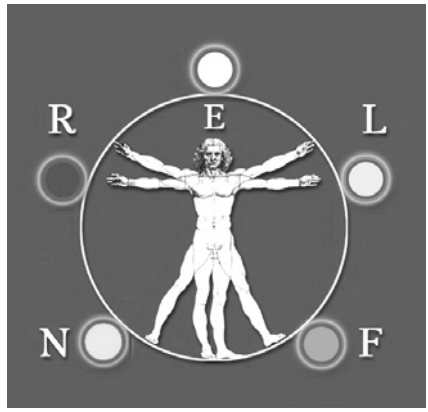
А.А. Ц В Е Т К О В

Б И О И М П Е Д А Н С Н Ы Е М Е Т О Д Ы К О Н Т Р О Л Я СИСТЕМНОЙ ГЕМОДИНАМИКИ



М О С К В А

ИЗДАТЕЛЬСТВО ФИРМА "С Л О В О"
2010

УДК 572; 615.47; 621.31
ББК 28.71; 31.221
Ц274
А.А.Цветков. Биоимпедансные методы контроля системной гемодинамики. – Москва: Издательство Фирма «Слово», 2010. – 330 с. Библ. 124 назв. Ил. 145. Табл. 30. **ISBN 978-5-900228-89-1**

Рецензенты:
доктор медицинских наук Т.В. Зарубина, доктор медицинских наук Р.М. Баевский, кандидат технических наук В.А. Можаев

В монографии представлены исследование, научное обоснование и реализация функционально-диагностической, неинвазивной, инструментальной технологии мониторного контроля объёмов жидких сред организма и системной гемодинамики большого и малого круга кровообращения (импедансным методом).

Разработана методика одновременного измерения за 1 минуту объёмов центрального и периферического кровотока 8 основных регионов (головы, рук, ног, абдоминального, центрального, аортального и др.) и соответственно всего тела человека как единой системы гемо-и гидродинамики (в миллилитрах в минуту). Приведены описания разработанных инструментальных средств – анализаторов гемодинамики и объёмов жидких сред организма.

Монография может быть полезна для инженеров, физиологов и врачей, занимающихся разработкой новых приборов, клинических и медицинских методик исследования состояния сердечно-сосудистой системы, а также для преподавателей и студентов по профилю "биомедкибернетика".

Tsvetkov A.A. Bioimpedance methods for controlling systemic hemodynamics. M.: Firm SlOVO, 2010. 330 p. Bibliography: 124 refs. Illustrations: 145. Tables: 30. **ISBN 978-5-900228-89-1**

Reviewers:
T.V. Zarubina, Dr. scient. med.; R.M. Baevsky, Dr. scient. med.;
V.A. Mozaev, Cand. Sci. (Engineering)

Monography presents research, scientific substantiation and realization of functional-and-diagnostic, non-invasive instrumental technology of monitoring control of body fluids' volumes and hemodynamics of systemic and pulmonary circulation (by impedance method).

A 1-min technique for simultaneous measurement of central and peripheral blood flows' volumes in 8 main body regions (head, upper and lower extremeties, abdominal, central and aortal, etc) and correspondingly in the whole human body as an integrated system of hemo- and hydrodynamics (in mL per min) has been developed. Elaborated instrumental means, e.g. analysers of hemodynamics and volumes of body fluids are described.

The monography may be of service to engineers, physiologists and medical doctors dealing with elaboration of new instruments, clinical and medical techniques for studying cardiovascular system as well as to professors and students of "biomedical cibernetics" profile.

ISBN 978-5-900228-89-1

© А.А. Цветков, 2010
© Издательство Фирма "Слово", 2010

ОГЛАВЛЕНИЕ

Оглавление 3

Предисловие 6

От автора 8

Глава 1. Современные технологии оценки гемодинамики 12

1.1. Развитие и состояние биоимпедансного метода 16

1.2. Методы измерения импеданса биообъекта 21

1.2.1. Вступление 21
1.2.2. Полный импеданс и его компоненты 22
1.2.3. Графическое представление импеданса 24
1.2.4. Форма и структура объекта измерения 26
1.2.5. Биполярный метод измерения 34
1.2.6. Тетраполярный метод измерения 43
1.2.7. Разветвлённый метод измерения 45
1.2.8. Фокусирующий метод измерения 48
1.2.9. Экспериментальные методики 52
1.2.9.1 Методика реопульмонографии 52
1.2.9.2 Методика реоэнцефалографии 55
1.2.9.3 Методика реогепатографии 57
1.2.9.4 Методика контроля микрогемодинамики 59
1.2.9.5 Методика оценки симметрии тела 61
1.2.9.6 Методика реодентографии 63

1.3. Анализ гомогенной модели биообъекта 67

1.3.1. Анализ гомогенной электрофизической модели 67
1.3.2. Анализ гомогенного уравнения гемодинамики 68
1.3.3. Анализ моделей при биоимпедансной спектроскопии 73

1.4. Методики оценки гемодинамики 81

1.4.1. Методики для определения состава тела 82
1.4.2. Методика реокардиографии по Кедрову 84
1.4.3. Методика реокардиографии по Кубичеку 86

1.4.4. Методика реокардиографии по Шрамеку 94
1.4.5. Методика реокардиографии по Тищенко 97
1.4.6. Методики реовазографии 102
1.4.7. Методики реоэнцефалографии 105

1.5. Недостатки, задачи и методы исследования 109

1.5.1. Недостатки существующих методов 109
1.5.2. Методы и задачи создания новых технологий 112

1.6. Технология разработки новых медицинских методик 115

Глава 2. Локализация регионов тела человека 118

2.1. Основные регионы и биоимпедансные отведения 118

2.2. Формирование активных зон измерения импеданса 125

2.2.1. Периферические регионы 125
2.2.2. Суперпозиционное формирование активных зон 128
2.2.3. Центральные регионы 130
2.2.4. Дополнительные торсовые регионы 133

Глава 3. Разработка гетерогенной модели биообъекта 138

3.1. Структура и граничные условия электрофизической модели. . . 138

3.2. Уравнение гемодинамики объекта гетерогенной структуры . . . 147

3.3. Алгоритмы расчёта объёмов водных секторов 154

3.4. Алгоритмы расчёта системной гемодинамики 160

Глава 4. Технологии контроля гемодинамики и состава тела . . 167

4.1. Технология оценки объёмов водных секторов 168

4.1.1. Полная эквивалентная схема замещения регионов 169
4.1.2. Дисперсионные свойства тканей 171
4.1.3. Определение компонент методом экстраполяции 175
4.1.4. Фазовый угол, как параметр оценки состава биообъекта 182
4.1.5. Погрешность оценки состава тела человека 195

4.2. Технология оценки системной гемодинамики 197

4.2.1. Контурный анализ реограмм 199
4.2.2. Структура реограммы и условия её регистрации 203
4.2.3. Объёмные параметры гемодинамики 210

Глава 5. Инструментальное оснащение методик 219

5.1. Разработка анализаторов гемодинамики и состава тела 219

5.1.1. Конструктивное исполнение приборов 220
5.1.2. Функциональные схемы приборов 220
5.1.3. Технические характеристики приборов 224

5.2. Перспективы развития инструментального обеспечения 229

Глава 6. Разработка и апробация клинических методик 232

6.1. Комплексная методика контроля СГД и ОВС BODY 232

6.1.1. Измерение периферических и центральных регионов 233
6.1.2. Проведение программно-аппаратного обследования 238
6.1.3. Регистрация гемодинамических характеристик 246
6.1.4. Расчёт объёмных характеристик жидких сред 250
6.1.5. Расчёт объёмных характеристик гемодинамики 251

6.2. Контроль сердечного выброса **правого** желудочка 258

6.3. Контроль сердечного выброса **левого** желудочка 271

Заключение 284

Литература 288

Приложения 298

Термины и обозначения 316

Рецензии 325

ПРЕДИСЛОВИЕ

При диагностике и лечении любых заболеваний необходимо исследование состояния системы кровообращения. Поэтому разработка новых неинвазивных методов и способов оценки гемодинамических показателей была, остается и будет актуальной.

В последние годы особое внимание клиницистов и исследователей привлечено к изучению гидро- и гемодинамики, то есть комплексному исследованию гемоциркуляции и водного баланса обследуемого.

Попытки проведения гемодинамических исследований, в рамках разработанных биоимпедансных методик, наталкиваются на сложные проблемы технического, методического и метрологического характера. В монографии А.А.Цветкова предлагается новая, комплексная – инструментальная методика оценки системной гидро- и гемодинамики, в которой эти проблемы решены.

Разработанная и апробированная методика системной гемодинамики (СГД) может использоваться в отделениях реанимации и интенсивной терапии, кабинетах и отделениях функциональной диагностики, реабилитационных центрах и отделениях восстановительной медицины и т.д.

Методика СГД позволяет осуществлять регистрацию и обработку реографических и биоимпедансных волюметрических характеристик во всех периферических областях человеческого тела, оценивать сердечный выброс большого и малого круга кровообращения, следить за динамикой объемов общей, внеклеточной и внутриклеточной жидкости, рассчитывать объемные показатели в единой системе измерений.

Методика СГД реализована на программно-аппаратном комплексе «Медицинский анализатор гемодинамики (импедансный) – МАГИ-01» и основана на особенностях исследования – разветвленным биоимпе-

дансным способом измерения физиологических параметров биообъекта.

Использование математического моделирования позволило разграничить 5 периферических и 3 торсовых региона таким образом, что реально осуществляется исследование всего человеческого организма.

Монография А.А.Цветкова "Биоимпедансные методы контроля системной гемодинамики" содержит 5 глав, написанных по материалам собственных исследований – физиологического, математического и технического плана.

В ней представлен перспективный проект новой, инструментальной, диагностической системы, оперативной оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы. Теперь необходима дальнейшая проработка этих технологий в плане клинической и диагностической интерпретации результатов оценки СГД – биоимпедансным методом.

Она включает краткие, но внятные описания моделей, на основе которых созданы предлагаемые методики. Приведены все измеряемые показатели и формулы расчетов. Книга содержит большое количество рисунков, хорошо иллюстрирующих текст.

Монография может быть полезна: врачам функциональной диагностики, врачам-реаниматологам, слушателям курсов повышения квалификации врачей, специалистам среднего медицинского персонала, преподавателям и студентам высших учебных заведений.

Заведующая кафедрой медицинской кибернетики и информатики ГОУ ВПО "Российского государственного медицинского университета" Росздрава, д.м.н., профессор Т.В. Зарубина.

ОТ АВТОРА

Данная работа является результатом многолетнего опыта применения биоимпедансных методов измерения гемодинамики и инструментальных методик для оценки регионального, органного и центрального кровотока человека [85].

Следует отметить, что при разработке новых медицинских методик врачами клиницистами и физиологами традиционно преобладает **эмпирический подход**. Анализ недостатков, а также использование достижений смежных областей науки и техники позволили сделать следующий шаг в направлении научно обоснованного формирования технологий измерения основных физиологических характеристик биообъекта.

В науке и технике постоянно появляются новые методы измерений, автоматизированной информационной обработки, анализа данных и т.д. В медицине, при разработке новых методов, сначала появляются новые **инструментальные** технологии измерений, затем **клинические** методы исследования и, в результате, в широкую медицинскую практику приходят статистически обоснованные **медицинские методики** диагностической интерпретации результатов измерений при обследовании пациентов с различными нарушениями функционального состояния.

В плане инструментального оснащения на смену реографам приходят измерительные комплексы и компьютерные анализаторы гемодинамики (АГД) и анализаторы водных секторов организма (АВС), т.е. состава жидких сред.

В работе представлено исследование, обоснование и реализация функционально-диагностических инструментальных технологий мониторного контроля системной гемодинамики человека биоимпедансным методом.

При разработке технологий контроль **системной гемодинамики** условно рассматривается **как 2-уровневый**.

1. Контроль **центральной** гемодинамики двух регионов – торакального и аортального, т.е. сердечного выброса крови правого желудочка в лёгочный (малый круг) и левого желудочка, соответственно, в большой круг кровообращения (часто называемый системным).

2. Контроль **периферической** гемодинамики, обеспечивающей кровоснабжение 6-ти основных регионов и органов тела человека.

3. Косвенная оценка **тканевого** обмена, включая венозный возврат крови, отражает **3-й уровень,** проявляющий себя в измерении объёмов общей, внеклеточной и клеточной жидкости 8 областей измерения тела человека.

В результате проведённых работ **впервые** в медицинской практике была разработана **инструментальная** методика (технология), позволяющая **одномоментно** контролировать системную гемодинамику: центральный, региональный кровоток и объёмы жидких сред **всего организма**.

Полное обследование проводится **всего за 1 минуту**. Контроль и анализ системной гемодинамики человека биоимпедансным методом обеспечивается при комфортном наложении 5 стандартных электродов (ЭКГ-клипс), на руки, на ноги и голову.

Предлагаемая технология обеспечивает длительный и непрерывный контроль гемо- и гидродинамики всего тела человека как единой системы организма, в единой системе объёмных показателей – в миллилитрах.

Периферический кровоток определяется в абсолютных единицах объёма – миллилитрах или удельных показателях – миллилитрах в минуту, протекающих в 100 граммах ткани (т.е. в процентах). В торакальном регионе определяется интенсивность удельного кровотока, эквивалентная ударному выбросу сердца в малый круг кровообращения, а в аортальном регионе определяется ударный объём в основном левого желудочка сердца. После разработки инструментальной технологии и проведения клинической апробации необходимо провести дополнительные клинические исследования по сбору данных для различных групп пациентов, нормировке диапазонов, доверительных интервалов и диагностической интерпретации результатов обследования. Подобных инвазивных и неинвазивных методик в литературе **не обнаружено.**

Книга состоит из шести глав и приложений.

1. В первой главе кратко описана **история** становления и развития биоимпедансного метода (БИМ) измерения физиологических параметров гемодинамики. Кратко рассмотрены основные информативные компоненты полного импеданса и особенности их измерения на биообъекте, обладающем распределёнными параметрами. Рассматриваются электрические методы измерения импеданса и их особенности.

Проведён критический **анализ** действующих медицинских методик (технологий), выявлены достоинства, недостатки и перспективы развития биоимпедансного метода.

Анализируются активные зоны измерения импеданса для существующих методик оценки гемодинамики и состава тела пациента. Рассматривается действующая электрофизическая гомогенная модель, т.е. состоящая из одной фракционной структуры, для оценки гемо- и гидродинамики. Анализируется и обосновывается **неадекватность моде-**

ли измеряемому участку биообъекта и выявляется несоответствие граничных условий моделирования. В конце главы показаны недостатки, также рассмотрены задачи разработки новой комплексной технологии контроля системной гидро- и гемодинамики для создания соответствующей инструментальной измерительной системы. (контроля и анализа - убрать). Анализ позволил обосновать **технологию** системной разработки новых медицинских методик.

2. Во второй главе представлена **технология локализации регионов** тела человека как единого "разветвлённого" биообъекта.

Разработана технология формирования "активных зон измерения импеданса" и описана реализация измерений гемодинамики – всего тела человека. Методами комбинаторики найдены **8 биоимпедансных отведений**. Шесть периферических регионов – голова, руки, ноги, абдоминальный и два центральных, виртуальных региона – торакальный и аортальный – составляют всё тело человека.

3. В третьей главе проведено исследование и **разработка электрофизической модели** гетерогенной, 4-фракционной структуры, состоящей не только из крови, но и внеклеточной, клеточной жидкостей и непроводящих тканей. Сформированы адекватные граничные условия и получено полное "уравнение гемодинамики" для биообъекта гетерогенной структуры. Получены алгоритмы расчёта основных параметров гемодинамики. Показано, что гемодинамические характеристики могут быть определены только на основании найденных объёмов жидких сред организма.

4. В четвёртой главе представлена технология формирования **методов контроля** объёмов водных секторов – ОВС, т.е. гидродинамики и системной гемодинамики – СГД. Разработана технология определения ОВС для 8 регионов, а также технология контроля СГД: кровотока 6 периферических и 2 центральных регионов для оценки сердечного выброса большого и малого круга кровообращения.

5. В пятой главе представлено **инструментальное оснащение.** Разработан и промышленно выпускается Анализатор Водных Секторов АВС-01. Разработан Медицинский Анализатор Гемодинамики (импедансный) МАГИ-01 в клиническом и мобильном исполнении. Описана технология проведения обследований пациентов. Представлены **перспективы** дальнейшего развития биоимпедансных инструментальных методик.

6. В шестой главе представлены разработанные инструментальные и **клинические методики** оценки ОВС и СГД человека (BODY, SV-LV и SV-RV), а также результаты проведения их клинической апробации.

При подготовке работы опубликовано более 50 научных работ, из них 13 после 2000 года, получено 2 патента [91, 92] и подана заявка на патент РФ [101].

В Заключении представлены результаты работы, кратко описаны дополнительные возможности и перспективные направления развития технологий оценки органной и тканевой гемодинамики.

В **Приложениях** приведены дополнительные графические и информационные материалы, поясняющие результаты исследований.

ГЛАВА 1

СОВРЕМЕННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ОЦЕНКИ ГЕМОДИНАМИКИ

Актуальность применения биоимпедансного метода

Распространённость сердечно-сосудистых заболеваний определяет актуальность разработки новых и эффективных компьютерных технологий для их диагностики, лечения и прогнозирования, т.е. функционального состояния системной гемодинамики и жидких сред организма.

Разработка новых методов исследований, обеспечивающих диагностику функционального состояния сердечно-сосудистой системы, заключается в поиске доступных для широкого применения новых методов и показателей количественного определения интенсивности кровоснабжения, а также оценки водно-электролитного баланса состава тела человека.

Проводятся работы по контролю состояния различных органов и участков тела пациента, по повышению метрологических возможностей, улучшению методического и инструментального оснащения, автоматизации проведения клинических исследований и т.д. В настоящее время функциональная диагностика располагает достаточно информативными прямыми и косвенными методами оценки состояния сердечно-сосудистой системы.

Прямые методы (клиренса) обладают достаточно высокой точностью измерения – их погрешность составляет менее 5...10 %. Однако они оказывают существенное травматическое и психофизиологическое воздействие на пациента при катетеризации крупных сосудов и введении в кровь контрастных индикаторов. Практически невозможен длительный выборочный контроль и мониторное наблюдение. Трудоёмкие исследования необходимо проводить высококвалифицированным персоналом в специальных стерильных условиях. При этом требуется сложная дорогостоящая аппаратура.

Практически **инвазивные методы недоступны** для широкого клинического использования и тем более **для мониторирования** или скрининга.

Косвенные методы исследования характеризуются менее высокой точностью, но обычно позволяют осуществлять длительный и непрерывный контроль параметров кровоснабжения в динамике.

В медицинской практике используются такие косвенные методы, как электрокардиография (ЭКГ), фонокардиография (ФКГ), баллисто-

кардиография (БКГ), фотоплетизмография (ФПГ), измерение и мониторирование артериального давления (АД), ультразвуковые методы (УЗИ), магнитно-резонансная томография (МРТ), а также реоплетизмографический (РПГ) или биоимпедансный метод (БИМ) и т.д.

Биоимпедансный метод, наиболее известный как реографический, является одним из наиболее удобных и перспективных методов мониторного контроля гемодинамики.

Биоимпедансные методики отличаются безвредностью, технической простотой, удовлетворительной биофизической обоснованностью и достоверностью, хорошей воспроизводимостью результатов, пригодностью для частого повторного применения. Они используются не только для обследований в естественных, нормальных для человека условиях, но и **при мониторинге** в нагрузочных и экстремальных состояниях.

Часто основной задачей исследования является не столько точное определение абсолютных значений гемодинамических показателей, сколько констатация **величины и направления их динамики**, т.е. оценки их изменений при различных воздействиях и пробах [23].

Необходимо обратить внимание на то, что в функциональной диагностике часто используются физические, медикаментозные и иные воздействия. При этом существенно увеличивается диапазон изменений гемодинамических показателей, когда динамический диапазон многих параметров увеличивается в несколько раз, что существенно повышает разрешающую способность биоимпедансного метода и, соответственно, снижает погрешность измерений.

Этим методом производят измерение медленных и пульсовых изменений величины полного импеданса и его составляющих, в различных участках и органах тела пациента с поверхносто наложенных электродов, как в электрокардиографии. В результате получают данные контурного (качественного) и количественного анализа гемодинамики различных органов и периферических участков тела человека.

Биоимпедансным методом производится оперативная оценка состояния сердечно-сосудистой системы в центральном регионе, в частности таких жизненно важных характеристик, как величина сердечного выброса – **СВ** и минутный объём кровообращения – **МОК**.

Контроль таких показателей, как минутный объём кровообращения, артериальный приток крови в конечности, органное кровоснабжение и т.д., позволяет врачу выбирать и корректировать тактику лечения, повышать эффективность проводимой терапии и общего состояния пациента.

Существенную роль также играет метод биоимпедансного анализа – **БИА** оценки состава тела пациента. Биоимпедансный анализ используется для определения объёмов общей, внеклеточной и внутриклеточной жидкости. Количественная оценка объёмов жидких фракций тела человека позволяет контролировать баланс жидкостей организма (**гомеостаз**), что существенно повышает достоверность диагностики состояния пациента.

Несмотря на актуальность разработки методов функциональной диагностики, ещё недостаточно изучены новые возможности биоимпедансных методов и меры повышения точности измерения абсолютных величин объёмных параметров гемодинамики.

Реографические методики особенно широко применялись в 70-х–90-х годах. Они использовались в реаниматологии, анестезиологии, при клинических и стационарных обследованиях, скрининге, в спортивной медицине и т.д.

С появлением новых методов и современных технологий, например ультразвуковых и томографических исследований, интерес к реографии несколько снизился. Однако развитие современных научных достижений, компьютеризации, технологий и техники в смежных областях позволяет рассчитывать, что у функциональной диагностики появятся новые оперативные и системные возможности, недоступные иным методам.

Учитывая специфику данной работы, нужно обратить внимание на то, что тело человека является **замкнутой биологической системой**, ограниченной кожным покровом, в которой происходят перераспределения крови и других жидких фракций по недостаточно изученным законам. Эти системные перераспределения приводят к нарушениям функционального состояния человека, вплоть до чрезвычайных состояний.

Методы томографии ("изображение среза") позволяют получить послойное изображение внутренней структуры объекта исследования. Фактически при томографии производят рентгенологическое исследование внутренних органов человека при помощи многоразового сканирующего просвечивания.

Есть три основные модификации: магнитно-резонансная – **МРТ**; компьютерная (КТ) и позитронно-эмиссионная **томография** (ПЭТ). При МРТ в основном производится оценка анатомических изменений и проводятся различные виды визуальной диагностики. При ПЭТ, подобно радиоизотопному исследованию, измеряется излучение введенного радиоизотопа и преобразуется в томограммы.

Каждый из них имеет свои преимущества. Но отмечаются существенные факторы, влияющие на результаты исследования – это «двигательное беспокойство пациента во время исследования», а также не-

возможность одновременного контроля состояния гемодинамики во всех регионах тела человека.

Методы ультразвукового исследования – УЗИ внутренних органов организма достаточно широко применяются во всех областях медицины. В медицинской практике ультразвуковое исследование применяется уже более сорока лет. Его преимущества перед другими методами очевидны – доступность, безболезненность и достоверность получаемой информации.

Метод ультразвуковой диагностики занимает ведущие позиции в диагностике большинства заболеваний органов брюшной полости, мочевыделительной системы, щитовидной железы, слюнных и молочных желез, печени, желчного пузыря, селезенки и главное – сердца.

Эхокардиография на протяжении последних 15-20 лет является одним из основных методов визуализации сердца.

Двухмерный В-режим и М-режим даёт графическое изображение движения стенок сердца и створок клапанов во времени и позволяет в реальном времени оценить размеры сердца и систолическую функцию желудочков.

Как любой диагностический метод, эхокардиография имеет свои достоинства и недостатки. «Недостатком УЗИ является выраженная зависимость от квалификации исследователя. **Специалист, занимающийся ультразвуковой диагностикой сердца, должен быть кардиологом, в совершенстве знать топографическую анатомию грудной клетки, гемодинамику сердца, иметь пространственное мышление**. При отсутствии одного из данных качеств у исследователя резко возрастает процент ошибок диагностики».

Также причиной ошибок может быть место и качество установки датчика, который перед исследованием смазывают водным желе, которое выполняет функции переходной среды.

Трехмерная допплерография дает возможность **наблюдать картину** пространственного расположения кровеносных сосудов в реальном времени, позволяя с высокой точностью оценивать наличие или отсутствие патологических процессов, в том числе злокачественных образований на этапах окончательной постановки диагноза.

Таким образом, методы УЗИ и МРТ при всех достоинствах исследования гемодинамики человека обеспечивают регистрацию внутренних органов либо в срезе, либо в локальной области и **не обеспечивают** измерение регионального пульсового кровотока или минутного кровообращения в абсолютных единицах объёма – миллилитрах.

Резюме. В настоящее время в медицинской практике практически отсутствуют как инвазивные, так и косвенные методические и инструментальные средства измерения, позволяющие в реальном масштабе времени наблюдать динамику перераспределений кровотока и объёмов жидких фракций одновременно всех основных регионов во всём теле человека. Поэтому чрезвычайно актуально стоит задача разработки биоимпедансного метода, обеспечивающего мониторный, синхронный контроль системной гемодинамики и объёмов водных секторов всего тела человека.

Примечание. Актуальность системного подхода оценки гемодинамики хорошо изложена в статье – докладе чл.-корр. МАИЭН А.И.Гончаренко "Неизвестное сердце", перепечатанного журналом "Техника молодёжи" № 9 за 2004 год. В нём популярно рассматривается гидродинамическая основа кровообращения в замкнутой сосудистой системе и делается вывод: «физики и инженеры получили основу для создания медицинских и физиотерапевтических приборов на принципах локального, адресного управления потоками крови и т.д.».

Но для управления, необходим контроль гемо- и гидродинамики и наблюдение за потоками крови **всего организма**.

1.1. Развитие и состояние биоимпедансного метода.

История становления биоимпедансного метода измерения

Сущность биоимпедансного метода, также называемого реографическим или реоплетизмографическим, заключается в следующем. Реограф или биоимпедансметр измеряет электрическое сопротивление, которое создают ткани биообъекта – **БО**.

На поверхность обследуемой области пациента, аналогично электрокардиографиическим исследованиям, накладывают металлизированные "токовые" электроды, которые подключают к генератору переменного тока силой, например 1 мА, и частотой, например 50 кГц. Синусоидальный ток проходит через ткани пациента, создавая в нём электрическое поле (потенциальное).

Между потенциальными, т.е. измерительными электродами, измеряется высокочастотное напряжение, пропорциональное сопротивлению тканей обследуемой области, обычно в диапазоне 20–500 Ом. После преобразования высокочастотного сигнала измеряется величина межэлектродного сопротивления (импеданса) – **Z** и регистрируется так называемая "нативная реограмма" – $\Delta\mathbf{Z}$, пропорциональная изменениям импеданса вследствие изменения пульсового кровотока.

Величина импеданса – **Z** зависит от многих причин и, в частности, от структурных особенностей и количественных соотношений электропроводных тканей, составляющих область измерения.

Импеданс модулируется пульсовым кровотоком на величины, составляющие доли процента. Например, при импедансе руки $Z \approx 200$ Ом амплитуда реограммы $\Delta Z \approx 0{,}1$ Ом. Контурный и амплитудно-частотный анализ реограммы позволяет судить об интенсивности кровотока, наполнении сосудистого русла кровью, эластичности сосудистой стенки и т.д. (см. раздел 4.2).

Началом развития метода реографии принято считать первые работы 1941 года Кедрова [25...27], Найбора [108...110], Швана [111...113] и др. Метод реографии развивался, в основном, как чисто эмпирический способ качественной оценки кровотока.

Большой вклад внесли такие учёные, как Ю.Е.Москаленко [49, 50], Х.Х.Яруллин [107], А.Я.Минц и М.А.Ронкин [45], Л.А.Кацнельсон [24], М.И.Тищенко [73], В.И.Мажбич [42], А.И.Науменко и В.В.Скотников [56], Ю.Т.Пушкарь [60...63], Н.Р.Палеев [64], М.К.Осколкова [58], Н.К.Логинова [32...36], Е.А.Лужников [37...41], Л.Г.Костомарова [30], Г.И.Сидоренко [66], В.Н.Чертыковцев [102...104] и др.

На основании контурного анализа (качественного) нативной реограммы определялись такие амплитудно-временные показатели, как максимальная амплитуда реограммы, систолической и диастолической части пульсовой волны, амплитуды дикротического зубца, амплитуды диффреограммы (скоростной характеристики), а также множество (более 50) "реографических индексов", т.е. соотношений их характеристик [69]. Также рассчитывались гемодинамические показатели: время изгнания крови из сердца, минутный объём кровообращения, время изометрического сокращения, время распространения пульсовой волны, показатель тонуса и эластичности сосудов, фазы изгнания и др.

Для регистрации реограммы в эти годы примененялись приборы с мостовыми преобразователями, имеющими 2–3 потенциометрические ручки настройки. В качестве регистраторов использовались чернильно-пишущие кардиографы и энцефалографы, а не принтеры.

Например, в Приложении 6 приведены образцы техники тех лет: Rheovar (Франция), рис. 1, Bekman BR-100 (США), рис. 2, и др.

Первый отечественный биполярный одноканальный Реограф РГ-1-01 был разработан в 1960 году предприятием «БИОФИЗПРИБОР» [70].

В 1968 году, по схеме амплитудно-сравнивающего моста Шминке [106], в ЭПМ АМН СССР с участием автора был разработан первый серийный 4-канальный биполярный **Реограф 4-РГ-1м**.

В эти годы, **1-го поколения** приборов, также были разработаны **биполярные** приборы зарубежного производства и апробированы новые методики: рео**кардио**графии, рео**энцефало**графии, рео**вазо**графии, рео**пневмо**графии, рео**пульмоно**графии, рео**рено**графии, реод**енто**графии, рео**пародонто**графии, рео**офтальмо**графии и т.д.

Однако техника тех времён обладала существенными функциональными, техническими и метрологическими недостатками.

При биполярном методе в область измерения входили дополнительные, неинформативные переходные сопротивления "электрод–кожа", величиной ≈ 100–200 Ом, и измерять кровоток в абсолютных единицах объёма (миллилитрах в минуту) не представлялось возможным. Кроме того, шумовые характеристики приборов ограничивали возможности анализа реограмм, для которых должное соотношение шум / сигнал должно было быть не менее ≈ 1 / 500 000.

В это время для функциональной диагностики начали разрабатываться новые ультразвуковые и иные методы контроля гемодинамических характеристик. В результате интерес к реографическому методу стал спадать, т.к. биполярные методики и приборы 1-го поколения позволяли проводить только качественный анализ и рассчитывать количественные соотношения нативных кривых в виде так называемых "гемодинамических показателей кровотока".

Применение **тетраполярного** метода и технологий расчёта объёмных характеристик гемодинамики относится к **2-му поколению** биоимпедансных измерений и соответствующего инструментального оснащения.

Кубичек [114, 115], Найбор [108...110] и в последующем Шрамек [116, 122], предложили тетраполярный метод, в частности для определения величины сердечного выброса – СВ крови и минутного объёма кровообращения – МОК биоимпедансным методом. В 1974 г. был выпущен тетраполярный прибор IFM – Minnesota (США) [124].

В 1974 году во ВНИИМТ МЗ СССР автором совместно с Большовым был разработан **первый отечественный** тетраполярный двухканальный реоплетизмограф **РГ-2-02** [7, 9, 79], а модифицированная методика измерения **СВ** стала использоваться в широкой клинической практике [60...63]. С этих пор стали активно развиваться тетраполярный метод измерения и соответствующие методики для оценки пульсового и минутного кровотока в абсолютных единицах объёма – в миллилитрах.

Затем, в 1978 году, во ВНИКИ РЭМА МЗ СССР был разработан серийный четырёхканальный тетраполярный реоплетизмограф 4-РГ-01.

В 1979 году совместно с Дегтярёвым и Куликовым был разработан и изготовлен тетраполярный реоплетизмограф **"Левкой-3Т"**, который был использован на **космической станции "Салют-5"** [18] для исследований кровообращения спецконтингента (космонавтов).

Тетраполярный метод измерения и аппаратное оснащение существенно улучшили достоверность результатов обследования. Сейчас тетраполярный – самый популярный метод измерения, хотя в технике существуют и другие, не менее интересные методы измерения импеданса, как, например, разветвлённый и фокусирующий.

В настоящее время выпускаются и используются многоканальные, до 6 каналов, реоплетизмографы, автоматически обрабатывающие всю физиологическую информацию и рассчитывающие объёмные гемодинамические показатели с помощью подключаемых персональных компьютеров.

В связи с появлением новых альтернативных методов измерения кровотока (МРТ и УЗИ) из всего спектра ранее разработанных методик остались лишь несколько. В основном это контроль центральной гемодинамики по Кубичеку, реоэнцефаллография по Яруллину и Ронкину и реовазография по Найбору. Реже используются разработанные много лет назад фокусирующие методики контроля органной гемодинамики (см. разделы 1.2.9).

Нужно отметить, что все вышеупоминаемые методики основаны на гомогенной модели БО. В расчётных выражениях для гомогенной модели предполагается, что БО состоит только из крови, а влияние остальных электропроводных структур не учитывается. В результате использования гомогенной модели биообъекта наблюдается недостаточная точность измерений. В клинических условиях требуется более высокая степень автоматизации проведения обследований и стремление оценить гемодинамику всего организма человека как единого целого.

В 1939 году Тарусовым [71, 72] и затем в 1962 году Томасетом [117], Коулом [118, 119] и др. [85] был предложен **дисперсионный** (разночастотный) метод биоимпедансного анализа – **БИА.** Он стал активно разрабатываться как метод количественной оценки состава тела человека, т.е. определение общей, внеклеточной и клеточной жидкости, но обычно только всего тела человека [55, 83, 91].

В основном этот метод (как коммерческий) нашёл применение **в фитнесе**, как оздоровительной методике, позволяющей следить за изменением формы и состава тела, например соотношением мышечных и жировых тканей в организме. Для задач фитнеса многие зарубежные

фирмы выпускают портативные приборы [44, 55], позволяющие в амбулаторных условиях и даже дома оценивать, кроме роста и веса тела, объёмы общей воды организма, тощей, жировой, активной клеточной и скелетно-мышечной массы тела человека.

Также проводятся исследовательские работы по применению биоимпедансного метода для научных исследований в трансплантологии, хирургии и т.д. При этом регистрируются тренды величины импеданса и его компонент (активного и реактивного сопротивления) и оценивается динамика жидких сред организма [55].

В 2001–2006 г.г. был разработан программно-аппаратный комплекс Анализатор Водных Секторов АВС-01 – "МЕДАСС" [91, 92], нашедший достаточно широкое применение в медицинской практике и, в частности, в фитнесе. Кроме методики Томасета, позволяющей определять объём внеклеточной и клеточной жидкости только во всём организме (между рукой и ногой), АВС-01 позволяет проводить оценку (объёмов) водных секторов многих **регионов** тела человека [55].

Резюме. Подобные биоимпедансные анализаторы свидетельствуют о развитии уже **3-го поколения** технологий и автоматизированных приборных комплексов оперативного системного биоимпедансного анализа гемодинамики и движения жидких сред организма.

Возможность подобных исследований вызывает особый интерес клиницистов.

Примечание. Следует особо отметить, что **биоимпедансный метод более других сходен с методами разведения контрастных веществ** (разновидностями метода – Фика), при котором индикатор идёт по сосудам и рентгенограмма это фиксирует. При БИМ ток идет прежде всего по электропроводным сосудам, а **по величине изменений импеданса регистрируются изменения кровотока.**

1.2. Методы измерения импеданса биообъекта.

1.2.1. Вступление

Методы электрических измерений импеданса достаточно хорошо изучены, разработаны и описаны в теоретических основах электротехники [1, 74]. Вопросы измерения электрическими методами **неэлектрических величин,** в частности способов измерения импедансов, их компонент, погрешностей, также хорошо известны и описаны в литературе [51, 57].

В прикладной промысловой геофизике [11] фундаментально разработаны вопросы теории электромагнитных полей, применяемых в электроразведке, и промысловых методов измерения сопротивлений.

Методы измерения импеданса в объектах со сложной внутренней структурой и изменяемой формой, каким является тело человека, изучены намного меньше.

Из монографий на тему биоимпедансных измерений объёмных параметров гемодинамики, прежде всего, следует упомянуть работу Nyboer J. [109].

В книге Науменко А.И. и Скотникова В.В. [56] практически нет рассмотрения конкретных принципов измерений импеданса и технологий определения гемодинамических характеристик кровотока, за исключением методик, основанных на "контурном" анализе реограмм.

В книге Мартиросова Э.Г. [44] всеобъемлюще описаны различные методы определения состава тела человека, но очень мало уделено внимания биоимпедансным измерениям.

В книге Николаева Д.В и соавторов [55] исчерпывающе описано измерение электрического импеданса и его компонент, в основном в приложении к фитнесу, т.е. биоимпедансному анализу состава всего тела человека. Однако недостаточно уделено внимания биофизическим основам измерения импеданса биообъекта (в частности, и электрофизическим моделям). Не рассматриваются вопросы контроля гемодинамики.

Все биоимпедансные, т.е. реографические измерения количественных характеристик кровотока, основаны на электрофизической модели, предложенной Кедровым А.А и Nyboer J. в 1948 году [26].

Электрофизическая – гомогенная модель с этих пор практически не корректировалась, хотя некоторые попытки предпринимались [80, 85, 94... 98]. Источники, содержащие **системный** подход к методам измерения_физиологических характеристик полисегментной и органной гемодинамики как технологий измерений распределённых параметров биообъекта, также практически отсутствуют.

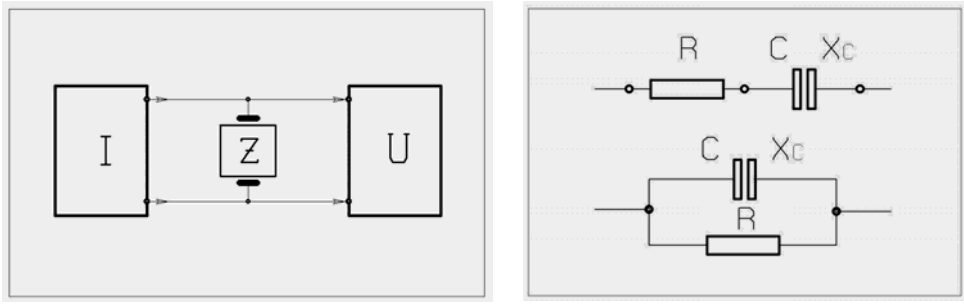
С другой стороны, есть масса разрозненных работ, посвящённых этой теме, авторами которых являются специалисты физиологи и медицинские работники, без участия специалистов инженерно-физического профиля. Эти работы, как правило, внесистемные и не доведены до практического применения. С 1970 года было проведено 13 международных конференций по измерениям биоэлектрических импедансов. На них представлены новые изыскания в области биоимпедансных методов оценки гемодинамики IN VIVO и измерений характеристик и параметров биологических тканей, в основном измеренных IN VITRO, а также для определения состава тела, в частности методами биоимпедансной томографии и т.д. [121].

1.2.2. Полный импеданс и его компоненты

Сначала кратко рассмотрим **сущность** биоимпедансного метода измерения полного сопротивления, т.е. электрического импеданса – **Z** (Ом), а затем **характеристику** полного импеданса, но в применении к биологическому объекту.

Импеданс – **Z**, часто называемый сопротивлением, можно измерять различными способами, в зависимости от подключения цепи генератора тока – **I** (мА) и измерителя – **U** (В) к электродам, установленным на **БО**. Обычно импеданс измеряется биполярным методом – **БМ**. Биполярный наиболее простой, т.е. 2-электродный метод измерения.

При измерении импеданса БМ на объект измерения накладывают только два металлизированных электрода, например на руку и ногу. К электродам подключают источник тока – **I** и измеритель напряжения – **U** (рис. 1.1.а).



а) б)

Рис. 1.1. а) Схема подключения к генератору тока (**I**) и измерителю напряжения – (**U**) и б) последовательная и параллельная ЭС замещения импеданса биообъекта

Между электродами возникают электрическое поле и напряжение, измеряемое вольтметром – **U**. Ткани биообъекта оказывают сопротивление протекающему току. Величина этого полного сопротивления – **Z** (Ом) может быть рассчитана по закону Ома.

В соответствии с **интегральным** законом Ома величина:

$$Z = U / I \text{ (Ом)} \tag{1.1}$$

Обычно понятие импеданса биологического объекта – **Z**, связано **с эквивалентной схемой** – **ЭС** его замещения дискретными элементами, т.е. компонентами: сопротивлением активным (резистором) – **R** и **Xc –** реактивным**,** в частности образованным конденсатором – **C**.

Полный электрический импеданс живых тканей – **Z** равен сумме активного – **R** и реактивного – **X** сопротивлений:

$$Z = R + X$$

На рис. 1.1.б представлены две эквивалентные схемы замещения импеданса – **Z**, с последовательным и параллельным соединением составляющих его компонент.

Модуль полного импеданса ЭС с **последовательным** соединением компонент равен:

$$| Z |= \sqrt{R^2 + X^2} \tag{1.2}$$

где: **R** – активное сопротивление, **X** – реактивное сопротивление, например конденсатора – **C**.

Модуль полного импеданса ЭС с **параллельным** соединением компонент равен:

$$| Z |= (R \cdot X) / (\sqrt{R^2 + X^2}) \tag{1.3}$$

Известно, что полное реактивное сопротивление ЭС определяется ёмкостной и индуктивной составляющими:

$$X = X_L - X_C \tag{1.4}$$

где: **XL –** индуктивное сопротивление, **Xc –** ёмкостное сопротивление.

Реактивное **ёмкостное** сопротивление конденсатора – **Xc** (Ом), равно:

$$X_C = 1/\omega \cdot C \qquad (1.5)$$

где: $\omega = 2\pi \cdot F$ – "круговая" частота, С – конденсатор (Фарада).

Величина ёмкостного сопротивления – **Xc** тем меньше, чем выше частота генератора. Это обусловлено тем, что конденсатор имеет различные частотно-зависимые свойства при прохождении переменного (синусоидального) тока [1, 57, 74].

Реактивное **индуктивное** сопротивление импеданса – **XL** (Ом) равно:

$$X_L = \omega \cdot L \qquad (1.6)$$

где: **L** – индуктивность (Генри).

Величина индуктивного сопротивления **XL** с ростом частоты увеличивается.

Примечание. По данным литературы индуктивное сопротивление **XL** биообъекта ничтожно, т.е. практически отсутствует. Однако, как показали проведённые исследования, описанные в разделе 4.1.3, **индуктивное** сопротивление импеданса – **XL** в биообъекте **существует** и при определённых условиях оказывает существенное влияние на точность измерений. На рис. 1.1.б индуктивность – **L** и индуктивное сопротивление – **XL** не показаны. Полная ЭС с индуктивной компонентой представлена на рис. 4.1 (пояснения далее в разделе 4.1.1).

1.2.3. Графическое представление импеданса

Импеданс – комплексная величина $Z = R_E + jX$ **,** и при прохождении переменного тока величина **Z** зависит от частоты тока – **ω.**

Действительная часть равна $R_E = [R \cdot X_C / (R^2 + X_C^2)]$**.**

На рис. 1.2 показан годограф для параллельной ЭС с компонентами R и C. При измерении импеданса **Z** на низкой частоте **ω → 0** его величина равна активному сопротивлению **–** R, т.к. конденсатор не проводит ток и его реактивное сопротивление **Xc** → ∞.

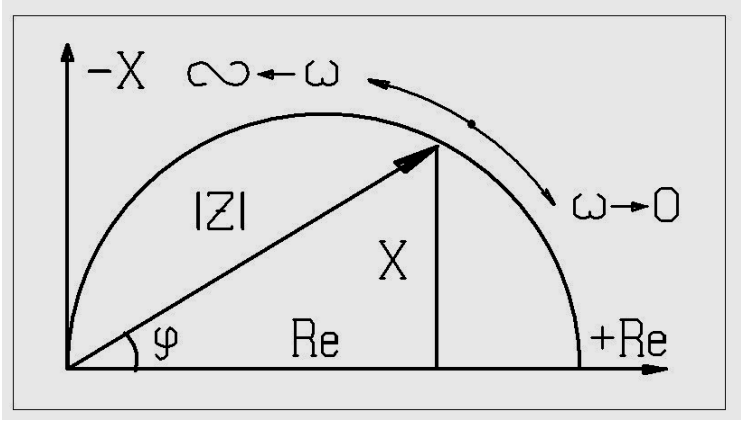


Рис. 1.2. Векторная диаграмма, годограф или график Найквиста – модуля комплексного сопротивления |**Z**|, для параллельной ЭС.

При повышении частоты (скольжении вектора |**Z**| влево) реактивное сопротивление – X начинает возрастать и затем снова уменьшаться, а суммарное, активное сопротивление – Re уменьшаться.

На рис. 1.2 длина вектора |**Z**|, изображающего комплексное число на координатной (комплексной) плоскости, есть модуль импеданса (1.1).

Аргумент комплексного числа – это угол **φ** между осью R и вектором |Z|, изображающим это комплексное число **tg** φ **= X / R**, называемое тангенсом угла потерь конденсатора **C:**

$$\varphi = arctg\ (X / R) \tag{1.7}$$

Из треугольника сопротивлений (рис. 1.2.) также получим зависимость величин компонент импеданса от фазового угла:

$$R = Z \cdot \cos\varphi\ ; \quad X_C = Z \cdot \sin\varphi \tag{1.8}$$

Необходимо заметить, что фазовый угол весьма информативно отражает состав тканей биообъекта. Он характеризует соотношение активного сопротивления объёмов внеклеточной жидкости и ёмкостное сопротивление непроводящих мембран клеточной жидкости.

Таким образом, при биоимпедансном анализе гемодинамики и объёмов водных секторов организма необходимо использовать следующие электрические характеристики (компоненты) импеданса биообъекта:

1. Полный импеданс . . . . . – Z;
2. Активное сопротивление . . . . . – R;
3. Ёмкостное сопротивление . . . . . – Xc;
4. Индуктивное сопротивление . . . . – XL;
5. Фазовый угол . . . . . – φ.

Далее кратко рассмотрим использование этих характеристик в применении к технологиям контроля СГД и ОВС биологических объектов.

Как было показано ранее, величина полного импеданса **Z** и его пульсовых изменений Δ**Z** (реограмм) используется при определении многих параметров гемодинамики. Медленные изменения импеданса используются при оценке величины и направления динамических изменений объёмов жидких сред.

Резюме. Для расчёта абсолютных величин объёмов (в миллилитрах) жидких сред организма – общей и внеклеточной жидкостей необходимо измерение полного импеданса с 3 основными компонентами.

Для определения объёмов и соотношений внеклеточной и клеточной жидкости обычно требуется дополнительное построение годографа и измерение фазового угла – φ (см. разделы 1.3.3. и 4.1.4).

1.2.4. Форма и структура объекта измерения

Использование биоимпедансного метода в медицине существенно отличается от его общетехнического применения в электротехнике, где обычно предметом измерения являются объекты с сосредоточенными параметрами, например резисторы или конденсаторы. Они имеют однородную, т.е. **гомогенную** или изотропную структуру с "сосредоточенными" параметрами вследствие равномерного распределения электропроводного материала с определённым удельным сопротивлением по всему объёму. Обычно это графит для резистора или конденсатора – материал с определёнными диэлектрическими характеристиками.

Все регионы (и органы) тела человека, например голова, рука, нога, торс, печень, лёгкие и т.д., имеют **гетерогенную** структуру и состоят из массы различных тканей, имеющих разные объёмные, электрические и иные характеристики, влияющие на величину импеданса **Z** измеряемой области биообъекта.

Основные факторы, существенно влияющие на результат измерений импеданса и его компонент, следующие.

М**орфологические** свойства, особенно при большом наборе различных тканей, составляющих область измерения. В частности, отношение удельного сопротивления данной ткани к её объёму или к суммарному удельному сопротивлению всех тканей области измерения.

Дисперсионные свойства тканей. Это диэлектрическая проницаемость клеточных мембран, создающая частотно-зависимые влияния на реактивные компоненты импеданса.

Электропроводность различных типов тканей. Каждый вид биологической ткани имеет свои электрические особенности (или константы): удельные сопротивления и диэлектрические проницаемости. От них зависит способность тканей проводить электрический ток, а также зависимость электрической индукции от напряжённости электрического поля.

Антропометрические параметры области измерения**.** Это прежде всего **размеры** области измерения (длина, высота, ширина, радиус и т.д.), а также **формы** этих участков, существенно отличающиеся друг от друга (поверхность, цилиндр, сфера, конус, эллипс и т.д).

Анизотропи́я (морфологическая) рассматривается как зависимость неодинаково проводить ток во взаимно перпендикулярных направлениях **внутри однородной ткани**.

Анизотропи́я (антропометрическая) как зависимость участка тела человека неодинаково проводить ток в конкретном участке биологического объекта в разных направлениях. Она зависит **от взаимного расположения** магистральных сосудов и направления прохождения тока в измеряемой области (перпендикулярно, параллельно или под определённым углом).

Кратко рассмотрим наиболее важные факторы и характеристики.

1. Антропометрические характеристики (форма и размеры)

Объёмные характеристики и параметры гемодинамики во всех существующих методиках, для проводника цилиндрической формы, рассчитываются по закону Ома **в интегральной** форме:

$$Z = \rho \cdot (L / S) \qquad (1.9)$$

Все методики (и их модификации), при которых необходимо измерение размеров проводника, основаны на **гомогенной** модели Кедрова и Найбора.

Размеры. Величина импеданса измеряемого участка БО цилиндрической формы определяется двумя основными антропометрическими характеристиками: длина проводника **– L** (см) и сечение проводника **– S** (кв.см).

Измерение антропометрических (линейных) параметров основных регионов конкретного человека (голова, рука, нога, торс и др.) доступно и обычно проводится с усреднением. Но расчёт суммарного объёма оказывается не очень точным (± 2... 5 %).

Форма. Большинство измеряемых областей, условно, в первом приближении**,** можно отнести к участкам **цилиндрического** вида**.**

Руки, ноги (и их сегменты), туловище, торс, абдоминальный регион, пальцы и даже пульпа зуба имеют в основном цилиндрическую форму или вид усечённого конуса с круглым или эллиптическим сечением. Тогда их размеры легко поддаются измерению и могут быть учтены при определении объёмных характеристик гемодинамики и водных секторов тела человека.

Даже при измерении объёмного кровотока, поступающего в голову, близкую к **сферической** форме, можно сформировать (расположением опоясывающих измерительных электродов) область измерения в форме цилиндра, например от шеи до височного уровня. Тогда можно проводить измерения в отделе (цилиндрическом), который содержит все артериальные и венозные сосудистые русла, включая основную часть "виллизиевого круга" мозгового кровообращения.

Как будет показано далее (в разделе 1.2.8), также возможно формирование активных зон измерения в форме цилиндра или близкой к цилиндрической с помощью измерений фокусирующим методом**.**

Особые сложности возникают при определении органного кровотока, например печени, почек и других органов. Измерения их антропометрических данных практически невозможны, т.е. они недоступны в связи с глубоким их залеганием.

Примечание. Однако возможно определение их "удельного кровотока" – в миллилитрах в минуту в 100 граммах ткани, т.к. при измерении удельных показателей гемодинамики измерение антропометрических характеристик не требуется (см. раздел 3.3). Особо следует отметить, что для измерения антропометрических характеристик в настоящее время созданы и используются 3-координатные **измерители контуров тела человека** на основе "бесконтактных методов исследования поверхности фигуры для проектирования одежды", которые могут быть использованы и в медицинских целях [59].

Резюме. При контроле гемодинамики и жидких фракций, для повышения точности измерений, необходимо учитывать антропометрические характеристики БО: форму, поперечное сечение – **S** и междуэлектродное расстояние – **L** исследуемой области, т.к. расчёт проводится по закону Ома.

2. Морфологические особенности области измерения БО

Кроме антропометрических размеров необходимо учитывать морфологические особенности (строения и структуры) тканей, отличающиеся соотношением объёмов и их электрических характеристик.

Морфологические характеристики тканей измеряемых регионов, с электрической точки зрения, в литературе известны в усреднённом виде [44, 55], причём либо IN VITRO, либо отсутствуют в литературе вообще. Поэтому для разработки конкретных технологий оценки гемодинамики и объёмов водных секторов тела человека в дальнейшем необходимо проведение экспериментальных измерений.

При расчёте параметров гемодинамики и водных секторов жидких сред такого большого региона, как, например, рука, в области измерения оказывается множество тканевых структур различной проводимости и объёма. Этот регион состоит из следующей "смеси": крови, внеклеточной и клеточной жидкости, мышечных тканей, жировой клетчатки, слабопроводящих соединительных и практически неэлектропроводных костных тканей.

Кровеносные сосуды и костные ткани в основном имеют трубчатую форму (стержневую), эпидермис и подкожная клетчатка имеют форму концентрических слоёв, лёгочная и жировая ткани имеют губчатую клеточную структуру. В разделе 1.3.1 будет показано, что электропроводность **G** (3.9) проводника длиной – **L**, состоящего из 4-компонентной "смеси" жидкостей и тканей, пропорциональна сумме отношений объёма – **Vi** данной фракции к её удельному сопротивлению – **ρ i**.

Резюме. Поэтому для учёта электропроводных свойств подобных "смесей" в дальнейшем целесообразно вводить **морфологические коэффициенты**. Например, $K_M = f(V_I / \rho_I)$ или $K_M = f(\rho_S / \rho_I)$, где V_I – объём, ρ_I – удельное сопротивление **i**-й структуры, ρ_S – суммарное удельное сопротивление области измерения. Заметим, что в норме - гомеостаз обеспечивает "константное" соотношение характеристик тканей, (не более ± 2 - 3 %).

3. Удельные сопротивления тканей

Известно, что любой физический объект имеет свойство проводить электрический ток. Наилучшей электропроводностью обладает серебро. Его удельное сопротивление – $\rho = 0{,}016 \cdot 10^{-6}$ (Ом·м), или $0{,}016 \cdot 10^{-4}$ (Ом·см), т.е. сопротивление одного кубического сантиметра.

Величина импеданса БО существенно зависит и от удельных сопротивлений входящих в него тканей – ρ. Удельное сопротивление

различных тканей организма – ρ варьирует от ≈ 70 (Ом·см) для спинномозговой жидкости до ≈ 3000 (Ом·см) для жировых тканей. Для практически непроводящих костных и соединительных тканей ρ > 10 кОм.

В книге Николаева Д.В. [55] наиболее полно представлены справочные данные по удельным сопротивлениям различных структур тела человека. Удельное сопротивление крови равно 150 Ом·см, т.е. почти в 100 раз больше серебра, хотя кровь практически является самой электропроводной структурой в теле человека.

Вот небольшой **перечень удельных сопротивлений – УС** тканей:
Кожа ≈ 100.000 Ом·см,
Кость ≈ 10.000 Ом·см,
Жир ≈ 3850 Ом·см,
Мышцы (поперёк) ≈ 675 Ом·см; мышцы (вдоль) ≈ 440 Ом·см;
Сердце ≈ 175 Ом·см,
Кровь ≈ 150 Ом·см.
Минимальное УС спинномозговой жидкости ≈ 70 Ом·см, максимальное ≈ 100 кОм для кожи.

Итак, диапазон изменений УС изменяется **более чем в 1000 раз.**

Очевидно, что при измерении величины сопротивления исследуемой области, по закону Ома (1.9), в расчётную величину биоимпеданса будет входить какое-то реальное, **суммарное** (или "кажущееся") значение удельного сопротивления – ρ_Σ (или – ρ_S). Величина – ρ_Σ определяется путём приравнивания геометрического и электрометрического объёмов (см. раздел 1.3.2) и рассчитывается по соотношению (1.21). Вариация $К_м$ также находится в пределах $1 \rightarrow 2$. Например, для аортальной области грудной клетки суммарное удельное сопротивление ρ_Σ = 450 Ом·см при удельном сопротивлени крови ρ_K = 150 Ом·см**.**

Резюме. При контроле гемодинамики и объёмов водных секторов в расчётных выражениях необходимо учитывать удельные сопротивления **УС** всех фракций, которые оказывают наибольшее влияние на величину импеданса, т.е. **рассчитывать суммарное удельное сопротивление** исследуемого участка.

4. Анизотропные свойства тканей

Способность тканей волокнистой (как и клеточной) структуры поразному проводить ток в разных направлениях (вдоль или поперёк волокон) называется **анизотропией (морфологической)**. Этот параметр может меняться в 2 раза и более. Это весьма существенно.

В работах Швана [111...113] исчерпывающе рассмотрено явление анизотропии (IN VITRO) и предложен "**функциональный**" коэффициент анизотропии (**не численный**).

Коэффициент анизотропии **– Ka** характеризует отношение электропроводности конкретного региона тканей в продольном (ось – **P**) и поперечном (ось – **B**) направлении. Коэффициент анизотропии равен:

$$Ka = 1 + [(P - B)/(P + B)] \qquad (1.10)$$

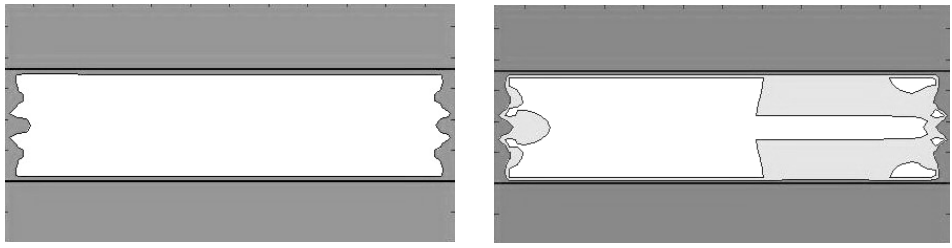
При P = B (т.е. для окружности) величина Ka → 1. Для вытянутого проводника, при P >> B, коэффициент анизотропии **Ka → 2,0.**

Этот коэффициент непосредственно связан с уделным сопротивлением (УС) тканей, измеренных в перпендикулярно расположенных направлениях.

Для мышц, измеренных поперёк волокон, удельное сопротивление **ρ** ≈ 675 Ом·см, для измеренных вдоль волокон ρ ≈ 440 Ом·см, т.е. для данного примера коэффициент анизотропии **Ka** ≈ 1,53.

Вариация величины Ka находится в пределах от 1 до 2 .

Пример. Для руки длиной P = 60 см, с усреднённым диаметром B = 8 см, коэффициент анизотропии **Ka** = 1 + (52 / 68) = **1,76**. Для грудной клетки P = 40 см и B = 30 см, коэффициент анизотропии **Ka** = 1 + (10/70) = **1,14.**



а) б)

Рис. 1.3. а) двумерный график равномерного распределения чувствительности в проводнике однородной структуры и б) в проводнике с кровеносным сосудом, расположенным только в правой половине проводника

На рис. 1.3 видно, что в проводнике однородной структуры, заполненном кровью, плотность тока равномерна.

В тканях (в проводнике) с кровеносным сосудом, расположенным только в правой половине, плотность тока на периферии ослаблена.

Таким образом существенное влияние на анизотропию обследуемого региона тела также оказывает пространственное расположение магистральных сосудов.

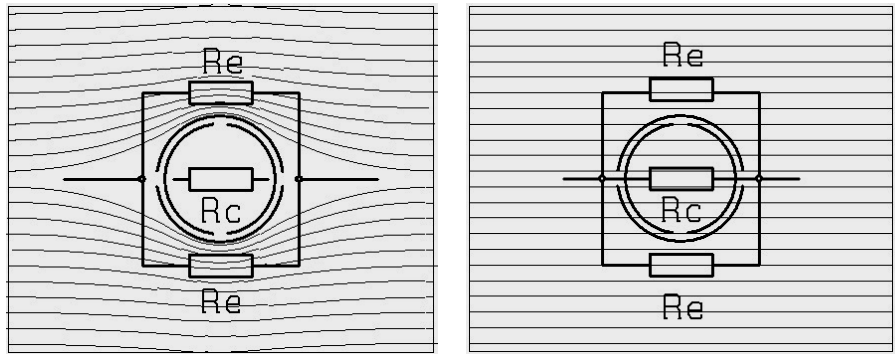
Эта **антропометрическая анизотропия**, т.е. её "интегральное" проявление**,** напрямую связано с расположением и параметрами электродной системы. Электрический ток, следуя по пути наименьшего сопротивления, по магистральному сосуду, **шунтирует**, т.е. как бы собирает или закорачивает на себя силовые линии электрического поля, ослабляя на периферии плотность тока и, соответственно, снижая чувствительность в области коллатеральных сосудов.

