-анализ, но и мониторинг динамики состояния спортсмена во время учебно-тренировочных сборов и в годовом цикле подготовки.

8.3. Биоимпедансные исследования регионов тела

Биоимпедансные исследования регионов тела могут быть полезны для выявления специфики физической подготовки спортсмена. Для основной массы спортивных специализаций информативными

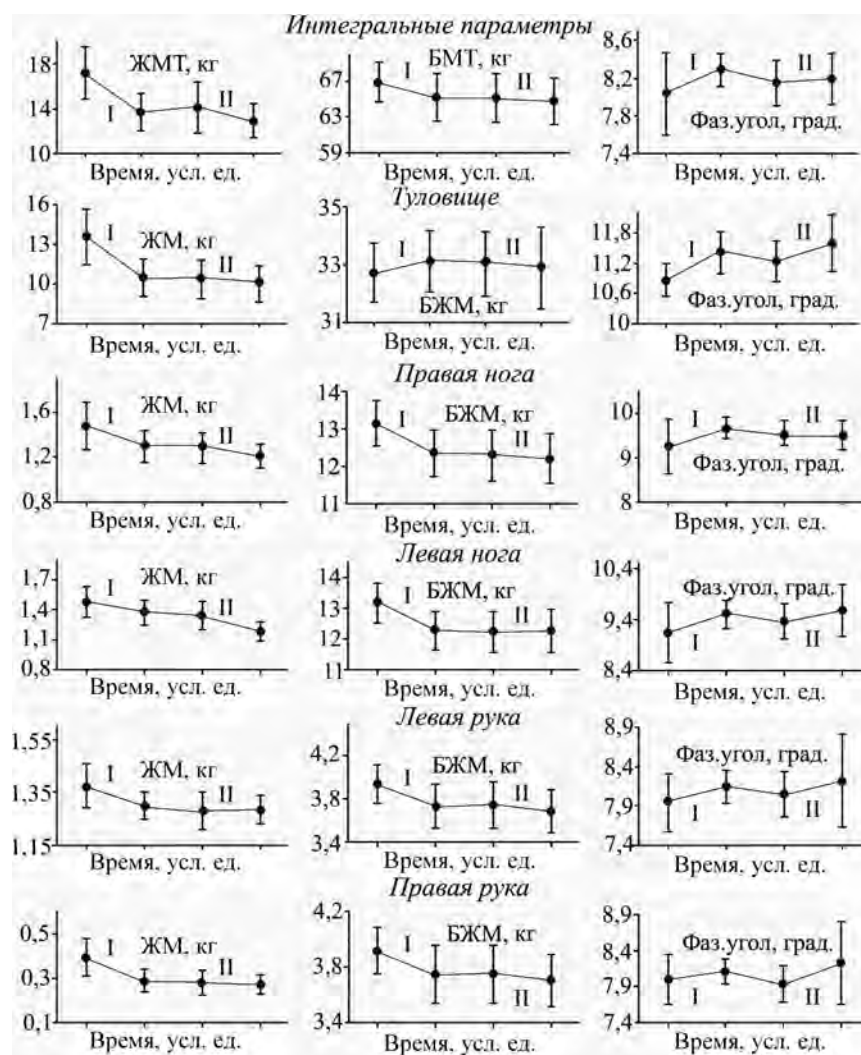


Рис. 8.13. Динамика среднегрупповых изменений жировой, безжировой массы и фазового угла для различных сегментов тела и всего тела у 30 футболистов российской премьер-лиги во время первого и второго учебно-тренировочных сборов

являются параметры всех регионов тела, у футболистов и бегунов основную информацию, вероятно, дают показатели ног, а у стрелков из лука — рук и туловища.

Исследования региональных параметров импеданса и состава тела спортсменов должны проводиться одновременно с интеграль-

ными исследованиями — посезонно, внутрисезонно, в начале и конце циклов внутрисезонных тренировочных сборов, и во время каждого сбора — с измерениями в начале, конце и одной-двух промежуточных точках.

На рис. 8.13 представлены графики изменений средних значений региональных и интегральных биоимпедансных оценок состава тела у 30 футболистов одной из команд российской премьер-лиги, полученных на протяжении первых двух учебно-тренировочных сборов в начале сезона 2009 г. Все измерения выполнялись в полисегментном режиме с использованием анализатора ABC-01 “Медасс” (программа ABC01-045). Первый сбор длился 18 дней, второй — 8 дней, интервал между сборами составил 10 дней. На графиках видно заметное снижение жировой массы во время первого сбора — как общей, так и во всех исследованных регионах тела. В промежутке между первым и вторым сборами величина ЖМ практически не изменялась, а в ходе второго сбора она значительно снижалась только в ногах.

Безжировая масса во время первого сбора снижалась в интегральном отведении и в конечностях, увеличиваясь в туловище. В дальнейшем безжировая масса демонстрировала одинаковые

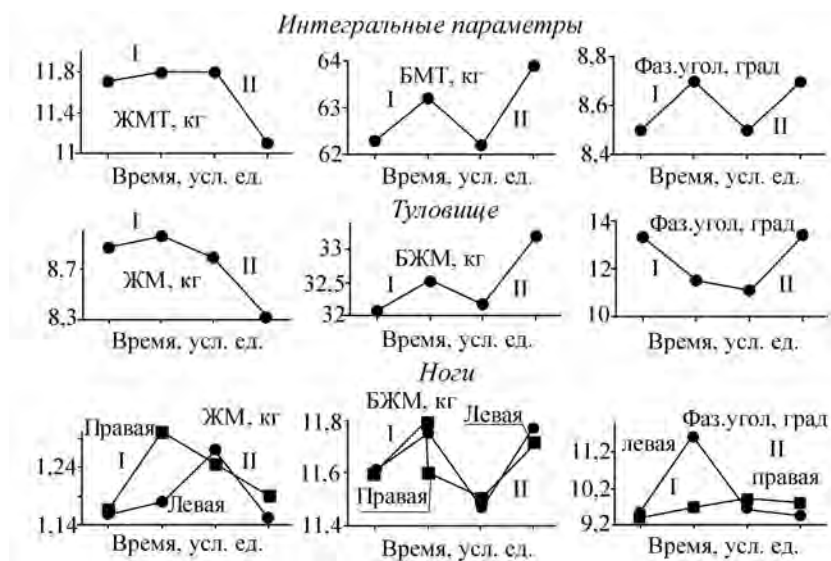


Рис. 8.14. Динамика интегральных и региональных изменений показателей состава тела футболиста А от начала первого до конца второго учебно-тренировочного сбора

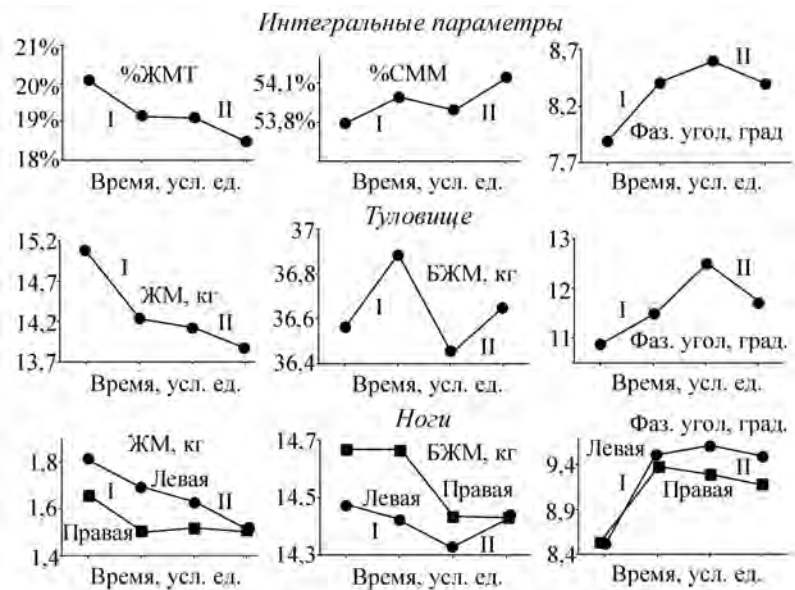


Рис. 8.15. Динамика интегральных и региональных изменений показателей состава тела футболиста Б от начала первого до конца второго учебно-тренировочного сбора

тенденции во всех отведениях — не менялась между сборами и незначительно снижалась во время второго тренировочного сбора. Наиболее предсказуемо менялись значения фазового угла: они возрастали во время сборов и незначительно снижались между сборами для всех регионов и в интегральном отведении.

На рис. 8.13 видно, что величина разброса некоторых показателей менялась. Значительное уменьшение разброса показателей жировой массы и фазового угла нижних конечностей и всего тела свидетельствует о направленности тренировочных нагрузок на оптимизацию именно этих показателей.

Индивидуальные изменения показателей состава тела у футболистов А и Б в течение первых двух учебно-тренировочных сборов в сезоне показаны на рис. 8.14 и 8.15. Наблюдаются различия в характере изменений отдельных показателей состава тела (за исключением БЖМ и БЖМ туловища). У футболиста Б жировая масса регионов тела и всего тела постоянно снижались с выравниванием значений ЖМ ног к концу второго тренировочного сбора. У футболиста А выраженное снижение ЖМ наблюдалось только во время второго сбора, и к концу каждого сбора нарушался баланс ЖМ

ног. Полученные данные могут свидетельствовать о существенных различиях характера тренировочных нагрузок.

Симметрия жировой массы ног футболиста А существенно нарушалась нагрузками первого тренировочного сбора, и в дальнейшем наблюдалось постепенное сближение биоимпедансных параметров ног.

Наблюдается существенное снижение величины фазового угла у футболиста А в период между тренировочными сборами и поддержание его на достаточно высоком уровне у футболиста Б. Увеличение фазового угла конечностей во время первого тренировочного сбора у обоих спортсменов свидетельствует об эффективности общефизической подготовки. В то же время, у футболистов А и Б наблюдаются различия характера изменений фазового угла во время второго сбора.

8.4. Изменения импеданса регионов тела под действием силовых нагрузок

Биоимпедансный анализ позволяет не только оценивать компонентный состав тела и его отдельных регионов, но и служит основой для разработки методов оценки индивидуальной адаптации к силовым нагрузкам.

Исследовались изменения импедансных параметров голени (потенциальные электроды накладывали на нижнюю часть колена и голеностоп, а токовые — на бедро и стопу) при выполнении упражнения по поднятию на носках в положении стоя с пятью последовательными этапами удержания положения тела в промежуточных положениях длительностью по 10 с. На рис. 8.16 видно, что графики изменений параметров R и X_C имеют похожий вид, при этом относительные изменения X_C превосходят изменения R более чем в три раза. Увеличение активного и реактивного сопротивления объясняется изменениями геометрии икроножных мышц и структуры мышечных волокон при их сокращении.

Относительные изменения реактивного сопротивления под влиянием мышечного напряжения в продольном направлении достигали 35%. При измерениях в поперечном направлении столь же выраженного снижения параметров импеданса не наблюдалось (рис. 8.17).

Полученные результаты демонстрируют высокую изменчивость величины реактивного сопротивления X_C в динамике мышечных

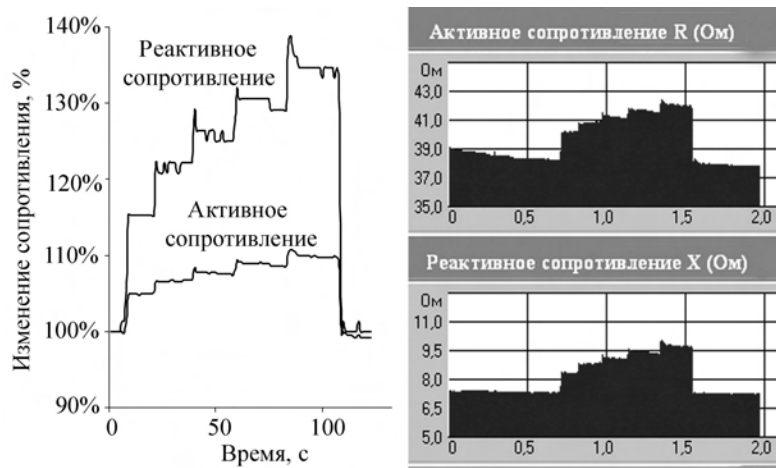


Рис. 8.16. Абсолютные (справа) и относительные (слева) изменения величин R и X_C голени в продольном направлении под действием силовой нагрузки

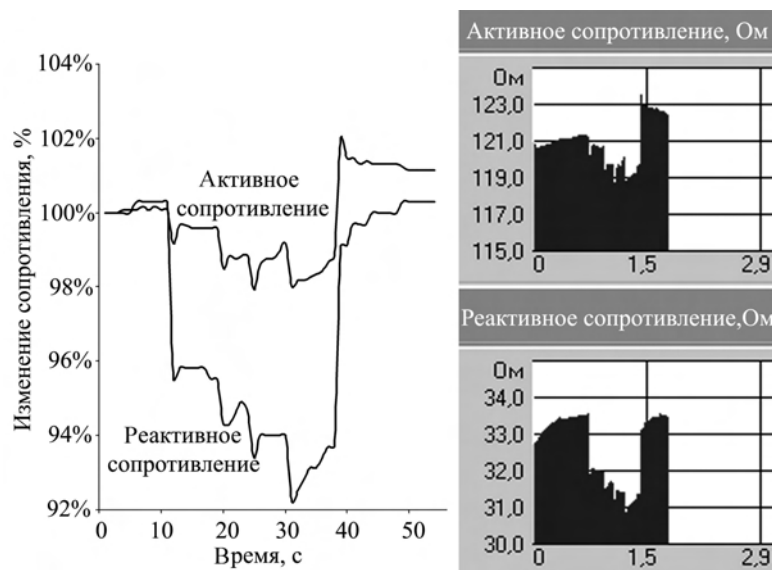


Рис. 8.17. Абсолютные (справа) и относительные (слева) изменения величин R и X_C голени в поперечном направлении под действием силовой нагрузки

сокращений. Это позволяет предположить, что на основе измерений X_C могут быть разработаны методики индивидуальной нормировки физических нагрузок, исходящие не из абсолютных величин пиковых нагрузок, а из индивидуальных показателей реакции биоимпеданса на нагрузку у конкретного спортсмена. Например, в упражнениях с поднятием тяжестей ориентиром для выбора оптимальной тренировочной нагрузки может быть не максимально развиваемое усилие, а определенный процент изменений X_C для задействованной мышечной группы, что позволит снизить риск получения спортивной травмы и исключить субъективный фактор в оценке состояния спортсмена.

8.5. Биоимпедансные измерения в фитнесе

По нашим оценкам, более половины парка биоимпедансного оборудования в России приходится на медицинские кабинеты фитнес-центров, которые посещает значительная часть городского населения. Согласно одному из определений, фитнес — это комплексная программа оздоровительных мероприятий, направленная на укрепление здоровья, увеличение функциональных резервов организма и профилактику заболеваний, связанных с гиподинамией (Руненко, 2005). Практическими целями посещения фитнес-центров являются коррекция и удержание фигуры, борьба с гиподинамией и поддержание здорового образа жизни. Отдельную группу лиц, занимающихся фитнесом, составляют бывшие спортсмены и люди, профессиональная деятельность которых была связана в прошлом с повышенными силовыми нагрузками.

При занятиях фитнесом наряду с индивидуально-ориентированными комплексами физических нагрузок и упражнений применяются и диетологические методы воздействия, включающие специальное питание. При снижении жировой массы правильная диета наряду с физическими упражнениями способствует поддержанию отрицательного энергетического баланса, поскольку в этом случае вместе с увеличением метаболических затрат снижается энергопотребление.

Перед началом занятий фитнесом проводится первичное тестирование, в ходе которого оценивается общее состояние здоровья и функциональные резервы сердечно-сосудистой системы для определения безопасного уровня физических нагрузок, включая соотно-



Рис. 8.18. Биоимпедансный анализатор в медицинском кабинете фитнес-центра

шение аэробных и анаэробных нагрузок. По результатам первичного биоимпедансного анализа врач совместно с тренером формируют индивидуальную программу занятий и при необходимости — коррекции пищевого поведения, а также определяют желательные значения показателей физической работоспособности и состава тела. Текущий контроль показателей состава тела может осуществляться с периодичностью от двух недель на этапах занятий фитнесом до момента достижения желаемых результатов до двух–трех месяцев на этапе поддержки достигнутых показателей. На рис. 8.18 показан биоимпедансный анализатор ABC-01 “Медасс” наряду с другим медицинским оборудованием типового медицинского кабинета фитнес-центра.

На рис. 8.19 и 8.20 показаны типичные варианты среднесрочных и долговременных изменений состава тела, происходящих с момента начала занятий в фитнес-центре.

Оценки изменений состава тела под влиянием факторов, характерных для занятий фитнесом, таких как умеренные физические нагрузки и коррекция пищевого поведения, посвящено большое

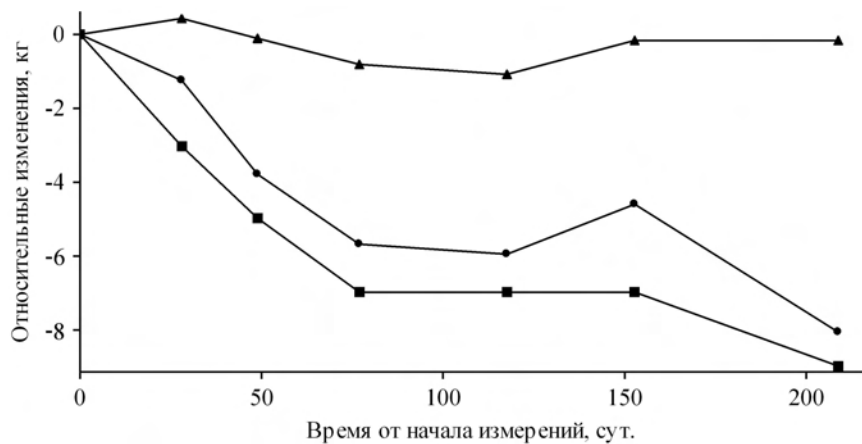


Рис. 8.19. График относительных изменений активной клеточной массы (■), массы тела (▲) и жировой массы (●) в течение 7 мес. занятий фитнесом: период активного изменения параметров состава тела длился около 4 мес.

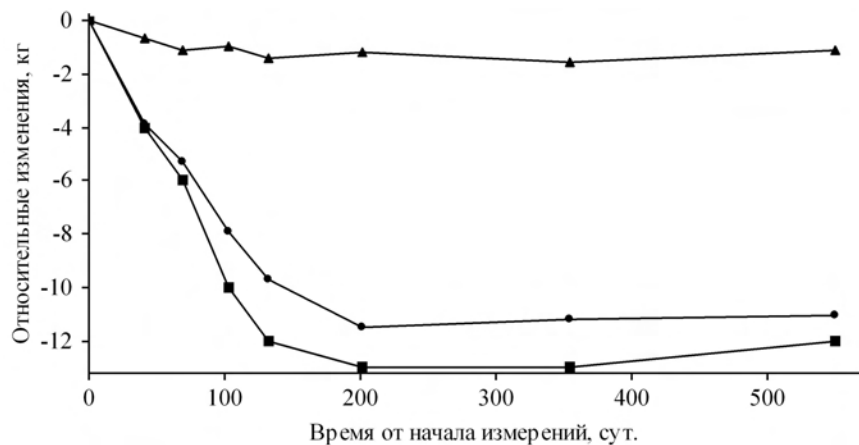


Рис. 8.20. Графики относительных изменений активной клеточной массы (■), массы тела (▲) и жировой массы (●) в течение 12 мес. регулярных занятий аэробикой, начиная с момента первичного тестирования

количество отечественных и зарубежных публикаций. Так, например, показана эффективность силовых нагрузок и упражнений на выносливость для снижения жировой массы тела у детей, подростков и взрослых людей (Lemura, Mazeikas, 2002; Toth et al., 1999). Аналогичные исследования проводились у пожилых жен-

щин. Тренировка на выносливость умеренной интенсивности длительностью 45 мин в день, выполняемая пять раз в неделю в течение 12 мес., приводила к снижению жировой массы в среднем на 1,4 кг в месяц (Irwin et al., 2003).

Интенсивность физических нагрузок определяет структуру соответствующих энергозатрат. Упражнения низкой интенсивности в аэробном режиме вызывают преимущественное расщепление жиров, а высокой интенсивности (анаэробная нагрузка) — белков и углеводов. Регулярные занятия на велотренажере в течение 12 недель мужчин, имеющих избыточную массу тела и ожирение, с интенсивностью 40% МПК, вызывали увеличение скорости расщепления липидов на 40%, а нагрузка с интенсивностью 70% МПК не приводила к достоверным изменениям указанной скорости (Van Aggel-Leijssen et al., 2002).

Литература

- Башкиров П.Н., Лутовинова Н.Ю., Уткина М.И., Чтецов В.П. Строение тела и спорт. М.: Изд-во МГУ, 1968. 236 с.
- Мартыросов Э.Г., Николаев Д.В., Руднев С.Г. Технологии и методы определения состава тела человека. М.: Наука, 2006. 248 с.
- Руненко С.Д. Фитнес: иллюзии, мифы, реальность. М.: Советский спорт, 2005. 64 с.
- Сорокин А.А., Безуглов Э.Н., Николаев Д.В. и др. Оценка эффективности тренировочного процесса спортсменов методом биоимпедансного анализа состава тела // Материалы 11-й науч.-практ. конф. "Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы" (Москва, Главный клинический госпиталь МВД России, 25 марта 2009 г.). М., 2009. С. 344–352.
- American College of Sports Medicine. Weight loss in wrestlers: position stand // Med. Sci. Sports Exerc. 1996. Vol. 28. P. ix–xii.
- Bale P., Doust J., Dawson D. Gymnasts, distance runners, anorexic body composition and menstrual status // J. Sports Med. Phys. Fitness. 1996. Vol. 36. P. 49–53.
- Beals K.A., Manore M.M. The prevalence and consequences of subclinical eating disorders in female athletes // Intern. J. Sports Nutr. 1994. Vol. 4. P. 175–179.
- Brownell K.D., Rodin J., Wilmore J.H. et al. Eating, body weight and performance in athletes: disorders of modern society. Philadelphia: Lea & Febiger, 1992.
- Fleck S.J. Body composition of elite American athletes // Amer. J. Sports Med. 1983. Vol. 11. P. 398–403.
- Irwin M.L., Yasui Y., Ulrich C.M. et al. Effect of exercise on total and intra-abdominal body fat in postmenopausal women: a randomized controlled trial // J. Amer. Med. Assoc. 2003. Vol. 289. P. 323–330.
- Lemura L.M., Mazeikas M.T. Factors that alter body fat, body mass, and fat-free mass in pediatric obesity // Med. Sci. Sports Exerc. 2002. Vol. 34. P. 487–496.
- Lohman T.G. Advances in body composition assessment. Champaign (Ill.): Human Kinetics, 1992.

- Toth M.J., Beckett T., Poehlman E.T.* Physical activity and the progressive change in body composition with aging: current evidence and research issues // *Med. Sci. Sports Exerc.* 1999. Vol. 31. P. S590–S596.
- Van Aggel-Leijssen D.P.C.V., Saris W.H., Wagenmakers A.* et al. Effect of exercise training at different intensities on fat metabolism of obese men // *J. Appl. Physiol.* 2002. Vol. 92. P. 1300–1309.
- Weimann E.* Gender-related differences in elite gymnasts: the female athlete triad // *Ibid.* P. 2146–2152.
- Wilmore J.H.* Body composition in sport and exercise: Directions for future research // *Med. Sci. Sports Exerc.* 1983. Vol. 15. P. 21–31.

Заключение

В книге рассмотрены физические и метрологические основы биоимпедансного анализа (БИА), описаны методики применения БИА в биологических и медицинских исследованиях и приведены наиболее важные результаты, полученные с помощью этого метода. Авторы надеются, что изложенный материал позволил читателю получить достаточно полное представление о возможностях БИА, его достоинствах и ограничениях.

БИА дает возможность объективно оценить параметры состава тела. Это подтверждено многочисленными результатами сопоставления биоимпедансного анализа с эталонными методами. При этом биоимпедансный анализ позволяет получать оценки большинства параметров дву-, трех- и четырехкомпонентных моделей состава тела.

Преимуществами БИА перед другими методами оценки состава тела являются высокая воспроизводимость результатов измерений, неинвазивность и комфортность процедуры обследования для пациента, высокая пропускная способность метода, а также невысокая стоимость обследования. Портативность биоимпедансного оборудования дает возможность проводить обследование в амбулаторных и полевых условиях. Все это позволяет широко применять БИА как в клинической практике, так и в массовых обследованиях населения на базе лечебно-оздоровительных учреждений, спортивных и фитнес-центров. Наиболее широко метод применяется в таких областях, как диетология и коррекция фигуры, где он позволяет подобрать оптимальную тактику лечения. Широко известным применением БИА является оценка гидратации организма при гипертонической болезни с точки зрения перспективности применения диуретиков. Вместе с тем, быстро возникают и развиваются другие области приложений, в которых БИА органично сочетается с традиционно используемыми диагностическими методами.

Современная аппаратура для биоимпедансного анализа позволяет автоматически регистрировать результаты определения параметров состава тела, оценивать динамику изменений за все время наблюдения пациента, получать биоимпедансные оценки таких физиологически значимых параметров, как основной и удельный основной обмен. Программное обеспечение биоимпедансных анализаторов дает возможность получать наглядные протоколы исследований и сопоставлять параметры пациента, используемые в биоимпедансном анализе, с нормами, полученными на представительных выборках, классифицировать состояние пациента, давать рекомендации по коррекции состава тела.

БИА дает возможность исследовать динамику параметров импеданса и состава тела, а также перераспределение жидкости между регионами тела и водными секторами при различных воздействиях на организм: хирургических вмешательствах, в период гемодиализа, при ортостатических, лекарственных и других нагрузочных пробах. Для решения этих задач, также как и при исследованиях изменений состава тела в условиях космического полета и в других экстремальных условиях, альтернативы биоимпедансному анализу на сегодняшний день нет.

Метод БИА отличается гибкостью и высокой степенью адаптируемости к конкретным задачам и объектам исследования. Локализация исследуемого участка тела определяется положением электродов на теле обследуемого. Это позволяет с помощью одного и того же прибора реализовывать методики исследования гидратации тканей, состояния клеток и других характеристик различных органов и сегментов тела *in vivo*. Методики расчетов в этом случае оказываются во многом сходными, так как в их основе лежат измерения одних и тех же физических величин: активной и реактивной составляющих импеданса.

Изначально спектр задач, решаемых с помощью БИА, сводился к оценке объемов водных секторов организма и значений безжировой и жировой массы. За последние годы возможности биоимпедансного анализа существенно расширились. Одним из параметров состояния органов и сегментов тела является соотношение объемов клеточной и внеклеточной жидкостей, оцениваемое с использованием БИА. Перечисленные возможности БИА используются в таких клинических приложениях, как оценка гидратации головного мозга при угрозе отека, травмированных конечностей, грудных желез, десен, мочеочника и мочеиспускательного канала. БИА дает возможность определения жизнеспособности трансплантиру-

емых органов: почки, печени, роговицы глаза. Для этого используются значение фазового угла импеданса и соотношение активного и реактивного сопротивлений. Все эти применения в той или иной степени нашли отражение в данной книге.

Диагностические возможности БИА далеко не исчерпаны. Для их развития необходимы дальнейшие исследования взаимосвязей параметров импеданса с морфологическими и физиологическими характеристиками органов и тканей. Одним из направлений развития БИА является разработка методов локального анализа параметров состава тела и состояния органов и тканей. Биоимпедансные анализаторы с возможностью программирования набора измерений являются необходимой технической основой для реализации этого направления. Решение задачи локализации электродов и выбора схемы измерений заданного сегмента тела нередко требует отдельного математического исследования, включающего моделирование протекания токов в трехмерных объектах с неоднородной проводимостью и выполнения большого объема экспериментальных исследований.

С увеличением количества электродов на поверхности тела открывается перспектива изучения пространственного распределения параметров проводимости тканей организма. При таком подходе возможности биоимпедансного анализа вплотную приближаются к возможностям электроимпедансной томографии.

Другое перспективное направление развития метода — электроимпедансная спектроскопия. Зависимости активной и реактивной составляющих импеданса от частоты могут содержать полезную информацию о параметрах состава тела и текущем состоянии организма. В равной степени это относится к исследованиям отдельных сегментов, локальных участков тела, а также к изучению свойств биологических жидкостей и биоптатов *in vitro*.