Резюме. Для учёта электропроводных свойств самих тканей, а также различных регионов, в дальнейшем **целесообразно вводить функциональные коэффициенты**, учитывающие не только морфологические, но и анизотропные особенности области измерения.

5. Дисперсионные свойства тканей

Электропроводные свойства жидкостей и тканей при измерении импеданса также обусловлены их частотными и структурными (морфологическими) особенностями.

Эти свойства позволяют проводить дисперсионный анализ для дифференцированного определения объёмов внеклеточной и клеточной жидкости.



а) б)

Рис. 1.4. Прохождение тока через клеточную мембрану: а) на низкой частоте (НЧ) и б) на высокой частоте (ВЧ)

Для однородной, т.е. изотропной жидкости, величина импеданса остаётся практически **постоянной** во всём диапазоне измерительных частот. Изотропная внеклеточная жидкость оказывает току чисто активное сопротивление – **R** (Ом). Соответственно импеданс имеет только активную компоненту – **Re**, т.к. **нет реактивной**.

На рис. 1.4 показано прохождение тока через ткани, имеющие клеточную структуру – анизотропную. Ткани с клеточной структурой имеют слабопроводящие мембраны, аналогичны конденсаторам с ёмкостью – **C** (не показаны) и оказывают проходящему току высокой частоты реактивное – ёмкостное сопротивление – **Xc** и активное сопротивление – **Re**.

На рис. 1.4.а видно, что на низкой частоте измерения (НЧ) ток не проходит через мембрану и, соответственно, внутриклеточная жидкость не влияет на величину импеданса – **Z**. На высокой частоте (ВЧ) ток через мембрану проходит и, соответственно, внутриклеточная жидкость оказывает на величину импеданса – **Z** довольно сильное влияние **(**рис. 1.4.б). Поэтому активное сопротивление внутриклеточной жидкости – **Rc** в ЭС подключёно параллельно сопротивлению – **Re**.

Внутриклеточная жидкость также вносит в величину полного импеданса – **Z** ёмкостную составляющую – **Xc** за счёт ёмкости самих мембран (показано полуокружностями). С повышением частоты измерения внутриклеточная жидкость начинает проводить электрический ток, проявляется влияние ёмкостной составляющей – **Xc** и в результате импеданс уменьшается. Под влиянием клеточных мембран импеданс может уменьшаться почти в 1,5 раза, что соответствует параллельному соединению сопротивлений: интерстициальной жидкости с удельным сопротивлением $\rho e \approx$ **140** (Ом·см) и внутриклеточной жидкости с удельным сопротивлением $\rho c \approx$ **340** (Ом·см).

Соотношение Z (НЧ) / Z (ВЧ) варьируется в пределах ≈ 1,5...1,2.

Это соотношение – весьма информативная характеристика состава тканей, часто называемая индексом или **коэффициентом частотной дисперсии**. Заметим, что величина фазового угла – φ также определяется дисперсионными свойствами тканей обследуемого региона. Фазовый угол отчётливо характеризует соотношение активных и реактивных сопротивлений, т.е. внеклеточной и клеточной жидкостей (см. раздел 4.1.4).

Резюме. Очевидно, что все регионы биообъекта – тела человека имеют гетерогенную структуру с различными антропометрическими, морфологическими, анизотропными, дисперсионными и удельными электропроводными свойствами тканей, которые и определяют величину измеряемого импеданса (RE и RC, см. Приложение 5).

Однако существующие методики оценки гемодинамики и объёма жидких сред основаны на гомогенной модели измеряемой области БО и в расчётных выражениях объёмных параметров гемодинамики вышеперечисленные свойства практически не учитываются.

Для повышения точности измерений и достоверности проводимой функциональной диагностики **необходимо найти способы их учёта (**в расчётных выражениях определения параметров СГД и ОВС).

1.2.5. Биполярный метод измерения.

Методы измерения импеданса

Измерение величин компонент, указанных в разделе 1.2.2, можно проводить различными методами, каждый из которых имеет свои достоинства и недостатки. Особенно это касается измерений на биообъекте. Результаты измерений импеданса различных по форме участков такого **разветвлённого объекта**, как тело человека, зависит от мест расположения электродов, мест подключения генераторной и измерительной цепей биоимпедансметра, а также схемо-технической реализации метода измерения импеданса [76, 77].

Кратко рассмотрим основные виды БИ методов. В биоимпедансометрии используются следующие методы измерения:

- **биполярный** – **БМ** мостовой или потенциометрический;
- **тетраполярный** – **ТМ** т.е. 4-х электродный;
- **разветвлённый – РМ** как модификация тетраполярного;
- **фокусирующий** – **ФМ** и его разветвлённая модификация.

При измерении импеданса БО биполярным, обычно потенциометрическим методом на объект измерения накладывают 2 электрода, между которыми пропускают ток – **I** обычно постоянной величины и измеряют величину электрического напряжения – **U**, которое пропорционально величине измеряемого сопротивления – **Z**.

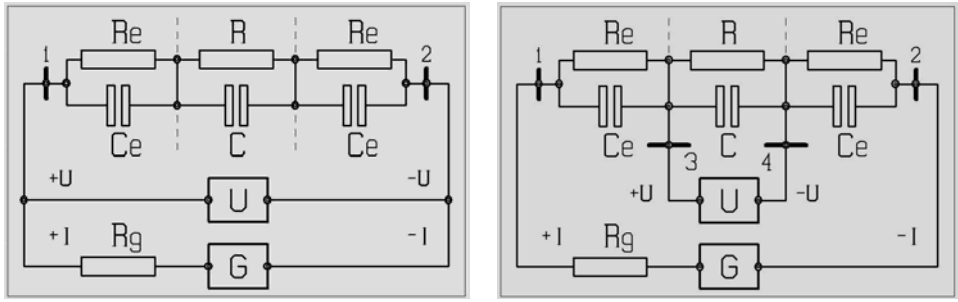
На рис. 1.5 показаны **эквивалентные схемы** – **ЭС** и схемы подключения генераторной и измерительной цепей при биполярном (БМ) и тетраполярном (ТМ) методах измерения, вернее – способах подключения к БО генератора и измерителя [97, 98].

Обозначения. Генератор тока – **G** (+ I, – I). Внутреннее сопротивление генератора – **R g**. Измеритель импеданса – **U** (+U, -U). Два токовых (1 и 2) и два потенциальных электрода (3 и 4) показаны жирными линиями.

Импеданс измеряемых тканей состоит из резистора – **R** и конденсатора – **C**. Переходные приэлектродные сопротивления – **R e** и конденсаторы – **C e** показаны у каждого токового электрода (1 и 2).

На рис. 1.1.а показано биполярное подключение биоимпедансметра к БО. Генератор тока и измеритель напряжения подключены к БО по "потенциометрической" схеме измерения.

Генератор тока обеспечивает гармонический сигнал переменной частоты – **F**, синусоидальной формы. Используемые **частоты** находятся в диапазоне от 5 до 500 кГц.



а) б)

Рис. 1.5. а) Биполярное и б) тетраполярное подключение генератора (**G**) и измерителя (**U**) к биообъекту

При условии, что внутреннее сопротивление генератора – **Rg** значительно больше максимального сопротивления (в сотни раз), можно обеспечить "режим генератора тока", когда **I = constant.**

При константном токе, в соответствии с законом Ома **Z = U / I**, величина измеряемого напряжения – **U** будет пропорциональна измеряемому импедансу **U = Z**. При условии, что **Rg >> Z max,** погрешность измерения может быть не более 1 %.

Величина измерительного тока (зондирующего) обычно не превышает его эффективного значения, равного 2 миллиамперам (мА). Увеличение тока приводит к уменьшению уровня шумов, т.е. к повышению точности регистрируемых реограмм, но может привести к неприятным ощущениям у пациента. При биоимпедансных измерениях предусмотрен 50-кратный запас зондирующего тока по допустимой "тактильной чувствительности", т.е. ощущаемом раздражении. Проведённые испытания на наиболее чувствительном месте – языке, показали, что допускается применение максимального тока < 2 мА, а плотности

тока под электродами, площадью – S, не более $\delta = I / S < 1{,}0$ (мА / кв.см) [31, 33, 34].

Измеритель импеданса фактически является высокочастотным микровольтметром, имеющим входное сопротивление – **Ru**, в сотни раз превышающее максимальное измеряемое сопротивление **Ru >> Z max**. Соответственно, чем выше его входное сопротивление, тем меньше погрешность измерения импеданса.

Уровень шумов измерителя импеданса определяет разрешающую способность электрического метода измерения.

Поясним на примере измерения импеданса на высокой частоте (ВЧ), равной, например, **F** = 50 кГц, при измерительном токе **I** = 1 мА.

При измеряемом сопротивлении **Z** = 100 Ом падение напряжения будет **U** = 0,1 В (Вольт).

Диапазон регистрируемых амплитуд реограмм при биоимпедансном анализе варьируется в весьма широких пределах, от 0,5 до 0,02 Ом. Сигнал реограммы $\Delta\mathbf{Z}$ обычно в 1000 раз меньше, т.е. при **Z** = 100 Ом амплитуда реограммы $\Delta\mathbf{Z} \approx 0{,}1$ Ом.

Для того чтобы оцифровать амплитуду реограммы с точностью не менее 2 %, уровень шумов должен быть не более ≈ 0,002 Ом, т.е. ≈ 2 миллиОма. Отношение шума к сигналу равно 0,002/100 = 1/50.000. Таким образом, уровень шумов микровольтметра должен быть равен 0,1 В/50000 ≈ 2 мкВ (микроВольта). Эти требования значительно выше, чем при съёме ЭКГ-сигнала (≈ 20 мкВ). По этой причине первые реографы были ламповыми, имели весьма внушительные габариты, а транзисторные приборы появились только после 1960-х годов.

Замечание. Оценку уровня шумов целесообразно производить не в абсолютных величинах сопротивления – Омах, например традиционно – $\Delta Z_{ШУМ} = 0{,}002$ Ом, а в относительных единицах – $\Delta Z / Z$, например ≈ $2 \cdot 10^{-6}$. Это связано с тем, что при Z = 50 Ом $\Delta Z_{ШУМ} = 0{,}002$ Ом, но при увеличении Z пропорционально растут шумы, для Z = 5000 Ом величина $\Delta Z_{ШУМ} = 0{,}2$ Ом.

Особенности соотношений импедансов и реограмм

Перед рассмотрением методов измерения, импеданса и его пульсовых изменений следует обратить внимание на их относительные величины. Относительные изменения импеданса рассмотрим на примерах для различных областей измерения, с максимальным и минимальным кровоснабжением тканей.

1. Импеданс при регистрации кровотока: в области аорты **Z** = 10 Ом, в области бедра **Z** = 25 Ом, в пульпе зуба **Z** = 50 кОм. Отсюда видно, что диапазон измеряемых импедансов отличается в **10.000 раз.**

2. Амплитуда реограммы при регистрации кровотока: в области аорты $\Delta\mathbf{Z}$ = 0,1 Ом, в области бедра $\Delta\mathbf{Z}$ = 0,05 Ом, в пульпе зуба $\Delta\mathbf{Z}$ = 25 Ом. Отсюда видно, что диапазон измеряемых амплитуд пульсового кровотока отличается более чем в **500 раз.**

3. Отношение амплитуды к импедансу $\Delta\mathbf{Z}$ / **Z** при регистрации кровотока: в области аорты равно 0,1 / 5 = 0,02, в области бедра равно 0,05 / 25 = 0,002, в пульпе зуба составляет 25 / 50 000 = 0,0005.

Удельный кровоток, измеряемый в миллилитрах в 100 граммах ткани, рассчитываемый по соотношению – $(\Delta\mathbf{Z} / \mathbf{Z}) \cdot 100$ г.т., показывает следующие результаты (в миллилитрах в минуту в 100 граммах ткани).

Максимальный кровоток в аорте $(0{,}1/10) \cdot 100 =$ **1,0** мл/мин/100;

Номинальный кровоток в бедре $(0{,}05/25) \cdot 100 =$ **0,2** мл/мин/100;

Минимальный кровоток в пульпе $(25/50000) \cdot 100 =$ **0,05** мл/мин/100.

На первый взгляд, парадоксально, но диапазон вариабельности удельного кровотока отличается **только в 20** раз в наиболее и наименее кровоснабжаемых областях тела человека и максимально - в 20 раз.

Резюме. Таким образом, при биоимпедансометрии наблюдаются очень большие диапазоны изменений импеданса и реограмм, связанных с формой и размерами исследуемого участка, при значительно меньших диапазонах кровоснабжения.

Особенности измерения участка БО гомогенной структуры

Закон Ома в **интегральной** форме гласит: сила тока – **I** в однородном участке цепи прямо пропорциональна напряжению – **U**, приложенному к концам участка, и обратно пропорциональна электрическому сопротивлению – **Z** этого участка.

$$I = U / Z \qquad (1.11)$$

Это справедливо для однородного проводника 1-го рода с электронной проводимостью. В электротехнике обычно применяются металлические или углеродные проводники с кристаллической решёткой.

Импеданс **Z** (Ом) такого проводника, имеющего постоянное поперечное сечение с площадью – **S** (кв.см), длиной – **L** (см) и состоящего из материала с удельным сопротивлением – ρ (Ом·см), равен (1.9): $Z = \rho \cdot (L / S)$. Импеданс прямо пропорционален удельному сопротивлению – ρ однородной (гомогенной) области, междуэлектродному рас-

стоянию – **L** и обратно пропорционален поперечному сечению области измерения – **S**.

Отношение L / S является коэффициентом пропорциональности или так называемым "**коэффициентом формы**".

Так, сопротивление руки будет значительно больше сопротивления торса, имеющего ту же длину **L** = const = 25 Ом, но большее сечение. Величина **Z** торса ≈ 25 Ом, **Z** руки > 125 Ом (т.к. при **S**↑ импеданс **Z** ↓).

Резюме. По закону Ома в **интегральной** форме сопротивление зависит от материала, по которому течёт ток, и от геометрических размеров проводника, т.е. от коэффициента формы проводника.

Особенности измерения участка БО гетерогенной структуры

В законе Ома в **дифференциальной** форме зависимость от геометрических размеров не фигурирует [1]. Она описывает исключительно электропроводные свойства материала. Для изотропных материалов имеем:

$$\rho = E / J \tag{1.12}$$

где: **ρ** – удельное сопротивление (Ом·см) в точке измерения, **E** – вектор напряжённости поля (В / см), **J** – вектор плотности тока (мА / кв. см).

Если плотность тока постоянна, то вектор плотности тока равен:

$$J = dI / dS \tag{1.13}$$

В биообъекте сложной формы с неоднородным сечением и различным составом тканей или жидких фракций высокочастотное поле от электродов распределяется неоднородно. Например, для такого анизотропного участка, как рука, основная часть тока, при **E** = const, пойдёт по кровеносным сосудам (где **ρ** = 150 Ом·см). Меньшая часть пойдёт по мышечным тканям (где **ρ** = 350 Ом·см) и практически не будет проходить по жировым тканям (где **ρ** = 3000 Ом·см). Однако действующая в настоящее время гомогенная **модель БО предполагает равномерное** распределение плотности тока.

Резюме. Таким образом, в дальнейшем (при учёте антропометрических анизотропных и морфологических особенностей области измерения БО гетерогенной структуры) импеданс и его компоненты необходимо расчитывать **по закону Ома в интегральной форме**, где решающим критерием становится реальное удельное сопротивление области измерения.

Особенности измерения импеданса биполярным методом

Приэлектродная область. Как было отмечено, в отличие от дискретных элементов с электронной проводимостью (1-го рода), применяемых в общетехнических измерениях, ткани БО являются проводниками 2-го рода, с ионной проводимостью. В отличие от измерений дискретных элементов в электротехнике, на пациента накладывают поверхностные **электроды**.

На границе между металлическим электродом и поверхностью (кожей) биообъекта возникает приэлектродный эффект **поляризации.** У поверхности раздела, в зависимости от материала применяемых электродов (медь, алюминий, серебро, платина) и Э.Д.С. поляризации, может достигать 1 Вольта.

Для минимизации контактной Э.Д.С. поляризации в медицинской практике применяются композитные **хлорсеребряные** (Ag/AgCl) или металлокерамические электроды, например при ЭКГ обследованиях, с ЭДС поляризации ≈ 5... 15 мВ. Тем не менее измерение **Z** на постоянном токе, даже при хлорсеребряных электродах, практически невозможно.

Площадь используемых электродов колеблется в пределах от 0,5 кв.см (для мониторных "разовых" и реоэнцефалографических) до 100 кв.см (для реогепатографических). На эквивалентной схеме (рис. 1.5) в приэлектродной области показаны приэлектродные сопротивления **Re** и приэлектродные конденсаторы **Ce (**источник Э.Д.С. не показан).

Сопротивление **Re** отличается очень плохой электропроводностью (рогового слоя) кожи **ρ** > 100.000 Ом·см.

Конденсатор **Ce** образован двойным электрическим слоем поляризации на границе "электрод – ткань" (< 50 микрон), величина ёмкости которого достигает нанофарад. Соответственно, величина приэлектродного импеданса уменьшается обратно пропорционально измерительной частоте. Таким образом, применение более высоких частот электродов большой площади (что неудобно) и применение электропроводных паст позволяет уменьшить сопротивление приэлектродной области до 100...200 Ом.

Как ранее было сказано, измерение импеданса на низких частотах, менее 1–5 кГц, приводят к существенным погрешностям по следующим причинам. Существуют ограничения по применению частот генератора не только снизу, но и сверху. В практике биоимпедансных измерений в основном используют ток высокой частоты (ВЧ) от ≈ 5 до 500 кГц. В случае применения частот более 500 кГц дополнительно влияют **артефактные** ёмкости тела человека и кабеля пациента. Также снижается точность измерения импеданса за счёт погрешностей аппаратуры.

Особо отметим, что от величины зондирующего тока величина измеряемого импеданса не зависит.

Межэлектродная область. Кроме влияния вышеописанных электрофизических и электрохимических особенностей измерения импеданса БО, следует рассмотреть распределение плотности тока по объёму в межэлектродной области.

Металлические электроды имеют удельное сопротивление в тысячи раз меньшее, чем сопротивление поверхностного кожного слоя.

На переходе "электрод-ткань" наблюдается дивергенция – резкое расхождение тока от электрода (рис. 1.6.а). На границе электрода с кожей возникает дополнительное переходное сопротивление, сопоставимое по величине с измеряемым сопротивлением. Для удалённого точечного электрода, расположенного на поверхности полупространства [17], сопротивление приэлектродной зоны равно

$$Z = \rho / 2\pi \cdot r \qquad (1.14)$$

где: **ρ** – удельное сопротивление изотропной среды, **r** – радиус электрода (см).

Отсюда следует, что чем меньше площадь электрода, тем больше величина сопротивления приэлектродной области.

На рис. 1.6 видно, что в приэлектродной зоне токовых электродов неоднородность значительно выше, чем в междуэлектродной.

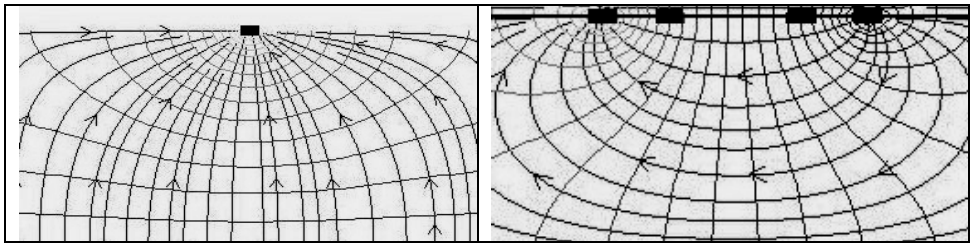
Реально величина переходного сопротивления зависит не только от площади электродов, но межэлектродного расстояния и размеров БО. Она может быть равна от 50 до 250 Ом и более под каждым электродом.

Могут быть созданы такие условия, что при использовании поверхностных "точечных" электродов, например ЭКГ-мониторных, основной вклад в величину импеданса дадут приэлектродные области, где напряжённость поля наибольшая.

Нередко в ранее применяемых методиках измерение импеданса биполярным методом было сопоставимо с сопротивлением глубинных тканей измеряемой области.

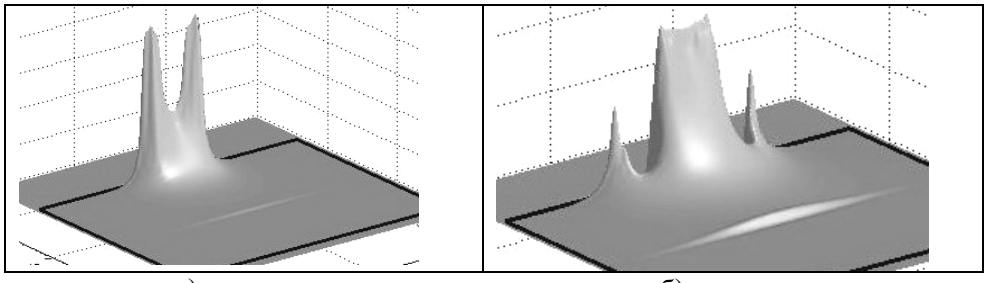
На рис. 1.7.а видно два пика высокой чувствительности, соответствующие местам наложения 2 реографических электродов, установленных на поверхности измеряемой области (показано сечение).

На двумерном графике распределения уровней равной чувствительности рис. 1.7.а также видно, что при биполярном методе измерения чувствительность повышена в приэлектродной зоне и снижена в междуэлектродной, т.е. в активной зоне измерения импеданса Z.



а) б)

Рис. 1.6. Распределение линий тока а) в приэлектродной зоне одного удалённого электрода и б) распределение поля между электродами при 4-электродном (тетраполярном) методе измерения



а) б)

Рис. 1.7. а) Трёхмерный график чувствительности в междуэлектродной области при биполярном и б) тетраполярном методах измерения.

На рис. 1.7 показаны области **"чувствительности"** при биполярном и тетраполярном методах измерения импеданса к глубинным изменениям кровотока (в межэлектродной и приэлектродной областях).

Чувствительность δ – это отношение изменения импеданса **ΔZ** к изменению, например, объёма крови **ΔVк**, имеющей меньшее удельное сопротивление – ρ_K, чем усреднённое сопротивление тканей – ρ_T всей активной зоны:

$$\delta = \Delta Z / \Delta V$$

Активная зона измерения импеданса (АЗИ) – это объём тканей БО, создающий величину импеданса **Z**. Графики получены с помощью программы, разработанной для определения области измерения импеданса в объекте с распределёнными электрическими характеристиками В.А.Можаевым [47].

В Приложении 1 представлена математическая модель, позволяющая оценивать активные зоны измерения **Z** и распределение в них чувствительности, например отдельных участков тела человека.

При биполярном методе измерения в межэлектродной области наблюдается сильная неравномерность плотности тока и соответственно неоднородная чувствительность, в отличие от более высокой и более равномерной при ТМ методе измерения (рис. 1.7.б и рис. 1.8.б). Следует обратить внимание на низкую помехозащищённость БМ метода при сдвигах, прижатиях, шевелениях электродов в процессе проведения обследования за счёт повышенной плотности тока в приэлектродной зоне. Напомним, что биполярный метод измерения традиционно используется в электронике при работе с электрическими объектами, имеющими сосредоточенные параметры, когда распределение полей внутри объекта не имеет значения, например при измерении величины резисторов, но при биоимпедансных измерениях это недопустимо.

В приэлектродной области наблюдаются сильная неоднородность плотности тока (чувствительности), а также явление поляризации электродов. В область измерения попадают артефактные переходные сопротивления. В междуэлектродной – активной зоне измерения наблюдается ослабленная и неоднородная чувствительность в глубинных тканях.

Биполярный метод может быть использован при регистрации реодентограмм, когда пульпа зуба является практически идеальным проводником, с длиной ≈ 15 мм и сечением ≈ 1 мм, а верхний электрод установлен практически на торцевом сечении зуба (см. раздел 1.2.9.6). В этом случае расчёт по закону Ома правомочен, т.к. условия измерения импеданса соответствуют граничным условиям модели.

Резюме. В заключение можно констатировать, что биполярный метод **для расчёта объёмных показателей** гемодинамики (расчёта в миллилитрах) **непригоден** из-за больших погрешностей измерения импеданса БО (и последующего расчёта кровотока - в миллилитрах).

Программа визуализации активных зон измерения (АЗИ) импеданса в объекте с распределёнными электрическими характеристиками позволила **проанализировать** характер распределения чувствительности – изменений импеданса от изменений объёмов крови.

Примечание. Разновидностью БМ является **фокусирующий метод** (ФМ) измерения, при котором путём "фокусировки" может быть создана активная область измерения, близкая к цилиндрической, а электроды наложены в торцах этого цилиндра. Этот метод измерения импеданса **может быть использован** для расчёта объёмных показателей гемодинамики.

1.2.6. Тетраполярный метод измерения.

Многое из сказанного справедливо и для тетраполярного метода измерения (ТМ), но рассмотрим его особенности и преимущества.

Многие вышеуказанные недостатки устраняются при использовании тетраполярного метода – **ТМ** измерения, при котором, например, влияние переходных сопротивлений значительно снижается. Это обусловлено тем, что при тетраполярном методе **используются раздельные цепи** – генератора и измерителя.

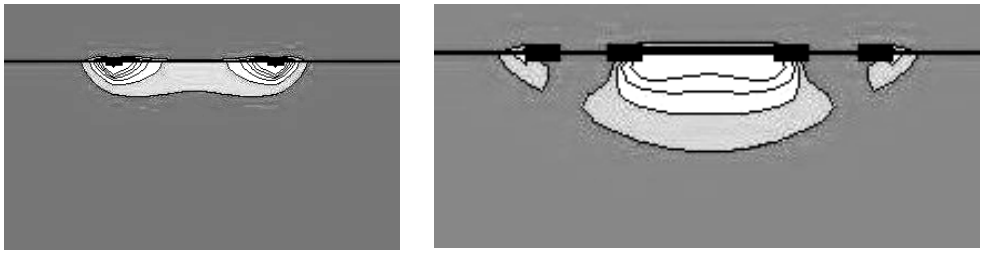
При измерении импеданса ТМ, т.е. 4-электродным методом, на объект измерения накладывают соответственно 4 электрода – два токовых (+I и -I) и два потенциальных (+U и -U).

Примечание. Также следует отметить, что в соответствии с теоремой взаимности Кирхгофа [1] источник тока (**G**) и Э.Д.С. (**U**) могут быть переставлены местами (см. рис. 1.5.б), что может быть удобно при полисегментных измерениях гемодинамики с одновременным использованием, например, электрокардиографиических электродов (см. раздел 6.2) [101].

На рис. 1.5.б показана эквивлентная схема подключения генератора и измерителя при тетраполярном методе измерения. Требования к характеристикам генератора и измерителя аналогичны требованиям, описанным в предыдущем разделе 1.2.5, т.е. Rg >> Z max и Ru >> Z max. На рис. 1.7.б, видно 2 небольших пика у токовых электродов и большая и ровная чувствительность в межэлектродной области измерения. При измерении тетраполярным методом импеданс может быть измерен с более высокой точностью, т.е. **с инструментальной погрешностью ≈ 1…2 %**. Таким образом, для оценки объёмных показателей кровотока целесообразно применять тетраполярный метод измерения **ТМ**.

На рис. 1.6.б показана неоднородность поля в области токовых электродов (расходимость силовых линий) при тетраполярном методе. Также видно, что области с резкой неоднородностью, наблюдаемые у токовых электродов, удалены от потенциальных (измерительных электродов) в область более равномерного распределения поля. Чем дальше отстоят потенциальные электроды от токовых электродов, тем меньше их влияние и тем точнее результат измерения.

На рис. 1.8.б показано распределение 4 линий равной чувствительности для БМ и для ТМ подключения электродов. Видно, что в **междуэлектродной** области распределение чувствительности более однородно при тетраполярном методе, чем при БМ, и, следовательно, обеспечивается более точное измерение участка БО между измерительными электродами.



а) б)

Рис. 1.8. Двухмерные графики распределения уровней равной чувствительности: а) для биполярного и б) для тетраполярного методов.

Линии равной чувствительности (эквипотенциали) ограничивают области с чувствительностью $\delta = \Delta Z / \Delta V$ на уровне: 50; 25; 12,5; 6,25 % (рис. 1.8.б).

Однако для получения требуемой активной зоны измерения на пациенте необходимо правильно выбрать параметры электродной системы: место наложения, взаимные расстояния между токовыми и потенциальными электродами (относительно формы и объёма измеряемого участка), их площадь, материал, способ крепления и т.д.

Следует заметить, что при этом методе между токовыми электродами может быть размещено несколько пар измерительных. Это позволяет проводить синхронные многоканальные измерения импеданса (в отличие от БМ).

Резюме. При измерении импеданса БО тетраполярным методом в приэлектродной области может быть создана однородная плотность тока, при условии оптимального выбора параметров электродной системы. При этом практически полностью исключено явление поляризации электродов.

Активная зона измерения импеданса распределена в более глубинных областях БО. В области измерительных электродов практически исключено влияние артефактных токовых электродов.

Тетраполярный метод **для расчёта объёмных показателей** гемодинамики **вполне пригоден**, т.к. импеданс может быть измерен с высокой точностью **(до 1 %)** при условии соблюдения метрологических требований к измерительной и генераторной цепи прибора.

1.2.7. Разветвлённый метод измерения.

При измерении импеданса тетраполярным методом возможно применение так называемого "разветвлённого" метода – **РМ**, т.е. подключения электродов к прибору, что целесообразно **при таком разветвлённом объекте, как человеческое тело** [52, 54].

На рис. 1.9 представлены примеры разветвлённого подключения генератора и измерителя для измерения импеданса правой руки пациента (**RS)** и для измерения импеданса абдоминального региона (**AR)**.

Сущность разветвлённо метода (РМ) заключается в следующем [90, 91].

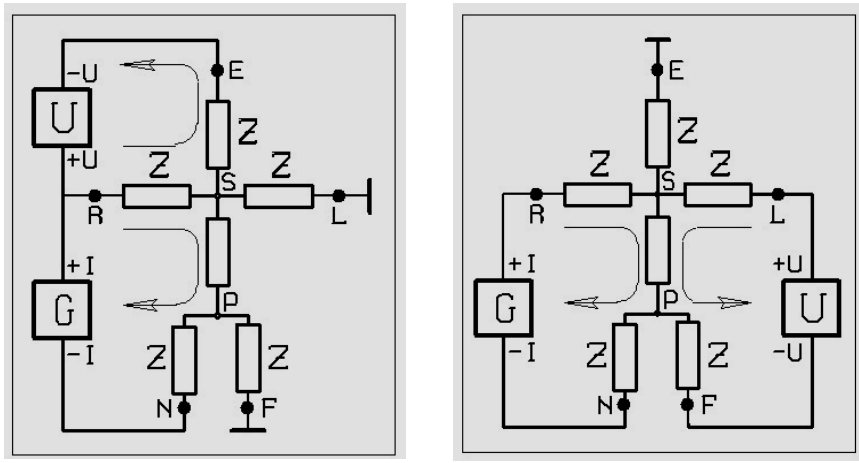


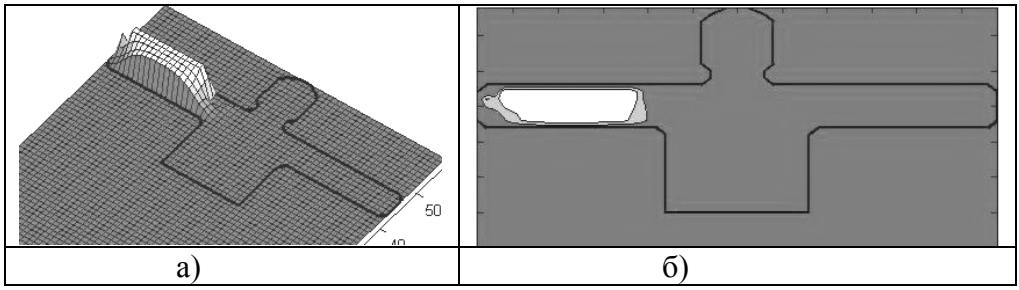
Рис. 1.9. а) Разветвлённое подключение к правой руке – RS
и б) для измерения абдоминального региона – AR

На рис. 1.9.а схематически показано тело человека, состоящее из 6 сопротивлений – **Z** (регионов): Z (E-S) – голова; Z (R-S) – правая рука; Z (L-S) – левая рука; Z (S-P) – абдоминальный регион; Z (F-P) – левая нога; Z (N-P) – правая нога. Электроды показаны кружочками. Подробно обозначения биоимпедансных отведений представлены в разделе 2.2.

Допустим, необходимо измерить импеданс правой руки – **Z (R-S)**.

Ток генератора – **G** идёт от токового электрода (+ I), установленного на правой руке (R), через последовательно соединённые сопротивления Z(R-S), Z(S-P) и Z(N-P) к токовому электроду (- I). Измеритель – **U** подключён к последовательно соединённым сопротивлениям Z(R-S) и Z(E-S). В общей части генераторной цепи и измерительной цепи окажется только сопротивление – **Z (R-S)**, т.е. правой руки.

Для пояснения рассмотрим пример измерения гемодинамики конечностей, в частности правой руки, обычным "**прямым**" тетраполярным методом. На рис. 1.10 представлены активные зоны измерения импеданса правой руки при прямом ТМ подключения БО.

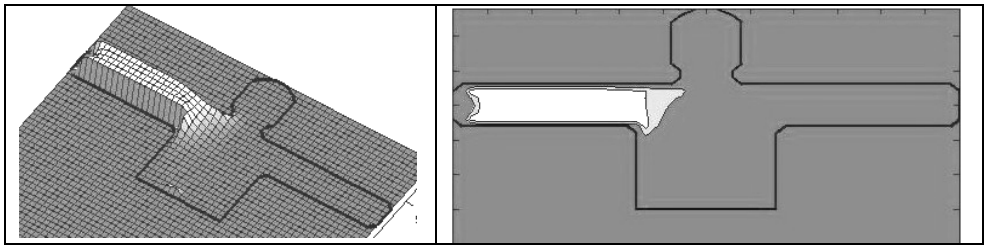


а) б)

Рис. 1.10. а) Трёхмерный и б) двумерный графики распределения чувствительности и уровней равной чувствительности (эквипотенциалей) для прямого ТП подключения БО.

Пример 1. Измерение импеданса правой руки **при прямом тетраполярном** измерении. Токовые электроды (+I и -I) устанавливают на кисть руки, как можно ниже, и на плечо, как можно выше. Потенциальные электроды (+U и -U) также устанавливают на кисть руки и на плечо, но на 2-3 см проксимальней, т.е. их располагают "внутри" токовых. При таком расположении электродной системы будет измеряться кровоток между потенциальными электродами. Однако верхняя часть плеча, включая область выше подмышечной, оказывается **вне зоны измерения.**

Измерение импеданса правой руки в отведении - RS **при разветвлённом** тетраполярном измерении. Генератор подключён к запястью правой руки и щиколотке правой ноги. Измерительный вход прибора подключён к кисти правой руки и голове.



а) б)

Рис. 1.11. а) Трёхмерный и б) двумерный графики распределения чувствительности и эквипотенциалей для разветвлённого подключения правой руки – **RS**

В области измерения, как было показано ранее, находится правая рука. На рис.1.11 видно, что при разветвлённом методе область измерения захватывает всю руку, включая подмышечную область.

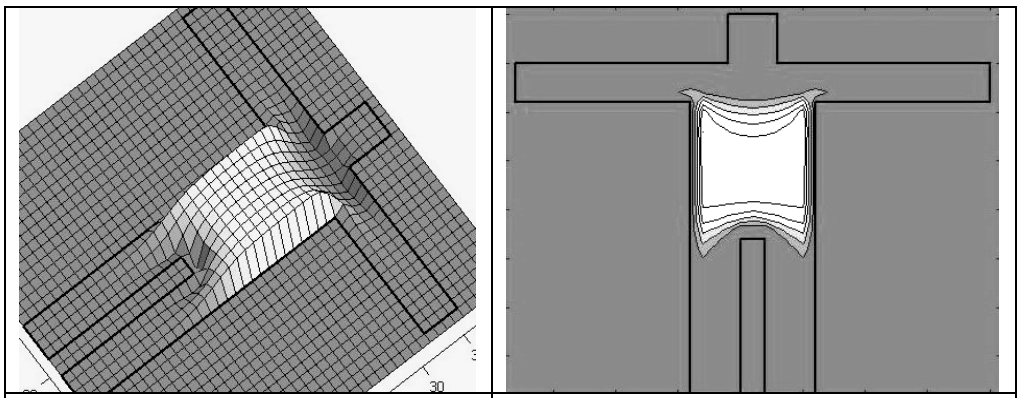
Пример 2. Абдоминальный регион, отведение – **AR**.

Для **прямого** измерения области абдоминального региона необходимо наложение измерительных **опоясывающих** электродов на уровне мечевидного отростка грудной клетки и опоясывающих электродов на уровне малого таза – пахового уровня. Опоясывающие токовые электроды могут быть установлены на голове и ногах. Подобное дискомфортное наложение чрезвычайно затруднительно для пациента и в медицинской практике практически не применялось.

На рис. 1.9.б представлен пример для разветвлённого подключения к абдоминальному региону – **AR**. Здесь применяется вполне комфортное наложение электродов ЭКГ – клипс на запястья рук и на щиколотки ног [91].

Генератор подключён к электродам на запястьи правой руки и щиколотке правой ноги. Видно, что ток генератора – **G** проходит через три последовательных сопротивления: правой руки – **RS**, торса – **SP** и правой ноги – **NP**.

Измерительный вход прибора – **U** подключён к электродам на кисти левой руки и щиколотке левой ноги. Здесь последовательно включены сопротивления: левой руки – **LS**, торса – **SP** и левой ноги – **FP**. В область измерения попадает только сопротивление торса – **Z (SP)**.



а) б)

Рис. 1.12. а) Трёхмерный и б) двумерный графики распределения чувствительности и эквипотенциалей для разветвлённого измерения импеданса абдоминального региона – **AR**

Однако, как видно на рис. 1.12, верхняя часть грудной клетки не входит в область измерения, а только абдоминальный регион, от мечевидного отростка грудины до паховой области (см. раздел 2.2). Как будет показано далее (в разделе 2.2), путём оптимального выбора мест подключения токовых и потенциальных электродов также можно измерять импеданс любого из вышеперечисленных (рис. 1.9) регионов тела человека: **Z (E-S); Z (R-S); Z (L-S); Z (S-P); Z (F-P); Z (N-P).**

Следует заметить, что при разветвлённом методе электроды расположены парами. Например, на электродной "ЭКГ-клипсе": один токовый и один измерительный, расположенные друг против друга (см. рис. 6.2.а).

Таким образом, развитие разветвлённого метода измерения импеданса позволило реализовать возможность системного измерения всех основных регионов, составляющих тело человека: голова, руки, ноги, торс, центральный и абдоминальный регионы и др.

Резюме. Измерение импедансов различных регионов тела человека целесообразно проводить разветвлённым методом. Область измерения формировать **не эмпирически,** а обоснованно, путём выбора места наложения электродной системы и способов подключения генераторной и измерительной цепей.

Применение и совершенствование разветвлённого метода – позволило разработать способ системной оценки динамики жидкости и крови 8-ми регионов тела человека [90, 91]. По сравнению с многоканальным тетраполярным методом измерения – значительно сократилось количество электродов, накладываемых на пациента.

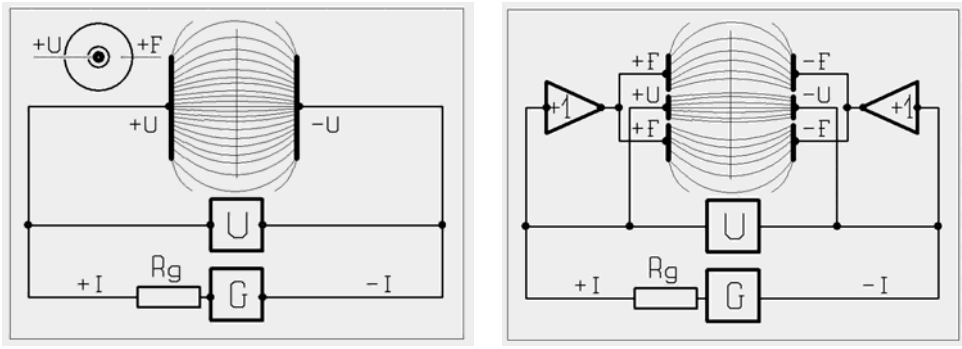
1.2.8. Фокусирующий метод измерения

"Фокусирующий" метод (ФМ) измерения является разновидностью биполярного метода (БМ).

Он основан на известном в электротехнике способе исключения **краевого эффекта конденсатора** [17].

На рис. 1.13.а представлена схема подключения электродов к электрическим цепям при биполярном методе измерения. Каждый электрод выполнен в виде центральной дисковой (измерительной) части и окружающей его концентрической (фокусирующей или "охранной"), между которыми есть зазор. При БМ измерений центральный и окружающий электроды должны быть соединены между собой.

Генератор тока **G**, с внутренним сопротивлением **Rg**, и измеритель потенциалов **U** соединены между собой и подключены к двум электродам **+U** и **– U**.



а) б)

Рис. 1.13. Схемы подключения генераторной – **G**, измерительной – **U** и фокусирующей – **F** цепей при а) биполярном и б) фокусирующем методе

У края пластин электродов, как у конденсатора, видно расхождение силовых линий тока. Чем больше расстояние между электродами, тем больше расходимость силовых линий. Это вносит определённую погрешность. При увеличении расстояния и объёма области измерения плотность тока у краёв электродов снижается. Отметим **(**рис.1.13.б), что в средней части конденсатора поле достаточно однородно, что и используется при **фокусировке**.

Примером промышленного применения ФМ является измерение удельного сопротивления материала (например, теклотекстолита), заполняющего междуэлектродное пространство (листового материала). При фокусирующем методе измеряется только центральный межэлектродный участок (без указанного краевого эффекта). В частности, для площади измерительного электрода 1 кв.см, при расстоянии между электродами, равном 1 см., величина измеренного импеданса **Z** будет численно равна удельному сопротивлению материала – **ρ** (Ом см).

Фокусирующий метод измерения устраняет основной недостаток биполярного метода – переходное (дополнительное и артефактное) сопротивление на границе "электрод–ткань". При ФМ **формируется** активная зона между центральными электродами в виде цилиндра. В ней обеспечивается **равномерная чувствительность** к кровенаполнению поверхностных **и глубоко залегающих** тканей.

На рис. 1.13.б показано подключение электрических цепей для работы фокусирующим методом. Генератор и измеритель соединяются между собой и подключаются к центральным (дисковым) электродам

+U и – **U.** К входам следящей системы также подключены "повторители напряжения", обозначенные как " **+1** ". Выход повторителей соответственно подключён к концентрическим фокусирующим электродам **+F** и – **F** (окружающим измерительные электроды).

Сущность работы метода заключается в следующем. При подключении генератора возникает высокочастотное электрическое поле, идёт ток, и между электродами возникает падение напряжения, пропорциональное сопротивлению всего этого участка. Это напряжение – **U**, через повторители (напряжения), с соблюдением условий равенства напряжений и фаз, поступает на охранные электроды – **Uf**. Между фокусирующими и измерительными электродами – общее электрическое поле, как при БМ. Заметим, что величины токов между измерительными и фокусирующими электродами разные, пропорционально сопротивлениям тканей, заключённых между ними (а напряжение одинаковое).

Сопротивление между измерительными намного больше, т.к. поперечное сечение центральной области намного меньше. Причём между центральными электродами поле равномерное – без краевых эффектов. Сопротивление между охранными электродами – **Zf** значительно меньше, т.к. чем больше площадь электродов, тем больше объём этой области, меньше сопротивление и лучше фокусировка (вернее, "псевдофокусировка"). Именно к центральным электродам подключен измеритель напряжения прибора – **U**. В результате измеритель регистрирует пропорциональную величину импеданса **Z** между центральными электродами, при условии **I** = const. Все изменения сопротивления **Z** и Δ**Z** между центральными электродами регистрируются (измеряются) и мгновенно отслеживаются повторителями напряжения, т.е. поддерживается равномерная плотность тока в активной зоне измерения. Следящая система должна обеспечивать достаточно точное повторение измерительного напряжения. Отношение напряжения фокусировки – **Uf** к измеряемому напряжению – **U**, т.е. коэффициент фокусировки **Кф = Uf / U**, должно быть от 0,98 до 0,99.

Как показали исследования, уже при **Кф** = 0,8 практически происходит **превращение** ФМ в БМ. Чем выше **Кф**, тем равномерней плотность тока в области измерения.

При достижении значения **Кф = 1** происходит "**расфокусировка**".

Существенное влияние на **Кф** оказывает соотношение площадей фокусирующей и измерительной части электродной системы, площади зазора, а также междуэлектродного расстояния. Соответственно, увеличение площади электродной системы является её недостатком.

При оптимально подобранной электродной системе и коэффициента фокусировки можно получить весьма существенные результаты. Например, при традиционном биполярном методе регистрации реоэн-

цефалограммы, по Яруллину [107], межэлектродный импеданс равен **Z** ≈ 120 Ом, а амплитуда реограммы Δ**Z** ≈ 0,12 Ом. "Удельный" объёмный кровоток, измеряемый в 100 граммах ткани, должен быть равен Δ**V**=(Δ*Z* / *Z*)·100·ЧСС, при ЧСС = 60 уд/мин. Расчёт показывает, что при измерении **БМ** величина удельного кровотока Δ**V = 6,0** (мл · 100 г.т /мин).

При фокусировке, т.е. измерении области значительно меньшего поперечного сечения, между центральными электродами (рис. 1.13.б) сопротивление увеличивается до **Z** = 300 Ом, а амплитуда реограммы растёт до Δ**Z** = 0,5 Ом. Тогда удельный объёмный кровоток, измеренный ФМ, равен Δ**V** ≈ **10,0** (мл·100 г.т /мин), то есть возрастает более чем в 1,5 раза за счёт регистрации более глубинных и **лучше снабжаемых кровью** внутричерепных областей.

В процессе развития биоимпедансных методов, на основе фокусирующего метода измерения, были разработаны интересные экспериментальные исследовательские методики определения локальной региональной и органной гемодинамики [6, 14, 15, 76, 77].

Далее, в виде примеров применения биоимпедансного фокусирующего метода будут кратко представлены технические и биофизические описания следующих экспериментальных технологий:

- методика рео**пульмоно**графии,
- методика рео**энцефало**графии,
- методика рео**гепато**графии,
- методика контроля **микрогемодинамики**,
- методика оценки **симметрии тела**,
- методика обнаружения точек иглоукалывания [29].

Их применение в широкой медицинской практике было затруднено в связи с техническими сложностями. На настоящем уровне компьютеризации инструментальных измерений эти методики (технологии) заслуживают внимания в отношении их реализации на новом уровне развития техники и технологий.

Резюме. Применение фокусирующего метода измерения **ФМ** импеданса позволяет формировать локальные "цилиндрические" зоны с заданным объёмом.

Это позволяет создавать методики расчёта объёмных параметров органной гемодинамики (в миллилитрах за минуту).

1.2.9. Экспериментальные методики

В данной работе в основном рассматривается региональная и центральная гемодинамика (как системная). Однако приведём несколько примеров применения биоимпедансного фокусирующего метода (ФМ) измерения в медицинских методиках, ранее используемых в клинической практике.

Для реализации методик с применением фокусирующего метода измерения во ВНИИИ медицинской техники СССР, совместно с Большовым, был разработан **первый** фокусирующий реоплетизмограф **РПГ-2-03** [7, 8]. Методики были апробированы в НИИ скорой помощи им. Склифосовского и некоторых других организациях МЗ СССР.

Целью исследований и применения ФМ было формирование активных зон измерения, весьма близких к цилиндрическим, в грудной клетке, в голове и других областях, что позволило провести разработку методик исследования **органного кровотока** и их апробацию, вплоть до широкого клинического использования. Эти методики показали возможность определения не только удельного кровотока в 100 граммах ткани, но и абсолютной величины кровотока в объёмных показателях – миллилитрах за 1 удар сердца или в минуту, т.к. становился известным объём области измерения. Принципиальные возможности фокусирующего метода кратко рассмотрим на следующих 5 примерах. Ограничимся только кратким рассмотрением принципа измерения, но не описанием методик**.**

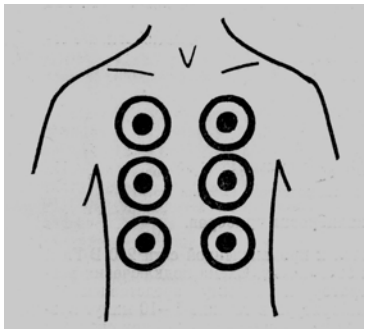
1.2.9.1. *Методика реопульмонографии*

В 1986 году ФМ использовался для "Измерения зонального лёгочного кровотока, методом фокусирующей реографии лёгких и оценки сократительной способности правого желудочка сердца" [21].

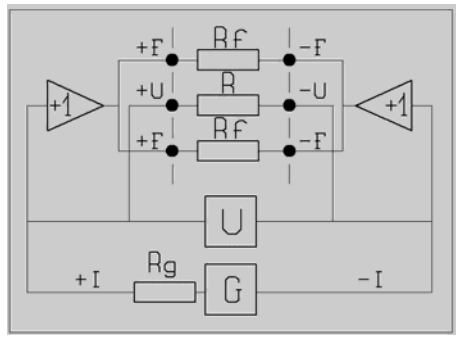
На рис. 1.14.а показано расположение фокусирующих электродов на торсе пациента и эквивалентная схема подключения БО к измерителю импеданса. При 2-канальной регистрации реопульмонограмм измеритель поочерёдно подключается к трем парам электродов (установленных в области верхушек, средних и нижних долей лёгких).

При 2-канальной регистрации реопульмонограмм измеритель поочерёдно подключается к 3 парам электродов (установленных в области верхушек, средних и нижних долей лёгких).

На ЭС показано центральное измеряемое сопротивление – **R** и сопротивление фокусирующего (окружающего) электрода в виде 2 резисторов – **Rf** (рис. 1.14.б).

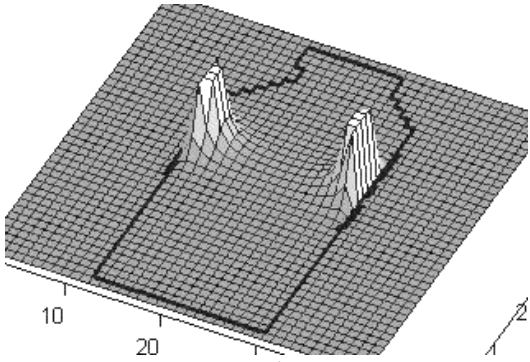


а)

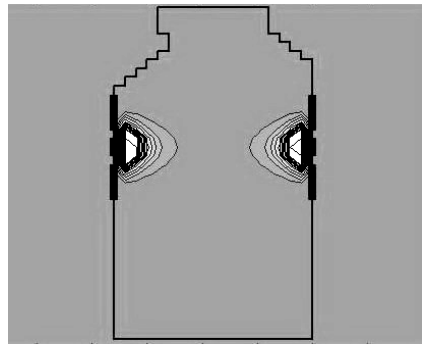


б)

Рис. 1.14. а) Расположение фокусирующих электродов на торсе и б) эквивалентная схема подключения БО к измерителю.



а)



б)

Рис. 1.15. а). Трёхмерный график чувствительности и б) двумерный график зон равномерной чувствительности при биполярном методе.

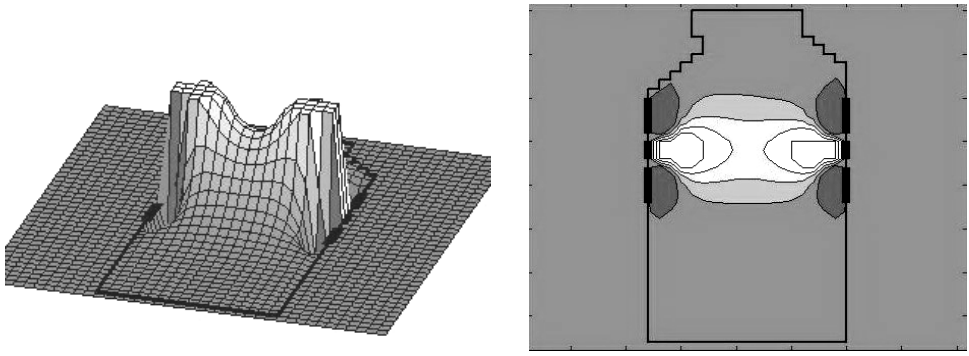
На рис. 1.15 показаны активные зоны измерения и эквипотенциали равной чувствительности для **БМ.**

На рис. 1.16 представлены активные зоны измерения и эквипотенциали равной чувствительности для **ФМ** измерения. Видно расположение центрального (измерительного) и фокусирующего электродов.

В глубине грудной клетки, где расположены лёгочные ткани, чувствительность к изменению кровотока резко ослабляется при **БМ** измерений. При использовании **ФМ** (рис. 1.16) активная зона измерения проникает в глубину и по своей форме близка к форме цилиндра.

Таким способом в грудной клетке, голове или иных областях тела человека **ФМ** можно сформировать активную зону измерения, весьма близкую к цилиндрической форме.

Некоторые выводы по результатам апробации этой методики (далее цитирование).



а) б)

Рис. 1.16. а) Трёхмерный график чувствительности и б) двумерный график зон равномерной чувствительности при фокусирующем методе измерения

«Метод даёт представление о качественных и количественных показателях локального лёгочного кровотока в исследуемой зоне лёгкого. Даёт сопоставимую оценку вентиляционно-перфузионных взаимоотношений в исследуемых зонах лёгких. Он отражает все основные фазовые характеристики сократительной функции правого желудочка, лёгочного сосудистого сопротивления и давления в системе лёгочной артерии, что подтверждается при одновременной регистрации зональной фокусирующей реопульмонографии и прямой катетеризации правого желудочка и лёгочной артерии. Даёт возможность оценки параметров лёгочного кровотока, сократимости правого желудочка и давления в лёгочной артерии в динамике (вплоть до мониторирования процессов).

Авторы [21] располагают данными обследования более чем 1200 человек практически всех возрастных групп (от 16 до 82 лет) как здоровых, так и лиц с различными заболеваниями кардиореспираторной системы, органов средостения и желудочно-кишечного тракта.

Верификация проводилась при комплексном обследовании 440 больных. Верификация метода (ЗФРПГ) проводилась при комплексном обследовании 440 больных.

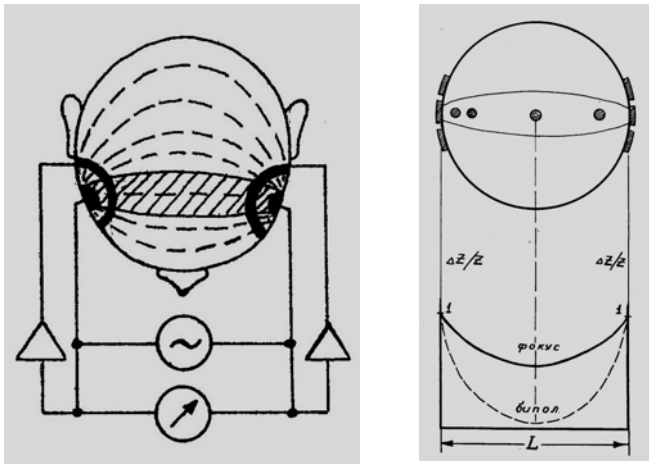
По сравнению с другими методами исследования, дающими аналогичные данные о функциональном состоянии кардиореспираторной систмы и лёгочном кровотоке, метод ЗФРПГ оказался самым экономичным и эффективным ».

Резюме. Экспериментальная методика зональной фокусирующей реоплетизмографии (ЗФРПГ) показала высокие диагностические возможности и перспективы развития – в методическом и аппаратурном плане.

1.2.9.2. *Методика реоэнцефалографии*

В 1977 году ФМ использовался для "Измерения объёмных параметров мозгового кровообращения с помощью импедансной системы с фокусирующими электродами" [5, 6, 15].

На рис. 1.17.а показано расположение электродов на голове (сфере). Показано их подключение к генераторной и измерительной цепи через повторители напряжения, подключённые к фокусирующим (внешним) кольцам электродной системы.



а) б)

Рис. 1.17.а) Схема расположения и подключения электродов на голове, б) схема распределения чувствительности в междуэлектродной области при биполярном и фокусирующем методах измерения.

Видно, что область измерения не вся сфера с неоднородной чувствительностью, а область, заключённая между дисковыми – измерительными (внутренними) электродами. Также видно, что это не прямой, а вернее "бочкообразный" цилиндр.

Размеры этой цилиндрической области зависят от коэффициента фокусировки – K_F, а также от площади измерительных электродов – $S_{ЭЛ}$ и расстояния между электродами – L. Объём этой области измерения равен: $V = K_F \cdot L \cdot S_{ЭЛ}$,

где $K_F = V_Б / V_Ц$; $V_Ц = L \cdot S_{ЭЛ}$ – объём идеального цилиндра;

$V_Б = 1/3 \cdot \pi \cdot L(2R^2 + R_{ЭЛ}^2)$ – объём "бочки" [14].

Объёмный кровоток, для гомогенной модели, может быть рассчитан по соотношению: $\Delta V = K_F \cdot L \cdot S_{ЭЛ} \cdot (\Delta Z / Z)$,

где: Z – импеданс, ΔZ – амплитуда реограммы.

Электрофизическое моделирование на полусфере из "агар-агара" и желатина полностью подтвердило преимущества ФМ над измерениями БМ [14]. На рис. 1.17.б показана чувствительность в междуэлектродной области для биполярного и фокусирующего методов измерения. Видно, что она ослаблена в глубине междуэлектродной области примерно в 10 раз для биполярного метода и только в 2 раза для фокусирующего метода (при нормированной чувствительности $\Delta Z / Z = 1$).

Экспериментальные исследования на добровольцах и пациентах показали, что величина межэлектродного импеданса при фокусировке существенно возрастала, в силу уменьшения сечения измеряемой области (от 100 до 300 Ом). Амплитуда реограммы также увеличивалась (от 0,08 до 0, 4 Ом).

Пример. Площадь измерительных электродов – $S_{ЭЛ}$= 3 кв.см; расстояние между электродами – L=15см.

Объём идеального цилиндра $V_Ц = L \cdot S_{ЭЛ}$=15·3=45 куб.см;

Объём "бочки" – $V_Б = 1/3 \cdot \pi \cdot L(2R^2 + R_{ЭЛ})$=15,7 · (8 + 1) ≈ 141 куб.см;

Коэффициент фокусировки $K_F = V_Б / V_Ц$= 141 / 45 = 3,14.

Пульсовой кровоток:

V (БМ) = 3,14 ·15 · 3 (0,08 / 300) ≈ 0,0377 мл;

V (ФМ) = 3,14 ·15 · 3 (0,4 / 100) ≈ 0,56 мл;

Соответственно минутный кровоток – МОК, при ЧСС = 70 (1/мин):

МОК (БМ) = 0,0377 ·70 ≈ 3 куб см в мин;

МОК (ФМ) = 0,56 ·70 ≈ **39** куб см в мин.

Удельный кровоток в 100 граммах ткани за минуту (без расчёта объёма области измерения) равен:

УОК (БМ) =ΔZ/Z·100·ЧСС=(0,02/300)·100·70= 0,5 мл/мин·100 г.т.

УОК (ФМ) =ΔZ/Z·100·ЧСС=(0,4/100)·100·70= **28** мл/мин·100 г.т.

Это вполне удовлетворительный результат. По данным В.Фолкова [78] при объёме мозга 1400 куб.см. минутный объём равен 750–1500 миллилитра, а удельный кровоток равен 55 мл/мин·100 г.т. (для всей головы).

При измерении фокусирующим методом регистрируемая величина МОК в 13 раз больше, чем при БМ, т.к. в активную зону попали интенсивнее снабжаемые кровью глубинные сосуды головного мозга.

Апробация этой инструментальной методики в ВНИИ педиатрии АМН СССР также показала целесообразность использования фокусирующего метода измерения.

Резюме. Все традиционные методики реоэнцефалографии основаны на качественных показателях (амплитудных и временных), а также количественных индексах гемодинамики. В них используются измерения биполярным и тетраполярным методами. Фокусирующий метод показал, что возможно локальное измерение (в различных участках) объёмов пульсового и минутного кровотока мозгового кровообращения.

1.2.9.3. *Методика контроля реогепатографии*

В 1988 году фокусирующий метод использовался в "Способе определения печёночного кровотока" [12]. Для сопоставления различных методов измерения импеданса в процессе исследований проводились сравнительные испытания, что представлено на рисунках 1.18 – 1.20.