Методы извлечения полезной информации из импедансного спектра пока еще мало развиты, необходимы дальнейшие исследования в этой области.

Авторы считают, что они выполнили свою задачу — дать систематизированное изложение основ и методов применения биоимпедансного анализа, и надеются, что книга будет способствовать дальнейшему распространению этого полезного метода в биологии, медицине и других отраслях знания.

Приложения

Приложение 1. Некоторые этапы развития исследований состава тела и биоимпедансного анализа

Год	Событие
1667	Открытие спектральных свойств видимого света (И. Ньютон)
1669	Выделение и изучение фосфора — первого химического элемента с известной датой открытия (Х. Бранд)
1748	В костях животных обнаружен фосфор (Ганн)
1791	Открытие и последующее объяснение физических принципов “животного электричества” (Л. Гальвани, А. Вольты)
1800	Открытие инфракрасной области спектра электромагнитных излучений (В. Гершель)
1807	Открытие и выделение калия (Г. Дэви)
1826	Установлен закон Ома для электрических цепей (Г. Ом)
1835	Начало применения математической статистики в антропометрии, введено понятие “среднего человека” (<i>l'homme moyen</i>), предложен первый весо-ростовой индекс физического развития человека (А. Кетле)
1839	Создана клеточная теория строения живых организмов (М. Шлейден, Т. Шванн)
1847	В тканях животных обнаружен калий. Начало применения методов химического анализа для изучения обмена веществ в организме (Ю. Либих)
1850	Начало применения электрометрии в научных исследованиях, появление приборов для измерения электрического сопротивления (В. Томсон)
1857	Установлен факт уменьшения с возрастом относительного содержания воды в организме животных и увеличения относительного содержания минеральных веществ (А. Безольд)

- 1863 Анализ нескольких трупов взрослых людей на содержание воды (Е. Бишоф)
- 1869 Построена периодическая таблица химических элементов (Д.И. Менделеев)
- 1869 Предложен индекс массы тела (А. Кетле)
- 1870 Появление концепции относительного постоянства внутренней среды организма как необходимого условия поддержания жизни (К. Бернар)
- 1880 Первое упоминание биоимпедансного метода определения электрической проводимости тканей тела (В. Томсон)
- 1889 Первая сводка данных о распространенности химических элементов в земной коре (Ф. Кларк)
- 1895 Открытие рентгеновского излучения (В. Рентген)
- 1895 Химический анализ состава тела человеческих эмбрионов и новорожденных
- 1896 Открытие явления радиоактивности (А. Беккерель)
- 1896 Начало серийного производства рентгеновских аппаратов
- 1900 Изобретены приборы для обнаружения инфракрасного излучения
- 1905 Открытие явления β -активности калия
- 1906 Появление концепции безжировой массы тела (А. Магнус-Леви)
- 1909 Предложен метод оценки мышечной массы тела на основе данных по экскреции креатинина (П. Шеффер, У. Колеман)
- 1910 Начало систематического изучения изотопов химических элементов, создание первого масс-спектрографа (Ф. Астон)
- 1911 Открытие частотной зависимости проводимости крови (Р. Ховер)
- 1915 Определение объема плазмы крови (Н. Кейт и др.)
- 1920 Начало цикла работ, в которых была показана связь между химическим составом живых организмов и земной коры (В.И. Вернадский)
- 1921 Предложены формулы для оценки состава тела на основе калиперометрии (И. Матейка)
- 1925 Предложены устройства для измерения импеданса клеток и тканей организма (Г. Фрике, С. Морзе), начало исследований диэлектрических свойств клеточных суспензий, появление электрической модели клетки (Г. Фрике)
- 1925 Определение метаболического баланса организма
- 1934 Получены первые искусственные радиоактивные изотопы (И. и Ф. Кюри)
- 1935 Определение содержания жидкости в организме на основе метода разведения дейтерия
- 1936 Предложен активационный анализ (Д. Хевеши, Г. Леви)

- 1939 Разработан метод и сконструирована установка для определения коэффициента поляризации образцов живых тканей (Б.Н. Тарусов)
- 1940 Описание частотных характеристик импеданса биологических тканей (К. Коул)
- 1941 Уточненное описание частотной зависимости импеданса — уравнение Коула-Коула (К. Коул, Р. Коул)
- 1942 Определение состава тела на основе усовершенствованного метода подводного взвешивания, появление концепции тощей массы тела (А. Бенке и др.)
- 1943 Открытие явления K -распада для калия
- 1946 Открытие явления ядерного магнитного резонанса (Ф. Блох, Б. Парселл, Р. Паунд)
- 1952 Разработано устройство для измерения интенсивности γ -излучения из тела человека (Х. Энгер)
- 1952 Получены первые двумерные ультразвуковые медицинские изображения (Дж. Уайльд, Дж. Райд, Д. Хаури, У. Блисс)
- 1956 Создана первая система обработки рентгеновских изображений (С.И. Тетельбаум, Б.И. Коренблюм, А.А. Тютин)
- 1957 Идентификация трех основных частотных диапазонов дисперсии биологических тканей — α , β и γ , введение современной терминологии (Х. Шван)
- 1958 Предложен метод оценки общего содержания калия в организме на основе измерения естественной радиоактивности тела (^{40}K)
- 1962 Первое применение биоимпедансометрии для определения общей и внеклеточной жидкости (А. Томассет)
- 1962 начало серийного производства калипера Ланге (*Cambridge Scientific Industries*, США)
- 1963 Разработан метод монофотонной абсорбциометрии (Дж. Кэмерон, Дж. Соренсон)
- 1963 Появление устройств для определения плотности тела на основе метода воздушной плетизмографии
- 1966 Начало применения ультразвука для определения содержания подкожного жира (Р. Бут, Б. Годдарт, А. Патон)
- 1967 Начало применения нейтронного активационного анализа для определения элементного состава тела
- 1972 Предложено использовать явление ядерного магнитного резонанса для медицинской диагностики (Р. Дамадьян)
- 1972 Получено первое рентгеновское томографическое изображение (Г. Хаунсфилд, А. Мак-Кормак)
- 1973 Создан первый ЯМР-томограф (П. Лаутербур)
- 1973 Разработано устройство для бесконтактного определения электрической проводимости тела (В. Харкер)
- 1977 Получено первое ЯМР-изображение тела человека (Р. Дамадьян)

1979	Начало промышленного производства биоимпедансных анализаторов состава тела (<i>RJL Systems, Space Labs, Valhalla Scientific</i>)
1979	Начало использования рентгеновской компьютерной томографии для изучения состава тела (С. Хеймсфилд)
1980	Первое применение двухфотонной абсорбциометрии в клинической практике
1982	Разработан метод двуэнергетической рентгеновской денситометрии
1984	Проведено исследование состава тела человеческих трупов — Brussels cadaver study (Дж. Клэрис, А. Мартин, Д. Дринкуотер)
1984	Начало использования магнитно-резонансной томографии для изучения состава тела
1984	Определение жировой массы тела на основе метода инфракрасного отражения (Дж. Конвэй и др.)
1989	В СССР выпущен первый серийный биоимпедансный анализатор водных секторов организма ИСГТ-1
1990	Выпущено первое коммерческое устройство для биоимпедансной спектроскопии состава тела (<i>Xitron Technologies</i>)
1992	Предложена пятиуровневая многокомпонентная модель состава тела (З. Ванг, Р. Пирсон, С. Хеймсфилд)
1994	Разработано устройство BOD POD (<i>Life Measurement Instruments, США</i>) для определения состава тела методом воздушной плетизмографии
1997	В России начат серийный выпуск автоматизированного биоимпедансного анализатора АВС-01 “Медасс”

По материалам работ: *Forbes G.B.* Human body composition: growth, aging, nutrition, and activity. N.Y.: Springer, 1987. 350 p.; *Ivorra A.* Bioimpedance monitoring for physicians: an overview. Barcelona: Centre Nacional de Microelectronica, 2003. 35 p.; *Мартыросов Э.Г., Николаев Д.В., Руднев С.Г.* Технологии и методы определения состава тела человека. М.: Наука, 2006. 248 с.; *Matthie J.R.* Bioimpedance measurements of human body composition: critical analysis and outlook // *Expert Rev. Med. Devices.* 2008. Vol. 5, N 2. P. 239–261.

Приложение 2. Удельное сопротивление и диэлектрические параметры тканей организма человека

П 2.1. Удельное сопротивление: средние и доверительные интервалы

Ткань	Среднее значение, Ом·м	95% доверительный интервал, Ом·м
Берцовая кость (cortical)	4,64	3,6–5,97
Берцовая кость (cancellous)	176	123–252
Жир	38,5	30,5–48,7
Кожа	3,29	2,55–4,24
Кость	$1,24 \cdot 10^6$	$(0,91–1,69) \cdot 10^6$
Кровь	1,51	1,20–1,91
Легкое	1,57	1,22–2,02
Матка	2,19	1,70–2,82
Молочная железа	3,39	2,49–4,63
Мочевой пузырь	4,47	2,88–6,93
Мышцы (вдоль волокон)	2,40	1,55–3,72
Мышцы (поперек волокон)	6,75	4,35–10,5
Печень	3,42	2,96–3,96
Почка	2,11	1,6–2,78
Селезенка	4,05	3,07–5,35
Сердце	1,75	1,33–2,31
Щитовидная железа	1,83	1,18–2,83
Язык	3,33	2,15–5,17
Яичко	1,45	0,93–2,24
Яичник	2,24	1,44–3,47

Источник данных: *Faes T.J.C., Van der Meij H.A., De Munck J.C., Heethaar R.M.* The electric resistivity of human tissues (100 Hz–10 MHz): a meta-analysis of review studies // *Physiol. Meas.* 1999. Vol. 20. P. R1–R10.

П 2.2. Удельное сопротивление: модули и фазовые углы

Ткань	ρ , Ом·м 1 Гц–10 кГц	ρ , Ом·м 1 МГц	φ_{\max} , град.	Анизотропия
Кожа сухая	10^7	10^4	80	?
Кожа влажная	10^5	10^4	30	?

Ткань	ρ , Ом·м 1 Гц–10 кГц	ρ , Ом·м 1 МГц	φ_{\max} , град.	Анизотропия
Кость	100		20	?
Жир	20–50	20–50	3	Небольшая
Легкое	2,5–20	1,6–10	15	Локальная
Мозг	10	6,7	15	?
Печень	5	3,3	5	?
Мышцы	2,5–20	1,67	30	Сильно выраженная
Кровь	1,42	1,42	20	Зависит от движения
Моча	0,4–2,0	0,4–2,0	0	Отсутствует

Источник данных: *Grimnes S., Martinsen O.G. Bioimpedance and bioelectricity basics. 2nd ed. L.: Acad. press, 2008. 471 p.*

П 2.3. Диэлектрические параметры

Ткань	ε_{∞}	$\Delta\varepsilon_1$	τ_1 , пс	a_1	$\Delta\varepsilon_2$	τ_2 , нс	a_2
Аорта	4,00	40,0	8,842	0,10	50	3,183	0,10
Желудок	4,00	60,0	7,958	0,10	2000	79,58	0,10
Жир	2,50	9,00	7,958	0,20	35	15,92	0,10
Кишка толстая	4,00	50,0	7,958	0,10	3000	159,2	0,20
Кожа влажная	4,00	39,0	7,958	0,10	280	79,58	0,00
Кожа сухая	4,00	32,0	7,234	0,00	1100	32,48	0,20
Костный мозг	2,50	9,00	14,47	0,20	80	15,92	0,10
Кость	2,50	10,0	13,26	0,20	180	79,58	0,20
Кровь	4,00	56,0	8,377	0,10	5200	132,6	0,10
Легкое	4,00	45,0	7,958	0,10	1000	159,2	0,10
Матка	4,00	55,0	7,958	0,10	800	31,83	0,10
Мозг (серое в-во)	4,00	45,0	7,958	0,10	400	15,92	0,15
Мышцы	4,00	50,0	7,234	0,10	7000	353,7	0,10
Нерв	4,00	26,0	7,958	0,10	500	106,1	0,15
Печень	4,00	39,0	8,842	0,10	6000	530,5	0,20
Почка	4,00	47,0	7,958	0,10	3500	198,9	0,22
Роговица	4,00	48,0	7,958	0,10	4000	159,2	0,05
Селезенка	4,00	48,0	7,958	0,10	2500	63,66	0,15
Сердце	4,00	50,0	7,958	0,10	1200	159,2	0,05
Склера	4,00	50,0	7,958	0,10	4000	159,2	0,10
Спинномозговая жид- кость	4,00	65,0	7,958	0,10	40	1,592	0,00
Сухожилие	4,00	42,0	12,24	0,10	60	6,366	0,10
Трахея	2,50	38,0	7,958	0,10	400	63,66	0,10
Хрящ	4,00	38,0	13,26	0,15	2500	144,7	0,15

Ткань	ε_{∞}	$\Delta\varepsilon_1$	τ_1 , пс	a_1	$\Delta\varepsilon_2$	τ_2 , нс	a_2
Щитовидная железа	4,00	55,0	7,958	0,10	2500	159,2	0,10
Язык	4,00	50,0	7,958	0,10	4000	159,2	0,10
Яичко	4,00	55,0	7,958	0,10	5000	159,2	0,10
Яичник	4,00	40,0	8,842	0,15	400	15,92	0,25

Ткань	σ_i , См/м	$\Delta\varepsilon_3$	τ_3 , мкс	a_3	$\Delta\varepsilon_4$	τ_4 , мс	a_4
Аорта	0,250	$1,0 \cdot 10^5$	159,2	0,20	$1,0 \cdot 10^7$	1,592	0,00
Желудок	0,500	$1,0 \cdot 10^5$	159,2	0,20	$4,0 \cdot 10^7$	15,92	0,00
Жир	0,035	$3,3 \cdot 10^4$	159,2	0,05	$1,0 \cdot 10^7$	15,92	0,01
Кишка толстая	0,010	$1,0 \cdot 10^5$	159,2	0,20	$4,0 \cdot 10^7$	1,592	0,00
Кожа влажная	0,000	$3,0 \cdot 10^4$	1,592	0,16	$3,0 \cdot 10^4$	1,592	0,20
Кожа сухая	0,000	$0,0 \cdot 10^0$	159,2	0,20	$0,0 \cdot 10^0$	15,92	0,20
Костный мозг	0,100	$1,0 \cdot 10^4$	1592	0,10	$2,0 \cdot 10^6$	15,92	0,10
Кость	0,020	$5,0 \cdot 10^3$	159,2	0,20	$1,0 \cdot 10^5$	15,92	0,00
Кровь	0,700	$0,0 \cdot 10^0$	159,2	0,20	$0,0 \cdot 10^0$	15,92	0,00
Легкое	0,200	$5,0 \cdot 10^5$	159,2	0,20	$1,0 \cdot 10^7$	15,92	0,00
Матка	0,200	$3,0 \cdot 10^5$	159,2	0,20	$3,5 \cdot 10^7$	1,061	0,00
Мозг (серое в-во)	0,020	$2,0 \cdot 10^5$	106,1	0,22	$4,5 \cdot 10^7$	5,305	0,00
Мышцы	0,200	$1,2 \cdot 10^6$	318,3	0,10	$2,5 \cdot 10^7$	2,274	0,00
Нерв	0,006	$7,0 \cdot 10^4$	15,92	0,20	$4,0 \cdot 10^7$	15,92	0,00
Печень	0,020	$5,0 \cdot 10^4$	22,74	0,20	$3,0 \cdot 10^7$	15,92	0,05
Почка	0,050	$2,5 \cdot 10^5$	79,58	0,22	$3,0 \cdot 10^7$	4,547	0,00
Роговица	0,400	$1,0 \cdot 10^5$	15,92	0,20	$4,0 \cdot 10^7$	15,92	0,00
Селезенка	0,030	$2,0 \cdot 10^5$	265,3	0,25	$5,0 \cdot 10^7$	6,366	0,00
Сердце	0,050	$4,5 \cdot 10^5$	72,34	0,22	$2,5 \cdot 10^7$	4,547	0,00
Склера	0,500	$1,0 \cdot 10^5$	159,2	0,20	$5,0 \cdot 10^6$	15,92	0,00
Спинномозговая жидкость	2,000	$0,0 \cdot 10^0$	159,2	0,00	$0,0 \cdot 10^0$	15,92	0,00
Сухожилие	0,250	$6,0 \cdot 10^4$	318,3	0,22	$2,0 \cdot 10^7$	1,326	0,00
Трахея	0,300	$5,0 \cdot 10^4$	15,92	0,20	$1,0 \cdot 10^6$	15,92	0,00
Хрящ	0,150	$1,0 \cdot 10^5$	318,3	0,10	$4,0 \cdot 10^7$	15,92	0,00
Щитовидная железа	0,500	$1,0 \cdot 10^5$	159,2	0,20	$4,0 \cdot 10^7$	15,92	0,00
Язык	0,250	$1,0 \cdot 10^5$	159,2	0,20	$4,0 \cdot 10^7$	15,92	0,00
Яичко	0,400	$1,0 \cdot 10^5$	159,2	0,20	$4,0 \cdot 10^7$	15,92	0,00
Яичник	0,300	$1,0 \cdot 10^5$	159,2	0,27	$4,0 \cdot 10^7$	15,92	0,00

Источник данных: *Grimnes S., Martinsen O.G.* Bioimpedance and bioelectricity basics. 2nd ed. L.: Acad. press, 2008. 471 p.

Приложение 3. Состав тела условного человека

Показатель, единица измерения	Пол	
	Мужской	Женский
Антропометрические данные		
Масса тела, кг		
Новорожденный	3,5	3,5
1 год	10	10
5 лет	19	19
10 лет	32	32
15 лет	56	53
Взрослый человек	73	60
Длина тела, см		
Новорожденный	51	51
1 год	76	76
5 лет	109	109
10 лет	138	138
15 лет	167	161
Взрослый человек	176	163
Площадь поверхности тела, м ²		
Новорожденный	0,24	0,24
1 год	0,48	0,48
5 лет	0,78	0,78
10 лет	1,12	1,12
15 лет	1,62	1,55
Взрослый человек	1,90	1,66
Плотность тела, г/мл	1,07	1,04
Двухкомпонентная модель состава тела		
Тощая масса тела, %МТ		
Взрослый человек	82	72
Пожилой человек	72	58
Жир тела (за исключением структурных липидов), кг		
Новорожденный	0,37	0,37
1 год	2,3	2,3
5 лет	3,6	3,6

Показатель, единица измерения	Пол	
	Мужской	Женский
10 лет	6,0	6,0
15 лет	9,0	14,0
Взрослый человек	14,6	18,0

Многокомпонентная модель состава тела

1. Элементный уровень

Содержание некоторых химических элементов, кг		
Кислород (O)	44,5	36,6
Углерод (C)	16,8	13,8
Водород (H)	7,3	6,0
Азот (N)	1,9	1,6
Кальций (Ca)	1,0	0,8
Фосфор (P)	0,8	0,7
Сера (S)	0,15	0,12
Калий (K)	0,15	0,12
Натрий (Na)	0,10	0,08
Хлор (Cl)	0,09	0,07
Магний (Mg)	0,02	0,016
Кремний (Si)	0,02	0,016

2. Молекулярный уровень

Вода, кг	43,8	30
Липиды, кг	13,9	16,5
Белки, кг	11,1	
Минеральные вещества, кг	3,9	
Углеводы, кг	0,44	
Вода, %ТМТ	73	73
Структурные липиды, %ТМТ	2	2

3. Клеточный уровень

Клеточная масса тела, %ТМТ	42,9	
Общая жидкость, мл/кг ТМТ	600	500
Внеклеточная жидкость, мл/кг ТМТ	260	200
Клеточная жидкость, мл/кг ТМТ	340	300

4. Тканевой уровень

Масса скелетных мышц, кг		
--------------------------	--	--

Показатель, единица измерения	Пол	
	Мужской	Женский
Новорожденный	0,80	0,80
1 год	1,90	1,90
5 лет	5,60	5,60
10 лет	11,0	11,0
15 лет	24,0	17,0
Взрослый человек	29,0	17,5
Масса жировой ткани, кг		
Новорожденный	0,93	0,93
1 год	3,80	3,80
5 лет	5,50	5,50
10 лет	8,60	8,60
15 лет	12,0	18,7
Взрослый человек	18,2	22,5
Масса скелета, кг		
Новорожденный	0,37	0,37
1 год	1,17	1,17
5 лет	2,43	2,43
10 лет	4,50	4,50
15 лет	7,95	7,18
Взрослый человек	10,5	7,80
Плотность скелета, г/мл	1,3	1,3
Масса костной ткани, кг		
Новорожденный	0,17	0,17
1 год	0,59	0,59
5 лет	1,26	1,26
10 лет	2,30	2,30
15 лет	4,05	3,70
Взрослый человек	5,50	4,00
Общий объем крови, л		
Новорожденный	0,27	0,27
1 год	0,5	0,5
5 лет	1,4	1,4
10 лет	2,4	2,4
15 лет	4,5	3,3
Взрослый человек	5,3	3,9
Масса кожи, кг		
Новорожденный	0,18	0,18
1 год	0,35	0,35
5 лет	0,57	0,57

Показатель, единица измерения	Пол	
	Мужской	Женский
10 лет	0,82	0,82
15 лет	2,00	1,70
Взрослый человек	3,30	2,30
Плотность кожи, г/мл	1,1	1,1
Масса печени, кг		
Новорожденный	0,13	0,13
1 год	0,33	0,33
5 лет	0,57	0,57
10 лет	0,83	0,83
15 лет	1,30	1,30
Взрослый человек	1,80	1,40
Масса мозга, кг		
Новорожденный	0,38	0,38
1 год	0,95	0,95
5 лет	1,31	1,18
10 лет	1,40	1,22
15 лет	1,42	1,30
Взрослый человек	1,45	1,30
Масса лимфатических узлов, кг	0,73	0,60
Масса сердца, кг		
Новорожденный	0,02	0,02
1 год	0,05	0,05
5 лет	0,09	0,09
10 лет	0,14	0,14
15 лет	0,23	0,22
Взрослый человек	0,33	0,25
Масса почек, кг		
Новорожденный	0,03	0,03
1 год	0,07	0,07
5 лет	0,11	0,11
10 лет	0,18	0,18
15 лет	0,25	0,24
Взрослый человек	0,31	0,28

Источники данных: Человек: Медико-биологические данные: Пер. с англ. М.: Медицина, 1977. 496 с. (Публ. Междунар. комис. по радиол. защите, № 23); *Valentin J.* Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. ICRP Publication 89 // Annals of the ICRP. 2002. Vol. 32, N 3-4. P. 1-277.

Список сокращений и обозначений

АД — артериальное давление
АДГ — антидиуретический гормон
АИК — аппарат искусственного кровообращения
АКМ — активная клеточная масса
АКШ — аортокоронарное шунтирование
АПФ — ангиотензин-превращающий фермент
БИА — биоимпедансный анализ
БМТ — безжировая масса тела
БФМТ — безжировая фракция мягких тканей
БЭН — белково-энергетическая недостаточность
ВГТМ — внеклеточная гидратация тощей массы
ВИЧ — вирус иммунодефицита человека
ВКЖ — внеклеточная жидкость
ВНС — вегетативная нервная система
ВОЗ — Всемирная Организация Здравоохранения
ВТВ — внеклеточные твердые вещества
ВЧ — высокая частота
ГБ — гипертоническая болезнь
ГГ — гестационная гипертония
ГКМ — гидратация клеточной массы
ГЛЖ — гипертрофия левого желудочка
ГТ — генератор тока
ГТМ — гидратация тощей массы
ГЭ — гастроэктомия
ГЭК — гидроксиэтилкрахмал
ДАД — диастолическое артериальное давление
ДЗЛА — давление заклинивания легочной артерии
ДОИТ — детское отделение интенсивной терапии
ДПФ — дискретное преобразование Фурье
ДТ — длина тела
ЖКБ — желчнокаменная болезнь
ЖКТ — желудочно-кишечный тракт

ЖМТ — жировая масса тела
ЗУ — запоминающее устройство
ИБС — ишемическая болезнь сердца
ИВЛ — искусственная вентиляция легких
ИЖ — интерстициальная жидкость
ИК — искусственное кровообращение
ИМТ — индекс массы тела
ИН — измеритель напряжения
ИТБ — индекс талия–бедр
КГТМ — клеточная гидратация тощей массы
КЖ — клеточная жидкость
КМТ — клеточная масса тела
МБИА — многочастотный биоимпедансный анализ
МИУГ — многоканальная импедансная уретерография
МК — многокомпонентная модель состава тела
МКС — Международная космическая станция
ММК — минеральная масса костей
ММЛЖ — масса миокарда левого желудочка
ММТ — минеральная масса тела
МНЖ — масса несущественного жира
МО — масса остатка
МРТ — магниторезонансная томография
МТ — масса тела
НК — недостаточность кровообращения
НТГ — нарушенная толерантность к глюкозе
НЧ — низкая частота
ОБ — окружность бедер
ОВО — общая вода организма
ОГ — ортостатическая гипотензия
ОЖ — общая жидкость
ОО — основной обмен
ОПН — острая почечная недостаточность
ОТ — окружность талии
ОФП — общая физическая подготовка
ОЦК — объем циркулирующей крови
ОЦП — объем циркулирующей плазмы
ПЖТ — масса подкожной жировой ткани вместе с кожей
ПК — персональный компьютер
ППТ — площадь поверхности тела
ПТ — плотность тела
РД — рентгеновская денситометрия
РЖ — резекция желудка
РИ — метод разведения индикаторов
РКТ — рентгеновская компьютерная томография
РТК — резекция тонкой кишки
САД — систолическое артериальное давление

СВ — сердечный выброс
СД — сахарный диабет
СМ — скелетная масса
СММ — скелетно-мышечная масса
СМТБЖ — сухая масса тела без жира
СН — сердечная недостаточность
СПИД — синдром приобретенного иммунодефицита
ССВО — синдром системного воспалительного ответа
ТИ — теплая ишемия
ТМ (ТМТ) — тощая (безжировая) масса
УОО — удельный основной обмен
ФД — фазовый детектор
ФК — функциональный класс
ХГП — хронический генерализованный пародонтит
ХИ — холодная ишемия
ХВН — хроническая венозная недостаточность
ХЛС — хроническое легочное сердце
ХСН — хроническая сердечная недостаточность
ЦВД — центральное венозное давление
ЦОК — центральный объем крови
ЧСС — частота сердечных сокращений
ЭМ — эталонный метод
ЯМР — ядерный магнитный резонанс
%АКМ — процентное содержание активной клеточной массы в безжировой массе
%БМТ — процентное содержание безжировой массы в массе тела
%ЖМТ — процентное содержание жира в массе тела
%МЖТ — процентное содержание жировой ткани в массе тела
СРЕ — постоянный фазовый элемент
К — метод измерения содержания ^{40}K
 n — размер выборки
SEE — среднеквадратическая ошибка

Именной указатель

- Адлер А.В. 234, 296
Азарин А.Р. 299, 300
Акопян И.Г. 296, 297, 300
Арсенин В.Я. 40
Архимед 13
Астон Ф. 354
Атауллаханова Д.М. 201
- Бабский** Е.Б. 164, 201
Балуев Э.П. 40
Баранов И.С. 202
Бархина Т.Г. 298
Башкиров П.Н. 7, 40, 328, 348
Безольд А. 353
Безуглов Э.Н. 5, 203, 348
Белоусова С.В. 296
Беккерель А. 354
Бенке А. 13, 29, 355, 381
Бернар К. 354
Берсенеv Е.Ю. 5
Бессесен Д.Г. 8, 40
Билалова Э.Ф. 228, 230, 296
Битюков В.К. 82
Бишоф Е. 354
Блисс У. 355
Блох Ф. 355
Бобохонова А.С. 173, 201
Бобринская И.Г. 5, 215–219, 296, 299
Бойд Э. 172
Бондаренко Н.И. 16, 33, 38, 40
Бранд Х. 353
Бранд Я.Б. 296
- Брожек Й. 28
Бут Р. 355
- Валетова** В.В. 218, 221–224, 296
Ванг З. 356
Васильев А.В. 101, 123, 215, 224, 227, 296
Вернадский В.И. 354
Власенко А.В. 297
Вольта А. 353
- Габриэл** С. 50, 54
Гаврик М.В. 5, 327
Газенко О.Г. 173, 201
Галушка С.В. 297
Гальвани Л. 353
Ганн 353
Герасименко М.Ю. 299
Гершель В. 353
Гюева Ю.А. 298
Годдарт Б. 355
Година Е.З. 156
Голиков А.П. 239, 297
Григорьев А.И. 201, 202
Гримнес С. 55
Гукова Ф.К. 264, 297
- Дамадьян** Р. 355
Дворников В.Е. 297
Дедов И.И. 207, 297
Делоренцо А. 111
Дерябин В.Е. 247, 250, 251, 297, 299
Детьен П. 164, 202