На рис. 1.18.а видно, что при **биполярном** методе область измерения сосредоточена в приэлектродной зоне. Основная масса паренхимы печени лежит вне активной зоны измерения.

На рис. 1.18.б видно, что при **тетраполярном** методе область измерения только частично захватывает печень, с внешнего края, где часто наблюдается толстая жировая прослойка.

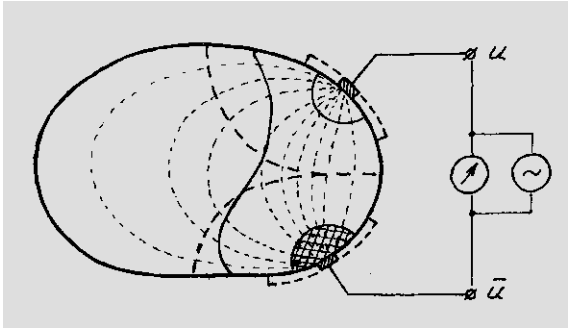


Рис. 1.18. а) Расположение и подключение электродов при измерения кровотока печени биполярным методом.

Очевидно, что при увеличении площади электродов поле уходит в глубинные области, но при этом оно захватывает ткани, расположенные сверху и снизу от печени.

Фокусировка в методике контроля печёночного кровотока осуществлялась следующим образом, согласно рис. 1.19.

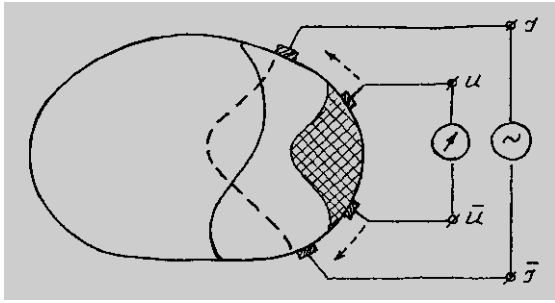


Рис. 1.18.б). Расположение и подключение электродов при тетраполярном методе измерения кровотока печени.

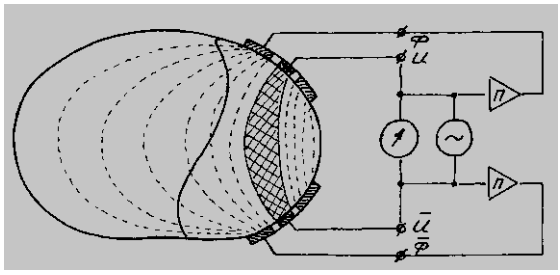


Рис. 1.19. Расположение и подключение электродов при фокусирующем методе исследования кровотока печени.

Видно, что при ФМ область измерения проходит непосредственно через паренхиму печени. Размеры этой изогнутой области зависят от коэффициента фокусировки, а также от формы и размеров электродной системы, представленной на рис. 1.20.

Электродная система несимметричная, узкая и хорошо охватывает снаружи печень. Фокусирующие (охранные) электроды значительно превышают внутренние – измерительные. Причём, чем они больше, тем лучше фокусировка.

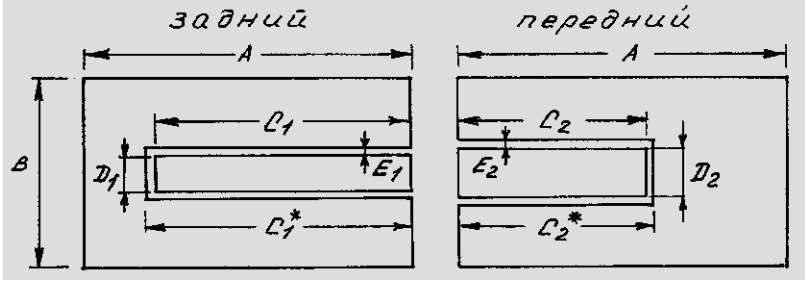


Рис. 1.20. Конструкция электродной системы для контроля кровотока печени – реогепатографии.

Объём области измерения между внутренними электродами определяется с учётом угла, под которым они установлены, что в принципе позволяет определять объёмный кровоток в миллилитрах, но значительный объём "депонированной" крови в этой области требует дополнительных функциональных и корректирующих коэффициентов.

Резюме. Фокусирующий метод измерения импеданса – единственный, который позволяет сформировать активную зону, расположенную в паренхиме печени.

Замечание. Попытки измерения кровотока почки дали неудовлетворительные результаты.

1.2.9.4. *Методика контроля микрогемодинамики*

Кроме органного кровотока ФМ измерения был использован для контроля микрогемодинамики (МГД) с целью оценки тканевого кровотока [28, 86, 87] (см. "микроциркуляция" в разделе Термины и сокращения).

В методических рекомендациях изложена цель методики [28]. «Вся многообразная деятельность системы кровообращения, в конечном счёте, подчинена обеспечению эффективного транскапиллярного обмена, т.е. двустороннему переходу веществ из крови в ткани и в обратном направлении. ...полноценный анализ функции сердечно-сосудистой системы может быть проведён лишь при наличии информации о кровообращении на различных функциональных уровнях: центральном, региональном, органном **и тканевом**. ... Биомикроскопия сосудов коньюктивы глазного яблока, капилляроскопия и полярография бывает весьма затруднительна».

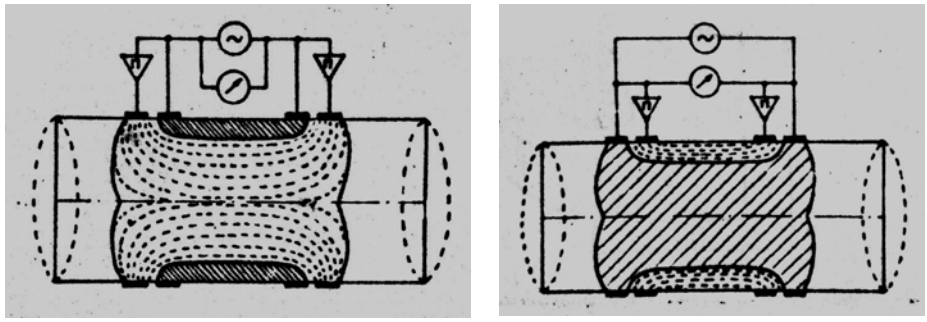
Инструментальная сторона методики выглядит следующим образом. На конечность пациента накладывают 4 опоясывающих электрода (рис. 1.21).

1. Производят измерение импеданса – **Zп** и регистрируют реограмму – Δ**Zп** при подключении электродов к прибору в соответствии с рис. 1.21.а.

При этом в области измерения (густо заштрихована) находятся только поверхностные кровеносные сосуды (коллатеральные и капиллярная сеть), расположенные на глубине порядка 1... 5 мм.

Здесь происходит своеобразная фокусировка в виде разделения областей между внешними и внутренними электродами (благодаря повторителям напряжения электроды имеют равные потенциалы).

Регулировка коэффициента фокусировки позволяет изменять глубину зоны измерения.



а) б)

Рис. 1.21. а) Регистрация глубинной области (центральной реовазографии) и б) коллатеральной, поверхностной – микрогемодинамики.

2. Затем производят измерение в соответствии с рис. 1.21.б импеданса **Zг** и регистрацию реограммы **ΔZг.** При этом областью измерения является центральная – глубинная часть БО.

В соответствии с соотношением Кедрова А.А. [25], интенсивность кровотока прямо пропорциональна относительным изменениям импеданса **ΔZ / Z** .

По отношению интенсивности кровотока в поверхностной зоне к кровотоку глубинной области измерения определяют **Км** – коэффициент микрогемодинамики (**МГД**)

$$K_{MGD} = \frac{\Delta Z_{П} \cdot Z_{Г}}{\Delta Z_{Г} \cdot Z_{П}}$$

где: Zп и ΔZп – импеданс и реограмма поверхностной зоны; Zг и ΔZг – импеданс и реограмма глубинной зоны.

Физический смысл – это отношение кровоснабжения тканей, расположенных в области центральных сосудов к кровоснабжению тканей, расположенных в области коллатеральных сосудов.

Следует заметить, что импеданс глубинной области (большого объёма), в несколько раз меньше поверхностной, имеющей меньший объём. Величины амплитуд реограмм наоборот: в поверхностной области – маленькая, в глубинной – большая. При патологии, амплитуда поверхностной области может уменьшаться до уровня шумов и погрешность её определения возрастает. Импеданс глубинной зоны Zг ≈ 80 – 100 Ом, амплитуда ΔZг ≈ 0,05 – 0,1 Ом; импеданс поверхностной зоны Zг ≈ 110 – 180 Ом, амплитуда ΔZг ≈ 0,01 – 0,05 Ом.

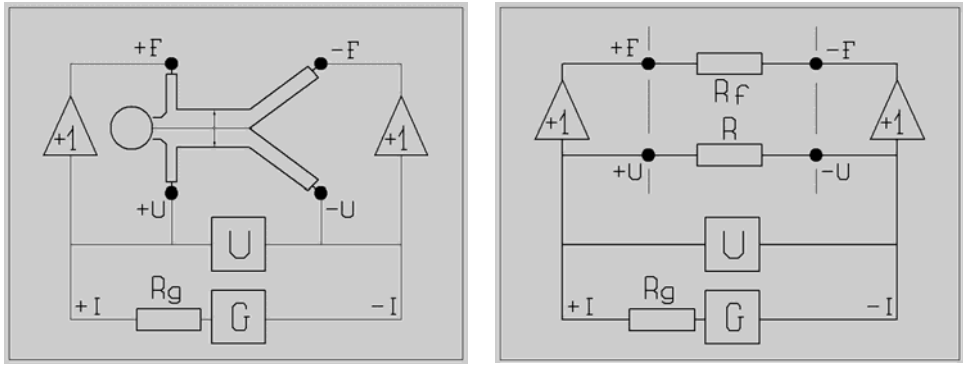
Величина **Км** может быть выражена в процентах. Обычно величина **Км** находится в пределах от ≈ 5 до ≈ 30 %.

Исследования по контролю микрогемодинамики МГД проводились в НИИ скорой помощи им. Н.В.Склифосовского. Измерения производились на запястьях и предплечьях рук, на щиколотках ног, голени, бедре и т.д.

Резюме. Апробация экпериментальной методики сравнительной оценки кровотока поверхностных (микрогемодинамики) и глубинных областей рук и ног, является **перспективной** диагностической оценкой функционального состояния сердечно-сосудистой системы, в дополнение к центральному и региональному кровотоку.

1.2.9.5. *Методика оценки симметрии тела*

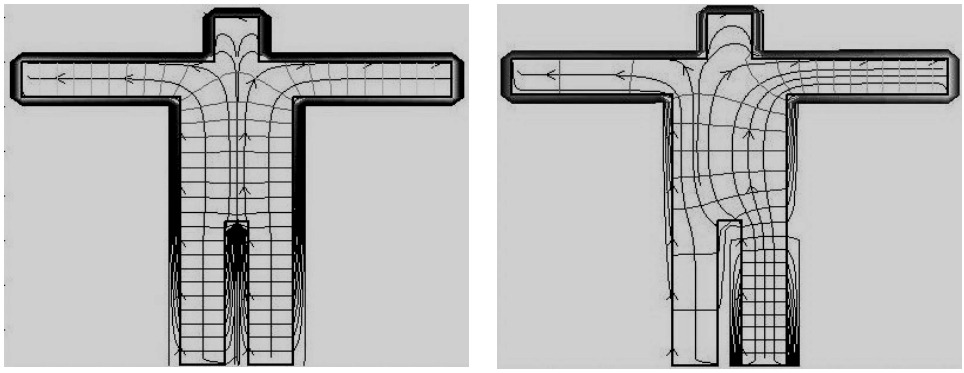
Фокусирующий метод также можно применить для измерений импеданса при горизонтальном и вертикальном ориентировании активных зон измерения торса. В частности, при БИА возможно использование фокусирующего метода для измерения импеданса левой и правой стороны тела (рис. 1.22.). В сущности, здесь наблюдается не фокусировка, а разделение "разветвлённого" БО – тела человека на две активные зоны измерения.



а) б)

Рис. 1.22. а) Схема подключения генераторной **G**, измерительной **U** и фокусирующей **F** цепей к электродам и б) эквивалентная схема.

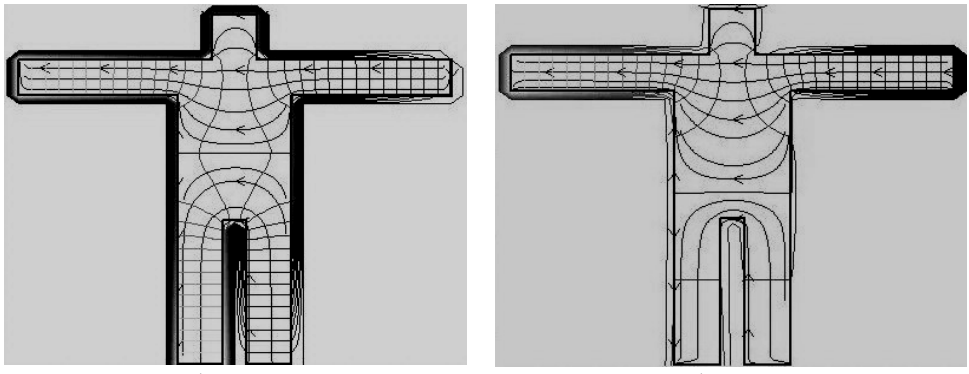
При отключении повторителей напряжения (**+ 1**) с левой стороны торса высокочастотное поле от генератора тока (**+U** и **-U**) старается заполнить весь объём торса. При подключении повторителей напряжения (**+ 1**) между электродами с левой стороны торса также протекает ток и создаётся электрическое поле, как бы "отжимающее" поле в правой стороне торса.



а) б)

Рис. 1.23. а) Распределение поля в БО при слабой и б) сильной фокусировке при измерении тела человека в вертикальной плоскости.

На рис. 1.23.а видно, что силовые линии симметричны и измеряются обе половины тела. На рис. 1.23.б видно, что силовые линии сдвинуты вправо, соответственно там чувствительность более высокая и активной зоной измерения является большая часть правой половины торса. Также возможно раздельное измерение тела человека сверху и снизу (рис. 1.24.).



а) б)

Рис. 1.24. а) Распределение поля в БО при слабой и б) сильной фокусировке при измерении тела человека в горизонтальной плоскости.

На рис. 1.24.а представлено распределение силовых линий при отсутствии фокусировки (Кф < 0,8). На рис. 1.24.б видно, что при фокусировке (Кф → 1) силовые линии сдвинуты вниз, соответственно там чувствительность более высокая и активная зона измерения повышена в нижней половине торса.

Целесообразно отметить, что при использовании фокусирующего метода возможно обеспечить сканирование путём изменения коэффициента фокусировки, тем самым обеспечивая своеобразный "просмотр" части тела (торса), от шеи до паховой области (**SP),** в двух перпендикулярных направлениях.

Резюме. Таким образом, фокусирующий метод может быть очень полезен не только для исследования органного кровотока и микрогемодинамики, но и для определения состава тела и гемодинамики, при создании новых активных зон измерения импеданса – с использованием принципов суперпозиции, описанными в разделе 2.2.2.

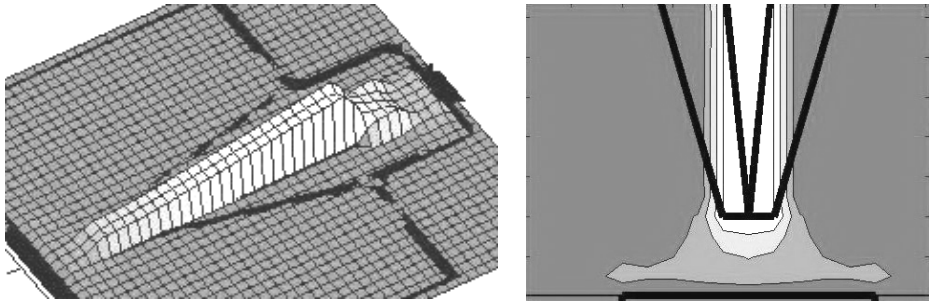
1.2.9.6. *Методика реодентографии*

Вернёмся к иллюстрации применения биполярного метода. Наиболее показательным примером его использования является методика рео**денто**графии – **РДГ.** Методика РДГ предназначена для оценки интенсивности кровоснабжения пульпы зуба (интактной и корневой), т.е. для контроля удельного кровотока пульпы непосредственно в зубных каналах [34, 36, 82, 104]. Это безболезненный и объективный метод диагностики состояния кровоснабжения пульпы зуба, основанный на измерении электрического сопротивления – **Z** пульпы зуба и регистрации её пульсовых изменений, т.е. реод**енто**грамм (Δ**Z**).

Методика измерений заключается в следующем (интактная). На торцевую или боковую поверхность зуба (без анестезии) накладывают первый измерительный электрод, диамером ≈ 3 мм. Электрод удерживается (на холодном зубе) с помощью клейкой электропроводной пасты, на желатиновой основе, либо специальным механическим держателем. Второй измерительный электрод, размером ≈ 15 х 40 мм с нанесённой на него электропроводной пастой, устанавливается на нижнюю – внутреннюю часть подбородка и крепится, например, пластырем.

На рис. 1.25.а видно, что ток от 1-го электрода не проходит в направлении окружающего зуб тканей пародонта. Удельное сопротивление эмали зуба > 10 кОм·см, пульпы и пародонта ≈ 150–250 Ом·см. Далее ток проходит по пульпе, форма которой является идеальным цилиндром с длиной ≈ 15–20 мм и сечением ≈ 0,8–1,2 мм. Из нижней части пульпы ток выходит через апикальное отверстие в направлении 2-го электрода.

На рис. 1.25.б видно, что в активной области измерения импеданса у 2-го электрода чувствительность резко падает, вследствие уменьшения плотности тока, т.к. этот электрод в сотни раз меньше 1-го. Кровоток этой области пародонта не влияет на результаты измерений.



а) б)

Рис. 1.25. а). Трёхмерный график распределения чувствительности в пародонте и пульпе зуба при реод**енто**графии и б), двумерный график эквипотенциальных уровней в области апикального отверстия зуба.

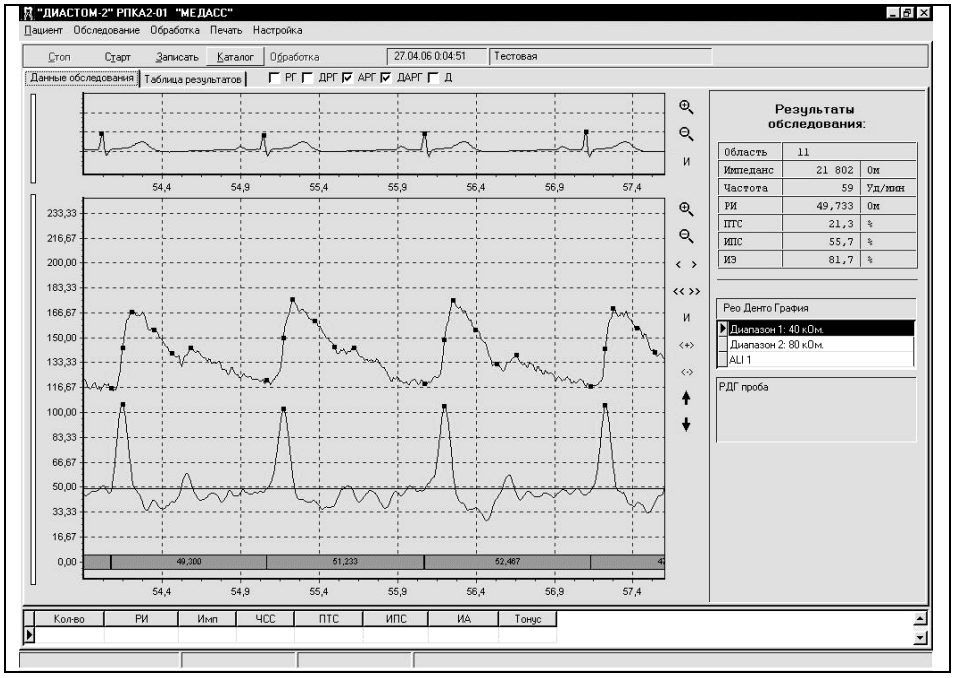


Рис. 1.26. Пример регистрации РДГ

Примечание. Следует заметить, что измерять размеры длины и сечения пульпы зуба у каждого пациента не требуется, т.к. для каждого вида зуба и размеров головы они могут быть найдены по среднестатистическим табличным данным с достаточной степенью точности.

На рис. 1.26 представлен пример определения регистрируемых параметров по электрокардиограмме (сверху), реодентограмме и её первой производной – диффреограмме.

Отметим, что при РДГ величины импеданса находятся в диапазоне 10–40 кОм, а амплитуды реодентограмм достигают значений 40 Ом.

При обработке зарегистрированных РДГ производится выделение и расчет следующих показателей: импеданс – Z (kOm); амплитуда систолы – As (Om); амплитуда диастолы – Ad (Om); длительность кардиоцикла – Tc (1/c), амплитудно-частотный показатель – Af (%); показатель тонуса сосудов – I t (%).

После расчёта вышеуказанных параметров гемодинамики определяется удельный, объёмный кровоток пульпы зуба – Vp в миллилитрах в минуту на 100 граммов ткани.

Таким образом, в реальном масштабе времени проводится контроль интенсивности кровоснабжения пульпы зуба и производится сопоставление с ранее полученными результатами или "должными" величинами. По функциональному состоянию сосудов предоставляется возможность дифференциальной диагностики глубокого кариеса, ранних и хронических форм пульпита и др.

Также возможно определение абсолютной величины кровотока по соотношению (1.25) $\Delta V_K = \rho_K \cdot (L^2 / Z^2) \cdot \Delta Z \quad (cm^3)$.

Исследования впервые позволили получить данные величин кровотока пульпы зуба [104] и тем самым дополнить таблицу В.Фолкова [35].

Таблица 1.1. Величины кровотока различных органов и тканей

№	Орган	Масса (грамм)	Кровоток (мл/мин)	Удельный кровоток (мл/мин/100 г.т.)
1.	Мозг	1400	750	55
2.	Сердце	300	250	80
3.	Печень	1500	1300	85
4.	Почки	300	1200	400
5.	Мышцы	35000	100	3
6.	Кожа	2000	200	10
7.	**Пульпа**	**0,01**	**0,001**	**0,1**

Отметим, что в стоматологии используется и тетраполярный метод.

Реопародонтография (РПГ) предназначена для измерения удельного кровотока в тканях пародонта [35]. Это объективный метод оценки функционального состояния сосудов пародонта (дёсен). Тетраполярный метод измерения позволяет локализовать область измерения в зоне одного или нужной группы зубов. Электродная система состоит из 4 металлизированных электродов размером 4 х 3 мм, расположен-

ных на непроводящей эластичной акриловой основе. Электроды устанавливаются, например, на фронтальном отделе челюсти и удерживаются естественным прижатием мягких тканей губы.

Выявление функциональных нарушений в тканях пародонта даёт возможность своевременно применять меры по их устранению (избирательное пришлифовывание, протезирование, гнатотренинг и т.д.).

Примечание. Объём книги не позволяет включить описание таких биоимпедансных методов, нашедших применение в области стоматологии [88], как рео**пародонто**графия [35] или апекс-локация [89] и др.

Апекс-локационное измерение (АЛИ) позволяет контролировать прохождение зубного канала до апикального отверстия при протезировании [89]. По величине импеданса пульпы зуба апекс-локация позволяет наблюдать на экране монитора схематическое изображение зуба (с каналом) и последовательно вводимой в него эндодонтной иглы (зонда).

Резюме. Биполярная методика реодентографии позволяет определять кровоток пульпы зуба в объёмных единицах с достаточной для диагностических целей точностью. Для реализации методики в медицинской практике были разработаны приборы [102, 103] "Реодент-01" и "Диастом-03" (внешний вид представлен в Приложении 5).

Замечание. За создание этих методик, совместно с В.Н.Чертыковцевым, и "за разработку аппаратуры для диагностики в стоматологии" в 2007 году был присуждён "диплом лауреатов Прохоровской премии" – АИН им. Прохорова.

1.3. Анализ гомогенной модели биообъекта.

1.3.1. Анализ гомогенной электрофизической модели.

Достоверность расчёта объёмных показателей системной гемодинамики и водных секторов организма, т.е. жидких сред, существенно зависит **от соответствия** электрофизической модели - **реальному биообъекту.**

В настоящее время, практически все известные биоимпедансные методы и соотношения расчёта объёмных показателей гемодинамики, **основываются на гомогенной** модели измеряемого участка тела человека, предложенной Кедровым [25, 26] и Найбором в 1941 - 1948 г. [108. . .110]. Модель устанавливает следующую связь.

$$\frac{\Delta V}{V} = -\frac{\Delta Z}{Z} \quad \text{или} \quad \frac{\Delta V}{\Delta Z} = -\frac{V}{Z} \qquad (1.15)$$

Относительные изменения объёма крови пропорциональны относительным изменениям импеданса.

Приток крови - Δ**V**, в межэлектродную область с объёмом - **V,** величина импеданса, которой равна - **Z**, вызывает уменьшение импеданса на величину - Δ**Z**, со знаком минус, т.к. приток крови уменьшает величину импеданса. В клинической практике, при регистрации реограммы, принято инвертировать отрицательные пульсовые изменения импеданса - **ΔZ (t)** в положительные - соответствующие визуальному увеличению кровотока.

Граничные условия для гомогенной модели.

Электрофизическая (математическая) модель участка биообъекта с **гомогенной структурой**, имеет следующие "**граничные условия"** соответствия, описанные Кедровым и Найбором следующим образом.

1. Измеряемый участок должен быть проводником с формой прямого цилиндра, длиной - **L** (cm), поперечным сечением - **S** (cm^2), заполненным **только кровью**, которая имеет удельное сопротивление - $\rho(k) \approx 150$ Ом·см.

2. Электроды должны быть установлены с **торцевых сторон** цилиндра на расстоянии - **L**, для обеспечения равномерной плотности тока в объекте и правомочности использования закона Ома.

3. В соответствии с законом Ома, **импеданс - Z** такого проводника равен:

$$Z = \rho_K \cdot \left(\frac{L}{S} \right) \qquad (1.16)$$

4. Приток крови - **ΔVk** (несжимаемой жидкости), вызывает **увеличение сечения - S,** т.е. диаметр проводника, что приводит к пропорциональному уменьшению сопротивления измеряемого участка - **Z**, заключённого между электродами, на величину **- ΔZк**.

$$\mathbf{\Delta Vk = - \Delta Zk \cdot (Vk / Z)} \qquad (1.17)$$

Очевидно, что подобные теоретические граничные условия, в применении к **реальным** измерениям на биообъекте - **невозможны.**

1.3.2. Анализ гомогенного уравнения гемодинамики.

Основное уравнение гемодинамики содержит две составляющие: **статическую и динамическую.** Краткий анализ статической и динамической компонент (иллюстративно) проведён в разделе 1.4.2., на примере методики определения сердечного выброса (СВ) по Кубичеку [114, 115].

Статическая компонента уравнения гемодинамики (V).

Статическая компонента - V, отражает объёмы различных жидкостей и тканей, находящихся в межэлектродной области измерения, и обратно пропорциональна величине импеданса - **Z** (1.15). Она является основой для определения объёмов водных секторов (ОВС).

Найбор [108], формально умножив числитель и знаменатель формулы (1.16) на "**L**" - получил соотношение, называемое "**электрометрическим**" или электрическим объёмом:

$$Z = \rho_K \cdot \frac{L \cdot L}{S \cdot L} = \rho_K \cdot \frac{L^2}{V_K} \quad (\text{Ом}) \qquad (1.18)$$

Электрометрический объём - V_E **равен**:

$$V_E = \rho_K \cdot \frac{L^2}{Z} \quad (cm^3) \qquad (1.19)$$

В соответствии с гомогенной (однокомпонентной) моделью, по мнению Найбора, электрометрический объём $V_E = V_K$, т.е. он **равен объёму крови** измеряемого участка.

Таким образом - электрометрический объём и есть основное расчётное выражение для **статической компоненты** и основного уравнения гидро и гемодинамики гомогенного проводника.

Обратим внимание, что электрометрический объём вычисляется по данным измерений удельного сопротивления крови - **ρ (k)**, величины импеданса - **Z** и межэлектродного расстояния - **L**, но без учёта поперечного сечения проводника – **S** (1.16). Понятно, что электрометрический объём - V_E значительно отличается от **геометрического** объёма проводника.

Геометрический (или суммарный) **объём - Vg** (или - **Vs**) проводника цилиндрической формы, равен:

$$V_G = V_S = S \cdot L = \frac{Q^2 \cdot L}{4 \cdot \pi} \quad (cm^3) \qquad (1.20)$$

где: $S = (Q^2 / 4 \cdot \pi)$ – площадь поперечного сечения проводника,

Q – периметр измеряемого участка (см),

L – межэдуэлектродное расстояние (см).

Очевидно, что определение объёмов кровотока и жидких фракций, без учёта размеров исследуемой области и удельных сопротивлений, входящих в неё различных тканей, должно приводить к существенным погрешностям.

Также обратим внимание, что величина импеданса реального проводника, должна зависеть не только от антропометрических параметров **L** и **S**, но также от морфологических и анизотропных особенностей области измерения, т.к. реальный БО имеет гетерогенную структуру.

Суммарное удельное сопротивление области измерения.

Удельное сопротивление любого участка БО гетерогенной структуры равно какому-то суммарному или "кажущемуся" удельному сопротивлению [17].

Термин "суммарное удельное сопротивление" означает, что в биообъекте измеряется не ряд истинных удельных сопротивлений, а рас-

считывается по измеренным величинам тока и напряжения (т.е. импеданса), некоторая общая суммарная величина.

Величина реального суммарного удельного сопротивления - ρ_S (или ρ_Σ), всей области измерения БО, может быть определена следующим образом. [85].

Приняв (по Найбору), что **Vg = Ve ,** (т.е. геометрический объём равен "электрометрическому"), **получим формулу расчёта суммарного удельного сопротивления** измеряемого участка - ρ_S :

$$\rho_S = \frac{V \cdot Z}{L^2} = \frac{Q^2 \cdot Z}{4\pi \cdot L} \quad (Om \cdot cm) \qquad (1.21)$$

Несоответствие удельного сопротивления статической компоненты, содержащей только кровь, реальному суммарному удельному сопротивлению показано на "арифметическом" примере - раздел 1.4.2.

Удельное сопротивление - **УС** (расчётное), для трансторакальной области по Кубичеку, которое принято считать равным УС крови ρ_K = 150 (Ом · см), по данным измерений и расчётов, равно суммарному - ρ_S , величина которого $\approx$ 450. . . 650 (Ом · см) и более. Это почти в **5 раз** больше УС крови.

Несоответствие величин удельных сопротивлений **ρ(k)** и **ρ(s)**, очевидно объясняется тем, что кроме крови, торакальная область содержит различные объёмы менее электропроводных тканей, у которых ρ >> 150 Ом·см. (мышечные, лёгочно-альвеолярные, соединительные, костные и т.д).

Соответственно, другие регионы тела (не толко торакальный), имеют свои, существенно отличающиеся морфологические и анизотропные особенности и иные величины **ρ(s)**.

Анализ статической компоненты гомогенной модели (на основании физиологических данных и проведённых клинических исследований) подтверждает, что в отличие от модели реального измеряемого участка, гомогенная модель, описаннная Кедровым и Найбором:

- **не учитывает** удельные сопротивления иных тканей, в частнсти жидких фракций, кроме удельного сопротивления крови;

- **не учитывает** геометрического объёма и формы измеряемой области, в частности поперечного сечения, определяемого через периметр области измерения;

- не учитывает соотношений объёмов и электропроводности других тканей, входящих в область измерения, в частности суммарного УС.

Таким образом, **статическая компонента не соответствуют реальному биообъекту**, в результате чего неизбежны значительные **погрешности** при определении объёма крови в измеряемом участке.

Динамическая компонента уравнения гемодинамики (ΔV).

Динамическая компонента отражает **временные**, в частности пульсовые изменения кровотока, происходящие в течение примерно **секунды** или чуть больше. Они регистрируются в виде **нативной** реограммы.

Более медленные изменения, называются **плетизмограммой** и обычно обусловлены венозным оттоком крови и интерстициальной жидкости, происходящим за десятки секунд или **минут**. Их принято регистрировать в виде трендов.

Изменение величины статической компоненты, за счёт изменений объёмов жидких и тёрдых электропроводных тканей БО, может изменяться довольно медленно, в течение часов или дней.

Регистрируемая **динамическая компонента** изменения импеданса из (1.17) соответственно равна:

$$\mathbf{\Delta Z\,(t) = - \Delta V(t) \cdot (Z / V)} \qquad (1.22)$$

Пульсовой кровоток - **ΔV(t)**, с учётом его изменения **за время** сердечного цикла, или более длительного периода, обычно записывается в виде:

$$\mathbf{\Delta V\,(t) = - \Delta Z\,(t) \cdot (V / Z)} \qquad (1.23)$$

Это основное уравнение гемодинамики для гомогенной модели.

$$\mathbf{\Delta V\ к\,(t) = V к \cdot [\Delta Z\,(t) / Z]} \quad (cm^3) \qquad (1.24)$$

где: **ΔV к (t)** - изменение объёма крови за сердечный цикл в (cm^3) или миллилитрах (мл), **V к** - объём крови (жидкости), называемый электрометрическим объёмом гомогенной модели, **(ΔZ (t) / Z)** – относительные изменения импеданса.

Объём пульсового кровотока.

Подстановка электрометрического объёма (1.19) в (1.24) позволяет получить алгоритм расчёта пульсового, объёмного кровотока в миллилитрах.

Объём пульсового кровотока - ΔV k (мл) равен:

$$\Delta V_K = \rho_K \cdot \frac{L^2}{Z^2} \cdot \Delta Z \qquad (см^3) \qquad (1.25)$$

где: ρ (k) - удельное сопротивление крови (Ом·см) ;
L - междуэлектродное расстояние (см);
Z - междуэлектродный импеданс (Ом);
ΔZ - амплитуда реограммы (Ом).

Зная объём пульсового кровотока можно рассчитать минутный объём кровообращения:

$$МОК = \Delta V_K \cdot ЧСС \quad (мл/мин) \qquad (1.26)$$

где ЧСС – частота сердечных сокращений (1/мин).

Расчёт сердечного выброса (СВ) по наиболее известной методике Кубичека, производится по формуле:

$$CB_{KUB} = \rho_K \cdot (L^2 / Z) \cdot (\Delta Z_A / Z) \qquad (1.27.а)$$

или $$CB_{KUB} = \rho_K \cdot \frac{L^2}{Z} \cdot \frac{A_D \cdot T_I}{Z} \qquad (1.27.б)$$

где: $\Delta Z_A = Ad \cdot Ti$ (Ом) - **апроксимированное** значение амплитуды реограммы, Ad – максимальное значение амплитуды диффреограммы - ДРГ (Ом), Ti – время изгнания крови из сердца (с).

Апроксимация производится **прямой линией** переднего фронта реограммы за всё время фазы изгнания - Ti, что допустимо только в первом приближении. Однако все литературные источники свидетельствуют о том, что сердце выбрасывает кровь в аорту (и лёгочную артерию) не равномерно, а с различной скоростью [3, 13, 64, 70, 78].

По данным реальных измерений, апроксимированное значение амплитуды реограммы **в 3. . .4 раза больше** реально регистрируемых

значений реограмм - ΔZ (см. раздел 1.4.2). Там же представлен "арифметический" пример несоответствия граничных условий, в отношении динамической компоненты.

Анализ динамической компоненты гомогенной модели, показал, что граничные условия соответствия измеряемому участку биообъекта нарушены и поэтому, при определении гемодинамических характеристик неизбежны существенные **погрешности**.

Резюме. Электрофизическая **модель, предложенная в 1948 году**, и на которой основаны все действующие медицинские методики оценки гемодинамики, имеет гомогенную структуру и только в первом приближении отражает реальный БО. Поэтому её граничные условия некорректны и часто невыполнимы, что приводит к существенным погрешностям измерения импеданса и расчёта параметров гемодинамики.

Основное уравнение гемодинамики содержит две составляющие: статическую и динамическую.

Статическая компонента отражает объёмы различных жидкостей и тканей, но не учитывает их удельные сопротивления (кроме крови), геометрические объёмы измеряемой области, а также соотношения объёмов и электропроводностей различных фракций.

Динамическая компонента отражает временные, в частности пульсовые, изменения кровотока - собственно гемодинамику.

1.3.3. Анализ модели при биоимпедансной спектроскопии.

В разделе 1.2.4. было показано, что при биоимпедансных измерениях на высоких и низких частотах, **вследствие дисперсионных свойств** - различные ткани не одинаково проводят электрический ток.

Сущность методики биоимпедансного анализа - **БИА** состава тела человека, заключается в измерении импеданса и его компонент, участка БО на разных частотах, для последующего расчёта объёмов общей - **ООЖ** и внеклеточной - **ОВЖ** жидкости.

При расчёте часто используется следующая система из 2-х уравнений.

1. На низкой частоте - НЧ (или **LF**), определяется объём V_{EF} - внеклеточной жидкости ОВЖ:

$$\text{ОВЖ} = V_{EF} = \rho_K \cdot \left(L^2 / Z^{LF} \right) \qquad (1.28.a)$$

2. На высокой частоте - ВЧ (или **HF**), определяется объём V_{EF} - общей жидкости ОВЖ:

$$\text{ООЖ} = V_{TF} = \rho_K \cdot \left(L^2 / Z^{HF}\right) \qquad (1.28.б)$$

Если модель гомогенная, состоящая только из крови, то величина импеданса должна оставаться неизменной, т.к. кровь обладает только активным сопротивлением.

Однако, наличие в БО тканей с клеточной структурой и соответственно частотно-зависимыми свойствами, на практике приводит к уменьшению величины импеданса Z^{HF} - на высокой частоте.

Анализ дисперсионных свойств участка биообъекта, а также реальные данные измерений показывают, что реальный БО имеет гетерогенную структуру, и не оответствует гомогенной модели. Далее будет показано, что методы БИА основаны не на гомогенной или гетерогенной модели, а на иной, регрессионно-статистической.

Заметим, что в основе всего современного биоимпедансного анализа состава тела человека, используется соотношение (1.28), но обычно в несколько изменённом виде (1.29) [55, 117. . .119].

Частотный диапазон измерений.

Зависимость импеданса БО от частоты, в основном обусловлена влиянием непроводящих клеточных мембран, фактически являющихся конденсаторами, с клеточной (вернее внутриклеточной) жидкостью между замкнутыми обкладками конденсатора (рис.1.27).

На рис. 1.27. показана **эквивалентная схема - ЭС** биообъекта, содержащая основные компоненты: полный импеданс - **Z**, суммарное, активное сопротивление – **Rs**, активное сопротивление внеклеточной жидкости - **Re,** активное сопротивление клеточной жидкости **- Rc** и реактивное (ёмкостное) сопротивление – **Xc**, зависящее от частоты зондирующего тока.

При биоимпедансном анализе, для расчёта величины объёма общей ООЖ или внеклеточной жидкости ОВЖ, различные авторы используют или величину измеренного импеданса - **Z** или активного сопротивления - **R** .

В работах, посвящённых технологиям и методам определения состава тела человека, весьма объёмно и подробно изложены основы действующих методик и расчётных соотношений. [44, 55].

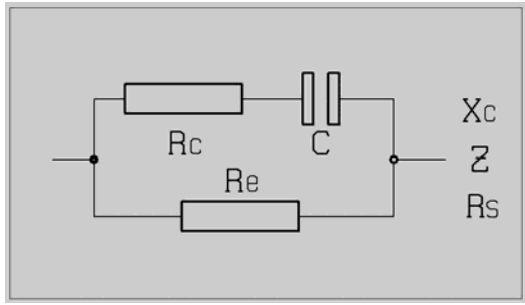


Рис. 1.27. Эквивалентная схема замещения БО при БИА.

Напомним, что полный импеданс $Z = \sqrt{R^2 + X^2}$ содержит 2 составляющие: активное сопротивление - **R** и реактивное ёмкостное сопротивление – **Xc**. Величина импеданса – **Z** участка БО, зависит от частоты - $\omega = 2\pi \cdot F$, на которой измеряется импеданс (см. раздел 1.2.). Это обусловлено тем, что клеточная мембрана на НЧ непроницаема $X_C \to \infty$, а на ВЧ становится проницаемой $X_C = 1/\omega \cdot C$.

Сами фракции внеклеточной (**ВЖ**) и клеточной (**КЖ**) жидкости, имеют различные удельные сопротивления (**УС**). Их обозначения, соответственно: ρ_{EF} - для УС - ВЖ и ρ_{CF} - для УС - КЖ.

Усреднённые данные измерений: для внеклеточной жидкости $\rho_{EF} \approx$ **145** Ом·см, для клеточной жидкости $\rho_{CF} \approx$ **340** Ом·см.

Частота, на которой производится измерение, является чрезвычайно важной характеристикой, от которой зависит достоверность измерения объёмных параметров гемодинамики и объёмов водных секторов.

При оценке **гемодинамики** (объёмного кровотока), обычно используются измерения импеданса на частотах **40. . .100 кГц.**

Для биоимпедансного анализа, в частности для расчёта объёмов общей жидкости - **ООЖ** исследуемой области, измерения импеданса **Z** проводятся на высокой частоте - **300. . .500 кГц** и более.

Для расчёта объёма внеклеточной жидкости - **ОВЖ** исследуемой области, измерения импеданса **Z**, проводятся на частотах 2 . . . 5 **кГц**.

Заметим, что для расчёта объёмов жидких фракций с высокой точностью, недостаточно измерений импеданса, проводимых только на одной высокой и одной низкой частоте (см. раздел 4.1.3). В последнее

время сопротивления внеклеточной - **Re** и клеточной жидкости - **Rc**, определяют путём проведения измерений импеданса на многих частотах, до 31-й (не менее 6-ти), с последующей апроксимацией данных, методом построения годографа - диаграммы Найквиста [1, 55].

Определение объёмов жидких фракций.

Напомним, что обследуемые области БО имеют чрезвычайно **сложный состав**. Эти области содержат:

- электропроводные жидкости с изотропной структурой и активным сопротивлением - R, как например кровь и интерстициальная жидкость;
- электропроводные ткани с клеточной (аниизотропной) структурой, с активным - R и реактивным сопротивлениями - Xc, например жировые и мышечные;
- непроводящие ткани, например костные и соединительные.

Таким образом, если бы гомогенная модель состояла даже из одного типа электропроводного материала, с частотно-зависимыми свойствами, то при измерении импеданса, на разных частотах были бы получены различные величины **Z**.

Практически, во всех методиках БИА, при измерении состава тела человека, измерительные электроды устанавливаются **на запястьи руки и на щиколотке ноги**. Очевидно, что это расстояние и является расчётным **междуэлектродным расстоянием - L** (см). Однако, во всех методиках БИА, для всех видов жидких фракций, доминирующей составляющей расчётных алгоритмов объёмов, является соотношение (1.19), в котором расстояние между электродами **- L заменено на рост пациента – H**, а удельное сопротивление на коэффициент **- K**.

Для расчётов объёмов жидкости - **Vж**, измеряемых на ВЧ (HF) или НЧ (LF), используется соотношение:

$$V_{Ж}\,|^{HF\,/\,LF} = K \cdot \frac{H^2}{Z} \quad (cm^3) \qquad (1.29)$$

Однако, рост человека – **H** (см) меньше междуэлектродного расстояния **- L** ровно на длину руки - Lp, т.к. электроды устанавливаются на запястьи руки и щиколотке ноги. Использование роста в этом случае, по крайней мере - **не корректно**.

Таким образом, при БИА граничные условия вышеописанной модели не соблюдаются и соответственно расчёты объёмов жидкостей ОЖ, ВЖ и КЖ будут получены **с большими погрешностями**.

Основные расчётные формулы БИА.

В работе Мартиросова Э.Г. (Таблице 4.2.) [44] и Николаева Д.В. [55] приведены примеры расчёта объёмов многих компонент состава тела человека.

Объём общей воды организма – **ОВО** (в литрах), производится на высокой частоте (**ВЧ**) и расчитывается, например, по соотношениям:

$$OBO = 0{,}406 \cdot (H^2 / Z) + 0{,}36 \cdot M + 5{,}58 \cdot H + 0{,}56 \cdot S - 6{,}48 \quad \text{или}$$

$$OBO = 0{,}484 \cdot (H^2 / R) + 0{,}144 \cdot M + 1{,}365 \cdot S + 0{,}105 \cdot X_C - 0{,}57A$$

где: Z - импеданс (Ом),
H - длина тела, т.е. рост (см),
R – активное сопротивление (Ом),
M - **масса** тела (кГ),
S - **пол** пациента (М=1 / Ж=0),
A - **возраст** (лет).

Кроме измеряемого импеданса - **Z** и его компонент **R** и **Xc,** остальные характеристики фактически являются регрессионными корректирующими коэффициентами.

Объём внеклеточной жидкости организма - **ВКЖ** (в литрах), производится на низкой частоте (**НЧ**) и расчитывается по аналогичному соотношению:

$$ВКЖ = 0{,}099 \cdot (H^2 / R) + 0{,}093 \cdot MT + 1{,}396 \cdot S - 5{,}4178$$

В общем виде эти выражения можно записать так:

$$V_{Ж}\,|^{HF\,/\,LF} = K_1 \cdot \left(\frac{H^2}{Z / R} \right) + K_2 \cdot X_2 + K_3 \cdot X_3 + K_4 \cdot X_4 + \ldots + K_N$$

где: K i - соответствующие регрессионные коэффициенты, X i - индивидуальные параметры человека (i = n).

Производные объёмные характеристики.

Объём клеточной жидкости организма - **ОКЖ** (в литрах), производится не путём измерений, а **вычитанием** из объёма общей воды – внеклеточной жидкости:

ОКЖ = ООЖ – ВКЖ

Безжировая масса тела - **БЖМ** (в литрах), определяется **как часть объёма** общей жидкости (ООЖ или ОВО)

БЖМ = ООЖ / 0,73

Жировая масса тела - **ЖМТ** (литр), определяется **как разность** между массой тела (МТ) и безжировой массой:

ЖМТ = МТ - БЖМ

Основные характеристики состава тела человека.

В Таблице 1.2. представлены сводные данные характеристик и расчётных формул для оценки состава тела человека по методике "Формед", при расположении электродов на руке и ноге [55].

Таблица 1.2. Основные характеристики и формулы расчёта, при оценке состава тела человека.

1	**МТ (кГ) – масса тела пациента.**
2	**ИМТ - индекс массы тела, расчитывается по Индексу Кетле ИМТ = (МТ (кг) / Рост (м) ^{2}).**
3	**ВКЖ (НЧ) - внеклеточная жидкость ВКЖ = к1· (Н ^{2} /R) + к2·МТ+к3. [≈ 20 - 25 %]**
4	**ООЖ (ВЧ) - объём общей жидкости: ООЖ= к1· (Н ^{2} /Z) + к2·МТ+к3. [≈ 60 - 65 %]**
	Их "производные":
5	**БЖМ (кг) - безжировая масса тела (БЖМ = ООЖ / 0,73) [≈ 44 - 48 %]**
6	**ТМ (кг) - тощая масса ТМ = МТ - ЖМТ или ТМ = ООЖ - ЖМТ [≈ 75 - 85 %]**
7	**ЖМТ (кг) - жировая масса тела, или ЖМТ = МТ - БЖМ**
8	**КМТ (кг) - клеточная масса тела или объём клеточной жидкости ОКЖ = ООЖ –ОВЖ.**
9	**СММ (кг) - скелетно-мыш. масса СММ= к1·(Н ^{2} /R)+к2·S– к3·А+к4 [≈ 30 - 40 %]**
10	**АКМ (кг) - активная клеточная масса АКМ = МТ – ЖМТ [Ж -50%; М -53%]**

Из таблицы 1.2. видно, что основными **"измеряемыми"** характеристиками являются: **ООЖ** и **ОВЖ**, остальные показатели состава тела пациента являются **их производными**, как часть основных.

Наиболее широко эта методика используется в **фитнесе** (см. раздел Термины и обозначения).

Регрессионные модели анализа состава тела.

В работах [44, 55] описаны **5** типов моделей состава тела человека.

Представленные модели - это сумма компонент: ВКЖ, КЖ, ЖМТ, КМТ, ВКЖ, БМТ, ВТВ, ОВО, и др. Обозначения: ОВО, ВКЖ, КЖ, ВТВ, ЖМТ, БМТ, см. в разделе Термины и сокращения. При моделировании в качестве компонент есть определённые фракции, входящие в состав тела человека, но не входящие в формулу, описывающую модель.

Указаны многие методы измерения компонент, для определения состава тела человека: антропометрия, калиперометрия, ИК - отражение, гидроденситометрия, воздушная плетизмография, разведение индикаторов, рентгеновская денситометрия и др.

Все эти методы <u>не относятся</u> к электрическими методам измерений. **Из электрических используется только биоимпедансный** метод, но только для определения водных секторов ООЖ и ОВЖ. В остальном используются статистические и соответственно регрессионные методы вычислений.

<u>Примечание.</u> Регрессионный анализ (линейный) - **статистический** метод исследования (зависимости), между зависимой переменной **Y** и одной или несколькими независимыми переменными $\mathbf{X_1, X_2, . . . , X_p}$. Терминология зависимых и независимых переменных отражает лишь математическую зависимость переменных, а не причинно - следственные отношения.

Модели выглядят следующим образом. Далее цитируется по источнику [55], с принятыми обозначениями:

« - 2-х компонентная, "тождественная" объёму тела **V = V(ЖМТ) + V(БМТ)**, т.е. равная сумме жировой и безжировой массы тела;

- 3-х компонентная, "тождественная" объёму тела **V = V(ЖМТ) + V(ОВО) + V(СМТБЖ)**, т.е. равная сумме жировой массы, общей воды организма и сухой массы тела без жира;

- 4-х компонентная, "тождественная" массе тела **МТ = ЖМТ + КМТ + ВКЖ + ВТВ,** т.е. равная сумме жировой, клеточной и внеклеточной массе тела и внеклеточных твёрдых веществ;

- 5-ти уровневая многокомпонентная имеет "уровни организации": элементный, молекулярный, клеточный, тканевой и организм в целом ».

Следует обратить внимание, что модели, описанные в разделах 3.2.1 - 3.2.3, работы [55]: модель однородного тела цилиндрической и конической формы, модель смеси и иные эмпирические модели - не нашли практического применения в широкой практике измерения объёмов, состава тела и его сегментов.

Резюме. Вышеописанные модели не позволяют измерять объёмы жидких фракций отдельных регионов, а только объём всего тела.

Инвазивных методик измерения объёмов жидких фракций в различных регионах тела человека - практически нет.

Определение всех вышеперечисленных в Таблице 1.2 (с 5 по 10) "производных" компонент биоимпедансным методом - пока невозможно. Исключением являются - объёмы общей жидкости ООЖ, и внеклеточной жидкости ВКЖ (п. 3 и 4), измеренные, соответственно, на высокой (ВЧ) и низкой частоте (НЧ).

Таким образом, **для традиционных методов БИА - электрофизические и математические модели отсутствуют**. Используются физические (весовые, клипперные и измеряемые линейкой) методы измерения и производится регрессионно-статистическая обработка. В настоящее время подобные методики наиболее широко используются в фитнесе, например, при коррекции фигуры, при оздоровительных мероприятиях по снижению массы тела и др. Однако, эта область расположена несколько в стороне от функциональной диагностики.

Динамические изменения, например при кровопотере - трансфузионной терапии, с помощью БИА оцениваются изменения абсолютных величин импеданса **в виде регистрируемых трендов** (в Омах) и без расчёта объёмных показателей в миллилитрах. [55].

Примечание. Как будет показано в разделе 1.4.1, при измерении импеданса между запястьем правой (левой) руки и щиколоткой правой (левой) ноги, распределение чувствительности в области измерения – **крайне** неоднородно.

Для устранения вышеуказанных несоответствий, т.е. неадекватности модели реальному биообъекту, в частности статической компоненты, необходимо разработать гетерогенную, динамическую модель с учётом реальной структуры, т.е. с антропометрическими, морфологическими и анизотропными особенностями БО, а также с иными алгоритмами расчёта кровотока, **для различных регионов** тела обследуемого человека.

1.4. Методики оценки гемодинамики.

Критический анализ.

Как было показано ранее, с реализацией тетраполярного метода измерения импеданса БО в 70-е годы, появились медицинские методики различных регионов тела человека, органов и тканей.

Это - реоэнцефалография, реовазография, реопневмография, реопульмонография, реоренография, реодентография, реопародонтография, реоофтальмография и реокардиография, для определения величины сердечного выброса и минутного объёма кровообращения, скорости пульсовой волны, времени изометрического сокращения сердца, и т.д.

Напомним, что биоимпедансные методики отличаются безвредностью, технической простотой, достаточной биофизической обоснованностью, достоверностью и хорошей воспроизводимостью результатов, пригодностью для частого повторного применения и мониторинга, как в естественных, нормальных для человека условиях, так и при экстремальных состояниях. Обычно, основной задачей исследования, является не столько достоверное определение абсолютных значений гемодинамических показателей, сколько констатация их динамики, т.е. относительная оценка их изменений - **величины и направления**.

Традиционные методики.

Рассмотрим наиболее распространённые методики с позиций оценки их особенностей, достоинств и недостатков.

1. Методика биоимпедансного анализа состава тела (**БИА**).

2. Методики определения величины сердечного выброса (**СВ**):
- По Кедрову,
- По Кубичеку,
- По Шрамеку,
- По Тищенко.

3. Методики контроля органной гемодинамики:
- Методика Реовазографии (РВГ),
- Методика Реоэнцефалографии (РЭГ),
- Методика Реодентографии (РДГ).

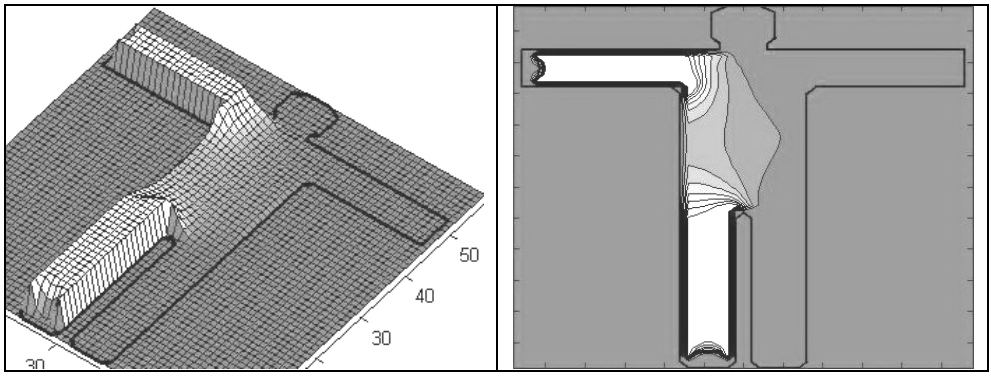
1.4.1. Методика БИА для определения состава тела.

Все методики контроля гемодинамики содержат статическую компоненту - объём области измерения (1.19), т.е. объём внеклеточной жидкости, поэтому методика БИА включена в этот раздел.

Приоритет в создании метода, для оценки состава всего тела человека, принадлежит Томассету [117]. Одна из наиболее известных методик определения объёмов водных секторов: общей, внеклеточной и клеточной жидкостей всего тела человека, является методика "ФорМед" (Компании Formed Healthcare AG, Кронберг, Германия).

Обследование производится биоимпедансным тетраполярным методом, при наложении электродов на запястье и щиколотку правой, либо левой половины тела (руки и ноги). Это основное наложение электродов и метод измерения, на котором основаны буквально все методики для интегральной оценки водных секторов тела человека. Основное применение - **фитнес**. При этом гемодинамика не регистрируется.

На рис. 1.28. видно, что активной зоной измерения практически является **половина тела**. Также заметно снижена чувствительность к измерению импеданса в торсе, что очень **не выгодно** для применения ни в фитнесе, ни в клинической практике, т.к. жировая и клеточная массы, в первую очередь, прибавляются в абдоминальном регионе.



а). б).

Рис. 1.28. а) Трёхмерный и б) двумерный графики распределения чувствительности, при измерении импеданса по традиционной методике.

В обзорных работах [22, 53, 54] по полисегментным методам измерения в БИА, излагается сущность и этой методики. Предлагается (далее цитирование [54]) « представлять человеческое тело набором

форм и аппроксимировать его между запястьем и лодыжкой на основе измерений импеданса по пяти цилиндрам **»,** причём « удельное сопротивление всех цилиндров предполагается одинаковым, а отношение сопротивлений верхней конечности, туловища и нижней конечности равно: **9,0 – 4,8 – 1 – 3,2 – 8,6 »**. И далее, особенности, « очевидно, что сопротивление туловища, т.е. области содержащей около половины массы тела, намного ниже сопротивления верхних и нижних конечностей. Так как эти три сегмента соединены последовательно, то общее сопротивление будет суммой их сопротивлений. Это означает, что большие изменения, в тканевой массе туловища, на общем сопротивлении отражаются минимально, и в то же время, небольшие **изменения положений электродов** на лодыжке и запястьи, могут вызвать изменение в полном сопротивлении тела, равное **почти половине** сопротивления туловища ».

Было принято допущение, что « использование удельного электрического сопротивления аналогично использованию плотности тела, при этом учитывается, что тело состоит из ряда тканей с различной плотностью - с некоторой результирующей средней плотностью ». Это оригинальное допущение, но не метрологичное.

Напомним, что в расчётных формулах определения общей, внеклеточной жидкости, жировой и тощей массы, за междуэлектродное расстояние принимается **рост пациента, а не расстояние** между запястьем руки и лодыжкой ноги, где установлены измерительные электроды.

Далее авторы отмечают, что **« необходимость измерения нескольких длин и окружностей тела снижает практическую ценность метода.** Чтобы сохранить **практичность и простоту БИА,** предлагается использовать корреляции площадей поперечного сечения и длин сегментов с весом и ростом пациента, соответственно ». Создаётся впечатление, что целью является не точность измерений, а удобство работы медперсонала с пациентами.

Авторы отмечают, что « метод оценки объема внеклеточной жидкости (ВКЖ) по импедансу всего тела приводит к парадоксальным результатам в исследованиях с изменением положения тела. Оцененный общий объем ВКЖ при этом изменяется, причем величина изменения достигает **нескольких литров**. Причины таких результатов, авторы объясняют в основном такими же недостатками интегральной модели, как и в выше рассмотренной статье ».

Резюме. Критический анализ методик БИА для определения состава тела выявил следующие недостатки. Традиционная методика "лечения избыточного веса" наиболее широко применяется в фитнесе по методике ФорМед с биоимпедансметром БИА-101 (или АВС-01). Она работает в активной зоне измерения импеданса с неравномерной чувст-

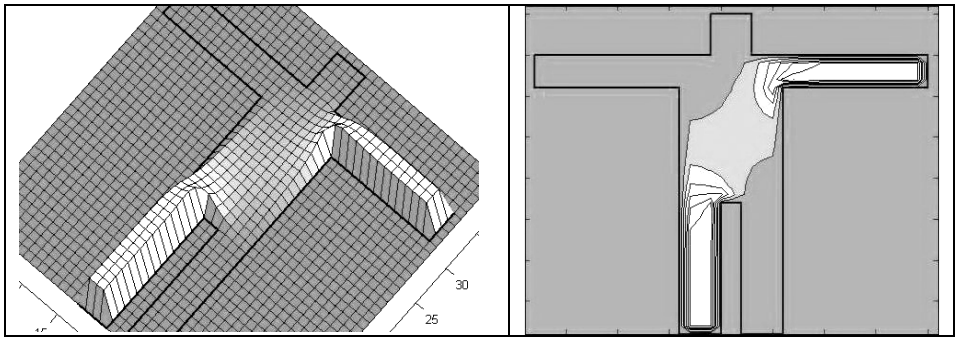
вительностью, ослабленной в абдоминальной области. А это **самая уязвимая область, склонная к ожирению**. Расчётные соотношения (см. раздел 1.3.3) **неточны**, т.к. в их основе лежит не биофизическая, а эмпирическая регрессионная модель измеряемого биообъекта.

1.4.2. Методика реокардиографии по Кедрову.

Рассмотрим активные зоны измерения и распределение чувствительности, при измерении сердечного выброса (СВ), по впервые предложенной методике А.А.Кедрова в 1948 году [26]. Это хорошая иллюстрация интуитивного подхода к выбору области измерения и мест наложения электродов.

Измерение СВ производится между электродами, установленными на левой руке (запястье) и правой ноге (щиколотке). Очевидно, что в области измерения расположено сердце и основные магистральные сосуды.