- Дзеранов Н.К. 281, 297
 Дмитриева Л.А. 267, 297
 Дринкуотер Д. 356
 Дубровский И.А. 5
 Дудко М.Ю. 297
 Дэви Г. 353
- Е**горов А.Д. 201
 Ерюкова Т.А. 6, 156, 186, 198, 200, 202, 203
- Ж**иляев Е.В. 5
- З**орян Е.В. 298
 Зубенко А.Д. 123, 203
 Зубков А.А. 201
 Зубков В.В. 296
- И**ванов Г.Г. 40, 218, 247, 297
 Иворра А. 54
- К**азакова О.А. 156, 202
 Капитанов Е.Н. 297
 Каплан М.А. 16, 33, 38, 40
 Картер Л. 181, 182
 Кейт Н. 354
 Кетле А. 7, 353, 354
 Киргизова Е.С. 277, 297, 298
 Кирпатовский В.И. 283, 297, 298
 Кларк Ф. 354
 Клэрис Дж. 356
 Колеман У. 354
 Колобов С.В. 297
 Конвэй Дж. 356
 Коренблюм Б.И. 355
 Корженевский А.В. 6
 Косицкий Г.И. 201
 Котов А.Н. 202
 Котова С.В. 297
 Коул К. 52–55, 74, 76, 80, 106, 108–112, 130, 142, 291, 292, 294, 295, 355
 Коул Р. 54, 355
 Кравчук А.С. 17, 40
 Кулик Г.С. 298
 Курилкин Ю.А. 203
 Кушнер Р. 8, 40
- Кэмерон Дж. 355
 Кюри И. и Ф. 354
- Л**азарев В.В. 297
 Ланге К. 20
 Лапин В.В. 263, 298
 Лаутербур П. 355
 Лебедева И.А. 261, 263, 297, 298
 Леви Г. 16, 354
 Либих Ю. 353
 Лойман Т. 381
 Лукина Ю.В. 245, 298
 Лутовинова Н.Ю. 20, 26, 40, 348
- М**агнус-Леви А. 26, 354
 Мак-Кормак А. 355
 Максимовский Ю.М. 267, 297
 Мартин А. 356
 Мартинсен О. 55
 Мартиросов Э.Г. 3, 5–7, 11, 23, 40, 156, 182, 202, 328, 333, 339, 348, 356
 Мартов А.Г. 297, 298
 Марцевич С.Ю. 245, 298
 Матейка Й. 34, 354
 Мельниченко Г.А. 207, 297
 Менделеев Д.И. 354
 Меркулов И.А. 5, 231, 242, 243, 296–300
 Михалева Л.М. 268, 298
 Михельсон В.А. 297
 Можаяев В.А. 83, 154
 Мойсенко Р.В. 5, 327
 Морзе С. 354
 Морозов А.В. 281, 298
 Моруков Б.В. 202
 Московец О.Н. 5, 270, 277, 298, 299
 Мудрая И.С. 281, 283, 297, 298
 Мур Ф.Д. 38
- Н**азаров Б.Ф. 297
 Негашева М.А. 5
 Нестерова Ю.В. 296
 Нефедов В.И. 70, 82
 Николаев В.Г. 202

- Николаев Д.В. 5, 6, 40, 69, 70, 80, 82, 83, 87, 88, 121–123, 154, 156, 160, 202, 203, 288, 298, 299, 314, 327, 348, 356
- Николаева И.П. 298
- Николаева Н.Д. 202
- Никулина Л.Д. 237, 241, 242, 298
- Ничипорук И.А. 202
- Новикова М.В. 245, 298
- Носков В.Б. 6, 173, 174, 176, 177, 202
- Ньютон И. 353
- Оберг** Б. 262, 298
- Озерова М.С. 237, 298
- Ом Г. 44, 45, 353
- Орган Л. 115
- Ощепкова Е.В. 299
- Павлович** А.А. 240, 299
- Парселл Б. 355
- Парчина Ч.В. 215, 217–219, 299
- Патон А. 355
- Паунд Р. 355
- Перевозчиков И.В. 160, 181, 203
- Петухов А.Б. 40, 247, 250, 251, 297, 299
- Пирсон Р. 356
- Поляков С.Д. 156
- Попова Ю.П. 5, 123
- Похис К.А. 82
- Преображенский Д.В. 235, 299
- Прикулс В.Ф. 271, 299
- Проурзина Н.Л. 245, 298
- Путанова Н.Н. 203
- Пушкин С.В. 82, 123
- Пью Р. 287
- Рабинович** С.А. 299
- Радон И. 17
- Райд Дж. 355
- Рентген В. 354
- Реушкин В.Н. 263, 299
- Реушкина Г.Д. 299
- Рогоза А.Н. 6, 299
- Руднев С.Г. 5, 6, 40, 123, 156, 202, 298, 348, 356
- Руненко С.Д. 345, 348
- Рябинин В.А. 6, 239, 297
- Салтыкова** М.М. 299
- Свиридкина Л.П. 5, 157
- Свиридов С.В. 6, 298, 299
- Сидоренко Б.А. 235, 299
- Симонова А.Ю. 185, 203
- Сири В. 27, 28, 31
- Скальный А.В. 36, 37, 40
- Сковородько С.Н. 299
- Смирнов А.В. 5, 72, 74, 78, 80, 82, 83, 114, 123, 154
- Соренсон Дж. 355
- Сорокин А.А. 5, 200, 203, 330, 348
- Старунова О.А. 6, 156, 178, 202, 203
- Сыркин А.Л. 297
- Тарусов** Б.Н. 21, 40, 289, 290, 299, 355
- Тетельбаум С.И. 355
- Тимонов А.А. 40
- Тихомирова Н.И. 296
- Тихонов А.Н. 17, 40
- Тищенко М.И. 66, 67, 83
- Томассет А. 21, 66, 355
- Томсон В. 353, 354
- Туйкин С.А. 154, 202
- Тютин А.А. 355
- Уайльд** Дж. 355
- Уткина М.И. 40, 348
- Уэбб С. 17, 40
- Фрике** Г. 354
- Фурье Дж. 58, 198
- Ханай** Т. 90
- Харкер В. 355
- Хаунсфилд Г. 355
- Хаури Д. 355
- Хауткупер Л. 21
- Хахин В.И. 82
- Хевеши Д. 16, 354
- Хеймец Г.И. 201
- Хеймсфилд С. 356

- Хелгасон С. 17, 40
Хижняк А.Ю. 298
Хит Б. 181, 182
Хобер Р. 354
Ходоров Б.И. 201
Хрисанфова Е.Н. 160, 181, 203
Хрущева Ю.В. 5, 102, 123, 171, 203
- Ц**ветков А.А. 67, 72, 74, 78, 83, 134, 154
- Ч**айлд Ч. 287
Чедия Е.С. 123, 203, 327
Чтецов В.П. 40, 348
- Ш**аповалов В.Д. 298
Шван Х. 51, 355
Шванн Т. 353
Шелдон В. 181
Шестопалов А.Е. 299
Шеффер П. 354
Шлейден М. 353
Штанько А.В. 256, 299
Шутов Е.В. 297
- Э**мсли Дж. 36, 40
Энгер Х. 355
- Я**рема В.И. 296
Ярема И.В. 299, 300
- A**aron R. 303
Abbott W.E. 6, 40
Ackmann J.J. 300
Aguilo J. 84, 302
Aitchinson T. 300
Aitkens S. 14, 41
Andersen H.L. 279, 300
Andersen J.T. 42
Anderson K.M. 302
Andreoli A. 123, 300, 304
Ashida H. 304
- B**aker N.P. 302
Bakker C.J. 43
Bakker H.K. 28, 31, 40
Balakrishnan G. 219, 300
Bale P. 330, 348
- Ball M. 6
Barbosa-Silva M.C.G. 156, 203
Bark A. 205
Barros A.J.D. 203
Baumgartner R.N. 29, 41, 42, 116, 123, 124, 160, 185, 186, 203, 288, 300
Beals K.A. 331, 348
Bean H.W. 204
Beckett T. 349
Beddoe A.H. 204
Bedogni G. 116, 123
Behnke A.R. 3, 6, 13, 27, 29, 40
Bell S.J. 124
Bella J.N. 235, 300
Benfell K. 304
Bengtsson C. 204
Bernauer E.M. 42
Bertuzzi A. 205
Beunen G. 41
Blaha P. 204
Bodwell C.E. 41
Boileau R.A. 43
Bolonchuk W.W. 302
Bolt M.J.G. 124
Bolton M.P. 70, 80, 83
Bosaeus I. 124
Bosy-Westphal A. 23, 40, 156, 203
Boyd E. 172, 203
Bracco D. 114, 123
Bradham G.B. 125
Breton S. 296, 300
Brodie D. 36, 40
Bronco K.M. 204
Brown B.H. 301, 304
Brown D. 296, 300
Brownell K.D. 330, 348
Brozek J. 3, 6, 25, 28, 40, 43
Bubb M.R. 292, 300
Bucciante G. 204
Buemi M. 197, 203
Burastero S. 304
Bussolotto M. 125
Butterworth D.E. 125

Byrne T. 301
Cagner M. 301
 Caldara A. 204
 Calle E.E. 7, 8, 40
 Campo S. 203
 Candeloro N. 123
 Carella M.J. 300
 Carlson G.L. 301
 Carter J.E.L. 181, 204
 Casas O. 292, 300
 Cha K.Ch. 67, 83, 114, 123
 Cheriex E.C. 301
 Chertow G.M. 124, 288, 300
 Chetham S.M. 59, 78, 83
 Chettle D.R. 16, 41
 Chihara E. 304
 Chioloro R.L. 123, 218, 300
 Christie P.M. 304
 Chumlea W.C. 29, 41, 123, 125, 203, 300
 Chun H. 304
 Ciccarelli C. 303
 Clarys J.P. 14, 41, 42
 Cohn S.H. 16, 34, 41, 300
 Cole K.S. 52, 54, 83
 Cole R.H. 54, 83
 Colvin A.B. 124
 Conway J.M. 20, 41
 Cook M.J. 43
 Cooper A.R. 203
 Cornish B.H. 83, 105–107, 113, 123, 125
 Cotting J. 300
 Cowen S.J. 124
 Cox-Reijven P.L. 108, 123
 Cugini P. 197, 203
Dabhoiwala N.F. 303
 Dallal G.E. 43
 Daniels S.R. 236, 300
 Danielzik S. 40, 203
 Davey D.A. 300
 Davies P.S.W. 303
 Davison J.M. 300
 Dawson D. 348
 Dawson J.L. 303
 Dawson-Hughes B. 43
 De Caprio C. 204
 De Filippo E. 204
 De Lorenzo A. 90, 108, 111, 123–125, 252, 300
 De Munck J.C. 83, 357
 De Simone G. 236, 300
 Dempster P. 14, 41
 Despres J.-P. 18, 19, 41, 162, 163, 203
 Deurenberg P. 123–125, 205
 Devereux R.B. 237, 300
 Dittmar M. 99, 124
 Djurhuus J.C. 301, 303
 Dorhofer R.-P. 40, 203
 Doring A. 302
 Doughty R.N. 301
 Doust J. 348
 Doyle S.R. 204
 Drinkwater D.T. 36, 41, 42
 Duch B.U. 300
 Duncan B.B. 301
 Duplessis S. 301
 Duvekot J.J. 255, 301
Earthman C.P. 111, 124
 Eastell R. 43
 Edelman I.S. 3, 6, 34, 41
 Egger N.G. 247, 301
 Eika B. 301, 302
 Elia M. 123, 125, 301, 304
 Elliot M.J. 303
 Ellis K.J. 33, 34, 39, 41, 43, 96, 111, 124, 300
 Enzan H. 303
 Etori K. 302
 Evans E.M. 212, 301
Faes T.J.C. 50, 83, 357
 Favaro E. 303
 Fearon K.C.H. 124, 301
 Feen B.G. 6, 40
 Feldman Y. 52, 83
 Fewtrell M. 205
 Fidanza F. 29, 41

Fleck S.J. 331, 348
 Foppa M. 235, 301
 Forbes G.B. 3, 6, 26, 38, 41, 203, 356
 Forbes R.M. 203
 Foster K.R. 301
 Foster M.A. 41
 Fowler P.A. 41
 Fremlin J.H. 16, 41
 Frokiaer J. 302
 Frolich M. 303
 Fuller M.F. 19, 41
 Fuller N.J. 213, 301
 Furuya N. 54, 83

Gabriel C. 83
 Gabriel S. 50, 51, 54, 83
 Gagnon R.T. 247, 301
 Gamble G.D. 236, 301
 Gamble J.L. 34, 41
 Gatzon C. 301
 Gay L.J. 300
 Genesca M. 84, 289–292, 301, 302
 Genton L. 125, 204
 Gersing E. 291, 303
 Gneiting B. 302, 304
 Going S.B. 6, 41, 43, 203
 Gomez R. 302
 Gomez T.D. 42
 Gonzalez J. 218, 219, 301
 Gonzalez-Correa C.A. 279, 301
 Gore D.T. 125
 Grande F. 42
 Graves J.E. 101, 124
 Gregersen H. 279, 301, 302
 Grigoriev A.I. 204
 Grimnes S. 49, 50, 54, 55, 60, 65, 72, 83, 85, 124, 294, 301, 358, 359
 Gudivaka R. 95, 100, 108–110, 124
 Guimera A. 304
 Guo S.S. 160, 203
 Gusella M. 304

Haemmerich D. 296, 302
 Hall C.B. 302, 303
 Hallworth D. 300
 Hamilton T.S. 204
 Hanai T. 90, 124
 Hannan J. 301
 Hannan W.J. 124
 Hannigan C.A. 41
 Harada T. 280, 302
 Harrison J.E. 6
 Harrist R.B. 204
 Hayashi Y. 52, 83
 Heath B.H. 181, 204
 Heethaar R.M. 83, 357
 Heiss C.J. 198, 204
 Heitmann B.L. 98, 124
 Henschel A. 3, 6, 43
 Hense H.W. 302, 304
 Heshka S. 43
 Hevesy G. 16, 41
 Heymsfield S.B. 3, 6, 29, 34, 37–39, 41–43, 124, 125, 166, 203, 302, 304
 Heyward V.H. 13, 34, 35, 41, 42
 Hill G.L. 204, 304
 Hirose H. 302
 Hoffer E.C. 21, 42
 Homyakova I.A. 204
 Hotter G. 84, 302
 Houtkooper L.B. 21, 42
 Hutcheon R. 40
 Hytten F. 253, 302

Iacobellis G. 236, 302
 Ingle B.M. 43
 Irimajiri A. 303
 Irwin M.L. 348
 Ishikawa M. 293, 302
 Ivorra A. 54, 84, 289, 291, 294, 301, 302, 356

Jackson A.S. 20, 42
 Jacobs A. 123
 Jacobs D.O. 303
 Jafrin M. 124
 James A.H. 6, 41
 Janssen I. 42, 99, 124
 Jansson J. 205

Jeejeebhoy K.N. 302
 Jossinet J. 42
Kanai H. 125
 Kanehisa H. 125
 Kannel W.B. 302
 Karsegard L. 125
 Kawamura T. 83
 Kaysen G. 125
 Kehayias J.J. 43
 Keshtkar A. 304
 Keys A. 42
 Khan A. 83
 Kievit J.K. 293, 302
 Kimball T.R. 300
 Kimbrough T.D. 301, 303
 Knight G.S. 204
 Knudsen L. 279, 301, 302
 Kolesnik S. 43
 Korber J. 302
 Krai J.G. 304
 Kreymann G. 247, 288, 302
 Kuch B. 236, 302
 Kuhlmann M.K. 125
 Kushner R.F. 42, 124
 Kyle U.G. 85, 96, 97, 124, 125, 156, 204
Labarthe D.R. 204
 Lapidus L. 163, 204
 Larsson B. 26, 42, 204
 Lau R.W. 83
 Lauer M.S. 236, 302
 Lautz H.U. 286, 302
 Lavielle Y. 124
 Lawrence J.H. 84
 Lazarus J.M. 300
 Leach-Huntoon C. 173, 204
 Leenen R. 124
 Leibman J. 34, 41
 Lello S. 304
 Lemieux S. 41, 203
 Lemura L.M. 347, 348
 Levi H. 16, 41
 Levin N.W. 125
 Lew N.L. 300
 Lewis A.M. 203
 Lohman T.G. 3, 6, 31, 35, 41–43, 125, 181, 203, 205, 330, 348
 Lose G. 279, 302
 Lozier S.L. 125
 Luijendijk S.C.M. 125
 Lukaski H.C. 253, 302, 303
MacGillivray I. 300
 Maeda K. 205
 Maehara T. 219, 303
 Maggiore Q. 289, 303
 Malavolti M. 123
 Malecka T. 304
 Manore M.M. 331, 348
 Manus C. 302
 Marfell-Jones M.J. 41
 Marra M. 204
 Martin A.D. 11, 41, 42
 Martin M.F. 304
 Martinsen O.G. 49, 50, 54, 55, 60, 65, 72, 83, 85, 124, 294, 301, 358, 359
 Martinsen S. 303
 Martirosov E.G. 156, 204
 Masuo Y. 125
 Matiegka J. 11, 20, 34, 42
 Mattar J.A. 219, 303
 Matthie J. 110, 123–125, 356
 Maynard L.M. 205
 Mazeikas M.T. 347, 348
 McAdams E.T. 42
 McCause R.A. 205
 McCrory M.A. 14, 42
 McMurray J.D. 6, 42, 303
 McNeill G. 41
 McNeill K.G. 6
 Meador C.K. 42
 Meguid M.M. 303
 Meinders A.E. 303
 Mendez J. 27, 42
 Merwa R. 84, 124, 125, 204, 303
 Min M. 84
 Mingrone G. 205
 Mitchel H.H. 203
 Mitchell A.H. 204

Mitsiopoulos N. 19, 42
 Miyagata S. 302
 Miyatani M. 120, 125
 Mole P.A. 42
 Moore F.D. 3, 6, 26, 33, 38, 42,
 204, 303
 Morel H. 124
 Moreno L.A. 204
 Morgan W.D. 300
 Morrissey T. 301
 Morrison J.A. 300
 Mortensen S.O. 279, 301
 Moscrip V. 40
 Moskovets O.N. 270, 303
 Mozhaev V.A. 68, 84
 Mueller W.H. 156, 204
 Muller C. 302
 Murray-Lyon I.M. 303
 Myers B.J. 204

Nasset E.S. 43
 Natochin Yu.V. 204
 Nawarycz T. 42, 181, 204
 Naylor J. 204
 Nielsen E.J. 303
 Nielsen J.B. 300
 Nieman D.C. 125
 Nigrelli S. 303
 Nikolaev D.V. 65, 67, 84, 303
 Noguera N. 302
 Norris K.H. 41
 Novak I. 303

Ohlson L.O. 163, 204
 Olesen K.H. 6, 42, 303
 Olney J.M. 6, 41
 Onda T. 205
 Oomen A.P.A. 302
 Organ L.W. 113–115, 125
 Oshiga Y. 125
 Ostrovska-Nawarycz L. 42, 181, 204
 Ostyn W. 41
 Osypka M. 291, 303
 Ozkan O.R. 302

Pandolf K. 42
 Paplow N. 302

 Parker J.H.V. 6
 Parr R.M. 16, 41
 Parve T. 84
 Pastori G. 179, 204
 Pattemore M.J. 125
 Pavelkova L. 181, 204
 Peeters L.H. 301
 Perini P. 125
 Petrangeli C.M. 203
 Petrelli J.M. 40
 Piccoli A. 177, 179, 204, 247, 303,
 304
 Pichard C. 204
 Pierson R.N. 43, 304
 Pieters F.A. 301
 Pillon L. 204, 303
 Poehlman E.T. 349
 Pollock M.L. 20, 42, 124
 Pugh R.N. 287, 303
 Pushkin S.V. 204

Quetelet A. 7, 42

Raicu V. 291, 303
 Rask-Andersen H. 303
 Reber H. 99, 124
 Reichel N. 237
 Reid P.M. 124
 Reininger-Mack A. 303
 Ribaud M.C. 302
 Richardson R.A. 301
 Riegerova J. 181, 204
 Rissanen J. 43
 Robergs R.A. 26, 42
 Roberts S.O. 26, 42
 Robertson J.S. 41
 Robitzki A. 291, 303
 Roche A.F. 28, 31, 32, 41–43, 123,
 203, 300
 Rodin J. 348
 Rodriguez G. 197, 204
 Rohde L.E.P. 301
 Roman M.J. 300
 Ronk A. 59, 84
 Roos A.N. 303
 Roshani H. 280, 303

- Ross R. 19, 41–43, 124, 203
 Ross W.D. 36, 41, 42
 Rossander-Hulthen L. 197, 205
 Rossi B. 204
 Roubenoff R. 10, 43
 Rutkove S.B. 288, 289, 303
 Ryo M. 205
- S**aibara T. 303
 Sakamoto K. 83
 Salandri A. 203
 Salinari S. 170, 171, 205
 Sanchez L. 304
 Saris W.H. 349
 Sarria A. 204
 Sasaki E. 302
 Sasso G.F. 300
 Saunders M.J. 301
 Sawyers M.B. 301
 Scharfetter H. 84, 124, 125, 204, 205, 303
 Scheltinga M.R. 301, 303, 304
 Schiffman C.A. 303
 Schlager T. 205
 Schneditz D. 125
 Schoeller D.A. 15, 34, 43, 124
 Schouten F.J.M. 124
 Schroeder D. 279, 304
 Schroeder T. 302
 Schwan H.P. 51, 84, 301
 Schwenk A. 219, 288, 304
 Segal K.R. 253, 304
 Seidell J.C. 19, 43
 Seitz M.A. 300
 Selberg D. 286–288, 304
 Selberg O. 286–288, 302, 304
 Sergi G. 99, 125
 Severi S. 123
 Shaffer J.L. 301
 Shaw K.D. 43
 Sherwood K.E. 15, 43
 Shiga T. 120, 125
 Shime N. 219–221, 304
 Shizgal H.M. 304
 Siders W.A. 302, 303
 Siervogel R.M. 160, 203, 205
- Signorini A. 204
 Simons J. 41
 Simpson D.C. 42
 Siri W.E. 25, 27, 31, 43
 Slaughter M.H. 20, 43, 181, 205
 Slinde F. 197, 198, 205
 Slosman D.O. 204
 Smallwood R.H. 301, 304
 Smirnov A.V. 84, 303
 Smith J. 302
 Snyder W.S. 34, 43
 Soeters P.B. 108, 123
 Sola A. 301
 Spano M.A. 301
 Spector I. 292, 300
 Spray C.M. 205
 Stegerda F.R. 204
 Stevens V. 302
 Stewart J.M. 263, 304
 Stodkilde-Jorgensen H. 301
 Stolarczyk L.M. 13, 41
 Stollberger R. 205
 Streat S.J. 204
 Struikenkamp R.S. 28, 31, 40
 Sturiale A. 203
 Sun S.S. 125
 Sutcliffe J.F. 16, 43
 Svardsudd K. 42, 204
 Svatowski A. 304
- T**agliabue A. 124
 Tarnakin A. 84
 Tee S. 303
 Thiebaud D. 123
 Thielecke H. 303
 Thomas B.J. 83, 116, 123, 125
 Thomasset A. 21, 43
 Thornton J.C. 43
 Thun M.J. 40
 Tobias C.A. 84
 Toso S. 288, 304
 Toth M.J. 347, 349
 Tripp M.D. 303
 Tsai J.Z. 302
- U**lrich C.M. 348

Utter A.C. 119, 125

Valensise H. 253–255, 304
Valentin J. 38, 43, 363
Van Aggel-Leijssen D.P.C.V. 348, 349
Van Der Kooy K. 43, 124
Van Der Meij H.A. 83, 357
Van Marken Lichtenbelt W.D. 111, 125
Vancata V. 204
Vartsky D. 41, 43
Vaswani A. 33, 43
Villa R. 289, 304
Vries B. 302

Wagenmakers A. 349
Wagner D.R. 34, 42
Walker D.C. 279, 284, 304
Wang E. 125
Wang J. 43, 203, 304
Wang W. 125, 205
Wang Z. 6, 16, 20, 36, 37, 39, 41, 43, 87, 88, 125, 167, 203, 205
Wang Z.-M. 304
Ward A.N. 125
Ward L.C. 83, 106, 122, 123, 125, 304
Watson D.M. 83

Weimann E. 330, 349
Welham W.C. 6, 40
Welin L. 42
Wells J.C.K. 177, 205
Westendorp R.G.J. 303
Westerterp K.R. 125
Whally G.A. 236, 304
Widdowson E.M. 205
Williams J.E. 205
Wilmore D.W. 303
Wilmore J.H. 328, 331, 332, 348, 349
Wilson P.W.F. 43
Winick M. 164, 205
Wisemandle W. 205
Withers P. 123
Wolman S.L. 302
Wong W.W. 111, 124
Wouters L. 125
Wyse R.K. 303

Yasui Y. 348
Yasumura S. 3, 6, 41, 300
Young L.S. 304

Zaluska W. 304
Zarowitz B. 125
Zeller C. 203
Zhu F. 114, 118, 125

Предметный указатель

- АВС-01 “Медасс”
внешний вид 136
калибровочный файл 82
погрешность измерения
сопротивления 138
программируемый набор
коммутаций 128
программы
АВС01-0212 228, 270
АВС01-0243 143
АВС01-036 138, 141, 237, 239,
287
АВС01-037 141–144, 180, 184
АВС01-038 287
АВС01-043 283, 284
АВС01-044 144–147, 151, 186,
216, 217, 225, 232, 234, 237,
239, 241, 256
АВС01-045 146, 148, 341
АВС01-053 148, 149
протокол
векторного анализа
биоимпеданса 180
оценки соматотипа 182, 184
оценки состава тела 137
оценки состояния по
фазовому углу 138, 139
первичный 306, 307
текущий 140, 310, 312
структурная схема 135
электрокардиографический
канал 138
Акрофаза 197
- Активная клеточная масса 23, 24,
102, 138, 141, 168, 182, 213,
306, 308, 311–314, 316, 317
дефицит массы тела 310
норма 168
ожирение 315, 317–320, 322,
324, 326, 327
процентное содержание 24, 168
норма 169
спорт 310, 332, 333
спорт 335
- Активное сопротивление 4, 21, 22,
24, 45, 56, 70, 75, 77, 158,
198
норма 158
сегментов тела 187–190
статическая нагрузка 200, 201
суточный ритм 198–200
- Альдостерон 217
- Амиотрофический склероз 289
- Амплитудный детектор 56, 57
- Анализ Бланда-Альтмана 104
- Анализ переходных процессов 59
- Анорексия 183
- Антагонисты кальция 245, 298
- Антидиуретический гормон 217
- Антиортостатическая гипокинезия
173–175
- Антропометрия 34, 35, 39, 155,
181, 244, 287, 333
- Аортокоронарное шунтирование
225–227

- Артериальная гипертензия 212, 235, 236, 245, 299
- Атеросклероз 235, 244, 268
- Безжировая масса тела** 3, 13, 21, 23–30, 34, 87, 88, 99, 114, 117, 122, 129, 132, 133, 148, 163, 173, 215, 236–238, 308, 310, 335, 354
- качество оценки 97
- невесомость 175
- нижний предел 164
- норма 163
- ожирение 236
- плотность
- естественная вариация 31
 - процентное содержание 24
 - спорт 332, 341
 - суточный ритм 197
 - формула 97, 98
- Белково-энергетическая**
- недостаточность 247–249
- Биоимпеданс**
- биполярная схема измерения 62
 - векторный анализ 157, 177, 178, 180
 - информативность 179
 - сегментов тела 186
 - эллипсы рассеяния 179
 - корреляция с ОВО, БМТ и %ЖМТ 21
 - параллельная модель 100
 - погрешности измерений 70
 - внешние 70, 71
 - инструментальные 70, 71
 - методические 70, 71
 - субъективные 70 - погрешность измерений 61, 77
 - последовательная модель 100
 - процесс измерений 70
 - калибровочные функции 70
 - суточный ритм 197, 198, 201
 - факторы изменчивости 196–198
- Биоимпедансная спектроскопия** 83, 87, 88, 92, 105, 111, 112, 130, 299
- Биоимпедансные анализаторы** 82, 126
- ABC-01 “Медасс” 67, 79, 80, 101, 105, 114, 134, 135, 137, 138, 142, 149, 156, 174, 180, 184, 186, 198, 202, 216, 225, 228, 232, 237, 239, 241, 245, 247, 256, 257, 270, 283, 284, 287, 312, 329, 341, 346, 356
- ИСГТ-1 356
- Спрут 174, 175
- классификация 127
- метрологические
- характеристики 82
 - метрологическое обеспечение 82
 - начало серийного выпуска 126
- BC-545 132
- BC-570 132
- Bodystat 1500 130
- Bodystat 1500MDD 130
- HBF-306 133
- HBF-400 133
- Human IM Scan 253
- Hydra 4200 131
- InBody 220 134
- InBody 230 134
- InBody 320 133
- InBody 720 134
- InBody S20 134
- MC-180 MA 132
- Nutriguard-M 130
- Nutriguard-S 130
- Quadscan 4000 130
- Quantum II 129, 130
- Quantum II Desktop 129, 130
- Quantum III 130
- Quantum X 129, 130
- RJL-101 129
- SFB7 131
- TS-M-202 219
- Биоимпедансный анализ**
- информативность 206
 - классификация методов 88
 - классификация параметров 22
 - локальный 244, 289