На рис. 1.29 представлены графики распределения чувствительности и линий равномерной чувствтиельности импеданса (эквипотенциалей) к объёмным изменениям кровотока по всему объёму.



а). б).

Рис. 1.29. а) Трёхмерный график распределения чувствительности и б) двумерный график линий равномерной чувствтиельности.

Разработанный метод моделирования активных зон импеданса, кроме их графического представления, позволяет оценить: их расположение, размеры и степень неоднородности, чувствительности в области измерения [46, 47].

На рис. 1.29. видно, что наиболее высокая чувствительность к изменению кровотока, приходится на конечности, имеющие поперечное сечение меньшее, чем торс.

В руках и ногах выше плотность тока, больше сопротивление и выше чувствительность к изменению сопротивления за счёт кровотока.

Нужно заметить, что 5 уровней эквипотенциалей равной чувствительности **не означают**, что торс обеспечивает меньший вклад в величину амплитуды реограммы, именно в 5 раз. При оценке вклада чувствительности (активных зон) в разных участках и регионах (торсе и конечностях), необходимо учитывать "**удельную чувствительность**", т.е. сумму отношений чувствительности к площади сечения (или объёму)**.**

При установке электродов по Кедрову, рука и нога оказывают непропорционально большее влияние на величину импеданса, чем в торсе. Нарушения кровообращения этих областей, соответственно, будут оказывать большее влияние на измеряемую величину импеданса и величину расчётного СВ.

Пример. При расчёте величины сердечного выброса (СВ) и минутного объёма кровообращения тела человека, по Кедрову, расчёт производился **по формуле** (1.24), где объём **Vк** приравнивался к весу тела пациента **МТ** (масса тела). Точнее - за объём тела **Vg**, принимался вес человека, т.к. удельный вес тела **≈ 1**.

Измерение производилось Кедровым с помощью биполярного метода. Реально измеренные данные добровольца "А": **Z** = 300 Ом, Δ**Z** = 0,25 Ом, **М** = 70 кг. Расчётная величина **СВ** = (70000· 0,25) / 300 = 58,3 мл. Это вполне **приемлемый** результат. Величина сердечного выброса крови близка к должной - 60. . .80 миллилитров.

Однако, как показали исследования, при вариабельности массы тела от 50 до 150 кГ, измеренные величины СВ часто не соответствовали должным значениям.

Это обусловлено тем, что модель не соответствует реальному объекту, который реально состоит из трёх последовательно соединённых цилиндров различного диаметра.

Величина удельного сопротивления тканей в этой методике также не учитывается (т.е. граничные условия модели не выполняются).

Расчёт пульсового кровотока (нестационарного процесса), по максимальной амплитуде реограммы, также не отражает объёма кровотока, протекающего за весь сердечный цикл.

Эта "сигнальная" методика Кедрова пракитчески не применялась в медицинской практике, но подтолкнула к созданию новых методик. Очевидно, что лучше отдельно измерить объёмный кровоток во всех конечностях и торсе, затем методом суперпозиционного сложения определить его величину только в верхней части торса – грудной клетке (см. раздел 2.2.2).

Резюме. Сигнальная (основополагающая) методика Кедрова, оценки величины сердечного выброса, имеет неравномерную чувствительность изменения импеданса от изменений кровотока в активной зоне измеренения. Расчёты проводились при допущении, что измеряемый объём**,** равен массе тела, что дополнительно увеличивало погрешность оценки величины сердечного выброса.

1.4.3. Методика реокардиографии по Кубичеку.

При функциональной диагностике состояния сердечно-сосудистой системы пациента, наиболее широко применяется методика реокардиографии по Кубичеку [114, 115].

Она позволяет измерять и обеспечивать длительный мониторный контроль таких жизненно важных параметров, как величина сердечного выброса **СВ** и минутного объёма кровообращения **МОК**.

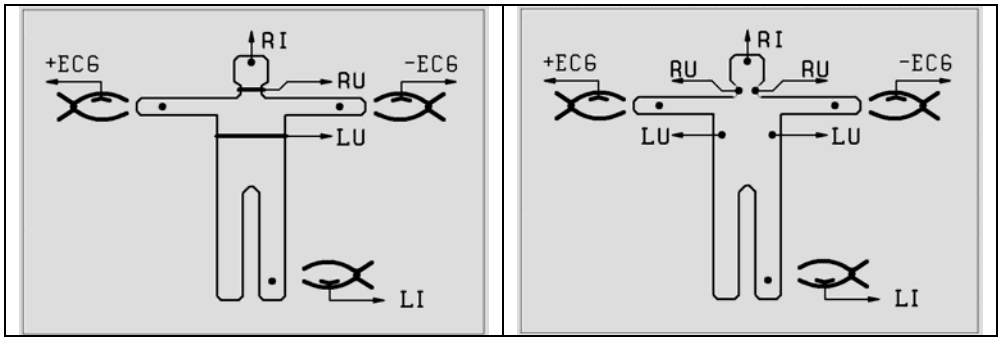
С 1977 года, после разработки отечественного реоплетизмографа РГ-2-02, методика Кубичека была модифицирована Ю.Т. Пушкарём [60] и используется в этом виде до настоящего времени .

Краткое описание методики.

На рис. 1.30.а, показано модифицированное Пушкарём, более технологичное наложение электродов. При работе по методике Кубичека - Пушкаря использовались металлизированные опоясывающие электроды. В качестве измерительных электродов (**RU** и **LU**) обычно использовалась рулонная самоклеющаяся силиконовая лента с наклеенной алюминиевой фольгой. Токовыми электродами (**RI** и **LI**) могут быть мониторные. Для остальных электродов, включая токовый – **LI**, используются ЭКГ – "клипсы".

Расположение электродов следующее: 1-й токовый электрод установлен в центре лобной области головы, а 2-й токовый - расположен в области щиколотки левой ноги (или выше). Смещение токовых электродов не ухудшает точность измерения, но улучшает комфортность.

Применение опоясывающих электродов создаёт в области измерения достаточно равномерное распределение плотности тока и обеспечивает относительно ровную чувствительность изменения импеданса к изменениям кровотока.



а). б).

Рис. 1.30. Наложение и подключение электродов а) по Кубичеку - Пушкарю и б) по модифицированной методике Шрамека.

Однако, наложение опоясывающих электродов весьма дискомфортно для пациента и при измерениях становится причиной артефактов, т.к. электроды врезаются в тело при дыхании, особенно форсированном, а на выдохе провисают и искажают величину измеряемого импеданса и, соответственно, форму регистрируемой реограммы.

После наложения электродов измеряется расстояние – **L** (см), между измерительными электродами (RU и LU), по передней поверхности грудной клетки. Это единственная антропометрическая характеристика.

Измеряется величина межэлектродного импеданса – **Z** (Ом);

Затем, по 3-м каналам (рис. 6.11), регистрируются:

- электрокардиограмма, обычно в 1-м отведении;
- диффреограмма, т.е. 1-я производная реокардиограммы;
- фонокардиограмма - ФКГ.

Кубичек использовал 2-й тон фонокардиограммы для более точного и достоверного измерения времени изгнания - Ti.

По данным регистрации измеряются следующие характеристики нативных кривых:

- амплитуда диффреограммы – Ad, отражающая скорость кровотока (Ом/с);
- время изгнания крови из сердца – Ti (с);
- период сердечного цикла – Tc (1/с) и частота сердечных сокращений ЧСС (1 / мин).

Расчёт амплитудных и временных показателей, путём определения "опорных" точек, при контурном анализе нативных диффреограмм - **Ad**, **Ti** и **Tc,** описан в разделе .4.2.1.

После регистрации и измерений характеристик БО, производится расчёт **величины сердечного выброса крови (СВ) по соотношению**:

$$CB_{KUB} = \rho_K \cdot \frac{L^2}{Z^2} \cdot Ad \cdot Ti \quad (cm^3) \qquad (1.30.a)$$

где ρ_K - удельное сопротивление крови равно ≈ 150 Ом · см,

L - расстояние между измерительными электродами (см).

По соотношению (1.26) определяется величина минутного объёма кровообращения МОК.

Возникает вопрос, в какой области производится определение величины СВ по Кубичеку ? На рис. 1.31. показано расположение сосудов в грудной клетке человека. Область измерения распространяется от шеи до мечевидного отростка грудной клетки, куда входит и всё сердце и лёгкие. Несмотря на такую конфигурацию активной зоны измерения, в литературе [120] было показано, что реально **величина СВ по Кубичеку - отражает кровообращение только малого круга** сердечно-сосудистой системы (см. раздел 6.2).

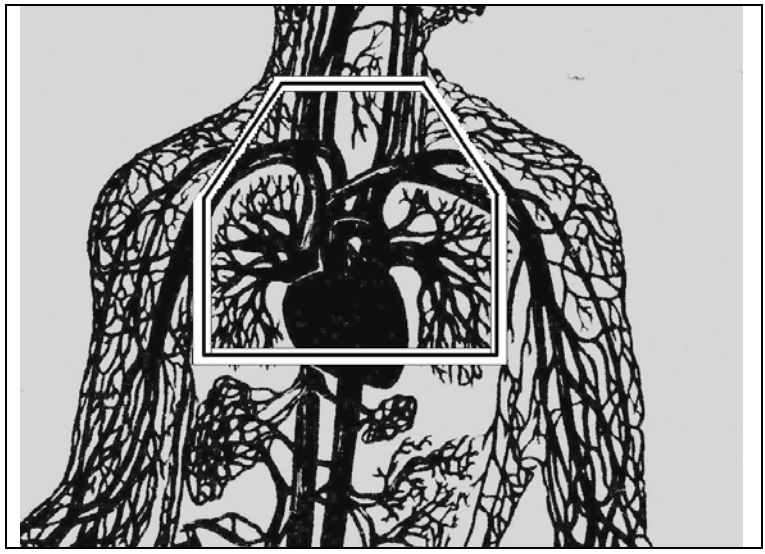
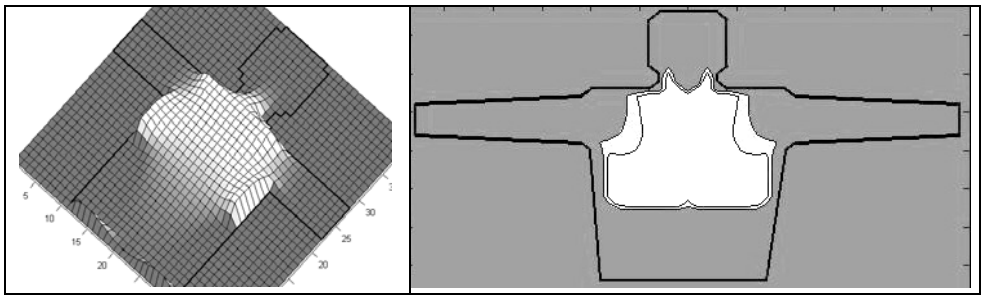


Рис. 1.31. Расположение сосудов в грудной клетке человека (выделена активная зона измерения по методике Кубичека).

Это **парадоксальный**, на первый взгляд, результат, т.к. в область измерения входит и левый и правый желудочки сердца. Он будет особо рассмотрен в разделах 6.2. и 6.3.

На рис. 1.32. показана смоделированная активная зона измерения. В торакальный регион попадает как большой, так и малый круг кровообращения, т.к. нижний измерительный электрод опоясывает грудь на уровне мечевидного отростка.

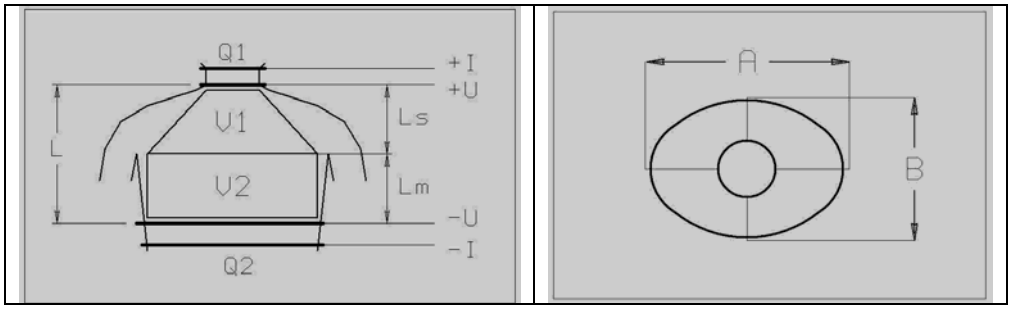


а). б).

Рис. 1.32. а) Трёхмерный и б) двумерный графики распределения чувствительности, при измерении кровотока по методике Кубичека.

На графике распределения чувствительности видно, что нижняя цилиндрическая часть "конусно" переходит к шее. Видна неоднородная чувствительность и её распределение к изменению кровотока в области измерения. Показано два уровня равной чувствительности (0,6 и 0,3).

На рис. 1.33. показано схематическое сечение грудной клетки в двух плоскостях: вертикальной и горизонтальной.



а). б).

Рис. 1.33. Сечение грудной клетки: а) в вертикальной и б) в горизонтальной плоскостях сечения.

Обратим внимание на отклонения формы активной зоны измерения от прямого цилиндра, как несоответствия электрофизической модели Кедрова.

Рассмотрим технологию определения величины сердечного выброса - **СВ** по Кубичеку на численном "**арифметическом**" примере (на основании реальных данных измерения), как наиболее убедительном, и доступном для повторения и проверки расчёта.

Антропометрические параметры пациента (добровольца **А**, рост 170 см, Вес 64 кГ):

Q1- периметр шеи (на уровне 7-го шейного позвонка),

Q2 - периметр груди, Ls - расстояние от шеи, до подмышек,

Ls - расстояние от шеи до подмышечной линии,

Lm - расстояние от подмышечной линии, до мечевидного отростка.

В сумме L - расстояние от шеи до мечевидного отростка L=Ls + Lm,

A (см) - расстояние между подмышечными впадинами ("ширина"),

B (см)- расстояние между грудной и спинной поверхностями ("глубина" торса).

Токовые электроды естественно установлены не с торцевых сторон, но в области измерения, где обеспечивается достаточно равномерная плотность тока. Электроды удалены на 3 см. на шее и на 15 см. на торсе.

Измеренные характеристики и антропометрические параметры:

- удельное сопротивление $\rho \approx 150$ Ом·см;
- межэлектродное сопротивление Z = 25 Ом;
- амплитуда реограммы $\Delta Z = 0{,}2$ Ом;
- амплитуда диффреограммы Ad = 2,5 Om/c;
- время изгнания Ti = 0,32 c;
- частота сердечных сокращения ЧСС = 70 уд/мин;
- расстояние между электродами L = 22 см, Ls = 12 cm, Lm = 10 см;
- периметр шеи Q1 = 40 см и грудной клетки Q2 = 95 см;
- ширина и глубина торса, соответственно A = 36 см; B=26 см.

Результаты расчётов объёмов.

1. Электрометрический объём торакального региона определяется соотношением $V_E = \rho_K \cdot (L^2 / Z)$. Его величина равна: Ve = Vк $=150 \cdot [(22 \cdot 22) / (25)] \approx$ **2900 куб. см.** Этот объём в литературе часто интерпретируется, как "центральный объём крови", находящейся в грудной клетке - **ЦОК**. Но, очевидно, что геометрический объём грудной клетки - намного больше 2,9 литра.

2. Геометрический объём этого региона определяется соотношением $V_G = (Q^2 \cdot L) / 4 \cdot \pi$. Геометрический объём Vg = (Vs) = $[(95 \cdot 95) \cdot 22] / (4 \cdot 3{,}14) \approx$ **15800 куб. см.** Этот объём соответствует разме-

рам грудной клетки, но не соответствует объёму крови в грудной клетке. Геометрический объём области измерения примерно в **≈ 5,5 раз** больше электрометрического, который входит в расчётную формулу (1.30).

2.а. Рассмотрим, что дадут **более точные** антропометрические измерения с учётом конусности и эллипсности сечения (рис. 1.31). Расчёт объёма торса для выше приведённых антропометрических характеристик и измеренных параметров.

Площадь сечения шеи определяется соотношением $Ss = Q^2 / 4\pi$ и равна Ss = [(40·40)/(4·3,14)] ≈ 127 кв.см.

Площадь сечения торса $Sm = \pi \cdot (A \cdot B) / 4$ и равна Sm = 3,14 · (35 · 26) / 4 ≈ 714 кв.см).

Объём конуса определяется соотношением $Vs \approx Ls \cdot (Ss + Sm) / 2$ и равен Vs = 12 · [(127 + 718) / 2] ≈ 4225 куб.см.

Объём цилиндра определяется соотношением $Vm = Ls \cdot Sm$ и равен Vm = 10 · 714 ≈ 7140 куб.см.

В сумме геометрический объём торакального региона равен Vg = Vs + Vm = 4225 + 7140 ≈ 11365 куб.см. Таким образом, более точная величина геометрического объёма **Vg** не **15800** а **11365** куб.см. Погрешность при измерении объёма торса равна ≈ 28 %, и не в 5,5 раза, а в 2,9 раза больше электрометрического объёма.

3. Должное сопротивление действительно "гомогенного проводника", наполненного только кровью, по закону Ома должно быть равно: $Z = \rho_K \cdot (L / S)$. При ρ(к) = 150 Ом·см., площади сечения $S = Q^2 / 4\pi$ = [(95·95) / (4·3,14)] ≈ 718 кв.см. Должная величина импеданса Z = ρ· (L / S) =150 · [(22 / 718)] ≈ 4,6 Ом. Судите сами - **измеренная величина Z = 25 Ом, должная величина Z = 4,6 Ом.**

Для данного примера, импеданс в **≈ 5,5 раз** меньше реально измеренного. Очевидно, что такое расхождение объёмов обусловлено тем, что удельное сопротивление области измерения значительно выше удельного сопротивления крови и БО имеет гетерогенную структуру.

4. Суммарное удельное сопротивление проводника равно ρ_S = [(95 · 95) · 25] / (4 · 3,14 · 22) ≈ **816 Ом·см.,** для гетерогенной структуры (1.21).

Таким образом, суммарное удельное сопротивление активной зоны измерения **в 5,4 раза больше удельного** сопротивления крови - ρ (k) = **150 Ом·см.** Это прямое подтверждение неадекватности применения только величины ρ (k) - в используемой модели.

5. Апроксимация реограммы (динамической компоненты) по Кубичеку основана на допущении, что за всё время выброса крови в аорту, скорость выброса постоянна. В иллюстрациях к патенту Кубичека [114] показана касательная к переднему фронту реограммы от начала сердечного цикла до конца время изгнания крови из сердца, т.е. до 2-го тона ФКГ.

На рис.1.34. показан пример апроксимированного значения амплитуды реограммы - ΔZ_A, по нативной диффреограмме, значение которой равно $\Delta Z_A = Ad \cdot Ti$, где: Ad - амплитуда диффреограммы, Ti - время изгнания крови из сердца, соответствующее отрицательному экстремуму диффреограммы dZ / dt (и 2-му тону ФКГ).

Примечание. В литературе описано много видов апроксимации. Например, Найбор, для расчёта кровотока в конечностях использовал касательную к диастолической части реограммы и получал вполне приемлемые результаты [69, 110].

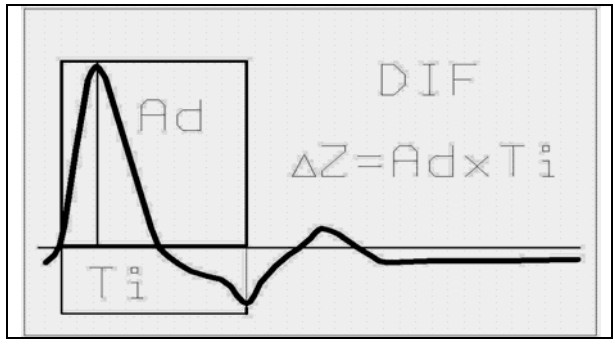


Рис. 1.34. Апроксимация диффреограммы по Кубичеку.

Фактически произведение - Ad · Ti соответствует площади прямоугольника. На рис. 1.34. видно, что площадь под реальной диффреограммой значительно меньше. По данным реальных измерений, амплитуда реограммы ΔZ = 0,2 Ом, амплитуда диффреограммы Ad = 2,5 Om/c, временя изгнания Ti = 0,32 с. Тогда **апроксимированное** значение амплитуды реограммы должно быть равно ΔZ_A

= 2,5 · 0,32 = 0,8 (Ом), т.е. величина ΔZ_A **больше реального значения ΔZ в 4 раза.**

Таким образом, в методике Кубичека погрешность, возникающая за счёт несоответствия - удельного сопротивления биообъекта своей модели за счёт статической компоненты - Vg, которая уменьшена примерно в 4 раза, компенсируется погрешностью несоответствия реального пульсового объёма крови, величиной апроксимированного значения динамической компоненты ΔZA, которая увеличена в 4 раза.

Тем не менее, расчёт по Кубичеку величины СВ для рассматриваемого примера, даёт вполне приемлемый результат - СВ = 150 · (22·22 / 25·25) · 0,8 ≅ 93 (cm^3), МОК = 6,5 л/мин. "Должная величина" сердечного выброса крови - 60. . .80 миллилитров (мл).

Замечание. Результаты определения величины СВ, казалось бы вполне приемлемы, но только в "норме". При нарушении у пациента (добровольца) водного баланса (статической компоненты) или повышения интенсивности кровотока (динамической компоненты), например, при физических или медикаментозных воздействиях, **должны** возникать разнонаправленные отклонения величины СВ.

6. Интересный результат даёт попытка **"прямого"** расчёта СВ по основному расчётному уравнению гемодинамики (1.17**)**, но при наложении опоясывающих электродов - по Кубичеку. Этот вариант рассматривается в разделе 6.2.2. как разновидность (современной) модифицированной методики сердечного выброса правого желудочка сердца, при определении величины малого круга кровообращения, т.е. лёгочного кровотока. Заменив в формуле определения пульсового кровотока (1.25) удельное сопротивление крови ρ_K на суммарное удельное сопротивление (1.21) всех тканей торса ρ_S, получим модифицированную CB_M формулу расчёта сердечного выброса:

$$CB_M = \rho_S \cdot \frac{L^2}{Z} \cdot \frac{\Delta Z}{Z} = \frac{Q_{Cp}^2 \cdot L_{Cp}}{4 \cdot \pi} \cdot \frac{\Delta Z}{Z} \quad (cm^3) \quad (1.30.б)$$

где: усреднённый периметр грудной клетки - $Q_{Cp} = (Q_1 + Q_2)/2$, усреднённое расстояние - L_{Cp}, амплитуда реограммы - ΔZ = 0,2

Ом. Расчётное суммарное удельное сопротивление $\rho_S \approx 412$ (Ом·см). Для данного примера величина **СВ ≅ 63,8** (cm^3), величина МОК = **4,5** л/мин.

$$CB_M = \{[(40+95)/2]^2 \cdot (22/12{,}56)\} \cdot (0{,}2/25) \cong 63{,}8 \ (cm^3).$$

Эти данные также близки к расчётам по Кубичеку и должным величинам. Заметим, что в (1.30.б) нет ρк = 150 Ом · см.

1.4.4. Методика реокардиографии по Шрамеку.

Методика Шрамека является **модификацией** вышеописанной методики Кубичека. Она отличается следующим. Взамен опоясывающих, применяются точечные, более комфортные электроды.

На рис. 1.30.б показано наложение и подключение электродов по Шрамеку, в модификации Пушкаря, когда токовые электроды установлены на лоб и на ногу [60].

При работе по методике Шрамека один токовый **RI** и потенциальные электроды (**RU** и **LU)** могут быть одноразовые ЭКГ- электроды, остальные, включая токовый **LI**, используются ЭКГ – "клипсы".

Электроды должны устанавливаться с двух сторон торса (соединённые между собой) и с двух сторон шеи (соединённые между собой). Однако, иногда применяют одностороннее наложение электродов, что приводит к существенным погрешностям измерений.

Заметим, что при использовании точечных электродов, на результат измерения импеданса, существенно влияет положение (и изменения) тела пациента.

В литературе Sramek.B. [116] так представляет вывод расчётного выражения для ударного объёма сердца (УОС):

$$УОС = VEPT \cdot Ti \cdot Ic$$

где: Ti – время изгнания; Ic – индекс сократимости, который равен $I_C = (dZ/dt)_{MAX}/Z$ или $I_C = Ad/Z$, Ad - амплитуда диффреограммы, Z - междуэлектродный импеданс,

Здесь VEPT – "эффективный объём внутригрудной ткани" (который равен: $VEPT = \pi \cdot r^2 \cdot L$ или, после преобразований $VEPT = L^3/1{,}4$).

Окончательно, после последующих преобразований:

$$УОС = (L^3/1{,}4) \cdot T_I \cdot [(dZ/dt)/Z] \qquad (1.31)$$

Затем следуют некоторые преобразования и предлагается формула:

$$УОС = k \cdot [(0{,}17 \cdot H)^3/4{,}2] \cdot T_I \cdot [(dZ/dt)_{MAX}/Z] \qquad (1.32)$$

где: Н – рост человека, k - экспериментальный коэффициент (значение не указано).

Примечание. В расчётной формуле фактически используется модель сферы, а не цилиндра, как у Кубичека, т.к. единственный антропометрический параметр, междуэлектродное расстояние – L в формуле Шрамека имеет третью степень.

Пример. Рассмотрим численный пример (с пересчётом "от обратного"), при следующих - среднестатистических значениях параметров.

1. Импеданс Z = 25 (Ом).
2. Амплитуда диффреограммы Ad = 2,0 (Ом/с).
3. Время изгнания крови из сердца 0,3 (с).
4. Допустим, что величина УО = 80 (мл).

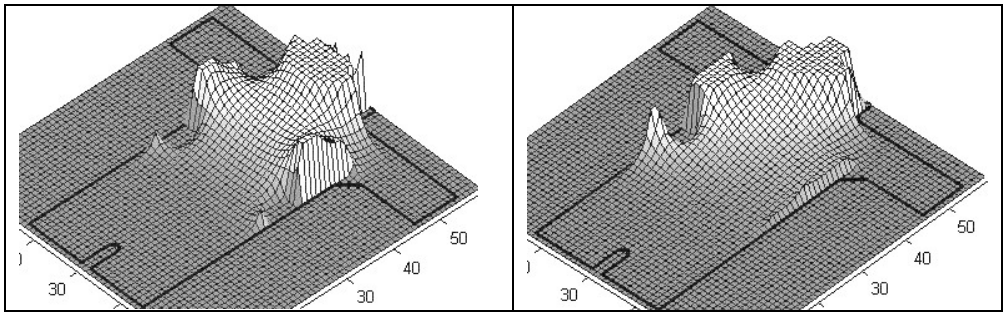
Тогда объём VEPT = УОС / (Ti ·Ic) = УОС · Z/(Ti·Ad) = (80·25)/(0,3·2) = 3333 куб.см. Теперь узнаем расстояние области измерения $L^3 = VEPT / 1{,}4$. Для значения VEPT = 3333 куб.см. величина **L =** $\sqrt[3]{3333} / 1{,}4 \approx$ **13,3 см.** Эта величина значительно меньше межэлектродного расстояния и роста пациента. Объём сферы с радиусом L = 15 см. равен выражению ($V_{СФЕРЫ} = 4/3 \cdot \pi \cdot r^3$) тогда $V_{СФЕРЫ} = 4/3 \cdot 3{,}14 \cdot 13{,}3^3$ = 9850 куб.см. Подставим численные данные в расчётную формулу (1.31), УОС = (3333/1,4) · 0,3 · (2 / 25) = 57 куб.см. Величина объёма допустима при коэффициенте **К = 1,4**. Теперь подставим в (1.32) рост среднего человека Н = 170 см - $УОС = k \cdot [(0{,}17 \cdot 170)^3 / 4{,}2] \cdot 0{,}3 \cdot [(2/25)] =$ **137,9 куб.см.** Здесь объём совпадает при значении **К = 1,72**. Заметим, что оба коэффициента (1,4 и 1,72) являются не функциональными, а подборочными, или "корректирующими". Отсюда следует, что замена Шрамеком выражения объёма активной зоны измерения – сферой, не совсем корректна.

На рис.1.35. представлены графики распределения чувствительности в плоском сечении, для активных зон измерения по методике Шрамека, для случаев наложения электродов с одной и с двух сторон.

Видно, что форма области измерения близка к цилиндру и усечённому конусу в верхней части (с эллиптическим основанием в горизонтальном сечении).

Чувствительность в центральной зоне уменьшается. В приэлектродных зонах шеи и на уровне мечевидного отростка она увеличивается. При этом наблюдается менее равномерная плотность тока и,

соответственно, чувствительность (которая существенно повышена непосредственно в приэлектродной зоне).

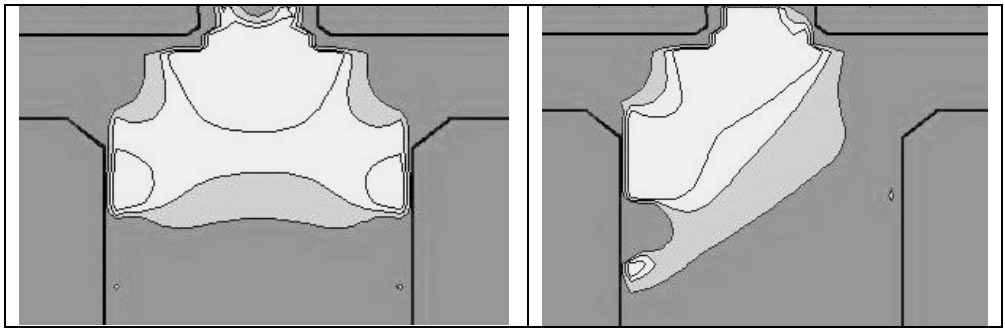


а). б).

Рис. 1.35. Чувствительность при методике Шрамека а) при двухстороннем и б) одностороннем наложении электродов.

Применение "**точечных**" электродов, взамен опоясывающих, **существенно** влияет на картину распределения плотности тока и соответственно чувствительности к пульсовым изменениям импеданса, в глубине торса и по всему объёму.

На рис. 1.36. представлены графики линий, одинакового уровня чувствительности, распределённых по всему объёму, при двухстороннем и одностороннем наложении электродов.



а). б).

Рис. 1.36. Графики распределения чувствительности по Шрамеку а) при двухстороннем и б) одностороннем наложении электродов.

В клинической практике, для упрощения работы, электроды часто накладывают только с одной стороны - слева или справа. При этом, как видно из рис. 1.36.б, активная зона измерения уходит вверх и в сторону от места наложения электродов.

Однако, в какой-то степени, применение точечных электродов может быть скомпенсировано введением поправочного коэффициента или путём более точного измерения объёма измеряемой области.

Следует отметить, что применение мониторных ЭКГ- электродов приводит к значительным погрешностям, за счёт изменения положения тела пациента, например при сутулости или при переходе в выпрямленное состояние торса. При этом величина импеданса и, соответственно, величина СВ, меняется на 10-15 % (увеличивается).

Таким образом, для работы, например при велоэргометрических нагрузках, методика Шрамека непригодна.

Дополнение. Также есть **модификация Бернштейна** методики Шрамека, для расчёта величины сердечного выброса.

Ударный объём сердца по Бернштейну :

$$УОС = \beta \cdot \frac{M_o}{M_i} \cdot \frac{(0{,}17H)^3}{4{,}2 \cdot Z} \cdot Ad \cdot Ti \quad (cm^3) \qquad (1.33)$$

где: β - экспериментальный коэффициент (в литературе не указан), Н - рост пациента (см), M_o - реальный, M_i - должный вес тела пациента (см).

Здесь отличие заключается в попытке повысить точность измерений путём добавления данных о весе пациента.

1.4.5. Методика реокардиографии по Тищенко.

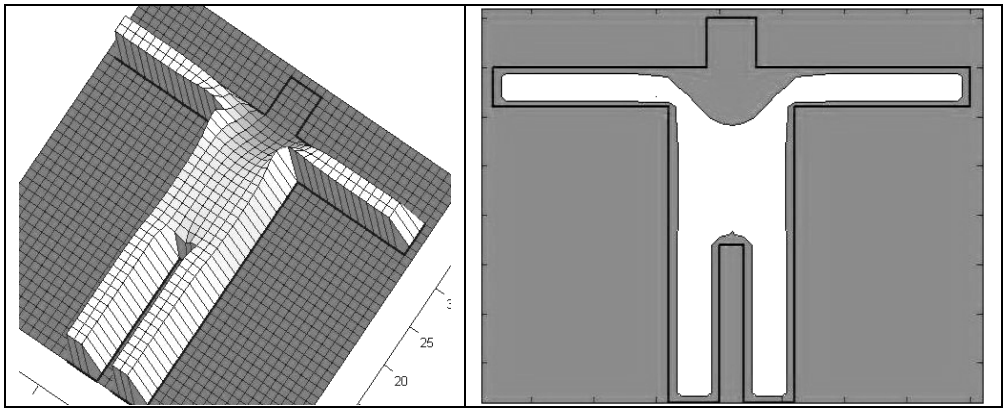
Реже, в клинической практике, для измерения величины ударного объёма сердца, применяется методика "интегральной реографии" по Тищенко М.И., т.е. всего тела человека [73].

На запястья рук накладывают опоясывающие электроды, соединённые между собой, и на щиколотки ног также накладывают соединённые между собой электроды.

Генератор тока и измеритель высокочастотных потенциалов подключают к электродам.

На рис. 1.37. видно, что в методике Тищенко, активной зоной является всё тело, за исключением головы, а в аортальной области чувствительность даже снижена.

Эта методика практически не нашла применения из-за существенного влияния региональной гемодинамики и изменения положения конечностей. Определение величины сердечного выброса крови, при измерениях в динамике, не обеспечивает достаточную степень точности.



а). б).

Рис. 1.37. а) Трёхмерный и б) двумерный графики распределения чувствительности, при измерении кровотока по методике Тищенко.

После наложения электродов, также производят измерение междуэлектродного импеданса, регистрируют реограмму, измеряют её амплитуду и рассчитывают по соответствующей формуле величину ударного объёма сердца - УОС.

Ударный объём сердца по интегральной методике Тищенко равен:

$$УОС = \rho_k \cdot \frac{L_E^2 \cdot \Delta R}{k \cdot R^2} \cdot \frac{C}{D} \quad (см^3) \qquad (1.34)$$

где: Le - расстояние по проекции артериальных стволов (см);

R - активное междуэлектродное (базисное) сопротивление (Ом);

ΔR - амплитуда реограммы (активная составляющая);

C - длительность кардиоцикла Tc (с);

D - длительность катакроты Tk (с), или "длительность диастолического периода реограммы".

Тищенко вводит k - "коррегирующий коэффициент" и экспериментальное допущение, что **k = 100 / R**, тогда сердечный выброс равен:

$$УОС = 150 \cdot \frac{L_E^2 \cdot \Delta R}{100 \cdot R} \cdot \frac{C}{D} \quad (Ом \cdot см^3) \qquad (1.35)$$

Отметим, что размерность этого выражения не соответствует объёму в $см^3$ [Ом ·см ·см ·см]. Окончательно, минуя промежуточные выкладки и устраняя удельное сопротивление крови (ρ_K), Тищенко предлагает формулу:

$$УОС = K_{М,Ж} \cdot L^2 \cdot \frac{\Delta R}{R} \cdot \frac{C}{D} \quad (см^3) \qquad (1.36)$$

где: L - рост пациента (см), $K_{М,Ж}$ - имеет численные значения: для мужчин 0,275 и для женщин 0,247, исходя из допущения, что Lм = 1,32 · Le ; Lж = 1,25 · Le.

Заметим, что регистрируемая нативная реограмма между руками и ногами, является суперпозицией интенсивности кровотока не только в грудной клетке, но и, в значительной части, в конечностях. Причём, чем меньше поперечное сечение конечностей, тем больший вклад они вносят в величину суммарной амплитуды регистрируемой реограммы - ΔR (например "астеники").

Очевидно, что эта эмпирическая формула, не соответствует гомогенной модели и исходному уравнению гемодинамики Кедрова, т.е. пропорции $\Delta V / V = \Delta Z / Z$, (а также соответствию закону Ома).

Напомним, что активная зона измерения (рис. 1.3.9.), включает в себя обе ноги и обе руки и лишь частично включает область, где находятся основные магистральные сосуды сердца, включая восходящую часть и дугу аорты.

Поэтому, диапазон междуэлектродных значений величин активного сопротивления - R , может достигать 300 Ом, т.к., в основном, образован конечностями, в отличие от 20 – 30 Ом, при измерении трансторакального региона по Кубичеку и Шрамеку.

Пример. Пациент "М". Рост - 177 см. Вес тела - 71 кг. Артериальное давление - 120/80. Сопротивление - 153 Ом. Амплитуда систолической волны - 0,127 Ом. Продолжительность сердечного цикла - 0.935 с; Продолжительность катакроты - 0.795 с; Площадь тела - 1.875 кв.м. Ударный объём кровообращения - **84.0 мл**. Ударный индекс - 44.79 мл / кв.м. Сердечный индекс - 2.88 л / мин / кв.м. Индекс минутной работы сердца - 3.86 кг · м / мин / кв.м. Индекс ударной работы сердца - 59.98 кг · м / кв.м. Удельное периферическое сопротивление - 2592. Мощность левого желудочка - 4.44 Вт. Объемная скорость изгнания крови из сердца - 357.3 мл/с.

Резюме. Методика **Тищенко - интегральной реокардиографии,** имеет активную зону измерения импеданса, захватывающую всё тело, кроме верхней части аортального региона. Эмпирическая расчётная формула содержит численный "коррегирующий" коэффициент, искажающий размерность, либо не содержит удельное сопротивление крови. Это снижает достоверность измерения величины СВ и в медицинской практике методика Тищенко используется крайне редко.

Методика **Кубичека**. Это основная, широко используемая в медицинской практике методика, причём в различных модификациях, в основном Пушкаря и Шрамека.

Методика Кубичека разрабатывалась (и верифицировалась) в расчёте на обследование здоровых добровольцев - космонавтов, и как показали исследования Lababidi [120]. Было показано, что эта методика измеряет выброс крови правого желудочка сердца (в малый круг), величина которого, только в норме, равна СВ левого (большого круга кровообращения).

Достоинством этой методики является неинвазивный, мониторный контроль жизненно важного параметра - СВ, и то, что активной зоной измерения импеданса является торакальная область.

Анализ недостатков показал, что в её основе лежит гомогенная модель, в которой не реализовано измерение геометрического объёма исследуемой области, не учтены её анизотропные и морфологические особенности и т.д. Статическая компонента уравнения гемодинамики (электрометрический объём) занижена. Динамическая компонента, за счёт линейной апроксимации, завышена и компенсирует статическую компоненту. Тем не менее, в клинической практике, расчёт по Кубичеку величины СВ даёт вполне приемлемые результаты.

Реализация этой методики возможна на приборах, десятков различных фирм. **Наиболее удачным** распространёнными программно - аппаратными комплексами являются кардиомониторы "**NICCOMO**" и "Импекард" (Минск).

Клиническая реализация биоимпедансного определения СВ.

Примером широкого использования биоимпедансного метода, является выпускаемый Cardio Dynamics Medis (США, Германия) Монитор пациента NICCOMO (см. Приложение 6). Далее цитирование по описанию.

« NICCOMO – это. . .**монитор пациента импедансной кардиографии.** В основу его работы положены алгоритмы, разработанные в 1960-е годы NASA, для оценки состояния астронавтов, позволяющие легко, без введения катетера в полости сердца и магистральных сосудов, проводить одновременный и постоянный мониторинг центрального и периферического кровообращения.

1. Импедансная кардиография (ICG) **2.** 2-канальная периферическая импедансная плетизмография (IPG) **3.** 2-канальная фотоплетизмография (PPG, пальцевой датчик) **4.** комбинированное исследоваание ICG/IPG.

Определяемые параметры монитора пациента NICCOMO: **ударный объем** и ударный индекс сердца (**SV**, SI), **сердечный выброс** и сердечный индекс (**CO**, CI), системное сосудистое сопротивление и индекс системного сосудистого сопротивления (**SVR,** SVRI), индекс ускорения крови в аорте (AcI), индекс скорости (VI), временной интервал между зубцом R (ЭКГ) и точкой C (ИКГ) (HI), период предизгнания (PEP), время изгнания из левого желудочка (LVET), отношение времени электрической и систолической (STR), отношение времени механической систолы к частоте сердечных сокращений (ETR), содержание жидкости в грудной полости (вне- и внутрисосудистой) (TFC, Z0), работа левых отделов сердца и индекс работы (LCW и LCWI) ».

Следует заметить, что **только сердечный выброс** крови сердцем и минутный объём кровообращения **SV** и **CO**, определяются непосредственно **в миллилитрах** и литрах в минуту, по методике Кубичека. Остальные характеристики являются либо их производными, либо амплитудными и временными соотношениями, т.е. индексами.

Однако, «Монитор пациента NICCOMO обладает полноценными диагностическими возможностями: комплексная оценка состояния системы кровообращения, оценка локального кровообращения (импедансная плетизмография), оценка кислородного транспорта (DO2), оценка качества гемодинамики на фоне водителя ритма, статистический анализ получаемых данных ».

Примечание. Перспектива **использования** инструментальной технологии **BODY**, разработанной и описанной в данной книге, позволяющей обеспечить синхронный контроль гемо и гидродинамики 8-ми регионов тела человека (в миллилитрах), позволяет надеяться, что диагностические возможности биоимпедансного метода контроля системной гемодинамики могут быть **значительно расширены**.

1.4.6. Методики реовазографии.

Современные биоимпедансные приборы, например монитор пациента "NICCOMO" или "цифровой компьютерный интерпретирующий импедансный кардиограф Импекард" (Белоруссия, Минск), в основном предназначены для обследования центральной гемодинамики, т.е. **количественного** контроля величины сердечного выброса. Но они также могут оценивать периферический кровоток конечностей и внутричерепную гемодинамику, т.е. проводить **анализ гемодинамических показателей**.

Это наиболее распространённая конфигурация приборов для функциональной диагностики состояния сердечно-сосудистой системы.

Обычно они работают по 3-м программам:

1. Рео**кардио**графия по Кубичеку в модификации Шрамека.
2. Рео**вазо**графия конечностей, 2-х канальная.
3. Рео**энцефало**графия 2-х канальная.

Сначала рассмотрим **общие** вопросы для разработки методик реовазографии конечностей и методик оценки внутричерепной гемодинамики.

Параметры электродной системы.

Перед рассмотрением активных зон измерения при реовазографии, напомним то, что называется "параметрами электродной системы" [81].

Параметры электродной системы (и места наложения) должны обеспечить (локализовать) активную зону измерения в интересующей области обследуемого региона.

На примере реовазографии, при тетраполярном методе измерения, произведём выбор формы электродов и величин её характеристик. Это расстояние - **LU,** между измерительными (внутренними) электродами (U); расстояние между токовыми (внешними) электродами (I); расстояние между токовым и измерительным электродами - **m**; ширина электрода - **n** (или его площадь). Эти расстояния выбираются не произвольно, а в зависимости от радиуса измеряемого участка **- R (**или его диаметра - D) и расстояниz - LU.

1. Потенциальные электроды накладываются так, чтобы между ними находилась область БО с наиболее равномерным распределением плотности тока - **L**U **/ R** > **2**. Для конечностей желательно использовать опоясывающие электроды, но возможно применение и пластинчатых, например ЭКГ - электродов (клипс).

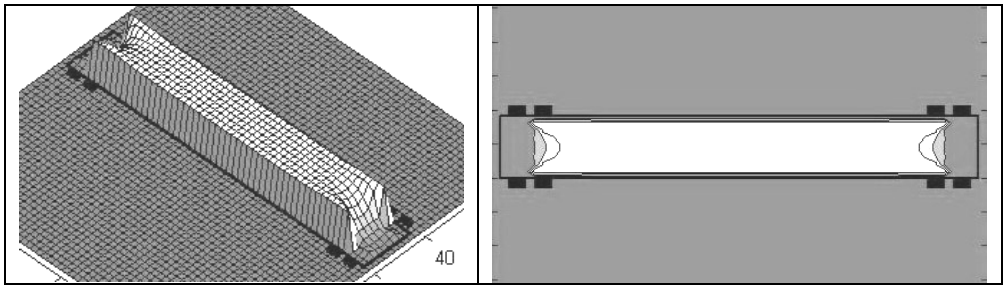
2. Токовые электроды должны отстоять от измерительных на достаточном расстоянии - **m** > **0,2 L** так, чтобы неравномерность исхо-

дящего из них тока, при подходе к измерительным, была минимальной [85]. Токовые электроды должны иметь достаточно большую ширину - n > 0,2 m**,** соприкосновения с телом пациента.

3. Материал, из которого выполнены электроды, должен обладать хорошей электропроводностью, коррозионной стойкостью, смачивастью, пластичностью и т.д. Лучшим примером служат хлорсеребрянные и металло-керамические электроды. При работе желательно применение электропроводных гелей.

Формирование активных зон измерения.

Рассмотрим основные закономерности и подходы к **формированию** активных зон измерения, в зависимости от места расположения электродов и размеров БО.



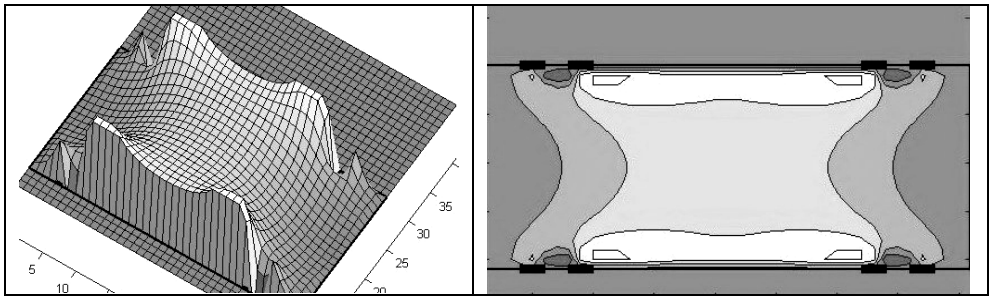
а). б).

Рис. 1.38 а) Трёхмерный и б) двумерный графики распределения чувствительности, при реовазографии БО малого диаметра.

На рис. 1.38. видно, что при расположении токовых и потенциальных электродов на расстояниях, значительно превышающих диаметр конечности, активная зона измерения импеданса имеет равномерную чувствительность по всему объёму.

В данных примерах применялись **опоясывающие** электроды, обеспечивающие более **равномерное** распределение тока.

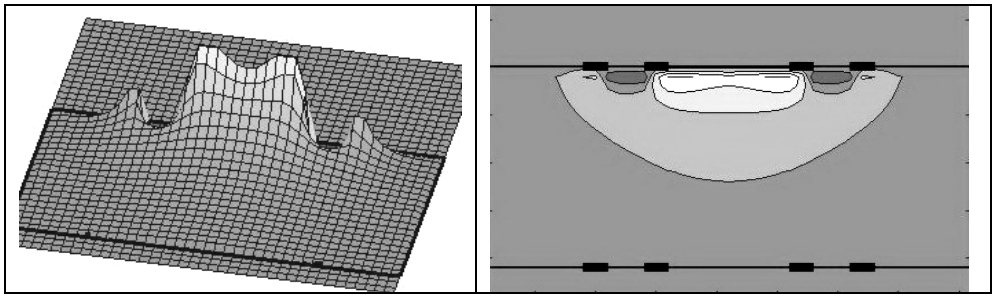
На рис. 1.39. приведён пример, когда измерительные электроды устанавливались на БО большого диаметра, сопоставимого с расстоянием $\mathbf{L \approx D}$, причём в виде плоских пластин. Видны 3 уровня равной чувствительности регистрации импеданса. Кровоток в 1-м, поверхностном слое, будет регистрироваться вполне достоверно, а во 2-м и 3-м активная зона измерения - весьма **ослаблена**.



а). б).

Рис. 1.39. а) Трёхмерный и б) двумерный графики распределения чувствительности, при реовазографии БО с опоясывающими электродами.

При наложении **односторонних** прямоугольных или круглых электродов, картина резко меняется, вследствие неравномерного распределения тока в междуэлектродной области. Активная зона практически **не достигает** противоположной стороны.



а). б).

Рис. 1.40. а) Трёхмерный и б) двумерный графики распределения чувствительности, при реовазографии БО большого диаметра, при одностороннем расположении электродов.

На рис. 1.40. видно, что при таких параметрах электродной системы, активная зона не может достоверно регистрировать кровоток глубоко залегающих магистральных сосудов.

Таким образом, при оптимальном наложении электродов на конечности, т.е. создании активной зоны измерения импеданса в виде цилиндра, возможно измерение периферического кровотока в абсолютных единицах объёма - миллилитрах в минуту, по соотношению (1.25) [85]. Более точные результаты получаются при расчёте регионального объёмного кровотока - РОК, по соотношению (3.34), полученном на основе анализа гетерогенной модели БО (см. раздел 3.4). Также воз-

можно расчитывать удельный (региональный) объём кровообращения - УРОК, в миллилитрах в 100 граммах ткани (или в миллилитрах в минуту в 100 граммах ткани).

В Приложении **9**, представлены рисунки из описания монитора пациента "NICCOMO". На рис.1.а, приведены примеры расположения точечных (двусторонних) электродов на ноге. Подобные параметры электродной системы **трудно назвать оптимальными**.

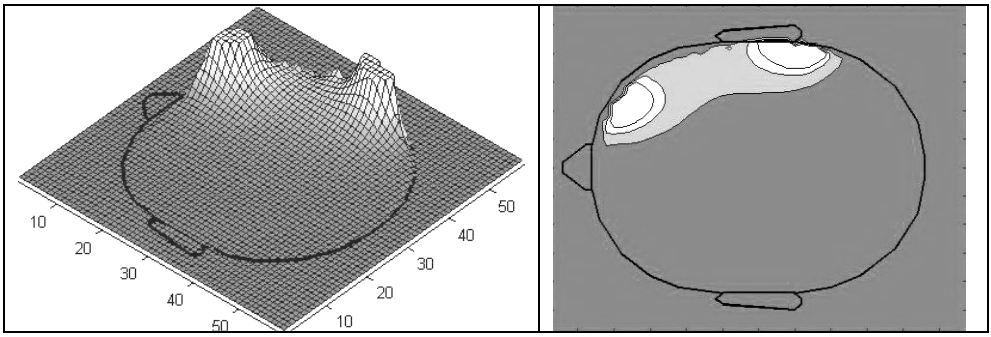
В методике рео**вазо**графии используются мониторные ЭКГ- электроды, а расчёт величины региональных объёмов крови РОК и УРОК не производится, т.к. для диагностики используются только гемодинамические индексы, т.е. контурный анализ (см. раздел 4.2.1).

Резюме. При разработке методик **РВГ** необходимо оптимально выбирать параметры электродной системы - не эмпирически. Тогда, при учёте гетерогенной структуры БО, возможен расчёт регионального кровотока РОК, в миллилитрах в минуту [4] или удельного кровотока (УРОК).

1.4.7. Методики реоэнцефалографии.

Методики реоэнцефалографии (**РЭГ**), были сформированы Найбором, Дженкнером, Яруллиным и др. в 60. . .80-х годах, когда существовал только биполярный метод измерения и примененялся только контурный, но не количественный анализ реограмм.

В клинической практике применялись электроды диаметром 1 - 1,5 см [107]. Электроды располагались, например, во фронто - мастоидальном отведении (рис. 1.41).



а). б).

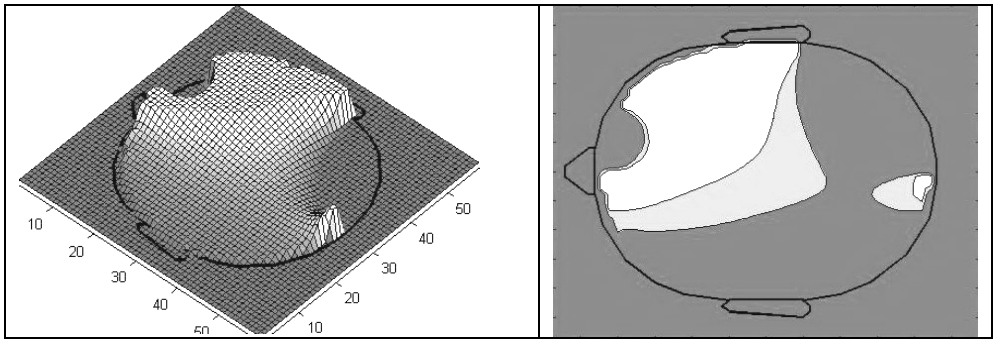
Рис. 1.41. а) Трёхмерный и б) двумерный графики распределения чувствительности, при биполярном методе измерения.

На рис. 1.41. видно, что активная зона при биполярном методе измерения, в глобальных фронто-мастоидальных отведениях (слева и справа) [107], в основном, сосредоточена в приэлектродной области.

Использование тетраполярного метода позволило значительно улучшить диагностику, при исследовании внутричерепного кровообращения [69]. Переход на тетраполярный метод повысил помехозащищённость методики РЭГ и существенно изменил локализацию области измерения. Места установки измерительных электродов на голове традиционно стандартизованы. При 2-х канальной регистрации РЭГ добавляются два токовых электрода, установленные в середине лобной и теменной области (окципито-фронтальное).

Потенциальные электроды наложены во фронто-мастоидальных отведениях (слева и справа). Обычно при регистрации РЭГ используются мониторные одноразовые ЭКГ- электроды.

На рис. 1.42. видно, что при тетраполярном методе активная зона существенно увеличена в междуэлектродном пространстве и уходит в глубинные области.



а). б).

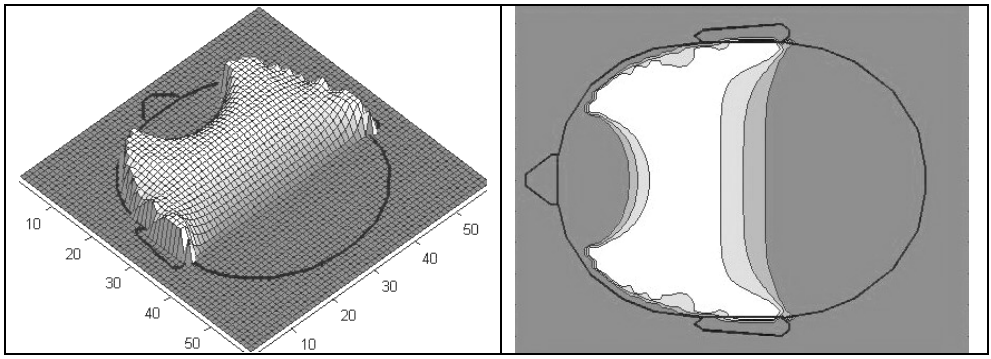
Рис. 1.42. а) Трёхмерный и б) двумерный графики распределения чувствительности - правосторонней, при тетраполярном методе измерения.

Подобное расположение электродов используется в методике монитора пациента "NICCOMO".

При поиске новых расположений электродов, можно сформировать активную зону измерения - **АЗИ**, например локализованную в "поперечном" направлении (рис.1.43.). Токовые электроды устанавливаются - бифронтально, а измерительные - бимастоидально.

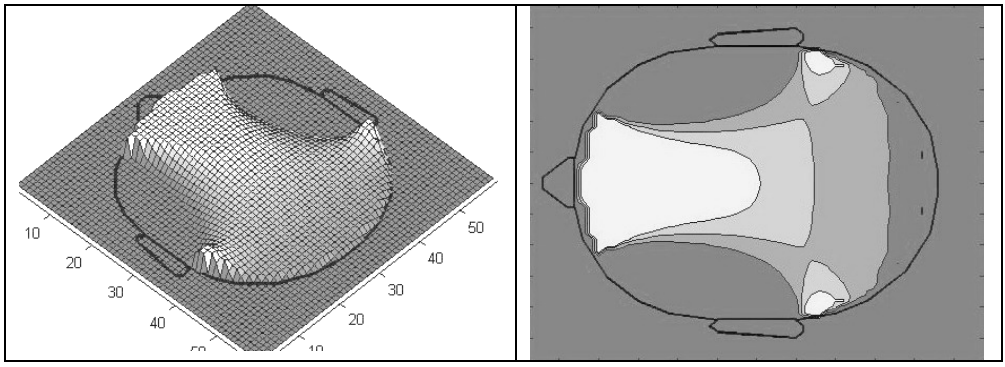
При локализации **АЗИ** в "продольном" направлении (рис.1.44), токовые электроды устанавливают фронто-мастоидально слева, а измерительные фронто-мастоидально справа.

Для диагностики кровоснабжения мозга, также как для РВГ, используются только гемодинамические индексы (см. раздел 4.2.1). Однако, по данным измерений импеданса и амплитудно-временным параметрам нативной реограммы, возможен расчёт величины **удельного регионального объёма крови - УРОК** (пульсового и минутного объёма кровообращения).



а). б).

Рис. 1.43. а) Трёхмерный и б) двумерный графики распределения чувствительности - при поперечном расположении АЗИ.



а). б).

Рис. 1.44. а) Трёхмерный и б) двумерный графики распределения чувствительности при продольном расположении АЗИ.

Изменение объёма жидкости и крови, в области измерения, пропорционально её объёму и относительному изменению импеданса по соотношению $\mathbf{\Delta V = V \cdot \Delta Z / Z}$.

Однако, вне зависимости от объёма и формы региона, формальное деление на величину его объёма **V,** является приведением к 1-му грамму тканей и тогда традицинное умножение на 100 граммов ткани - позволяет нормировать происходящие в данном регионе изменения ΔV. Т.е. представлять в виде $\mathbf{\Delta V(уд)}$ - удельного изменения объёма жидкости (в миллилитрах), происходящих в 100 граммах ткани. Расчёт производится по соотношению $\mathbf{\Delta V(уд) = 100 \cdot \Delta Z / Z}$ **(мл · мин · 100 г.т).** Аналогом является **процентное** выражение результатов измерения. Расчёт удельного регионального объёма крови подробно описан в разделе 4.2.3.

Резюме. При разработке методик **РЭГ,** необходимо оптимально выбирать параметры электродной системы, в зависимости от необходимой области локализации при контроле внутричерепной гемодинамики.

Методики **РЭГ**, использующие тетраполярный метод измерения импеданса, позволяют расчитывать удельный (региональный) объём кровообращения - **УРОК** в миллилитрах - в 100 граммах ткани, или удельный минутный объём **УМОК** в миллилитрах в минуту - в 100 граммах ткани.

1.5. Недостатки, задачи и методы исследования.

Опираясь на обширный опыт наблюдения, анализ биообъекта и существующие технологии оценки центральной, региональной и органной гемодинамики, биоимпедансными методами измерения, можно **обобщить** очевидные недостатки и указать менее значимые. Объём монографии не позволяет провести более подробное их рассмотрение.

1.5.1. Недостатки существующих методов.

1. Основное уравнение гемодинамики базируется на гомогенной модели биообъекта, предложенной Кедровым А.А. и Nyboer.J., где учитывается только удельное сопротивление крови $\rho \approx 150$ Ом ·см.

Очевидно, что суперпозиционное удельное сопротивление всего исследуемого региона, содержащего массу менее электропроводных тканей, существенно отличается от удельного сопротивления крови. Как было показано ранее **ρ** - крови в ≈ 4 - 5 раз меньше суммарного **ρ** - тканей. **В гомогенной модели не учитываются морфологические параметры** исследуемых областей реального БО, включая анизотропию (морфологическую).

2. Граничные условия модели, для выполнения закона Ома ($Z = \rho \cdot L / S$), не соблюдаются, т.к. **в технологию измерений не входит определение поперечного сечения – S,** исследуемой области, а только его длины - **L**. В законе Ома отношение длины проводника к его сечению (L / S), называется "коэффициентом формы" и существенно влияет на величину - Z. Например, по методике Кубичека при наложении опоясывающих электродов на шею и торс, измеряемый участок рассматривается как цилиндр. Измеряется только его расстояние между электродами, но не сечение цилиндра, а вернее конуса.

Не учитываются и антропометрические параметры исследуемых областей.

3. При прохождении тока в участке БО протяжённой формы, например в руке, большая часть тока идёт по магистральным сосудам, тем самым шунтируя коллатеральные сосуды. Таким образом, **антропометрическая анизотропия также не учтена**.

4. В эквивалентную схему БО, которая является основой измерений, **не включена индуктивная компонента**, обнаруженная в процессе исследований. Эта компонента оказывает заметное влияние в центральной и особенно аортальной области, при определении объёмных показателей гемодинамики и объёмов водных секторов жидкостей.

5. Реографические методики используются **выборочно и поочерёдно**, для исследования центральной, региональной или органной гемодинамики. Одновременное обследование всего организма, с помощью нескольких приборов, обычно невозможно. При этом всегда существуют "пустые" зоны, находящиеся вне зоны измерений.