- степень асимметрии 244
 - многочастотный 238, 252
 - основные задачи в спорте 328
 - полисегментный 232, 238, 260, 263, 267
 - разновидности метода 21
 - сегментный 219
 - операции на сердце у детей 219
 - точность и воспроизводимость результатов 120
- Биометрия 7
- Бронхиальная астма 322
- ВИЧ-инфекция** 37, 180
- Весо-ростовые индексы 7
- Внеклеточная жидкость 15, 21, 23–25, 32, 33, 37, 38, 85, 86, 90, 91, 99, 118, 130, 133, 142, 146, 148, 164–168, 175, 176, 221, 232, 238, 246, 251, 253, 260, 293, 306
 - сопротивление 85
 - удельное сопротивление 118
 - формула 99
 - эталонные методы 39
- Водные сектора организма
 - классификация 164
- Воздушная плетизмография 12, 14, 27, 31, 39
- Гастроэктомия** 247–250
- Гемодиализ 180, 288, 297, 351
- Генератор напряжения 56, 63
- Генератор тока 56, 69, 72, 73
- Гестоз 255, 256, 297, 299
- Гидратация
 - адипоцитов 164
 - гиповолемический и кардиогенный шок 216
 - жировой ткани 164
 - клеток естественная 167
 - клеточной массы 88
 - пародонт 269, 272–279
 - регионов тела
 - оперативные вмешательства 231, 232
 - отравления 257–260
 - пневмоперитонеум 234
 - тканей головного мозга 228
 - кома 229
 - норма 228
 - черепно-мозговая травма 229–231
 - тканей и органов человека 167
 - тощей массы 87, 166, 167
 - норма 166
- Гидратация организма 165, 180
 - антиортостатическая гипокинезия 173–175
 - аортокоронарное шунтирование 225
 - беременность 252, 253
 - гестационная гипертензия 253, 254
 - гестоз 256
 - норма 253, 254
 - гипертоническая болезнь 239
 - инфузионная терапия 214
 - ишемическая болезнь сердца 240
 - ишемические поражения миокарда 225
 - невесомость 175, 176
 - после операции на сердце 219
 - регуляция 217
 - травма 217
 - у больных с СН в послеоперационном периоде 226–228
 - удаление гигантских опухолей малого таза 221–224
 - хирургические больные 218
- Гидростатическая денситометрия, см. *подводное взвешивание*
- Гипертоническая болезнь 236–239, 245, 267, 317, 320, 322, 323, 326, 350
- Гипертонический криз 239

- Гипертрофия левого желудочка
 235–237
 Гиперхолестеринемия 326
 Гиповолемический и кардиогенный
 шок 216
 Гипотиреоз 326
 Годограф 48, 52, 53, 80, 81, 142
 График Найквиста 48, 294
Двойной электрический слой 54,
 59, 61
 Демографическая статистика 7
 Диаграмма Боде 48
 Диаграмма Весселя 48
 Диетотерапия 250, 252, 299, 326,
 327
 Дискретизации частота 58
 Дискретное преобразование Фурье
 58
 Дислипидемия 322
 Дисперсионные характеристики
 тканей 22, 25
 Диуретики 227, 237, 239, 240, 245,
 255, 256, 350
 Диэлектрическая проницаемость
 48, 50–52, 54, 290
 вакуума 49
 комплексная 49, 54
 многослойного диэлектрика 51
 относительная 49–51
 Длительная реабилитация 247
 Допплерография 244
Жировая масса тела 3, 4, 10, 13,
 14, 20, 21, 23–25, 27, 28,
 30–34, 87, 88, 97, 117, 122,
 129, 132, 133, 138, 141, 148,
 160, 161, 176, 178, 182, 202,
 215, 236, 238, 239,
 306–308, 311, 313–320,
 322–324, 326, 331, 342, 345
 анатомическая классификация
 25
 верификация оценки 101
 избыточная 306
 качество оценки 98
 невесомость 175
 норма 160, 161
 процентное содержание 24,
 208–211, 309
 нижний предел 330
 норма 25, 160, 161
 ожирение 25
 спорт 330
 снижение
 и тип жировотложения 308
 спорт 335, 337, 341
 формула 98
 Жировой гепатоз 320, 322, 323,
 326
 Жировотложение 308
 андройдное 308
 гиноидное 308
 промежуточного типа 308
Заболевания
 ЖКТ 247
 легких хронические 8
 пародонта 267
 ХГП 270, 271, 299
 гингивит 267–269
 пародонтит 267–269, 298
 пародонтоз 267
 пародонтомы 268
 формы воспаления 268
 Зонд измерительный ПЭДМ-9 153,
 280, 281, 283, 284
Избыточная масса тела 3
 Измеритель напряжения 56, 58,
 62, 63, 70, 72, 73
 калибровка 56
 Импеданс 21, 45
 биообъекта 73, 74
 комплексный 70
 схемы измерения 56
 контакта 61, 62, 72–79, 81, 105
 влияние на результат
 измерений 62
 нелинейные эффекты 61, 62
 метод вольтметра 55
 мостовая схема измерения 55

- ног 220, 240–243, 246
 как предиктор летальности 221, 242
 нарушения кровообращения 241
- образцовый 70
- погрешности измерений методические 73, 77, 78
- регионов тела
 атеросклероз 244
 гипертоническая болезнь 238
 лечение сосудистых заболеваний конечностей 243
 норма 261
 острый флебит 244
 пневмония 233
 синдром системного воспалительного ответа 243
 у терапевтических больных 265
 удаление гигантских опухолей малого таза 223, 224
 человека
 типичные величины 74
- Импедансный локус 48
- Инварианты состава тела 11, 27, 37, 166
- Индекс Кетле, см. *индекс массы тела*
- Индекс импеданса 93
- Индекс массы тела 7–10, 23, 24, 114, 157, 158, 207–212, 236, 238, 240–242, 307, 308, 314, 316, 317, 319, 320, 322
 и ожирение 8, 207, 208
 и относительный риск гибели 7, 8
 и степень жировотложения 10
 клиническая классификация 8
 норма 9
- Индекс талия–бедра 23, 24, 212, 236, 238, 315–317, 320, 322
 ожирение 212, 320
- Индуктивное сопротивление 45
- Интенсивная терапия 214
- Интерстициальная жидкость 38, 165, 167, 168, 196, 222, 227, 229–231, 238, 250, 256
 и объем искусственного кровообращения 225
- Интраоперационные оценки ОЦК 216
- Инфузионная терапия 206, 216–219, 221, 225–228, 234, 257, 296
 гестационная гипертония 255
 гестоз 256
 отравления 257
 травма 214
 хроническая сердечная недостаточность 237
- Искусственное кровообращение 218, 225, 226
- Истощение 28, 29, 164, 180, 310
- Ишемическая болезнь сердца 227, 240, 241, 317
- Йо-Йо эффект**, 314
- Калибровка** 70, 71, 73, 74, 76, 78–80, 82, 121
- Калибровочные функции 73
- Калиперометрия 11, 12, 19, 20, 34, 35
- Кахексия 164
- Клеточная жидкость 15, 21, 23–25, 37, 38, 86, 93, 105, 118, 130, 133, 142, 148, 165, 166, 175, 176, 246
 формула 108
- Клеточная масса тела 4, 24, 32, 33, 37, 38, 163, 215, 361
 формула 99, 286
- Кожа 61, 72
 роговой слой 61
 эпидермис 61
- Компонентные модели состава тела 25
 гибридные 39

- двухкомпонентные 11, 13, 25, 350
 - модель Бенке 29
 - традиционная 25, 27–29
 - уровни организации биологической системы 36
 - формулы 13, 14
- многокомпонентные 16, 25, 36, 39, 97
- трехкомпонентные 25, 29–32, 350
 - формула Лоймана 31
 - формула Сири 31
- четырёхкомпонентные 25, 29, 32–34, 98, 350
 - модель Матейки 34
 - примеры формул 33
 - формулы Матейки 35
- Компьютерная томография 3, 12, 17, 39, 40, 229
 - задачи 17, 40
 - магниторезонансная 17
 - рентгеновская 17
- Коррекция фигуры 305, 306, 308, 310, 312–314, 316, 327
 - графический анализ
 - эффективности 311
 - критерии эффективности 314
- Коула модель 52, 74, 76, 80, 142, 292, 294, 295
 - аппроксимация импедансного спектра 106
 - годографы 52, 80
 - физический смысл 55
 - эквивалентные схемы 52
- Коула уравнение 52, 53, 291, 292
 - для комплексной проводимости 53
- Коула-Коула модель 54
- Коула-Коула уравнение 54
- Критические состояния 217, 219
 - биоимпедансный мониторинг 214
 - изменения гидратации 216
- Линейная регрессия 93**
- множественная 93
- Магниторезонансная спектроскопия 38**
- Магниторезонансная томография 11, 18, 19, 39, 88, 99, 112, 117, 118, 120, 162, 163, 171
- Максвелла–Вагнера эффект 51
- Масса миокарда левого желудочка 235–237
 - способы нормировки
 - на БМТ 236, 237
 - на ППТ 235, 237
 - на длину тела 235
- Мезор 197
- Метаболический синдром 5, 183, 239, 317, 322
- Метод инфракрасного отражения 12, 20
- Метод наименьших квадратов 157
- Метод разведения индикаторов 15, 29, 31, 33, 34, 37, 39, 88, 97, 112
- Методы оценки состава тела
 - золотой стандарт,
 - см. *эталонные методы*
 - непрямые 11
 - прямые 11
 - способы классификации 11
 - численность единиц оборудования 11, 12
 - эталонные 11, 88
- Механизмы релаксации 51, 54
 - α -дисперсия 51, 54
 - β -дисперсия 51, 54
 - δ -дисперсия 52
 - γ -дисперсия 52, 54
- Микроальбуминурия 235
- Модель однородного тела, см. *модель цилиндрическая*
- Модель смеси 90, 92
- Модель цилиндрическая 90
- Напряжение поляризации 60**
- Невесомость 175, 176, 201

- Нейромышечные заболевания 288, 289
- Нейтронный активационный анализ 3, 16, 33, 36
- Непрямая калориметрия 102–104
- Область дисперсии импеданса** 48, 290–292
- Общая вода организма 15, 21, 23, 24, 29–33, 38, 86–89, 92, 93, 95, 99, 100, 104, 105, 107–109, 111, 112, 117, 122, 129, 164–166, 175, 176, 213, 218, 222, 232, 239, 240, 242, 246–248, 251–257, 311, 312, 318–322, 324, 326, 376
- качество оценки 97
- норма 164
- ожирение 320
- суточный ритм 197
- формула 92, 97, 98, 107, 108
- Ожирение 3, 5, 8–10, 14, 18, 28, 29, 40, 119, 172, 180, 183, 207–209, 211–213, 235, 236, 247, 297, 309, 314, 317, 322–324, 326, 348
- андроидное 212, 309, 314, 315, 317, 320, 326
- гидратация тощей массы 212
- гиноидное 212, 318, 319, 322, 324, 326
- плотность безжировой массы 212
- смешанного типа 212
- эпидемиология 207
- Ома закон 44, 45, 56, 353
- Онкологические заболевания 18, 218, 286
- Операции на сердце 219–221, 225
- Определение естественной радиоактивности тела 3, 15, 16, 33, 88, 111
- Ортостатическая гипотензия 263, 297, 298
- Ортостатическая проба 261, 351
- активная 261
- изменения импеданса 261–265
- пассивная 264
- Ортостатические нарушения 264, 267
- Основной обмен 23, 102, 104, 138, 171, 172, 239, 288, 327
- и содержание калия в организме 16
- норма 171
- ожирение 172
- удельный 172, 173
- формула 102
- Остеохондроз 267, 326
- Острая сердечная недостаточность 215, 234
- Острый флебит 243, 244
- Отравления 257–260
- Панкреонекроз** 288
- Паразитная емкость 72–74, 77–79
- Перетренированность 339
- Площадь поверхности тела 23, 24, 35, 172, 173, 235, 237
- Подводное взвешивание 11–14, 27, 31, 34, 39, 88, 97, 101, 112, 119
- Полиомиозит 289
- Поляризация электродов 60, 61
- Постоянный фазовый элемент 52–54, 61
- его импеданс 53
- Почечная недостаточность 37, 180, 197, 216
- острая 225, 226
- хроническая 247, 288
- Проводимость
- комплексная 46
- Прогнозирующие формулы
- качество 35
- условия адекватности 34
- Производители биоимпедансного оборудования
- НТЦ *Медасс* (Россия) 82, 151, 152, 229
- Akern* (Италия) 129
- Biodynamics* (США) 129