6. Все существующие приборы, для регистрации реограмм, используют фильтры, с частотой среза ≈ 0,1 Гц, и "постоянной времени" ≈ 1,6 с. Это приводит к ограничению спектра в наиболее информативной области и, соответственно, наблюдается **искажение "истинной" нативной реограммы**. Все статистические нормы для этих показателей не соответствуют истинным величинам (показатель тонуса сосудов, эластичности и т.д.). При контурном анализе реограммы, из ≈ 50-ти существующих показателей, много дублирующих, и не информативных. Кроме того при регистрации нативной реоплетизмограммы существенные искажения вносят **дыхательные и двигательные артефакты**. При компьютерном анализе вполне возможно их устранение, т.е. установка реограмм на прямую изолинию, например с помощью полинома Лагранжа.

7. Определение интенсивности кровотока и его объёмных параметров, нестационарного процесса, производится в момент максимальной амплитуды, а **не за весь сердечный цикл**. В полном цикле реограммы, игнорируется диастолическая часть кровотока периферических сосудов.

8. Контроль состава тела (объёмов водных секторов жидкости), с помощью спектрального анализа, производится **только для всего тела**, при измерении между запястьем руки и стопой одноимённой ноги. В фитнесе даже применяются измерения между двумя ногами, когда прибор совмещён с весами, на которых установлены электроды для ног.

9. При биоимпедансном анализе (в фитнесе) **не выполняются граничные условия электрофизической модели**, отсюда невысокая точность. Например, в расчётных формулах междуэлектродное расстояние заменено на рост, **не учитывается удельное сопротивление** электропроводных структур и т.д. Единственным измеряемым параметром является импеданс Z. Расчёт объёмов жидких фракций производится по эмпирическим **регрессионным уравнениям,** имеющим множество численных коэффициентов. В фитнесе, **через численные коэффициенты**, расчитываются не только объёмы жидкостных секторов, но и безжировая масса тела БЖМ=ОВО/0,73, жировая масса тела ЖМТ и скелетно-мышечная (СММ), по схеме, аналогичной расчёту ОВО.

10. В реанимации, трансплантологии и др. областях, обычно используется **трендовое наблюдение изменений импеданса**, т.к. ре-

ально, с помощью биоимпедансных методов, наблюдают только изменение импеданса – Z, на разных частотах и его компонент. В медицинской практике, при полисегментных измерениях, практически отсутствуют методики, для определения объёмов водных секторов жидких фракций **отдельных регионов**, составляющих тело человека.

11. Параметры электродной системы во многом определяют объём области измерения: места наложения, основные закономерности взаимного расположения токовых и потенциальных электродов, размеры, материалы и т.д. Эти параметры **практически не изучены** и нет алгоритмов для исследования активных зон измерения импедансов.

12. Измерение объёмных показателей гемодинамики в миллилитрах или в литрах за минуту, часто невозможно из-за неопределённости объёмов областей измерения. В этом случае, целесообразно использовать **удельные показатели**. Интенсивность кровоснабжения более наглядно отражают удельные показатели, которыми пользовался В.Фолков, В.Байер и др. т.к. они эквивалентны процентному выражению, и **не требуют антропометрических измерений**. Например, для мышечной массы человека весом 70 кг, величина удельного кровотока УК ≈ 3 миллилитра в минуту в 100 граммах ткани; для печени УК ≈ 85 мл/мин·100 г.т; для почки УК ≈ 400 мл/мин·100 г.т. Очевидно, для системной оценки данных гемо и гидродинамики целесообразно проводить измерения в удельных величинах.

Для разработки современных инструментальных технологий и медицинских методик оценки системной гидро и гемодинамики всех регионов и всего тела человека - биоимпедансным методом, основными трудностями являются: сложная морфологическая структура, анизотропия регионов биообъекта и его антропометрические различия, затрудняющие создание адекватной электрофизической модели.

Разработка электрических методов измерения неэлектрических величин в таком сложном разветвлённом объекте, каким является тело человека, **требует проведения исследований на стыке нескольких дисциплин**. Необходимо математическое и электрофизическое моделирование, разработка алгоритмов расчёта, экспериментальные и клинические измерения на биообъекте, сопоставление (или верификация), а также статистическая обработка данных. Необходима разработка и испытание инструментального и программного обеспечения, а также апробация комплексной клинической методики биоимпедансного анализа гемодинамики и жидких сред организма.

1.5.2. Методы и задачи создания новых технологий.

Для полноценной функциональной диагностики, **необходимо обследование всего организма человека**, в единой системе измерений, при различных воздействиях: в амбулаторных условиях, в реанимации, при экстремальных состояниях и т.д. Картина регуляции кровообращения и водного баланса по выборочным данным - ограничена, так как не обеспечивает целостность и системность восприятия происходящих процессов, во всех регионах и в организме в целом.

Попытки осуществления системного исследования в рамках традиционно используемых биоимпедансных методик, вызывают трудноразрешимые проблемы. Это количество оборудования, сложность установки электродных систем и согласование расчётных показателей (одинаковых размерностей) оценки гемодинамики и объёмов жидких сред.

Например, в Методических рекомендациях МЗ РСФСР 1985 года, [41. . .45, 84], производился контроль гемодинамики и удельных объёмов жидкости в 4-х сегментах тела, с помощью 2-х реографов (2-х канальных) и 9-ти электродов, опоясывающих: голову, шею, грудь, талию, бедро и т.д.

Таким образом, нет функционально-диагностических методик, для оценки всего тела человека, как замкнутой системы и мониторирования внутренней динамики жидкости и крови. Необходимо полное обследование гемодинамики и состава жидких сред, т.е. общей и региональной гемо и гидродинамики. Соответственно, необходимо создание инструментального оснащения, т.е. разработка программно-аппаратного комплекса.

Основная задача - научное обоснование и разработка новой инструментальной технологии контроля гемодинамики и объёмов жидких сред организма "BODY", а также определение величины сердечного выброса крови не только правым, но и левым желудочком сердца, в большой, т.е. системный круг кровообращения "CV-LF", и их апробация, для внедрения данной работы в медицинскую практику.

Для разработки биоимпедансного метода измерения физиологических параметров биологического объекта – всего человека, необходимо решить **следующие задачи**.

1. Разработать электрофизическую модель с гетерогенной структурой, адекватную биообъекту, с целью оценки системной гидро и гемодинамики человека, путём исследования возможности использования: антропометрических, анизотропных и морфологических данных пациента и его основных регионов.

2. Методами математического моделирования, **исследовать электрофизическую гетерогенную модель 4-х фракционной структуры**, с целью определения центрального и региональных объёмов кровотока, а также, суперпозиционно - всего тела пациента.

3. Синтезировать и исследовать **адекватность эквивалентной схемы замещения** распределённых характеристик БО, 4-х фракционной структуры, компонентами импеданса, с целью определения региональных объёмов водных секторов: общей, внеклеточной, клеточной жидкости и неэлектропроводных тканей.

4. Путём разветвлённого способа подключения электродов, а также фокусирующего метода измерения, на основе методов комбинаторики, **исследовать возможность локализации измерений** 8-ми регионов тела человека (без пустых активных зон).

5. Методом экстраполяции исследовать возможность **определения значений компонент импеданса в диапазоне частот от нуля до бесконечности,** при реальном измерении на 6. . .32 - х частотах (от 5 до 500 кГц), с целью более точного дисперсионного анализа и расчёта объёмов водных секторов.

6. Исследовать возможность разработки более точной и комфортной технологии регистрации и расчёта импедансного эквивалента **сердечного выброса СВ крови - только большого круга кровообращения**, с целью дифференцированной оценки баланса кровообращения большого и малого круга.

7. Исследовать возможность оценки величины пульсового кровотока не по амплитуде а **путём интегрирования,** за полный цикл нативной реограммы (для периферии), или за время изгнания крови из сердца.

8. Исследовать возможность выборочной проверки (верификации) и коррекции индивидуальных данных обследования конкретного пациента, **методом "контрольных сумм"** центрального и периферического кровообращения.

9. На основе проведённых исследований **разработать общую технологию формирования медицинских методик, для оценки органной гемо и гидродинамики.**

10. Обеспечить **возможность инструментального сопряжения** режима регистрации системной гемо и гидродинамики **СГД**, с 6 - ти канальной **электрокардиографией ЭКГ** и **региональной вариационной ритмометрией**.

11. Систематизировать **удельные и абсолютные** параметры измерения, для сопоставления объёмных показателей гидро и гемодинамики, а также систематизировать физиологические показатели контурного анализа пульсового кровотока, по их информационной значимости.

12. Обеспечить возможность **регистрации "истинных" нативных реограмм** и исключить погрешности их регистрации, путём расширения спектра, т.е. фильтрации сигнала от "0" Гц.

13. Апробировать **возможность применения стандартной (комфортной) электродной системы**, состоящей из ЭКГ- клипс и хлор - серебряных электродов. Провести стандартизацию (систематизацию) "реографических" отведений для контроля **ОВС** и **СГД.**

14. Разработать и реализовать техническую возможность **синхронной коммутации 8-ми каналов регистрации** физиологических сигналов (с частотой 128 и 256 Гц), с минимальными шумами и взаимовлияниями между измерительными каналами.

15. Обеспечить инструментальную возможность **компенсации дыхательных и двигательных артефактов**, методом суперпозиции по Лагранжу, а также индикацию качества наложения электродов.

16. Обеспечить гибкое и **оперативное управление программами съёма физиологических сигналов** (зондирующих частот, токов и диапазонов измерения), характеристик каналов регистрации нативных кривых (величин сигналов, полосы частот и т.д.), а также удобное представление информации в виде таблиц, трендов, пентограмм, гистограмм и т.д.

Методы и цели исследования.

1. Метод электрофизического моделирования биообъекта гетерогенной структуры.

2. Методы измерения импеданса и его компонент для всех основных регионов тела человека. Локализация активных зон измерения и возможность их суперпозиционного сложения, без "пустых" зон, т.е. как единого организма.

3. Методы и алгоритмы расчёта объёмных показателей и оценка гемодинамики.

4. **Клинические** методики оценки системной гемодинамики: перераспределения в замкнутом объёме тела (между регионами) кровотока общей, внеклеточной и клеточной жидкостей, в единых - объёмных величинах.

Целью исследований является - создание новых инструментальных технологий оценки системной гемодинамики и объёмов жидких фракций всех регионов тела человека - для оперативного контроля состояния сердечно-сосудистой системы пациента, а также выработки и своевременной коррекции тактики лечения.

1.6. Технология разработки новых медицинских методик.

Оценка гемодинамики физиологических параметров биоимпедансным методом, включает в себя несколько составляющих – технологических приёмов.

В литературе, технологии оценки физиологического параметра косвенным (импедансным) методом измерения, попрежнему называют медицинскими или клиническими реографическими **методиками.**

С терминологией существуют определённые сложности. В разделе монографии - "Сокращения, термины и обозначения", приведена используемая терминология, для определённости, при чтении специалистами различных сфер деятельности: врачами - клиницистами, физиологами, математиками и инженерами.

" Технолóгия – это совокупность методов и инструментов для достижения желаемого результата ".

Технологию **оценки** гемодинамических (ГД) параметров, рассмотрим на примере знакомой нам методики **определения** (или измерения) величины СВ по Кубичеку. Более корректное наименование которого - "импедансный эквивалент СВ".

Подробно рассмотрим совокупность приёмов, для его количественного определения.

1. Выбирается (формируется) исследуемая область, т.е. активная зона измерения импеданса. Например, трансторакальный регион, в который входит всё сердце и выходящие из него основные магистральные сосуды, включая лёгочные.

2. Выбираются, основные результирующие характеристики (с физиологической точки зрения). Например, сердечный выброс крови - СВ, также называемый "ударный объём сердца – УО (stroke volum – SV)" и минутный объём кровообращения - МОК (minute volume of blood - MV), для чего необходимо также определять частоту сердечных сокращений – ЧСС (frequency of heart – FH).

3. Выбирается метод измерения электрических проводимостей тканей БО, например. тетраполярный - для формирования активной зоны, проникающей в глубинные зоны трансторакального региона.

4. Выбираются измерительные (зондирующие) частоты генератора тока. Например, для гемодинамики, в диапазоне 50 – 100 кГц, достаточно низкие, для обеспечения хорошей проводимости внеклеточной жидкости и - слабой проводимости мембран клеточной жидкости, при регистрации регионального или органного кровотока.

5. **Выбирается инструментальное обеспечение измерений**. Например, измерительный комплекс МАГИ-01 (преобразователь импеданс – напряжение).

6. Выбирается электродная система. Например, измерительные электроды выбираются опоясывающими, для создания равномерной плотности тока в области измерения. Потенциальные (измерительные) электроды устанавливаются на уровне 7-го шейного позвонка и уровне мечевидного отростка грудины, а токовые - на шее, дистальнее на 3 см., и на уровне пояса.

7. Измеряются межэлектродные расстояния, между потенциальными и токовыми электродами, а также **антропометрические параметры обследуемой области**.

8. Производится регистрация физиологических сигналов (после наложения электродов). Например, при кратковременной записи на задержке дыхания или в режиме мониторинга, (при фармакологическом или ортостатическом воздействии), производится регистрация **реограмм, диффреограмм и электрокардиограмм**.

9. Производится прямое измерение величины импеданса Z и его компонент, для расчёта **ОВС**, а также **регистрируются его пульсовые изменения,** для расчёта **СГД:** реограмма и её скоростная составляющая – диффреограмма.

10. Измеряются **параметры нативной реограммы и диффреограммы**. Например, величины амплитуд реограммы и диффреограммы, время изгнания крови из сердца и др.

11. Производится регистрация электрокардиограммы ЭКГ, для определения частоты сердечных сокращений - **ЧСС** и синхронизации параметров реограммы, при расчёте гемодинамики.

12. Производится косвенное измерение (расчёт) результирующих характеристик. Например, по данным измерений расстояния – L, импеданса - Z и параметров **(**величин) Ad, T i и ЧСС, **величины импедансного эквивалента сердечного выброса** СВ $= \rho \cdot (L^2 / Z^2) \cdot Ad \cdot Ti$ и минутного объёма кровообращения.

13. Производится медицинская оценка. Например, состояния основных параметров центральной гемодинамики СВ, ЧСС и МОК, периферических отделов или динамики их изменений, при функциональном воздействии на пациента. Можно привести другие примеры и методические приёмы, которые частично соответствуют вышеописанной методике определения СВ, но отличаются содержанием некоторых технологических действий или их отсутствием, в связи с эмпирическим подходом авторов при их создании (в основном клиницистов и физиологов). Далее производится **"диагностическая интерпретация"** результатов исследования.

В дальнейшем, **по данной схеме, проанализируем технологии** измерения импеданса, для правильной оценки характеристик и параметров гемодинамики и объёмов водных секторов тела человека.

Примечание. Вопрос **верификации** модели, методики и результатов оценки объёмов водных секторов жидких сред (ОВС) и системной гемодинамики (СГД) - наиболее сложный.

1. Верифицировать Региональные ОВС практически невозможно из-за практического отсутствия инвазивных методов. Верификация возможна только путём сравнения с должными величинами.

2. Верификация "прямыми" методами (Фика), могла бы выяснить точность измерений, но только при синхронной регистрации данных физиологических параметров, что невозможно, что также практически невозможно (особенно в динамике).

3. Верификация модели возможна методом равенства контрольных сумм всего регионального кровотока тела человека и минутного объёма системного круга кровообращения.

Терминологические пояснения.

В заключение анализа современных технологий оценки гемодинамики, следует обратить внимание **на терминологию** в данной работе. Описание разработки инструментальной методики с технической поддержкой, содержит малознакомые для медработников термины и определения.

В разделе "Термины и сокращения" представлены соответствующие пояснения.

Также возникает вопрос о сущности терминов: сердечный выброс (СВ) и минутный объём кровообращения (МОК). Ударный объем крови - это количество крови, выбрасываемое в аорту при одной систоле. Минутный объем кровообращения - это количество крови, выбрасываемое сердцем за одну минуту.

В **отечественных** источниках (и данной работе), традиционно используются определения и обозначения:

1. Сердечный выброс крови - **СВ** (в миллилитрах)**;**

2. Минутный объем кровообращения **- МОК** (в литрах за минуту).

В **зарубежных** источниках, обычно приняты следующие определения и обозначения:

1. Ударный объем (Stroke volume) **- SV** (в миллилитрах);

2. Сердечный выброс (Cardiac output) **- CO** (в литрах за минуту).

Оба обозначения правомочны.

ГЛАВА 2

ЛОКАЛИЗАЦИЯ РЕГИОНОВ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА.

Проведённый критический анализ действующих реографических методик показал их недостатки и определил задачи, в плане создания технологии контроля системной гемодинамики - **СГД** и анализа водных секторов - **АВС** тела человека.

Создание новых инструментальных и медицинских методик, позволяющих оперативно контролировать системную гемодинамику организма, необходимо проводить в соответствии с разработанной технологией биоимпедансных измерений, представленной в разделе 1.6.

Методика СГД должна обеспечивать измерение основных параметров системной гемодинамики, т.е. **центрального и периферического кровотока и объёмов жидких сред**, в чётко установленных регионах тела человека, в сумме составляющих весь его объём [91, 92].

Разработанный метод моделирования активных зон измерения импеданса, является основным инструментом для исследования требуемой совокупности регионов, методами математической комбинаторики [46, 47].

2.1. Основные регионы и биоимпедансные отведения.

В соответствии с технологией, выбираются исследуемые области. Регионы делятся на центральные, периферические и вспомогательные [90].

Центральные регионы. Прежде всего это - **аортальная область**, в которой находится аорта и основные магистральные сосуды, выходящие из левого желудочка сердца, обеспечивающего весь региональный и органный кровоток периферии, т.е. большой (или "системный") круг кровообращения. Второй регион - **центральный** (или трансторакальный), где расположено сердце и лёгкие, т.е. он включает и большой и малый круг кровообращения. В него входит и аортальная область.

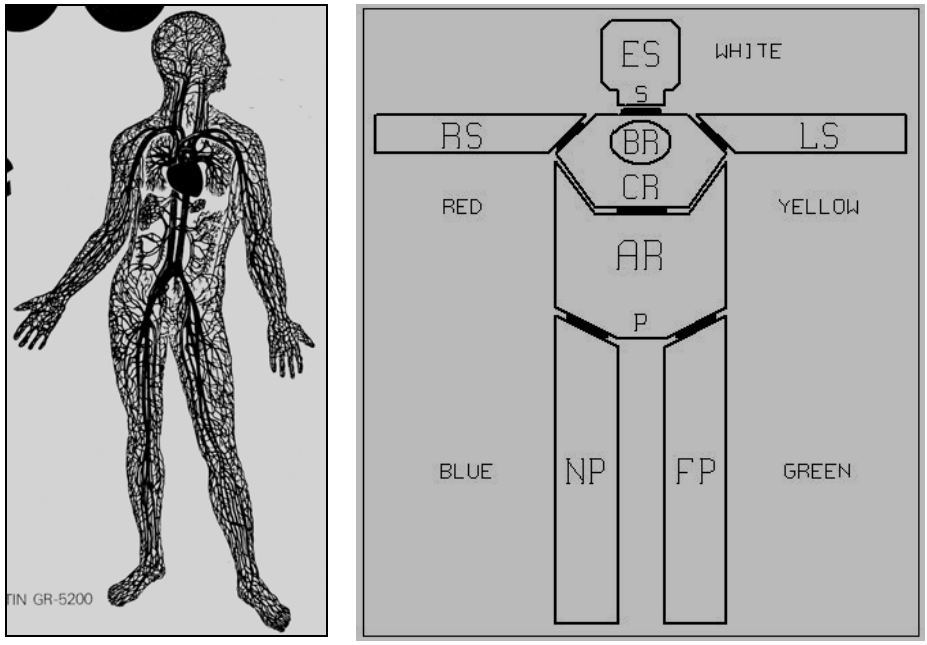
Периферические регионы. Прежде всего - это **торс** человека, который состоит из трансторакального (центрального) и **абдоминального** региона - в котором находятся многие жизненно - важные органы. Замечание. В данной работе подробно рассматриваются методы измерения региональной гидро и гемодинамики, но методики контроля органного кровотока описаны в кратком изложении. Для

органного и локального тканевого кровотока, необходимо создание самостоятельных (автономных) методик.

Второй, особо важный периферический регион - это **голова.** В голову поступает до 15 % всего объёма периферического кровотока, через основные и сонные артерии. Заметим, что объём головы составляет менее 5 % от массы тела.

Ещё 4 периферических региона - это **верхние** и **нижние** конечности человека. Таким образом, оперативный (мониторный) контроль 2-х центральных и 6-ти периферических регионов, дают объективную (достоверную) картину функционального состояния и динамики перераспределения кровотока и жидких сред организма (т.е. степени и направления динамики). На рис. 2.1. представлены обследуемые регионы тела человека, их обозначения, анатомические ориентиры и места расположения электродов.

Анализ электродных систем показал следующее. Необходимо и достаточно, на конечностях пациента попарно установить токовые - **I** и потенциальные - **U** электроды. Например на правую руку - **RI** и **RU**, на левую руку - **LI** и **LU**, на левую ногу - **FI** и **FU**, на правую ногу - **NI** и **NU**, а также на голову - **EI** и **EU**.



а). б).

Рис. 2.1. а) Расположение сосудов в теле человека и б) основные обследуемые регионы и их обозначения (в тексте).

Система обозначений.

Для обозначения мест наложения электродов и обозначения регионов, принята система, используемая в кардиографии.

R - правая рука.
L - левая рука.
F - левая нога.
N - правая нога.
E - голова.

Аналогично электрокардиографическим ЭКГ- отведениям, "**биоимпедансные отведения**" также определяют области, в которых проводятся измерения, например **FP** - левая нога: от щиколотки (**F**) до паховой промежности (**P**).

Приняты характерные **анатомические точки** на торсе:

S - уровень границы шеи и груди (яремная ямка),
M - уровень мечевидного отростка грудины (не показан),
P - уровень паховой промежности.

Основные отведения и регионы.

1. RS - правая рука, от кисти **R** до подмышечной впадины (не показано).

2. LS - левая рука, от кисти **L** до подмышечной впадины (не показано).

3. FP - левая нога, от щиколотки **F** до паховой области **P**.

4. NP - правая нога, от щиколотки **N** до паховой области **P**.

5. ES - голова, от шеи **S** до лобной области **E** на височном уровне.

6. AR - абдоминальный регион, ниже мечевидного отростка грудины **M** (не показано), до паховой области **P**.

7. CR - торакальный (или центральный) регион, от шеи **S**, до мечевидного отростка грудины **M** , в который входит всё сердце и лёгкие (большой и малый круг кровообращения).

8. BR - аортальный (или бристальный) регион, включающий аорту и основные магистральные сосуды сердца, обеспечивающие кровоток всего организма человека (только большой круг кровообращения).

Исследование локализации 8-ми областей измерения тела человека производится следующим образом.

Технология моделирования активных зон измерения.

1. Создаётся модель (в продольном и / или поперечном сечении), например, схематического тела человека на матрице, допустим из 60 на 60 точек, для каждой из которых присваивается значение удельного сопротивления. Моделироваться может любая интересующая область (со смежными участками) или регион тела, например верхняя часть торса с головой, руками и т.д.

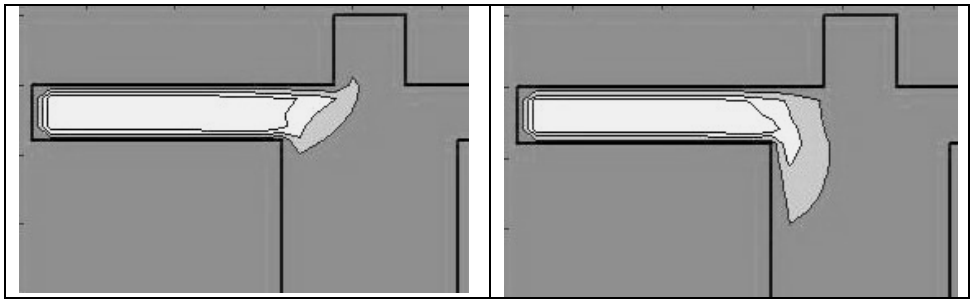
2. Выбирается предполагаемая активная зона измерения: устанавливаются токовые электроды, измерительные электроды, подключаются генераторные и потенциальные цепи. Устанавливается режим измерения, например генератора тока (I = const) и т.д.

3. Моделируется активная зона измерения: устанавливается количество областей равной чувствительности ("эквипотенциалей чувствительности"). Также определяются сопротивления в генераторной и потенциальной цепях. Выводятся результирующие графики: распределения силовых линий тока, эквипотенциалей, чувствительности к локальным изменениям кровотока в активных зонах и т.д.

4. При мультиэлектродной системе моделируются несколько зон, для их последующего суперпозиционного сложения / вычитания.

5. Проводится коррекция мест наложения электродов и параметров электродной системы (их взаимного расположения) до оптимизации требуемой активной зоны измерения.

Методы комбинаторики показали (рис. 2.1), что **при 5 - ти парах** электродов (на руках, ногах и голове) осуществляется измерение более чем **в 120 отведениях**, из которых необходимы, для решения поставленной задачи только - **8 отведений**. Это **6** периферических регионов и **2** торсовых, не считая вспомогательных.



а). б).

Рис. 2.2. Пример формирования активной зоны измерения правой руки - RS: а). Отведение 1. RS = RE / RL. б). Отведение 6. RS = RF / RN.

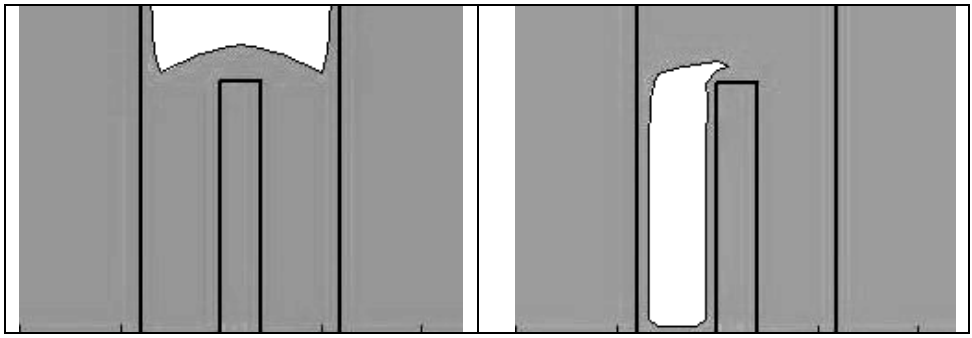
Рассмотрим пример формирования активной зоны измерения правой руки.

Это можно сделать в 4-х отведениях (компонентах отведения) - **1. RS = RE / RL.** 2. RS = RE / RF. 3. RS = RE / RN. 4. RS = RL / RF. 5. RS = RL / RN. **6. RS = RF / RN.**

На рис. 2.2. показано отведение, когда общий участок для токовой и потенциальной цепи является, в основном, рукой - от кисти до подмышечной впадины, а в районе соединения с торсом граница области измерения будет меняться и захватывать часть торакальной области. На рис. 2.2.а, линии 3-х уровней равной чувствительности (≈ 60, ≈ 30 и ≈ 15 %) для отведения, когда ток проходит от кисти руки к голове, а напряжение измеряется между кистью правой и левой руки – видно смещение чувствительности к голове. На рис. 2.2.б, ток проходит от кисти правой руки к щиколотке правой ноги, а напряжение измеряется между кистью правой руки и щиколоткой левой ноги. Видно смещение зоны чувствительности к ногам.

"Пустые" зоны на границах регионов.

Перед моделированием активных зон измерения, рассмотрим вопрос о возможности возникновения пустых ("мёртвых") зон на границах регионов.



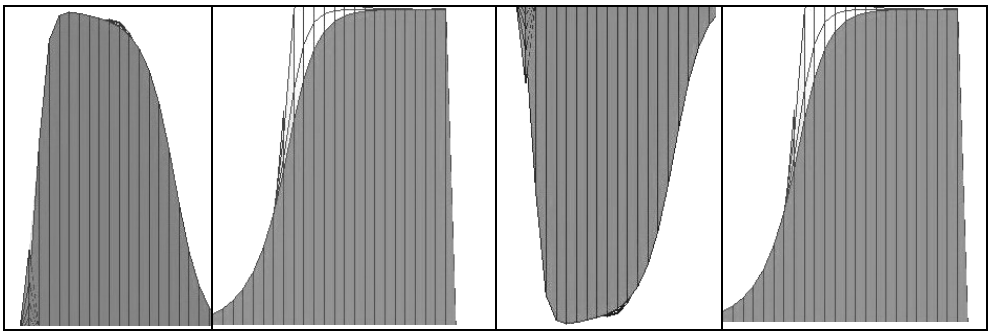
а). б).

Рис. 2.3. Зона равной чувствительности пограничных регионов а) абдоминального и б) правой ноги.

На рис. 2.3. представлены две соседних области: правая нога и абдоминальный регион.

Оптимальный подбор "отведений" - подключение токовой и потенциальной цепи к электродам, может обеспечить непрерывный переход на границе регионов.

При более детальном рассмотрении эпюр распределения чувствительности на рис. 2.4.а.б видно, что падение чувствительности одного региона - плавно переходит в нарастание чувствительности другого (для наглядности эпюры разведены).



а). б). в). г).

Рис. 2.4. Зоны равной чувствительности пограничных регионов: а) абдоминального региона и б) правой ноги; в) инвертированная эпюра абдоминального региона и г) правой ноги.

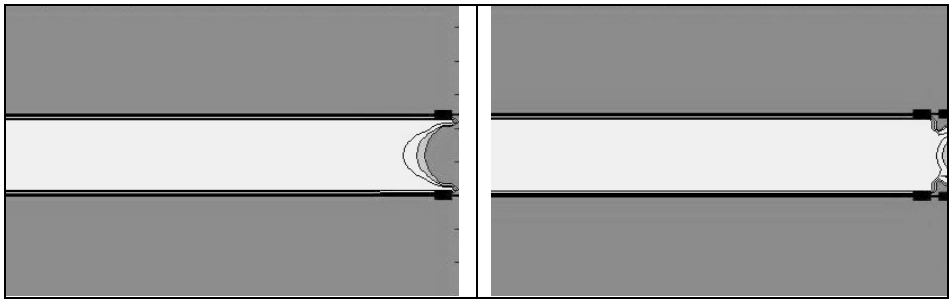
При суперпозиции уровней чувствительности в месте перехода нет "провала" (мёртвой зоны или снижения чувствительности). В дальнейшем, при формировании отведений, обеспечивающих контроль всего тела человека, будет обеспечена возможность практически полностью избежать наличие мёртвых зон.

Электроды и места их расположения.

Приступая к формированию основных областей измерения, рассмотрим вопрос о местах расположения электродов.

При наложении электродов желательно создать наиболее равномерную плотность тока в активной зоне измерения. Наиболее удобно использовать стандартные хлор – серебряные ЭКГ электроды с креплением в виде "клипс" (или мониторные ЭКГ- электроды).

На рис. 2.5.а, показано распределение чувствительности в приэлектродной зоне, при установке 2-х электродов - токового и потенциального, на внешней и внутренней стороне запястья. На рис. 2.5.б, для опоясывающих электродов, использование и крепление которых, довольно затруднительно, по сравнению с клипсами.



а). б).

Рис. 2.5. Три линии уровня чувствительности а) для электродов "клипс" - токовый сверху, измерительный снизу и б) для опоясывающих электродов.

Очевидно, что небольшое уменьшение чувствительности в приэлектродной зоне - незначительно, и может быть скорректировано постоянным численным коэффициентом.

Форма регионов.

Можно принять допущение, что форма всех периферических регионов **близка к цилиндрической** (см. раздел 1.2.4). Даже голова, от основания шеи на уровне яремной ямки, до внутричерепных мозговых сосудов на височном уровне, где установлены электроды, имеет форму достаточно близкую к цилиндрической (рис. 2.1.б).

Руки и ноги, имеют форму конуса с элиптическим сечением, как и абдоминальный регион. Конусность легко учитывается при расчётах. В результате антропометрических измерений усреднённых периметров, объёмы можно определить с достаточной степенью точности.

В отличие от периферических, **форма аортального региона**, является эллипсоидом вращения и его расчёт, при рассмотрении центральной гемодинамики, производится иначе (см. раздел 4.2.3). Графические результаты последующего моделирования обследуемых областей представлены в Приложении 2.

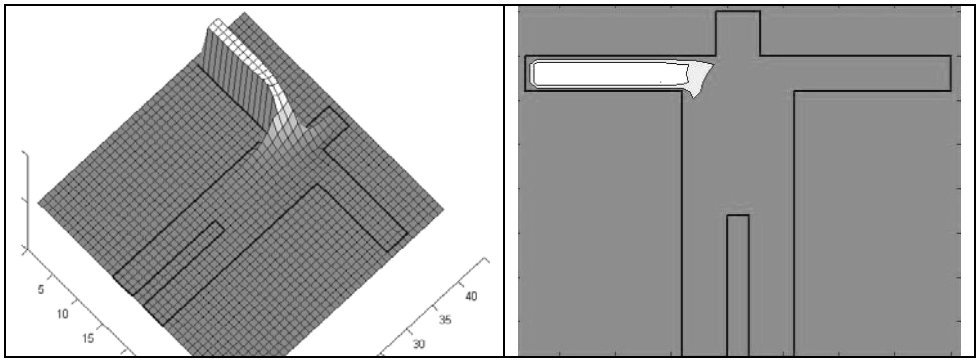
2.2. Формирование активных зон измерения импеданса.

Рассмотрим формирование активных зон измерения (**АЗИ)** импеданса, для периферических областей тела человека: рук, ног, головы и абдоминального региона (без суперпозиции регионов).

2.2.1. Периферические регионы.

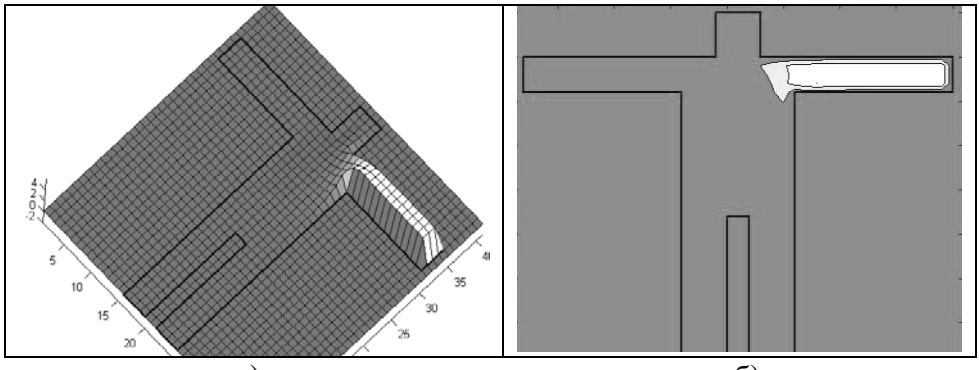
Сначала рассмотрим формирование активных зон измерения - А**ЗИ** импеданса, для периферических областей тела человека: рук, ног и головы.

1, 2. Руки: правая - RS и **левая - LS.**



а). б).

Рис. 2.6. а) Трёхмерный график чувствительности и б) две линии равного уровня (0,9 и 0,1) для правой руки - **RS**.



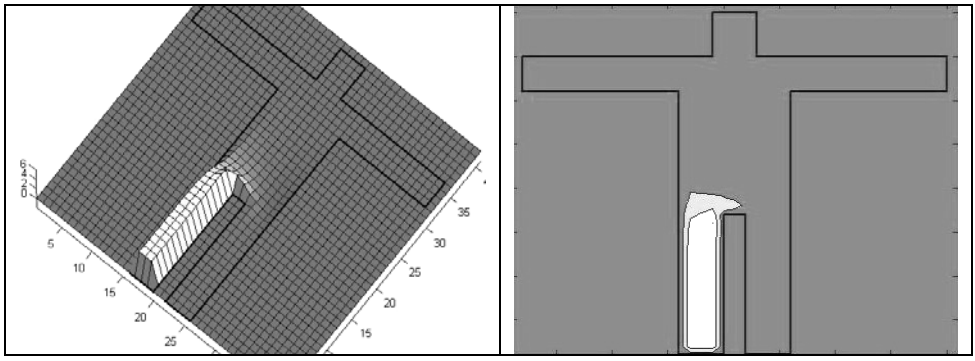
а). б).

Рис. 2.7. а) Трёхмерный график чувствительности и б) две линии равного уровня (0,9 и 0,1) для левой руки - **LS**.

При подключении токовой - **I** цепи к электродам, расположенным на запястьи правой руки - **R** и голове - **E** (записывается – **RI / EI)** а потенциальной – **U** цепи также к запястью правой руки – **R** и щиколотке – **N** правой ноги (записывается – **RU / NU).** Общей частью является правая рука, записывается **RS = RE / RN** (Рис. 2.6).

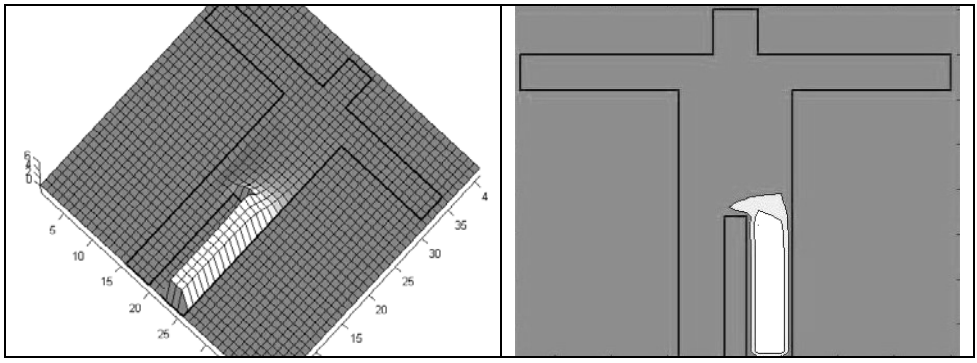
Аналогично проводится измерение для левой руки - **LS**: токовая цепь – **LI / EI** а потенциальная – **LU / FU,** записывается **LS = LE / LF** (рис. 2.7)**.**

3, 4. Ноги: левая - FP и правая NP.



а). б).

Рис. 2.8. а) Трёхмерный график чувствительности и б) две линии равного уровня (0,9 и 0,1) для правой ноги - **NP**.



а). б).

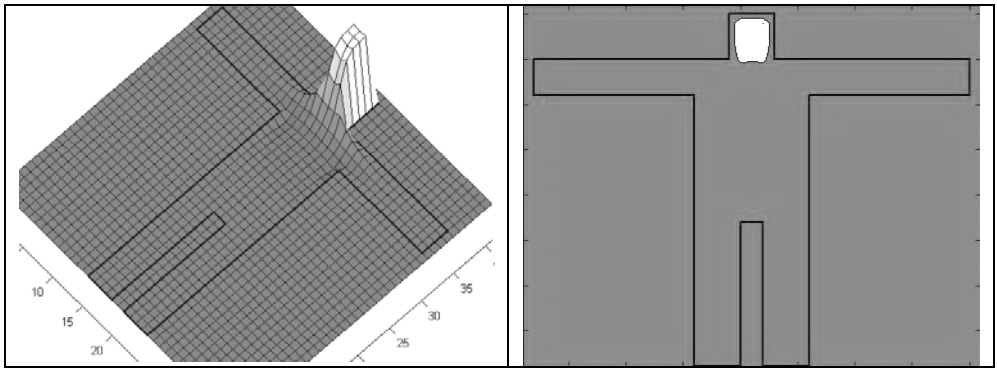
Рис. 2.9. а) Трёхмерный график чувствительности и б) две линии равного уровня (0,9 и 0,1) для левой ноги - **FP**.

При подключении токовой цепи к электродам, расположенным на щиколотках правой и левой ноги – **NI / FI,** а при подключении потенциальной цепи на щиколотке правой и запястью правой руки

– **NU / RU.** **О**бщей частью является правая нога – **NP,** записывается **NP = NF / NR** (Рис. 2.8).

Аналогично проводится измерение АЗИ для левой ноги - **FP**: токовая цепь – **FI / NI,** а потенциальная – **FU / LU,** записывается **FP = FN / FL** (рис. 2.9).

5. Голова - ES.



а). б).

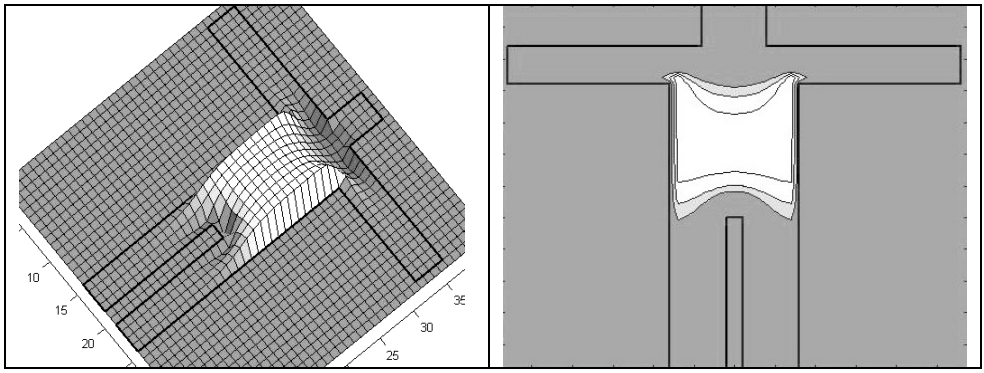
Рис. 2.10. а) Трёхмерный график чувствительности и б) одна линия равного уровня для головы - **ES**.

Измерение АЗИ головы - **ES**, производится при подключении токовых электродов к голове и правой руке – **EI / RI**, а потенциальных, к голове и левой руке – **EU / LU. О**бщая часть для токовой и потенциальной цепи является голова - **ES,** записывается **ES = ER / EL** (рис. 2.10).

6. Абдоминальный регион - AR.

Измерение АЗИ, области абдоминального региона - **AR**, от мечевидного отростка грудной клетки, до паховой области (с поверхностно установленных электродов), практически невыполнимо.

Однако, при подключении токовых электродов к правой руке и правой ноге – **RI / NI**, а потенциальных электродов к левой руке и левой ноге – **LU / FU**, общая часть для токовой и потенциальной цепи является абдоминальным регионом – **AR,** записывается **AR = RN / LF** (Рис. 2.11).



а). б).

Рис. 2.11. а) Трёхмерный график чувствительности и б) пять линий равного уровня (0,9. . . .0,1) для абдоминального региона - **AR**.

Резюме.

Для разработки методики исследования системной гемодинамики, проведён анализ и выделено 8 регионов, обеспечивающих полное представление о перераспределении кровотока и жидких фракций организма (за исключением дифференцированного исследования органного кровотока внутри абдоминального региона). Пустые зоны при этом исключены.

В процессе исследований разработана единая система обозначений регионов и типов подключения измерительных цепей к БО.

Разработана технология моделирования активных зон измерения.

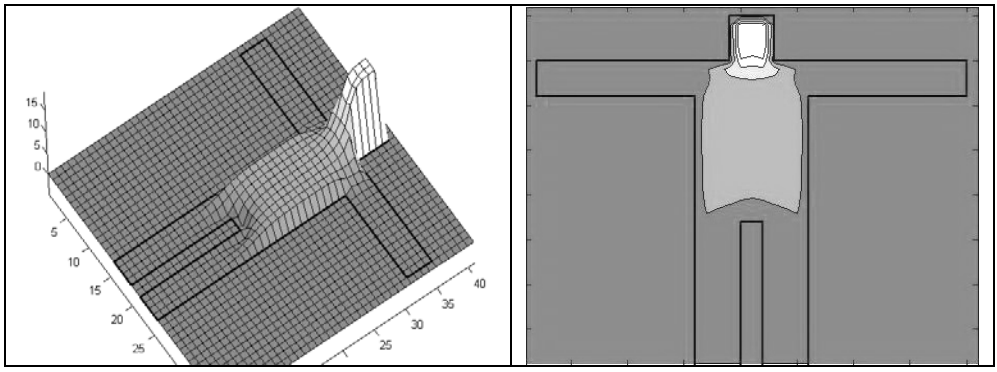
Технология заключается в выборе метода измерения (разветвлённого), выборе мест расположения электродов и выборе схем подключения к входным цепям измерительной аппаратуры.

В результате, обеспечено измерение 6-ти периферических регионов: рук, ног, головы и одного торсового региона - абдоминального.

2.2.2. Суперпозиционное формирование активных зон.

Для определения **АЗИ** дополнительного региона **7. Торс - TR,** измерение производится путём регистрации вспомогательного отведения - "голова и торс" и последующих суперпозиционных операций.

Голова и торс - EP (вспомогательное отведение**).**

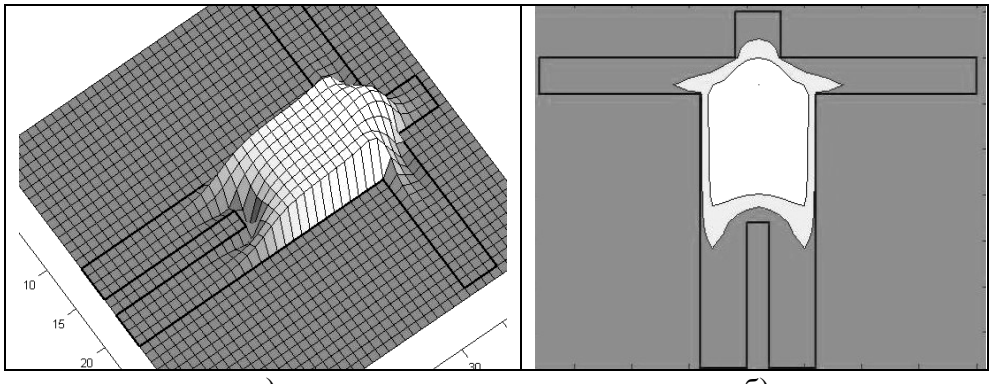


а). б).

Рис. 2.12. а) Трёхмерный график чувствительности и б) четыре линии равного уровня (0,9. . . .0,1) для региона - голова и торс **EP**.

Вспомогательное измерение АЗИ для региона - голова и торс - **EP**, производится при подключении токовых электродов к голове и правой ноге – **EI / NI**, а потенциальных электродов к голове и левой ноге – **EU / FU,** записывается **EP = EN / EF. О**бщая часть для токовой и потенциальной цепи является регионом от головы до паховой области - **EP.**

Торс - TR.



а). б).

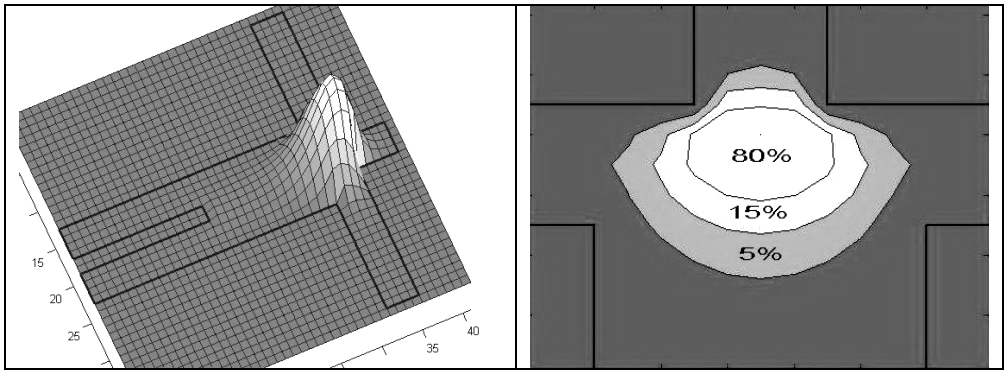
Рис. 2.13. а) Трёхмерный график чувствительности и б) две линии равного уровня (0,8 и 0,2) для торса - **TR**.

Локализация области торса - **TR**, от шеи до паховой области, производится вычитанием из региона **EP (**голова и торс), региона головы - **ES,** т.е. **TR = EP – ES.**

Это виртуальное отведение, т.к. импеданс не измеряется и нативная реограмма не регистрируется. Также оно является вспомогательным для локализации центрального региона.

2.2.3. Центральные регионы.

7. **Центральный (торакальный) регион - CR.**



а). б).

Рис. 2.14. а) Чувствительность и б) три линии равного уровня для центрального региона - **CR**, т.е. для большого и малого круга кровообращения.

Локализация, наиболее интересной области измерения, кровотока - центрального региона - **CR,** включающего большой и малый круг кровообращения, производится следующим образом.

Это **виртуальное отведение**, также формируется методом суперпозиции нескольких ранее полученных отведений, записывается: **CR = EP – ES – AR.**

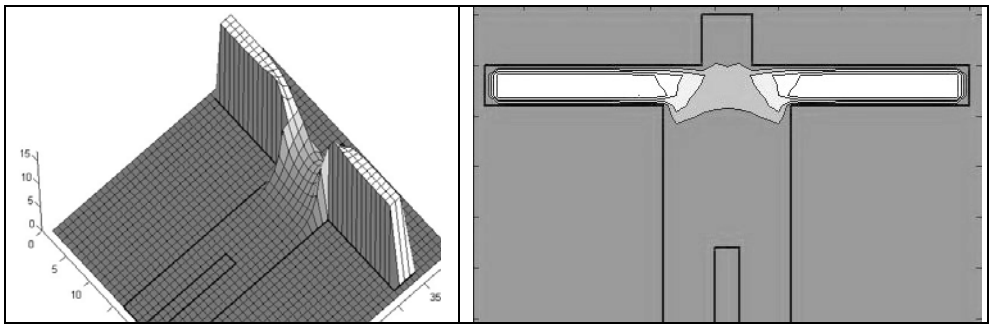
Из региона голова и торс - **EP**, вычитается область головы - **ES** и затем область абдоминального региона - **AR**.

Активной зоной измерения является область грудной клетки, от шеи до уровня мечевидного отростка, куда входит всё сердце и, практически, все лёгкие, т.е. и большой и малый круг кровообращения.

На рис. 2.14. показаны: поверхность чувствительности и линии равной чувствительности (≈ 80, 15 и 5 %) , составляющие ≈ 100 %

активной зоны измерения. Видно, что чувствительность начинает себя проявлять чуть ниже уровня мечевидного отростка.

Отведение - RL (рука - рука) (вспомогательное)



а). б).

Рис. 2.15. а) Чувствительность и б) четыре линии уровня для аортального региона - **BR** т.е. только для большого круга кровообращения.

Токовые – **RI / LI** и потенциальные электроды **– RU / LU**, размещены на правой и на левой руке. В отведении - **RL** общей частью являются последовательно расположенные: правая рука - **RS,** аортальный регион грудной клетки - **BR** и левая рука - **LS. О**тведение записываетсяся **RL = RL / RL.**

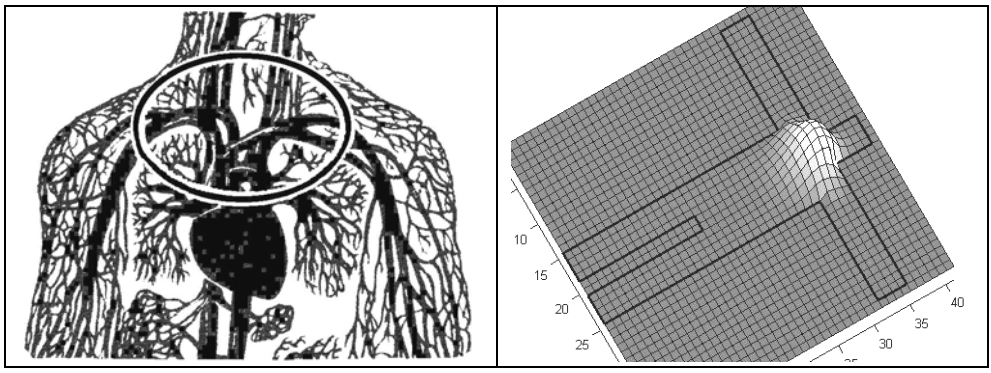
Следует заметить, что в отведении - **RL,** ток, проходя через руки, практически не попадает в нижнюю область грудной клетки, т.е. не захватывает сосуды малого круга.

8. Аортальный регион - BR .

Анализ, методом комбинаторики, показал, возможность сформировать АЗИ для новой области грудной клетки, в которой расположено сердце и сосредоточены все магистральные сосуды, включая незначительную часть верхушек лёгких и коронарные сосуды.

Регион BR назван аортальным регионом - он практически включает в себя только большой круг кровообращения.

На рис. 2.16.а показано расположение сосудов в грудной клетке человека и выделена активная зона измерения. Заметим, что она расположена выше подмышечного уровня. Это обусловлено тем, что силовые линии не уходят вниз грудной клетки, т.к. ток вводится через руки (подмышечные впадины).



а). б).

Рис. 2.16. а) Расположение сосудов в грудной клетке человека и б) распределение чувствительности в аортальном регионе.

На рис. 2.16.б видна область измерения кровотока которую, при поверхностном наложении электродов, невозможно получить - принципиально.

После измерения импеданса в отведении - **RL**, это виртуальное отведение, также формируется методом суперпозиции ранее полученных АЗИ отведений, для правой руки - **RS,** для левой руки – **LS** и суммарного отведения – **RL,** по суперпозиционному соотношению, записывается: **BR = RL – RS - LS.**

Таблица 2.1. Основные реографические отведения всех регионов тела человека.

№	Отведение	Ток.эл.	Изм.эл.	Коммутация
1	**RS** - правая рука	RE	RF	RS = RE / RN
2	**LS** - левая рука	LE	LF	LS = LE / LF
3	**FP** - левая нога	FN	FL	FP = FN / FL
4	**NP -** правая нога	NF	NR	NP = NF / NR
5	**ES** - голова	ER	EL	ES = ER / EL
6	**AR -** абдоминальный	RN	LF	AR = RN / LF
7	**CR** - центральный	-	-	CR = EP - ES - AR
8	**BR** - аортальный	-	-	BR = RL - RS - LS
-	EP (вспомогательный)	EN	EF	EP = EN - EF
-	TR (вспомогательный)	-	-	TR = EP - ES
-	RL (дополнительный)	-	-	RL = RL - RL

Резюме. Математическое моделирование распределения полей от токовых и потенциальных цепей в биообъекте и чувствительности к изменениям импеданса внутри региона и на его границе, позволило **разграничить** периферические и связанный с ними торсовый регион так, что в сумме проводится измерение всего тела человека [50, 51, 99, 100].

Причём, это условие обеспечивается при **единственной** совокупности отведений, т.е. подключений токовых и потенциальных цепей к соответствующим электродам.

Полученные результаты фактически обеспечиваются тем, что на границе 6-ти регионов "**созданы" 6 внутренних,** дополнительных - "**виртуальных**" электродов. На рис. 2.1.б, на границах регионов они отмечены жирными линиями.

Суперпозиционный метод моделирования позволил локализовать области центральных регионов, для оценки кровообращения большого и малого круга кровообращения.

При поверхностном наложении опоясывающих или пластинчатых электродов, принципиально невозможно получить подобную локализацию регионов тела человека, и соответственно - невозможно оценивать перераспределение жидкости и крови аортального региона.

Замечание. Необходимо обратить внимание на то, что рассчитать, с достаточной степенью точности, объёмы областей измерения для **CR** и **BR** затруднительно. Далее будет показан метод определения объёма аортальной области, как эллипсоида вращения, по данным измерения антропометрических параметров БО.

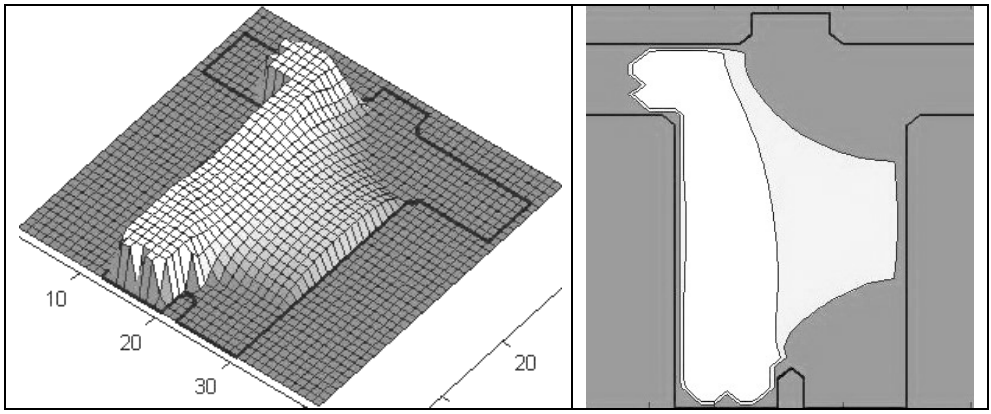
2.2.4. Дополнительные торсовые регионы.

Использование фокусирующего метода измерения позволяет измерять импеданс торса с левой и правой стороны (раздел 2.9).

Электроды устанавливались в отведении **RN** для токовой цепи и **LF** для фокусирующей. Для удобства графической иллюстрации электроды были установлены на плечах и бёдрах.

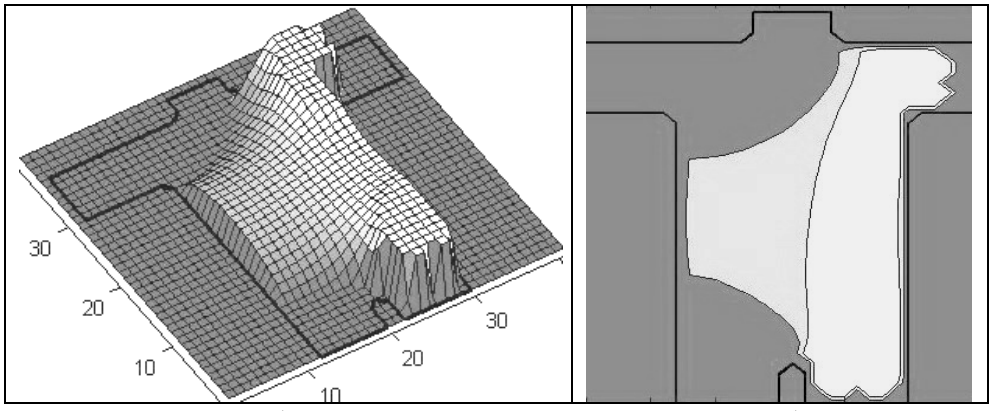
При обычном наложении, на запястьях и щиколотках, импеданс торса определяется по суперпозиции **TR = TR** (ФМ) **– RS – NP** тогда ноги и руки исключены из АЗИ.

На рис. 2.17. симметрия - вертикальная, ориентация - правая сторона торса. Отчётливо видно повышение чувствительности справа (подъём чувствительности в конечностях при суперпозиции вычитается из области измерения).



а). б).

Рис. 2.17. а) Чувствительность и б) две линии уровня для торса, при фокусировке справа - **TR.**



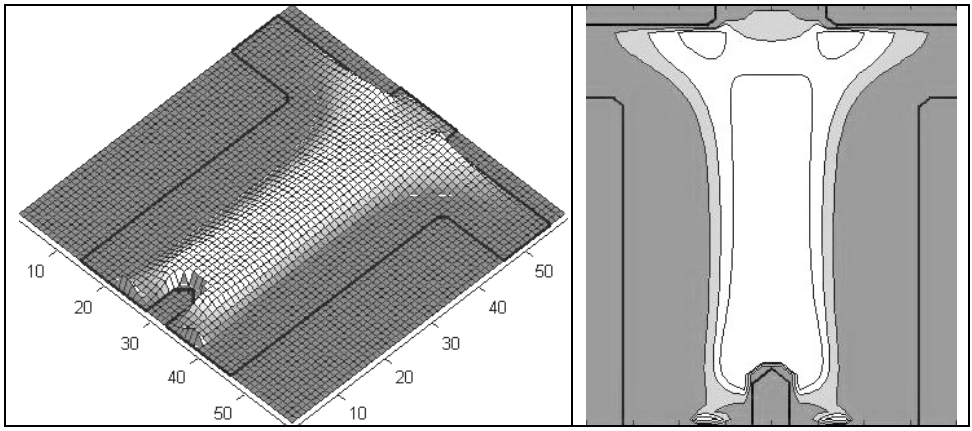
а). б).

Рис. 2.18. а) Чувствительность и б) две линии уровня для торса, при фокусировке слева - **TL.**

На рис. 2.18. симметрия также вертикальная, ориентация - левая сторона торса. Электроды устанавливались в отведении **RL** для токовой цепи и **NF** для фокусирующей.

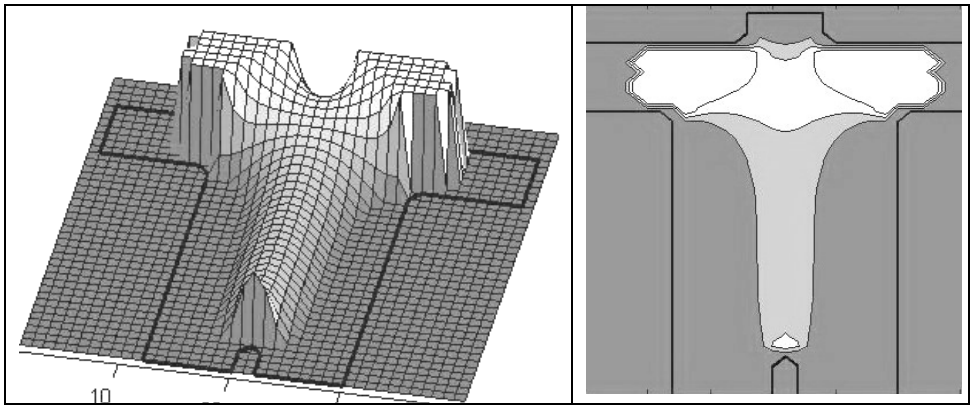
Вся разница в величине коэффициента фокусировки (см раздел 1.2.9.5). На рис. 2.17, величина Кф < 1. на рис. 2.18, величина Кф > 1.

На рис 2.19 представлен пример активной зоны измерения, при условии, когда величина Кф _ 1. Суперпозиционный метод (вычитания) позволяет в сочетании с отведением - RL сформировать активную зону измерения, состоящую только из центральной части абдоминального региона.



а). б).

Рис. 2.19. а) Чувствительность и б) четыре линии уровня для торса при фокусировке по центру - **ТС.**



а). б).

Рис. 2.19. а) Чувствительность и б) четыре линии уровня для торса при фокусировке по центру в отведении - **AR.**

Таким образом, представляется возможность локализации дополнительных отведений в области абдоминального региона - AR. Методом суперпозиционных приёмов получается 4 отведения: левая и правая - верхние части AR и левая и правая - нижние части AR. Следует отметить, что путём изменения коэффициента фокусировки объём этих областей может быть изменён.

Резюме. Во 2-й главе показана возможность математического моделирования распределения чувствительности в различных областях тела человека (изменений величины кровотока **ΔV** к изменению импеданса **ΔZ)**, которая позволяет:

- определять области и границы активных областей исследуемых регионов и соотношения величин импедансов, со стороны генераторной и потенциальной цепей;
- оценивать коэффициенты чувствительности, их распределение внутри областей (зон) равного уровня и вклад каждой зоны в суммарную чувствительность, которая фактически является амплитудой реограммы:
- выбирать метод измерения, и формировать биоимпедансные отведения;
- выбирать место наложения электродов и другие параметры электродной системы;
- корректировать расчётные данные измерений.

Таким образом, более чем из **120** вариантов получена единственная совокупность отведений, обеспечивающая возможность измерений импедансов всех регионов, составляющих организм.

Периферических: 1. **Z** (RS); 2. **Z** (LS); 3. **Z** (FP);
4. **Z** (NP); 5. **Z** (ES); 6. **Z** (AR).

Торсовых: 7. **Z** (CR); 8. **Z** (BR) и **Z** (TR).

Также обеспечена возможность регистрации их медленных (плетизмограмм - для перемещений жидкости) и пульсовых изменений (реограмм - для перераспределения кровотока):

1. **ΔZ** (RS); 2. **ΔZ** (LS); 3. **ΔZ** (FP);

4. **ΔZ** (NP); 5. **ΔZ** (ES); 6. **ΔZ** (AR);

7. **ΔZ** (RL), с синхронной регистрацией – **ЭКГ.**

Нативные реограммы **ΔZ** (TR), **ΔZ** (CR) и **ΔZ** (BR) не регистрируются - они виртуальны.

Моделирование показало, что для выбранных отведений, границы измеряемых регионов плавно переходят в соседние, не накладываясь и не образуя пустых зон, и подтвердило корректность

вычитания импедансов соседних регионов, (в вышеуказанной совокупности).

Распределения полей от токовых и потенциальных цепей в биологическом объекте и чувствительности к изменениям импеданса внутри региона и на его границе, позволило определить границы периферических и сопредельного с ними торсового региона.

Моделирование также показало возможность оценки перераспределения жидкости, а также циркулирующей и депонированной крови во всех регионах, из которых состоит тело человека.

Однако решение задачи локализации обследуемых регионов, недостаточно для реализации поставленной цели - определения СГД и ОВС. Необходимы расчётные выражения на основе адекватной биофизической модели.

ГЛАВА 3

РАЗРАБОТКА ГЕТЕРОГЕННОЙ МОДЕЛИ БИО-ОБЪЕКТА

Анализ литературы, проведённый в Главе 1, выявил значительное **несоответствие модели с гомогенной структурой** - реальному биообъекту. Соответственно и происходящими в БО изменениями, обусловленными кровенаполнением тканей.

Адекватность исследуемого участка биологического объекта его электрофизической модели, определяется граничными условиями математической модели (т.е. их соответствием БО).

Точность расчёта объёмных показателей гемо и гидродинамики зависит от степени приближения модели к реальному биообъекту. При разработке более совершенной модели не ставится задача полной адекватности БО, а **только минимально необходимое приближение.**

Примечание. Также следует заметить, что косвенные измерения гемодинамических характеристик тем точнее, чем достоверней **функциональная связь** между искомой величиной и непосредственно измеряемыми параметрами БО, т.е. чем точнее электрофизическая модель и расчётная формула, основанная на законе Ома, тем достоверней результат определения СГД и ОВС.

3.1. Структура и граничные условия электрофизической модели.

Обоснование адекватности модели.

Вывод **строгих** аналитических выражений, для такого сложного объекта и такого явления, как системная гемодинамика человека - невозможен, но возможно аналитическое описание с помощью функциональных коэффициентов и физиологических констант.

Модель должна отражать только **основные свойства** объекта, влияющие на конечный результат измерения.

Для исследования зависимости между объёмами электропроводных структур и измеряемым междуэлектродным сопротивлением (полным импедансом), должны быть введены граничные условия соответствия биообъекта и прежде всего - его структуре.

Проведённые исследования зависимостей между объёмами электропроводных структур и измеряемым междуэлектродным со-

противлением, позволили ввести **адекватные граничные условия** соответствия биообъекта его математической модели.

В частности, рассматриваются ограничения, необходимые для повышения точности, при проведении измерений, связанные со способом подключения: местом наложения электродов, распределением поля, рабочими частотами и т.д. [80, 84, 85, 90, 91, 94. . .97].

Структура и граничные условия моделирования.

На рис. 3.1. схематически показан участок БО с магистральным и коллатеральными сосудами и другими окружающими тканями.

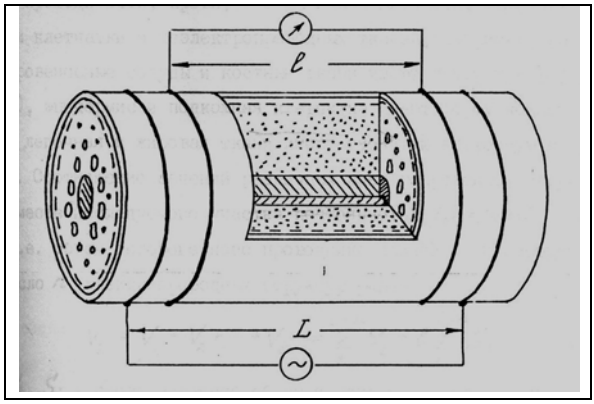


Рис. 3.1. Объёмная модель проводника гетерогенной структуры.

Показано подключение генератора к токовым электродам, расположенным на расстоянии - **L** и подключение измерителя к электродам, расположенным на расстоянии - **l**.

Форма гетерогенной модели измеряемого участка (условно), принимается цилиндром многокомпонентной структуры, с различными антропометрическими, морфологическими, анизотропными и иными характеристиками.

Первое условие. Измеряемый участок является прямым или конусным цилиндром с длиной - **L**, и поперечным сечением в виде окружности или эллипса – **S** .

Для обеспечения требований закона Ома, необходимо измерять его суммарный, т.е. геометрический объём – **Vs** (cm^3), определяемый, например, через его периметр – **Qs** (cm) и длину - **L** (cm). Т.е. в расчётных выражениях необходимо учитывать антропометрические характеристики и соответствующие коэффициенты.

Как было показано в разделе 1.2.4, измеряемые участки рук, ног, пальцев, грудной клетки и т.д, по своей форме близки к прямому цилиндру. В тех случаях, когда необходимо учесть конусность измеряемого объекта, или эллипсность его сечения, можно воспользоваться приближёнными выражениями, для расчёта объёма эквивалентного им цилиндра.

Включение в исследуемую область таких участков, как, например, коленный или локтевой суставы, приводит к несоответствию модели и погрешности в определении объёмных показателей гемодинамики и требует введения поправочных морфологических коэффициентов.

Примечание. Современные **двухкоординатные сканирующие установки**, применяемые при конструировании одежды, позволяют, с достаточно высокой точностью измерять контуры тела человека, т.е. объёмы регионов - V_N и всего тела человека [59].

Измеряемый участок состоит из ограниченного числа структур различной проводимости: крови, внеклеточной жидкости, мышечных тканей, жировой клетчатки и неэлектропроводных тканей, например костных и соединительных.

Кровеносные сосуды и костные ткани имеют трубчатую (стержневую) форму: эпидермис и подкожная клетчатка имеют форму концентрических слоёв: лёгочная и жировая ткани имеют губчатую клеточную структуру. Соотношение сечений - S_N электропроводных структур, в любом месте исследуемого участка, допустимо принять постоянным S_N / S_S = const. Объём гетерогенного проводника - V_N, длиной - L с конечным числом - "n" электоропроводных структур принимается равным:

$$V_S = V_1 + V_2 + ... + V_N = \sum_1^N V_N = L \cdot \sum_1^N S_N \qquad (3.1)$$

где V_N, S_N и L_N - соответственно объём, сечение и длина **n** - й структуры.

При разработке технологии формирования методики СГД, выводе расчётных алгоритмов и проведении измерений, условие **1**, обусловленное антропометрическими параметрами выбранного участка, было учтено и выполнено.

Второе условие. Выбор мест наложения и параметров электродной системы, взаимное расположение токовых и измерительных электродов (и их размеров), а также выбор метода измерения импеданса (биполярный, тетраполярный, разветвлённый или фокуси-

рующий), должен быть обоснован. От этого существенно зависит точность измерения импеданса.

Для обеспечения равномерной плотности тока, например, в объекте цилиндрической формы (и правомочности использования закона Ома), потенциальные электроды должны быть установлены так, чтобы расстояние - l **(**Рис. 3.1), было больше радиуса - **R** объекта измерения, т.е. должно выполняться условие $l > 0{,}5 \cdot R$ [81, 85].

Принцип алгебраического суммирования (или суперпозиции) правомерен при создании равномерного по длине и сечению распределения поля, в поперечном сечении каждой структуры - S_N (1.13).

Высокочастотное поле, между измерительными электродами, в каждой электропроводной структуре биообъекта, распределяется равномерно, вследствие их внутренней однородности, т.е. $E = const$, $J_N = const$. Теоретически, это условие выполнимо только при наложении двух электродов с "торцевых" сторон исследуемого участка.

Однако, при наложении электродов на поверхность объекта, относительное выполнение этого условия будет зависеть от взаимного расположения токовых и измерительных электродов, а также размеров биообъекта, т.е. от параметров электродной системы, формирующей активную зону измерения.

Условие 2 было учтено и выполнено при разработке технологии формирования методики СГД, описанной в разделе 1.6, а влияние анизотропных свойств области измерения, учтено при расчётах, в виде соответствующих функциональных коэффициентов.

Третье условие. Измеряемый участок состоит из "**n**" электропроводных структур, имеющих не только различные объёмы – **Vn** и поперечные сечения - **Sn**, но и различные удельные сопротивления электропроводных структур - ρ_S и непроводящих тканей. Поэтому в расчётных выражениях необходимо учитывать их морфологические характеристики и соответствующие константы или функциональные коэффициенты.

Условие 3 также было учтено и выполнено при разработке уравнения гидро и гемодинамики гетерогенной структуры (3.11).

Основная задача моделирования - получить аналитические выражения, обеспечивающие достоверные данные, при условии соблюдения граничных условий.

Основная задача измерения - соблюдать граничные условия для обеспечения достоверных результатов, при обследовании пациента.

Четырёхкомпонентная электрофизическая модель биообъекта.

Изменение количества крови или жидкости, наблюдаемое в объекте, бывает в основном двух типов.

1. В первом случае приток крови вызывает пропорциональное увеличение поперечного сечения и объёма кровеносных сосудов, (в основном магистральных), при постоянном суммарном объёме остальных (жидких и твёрдых) тканей. Например, в конечностях, при притоке практически несжимаемой интерстициальной жидкости или крови, суммарный объём области измерения увеличивается, а импеданс уменьшается.

2. Во втором случае приток жидкости, например, в лёгкие, приводит к замещению альвеолярного воздуха жидкостью, при неизменном суммарном объёме и сечении области измерения. В этом случае суммарный объём области измерения не изменяется, но импеданс области измерения также уменьшается.

Примечание. Математическая модель не учитывает частичного сжатия тканей, например, жировой клетчатки в брюшной области. В этом случае происходит незначительное изменение сечения, которое может быть учтено в виде функциональных коэффициентов и соответствующих констант.

3. В каждой структуре напряжённость поля однородна. На протяжённости всего участка выполняется условие $E_N = const$, E_N - напряжённость поля в **n** - й структуре.

Каждая структура **изотропна**, и для любой её точки соблюдается закон Ома в дифференциальной форме: $E_N = J_N \cdot \rho_N$, где J_N - плотность тока, ρ_N - удельное сопротивление **n** - й структуры. Влияние анизотропии некоторых участков, также может быть учтено в виде поправочных или функциональных коэффициентов и соответствующих констант.

Ток в **n** -й структуре прямо пропорционален сечению S_N , т.е. суммарный ток равен:

$$I = E \cdot \sum_{1}^{N} \frac{S_N}{\rho_N} \qquad (3.2)$$

При выполнении этих условий для проводника цилиндрической формы и гетерогенной структуры, сопротивление - **Z** и проводимость - **G**, соответственно равны:

$$Z = \rho_S \cdot \frac{L}{S}\ ; \qquad G = \gamma_S \cdot \frac{S}{L} \qquad (3.3)$$

где ρ_S и γ_S - соответственно, общее удельное сопротивление и удельная проводимость исследуемого участка.

Термин "суммарное удельное сопротивление - ρ_S " означает, что в биообъекте измеряется не ряд истинных удельных сопротивлений, а рассчитывается, по измеренным величинам тока и напряжения, некоторая общая суммарная или "кажущаяся" [17] величина:

$$\rho_S = \frac{S}{L} \cdot Z = \frac{S}{L} \cdot \frac{U}{I} \qquad (3.4)$$

Напомним, что величина суммарного удельного сопротивления может быть рассчитана по соотношению (1.21).

На рис. 3.2. представлено графическое изображение зависимости электропроводностей различных тканей, от изменений (динамики) объёмов водных секторов, а также электрическая эквивалентная схема (**ЭС**) замещения распределённых сопротивлений электропроводных структур - дискретными элементами с сосредоточенными параметрами. Каждый тип электропроводной структуры здесь представлен в виде параллельно соединённых резисторов.

График отражает параллельное подключение проводимостей, т.к. значения суммируются, в отличие от импедансов, которые складываются только при последовательном подключении.

На графике видно, что при увеличении объёма **V** непроводящих тканей **VNT,** электропроводность - **G** равна нулю, при измерении и на низких **LF** и на высоких **HF** частотах.

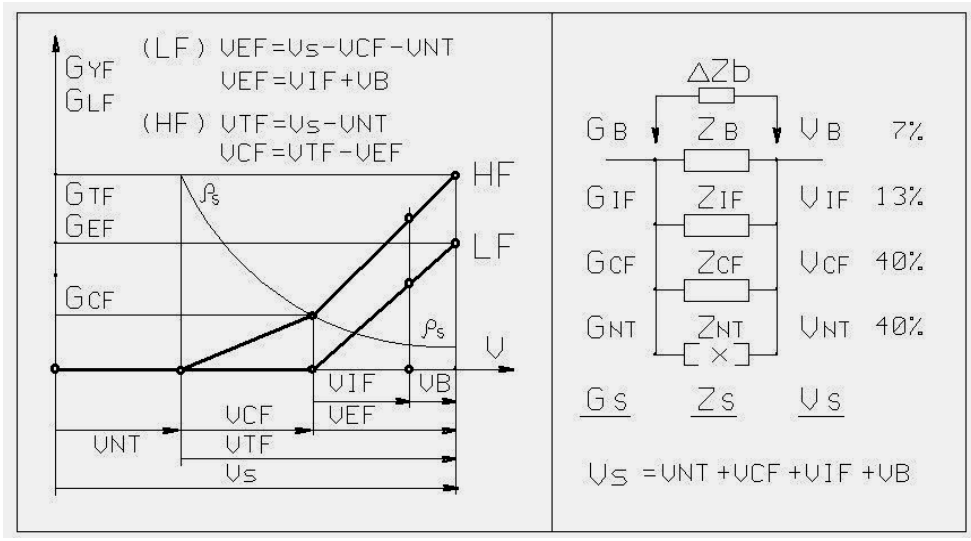


Рис. 3.2. Зависимости удельных проводимостей - **Gn**, от изменения объёмов жидкостей региона - **Vn** (слева) и эквивалентная схема замещения измеряемой области. Справа эквивалентная схема замещения (ЭС).

Увеличение объёма клеточных тканей **VCF**, электропроводность - **G** остаётся без изменений, при измерении на низких частотах и увеличивается, при измерении на высоких частотах.

При изменении объёмов крови и интерстициальной жидкости - электропроводность увеличивается на любых частотах.

Резюме. Введены граничные условия моделирования и измерения **для гетерогенной модели**, учитывающие объём и структуру измеряемого частка биообъекта. Для **4-х компонентной** электрофизической модели БО получено соотношение, для определения суммарного удельного сопротивления.

Основные фракции состава тела человека.

Обозначения объёмных показателей и характеристик (на рис. 3.2).

1. ОК (VB) - объём **крови** (Volume blood) в регионе, в норме составляющий примерно **Vb** ≅ 5 - 9 % массы тела, с удельным сопротивлением $\rho_K \cong 150$ Ом · см.

2. ОИЖ (VIF) – объём **интерстициальной** жидкости (Volume interstitial fluid), который находится в пределах Vif ≅ 15 - 11% (в норме), с удельным сопротивлением примерно $\rho_{IF} \cong 135$ Ом · см.

3. ОВЖ (VEF) - это объём **внеклеточной** жидкости (Volume extracellular fluid), состоящей из крови и интерстиции, т.е. Vef = Vif + Vb, в сумме составляющий **Vef** ≅ 20%, с суммарным удельным сопротивлением соответственно ρ_{EF} - var (≅ 140 - 145 Ом · см).

ОВЖ = ОК + ОИЖ (или Vef = Vif + Vb) - измеряется на низкой частоте НЧ (LF).

4. ОКЖ (VCF) - объём **клеточной** жидкости (Volume intracellular fluid), составляющий от массы человека **Vcf** ≅ 40%, с удельным сопротивлением $\rho_{CF} \cong 340$ Ом · см.

5. ООЖ (VTF) - объём **общей** жидкости (Volume total fluid), в которую включены кровь, интерстиция и клеточная, т.е. **Vtf = Vb + Vif + Vcf = Vef + Vcf .**

Общий объём жидкости в организме **Vtf** ≅ 60%.

Удельное сопротивление варьируется в широких пределах для различных регионов, ($\rho_{TF} \cong 220$ - 280 Ом · см.), в связи с их особенностями морфологического строения.

Причём, для конкретной области оно остаётся достаточно постоянным (± 1 - 5 %).

ООЖ = ОК + ОИЖ + ОКЖ (или Vtf = Vb + Vif + Vcf), или

ООЖ = ОВЖ + ОКЖ (или Vtf = Vef + Vcf) - измеряется на высокой частоте ВЧ (HF).

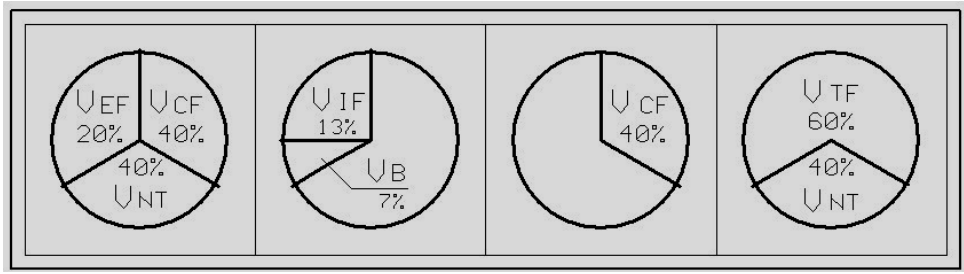
6. ОНТ (VNT) - объём **непроводящих** тканей (костных, соединительных и т.д.) (Volume nonconductive tissues), который варьируется в весьма существенном диапазоне. В норме **Vnt** ≅ 40 %, и также зависит от морфологических особенностей обследуемых регионов ($\rho_{NT} \to \infty$).

7. СОТ (**Vs**) - **суммарный объём** тканей (**Volume total tissues**) между измерительными электродами, который практически является его геометрическим объёмом – **Vs** (/ **Vg**).

СОТ = ОК + ОИЖ + ОКЖ + ОНТ или (Vs=VB + VIF+ VCF + VNT), или СОТ = ООЖ + ОНТ (Vnt + Vtf).

Примечание. **ОЖТ** (VFF) - объёмы **жировых** тканей (**Volume fat tissues**), которые наиболее вариабельны по своей массе и соответственно влияют на величину измеряемого сопротивления (на высоких частотах) - **Vf** . Причём их проводимость весьма мала ρ_{FF} ≅ 2 - 3 кОм · см, но объёмы велики и потому требуют учёта.

На рис. 3.3. даны графические пояснения состава БО гетерогенной структуры.



а). б). в). г).

Рис. 3.3. Соотношения объёмов 4-х основных фракций, составляющих исследуемые области тела человека.

Обозначения основных фракций на рис. 3.3.

а). **Суммарный объём тканей** . . . . . **VS = 100%** (СОТ)**.**
б). **Объём неэлектропроводных тканей** . . **VNT ≈ 40 %** (ОНТ).
в). **Объём общей жидкости** . . . . . **VTF ≈ 60 %** (ООЖ).
г). **Объём внеклеточной жидкости** . . . . . **VEF ≈ 20 %** (ОВЖ).
д). **Объём клеточной жидкости** . . . . . **VTF ≈ 40 %** (ОКЖ).

На рис. 3.3.а видно, что суммарный объём исследуемого участка - V_S, равен сумме объёмов внеклеточной - V_{EF}, клеточной - V_{CF} жидкости и объёма непроводящих - V_{NT} тканей. Объём - V_S определяется по данным антропометрических измерений (**L** и **S**). Индекс - **LF** показывает, что импеданс измеряется на низких частотах.

$$V_S = V_{EF} + V_{CF} + V_{NT} \Big|^{LF} \qquad (3.5.а)$$

На рис. 3.3.б видно, что объём внеклеточной жидкости - V_{EF}, включает в себя интерстициальную жидкость - V_{IF} и кровь - V_B, объём которой является основой пульсовых объёмов гемодинамики.

На рис. 3.3.г видно, что суммарным объём всех тканей - V_S равен сумме объёмов всех электропроводных тканей - V_{TF} и объёма непроводящих - V_{NT} тканей:

$$V_S = V_{TF} + V_{NT} \Big|^{HF} \qquad (3.5.б)$$

Индекс - **HF** показывает, что импеданс измеряется на высоких частотах.

Резюме. Определены объёмные соотношения 4-х основных жидких (электропроводных) и твёрдых (неэлектропроводящих) фракций электрофизической модели, составляющие структуру реального биообъекта.

3.2. Уравнение гемодинамики объекта гетерогенной структуры.

Эквивалентная схема.

Эквивалентная схема замещения участка биообъекта 4-х компонентной структуры, представлена параллельно соединёнными сопротивлениями с распределёнными параметрами для каждой фракции на рис. 3.2, справа - $Z_B \parallel Z_{IF} \parallel Z_{CF} \parallel Z_{NT}$.

Обозначения. Проводимость крови - $G_B = 1/Z_B$, интерстициальной жидкости - $G_{IF} = 1/Z_{IF}$, клеточной жидкости - $G_{CF} = 1/Z_{CF}$, непроводящих тканей - $G_{NT} = 1/Z_{NT}$.

На рис. 3.2. видно, что при измерении на низких частотах (**НЧ** или **LF**) непроводящие ткани (**VNT**) и клеточная жидкость (**VCF**) не влияют на проводимость, вследствие непроницаемости клеточных мембран.

Увеличение проводимости G_{LF}, при измерении на **НЧ**, происходит при увеличении объёмов только **внеклеточной** жидкости - **VEF** и крови – **VB** (сплошная линия).

Дополнительное увеличение проводимости G_{HF} (при измерении на **ВЧ**), происходит при увеличении объёмов только **клеточной** жидкости - **VEF** и крови – **VB** (сплошная линия).

Примечание. Величина импеданса крови - Z_B входит в состав внеклеточной жидкости - Z_{IF} , но метод временного анализа объёмного кровотока, с частотой сердечных сокращений, т.е. регистрация реограмм, позволяет выделить эту составляющую.

Структура уравнения ГД.

Суммарная проводимость - **Gs** всей **области измерения** равна:

$$G_S = G_B + G_{IF} + G_{CF} + G_{NT} \tag{3.6}$$

На рис. 3.2. видно, что при параллельном соединении, проводимости G складываются и линейно связаны с объёмами, в отличие от импедансов и удельных сопротивлений - ρ_S, с нелинейной зависимостью от величин объёмов фракций.

Полное сопротивление **N** - й области измерения, из (1.18) равно:

$$Z_N = \rho_N \cdot (L^2 / V_N) \tag{3.7}$$

Полная проводимость, соответственно равна:

$$G_N = V_N /(L^2 \cdot \rho_N) \tag{3.8}$$

Тогда подставив G_N в (3.6) получим:

$$G_S = \frac{1}{L^2} \cdot \frac{V_S}{\rho_S} = \frac{1}{L^2}\left(\frac{V_B}{\rho_B} + \frac{V_{IF}}{\rho_{IF}} + \frac{V_{CF}}{\rho_{CF}} + \frac{V_{NT}}{\rho_{NT}} \right) \tag{3.9}$$

Это выражение является **основным соотношением,** для получения уравнения гидро и гемодинамики гетерогенной структуры, при измерении на низкой НЧ (LF) и высокой ВЧ (HF) частотах.

Суммарный импеданс 4-х компонентной области измерения.

$$Z_S = \frac{L^2}{\frac{V_B}{\rho_B} + \frac{V_{IF}}{\rho_{IF}} + \frac{V_{CF}}{\rho_{CF}} + \frac{V_{NT}}{\rho_{NT}}} \tag{3.10}$$

В этом выражении наглядно виден вклад каждой фракции, пропорционально её удельному сопротивлению и обратно пропорционально её объёму.

Суммарный объём 4-х компонентной области измерения.

Для 4-х электропроводных фракций, при последовательном измерении на высокой (**ВЧ** или **HF**) и низкой (**НЧ** или **LF**) частотах, суммарный объём всех тканей - V_S, равен суммарному удельному сопротивлению ρ_S, умноженному на сумму отношений объёмов фракций к их удельным сопротивлениям:

$$V_S = \rho_S \cdot \sum_1^4 \frac{V_N}{\rho_N} = \frac{V_B}{\rho_B} + \frac{V_{IF}}{\rho_{IF}} + \frac{V_{CF}}{\rho_{CF}} + \frac{V_{NT}}{\rho_{NT}} \qquad (3.11.а)$$

или $$V_S\,|^{HF/LF} = \rho_S\,|^{HF/LF} \cdot \left(\frac{V_B}{\rho_B} + \frac{V_{IF}}{\rho_{IF}} + \frac{V_{CF}}{\rho_{CF}} + \frac{V_{NT}}{\rho_{NT}} \right) \qquad (3.11.б)$$

При измерении на **высокой - HF** частоте, **для 3-х электропроводных фракций**, это выражение принимает вид:

$$V_S\,|^{HF} = \frac{\rho_S}{\rho_{EF}} \cdot V_{EF} + \frac{\rho_S}{\rho_{CF}} \cdot V_{CF} + \frac{\rho_S}{\rho_{NT}} \cdot V_{NT} \qquad (3.12)$$

Чтобы определить объём каждой фракции, необходимо знать суммарное удельное сопротивление - ρ_S области измерения, а также каждой фракции - ρ_{EF} и ρ_{CF}. Средние (должные) значения - ρ_{EF} и ρ_{CF} известны по литературным данным. Суммарный объём области измерения - V_S (V_G) определяется по соотношению (1.20). Суммарное удельное сопротивление - ρ_S определяется по соотношению (1.21).

Для 2-х электропроводных фракций, при измерении на **высокой - HF** частоте из выражения (3.11) получим:

$$V_{TF}\,|^{HF} = \frac{\rho_S}{\rho_{TF}} \cdot V_{TF} + \frac{\rho_S}{\rho_{NT}} \cdot V_{NT} \qquad (3.13.а)$$

$$V_{TF}\,|^{HF} = \frac{\rho_S}{\rho_{EF}} \cdot V_{EF} + \frac{\rho_S}{\rho_{CF}} \cdot V_{CF} \qquad (3.13.б)$$

Это справедливо при условии, что УС непроводящих тканей $\rho_{NT} \to \infty$, а объём общей жидкости ООЖ = ОВЖ + ОКЖ.

Для 1-й электропроводной фракции, при измерении на **низкой - LF** частоте, можно рассчитать объём внеклеточной жидкости ОВЖ или V_{EF}:

$$V_{EF}\,|^{LF} = \frac{\rho_S}{\rho_{EF}} \cdot V_{EF} \qquad (3.14)$$

Исследования показали, что полученного набора уравнений (см. раздел 1.3.1. и соотношений 3.1. . .3.14), достаточно для вывода базового уравнения, гемодинамики биообъекта гетерогенной структуры.

Резюме. Получены основные уравнения, устанавливающие связь между объёмными и электрическими характеристиками математической модели БО.

Уравнение гемодинамики в общем виде.

Анализ **гомогенного уравнения** гемодинамики (раздел 1.3.2), показал, что оно содержит статическую и динамическую компоненты, где (1.24) объём измеряемой области - **V** равен объёму крови - **Vk**.

Входящая в уравнение гемодинамики статическая составляющая, образована объёмами всех электропроводных тканей биообъекта. При изменении состава или объёмов жидких фракций, наблюдаются изменения импеданса, т.е. регистрируются изменения "гидродинамической" составляющей. Динамическая компонента, а точнее - "гемодинамическая", в основном образована пульсовыми изменениями объёмов крови - $\Delta V(t) = \Delta Vk$.

Кроме гемодинамических (пульсовых) временных изменений, статическая компонента "гетерогенного уравнения гемогидродинамики", учитывает изменения объёмов водных секторов области измерения, т.к. учитывает **связь между следующими характеристиками.**

1. Между **антрпометрическими** параметрами объёма внеклеточной жидкости - V_{EF} и крови - V_B, клеточной жидкости - V_{CF} и непроводящих тканей - V_{NT}, а также межэлектродным расстоянием – L и периметром - Q области измерения (т.е. поперечным сечением).

2. Между **удельными сопротивлениями** внеклеточной жидкости - ρ_{EF} и крови - ρ_K, клеточной жидкости - ρ_{CF} и непроводящих тканей - ρ_{NT}.

3. Суммарным (ρ_S) удельным сопротивлением - ρ_{ST}, рассчитанным по данным измерений импеданса **на высокой частоте** (ВЧ) - Z^{HF}, и вышеуказанными характеристиками БО.

4. Суммарным (ρ_S) удельным сопротивлением - ρ_{SE}, рассчитанным по данным измерений импеданса **на низкой** (НЧ) - Z^{LF}, и вышеуказанными характеристиками БО.

Гетерогенное уравнение гидродинамики.

Анализ соотношений (3.10. . .3.14) показал, что для учёта изменений объёмов водных секторов, области измерения, целесообразно ввести "функциональные коэффициенты": **анизотропный** - K_A и **морфологический** - K_M.

Тогда расчётное соотношение для определения объёмов жидкостей - **V(n)**, n - й фракции, в общем виде содержит эти функциональные коэффициенты.

Уравнение гидродинамики гетерогенной модели.

$$\mathbf{V}\,(\mathrm{n}) = \mathrm{Km}\,(\mathrm{n}) \cdot \mathbf{Ve} \;+\; \mathrm{Ka}\,(\mathrm{n}) \;\cdot \mathbf{Vs} \qquad (3.15)$$

Для определения объёмов кровотока - **ΔV(t)** получим:

Уравнение гемодинамики гетерогенной модели.

$$\boxed{\mathbf{\Delta V\,(t) = [Km\,(n) \cdot Ve \;+ Ka\,(n) \cdot Vs\,] \cdot (\Delta Z\,(t) \,/\, Z)} \qquad (3.16)}$$

где: **V(n)** - объём **n**-й фракции;
Ve - электрометрический объём;
Vs - геометрический объём (антропометрический);
Км(n) - морфологический коэффициент n- й фракции;
Ka (n) - анизотропный коэффициент n- й фракции.

Первая часть суммы, кроме электрометрического **гомогенного** объёма - **Ve,** содержит дополнительный множитель - морфологический коэффициент **Км,** в отличие от гомогенного (2.24).

Вторая часть, обеспечивающая антропометрическую коррекцию данных (конституциональных особенностей), кроме **геометрического** объёма - **Vs**, содержит дополнительный функциональный коэффициент анизотропии - **Ка**.

Кроме того, с учётом дисперсионных свойств тканей, при измерениях на ВЧ и НЧ, целесообразно ввести объёмные внеклеточные - K_{EF} и клеточные - K_{CF} коэффициенты.

Резюме. Получено основное расчётное уравнение для контроля гемо и гидродинамики гетерогенной модели БО.

Функциональные коэффициенты и константы.

1. **Анизотропные** (региональные) **функциональные** коэффициенты - K_A, являются соотношением электрических характеристик тканей, имеющих различную электропроводность, например - ρ_{ST} / ρ_{TF} .

Также учитывается форма и взаимное расположение этих структур (фракций), в измеряемых регионах - R, с помощью "численных" коэффициентов, обозначаемых, например как - k_{AT}^{R} .

Анизотропные коэффициенты являются **отношениями** суммарного удельного сопротивления (ρ_{ST} / ρ_{TF}) области измерения, к удельному сопротивлению общей (T-total) , или напрмер к внеклеточной жидкости (E - extracellular) области измерения (ρ_{SE} / ρ_{EF}) .

Для расчёта ООЖ и ОВЖ вводятся следующие коэффициенты:

$$K_{AT}\,|^{HF} = K_{AT}^{R} \cdot (\rho_{ST} / \rho_{TF}) \qquad (3.17.а)$$

$$K_{AE} = K_{AE}^{R} \cdot (\rho_{SE} / \rho_{EF}) \qquad (3.17.б)$$

Численные коэффициенты - k_{AT}^{R} учитывают пространственную ориентацию сосудов (анизотропию) в области измерения (вдоль или поперёк измерительного поля). Они также учитывают влияние непроводящих структур и "шунтирование" магистральными сосудами - периферических, коллатеральных сосудов.

Примеры данных среднестатистических измерений в норме приведены в Таблице 3.4 (см. далее).

2. **Морфологические** (региональные), **функциональные** коэффициенты - K_M являются обратным отношением $K_{AT} = (1/K_{MT})$ среднестатистических значений объёмов тканей:

$$K_{MT}\,|^{HF} = K_{MT}^{R} \cdot (\rho_{TF} / \rho_{ST}) \qquad (3.18.а)$$

$$K_{ME} = K_{ME}^{R} \cdot (\rho_{EF} / \rho_{SE}) \qquad (3.18.б)$$

Они учитывают соотношения объёмов тканей, с различными электрическими характеристиками, а также форму и взаимное расположение этих структур (фракций), в измеряемой области.

Верхний индекс у коэффициента указывает диапазон измерений: высокие частоты (ВЧ / HF) или низкие (НЧ / LF), а также аббревиатуру измеряемого региона - R (ES, RS, LS). Примеры величин коэффициентов, определённых по данным среднестатистических измерений в норме, приведены в Таблице 3.2 и Таблице 3.5, для различных регионов тела человека (см. далее).

Морфологические коэффициенты (K_{MT}^{R} и K_{ME}^{R}) учитывают и корректируют объёмные соотношения тканей различной электропроводности, к общей массе региона или к электрометрическому объёму.

Они также учитывают конституциональные особенности и соотношения мышечных тканей и жировых отложений.

Заметим, что эти коэффициенты корректируют электрометрический и геометрический объёмы. Эти коэффициенты обратно пропорциональны (см. Приложение 7).

3. **Объёмные** (региональные) нормирующие коэффициенты (или антропометрические) **могут быть** введены в дополнение к морфологическим и анизотропным. Эти коэффициенты корректируют среднестатистические соотношения объёмов различных жидких фракций.

Объёмные коэффициенты:

Объёмный внеклеточный $K_{EF} = k_{EF} \cdot V_S \ (\%)$,

Объёмный клеточный $K_{CF} = k_{CF} \cdot V_S \ (\%)$,

Объёмный пропорциональный $K_S^R = K_R \cdot V_S^R \ (\%)$.

Электрометрические объёмы:

Общей жидкости $$V_{ET} = \rho_{TF} \cdot (L^2 / Z^{HF}) \qquad (3.19.а)$$

Внеклеточной жидкости $$V_{EE} = \rho_{EF} \cdot (L^2 / Z^{LF}) \qquad (3.19.б)$$

Суммарный объём $$V_S = K_{MT} \cdot (Q^2 \cdot L / 4\pi) \qquad (3.19.в)$$

Суммарные удельные сопротивления:

Общей жидкости $$\rho_{ST} \mid^{HF} = (Q^2 \cdot Z^{HF}) / (4\pi \cdot L) \qquad (3.20.а)$$

Внеклеточной жидкости $$\rho_{SE} \mid^{LF} = (Q^2 \cdot Z^{LF}) / (4\pi \cdot L) \qquad (3.20.а)$$

Удельное сопротивление общей жидкости ОЖ, состоящей из внеклеточной и клеточной, определяется из ЭС.

$$\rho_{TF} = \frac{\rho_{EF} \cdot \rho_{CF}}{\rho_{CF} \cdot K_{EF} + \rho_{EF} \cdot K_{CF}} \qquad (3.21)$$

Удельное сопротивлние - ρ_{TF}, находится из формулы параллельного соединения Z_{EF} и Z_{CF} (ЭС). Суммарная проводимость региона - G_{TF}^{R}, эквивалентна параллельно соединённым сопротивлениям (ВЖ и КЖ), величины которых также определяются их объёмами:

$$G_{TF} = G_{EF} + G_{CF} \quad \text{или}$$

$$(V_{TF} / \rho_{TF} \cdot L^2) = [(V_{EF} / \rho_{EF} \cdot L^2) + (V_{CF} / \rho_{CF} \cdot L^2)] .$$

Заметим, что при обследованиях величина ρ_{EF} берётся с учётом гематокрита.

3.3. Алгоритмы расчёта объёмов водных секторов.

Технология расчёта ОВЖ, ОКЖ и ООЖ.

1. Формулы **расчёта** ОВЖ, ООЖ и ОКЖ в общем виде:

$$\text{ООЖ} = V_{TF}\,|^{HF} = K_{MT}\cdot V_{ET} + K_{AT}\cdot V_S \quad \text{(ВЧ)} \qquad (3.22.а)$$

$$\text{или ООЖ} = V_{TF} = K_{MT}\cdot \rho_{TF}\cdot \frac{L^2}{Z^{HF}} + K_{AT}\cdot \frac{Q^2\cdot L}{4\pi} \qquad (3.22.б)$$

$$\text{ОВЖ} = V_{EF}\,|^{LF} = K_{ME}\cdot V_{EE} + K_{AE}\cdot V_S \quad \text{(НЧ)} \qquad (3.23.а)$$

$$\text{или ОВЖ} = V_{EF} = K_{ME}\cdot \rho_{EF}\cdot \frac{L^2}{Z^{LF}} + K_{AE}\cdot \frac{Q^2\cdot L}{4\pi} \qquad (3.23.б)$$

$$\text{ОКЖ} = V_{CF} = V_{TF} - V_{EF} \qquad (3.24)$$

$$\text{или ОКЖ} = V_{CF} = K_{MC}\cdot V_{EC} + K_{AC}\cdot V_S\,|^{HF} \quad \text{(ВЧ)} \qquad (3.24.а)$$

$$\text{или ОКЖ} = V_{CF} = K_{MC}\cdot \rho_{CF}\cdot \frac{L^2}{Z^{HF}} + K_{AC}\cdot \frac{Q^2\cdot L}{4\pi} \quad \text{(ВЧ)} \qquad (3.24.в)$$

Объёмы всех регионов имеют соответствующие функциональные коэффициенты (региональные).

2. Измеряются антропометрические характеристики: L (длина) и Q (периметр). По данным измерений расчитывается **суммарный** (геометрический) объём - V_S, т.е. объём - V_S^R, любого исследуемого региона - **R**.

Объёмы рук (RS и LS), ног (FP и NP), головы, т.е. шеи - ES, абдоминального (AR), торакального (CR) регионов и объём торса (TR), определяются по соотношению (3.19.в).

Формы регионов принимаются близкой к цилиндрической и определяются, с учётом конусности, путём усреднения максимального и минимального значений периметров регионов, по соотношению:

$$Q_{CP} = (Q_{MAX} + Q_{MIN})/2 \qquad (3.25)$$

Отметим, что объёмы V_S^R отличаются от реально измеряемых объёмов - V_D^R, т.к. **не включают** в себя кисти рук, ступни, часть головы и т.д. Поэтому производится коррекция полного геометриче-

ского объёма V_S обследуемого региона с помощью "**дополнительного**" коэффициента - K_D :

$$V_S^R = K_D \cdot V_D^R \qquad \text{или} \qquad K_D \approx V_S^R / V_D^R \qquad (3.26)$$

Коэфициент K_D зависит от места наложения электродов, например, на запястьях или на локтях, на щиколотке или подколенной области и т.д.

Таблица 3.1. "Дополнительные" корректирующие коэффициенты.

N	ES	ES	RS, LS	FP, NP	AR	EP	CR	TR
KD								

В Таблице 3.1 приведены значения K_D основных периферических и центральных регионов (см. раздел .2.2) для расчёта параметров системной гемо и гидродинамики.

3. После измерений региональных импедансов на высокой - Z^{HF} и низкой частоте - Z^{LF}, производится **расчёт** коэффициентов K_{AT} и K_{MT} по соотношениям (3.17. и 3.18).

4. Сначала **устанавливаются** априорные константы, для удельных сопротивлений внеклеточной (ρ_{EF}) и клеточной (ρ_{CF}) жидкостей:

$$\rho_{EF} = 145 \ [Om \cdot cm] \qquad (3.27.а)$$

и $$\rho_{CF} = 340 \ [Om \cdot cm] \qquad (3.27.б)$$

5. Для определения региональных объёмов жидкостей: ОЖ, ВЖ и КЖ, **вводятся** их оценочные среднестатистические отношения (априорные константы). Константы нормированные, для "условного" нормостеника, относительно суммарных объёмов - V_S, т.е. их должные величины:

- объём внеклеточной жидкости $V_{EF} \approx 0{,}2 \cdot V_S$ (3.28.а)
- объём клеточной жидкости $V_{CF} \approx 0{,}4 \cdot V_S$ (3.28.б)
- объём общей жидкости $V_{TF} \approx 0{,}6 \cdot V_S$ (3.28.в)

Эти константы для различных регионов, варьируются в пределах от 0,2 до 1,0.

6. Устанавливаются "относительные" объёмные коэффициенты для ВЖ (3.29.а), КЖ (3.29.б) и K_{MT} для суммарных объёмов ОЖ (3.19.в).

$$K_{EF} = (V_{EF} / V_{TF}) \qquad (3.29.а)$$

$$K_{CF} = (V_{CF} / V_{TF}) \qquad (3.29.б)$$

В Таблице 3.2 представлены относительные объёмные коэффициенты K_{EF} и K_{CF}, для 5-ти периферических регионов тела человека.

Таблица 3.2. "Относительные объёмные" коэффициенты.

Отведение (регион)	Голова ES	Рука RS	Нога FP	Абдомин. AR	Торс TR
K_{EF}					
K_{CF}					

7. Затем **определяется** предварительная величина удельного (УС) сопротивления общей жидкости (ОЖ) измеряемого региона:

$$\rho_{TF} = \frac{\rho_{EF} \cdot \rho_{CF}}{\rho_{CF} \cdot K_{EF} + \rho_{EF} \cdot K_{CF}} \qquad (3.30)$$

Пример расчёта - ρ_{TF} по коэффициентам K_{EF} и K_{CF}.

Таблица 3.3. Величины удельных сопротивлений общей жидкости.

Отведение (регион)	**Голова ES**	**Рука RS**	**Нога FP**	**Абдомин. AR**	**Торс TR**
ρ_{TF}					

В Таблице **3.3** также, для 5-ти периферических регионов тела человека, представлено значение - ρ_{TF}, с учётом коэффициентов K_{EF} и K_{CF}.

8. Далее **вычисляются** суммарные (кажущиеся) удельные сопротивления **ρ** (s) (1.26), для различных регионов:

$$\rho_{ST} = (Q_M^2 \cdot Z^{HF}) / (4\pi \cdot L) \qquad (3.31.а)$$

$$\rho_{SE} = (Q_M^2 \cdot Z^{LF}) / (4\pi \cdot L) \qquad (3.31.б)$$

Таблица 3.4. Величины "суммарных" удельных сопротивлений БО.

Отведение (регион)	**Голова ES**	**Рука RS**	**Нога FP**	**Абдомин. AR**	**Торс TR**
ρ_{ST}					
ρ_{SE}					

В Таблице **3.4** представлены значения суммарных удельных сопротивлений для 5-ти периферических регионов БО (тела человека), определяемые при измерении на высокой (ВЧ) и низкой частоте (НЧ).

Следует обратить внимание, что суммарные удельные сопротивления регионов отличаются **более чем в 3 раза** (см. Таблицу 3.3.), в основном вследствие антропометрической анизотропии, т.е. расположения магистральных сосудов вдоль или поперёк направления измерительного поля.

9. Затем **определяются** соответствующие функциональные коэффициенты: **анизотропные** K_{AT}^{HF} и K_{AE}^{LF} (3.17) и **морфологические** K_{MT}^{HF}, K_{ME}^{LF} (3.18), - для конкретных регионов: ES, RS, FP и т.д. Анизотропные коэффициенты K_{AT}^{R} и K_{AE}^{R} учитывают и корректируют структурные соотношения тканей различной электропроводности с учётом их пространственной ориентации в области измерения.

Таблица 3.5. Анизотропные и морфологические коэффициенты основных регионов тела человека.

Регион	K_{AT}^{R}	K_{MT}^{R}	K_{EF}	K_{CF}	K_{ME}^{R}	K_{AE}^{R}
Голова - ES						
П.Рука - RS						
Л.Рука - LS						
П.Нога - FP						
Л.Нога - NP						
Абдом. - AR						
Торс - TR						

Морфологические коэффициенты K^R_{MT} и K^R_{ME} учитывают и корректируют объёмные соотношения тканей различной электропроводности, к общей массе региона.

Они также учитывают конституциональные особенности и соотношения мышечных тканей и жировых отложений.

Примеры величин коэффициентов, по результатам среднестатистических измерений приведены в Таблице 3.5.

10. После определения коэффициентов и других расчётных параметров, в первом приближении, **производится итерационное уточнение их величин до требуемой точности измерения (2–3%)**, путём подстановки вычисленных значений коэффициентов ρ_{TF}, V_{TF}, V_{EF}, V_{CF} и др., в ранее используемые расчётные формулы, для окончательного определения всех величин - **ОВКЖ.** (Аббревиатура от - Объёмов Общей, Внеклеточной и Клеточной Жидкости).

Примечание. Основным источником возникновения погрешности, значительно более 3-х %, являются измеренные антропометрические характеристики регионов (**Q** и **L**), произведённые сантиметровой лентой и определённые по соотношению.

Использование сканирующей двухкоординатной системы для автоматического измерения размеров регионов, позволяет существенно минимизировать погрешность оценки параметров региональной и центральной гидро и гемодинамики.

"Электрометрические" гомогенные объёмы ООЖ (V_{ET}) и ОВЖ (V_{EE}), без коэффициентов, для обследуемых регионов равны:

$$V_{ET} = \rho_{TF} \cdot (L^2 / Z^{HF}) \qquad (3.32.а)$$

и $$V_{EE} = \rho_{EF} \cdot (L^2 / Z^{LF}) \qquad (3.32.б)$$

Как показали результаты измерений - величины электрометрических гомогенных объёмов, существенно завышены, а иногда даже **превышают величины геометрических объёмов** регионов.

В Таблице 3.6. приведены примеры расчёта **ООЖ**, **ОВЖ**, **ОКЖ и СОТ** (добровольца "А"). При ρ_{EF}=145 (Ом· см), ρ_{CF}=340 (Ом· см), $\rho_{TF} \approx 250$ (Ом· см), для 5-ти периферических регионов тела человека.

Таблица 3.6. Величины объёмов ОВКЖ 5-ти регионов пациента.

Отведение (регион)	Голова ES	Рука RS	Нога FP	Абдомин. AR	Торс TR
VET (ООЖ)					
VEE (ОВЖ)					
VEC (ОКЖ)					
VS (СОТ)					

Обратим внимание, что для левой ноги (FP), объём ООЖ (по формуле для гомогенной модели), равен **11,195** литра, при её геометрическом объёме **8,736** литра, т.е. в **1,28** раза больше суммарного (СОТ) объёма тканей, т.е. геометрического объёма.

При условии, что нога содержит 60% ООЖ, "должный объём" должен быть равен **5,241** литра (выделено жирным шрифтом). Аналогично для абдоминального региона – AR, должный объём равен **3,8** литра. По причине таких значительных расхождений, расчётные уравнения для ООЖ, ОВЖ и ОКЖ, основанные на **гетерогенной** модели, включают функциональные морфологические и анизотропные коэффициенты, которые корректируют вышеуказанные данные до "должных" значений.

Резюме. Алгоритмы расчёта объёмов водных секторов содержат известные **константы** ρ_{EF} и ρ_{CF}; определённые (среднестатистические - численные) **объёмные коэффициенты** K_{EF}, K_{CF} и K_{TF}; функциональные **анизотропные** коэффициенты K_{AE}, K_{AT} и функциональные **морфологические** коэффициенты K_{ME}, K_{MT}, измеренные на БО (IN VIVO).

3.4. Алгоритмы расчёта системной гемодинамики СГД

Расчёт пульсового **регионального объёмного кровотока РОК** (RVB - regional volume of blood) производится подстановкой в (1.24) объёма жидкости ОВЖ (VEF), определённого по (3.23.а).

$$\mathbf{\Delta V\,(t) = VEF \cdot [\Delta Z\,(t) / Z]} \quad \text{(мл/мин)} \qquad (3.33)$$

В результате, выражение для расчёта объёмов внеклеточной **VEF** жидкости различных регионов (гетерогенной структуры), принимает следующий вид.

Региональный периферический объём крови - РОК.

$$\textbf{РОК}=\Delta V_{EF}=\left(K_{ME}\cdot\rho_{EF}\cdot\frac{L^2}{Z^{LF}}\ +\ K_{AE}\cdot\frac{Q^2\cdot L}{4\pi}\right)\cdot\frac{\Delta Z}{Z}\quad\text{(мл)}\quad(3.34)$$

Примечание. Левая часть расчётного выражения РОК, является статической компонентой уравнения гемодинамики БО гетерогенной структуры, импеданс которой измеряется на низкой частоте или экстраполируется до нулевой частоты. Правая часть содержит компоненту, учитывающую соотношение объёмов электропроводных и непроводящих тканей.

Удельные объёмы водных секторов.

Удельные объёмы жидкости УОЖ (specific volume of fluid - SVF): SVTF, SVEF, SVCF жидкостей (в миллилитрах на 100 грамм ткани), определяются путём деления абсолютных объёмов жидкостей на геометрический объём региона **Vs** (приведение к 1 грамму) и последующему умножению на 100 г.т. [37]

$$SV_{ST}=[K_{MT}\cdot(V_{ET}/V_S)+K_{AT}]\cdot 100\quad\text{(мл·100 г.т.)}\quad(3.35.а)$$

$$SV_{SE}=[K_{ME}\cdot(V_{EE}/V_S)+K_{AE}]\cdot 100\quad\text{(мл·100 г.т.)}\quad(3.35.б)$$

Аналогично определяется удельный объём кровотока **УОК** (SRB) (мл/мин·100 г.т).

Удельный объём крови, в общем виде, равен:

$$\textbf{УОК}=\Delta V_{SE}=\{[K_{ME}\cdot(V_{EE}/V_S)+K_{AE}]\cdot 100\}\cdot(\Delta Z/Z^{LF})\qquad(3.36)$$

Примеры измерений коэффициентов и параметров СГД и ОВС.

Далее приведены примеры определения величин функциональных коэффициентов, по данным измерений (на добровольцах) для различных регионов тела человека. Измерения по "методике системной оценки гидро и гемодинамики человека" (СГД), основанной на гетерогенной модели измеряемых регионов, проводились в Научно-Техническом Центре "МЕДАСС".

В Таблице 3.7. приведены примеры (округлённых) расчётных данных (для добровольца А), с ростом 167см и весом 62 кг). Обозначения регионов: ES - голова, RS - правая рука, FP - левая нога, AR - абдоминальный регион, CR - торакальный регион и TR - торс.

Электрометрические объёмы общей жидкости **V(gt)** и внеклеточной жидкости **V(ge)**, определены при измерении Z, соответственно, на высокой (HF = 200 кГц) и низкой (LF = 10 кГц) частоте, аналогично суммарные удельные сопротивления общей **ρ(st)** и внеклеточной жидкости **ρ(se)** и удельные сопротивления общей жидкости $\rho(\mathbf{tf}) \neq \rho(\mathbf{k}) \neq 150$ (см. далее).

Из Таблицы 3.7. видно, что расчёт гомогенного объёма общей жидкости (**Vgt)**, например, для ноги (FP), превышает её геометрический объём **(Vs)** почти в **2** раза.

Это обусловлено не только морфологическими особенностями но и анизотропными параметрами региона.

В гетерогенном проводнике плотность тока существенно увеличена в крупных, хорошо проводящих магистральных сосудах, а в коллатеральных сосудах она значительно ослаблена. Это приводит к уменьшению **Z** и увеличению **Vgt.**

Таблица 3.7. Результаты измерений ОВКЖ и УС добровольца "А".

Отведение (регион)	**Голова ES**	**Рука RS**	**Нога FP**	**Абдомин AR**	**Центр CR**	**Торс TR**
V gt (ml)	3100	4000	10600	11100	9700	23200
V ge (ml)	1750	1930	5250	4800	4800	11300
V s (ml)	4350	2330	7500	20800	12800	31600
ρ (st) Ω·cm						
ρ (se) Ω·cm						
ρ (tf) Ω·cm						

$\rho_{EF} = 145\ [Om \cdot cm]$, $\rho_{CF} = 340\ [Om \cdot cm]$.

Из Таблицы 3.7 видно, что величины **ρ(st)** и **ρ(se)** различных регионов отличаются более чем в **3** раза, например в руке и абдоминальной области (выделено).

Примечание. Необходимость учёта распределения плотности тока в измеряемом регионе, следует из закона Ома в дифференциальной форме: $\mathbf{E}=\rho(s) \cdot \mathbf{J}$, где **E** - напряжённость поля, **J** - плотность тока, **ρ(s)** - суммарное удельное сопротивление всего региона.

При равенстве суммарного **Vs** и эквивалентного Vg объёмов (справедливого для гомогенного проводника **Vs = Vg**), можно получить выражение для суммарного (кажущегося) удельного сопротивле-

ния региона - **ρ(s)**, включающего в себя непроводящие (костные) и слабопроводящие (жировые) ткани. Расчёт величин **ρ(st)** и **ρ(se)**, соответственно измеренных на высокой частоте (HF) для общей жидкости VTF и на низкой частоте (LF) для внеклеточной жидкости VEF, равны:

$$\rho_{ST} = (Q^2 \cdot Z^{HF})/(4\pi \cdot L) \quad \text{и} \quad \rho_{SE} = (Q \cdot Z^{LF})/(4\pi \cdot L)$$

Пример апробации методики, при пассивной ортостатической пробе: Стоя, Лёжа и при отрицательном наклоне стола на - 20°.

Таблица 3.8. Результаты измерений ОВКЖ и УС добровольца "Б" при пассивном ортостатическом воздействии.

Регион.	**Этап**	УВЖ (%)	VEF (Л)	Δ УВЖ	УВЖ (%)	VTF (Л)	Vs (Л)	УОК (Мл)	УОК (%)	Δ УОК
Голова ES	**Стоя**	**18,1**	**0,45**	**0**	**46**	**1,17**	**3,79**	**31,2**	**789**	**0**
ES	**Лёжа**	**18,8**	**0,47**	**17,2**	**48**	**1,21**	**3,79**	**30,0**	**758**	**-31**
ES	**- 20°**	**19,7**	**0,49**	**22,4**	**51**	**1,28**	**3,79**	**26,2**	**662**	**-96**
П.Рука-RS	**Стоя**	**20,2**	**0,69**	**0**	**52**	**1,78**	**3,43**	**4,2**	**143**	**0**
RS	**Лёжа**	**16,6**	**0,67**	**-19,3**	**51**	**1,75**	**3,43**	**5,2**	**177**	**34**
RS	**- 20°**	**19,8**	**0,67**	**4,9**	**52**	**1,77**	**3,43**	**5,7**	**196**	**19**
Л.Нога-FP	**Стоя**	**16,5**	**1,76**	**0**	**47**	**5,02**	**10,7**	**4,3**	**464**	**0**
FP	**Лёжа**	**16,2**	**1,73**	**124,9**	**46**	**4,95**	**10,7**	**5,9**	**626**	**162**
FP	**- 20°**	**16,1**	**1,72**	**-11,1**	**46**	**4,93**	**10,7**	**6,6**	**701**	**75**
Абдом - AR	**Стоя**	**27,9**	**10,0**	**0**	**86**	**30,8**	**35,9**	**10,1**	**3624**	**0**
AR	**Лёжа**	**27,7**	**9,95**	**-67,7**	**85**	**30,4**	**35,9**	**11,0**	**3965**	**341**
AR	**- 20°**	**26,7**	**9,59**	**-349**	**81**	**29,2**	**35,9**	**10,5**	**3770**	**-195**

В Таблице 3.8. представлены данные обследования пациента. (Обозначения в тексте). Полученные **удельные** (Specific) объёмы равны: **УВЖ ≈ 20%, УВЖ ≈ 60%, УКЖ ≈ 40%**, т.е. соответствуют норме. Видна степень перераспределения внеклеточной жидкости - **Δ ОВЖ** и регионального кровотока - **Δ УОК** в каждом регионе, их величины и направленность, при ортостатических воздействиях.

Апробация показала, что возможен расчёт объёмов внеклеточной, клеточной, общей жидкости и объёмов непроводящих тканей, с достаточной для диагностики точностью, т.к. расчётные соотношения учитывают антропометрические, анизотропные и морфологические характеристики обследуемых регионов. Таким образом, применение гетерогенной модели позволяет определять данные состава тела, и регистрировать перераспределение объёмов жидкостей между различными регионами, а также оценивать динамику регионального кровотока.

Таблица 3.9. результатов измерений всех характеристик и параметров, при обследовании добровольца "В".