- Biospace Technology* (Юж. Корея) 67, 133
Bodystat (Великобритания) 129, 130
Data Input (Германия) 130
Dietosystem (Италия) 253
Impedimed (Австралия) 129, 131
Omron (Япония) 66, 67, 133
RJL Systems (США) 129, 130, 185, 356
Space Labs (США) 356
Takagi-Sangyo (Япония) 219
Tanita (Япония) 66, 67, 132, 133
Valhalla Scientific (США) 356
Xitron Technologies (США) 109, 111, 131, 291, 356
- Прямая калориметрия 102
- Радиоизотопные методы** 31
 Рак 8, 180, 288
 Реактивное (емкостное)
 сопротивление 4, 21, 22, 24, 45, 47, 51, 56, 57, 70, 75, 77, 78, 86, 99, 100, 107, 108, 110, 130, 134, 137, 138, 158, 198, 233, 286
 норма 158, 159
 сегментов тела 187–190
 статическая нагрузка 201
 суточный ритм 198–200
- Резекция желудка 247–250, 252
 Резекция тонкой кишки 247–251
 Рентгеновская денситометрия 3, 11, 12, 15, 34, 88, 97, 101, 112, 114, 117
 Рентгеновская компьютерная томография 11, 17–19, 39
 Рентгеновские методы 31
 Реограф РПКА2-01 152, 229, 280, 281
- СПИД** 286
 Саркопения 164
 Сахарный диабет 18, 212, 260, 286, 288, 320, 321
 Сепсис 288
- Сердечная недостаточность 225–228, 238, 239, 241
 Сердечно-сосудистая хирургия 224
 Сердечно-сосудистые заболевания 8, 18, 26, 206, 238, 240, 298
 диагностика 235
 Силовая нагрузка 201, 329, 343–345, 347
 Синдром системного воспалительного ответа 243
 Синхронный детектор 56, 57, 136
 Скелетно-мышечная масса 4, 18, 19, 23, 24, 35, 99, 138, 169, 170, 182, 202, 308, 310
 дефицит массы тела 310
 норма 169
 ожирение 318–320, 322, 324, 326, 327
 процентное содержание 24, 170, 308
 норма 170
 ожирение 319
 спорт 333–335
 спорт 337
 формула 99
- Смена носителей заряда 59
 Соматотип 157, 181–183
 биоимпедансная схема определения 182
 по Хит и Картеру 181, 182
 и заболевания 181
 интерпретация 181
 Соматотипирование 181
 Состояние тренированности 328, 336
 Среднеквадратическая ошибка 34, 35, 93, 94, 96–99, 101, 107–109, 111, 113–116, 119, 120, 142
 Средний человек 7, 353
 Схемы измерений 66
 10-электродная 66
 12-электродная 66, 67
 4-электродные 131, 133, 156, 198

- 8-электродная 66, 67, 113, 114, 131–133, 144, 146
 биполярная 62
 по Тищенко 66, 67
 по Томассету 66
 тетраполярная (4-электродная) 22, 62, 73, 126, 127, 149, 150, 270
 для локальных измерений 152
- Тилт-тест** 265, 266, 298
- Типирование биоимпедансное 181, 183
- Тошная масса 4, 23, 24, 29, 87, 138, 168–170, 173, 175, 176, 178, 182
 внеклеточная гидратация 24
 гидратация 24, 87, 117, 166
 как эквивалент термина “безжировая масса” 29
 клеточная гидратация 24
 суточный ритм 197
- Трансплантат
 приживаемость 289
 биопсия 296
 хранение 290, 291, 293–296
- Трансплантация 289
- Тренировочные нагрузки 328, 329, 332, 335, 339, 342, 343, 345
- Тренировочный цикл 328, 339
 годовой 339
- Триада спортсменов 330
- Туберкулез 286
- Удельная проводимость** 48, 50
 комплексная 49, 50
- Удельное сопротивление 48, 50, 357
 активное 195
 комплексное 49, 50
 реактивное 195
 эквивалентное сегментов тела 119
- Ультразвуковое исследование пяточной кости 15
- Условный человек 30, 33, 360
 композиция по Брожеку 28
 параметры гидратации 166
- Учебно-тренировочный сбор 336–342
- Фазовый детектор** 56, 57
- Фазовый угол 22, 56, 286, 306, 342
 амиотрофический склероз 289
 в клинических исследованиях 160
 зависимость от величины гидратации 287
 и основной обмен 288
 кистей, пальцев рук и стопы 194, 196
 клиническая интерпретация 286
 недостаточное питание 289
 нейромышечные заболевания 288
 норма 159, 160
 панкреонекроз 288
 полиомиозит 289
 после операций на органах брюшной полости 288
 рак 288
 сахарный диабет 288
 сегментов тела 186, 187
 сепсис 288
 спорт 333, 337
 суточный ритм 198, 199
 тяжелая травма 288
 хроническая почечная недостаточность 288
 цирроз печени 286
 зависимость от тяжести заболевания 287, 288
 и время дожития 287
- Физическая нагрузка 337, 345, 346, 348
 анаэробная 346, 348
 аэробная 306, 346, 348
- Фитнес 5, 305, 345–348
- Фитнес-стандарт 309
- Фитнес-центр 10, 156, 210–212, 305, 345, 346, 350

- Фурье ряд 198
- Х**арактеристическая частота 48, 53
- Х**роническая сердечная
недостаточность 232, 234,
237, 240, 242, 243
- Х**роническое легочное сердце 240
- Ц**ирроз печени 5, 247, 286, 287
- Ч**астотный диапазон 59
- Ш**кала АРАСН-III 233, 243
- Э**квивалентная схема 46, 53, 54,
73, 78–80, 86, 87, 121
биообъекта 46, 47, 85
измерительной цепи 71, 72, 81
контакта 60
параллельная 108
последовательная 108
тела человека 63
- Э**квипотенциальные поверхности
64, 65
- Э**лектроды 4, 22, 59–65, 67–70, 72,
74, 78–81, 92, 94, 95, 105,
113, 116, 121, 122, 127–129,
131, 134, 136, 138, 150, 351,
352
биоадгезивные 150, 151
для внутрисполостных
исследований 153
для исследований участка десны
152, 270, 281
- для ног 133
для рук 131, 133
из инертных металлов 60
из нержавеющей стали 151
измерительные,
см. *потенциальные*
кольцевые 150, 194
концентрические 152
для реоэнцефалографии 228
металлические 59
одноразовые 127
точечные для ЭКГ 153
опоясывающие 150
платиновые 60, 62
поляризация 60
потенциальные 67, 150, 185, 187,
270, 281, 284, 343
с хлорсеребряным покрытием
60, 151
сменные 127
стандартное расположение 95,
129
токовые 62, 63, 65, 67, 68, 120,
150, 185, 187, 343
фиксированные 131
цилиндрические 127
- Э**лектроимпедансная
спектроскопия 352
- Э**лектроимпедансная томография
65, 352
- Э**лектромагнитное поле внешнее 71
- Э**хокардиографическое
исследование 237

Оглавление

От авторов	3
Глава 1	
Основы анализа состава тела	
1.1. Индекс массы тела	7
1.2. Методы изучения состава тела	11
1.2.1. Классификация методов	11
1.2.2. Подводное взвешивание и воздушная плетизмография	13
1.2.3. Метод разведения индикаторов	14
1.2.4. Рентгеновская денситометрия	15
1.2.5. Определение естественной радиоактивности тела ..	15
1.2.6. Нейтронный активационный анализ	16
1.2.7. Компьютерная томография	17
1.2.8. Калиперометрия и метод инфракрасного отражения	19
1.2.9. Биоимпедансный анализ	21
1.3. Модели состава тела	25
1.3.1. Двухкомпонентные модели	25
1.3.2. Трехкомпонентные модели	30
1.3.3. Четырехкомпонентные модели	31
1.3.4. Многокомпонентные модели	36
Литература	40
Глава 2	
Биоимпеданс и его измерение	
2.1. Сопротивление и импеданс	44
2.2. Параметры импеданса биологической ткани	48
2.3. Частотные зависимости импеданса биологических тканей	50
2.4. Методы измерения импеданса	55

2.5. Контакт электрода с тканью	59
2.6. Измерение импеданса сегментов тела	63
2.7. Погрешности измерений биоимпеданса	69
2.7.1. Источники погрешностей	69
2.7.2. Погрешности из-за изменений параметров измерительной цепи	72
2.7.3. Методы уменьшения погрешностей измерения	78
2.7.4. Метрологическое обеспечение биоимпедансных измерений	82
Литература	82

Глава 3

Основы биоимпедансного анализа состава тела 85

3.1. Сущность метода	85
3.2. Физические модели для оценки состава тела биоимпедансным методом	88
3.2.1. Модель однородного тела	88
3.2.2. Модель смеси	90
3.2.3. Эмпирические модели	92
3.3. Интегральный одночастотный метод оценки состава тела	94
3.4. Интегральный многочастотный метод оценки состава тела	105
3.5. Оценка состава сегментов тела	112
3.6. Точность и воспроизводимость результатов биоимпедансного анализа состава тела	120
Литература	123

Глава 4

Аппаратура для биоимпедансных измерений 126

4.1. Общая характеристика приборов для биоимпедансометрии	126
4.2. Приборы для измерений на стандартном отведении	128
4.3. Приборы, в которых электроды являются частью конструкции	131
4.4. Многофункциональный биоимпедансный анализатор АВС-01 "Медасс"	134
4.5. Электроды и электродные системы	149
Литература	154

Глава 5
**Биоимпедансные исследования состава тела
здорового человека** **155**

5.1. Популяционные оценки параметров импеданса и состава тела.....	157
5.1.1. Индекс массы тела.....	157
5.1.2. Параметры импеданса.....	158
5.1.3. Жировая масса.....	160
5.1.4. Безжировая масса.....	163
5.1.5. Общая вода организма. Водные сектора.....	164
5.1.6. Активная клеточная масса.....	168
5.1.7. Скелетно-мышечная масса.....	169
5.1.8. Основной обмен.....	171
5.2. Исследования состава тела в условиях космического полета.....	173
5.2.1. Условия непродолжительного космического полета и состояния антиортостатической гипокинезии....	173
5.2.2. Условия длительного космического полета.....	176
5.3. Векторный анализ биоимпеданса.....	177
5.4. Биоимпедансная оценка соматотипа.....	181
5.5. Региональные и динамические исследования параметров импеданса.....	184
5.5.1. Импеданс регионов тела.....	184
5.5.2. Динамика и циркадные изменения импеданса.....	196
Литература.....	201

Глава 6
Клинические приложения **206**

6.1. Биоимпедансная оценка ожирения и избыточной массы тела.....	207
6.2. Критические состояния.....	213
6.2.1. Возможности планирования трансфузионной терапии у больных с гиповолемическим шоком при кровопотере.....	215
6.2.2. Влияние интра- и послеоперационных факторов на гидратацию организма у хирургических больных .	217
6.2.3. Диагностика сердечной недостаточности и оценка эффективности ее коррекции у хирургических больных.....	224
6.2.4. Исследования гидратации при отеке мозга.....	228

6.2.5. Изменения гидратации регионов тела при оперативных вмешательствах.....	231
6.3. Сердечно-сосудистые заболевания.....	235
6.3.1. Биоимпедансные исследования в диагностике гипертрофии левого желудочка сердца.....	235
6.3.2. Водный баланс у больных с хронической сердечной недостаточностью.....	237
6.3.3. Лечение сосудистых заболеваний.....	243
6.4. Контроль изменений гидратации как побочного эффекта применения лекарственных препаратов.....	245
6.5. Заболевания желудочно-кишечного тракта.....	246
6.6. Гестозы.....	252
6.7. Отравления.....	256
6.8. Ортостатические изменения и нарушения.....	260
6.9. Исследование гидратации тканей пародонта при стоматологических заболеваниях.....	267
6.9.1. Гидратация тканей пародонта у больных хроническим генерализованным пародонтитом.....	271
6.9.2. Гидратация тканей пародонта у больных с гиперчувствительностью зубов.....	274
6.9.3. Гидратация тканей пародонта у больных с зубочелюстными аномалиями.....	276
6.10. Применение биоимпедансных методов в урологии.....	279
6.11. Использование величины фазового угла в клинической практике.....	286
6.12. Оценка состояния органов при трансплантации.....	289
Литература.....	296

Глава 7

Биоимпедансный мониторинг в процессе снижения массы тела 305

7.1. Задачи и методы коррекции фигуры.....	305
7.2. Первичное обследование и постановка задачи снижения массы тела.....	306
7.3. Контроль состава тела в процессе коррекции фигуры....	310
7.4. Клинические примеры.....	314
7.4.1. Подбор тактики лечения.....	314
7.4.2. Успешное лечение при адекватном соблюдении пациентом требований программы коррекции массы тела.....	317

7.4.3. Максимальные результаты лечения	319
7.4.4. Длительное удержание результатов лечения	320
7.4.5. Йо-йо эффект	322
7.4.6. Чрезмерно быстрое снижение массы тела	324
7.4.7. Быстрый старт	326
7.4.8. Увеличение активной клеточной массы в ходе диетотерапии	326
Литература	327

Глава 8

Биоимпедансный анализ в спорте 328

8.1. Нормальные значения параметров состава тела для различных видов спорта	329
8.2. Сезонные и внутрисезонные изменения	335
8.3. Биоимпедансные исследования регионов тела	339
8.4. Изменения импеданса регионов тела под действием силовых нагрузок	343
8.5. Биоимпедансные измерения в фитнесе	345
Литература	348

Заключение	350
-------------------------	-----

Приложения	353
-------------------------	-----

П.1. Некоторые этапы развития исследований состава тела и биоимпедансного анализа	353
-----------------------------------------------------------------------------------------	-----

П.2. Удельное сопротивление и диэлектрические параметры тканей организма человека	357
-----------------------------------------------------------------------------------------	-----

П.3. Состав тела условного человека	360
-------------------------------------------	-----

Список сокращений и обозначений	364
----------------------------------------------	-----

Именной указатель	367
--------------------------------	-----

Предметный указатель	377
-----------------------------------	-----

Научное издание

Николаев Дмитрий Викторович
Смирнов Александр Витальевич
Бобринская Ирина Георгиевна
Руднев Сергей Геннадьевич

**БИОИМПЕДАНСНЫЙ АНАЛИЗ
СОСТАВА ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА**

Зав. редакцией *Н.А. Степанова*
Редактор *Е.Ю. Федорова*
Художник *В.Ю. Яковлев*
Художественный редактор *Ю.И. Духовская*

*Компьютерный набор и верстка
выполнены авторами*

Подписано к печати 24.09.2009
Формат 60×90 1/6. Гарнитура Таймс
Печать офсетная
Усл. печ. л. 24,5. Усл. кр.-отт. 25,0. Уч.-изд. л. 25,0
Тираж 1000 экз. Тип. зак.
Заказное

Издательство “Наука”
117997, Москва, Профсоюзная ул., 90

Email: secret@naukaran.ru
www.naukaran.ru

ППП “Типография “Наука”
121099, Москва, Шубинский пер., 6