Пример 1. Расчёта объёмов Общей Вне и Клеточной Жидкости (ρ ef = 145, ρ cf = 340, Vg = 62 кГ).															
Параметры	L	Q1	Q2	Vs	Vd	ZHF	ZLF	ρst	ρse	K ef	K cf	ρtf	VET
	cm	cm	cm	мл	мл	Om	Om	HF	LF	-	-	ОмСм	мл
Голова - ES	20	37	37	2179	4340	28,6	33,2	155,9	180,9	0,4	0,6	221,1	3092
П.Рука - RS	53	18	29	2329	3720	171,7	210,3	142,4	174,5	0,3	0,7	242,3	3963
Л.Рука - LS	53	18	29	2329	3720	171,7	220,1	142,4	182,7	0,3	0,7	242,3	3963
П.Нога - FP	75	24	47	7522	9734	128,3	155,4	171,6	207,9	0,3	0,7	242,3	10621
Л.Нога - NP	75	24	47	7522	9734	129,0	156,5	172,6	209,4	0,3	0,7	242,3	10561
Абдом - AR	29	94	96	20828	24180	20,3	25,5	503	631,8	0,2	0,8	267,9	11100
Торс - TR	50	94	96	35910	31620	26,1	31,9	375,1	458,4	0,3	0,7	242,3	23205
62000			Vs=	57791	62868	101,4	%						89,36
Продолжение.													
Параметры	KMT	KAT	OOЖ	УОЖ	KME	KAE	ОВЖ	УВЖ	ОКЖ	УКЖ	VSE	VST	VEE
	-	-	мл	м/100	-	-	мл	м/100	мл	м/100	0,2	0,6	мл
Голова - ES	0,32	0,07	1207	55,41	0,24	0,125	441,1	20,24	766,3	35,17	241	1307	1747
П.Рука - RS	0,25	0,06	1224	52,54	0,23	0,125	468,8	20,12	755	32,41	245	1398	1937
Л.Рука - LS	0,25	0,06	1224	52,54	0,23	0,125	448,7	19,27	775	33,27	245	1398	1850
П.Нога - FP	0,33	0,07	4257	56,6	0,27	0,14	1492	19,84	2765	36,76	851	4513	5249
Л.Нога - NP	0,33	0,07	4237	56,33	0,27	0,14	1482	19,71	2755	36,63	847	4513	5211
Абдом - AR	1,03	0,18	13516	64,89	0,86	0,43	4321	20,75	9195	44,15	2703	12497	4782
Торс - TR	0,93	0,15	25172	70,1	0,62	0,31	7405	20,62	17767	49,48	5034	21546	11364
												%	44,12
		V∑=	=60,2	%		V∑=	18,93	%	41,26	%	∑=	101,5	%

Приложение. Пример сводной рабочей таблицы (XLS), для всех рассчитываемых объёмов жидких сред (Таблица 3.9):

- абсолютных объёмов ООЖ, ОВЖ, ОКЖ,
- их удельных объёмов: УОЖ, УВЖ, УКЖ.
- геометрических объёмов: Vs, Vd, VET, VSE, VST, VEE,
- функциональных коэффициентов: Kef, Kcf, Kmt, Kat, Kme, Kae,
- физиологических констант: ρ st, ρ se, ρ tf, а также импедансов Z(HF) и Z(LF), измеренных периметров регионов Q1, Q2, и расстояний регионов L.

В таблице 3.9 приведены данные для 7-ми регионов: расстояния, периметры, объёмы и импедансы. Также полученные расчётные величины удельных сопротивлений, численных и функциональных коэффициентов и др.

В таблице содержатся данные полученных величин ООЖ, УОЖ, ОВЖ, УВЖ, ОКЖ, УКЖ, а также суммарные данные - последняя строка. Обозначения параметров в разделе (Сокращения и обозначения).

Примечание. Фунциональные коэффициенты - это численные физиологические константы (3.17. . .3.20). Их прямая подстановка, в основное уравнение гемо и гидродинамики (3.16), **не корректна**.

Она приводит к инверсии уравнения ГД, но с другими численными значениями, т.к. $K_{AT} = (1/K_{MT})$. Например для ООЖ.

$$V_{TF} = K_{AT} \cdot V_{ET} \pm K_{MT} \cdot V_S = K_{AT} \cdot \frac{\rho_{ST}}{\rho_{TF}} \cdot V_{ET} \pm K_{MT} \cdot \frac{\rho_{TF}}{\rho_{ST}} \cdot V_S =$$

$$= K_A^R \cdot \frac{Q^2 \cdot Z^{HF}}{4\pi \cdot L} \cdot \frac{1}{\rho_{TF}} \cdot \frac{\rho_{TF} \cdot L^2}{Z^{HF}} \pm K_M^R \cdot \rho_{TF} \cdot \frac{4\pi \cdot L}{Q^2 \cdot Z^{HF}} \cdot \frac{Q^2 \cdot L}{4\pi} =$$

$$= K_A^R \cdot \frac{Q^2 \cdot L}{4\pi} \pm K_M^R \cdot \frac{\rho_{TF} \cdot L^2}{Z^{HF}} = K_{AT} \cdot V_S \pm K_{MT} \cdot V_{ET}$$

Где:

1. $K_{AT} = K_{AT}^R \cdot (\rho_{ST} / \rho_{TF})$; 2. $K_{MT} = K_{MT}^R \cdot (\rho_{TF} / \rho_{ST})$;

3. $K_{AE} = K_{AE}^R \cdot (\rho_{SE} / \rho_{EF})$; 4. $K_{ME} = K_{ME}^R \cdot (\rho_{EF} / \rho_{SE})$;

Резюме.

Введены **адекватные граничные условия** соответствия биообъекта его математической модели, а также ограничения при проведении измерений.

Разработаная модель БО, с гетерогенной структурой, учитывает антропометрические, анизотропные и морфологические данные основных регионов и всего тела человека, с помощью соответствующих функциональных коэффициентов.

Синтезирована и исследована адекватная эквивалентная схема замещения распределённых характеристик БО 4-х фракционной структуры - компонентами импеданса, с целью определения региональных объёмов водных секторов: общей, внеклеточной, клеточной жидкости и неэлектропроводных тканей.

Методами математического моделирования **исследована электрофизическая гетерогенная модель** 4-х фракционной структуры, с целью определения центрального и региональных объёмов кровотока, а также, суперпозиционно, всего тела пациента.

Получено **уравнение гемодинамики** для биообъекта гетерогенной структуры **и алгоритмы расчёта** объёмов водных секторов (ОВС) и объёмов системной гемодинамики (СГД).

ГЛАВА 4

ТЕХНОЛОГИИ КОНТРОЛЯ ГЕМОДИНАМИКИ И СОСТАВА ТЕЛА.

Напомним. Для разработки технологии оценки и мониторного контроля объёмов водных секторов **ОВС** и системной гемодинамики человека **СГД,** уже были решены следующие основные задачи.

1. Обоснован выбор электрического метода измерения и выбор компонент полного импеданса, необходимых для расчёта требуемых физиологических характеристик (см. раздел 1.2).

Показано, что для биоимпедансного анализа ОВС и СГД, целесообразно использовать тетраполярный метод измерения в разветвлённом варианте его применения, а также фокусирующий метод для дополнительного контроля органной гемодинамики. В частности, необходимо измерение величины импеданса **Z**, активного сопротивления - **R**, ёмкостного сопротивления - **Xc,** индуктивного сопротивления - **XL** и фазовых углов - φ_Z и - φ_C.

Для контроля объёмов водных секторов, измерительный прибор (комплекс) должен обеспечивать инструментальную возможность проведения спектрального анализа, в широком диапазоне частот, от 5 кГц до 500 мГц, не менее чем на 5 - ти частотах.

2. Обоснована локализация активных зон измерения импеданса биообъекта, благодаря оптимальному выбору параметров электродной системы: мест наложения, форм и размеров электродов, а также взаимных расстояний между токовыми и потенциальными электродами (см. раздел 2.1).

Анализ состава тела человека и системной гемодинамики, должен проводиться в соответствии с разработанной технологией формирования активных зон измерения, включая принципы суперпозиционного формирования центральных (закрытых) областей измерения (см. раздел 2.2).

При наложении электродов на голову, на запястья рук и на щиколотки ног, производится контроль гидро и гемодинамики 6-ти периферических регионов и 2-х центральных, включающих в себя весь системный и лёгочный круги кровообращения (т.е. всего тела человека).

3. Обоснован выбор модели, более точно отражающей структуру БО и учитывающей реальные характеристики и информативные параметры (см. раздел 3.2).

Заданы граничные условия, обеспечивающие корректность проведения измерений, для выполнения закона Ома и проведения точных расчётов. В частности, обоснована необходимость измерения антропометрических и электрофизических параметров исследуемого участка БО.

Получены уравнения оценки гидро и гемодинамики (3.16) биообъекта с гетерогенной структурой, содержащие функциональные коэффициенты и константы: анизотропные, морфологические и антропометрические, позволяющие, **методом итерации,** проводить расчёт объёмов водных секторов - ($V_{ОЖ}$,$V_{ВЖ}$,$V_{КЖ}$) всех регионов тела человека, с достаточной, для медицинской диагностической практики точностью [95, 96].

4. Получены алгоритмы расчёта характеристик ОВС (раздел 3.3).

5. Получены алгоритмы расчёта характеристик СГД (раздел 3.4).

Резюме. Разработка гетерогенной модели показала, что **оценка объёмов водных секторов (ОВС) является основной частью технологии контроля системной гемодинамики человека (СГД)**, т.к. ОВС является статической компонентой уравнения гемодинамики биообъекта (3.16).

4.1. Технология оценки объёмов водных секторов.

Задачи технологических разработок.

Для дальнейшей разработки технологий оценки объёмов водных секторов **ОВС,** необходимо решить **следующие задачи** [97, 98].

1. Разработать **полную эквивалентную схему** замещения регионов биообъекта дискретными элементами.

2. Исследовать **дисперсионные свойства тканей** БО 4-х фазной структуры, для оценки ОВС и СГД.

3. Разработать **новую технологию** определения более точных значений активных и реактивных компонент импеданса, **путём экстраполяции** этого диапазона до **0** Гц и до ∞, по данным измерений в диапазоне частот от 5 до 500 кГц.

4. Разработать **новую технологию -** для определения фазового угла комплексной **проводимости**, более точно отражающего состояние клеточных тканей организма и определяющего уровень общей работоспособности пациента и активности обмена веществ [48]. Традиционный метод определения фазового угла комплексного **сопротивления** - менее информативен.

Для разработки технологии контроля системной гемодинамики человека - **СГД**, необходимо решить **следующие задачи**.

1. Исследовать возможность оценки величины пульсового кровотока **путём интегрирования,** за полный цикл нативной реограммы (для периферии), или за время изгнания крови из сердца (для центра), а не по **амплитуде** реограммы или диффреограммы, как это принято сейчас.

2. Систематизировать **абсолютные и удельные параметры** измерения объёмов (размерностей), для сопоставления объёмных показателей гидро и гемодинамики, а также оптимизировать физиологические показатели **контурного анализа** пульсового кровотока, по их информационной значимости.

3. Обеспечить возможность регистрации **"истинных"** (неискажённых), нативных реограмм и исключить погрешности при их регистрации, путём расширения спектра, т.е. фильтрации сигнала от "0" Гц.

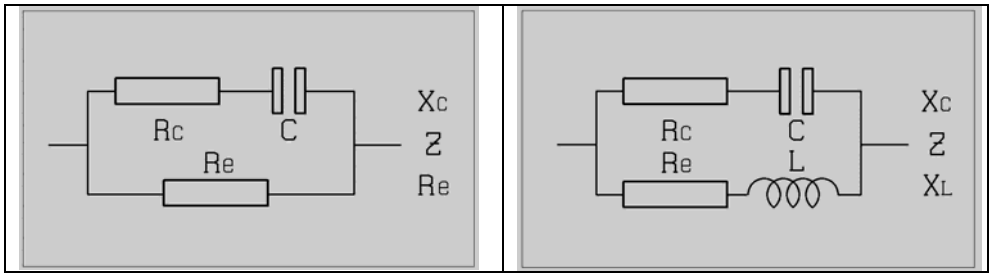
4.1.1. Полная эквивалентная схема замещения регионов.

Традиционная эквивалентная схема (**ЭС**) замещения биообъекта дискретными элементами (рис. 4.1.а), состоит из следующих компонент:

Re - активное сопротивление внеклеточной жидкости (Ом),

Rc - активное сопротивление (Ом) непроводящих мембран и

C - ёмкость мембран внутриклеточной жидкости с реактивным сопротивлением - **Xc** (Ом).



а). б).

Рис. 4.1. а). Традиционная эквивалентная схема замещения и б) **новая, полная** эквивалентная схема замещения БО.

В результате анализа и проведённых исследований (см. раздел 4.1.2), в эквивалентной схеме замещения, распределённых по объёму биообъекта электропроводных тканей, с различными электрическими

характеристиками, была выявлена **4-я компонента** - индуктивность тканей - **L**, возникающая, в основном, за счёт влияния магистральных сосудов [75, 98].

Полная эквивалентная схема биообъекта (IN-VIVO), дополнительно содержит индуктивность сосудистого русла - L, с реактивным сопротивлением - XL.

Напомним. Реактивное индуктивное сопротивление импеданса – **XL** (Ом), равно $X_L = \omega \cdot L$, где: $\omega = 2\pi \cdot F$ - круговая частота, **L** - индуктивность (в Генри). При повышении частоты тока, реактивное сопротивление индуктивности **XL** - возрастает.

Индуктивное сопротивление создают магистральные сосуды, не обязательно имеющие форму спирали. Сопротивление **XL** находится в последовательной цепи, с сопротивлением **Re**, обусловленным объёмом ВЖ. При большой величине Re, например, для руки (**Re** > 200 Ом), влияние **XL** мало заметно (**XL** = 2 Ом).

Однако, при измерении объёма пульсового кровотока центральной области, для торакального или аортального региона, когда **Re** < 20 Ом, влияние **XL** становится весьма существенным (особенно на частотах выше 500 кГц). Также заметим, что при расчёте, например, СВ по Кубичеку в соотношении (1.30.а) импеданс - в квадрате, и соответственно, при неверном измерении - **Re,** погрешность возрастает в 2 раза.

Анализ литературы выявил единодушное мнение, что **в теле человека** и в традиционной эквивалентной схеме, **индуктивности - нет**. Такое мнение связано со следующим. При регистрации ЭКГ, в частотном диапазоне до 100 Гц, индуктивность (небольшой величины) себя не проявляет, в силу ничтожности её величины (тысячные доли процента). При регистрации реограмм, обычно в частотном диапазоне до 100 кГц, индуктивное сопротивление также незаметно, т.к. обычно не превышает 1- 2 %.

Развитие методов спектроскопии, для определения объёмов жидких фракций, показало необходимость измерений на частотах 500 - 1000 кГц и выше. На этих частотах реактивное сопротивление индуктивности величиной 1 - 5 mkH (микроГенри) становится ощутимой. Заметим, что длина проводника 10 см имеет индуктивность L ≈ 0,1 mkH.

Примечание. Индуктивность является электромагнитной константой. В любом проводнике, в котором протекает электрический ток, по закону Фарадея, есть магнитное (вихревое) поле. Однако, индуктивная составляющая, проявляет себя только на высоких частотах, когда её реактивное сопротивление становится сопоставимым с величинами **RC** и **RE**.

4.1.2. Дисперсионные свойства тканей.

Графическая дисперсионная зависимость импеданса **Z** от частоты (традиционная), впервые была показана в 1955 году Snhwan H.P. [111. . .113] и в дальнейшем использовалась [55, 97, 98, 117] для расчёта объёмов внеклеточной (ОВЖ / VEF) и клеточной жидкости (ОКЖ / VCF).

Представленная на рис. 4.2. графическая зависимость (Schwan H.P.), была получена методом моделирования (экстраполяции) [98]. Она полностью совпадает с оригиналом, полученным биполярным и тетраполярным методами измерения "мускульной" ткани **IN-VITRO**, "в пространстве внеклеточной жидкости" [112]. На рис. 4.2. видны три области дисперсии, в диапазоне от 100 Гц до 100 мГц. Также выделен максимально возможный диапазон **инструментальных измерений, в пределах от 5 до 500 кГц (in - vivo).**

1. Область α - дисперсии, образована переходом "электрод - ткань" (**Rk** и **Ck**) при биполярном методе измерения. При измерении тетраполярным методом, она практически не проявляется.

2. Область β - дисперсии, образована ёмкостью клеточных мембран **C**, а также активными сопротивлениями клеточной **RC** (КЖ) и внеклеточной **RE** (ВЖ) жидкостей. Она изменяется от величины **RE** до величины параллельного соединения сопротивлений **RE** || **RC**, т.е. сопротивления общей (суммарной) жидкости **RS** (ОЖ).

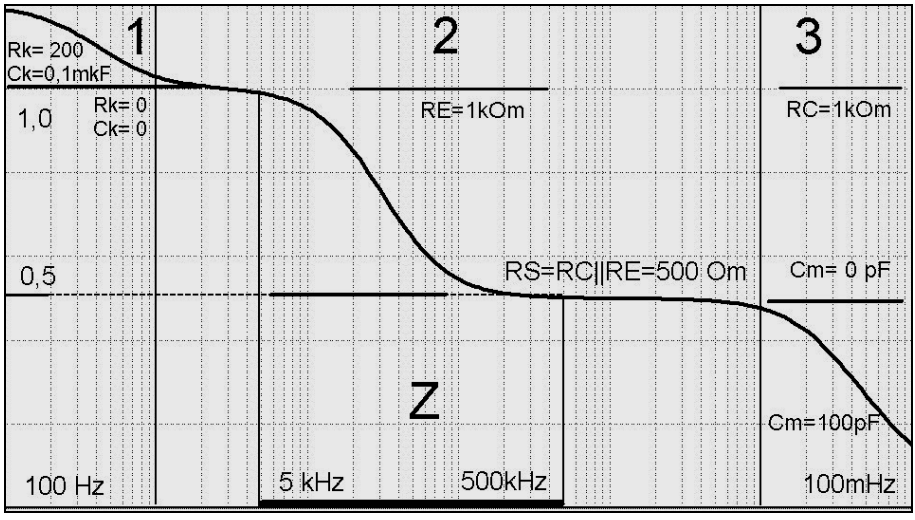
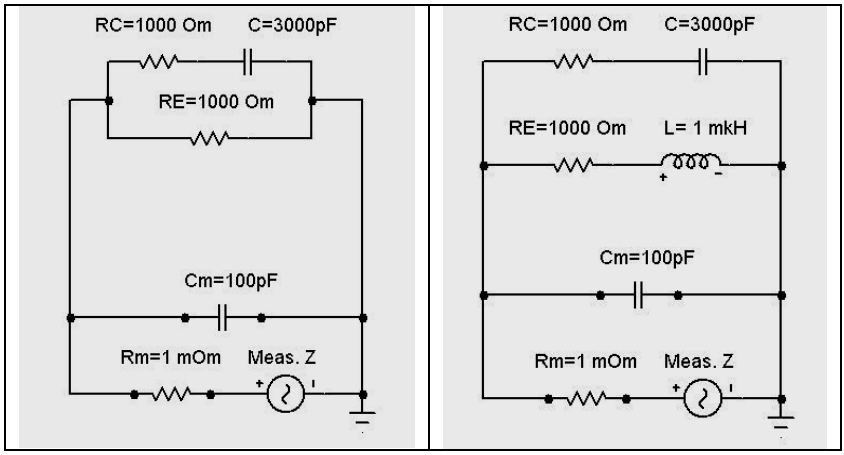


Рис. 4.2. Дисперсионная зависимость импеданса **Z** от частоты для традиционной ЭС (аналог Schwan H.P).

3. Область **γ** - дисперсии, образована ёмкостью пациента, т.е. конденсатора **Cm**, состоящего из пластин электродов с заполнением тканью с диэлектрической постоянной "**ε**", а также ёмкостью измерительных цепей кабеля и измерительной аппаратуры.

Заметим, что импеданс **Z** уменьшается с ростом частоты, при **Cm** = 100 pF, а при **Cm** = 0 остаётся на уровне **RS**.



а). б).

Рис. 4.3. Подключение а) традиционной и б) полной эквивалентной схемы замещения БО, при биполярном методе измерения.

На рис. 4.3. представлены конкретные примеры эквивалентных схем (**ЭС**) замещения тканей с распределёнными параметрами их дискретными элементами по Schwan, справедливые для измерений, проводимых **IN-VITRO**.

Обратим внимание на то, что при измерениях на человеке **IN-VIVO**, во всех регионах есть магистральные сосуды и поэтому **ЭС** содержит индуктивную компоненту. В конечностях, и особенно в трансторакальной области, наблюдается значительное количество сосудов, удельное сопротивление которых существенно превышает сопротивление окружающих тканей. Длина артериального сосудистого русла человека, по данным литературы [105], превышает несколько километров.

По данным измерений, диапазон изменений индуктивной компоненты равен **L ≈ 1,0 . . . . 80 mkH.**

На рис. 4.4. представлены частные модификации ЭС - **для различных частот**.

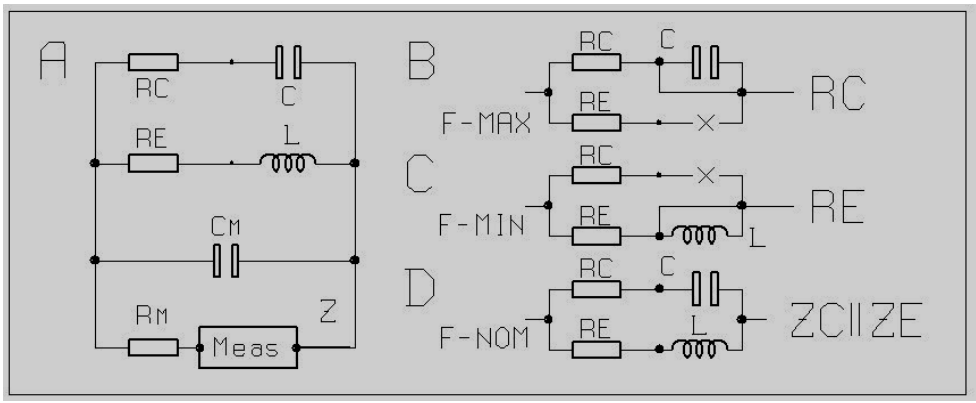


Рис. 4.4. Новая ЭС a) для измерений IN-VIVO**,** b) преобразованная для измерений на высокой частоте, c) на низкой частоте, d) на средней (номинальной) частоте.

Обозначения: **Z** – полный импеданс всей ЭС на входе измерителя (Meas. Z), с входным сопротивлением – **Rm** (> 1 мОм), с ёмкостью кабеля и электродов **Cm** = 20 - 100 pF;

ZC - полный импеданс цепи, образованный активным сопротивлением **клеточной жидкости** - RC, и ёмкостью клеточных мембран - **C**;

ZE - полный импеданс цепи, образованный активным сопротивлением **внеклеточной жидкости** – **RE** и индуктивностью магистральных сосудов – **L**.

Ёмкость – **Cm** является "артефактной" ёмкостью проводников кабеля и отчасти тела пациента.

На рис. 4.4.a видно, что последовательно с сопротивлением внеклеточной жидкости - **RE** включена индуктивность **L**, реактивное сопротивление которой с повышением частоты, может возрастать от нуля до бесконечности.

При измерительной частоте **F** - MAX (>> 500 кГц) измеряется величина, равная активному сопротивлению **RC** (сверху рис. 4.4.B).

При измерительной частоте F - MIN (<< 5 кГц) измеряется величина, равная активному сопротивлению **RE** (середина рис. 4.4.C).

При номинальных (измерительных) частотах F - NOM (5 – 500 КГц) измеряется импеданс 2-х параллельных цепей **ZC** и **ZE** (внизу), т.е. величина **Z** всей **ЭС,** (снизу рис. 4.4.D).

Графическая дисперсионная зависимость для полной ЭС представлена на рис. 4.5. Данная зависимость получена методом экстраполяции частоты от 100 Гц до 5 гГц. Величины: **L** = 1 mkH и **Cm** → 0.

На рис. 4.5. видна добавленная область экстраполяции – **4**. Аналогично графику, на рис. 4.2. видна зависимость величины **RC** от частоты. При входной ёмкости измерителя импеданса - **Cm** = 100pF, после частоты выше 500 кГц (внизу) и далее до 10 мГц, величина **RC** → **0**.

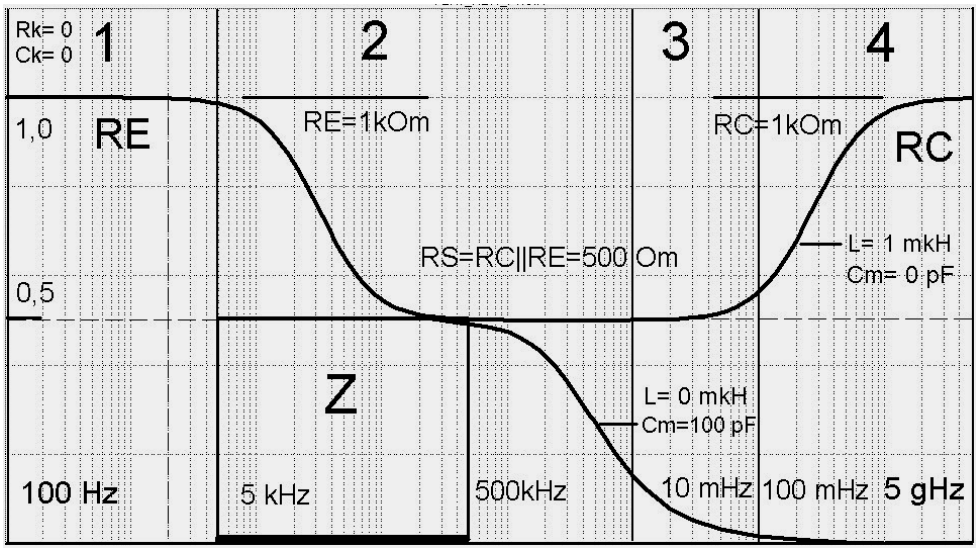


Рис. 4.5. Дисперсионная зависимость импеданса **Z** от частоты для **полной ЭС.**

Величина **Z** поднимается до "полочки" на уровне – **RC** (сопротивления клеточной жидкости КЖ), при **Cm** = 0 pF и **L** = 1 mkH. Причём, чем меньше величина - **L**, тем выше должна быть максимальная частота экстраполяции **F** – MAX (до 5 **гГц**).

Отчётливо видна 2-я "полочка" слева на уровне – **RE** (сопротивления ВЖ). "Полочка" во 2-й и 3-й областях соответствует уровню – **RS** (сопротивлению ОЖ), т.е. параллельному соединению **RE** и **RC**, показанному на **ЭС.**

Традиционный метод определения величин компонент ЭС и дальнейшего построения годографа - графика Z = f (F) заключается в следующем.

1. Производится измерение полного импеданса **Z** на **низкой** частоте, которая обычно равна примерно 5 кГц и его значение принимается равным величине - **RE**, т.е. сопротивлению внеклеточной (ВЖ) жидкости.

2. Производится измерение полного импеданса - **Z** на **высокой** частоте, которая обычно не превышает 500 кГц и его значение

принимается равным величине общей (ОЖ) жидкости - **RS**. Это сопротивление образуется параллельным соединением сопротивлений внеклеточной - **RE** и клеточной - **RC** жидкостей.

3. Сопротивление - **RC** клеточной (КЖ) жидкости определяется из формулы **параллельного** соединения **RS = RE || RC** (для объёмов ООЖ = ОВЖ + ОКЖ).

4. Для уточнения величин **RE** и **RC** производятся **многочастотные измерения** активной - **R** и ёмкостной - **Xc** компонент полного импеданса, например, на 30-ти частотах. Затем строится годограф и методом его апроксимации до оси + Re, определяются величины: **RE, RC** и угол **φ** .

Предлагаемый (классический) метод определения величин компонент ЭС и дальнейшего построения экстраполированного графика Z = f (F) заключается в следующем [97].

1. Производится измерение полного импеданса **Z** на многих частотах **Fn** (**n > 5**), причём, количество измерений должно быть **не менее количества компонент ЭС** и чем больше **n** - измерений, **тем точней результат**.

2. Решается система "**n**"- нелинейных уравнений (например, методом наименьших квадратов) и вычисляются величины **основных компонент ЭС**.

Дополнительно строится график зависимости импеданса от частоты и векторные диаграммы комплексного сопротивления - **Z**.

3. Затем производится расчёт величин активных сопротивлений **RE, RC** и **RS** и, соответственно. объёмов внеклеточной **ОВЖ**, клеточной **ОКЖ** и общей **ООЖ** жидкостей.

Примечание. Далее обозначения на рисунках и в тексте: Hz или Гц (Герц); kHz или кГц (килоГерц); mHz или мГц (мегаГерц); gHz или гГц (гигаГерц); pkF или пкФ (пикоФарада); mkF или мкФ (микроФарада); mkH или мкГн (микроГенри).

4.1.3. Определение компонент методом экстраполяции.

Новый метод определения величин компонент **ЭС** и последующего расчёта объёмов водных секторов тела человека, заключается в следующем.

1. Производится измерение полного импеданса **Z**, например, с помощью Анализатора "АВС-01-МЕДАСС", работающего на 31-й частоте (Wn), в диапазоне от 5 кГц до 500 кГц, или "Медицинского

Анализатора Гемодинамики (импедансного) МАГИ-01", работающего на 7-ми частотах [90. . .92].

2. Затем производится расчёт **5-ти** основных параметров ЭС: **Rc, Xc, Re, Xe** и **Cm.**

Заметим, что из ЭС можно получить 9 следующих уравнений:

1. $R_C = Z_{W\to\infty}$ **2.** $R_E = Z_{W\to 0}$ **3.** $X_C = -1/(W_N \cdot C)$

4. $X_E = W_N \cdot L$ **5.** $X_S = X_C + X_E$ **6.** $Z_C = \sqrt{{R_C}^2 + {X_C}^2}$

7. $Z_E = \sqrt{{R_E}^2 + {X_L}^2}$ **8.** $Z_W = (Z_C \cdot Z_E)/(Z_C + Z_E)$

9. $R_S = (R_C \cdot R_E)/(R_C + R_E)$

где: **Zc** и **Ze** - импедансы, соответственно верхней и нижней ветвей ЭС, а **Zw** – полный импеданс ЭС на различных частотах.

Решение 5-ти нелинейных уравнений (методом наименьших квадратов) [97], позволяет определить величины этих компонент, с достаточно высокой точностью, а также рассчитать производные характеристики по соотношению (4.1).

Величины измеренных полных импедансов **Z(Wn)**, для 5-ти компонент, равны следующему соотношению (4.1):

$$Z_W = \frac{\left[R_1^2 + \left(\frac{1}{W_N \cdot C}\right)^2\right] \cdot \left[R_2^2 + (W_N \cdot L)^2\right]}{\sqrt{\left\{R_1 \cdot \left[R_2^2 + (W_N \cdot L)^2\right] + R_2 \cdot \left[R_1^2 + \left(\frac{1}{W_N \cdot C}\right)^2\right]\right\}^2 + \left\{\left(\frac{1}{W_N \cdot C}\right) \cdot \left[R_2^2 + (W_N \cdot L)^2\right] + (W_N \cdot L) \cdot \left[R_1^2 + \left(\frac{1}{W_N \cdot C}\right)^2\right]\right\}^2}}$$

Примечание. Величины **Rc** и **Re**, являются экстраполированными значениями. Величина Rc для $W \to \infty$, а Re для $W \to 0$. Напомним, что чем больше используется количество измерительных частот, тем выше точность определения экстраполированных значений сопротивлений RE, RC и RS.

3. Затем производится расчёт объёмов внеклеточной ОВЖ, клеточной ОКЖ и общей ООЖ жидкостей.

Модель полной эквивалентной схемы замещения с экстраполяцией частотной зависимости, позволила рассмотреть основные влияния вышеуказанных компонент на результаты измерений.

Результатом разночастотных измерений импеданса являются только **две величины**:

- активное сопротивление **RE**, входящее в расчётную формулу ОВЖ

- активное сопротивление **RC**, входящее в расчётную формулу ОКЖ.

На рис. 4.6. представлены графики Z = f (F) для вариантов измерений 4-х основных компонент полной ЭС.

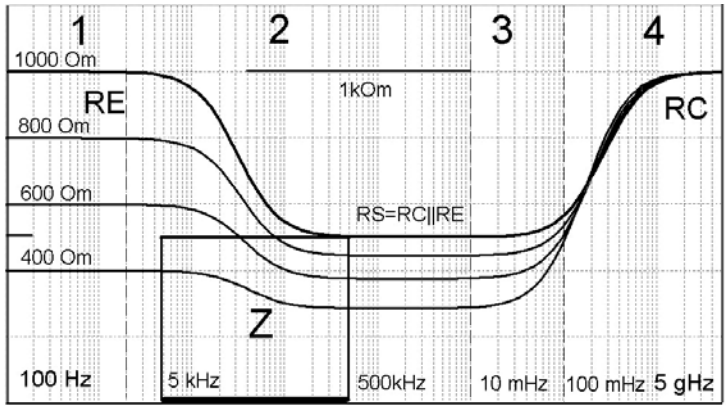


Рис. 4.6.а. Дисперсионные зависимости импеданса при изменении параметров полной ЭС - **компоненты RE**, при компонентах RC, C и L = const.

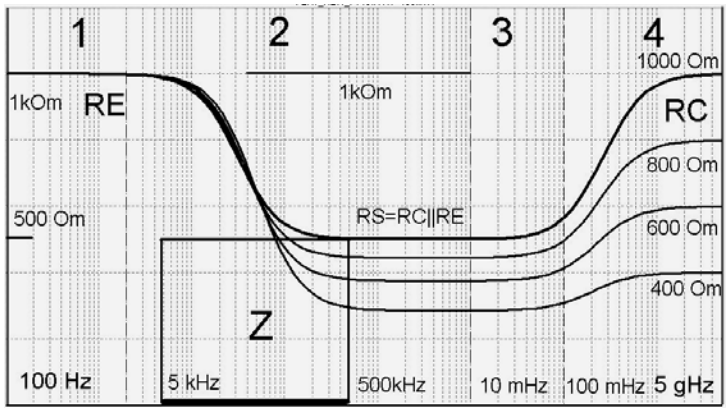


Рис. 4.6.б. Дисперсионные зависимости импеданса, при изменении параметров полной ЭС - **компоненты RC**, при RE, C и L = const.

Анализ этих зависимостей показал, что при уменьшении сопротивления внеклеточной жидкости **RE** (400, 600, 800 и 100 Ом) пропорционально уменьшается суммарное сопротивление **RS**, **не оказывая влияния на расчётную величину RC** (рис. 4.6.а).

Аналогичная зависимость получена при вариации величины сопротивления клеточной жидкости RC. При уменьшении сопротивления клеточной жидкости **RC** (400, 600, 800 и 100 Ом), пропорционально уменьшается суммарное сопротивление **RS**, **не оказывая влияния на расчётную величину - RE** (рис. 4.6.б).

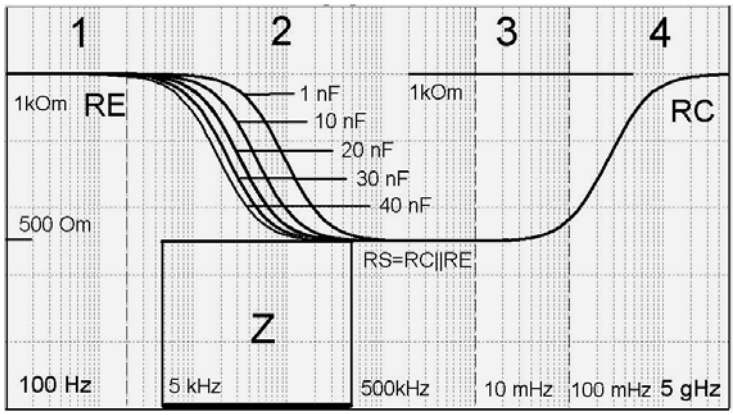


Рис. 4.7.а. Дисперсионные зависимости импеданса Z при изменении параметров полной ЭС - **ёмкости C**, при RE, RC и L = const.

Влияние величины клеточной ёмкости **C**, от 1 до 40 nF, показано на рис. 4.7.а. При увеличении ёмкости - **C**, область β - дисперсии смещается влево, но **на результаты расчёта величин RE и RC не влияет.**

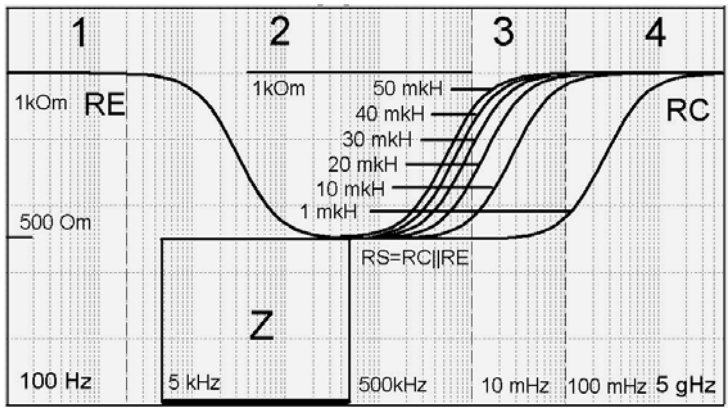


Рис. 4.7.б. Дисперсионные зависимости импеданса Z, при изменении параметров полной ЭС - **индуктивности L**, при RE, RC и C = const.

Влияние индуктивной компоненты - **L**, величиной от 1 до 50 mkH (мкГн), показано на рис. 4.7.б.

При увеличении индуктивности **- L,** область **β -** дисперсии смещается вправо, но **на результаты расчёта величин RE и RC это не влияет**.

На рис. 4.8. показано (выделено) поведение дисперсионной зависимости на максимальной, реально измеряемой, частоте 500 КГц, на которой и определяется величина RC **по традиционному методу**.

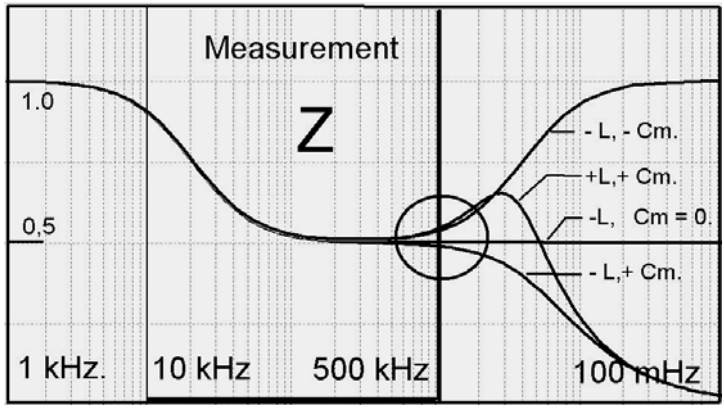


Рис. 4.8.а. Влияние ёмкости Cm и индуктивности L, на границе области измерений, при **См = var**, L = 20 мкгн или = 0 (- L).

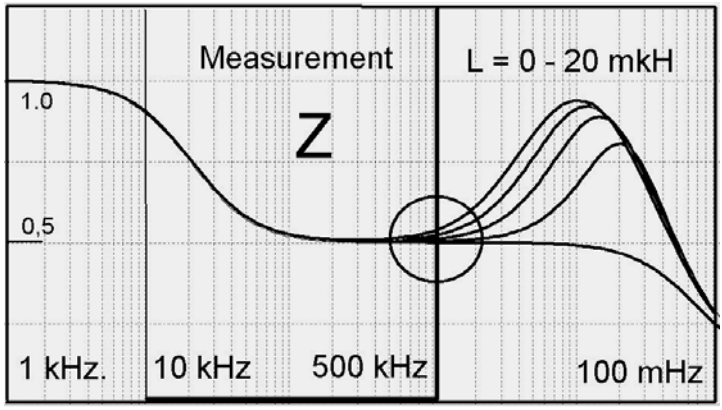


Рис. 4.8.б. Влияние ёмкости Cm и индуктивности L, на границе области измерений при L = var, См = 10 пкф (const).

Из графиков видно, что индуктивность - **L** приводит к повышению значения величин импеданса, а артефактная ёмкость измерительного

прибора - **Cm занижает результаты измерений на высоких частотах.** Это существенно влияет на точность вычислений активных сопротивлений **RE** и **RC** в традиционном методе, особенно междуэлектродная ёмкость - **Cm** .

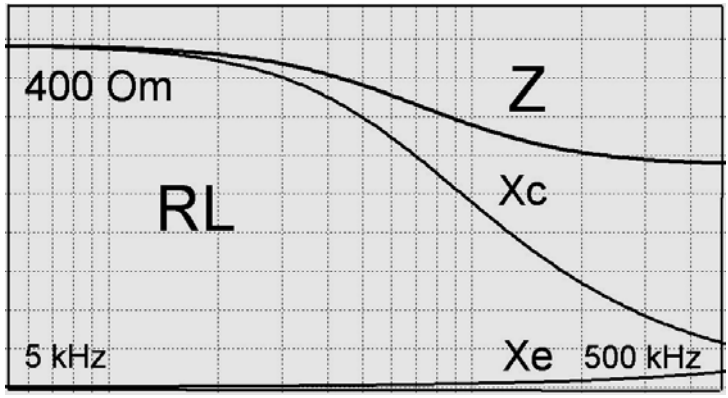


Рис. 4.9.а. Зависимость импеданса Z для отведения - RL.

Для сопоставления традиционного метода (апроксимации годографа) и прадлагаемого классического метода (экстраполяции), **были проведены экспериментальные исследования** на практически здоровых добровольцах, различных конституциональных групп. Измерения проводились с помощью приборов "АВС-01" и "МАГИ-01" (см. раздел 5.1).

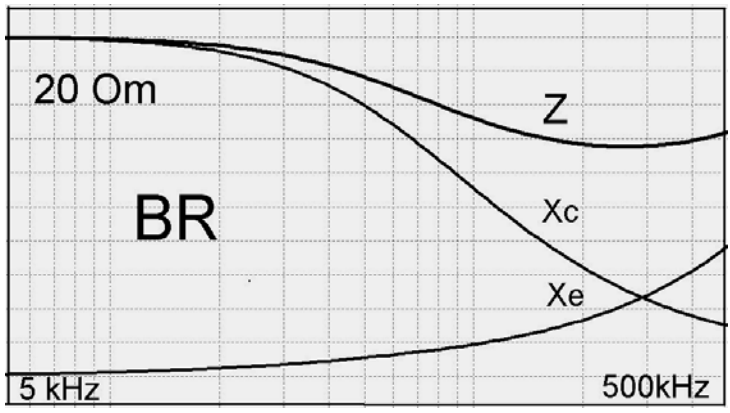


Рис. 4.9.б. Зависимость импеданса Z для отведения - BR.

Примечание. Новый метод экстраполирует величину **RE** на "нулевую" частоту ($\omega \rightarrow 0$). На рис. 4.8.б, область низких частот показана только до 1 кГц. При новом методе, решение экстрапо-

лируемых уравнений существенно снижает “удельный вес” погрешностей и на высоких частотах (т.к. $\omega \to \infty$).

Наиболее интересно поведение дисперсионной зависимости в области реальных измерений на низких и высоких частотах (5 – 500 кГц), представленных на рис. 4.9. для 2-х отведений.

После наложения токовых и измерительных электродов на запястья рук, щиколотки ног и голову, производились измерения импеданса различных регионов тела человека: рук – **RS** и **LS**, ног – **FP** и **NP**, головы - **ES**, торса - **TR**, аортального - **BR**, абдоминального – **AR** и других регионов [97]. Вышеприведённые зависимости (рис. 4.9, для 2-х отведений), получены на основе классического метода съёма амплитудно-частотных характеристик (АЧХ) измерений импеданса Z, в основном диапазоне от 5 до 500 кГц и дальнейшего расчёта по соотношению (4.1).

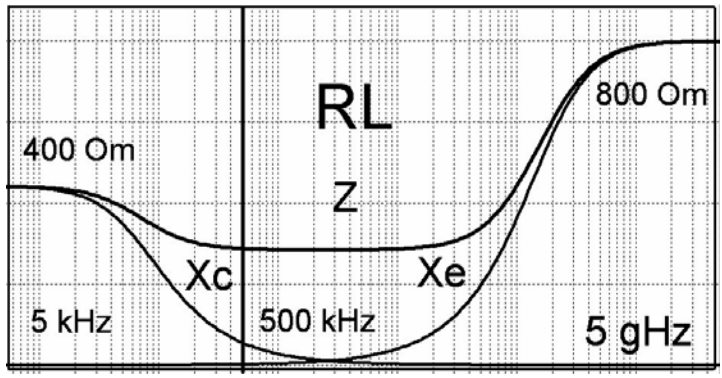


Рис. 4.10.а Зависимость импеданса Z для отведения - RL.

На рис. 4.10.а видна зависимость импеданса Z = f (F), ёмкостного Xc = f (F) и индуктивного Xe = f (F) сопротивлений, для отведения - RL, от левой до правой руки.

На рис. 4.10.а видна зависимость импеданса Z = f (F), ёмкостного Xc = f (F) и индуктивного Xe = f (F) сопротивлений, для аортального отведения - верхней части грудной клетки BR = RL - RS - LS. Сверху - от 5 кГц до 500 кГц, внизу - до 5 гГц.

Таким образом **классический метод** определения величин компонент ЭС, позволяет **более точно** определить параметры полной **ЭС** и в частности: активное сопротивление **RE** и сопротивление **RC.**

Заметим, что значения активных компонент производится по данным измерения импеданса Z, без разделения импеданса на активную - R и реактивную - Xc составляющие. Исключаются инст-

рументальные погрешности, особенно высокие для канала **измерения реактивной компоненты Xc,** на частотах более 300 кГц.

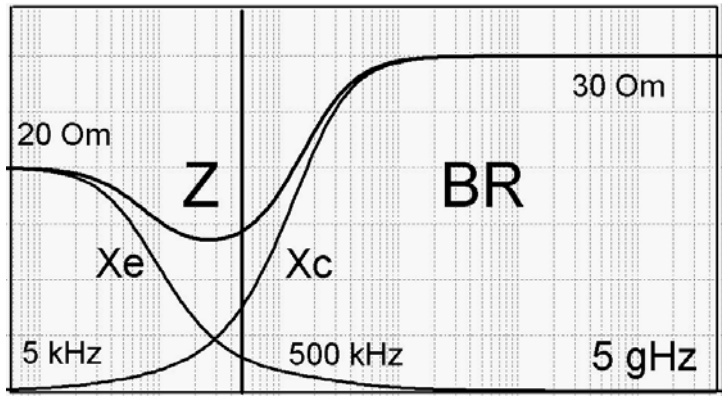


Рис. 4.10.б Зависимость импеданса Z для отведения - BR.

В Приложении 5. представлены дисперсионные зависимости компонент импеданса RE, RC и RS от частоты, всех регионов тела человека, для определения ОВЖ, ОКЖ и ООЖ (методом экстраполяции).

Следует обратить внимние, что в отведениях EP, ES, RS, FP, RL, CR и даже AR, за областью диапазона "рабочих" частот, от 5 до 500 кГц, наблюдается "полочка" значений импеданса равного ES. Следовательно, влияние индуктивной компоненты ещё не проявляется.

Только в отведении BR видно влияние индуктивной компоненты (образованной мощными магистральными сосудами), превосходящее влияние тканей, содержащих в основном, ткани с клеточной структурой. Кстати, проведённые экспериментальные измерения показали наличие индуктивной компоненты во всех регионах, величины которых находились в диапазоне **от 1,0 до 80 mkH.** Тем не менее, в отведении AR (абдоминальном) индуктивность в 80 мкГн (образованная сосудами) шунтируется превосходящей массой остальных тканей. Следовательно для определения величины сердечного выброса крови, наилучшим образом подходит измерение в активной зоне верхней части грудной клетки - аортальном (BR), но при этом требуется учитывать влияние индуктивной компоненты.

Резюме.

1. Традиционная ЭС, при измерениях **IN-VIVO**, должна быть дополнена индуктивной компонентой – **L**.

2. Учёт индуктивности позволяет применить метод экстраполяции при проведении дисперсионного анализа, для более точного определения величин 2-х основных компонент эквивалентной схемы: **Re** и **Rc.**

3. Полная ЭС позволяет, путём экстраполяции, рассчитывать основные параметры компонент **RE** и **RC**, для оценки ОВЖ и ОКЖ, путём измерения импеданса на многих частотах и с более высокой точностью.

4. Графическое представление экстраполированных зависимостей, позволило проанализировать и показать характерные изменения всех компонент полной ЭС. В частности - влияние **RE** и **RC** на импеданс **Z** и влияние **C** и **L** на область дисперсии.

5. Максимальное влияние оказывает индуктивная компонента в аортальном отведении - **BR**, где определяется СВ левого желудочка сердца (см. раздел 6.3).

4.1.4. Фазовый угол, как параметр оценки состава БО.

В разделе 4.1.2. был упомянут традиционный метод определения сопротивлений внеклеточной - **Re** и клеточной жидкости - **Rc**, путём проведения разночастотных измерений активной и ёмкостной компонент импеданса, с последующей апроксимацией данных, путём построения годографа [55].

В работе "Применение БИА для оценки состояния органов при трансплантации" [22], приведены некоторые акценты, относительно метода БИА. **«** Применение метода многочастотного биоимпедансного анализа (BIA), для оценки состояния трансплантанта и обоснования прогноза приживаемости, известно в отечественных публикациях с 30-х годов. Б. Тарусов в предвоенные годы разработал, запатентовал [71], и внедрил методику оценки приживаемости трансплантанта роговицы, по величине отношения импедансов на частотах 1000 и 5 кГц. За рубежом эти работы остались незамеченными, и первой вехой применения многочастотной биоимпедансометрии, принято считать работы A.Thomasset 1962 года [117]. Тем не менее, интерес к проблеме постоянно возрастает, т.к. объем операций трансплантации органов велик, а спектр применения технологий биоимпедансного анализа расширяется: от контроля липидного обмена до импедансной томографии и управления движением роботов. . . . Живые ткани в состоянии ишемии изменяют спектральную ширину дисперсии электрического импеданса. Этот параметр часто игнорируется в предпочтение другим, таким, как центральная частота или удельное сопротивление на малых частотах . . . . . Авторами предлагается биоимпедансное исследование в качестве эффективного метода для определения статуса почки перед трансплантацией . . . **».** И далее, по поводу фазового угла сказано следующее **«** В графике Найквиста горизонтальная ось – активное сопротивление, вертикальная ось – реактивное, оба результа-

та, как моделируемый, так и экспериментальный, дают полуокружности, но в случае реальных данных - центр смещен от горизонтальной оси. Этот феномен обычно описывается как "**сдавленные полуокружности**" ».

В 1940 году Cole [118, 119] ввел математическое выражение, способное описать обнаруженные экспериментально "сдавленные полуокружности"

$$Z = \mathrm{R}_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + (\mathrm{j}w\tau)^{\alpha}}$$

где **Z** - значение импеданса на частоте **ω**, **j** - мнимая единица, $\mathbf{R}_{\infty}$ - импеданс на бесконечно высокой частоте, $\mathbf{R_0}$ - 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 **α** = 1 и дисперсия расширяется при **α**, стремящимся к малым величинам, нормальное значение для живых тканей около 0,8.

Тем не менее, не ясно понимается физическое значение **α**. В случае **α** < 1 большинство авторов полагает, что это « вызвано разнообразием размеров клеток и их форм в живой ткани ». В качестве объяснения также было предложено наличие митохондрий и других элементов клеточной структуры.

На рис.4.1.а, показана традиционная эквивалентная схема БО для гомогенной модели. В соответствии с формулами K.Z.Cole [118, 119] и традиционной эквивалентной схемой замещения, полный импеданс **Zs** всей цепи **Re, Rc, Xc**, равен:

$$Z = R_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + (j \cdot w \cdot \tau)^{a}} \qquad \text{или}$$

$$Z_{W=0} = R_S + \frac{R_E - R_S}{1 + 0} = R_E \quad \text{или}$$

$$Z_{W\to\infty} = R_S + \frac{R_E - R_S}{1 + \infty} = R_S$$

где: Rs = (Rc · Re) / (Rc + Re) или Rc = (Re · Rs) / (Re - Rs); обозначения $Z_{W=0}$; $Z_{W\to\infty}$; R_{∞}; R_S; R_E; R_0 в тексте [118].

Соответственно, данные измерений, по традиционной технологии, требуют уточнения с помощью векторной диаграммы комплексного сопротивления Z (годография).

Однако, современный уровень развития измерительной техники и возможности "компьютеризации", при обработке физиологических сигналов, позволяет повысить достоверность и точность определения искомых объёмов жидких фракций [97].

Рассмотрим поведение активного сопротивления внеклеточной ткани - Re, ёмкостного сопротивления Xc и фазовых углов φ_Z и φ_C.

Годографы строятся по данным измерений. Реальный (инструментальный) диапазон измерений ограничен снизу 5 - 10 кГц и сверху 300 - 500 кГц.

Представленные на рис. 4.11. . . 17. годографы, полученные методом моделирования и частотной экстраполяции, могут быть построены от НЧ = 0 Гц до ВЧ = 5000 мГц, т.е. практически до ∞.

На ниже приведённых примерах (рис. 4.11) для сравнения (пунктиром) показан идеальный годограф в диапазоне частот от 5 кГц (НЧ) до 500 кГц (ВЧ). По вертикальной оси даны нормированные величины реактивного сопротивления, где ёмкостное сопротивление **X / Xm**, является отношением текущего значения – **X**, к максимальному – **Xm.**

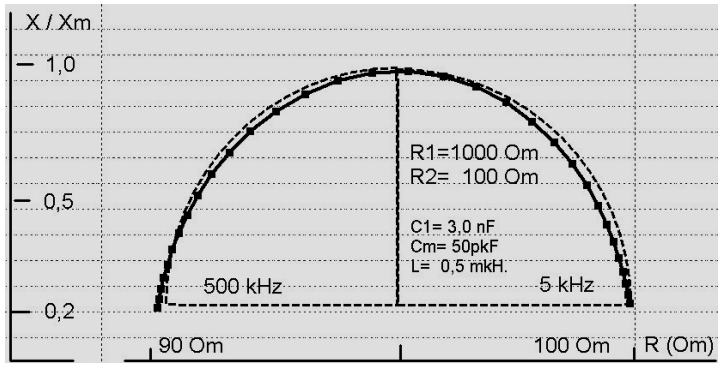


Рис. 4.11.а. Годограф при **Re** (R1) >> **Rc** (R2).

Обозначения на годографах: **R1 = Re** - сопротивление внеклеточной жидкости; **R2 = Rc** - сопротивления клеточной жидкости, Cm - «артефактная» ёмкость, L – индуктивность, с реактивным сопротивлением - X_L.

1. **Влияние** взаимных соотношений ВЖ и КЖ, в различных регионах БО. Годограф на рис. 4.11.а, идеальный, т.к. в норме сопротивление внеклеточной жидкости – **Re**, значительно меньше сопротивления клеточной – **Rc**, например, при измерении руки – **Rs** или ноги - NP (R1 = 1 кОм, R2 = 100 Ом).

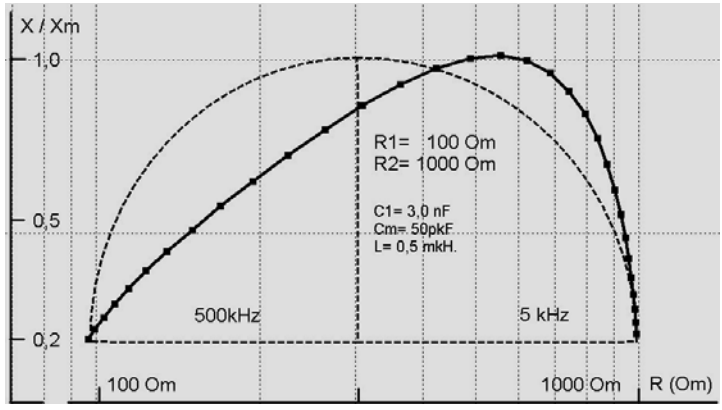


Рис. 4.11.б. Годограф при **Re** (R1) << **Rc** (R2).

Годограф на рис. 4.11.б, смещён в сторону низких частот (НЧ), за счёт увеличения проводимости клеточных мембран, что может наблюдаться, например, при измерении в абдоминальном регионе - AR или торсе – TR (R1 = 100 Ом, R2 = 1 кОм).

2. Влияние сопротивления - **Re** (объёма ВЖ) и соотношения **Re / Rc** (объёма ВЖ / КЖ, в различных регионах БО).

Из рис. 4.12.а, видно, какую форму приобретает годограф, при вариации сопротивления - **Re** от 100 до 500 Ом, при остальных неизменных: Rc = 250 Ом, C = 5,0 нФ (нанофарад), **C** = 1 пкФ (пикофарад), L = 0,001 мкН (микрогенри).

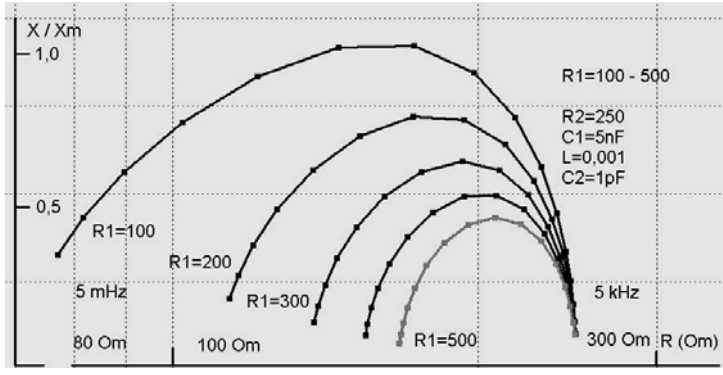


Рис. 4.12.а. Изменение годографа при Re = VAR.

Годограф "выправляется" когда сопротивление ВЖ становится в 2 - 3 раза больше КЖ (и соответственно ОЖ). Эти графики показывают, насколько сложна апроксимация традиционным способом, для точного нахождения величин **Re** и **Rc.**

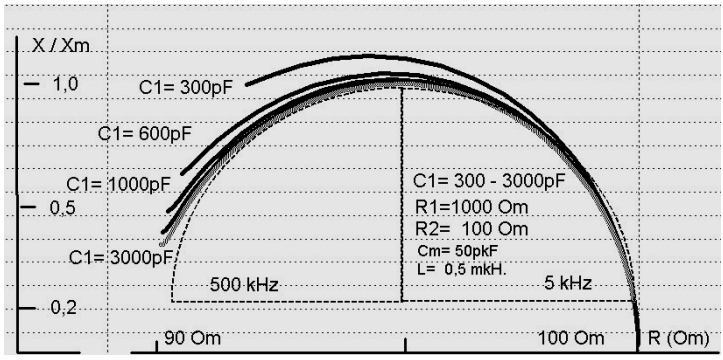


Рис. 4.12.б. Изменение годографа при **C1** = VAR.

На рис. 4.12.б, видно, что суммарная ёмкость мембран клеточной жидкости влияет на годограф в области ВЧ. Большая ёмкость (3000 пкФ), с малым сопротивлением на ВЧ, уменьшает общее сопротивление последовательной цепи Rc - Xc. Маленькая ёмкость (300 пкФ), с большим сопротивлением на ВЧ, увеличивает общее сопротивление цепи Rc - Xc и годограф заканчивается, не опускаясь до нуля.

3. Влияние "артефактной" ёмкости **– Cm** (прибора) и индуктивности **- L** .

При измерениях на ВЧ, более 300 кГц, на форму годографа оказывает влияние "артефактная" ёмкость входных цепей измерителя БИА - Cm. (порядка 25 - 35 pF пкФ).

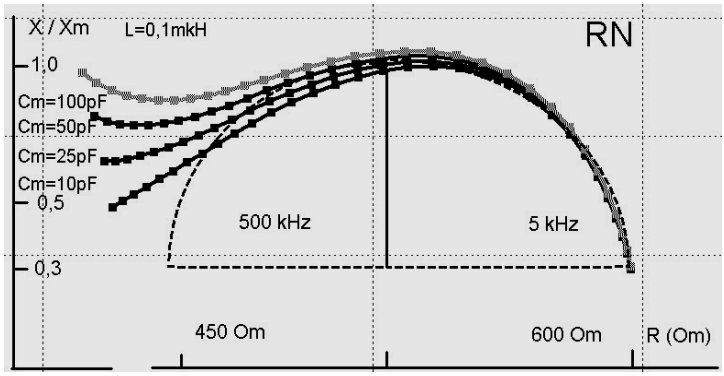


Рис. 4.13.а. Изменение годографа при **Cm** = VAR.

На рис. 4.13.а. показано наиболее часто встречающееся искажение годографа. Из графика видно, что ёмкость Cm изменяется от 10 до 100 пкФ, и чем больше величина - Cm, тем больше величина

погрешности. При расчёте погрешность вносится в величину ёмкостного сопротивления - **Xc**, активного сопротивления – **Rs**, активного сопротивления внеклеточной жидкости - **Re,** активного сопротивления клеточной жидкости - **Rc** и реактивного (ёмкостного) сопротивления – **Xc**.

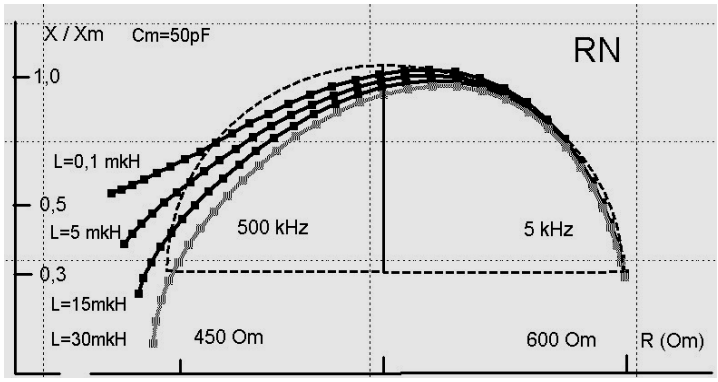


Рис. 4.13.б. Изменение годографа при **L** = VAR.

На рис. 4.13.б. видно, что при изменении индуктивности от **L** = 0,1 mkH (конечности) до **L**=30 mkH (аортальной области), реактивное сопротивление, на частоте 500кГц, изменяется в 2 раза, т.е. уменьшается ≈ 0,3. . .0,6.

Таким образом, при измерении объёмов жидкости в центральном регионе, индуктивную компоненту необходимо учитывать. Практические измерения подтвердили результаты моделирования. Моделирование векторной диаграммы комплексного сопротивления **Z** (годографа), позволило проанализировать наиболее характерное поведение годографа при вариации 4-х основных компонент эквивалентной схемы **- Re, Rc, L, Cm,** и выявить, наиболее часто наблюдаемые, погрешности метода БИА.

4. Также было промоделировано **влияние** диапазона применяемых средств измерения на поведение годографа, в частности, на феномен "сдавливания полуокружности" и др.

На рис. 4.14.а, видно, что при работе в диапазоне от 0,5 до 700 кГц, **годограф идеален.** Данные величин компонентов ЭС показаны на рисунке.

При использовании приборов, с максимальной частотой 300 кГц, левая ветвь годографа, соответствующая ВЧ, существенно **не доходит до нуля** и возрастают **погрешности** определения объёмов общей жидкости ОЖ (рис. 4.14.б и в).

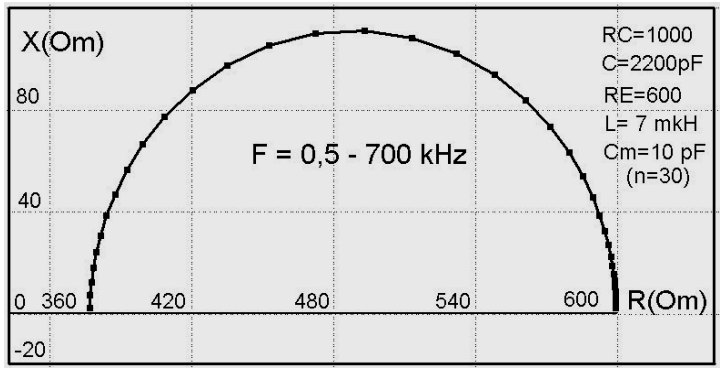


Рис. 4.14.а. Изменения в диапазоне от 0, 5 кГц до 700 кГц;

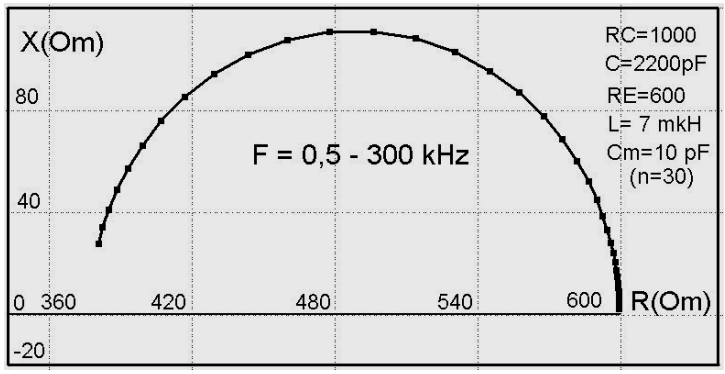


Рис. 4.14.б. Изменения в диапазоне от 0, 5 кГц до 300 кГц.

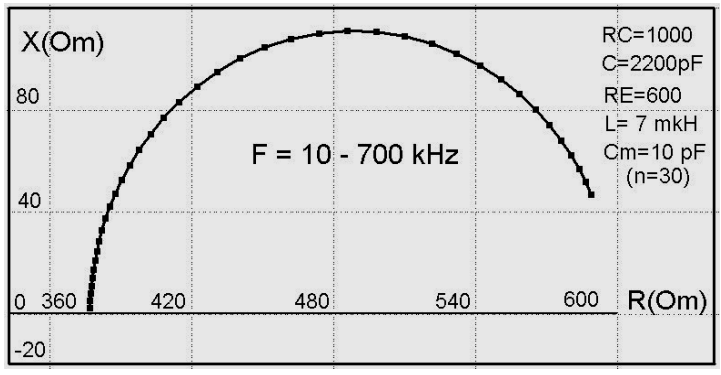


Рис. 4.15.а. Изменения в диапазоне от 10 кГц до 700 кГц.

В этих случаях величину **Rc** определяют путём апроксимации, **до пересечения** с горизонтальной осью (сопротивлений).

На рис. 4.15.а, показан пример, когда на НЧ измерения начинаются с 10 кГц. Тогда правая ветвь не доходит до нуля, поэтому требуется апроксимация и возрастают погрешности определения объёмов внеклеточной жидкости ВЖ.

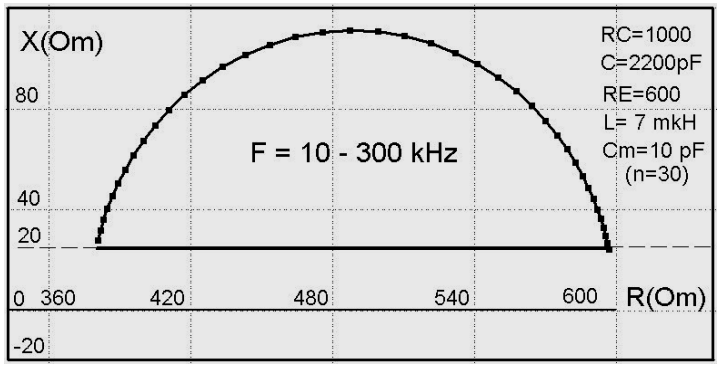


Рис. 4.15.б. Изменения в диапазоне от 10 кГц до 300 кГц.

На рис. 4.15.б, пример часто упоминаемого в литературе “**зависания**” годографа на "неопределённом уровне". Это наиболее часто встречаемая неопределённость, связана с неправильным выбором диапазона зондирующих частот генератора.

Отсюда следует, что **у измерительных приборов недостаточно широк диапазон частот**. Эти годографы наглядно показывают, что аппаратура для БИА должна работать в диапазоне, не менее чем от 2 - 5 кГц до 500 – 700 кГц.

Экспериментальные данные показали, что для различных регионов тела человека, требования к предельным величинам высоких частот различны.

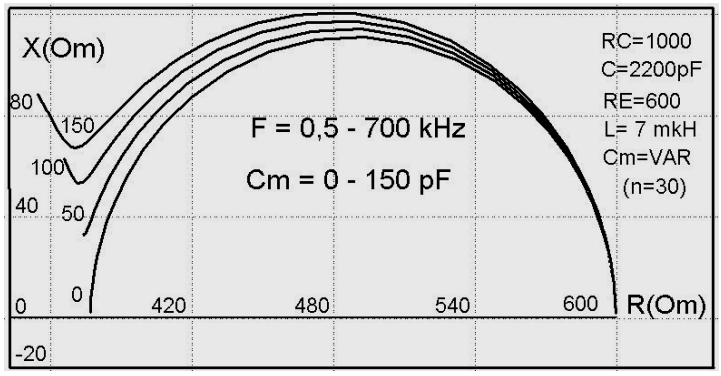


Рис. 4.16.а. Семейство годографов при вариации **Cm**: 0 - 150 пкФ.

4. Характерное **поведение** годографа, при вариации 4-х основных компонент - **L, Cm, Rc, Re**, (для полной эквивалентной схемы), в диапазоне 0,5 – 700 кГц, представлено на соответствующих графиках. Значения компонент взяты **по данным реальных измерений**.

На рис. 4.16.а, видна характерная особенность. В высокочастотной области измерений, при увеличении артефактной ёмкости **Cm**, наблюдается **изменение направления** годографа, которое затрудняет апроксимацию.

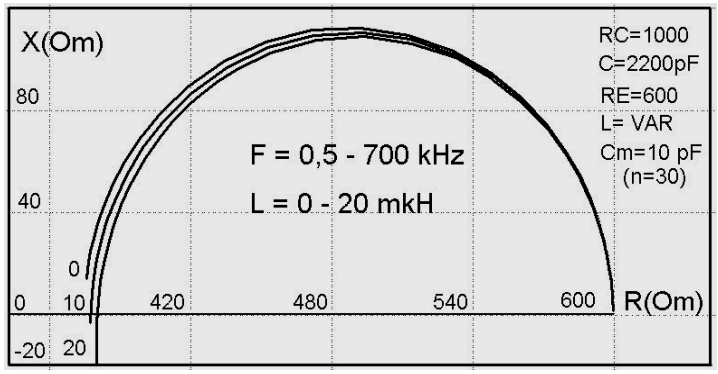


Рис. 4.16.б. Семейство годографов при вариации **L:** 0 - 20 мкН (RN).

При различных значениях RC и RE годограф, как было показано ранее, отличается от полуокружности. Поэтому, например при реальных инструментальных значениях Cm = 40 - 100 пкФ, нахождение величины Rs возможно только с большими ошибками.

На рис. 4.16.б, видна характерная особенность. Наличие индуктивности приводит к **пересечению** годографом оси сопротивлений, но влияние индуктивности практически отсутствует.

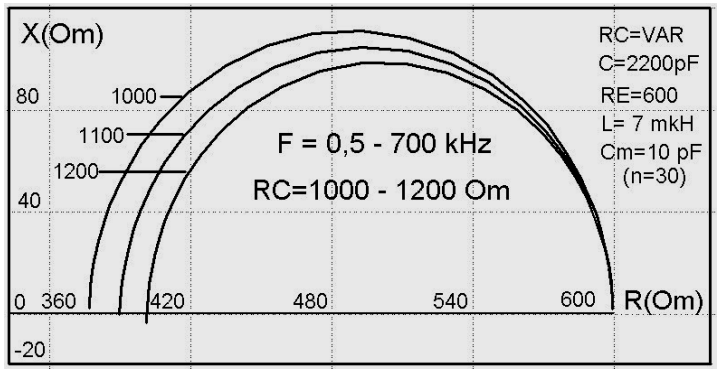


Рис. 4.17.а. Семейство годографов при вариации **Rc**=1,0 - 1,2 Ом.

На рис. 4.17.а, видно, как влияние – **Rc,** соответственно, сказывается на ВЧ. В области ВЧ, при увеличении сопротивления **Rc, диаметр полуокружности растёт**. Заметим, что при реально используемой максимальной частоте 500 кГц, годограф будет заканчиваться значительно выше, не доходя до горизонтальной оси.

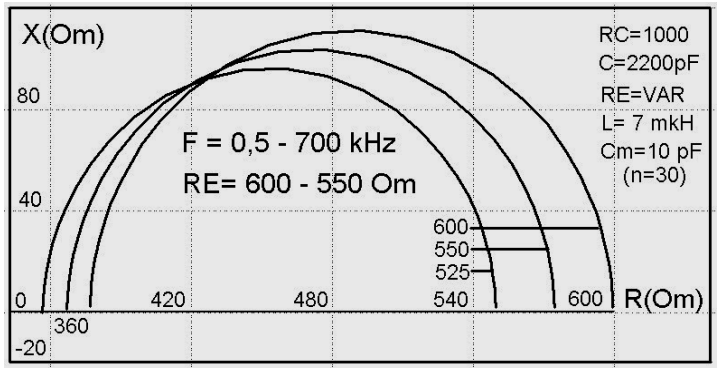


Рис. 4.17.б. Семейство годографов при вариации **Re** = 525 - 600 Ом.

На рис. 4.17.б, видно, как величина – **R e** сдвигает весь годограф. Соответственно, чем больше сопротивление, тем сдвиг больше (по оси активных сопротивлений).

Резюме. Анализ поведения годографов позволил выявить очень серьёзные недостатки метода непосредственного измерения компонент с последующей апроксимацией годографа. В зависимости от диапазона измерительных частот **Fmin** и **Fmax**, от соотношения компонент **Re/ Rc,** в различных регионах тела, от влияния артефактной ёмкости - **Cm** и влияния индуктивности - **L**, апроксимация приводит к весьма существенным погрешностям.

Информативность фазовых углов комплексного сопротивления и проводимости.

Следует обратить внимание на информативность фазовых углов комплексного сопротивления и проводимости. Как было показано в разделе 1.2.3, фазовый угол равен $\varphi = arctg(X / R)$.

На рис. 4.18.а, видно, что он образован сопротивлением R, являющимся **параллельным соединением** сопротивлений внеклеточной и клеточной жидкостей **R = RE || RC**.

Однако, особый интерес представляет фазовый угол между активной и ёмкостной компонентами **только клеточной** жидкости, т.е. под влиянием мембран. Поэтому, был проведён анализ информативности фазовых углов комплексного сопротивления и проводимости [48].

« Целью анализа является выяснение возможности определения, по векторной диаграмме, комплексного сопротивления **Z** (годографу), представленному на рис. 4.18, следующих параметров, как функций частоты (**ω)** напряжения - на зажимах эквивалентной схемы:

1. Реактивной составляющей **сопротивления** схемы **Im**ag **(Z)** и **фазового угла** - $\varphi_Z(\omega)$, полного импеданса **Z**, образованного компонентами **Re, Rc и C.** Угол $\varphi_Z(\omega)$, на рис.4.18.а, обозначен как - **Fz**, а угол $\varphi_C(\omega)$, на рис.4.18.а, как - **Fc**.

2. Реактивной составляющей **проводимости** емкостной ветви **Im**ag **(Yc) = ωC** и **фазового угла** проводимости (внутри годографа) емкостной ветви $\varphi_C(\omega)$, образованного только компонентами **Rc** и **C** (рис.4.18.б) ».

На рис. 4.18.а, векторная диаграмма комплексного **сопротивления** цепи (построенная в первом квадранте комплексной плоскости) представляет собой полуокружность со смещённым, вдоль действительной оси, центром.

Количество мышечной массы в большой степени влияет на ёмкость, но из ранее приведённых графиков (4.1.а) видно, что - **X**(max) и **φZ** от ёмкости **C** не зависят и определяются величинами сопротивлений обоих резисторов.

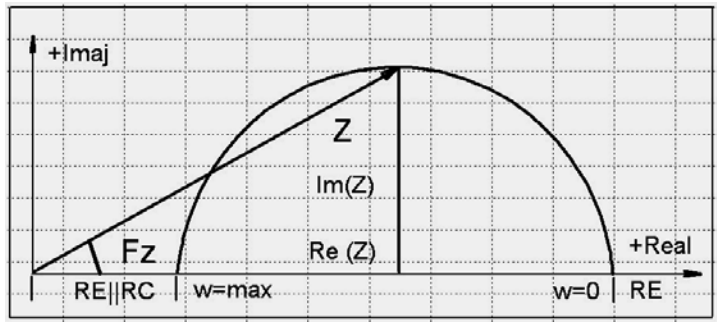


Рис. 4.18.а. Векторная диаграмма комплексного сопротивления.

Реактивное сопротивление $\mathbf{X_{max}}$ и фазовый угол $\boldsymbol{\varphi_Z}$ отражают параметры всей цепи **Z**, включающей в себя не только клеточную жидкость, но и внеклеточную.

Поэтому целесообразно рассмотреть величину **Xc** и фазовый угол $\boldsymbol{\varphi_C}$ внутри годографа, включающий только клеточную жидкость.

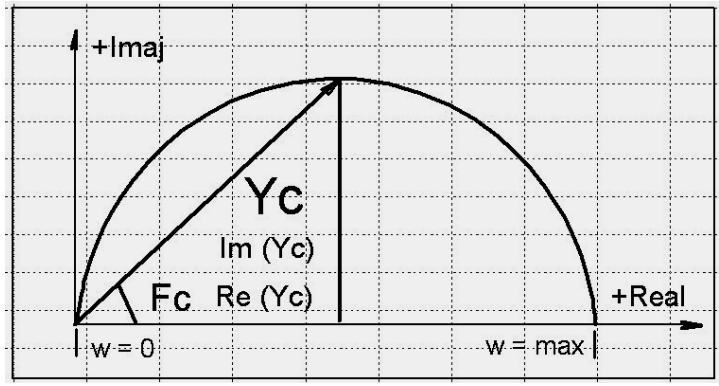


Рис. 4.18.б. Векторная диаграмма комплексной проводимости.

Векторная диаграмма комплексной **проводимости**, полученная перестроением диаграммы сопротивления **Z**(ω), приведена на рис. 4.18.б, и имеет вид полуокружности, смещённой вдоль действительной оси на величину проводимости ветви **Ye = 1/Re**. При $\mathbf{X_{max}}$ угол $\boldsymbol{\varphi_C} = 45^0$.

Таким образом анализ векторной диаграммы комплексной проводимости позволяет легко определить параметры ветви эквивалентной схемы, в наибольшей степени зависящей от объёма клеточной жидкости и соответственно, количества активной клеточной массы.

В Таблице 4.1. представлены результаты расчёта, на основе данных экспериментальных измерений на человеке, в отведении **RN** (запястье правой руки и щиколотка правой ноги).

Величины компонент: Re = 500 Om, C = 2000 pkF. Строки: 1. Rc = 1000 Om. 2. Rc = 800 Om. По данным измерений импеданса **Z** на 7 - ми частотах определены величины компонент **Re, Rc, C** и расчитаны параметры **Zc, Xc**, $\boldsymbol{\varphi_Z}$ и $\boldsymbol{\varphi_C}$.

Из Таблицы 4.1. видно, что фазовый угол $\boldsymbol{\varphi_Z}$ сначала **увеличивается** от 3,5° до 11,4° (в соответствии с формой годографа), а **затем уменьшается** до 2,9°. Фазовый угол $\boldsymbol{\varphi_C}$ уменьшается **в существенно большем** диапазоне - от 82,7° до 8,9°, при этом нет влияния на величину $\boldsymbol{\varphi_C}$ - компоненты **Re** (при **Rc** = const).

Таблица. 4.1. Величины импеданса и фазового угла, измеренные на 7-ми частотах.

Парам.	Част.	**10kHz**	**50kHz**	**100kHz**	**200kHz**	**285kHz**	**400kHz**	**500kHz**
1. Z	Om	495	430	375	347	341	338	336
1. Zc	Om	7970	1874	1279	1081	1043	1025	1018
1. φ_Z	Град	3,53	11,14	10,47	6,75	4,98	3,63	2,94
1. φ_C	Град	82,7	57,5	38,17	21,46	15,42	11,12	8,93
*								
2. Z	Om	496	434	370	328	319	313	312
2. Zc	Om	7907	1757	1110	876	830	807	798
2. φ_Z	Град	3,46	12,23	12,77	8,09	5,14	2,43	0,71
2. φ_C	Град	84,3	63,5	45,1	26,7	19,4	14,11	11,37
* * *								
Δ= **2 φ_Z - 1φ_Z**		- 0.07	0,83	2,3	1,34	0,16	- 1,2	- 2,23
Δ= **2 φ_C - 1φ_C**		1,6	6,0	6,93	5,24	3,98	2,99	2,44

Таким образом, фазовый угол φ_C более точно отражает специфику и изменение структуры клеточных мембран и внутриклеточной жидкости, чем φ_Z. Кроме того, в соответствии с принятой оценкой **Rc, Xc, C,** φ_Z в точке максимального подъёма годографа (в районе 50 кГц), при изменении **Rc** от 1000 до 800 Ом, угол φ_Z увеличился на 0,83°, а величина угла φ_C изменилась на 6,0°.

Очевидно, что при изменении параметров клеточной жидкости (состава и мембран) изменяется величина и смещение годографа. Отношение максимума частоты (экстремума годографа) к реперной частоте 50 кГц, является эффективным диагностическим критерием.

Резюме. Компоненты φ_C и **Xc более адекватно** отражают процессы, происходящие во внутриклеточном пространстве, чем компоненты φ_Z и **Xo**.

Определение объёмов водных секторов возможно с помощью приборов, **измеряющих только полный импеданс – Z,** на многих частотах (с высокой точностью) и без разделения импеданса на активную - **R** и реактивную – **X** составляющие (с невысокой точностью).

4.1.5. Погрешность оценки состава тела человека.

Кратко напомним технологию определения объёмов жидких сред организма. Расчёт объёмов внеклеточной (ОВЖ), клеточной (ОКЖ) и общей жидкости (ОЖО), обследуемых регионов (рук, ног, головы, абдоминального, торакального и аортального регионов), производится по соотношениям (3.22. . .3.24).

В качестве сравнительной иллюстрации **традиционного** (**Т**) и **нового** (**Н**) метода (экстрополяции), далее приведен численный

пример зависимости Z = f (F), где искусственно введена погрешность измерения - Δ, от 1 до 5 %, на частотах от 10 до 500кГц, в отведении – RL, для сопротивления клеточной жидкости - **RC (T)** и **RC (H)**.

Из Таблицы 4.2. видно, что величина активного сопротивления RC (T), измеренного традиционным методом, **на 15 %** выше значения RC (H), измеренного новым методом.

Таблица 4.2. Распределение погрешностей, при определении удельного объёма клеточной жидкости традиционным методом и экстраполяцией.

Wn	**10**	**50**	**100**	**200**	**285**	**400**	**500**	**RC (T)**	**Δ**	**УО**	**RC (H)**	**Δ**	**УО**
	кГц	**кГц**	**кГц**	**кГц**	**кГц**	**кГц**	**кГц**	**Ом**	**%**		**Ом**	**%**	
Δ= 0 %	**440**	**400**	**381**	**365**	**361**	**360**	**368**	**2241**	**0**	**36**	**1894**	**0**	**42,2**
Δ= 1 %	**440**	**400**	**381**	**365**	**361**	**360**	**371**	**2384**	**6**	**34**	**1922**	**1,5**	**41,6**
Δ= 2 %	**440**	**400**	**381**	**365**	**361**	**360**	**375**	**2545**	**13**	**31**	**1951**	**3,0**	**41,0**
Δ= 3 %	**440**	**400**	**381**	**365**	**361**	**360**	**379**	**2724**	**21**	**29**	**1979**	**4,5**	**40,4**
Δ= 4 %	**440**	**400**	**381**	**365**	**361**	**360**	**382**	**2926**	**30**	**27**	**2008**	**6,0**	**39,8**
Δ= 5 %	**440**	**400**	**381**	**365**	**361**	**360**	**386**	**3156**	**40**	**25**	**2037**	**7,5**	**39,3**

В случае ошибки - Δ измерения импеданса Z на + 5 % , величина RC(T) возрастает на + 40 %, а удельный объём (УО) клеточной жидкости уменьшается с 36 до 25 миллилитров на 100 грамм ткани (при норме ≈ 40 % клеточной жидкости).

При новом способе величина RC (H) возрастает на + 7,5 %, а удельный объём клеточной жидкости, уменьшается с 42,2 до 39,3 миллилитров на 100 грамм ткани.

Резюме. Анализ поведения годографов позволил выявить серьёзные недостатки метода непосредственного измерения компонент и **апроксимации годографа.**

В зависимости **от диапазона измерительных частот** - Fmin и Fmax, соотношения величин компонент **Re / Rc,** в различных регионах тела, влияния артефактной ёмкости - **Cm** и индуктивности - **L**, апроксимация приводит к весьма существенным погрешностям.

Компоненты φ_C и **Xc более адекватно** отражают процессы, происходящие во внутриклеточном пространстве, чем компоненты φ_Z и **Xo**.

Определение объёмов водных секторов возможно с помощью приборов, **измеряющих только полный импеданс – Z** на многих частотах (с высокой точностью) и без разделения импеданса на активную - **R** и реактивную – **X** составляющие (с невысокой точностью).

Предложенная **новая технология** определения объёмов водных секторов, различных регионов тела человека, позволяет, путём измерения на различных частотах **Wn,** рассчитывать величины компонент эквивалентной схемы замещения (активных сопротивлений **Re** и **Rc)**. При этом, объёмы водных секторов (внеклеточной, клеточной и общей жидкости) определяются с более высокой точностью, чем по **традиционной** технологии.

4.2. Технология оценки системной гемодинамики.

Напомним, что технология оценки гемодинамики **СГД, является производной от ОВС**, т.к. отражает пульсовые изменения крови, как объёма внеклеточной жидкости.

Наиболее полное представление о системной гемо и гидродинамики и взаимодействии всех регионов, даёт модель формирования гемодинамических, физиологических сигналов реограммы в регионах тела человека, представленная на рис. 4.19.а.

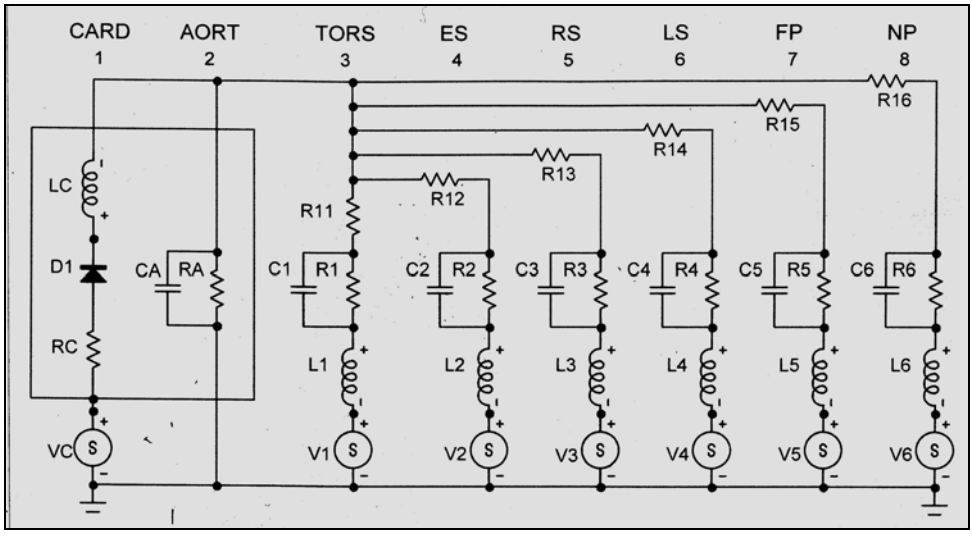


Рис. 4.19.а. Модель формирования гемодинамических параметров, в центральном, торсовом и 5 периферических регионах тела человека.

Модель содержит сумму 6-ти регионов (абдоминальный регион торса, голова, руки и ноги). Периферические регионы, подключены к сердцу (card) и аорте (aort) [93].

Дискретные элементы эквивалентных схем - **ЭС**, учитывают: объёмы крови в сосудах - V1. . .V6 и сердце - VC; резистивные (волемические) характеристики сосудов - R11. . .R16 и индуктивная компонента аорты - LC. Также учтены эластические свойства: активных - R1. . .R6, ёмкостных - C1. . .C6, и индуктивных - L1. . .L6 компонент.

Гемодинамическая модель сосудистой системы человека, позволила проанализировать особенности **системного взаимодействия** (перераспределения) центрального (Si) и периферического (Sr) кровотока, при различных изменениях компонент ЭС. Период сердечного цикла - Tc, время изгнания - Ti.

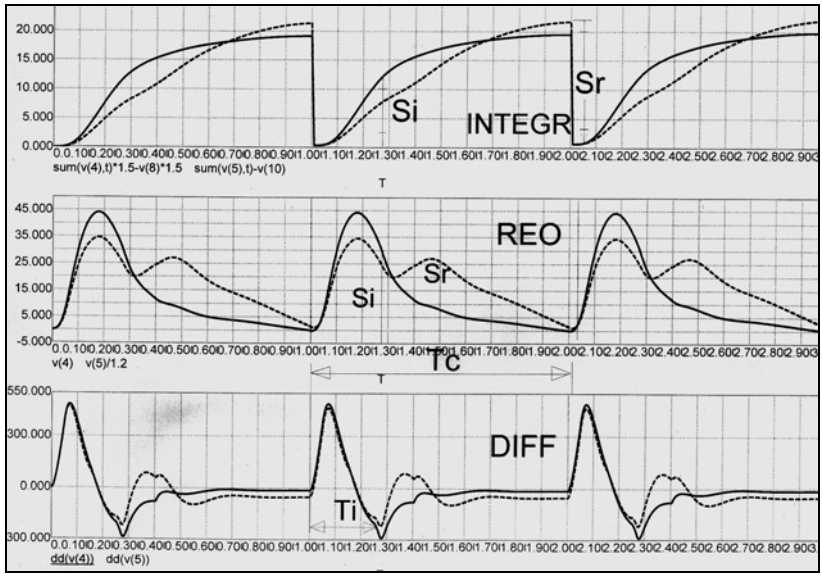


Рис. 4.19.б. Пример моделирования реограмм и её производных.

На рис. 4.19.б, приведён пример моделирования нативных физиологических кривых, по характеристикам ЭС и гемодинамическим данным.

Гемодинамическая модель позволяет генерировать 7 синхронных реограмм, образованных "**моделью синтезированной реограммы**" (рис. 4.22), с заданным периодом, формой и амплитудой. В результате удалось проанализировать влияние волюмических, резистивных и эластических компонент.

Исследования, проведённые на суммарной динамической модели взаимодействия, всех регионов тела человека, позволили проанализировать основные зависимости перераспределения кровотока и взаимного влияния центрального и регионального.

В следующем разделе рассматриваются именно пульсовые изменения характеристик, параметров и показателей гемодинамики, обусловленных работой сердца, как насоса и сосудистого русла периферии. Рассматриваются только наиболее информативные (универсальные) характеристики и показатели.

4.2.1. Контурный анализ реограмм.

Упоминание гемодинамики ассоциируется, прежде всего, с реограммой, являющейся характеристикой объёмного кровенаполнения.

Как было указано в разделе 1.1, в начале развития биоимпедансного метода, проводился "контурный анализ" реограмм, т.е. измерялись амплитудно-временные показатели нативной реограммы и расчитывались реографические индексы.

Контурный анализ реограмм весьма информативен. Он позволяет оценивать такие характеристики, как тонус сосудов, эластичность сосудистого русла и др.

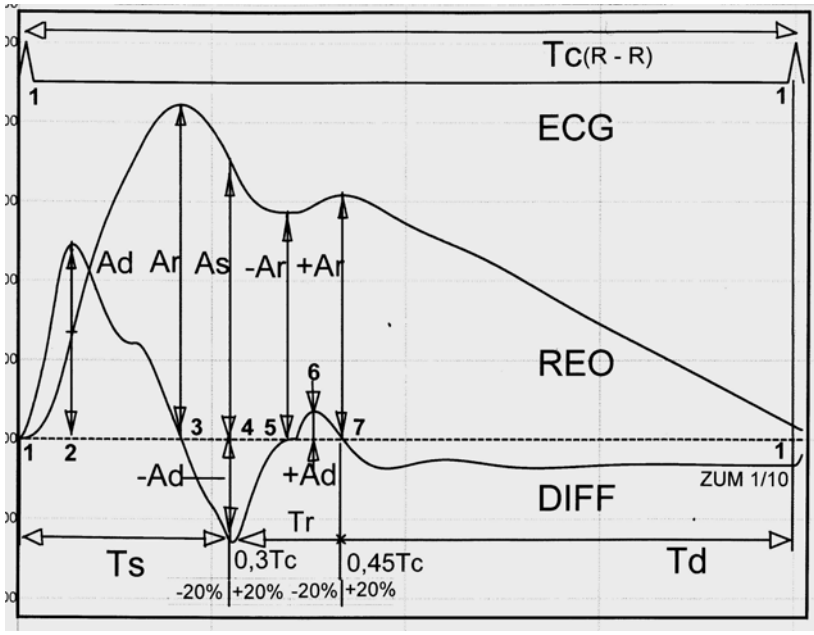


Рис. 4.20. Пример "разметки" реограммы (REO) и её 1-й производной – диффреограммы (DIFF) и "опорной" электрокардиограммы (ECG).

Контурный анализ, обеспечивает определение амплитудных и временных параметров: реограммы - **REO**, диффреограммы - **DIFF**, площади реограммы и показателей электрокардиограммы - **ECG** (рис. 4.20).

Описание этого метода наиболее подробно дано в работе Соколовой, И.В. Ронкина М.А. и др. [69] и др [84].

Обозначения и расчёты.

1. **Z** (IMP) - измеряемая величина импеданса, включая переменную составляющую **ΔZ(t)**. Калибруется **Z**, **ΔZ** (РЕО) и **dZ/dt** (ДИФ), соответственно в Ом и Ом/с.

2. **ΔZ(t)** (РЕО, IPG)- реограмма (Ом). Пульсовые изменения импеданса **Z**, отражающие изменения объёма крови - $\Delta V = - (V / Z) \cdot \Delta Z$.

Амплитуды определяются после установки реограммы на изолинию, т.е. после компенсации дыхательных и двигательных артефактов, путём их компенсации.

3. **DIF** (ДИФ, ICG)- первая производная реограммы, характеризующая скорость изменения пульсового объёмного кровотока, т.е. **dZ/dt**. (ом / с).

4. **ECG** (ЭКГ) - электрокардиограмма (1-е отведение). По ECG определяются **R - R** интервалы (т.1), в предполагаемом (ожидаемом) интервале, по скорости 1-й производной и по точке экстремума **R** - зубца. Диапазон 50 - 150 уд/мин (1,2 - 0,4 с).

Экстрасистолия (при её наличии) распознаётся по специальному, алгоритму.

Временные показатели.

1. **Tc** - период пульсовой волны, фактически является длительностью сердечного цикла и определяется по **R - R** интервалу ECG (рис. 4.21.а). Характерные (фазовые) точки реограммы, определяются внутри пульсовой волны, с учётом её запаздывания и времени распространения и синхронизируются **R** - зубцом.

2. **Ts** - систолическая часть пульсовой волны, т.е. приток крови, за время сердечного выброса, состоящая из анакроты (восходящая) и катакроты (нисходящая часть), называемая, для центрального кровотока, "временем изгнания". Часто Ts - время изгнания крови из сердца, также обозначаемое как - Ti или LVET, определяется от точки (т.1), пересечения касательной переднего фронта диффреограммы (не показано) с изолинией, до отрицательного экстремума (т.4) амплитуды (- **Ad**). Ожидаемое время систолы (и окончания пе-

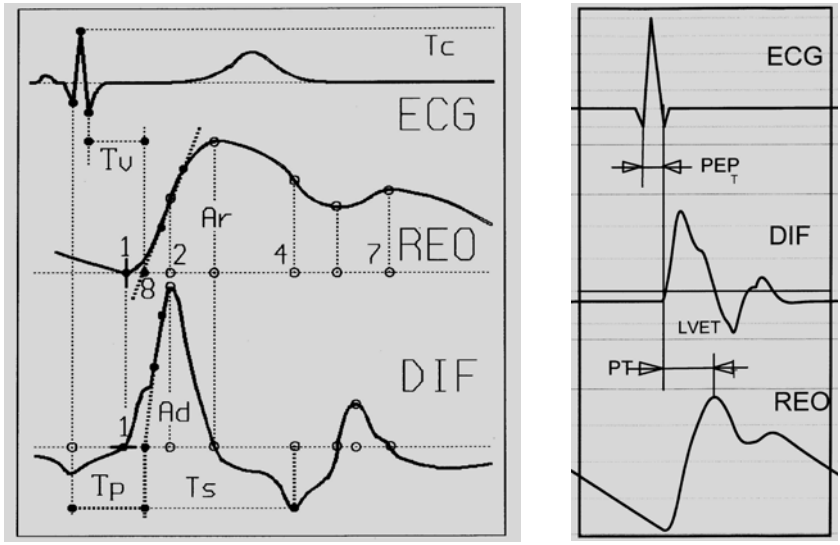
риода изгнания) **Ts** = 0,36 - 50/Tc (±20 %). При системном анализе для определения **- Ts**, используется отведение - ES (голова).

3. **Td** - диастолическая часть пульсовой волны (отток крови по сосудам), после систолы, т.е. Tc = Ts + Td (т.7...т.1).

4. **Tr** - часть диастолической волны реограммы (т.4 - т.7), состоящая из части катакроты (т.3 - т,5), инцизуры (т.5) и дикротического зубца (т.7).

5. **Tv** (PT) - время распространения пульсовой волны (рис. 4.21.б) и

6. **Tp** (PEP) - время пресистолы или изометрического сокращеня.



а). б).

Рис. 4.21. а) Пример определения амплитудо-временных показателей, б) определение времени изометрического сокращения - Tp (PEP) и времени распространения пульсовой волны - Tv (PT).

Амплитудные показатели.

1. **Ar** - максимальная амплитуда реограммы **ΔZ** (Ом), или "реографический индекс". Характеризует максимальную "объёмную скорость" кровотока (т.3) на рис. 4.20..

2. **As** - значение амплитуды реограммы, в момент окончания систолы (Ом).

3. **-Ar** - амплитуда инцизуры диастолической части пульсовой волны (т.5). Определяется по точке отрицательного экстремума, (при его наличии).

4. **+Ar** - амплитудное значение дикротического зубца реограммы (т.7). Определяется во временном диапазоне ≈ 0,45 - 50 / Tc (± 20 %), по точке положительного экстремума (при его наличии, или по максимальному значению скорости).

5. **Ad** (ACI) - максимальная амплитуда диффреограммы (Ом / с), т.е. её первая производная, в момент наибольшей скорости кровотока - **dZ max** (т.2).

6. **-Ad** - максимальная амплитуда отрицательной части диффреограммы, в момент окончания времени изгнания крови из сердца - **Ts** (т.4).

7. **+Ad** - положительная амплитуда диффреограммы, в начале диастолической фазы (т.6). Определяется во временном диапазоне - **Tr**, по положительному экстремуму (при его наличии, или по максимальной скорости).

Основные гемодинамические и общесистемные показатели.

Из массы используемых ранее показателей, описанных в литературе (> 60), выбраны наиболее информативные (без дублирования), а также предложены новые, которые ранее были недоступны. При системном анализе реограмм, используются следующие показатели:

1. ППО - показатель "приток - отток" **ППО = (ВПК / ВОК)** · 100 (%), где **ВПК** - время притока крови, **ВОК** - время оттока крови. В сосудистом русле, за период пульсовой волны, соблюдается условие равенства притока и оттока крови (равенство параметров "время · амплитуда").

Однако, в процессе регуляции, например при тахикардии, ППО может варьировать в больших временных пределах, что является важным показателем гемодинамического баланса. Причём оценка предложенного показателя производится при соблюдении равенства половин площадей реограммы (S1 = S2 = $\int(\Delta Z \cdot \Delta t)dt$), за систолическую и диастолическую фазу реограммы.

2. ПТС - показатель тонуса сосудов **ПТС** = (+ Ar / Ar) · 100 (%), который характеризует вариацию дикротичкского зубца в диастолическую фазу, относительно амплитуды реограммы в систолическую фазу (т.е. тонус, напряжения стенок сосудов) данного региона.

3. ПЭС - показатель эластичности сосудов **ПЭС**=(- Ar / + Ar) · 100 (%), характеризует, аналогично ПТС, способность к растяжению стенок сосудистого русла.

4. ПАЧ - показатель амплитудно-частотный **ПАЧ** = (Ar / Tc) (Ом/с), характеризует способность величины кровотока (амплитуды

- Ar) реагировать на изменение ЧСС, для обеспечения оптимального кровоснабжения.

5. ВРВ (Tv) - время распространения пульсовой волны (мс), измеряемое от S-зубца ЭКГ до начала реограммы (отрицательного экстремума).

6. ВИС (Tp) - время изометрического сокращения (мс), измеряемое от Q-зубца ЭКГ до начала диффреограммы.

7. ПФИ - показатель фазы изгнания **ПФИ** = (Ts / Tc) · 100 (%), также характеризующий сократительную способность миокарда.

8. Общесистемные показатели:

- **ЧСС** - частота сердечных сокращений: ЧСС = 60 / Tc (1/мин).
- **ЧД** - частота дыхания (1/мин);
- **ПДЦ** - показатель дыхательного цикла = T вдох / T выдох.

4.2.2. Структура реограммы и условия её регистрации.

В физиологии кровообращения сердечно-сосудистой системы, исчерпывающе исследованы и описаны в литературе методы исследования [13, 43, 65, 78].

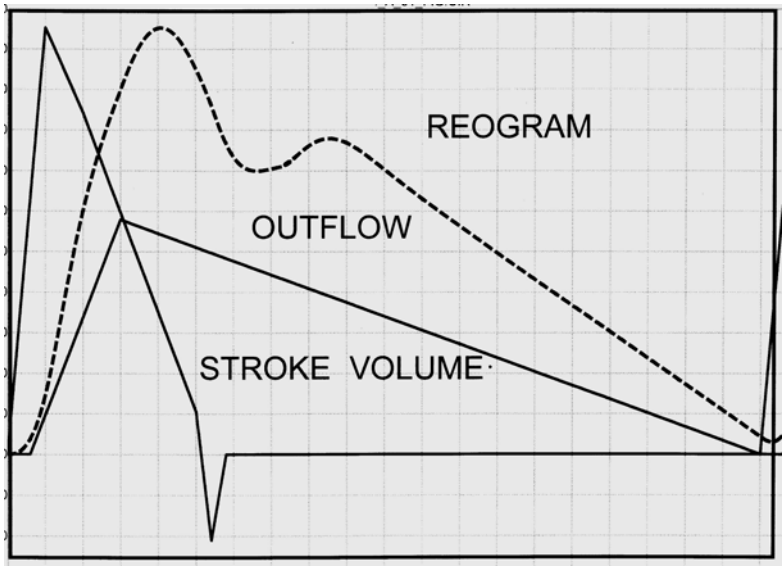


Рис. 4.22. Пример синтеза реограммы, из притоковой и оттоковой фазы гемодинамического цикла.

На рис. 4.22. схематически представлена динамическая пульсовая компонента - реограмма $\Delta Z(t)$, которая отчётливо отражает **две составляющие.**

1. **Систолическую** - притоковую, образованную сердечным выбросом крови.

2. **Диастолическую -** оттоковую, отражающую часть пульсового кровотока по сосудам, переходящую из артериальной в венозную сеть (невидимую на реограмме).

Из двухфазной динамической модели формирования реограммы видно, что **притоковая фаза** сердечного выброса (stroke volume), происходит за время изгнания (**Ts** ≅ 1/3 **Tc**) крови из сердца.

Оттоковая фаза (outflow) занимает весь период реограммы - **Tc**. Причём **артериальная** кровь оттекает (протекает) по сосудам и во время систолы и во время диастолы.

На рис. 4.22. реограмма (reogram) сглажена "эластичными" инерционными элементами модели (показана пунктиром).

Вопрос структуры реограммы или её генезиса - исследован недостаточно убедительно. В настоящее время, принята модель "пассивной диастолы", которая рассматривает сердце как насос, определяющий объёмы всей системной гемодинамики (артериальной составляющей).

Также была предложена модель "**активной диастолы**" [69] . «Так как реограмма - это биосигнал, отражающий пульсовые колебания объёмного кровенаполнения исследуемого участка сосудистого русла, то первые производные **артериальной** и **венозной** компонент по времени представляют результирующие (преобладающие) пульсовые потоки соответственно и артериальное и венозное русла». Иными словами сердце рассматривается как насос, который формирует систолический подъём и последующий спад амплитуды реограммы, до конца времени изгнания, включая диастолическую составляющую реограммы в значительной степени образованную **активным потоком венозной крови**.

Спектральный анализ реограмм.

Спектральный анализ реограмм показал, что их энергетический спектр, с погрешностью 1 – 2 %, не превышает 10 – 12 Гц. [10]. На рис. 4.23. представлена гистограмма спектральной плотности реограммы, по результатам исследований более 200 пациентов.

В медицинской практике обычно используются приборы, имеющие полосу пропускания от 0,05 до 25 Гц. Для регистрации неискажённой реограммы, достаточно иметь полосу пропускания в диапазоне от 0 до 15 Гц.

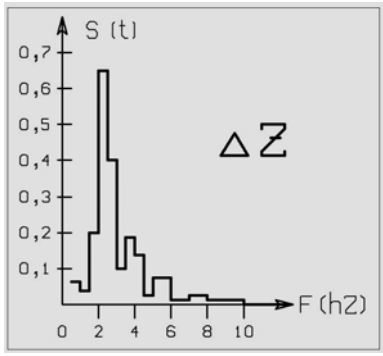


Рис.4.23. Гистограмма спектральной плотности реограммы.

Резюме. Необходимо отметить, что реограмма торакальной области (**аорты**) имеет наиболее высокие гармоники, до **10. . .15 Гц**, а на периферии (в конечностях) несколько меньшие до **7. . .10 Гц.** Существенно большее влияние на результаты измерений, оказывают искажения в области низких частот. При обработке интегральной реограммы, область низких частот полосы пропускания физиологического сигнала должна стремиться к **0** Гц. (т.е. "регистрация по постоянному току" - убрать).

Интегральная реограмма.

Форма реограммы, во время пульсовой волны, отражает все нюансы внутрисосудистой гемодинамики (рис. 4.24). Необходимо отметить, что традиционная **оценка нестационарного процесса**, по максимальной амплитуде реограммы - **неправомочна**. Очевидно, что для одинаковых амплитуд **Ar,** т.е. максимальных значений реограммы, причём только в определённый и **единственный момент** пульсовой волны - реограммы могут иметь весьма существенные отличия по форме (как в систолическую, так и в диастолическую фазы). Поэтому необходимо непрерывно (интегрально) обрабатывать всю пульсовую волну.

Попытки использования, различными авторами, амплитуды реограммы **Ar** (Ом), для расчёта "объёмного пульса", обычно приводили к заниженным результатам. Поэтому Nyboer, Kubicek и др. авторы, применяли различные линейные апроксимации, например $\Delta Z = Ad \cdot Ts$, при измерении сердечного выброса.

На рис. 4.24. представлены результаты моделирования периферической и аортальной (пунктиром) реограмм и их интегральные "амплитуды", соответственно за систолу - **Ss** и за весь цикл - **Sc**.

Расчёт объёмного кровотока возможен при одном условии, что вся реограмма отражает динамические объёмные изменения крови в сосудистом русле, при непрерывном измерении её амплитудо - временных характеристик, и втором, что приток равен оттоку крови за полный период (при отсутствии кратковременных отёчных явлений).

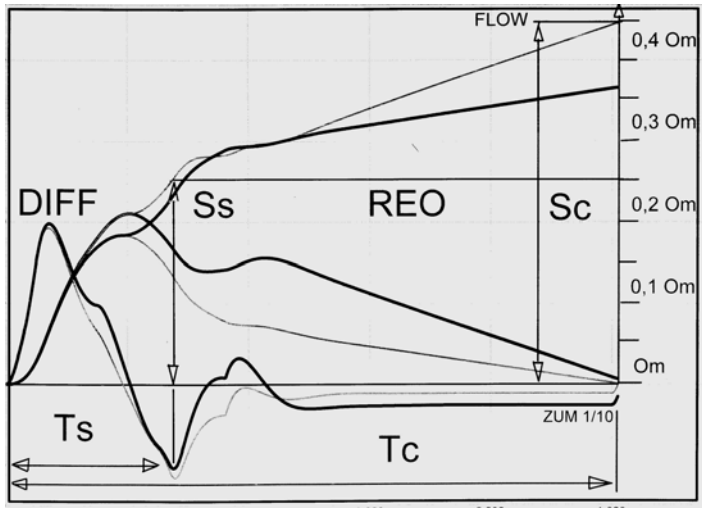


Рис. 4.24. Пример определения "интегральной" амплитуды реограммы для периферического (за интервал - **Tc**) и центрального кровотока (за **Ts**).

При этих граничных условиях, моделирование двухфазной кривой показало, что оптимальной апроксимацией является непрерывное интегрирование реограммы. Для расчёта удельного и абсолютного периферического кровотока, в данной методике используется следующая апроксимация - **ΔZ = Sc**.

Расчётное значение интегральной амплитуды **Sc**, есть сумма модулей приращений реограммы, характеризующая величину кровотока, за полный реографический, т.е. кардиоцикл от 0 до Tc. Интеграл равен сумме притока и оттока. Поэтому величина притока крови равна ≈ 1/2 · Sc.

$$\mathbf{Sc} = \frac{1}{2} \cdot \int_{0}^{Tc} |\Delta Z| \cdot dt \qquad (\text{Ом}) \qquad (4.2)$$

Для расчёта аортального кровотока, для центральной гемодинамики, при определении выброса крови из сердца, используется апроксимация **ΔZ (t) = Ss.**

Интегрирование производится только за период, называемый временем изгнания (Ti или LVET) крови из сердца - Ts

$$\mathbf{Ss} = \frac{1}{2} \cdot \int_{0}^{Ts} |\Delta Z| \cdot dt \qquad (\text{Ом}) \qquad (4.3)$$

Т.е. расчётное значение амплитуды **Ss** измеряется, за время систолы от 0 до Ts и практически отражает только величину притока крови для аортального региона (без влияния периферических сосудов).

В данной методике всюду используется непрерывное измерение параметров реограмм за полный цикл, что повышает достоверность полученных результатов.

Частотные искажения реограммы. В предложенной методике получена возможность регистрации "истинных" реограмм, и соответственно, существенно повышена точность расчёта объёмных показателей гемодинамики, т.к. полоса пропускания реографического сигнала расширена до нижнего предела **f = 0 Гц**, а постоянная времени увеличена $\tau = \infty$.

Все существующие приборы, для выделения пульсовых изменений импеданса, используют фильтры, с частотой среза **0,1 Гц**, и постоянной времени τ **= 1,6 с**. Это приводит к ограничению спектра в наиболее информативной области и, соответственно, к искажению реограммы (её характеристик).

Меняются формы реограмм и величины гемодинамических "показателей". Также уменьшаются площади под реограммами - интегральные амплитуды.

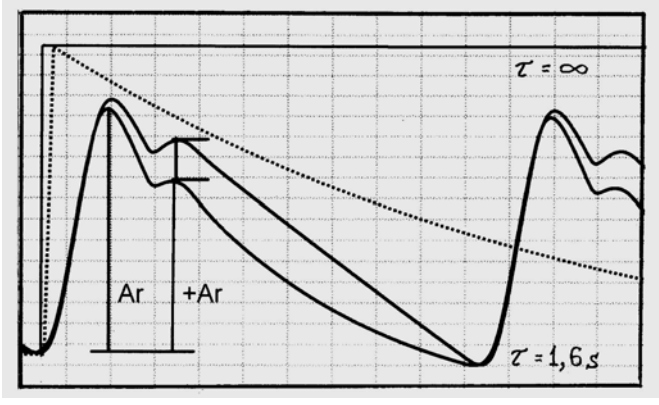


Рис. 4.25. Пример влияния фильтрации на реограмму.

На рис. 4.25. прямоугольная характеристика и верхняя реограмма соответствует $\tau = \infty$, экспонента и нижняя реограмма соответствует **τ = 1,6 с.** Видно небольшое уменьшение максимальной амплитуды - **Ar**, и существенное уменьшение амплитуды +Ar , т.е. диастолической волны. В результате, при контурном анализе, значительно изменяются величины таких характеристик, как показатель тонуса сосудов ПТС, ПЭС и др.

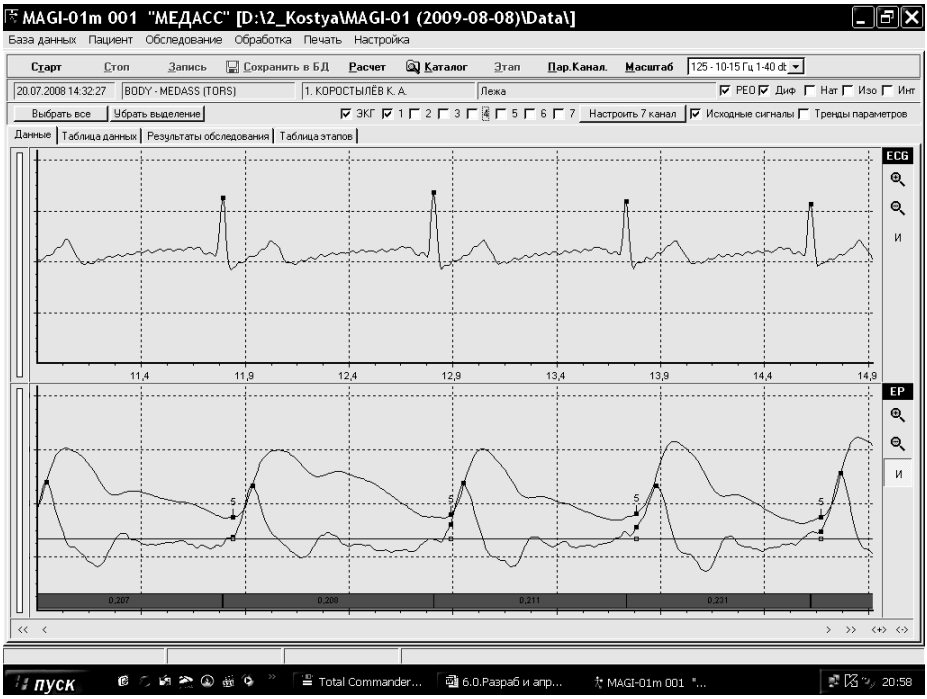


Рис. 4.26. Пример регистрации данных: ЭКГ, Реограммы и Диффреограммы.

На рис. 4.26. Представлен пример регистрации: канала ЭКГ, Реограммы и Диффреограммы.

В данной методике **реограммы обрабатываются в полном спектре**, что существенно повышает точность и достоверность результатов.

На рис. 4.27. Представлен пример стандартной регистрации по 7-ми каналам (программы BODY):

1. ЭКГ и реограмм следующих реографических отведений. 2. Голова - ES. 3. Правая рука. 4. Левая рука. 5. Левая нога. 6. Правая нога. 7. Абдоминальный регион торса.

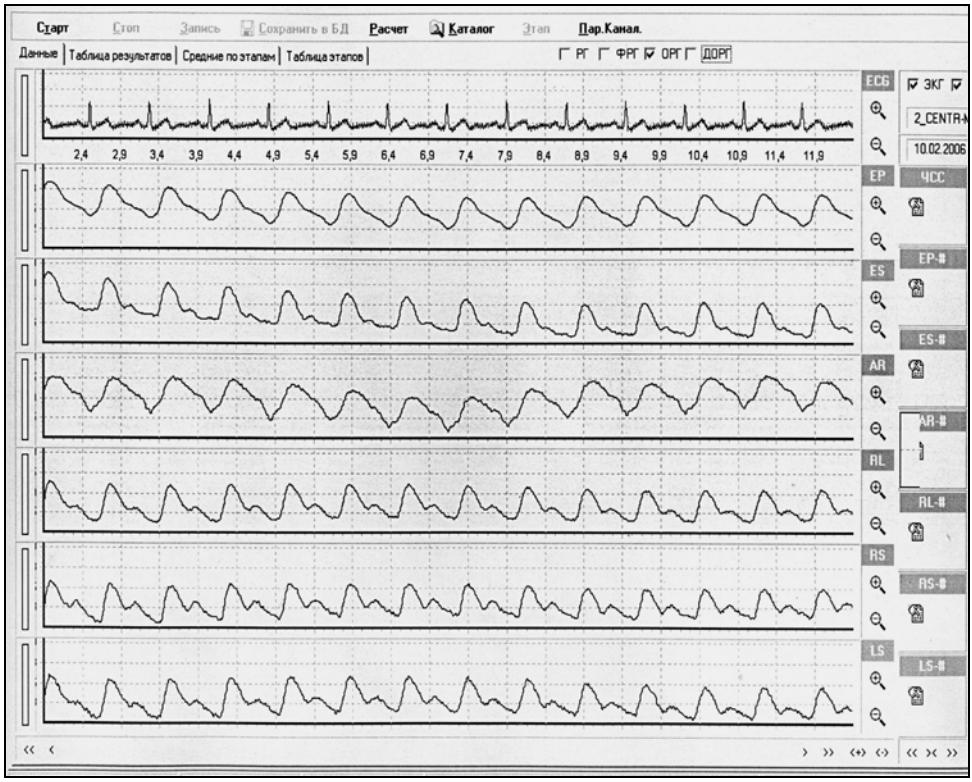


Рис. 4.27. Пример регистрации данных при обследовании гемодинамики ЭКГ и 6-ти регионов тела человека (по программе "BODY").

Таблица 4.3. Основные гемодинамические показатели 6-ти регионов тела человека.

Показатели. Парам. / Отвед.	ЧСС 1/мин	УОК мл/мин··100	РОК мл/мин	ППО %	ПТС %	ПЭС %	ПАЧ Ом/с	ВРВ мс
1.ES-Голова	**90**	**38,0**	**875**	**33,9**	**33,9**	**3,6**	**0,19**	**57**
2.RS-Прав. рука	**90**	**7,2**	**237**	**40,4**	**71,2**	**23,4**	**0,16**	**126**
3.LS-Левая рука	**90**	**6,6**	**218**	**41,6**	**68,1**	**27,6**	**0,13**	**105**
4.FP-Левая нога	**90**	**5,4**	**775**	**43,4**	**66,5**	**-4,8**	**0,08**	**184**
5.NP-Прав. нога	**90**	**4,9**	**709**	**41,6**	**60,8**	**-6,2**	**0,09**	**177**
6.AR- Абдом.рег	**90**	**13,5**	**4151**	**36,9**	**38,8**	**-9,1**	**0,04**	**104**

В таб. 4.3. Представлен пример расчёта контурного анализа гемодинамики 6-ти регионов тела человека, а также расчёта регионального - РОК и удельного - УОК кровотока.

Резюме. Контурный (качественный) анализ нативной реограммы весьма информативен. Амплитудные, временные и количественные

(численные) показатели, т.е. индексы, позволяют проводить диагностический анализ гемодинамики, связанный, например, с оценкой **тонуса и эластичности** сосудистого русла, времени распространения пульсовой волны, времени изометрического сокращения и т.д.

Для метрологически обоснованного анализа нативных реограмм, полоса пропускания должна быть в диапазоне от **0** до **15** Гц.

Для расчёта удельного и абсолютного периферического кровотока, **оптимальной апроксимацией является непрерывное интегрирование реограммы.**

4.2.3. Объёмные параметры гемодинамики.

Региональный объёмный кровоток - РОК.

Поочерёдно рассмотрим особенности определения параметров периферической и центральной гемодинамики.

Напомним. Регистрация реограмм и измерение импеданса, обычно, производится на **средних** (MF) частотах, где измеренная величина импеданса обозначена - Z^{MF} .

Измерения показали, что величина - Z^{MF} , измеренная на частоте 50 кГц на $\approx 8 - 12$ % больше "истинной", полученной методами экстраполяции дисперсионной зависимости, или годографа.

Это приводит к завышению величины объёма внеклеточной жидкости, в частности крови, относительно экстраполированного для 0 Гц, или измеренного на более низкой частоте - Z^{LF} . Как было показано ранее, это объясняется тем, что импеданс внеклеточной жидкости Z^{LF} частично шунтируется сопротивлением клеточной жидкости.

Примечание. Перед регистрацией реограмм, производится сканирование величины импеданса на 7 - ми частотах от 5 до 500 кГц, после чего определяется **экстраполированное** значение величины Z^{LF} для частоты - "0" Гц.

Региональный, объёмный кровоток **n** - го региона - **РОК (n)**, на основании выражения (3.16), расчитывается по соотношениям:

$$РОК_N = ОВЖ \cdot \frac{\Delta Z^{MF}}{Z^{LF}} \quad \text{или} \quad РОК_N = ОВЖ \cdot \frac{S_C}{Z^{LF}} \qquad (4.4)$$

где: ОВЖ – объём внеклеточной жидкости (3.23.а),

$\Delta Z^{MF} = S_C$ - интегральная амплитуда реограммы за время систолы (4.2), регистрируемая на традиционной средней частоте (например 50 кГц).

Пульсовое значение регионального объёма крови РОК (п), за 1 удар сердца, определяется по соотношению:

$$\textbf{РОК(п)}= \Delta V_{EF} = \left(K_{ME} \cdot \rho_{EF} \cdot \frac{L^2}{Z^{LF}} + K_{AE} \cdot \frac{Q^2 \cdot L}{4\pi} \right) \cdot \frac{\Delta Z}{Z} \quad \text{(мл)} \quad (4.5.а)$$

Минутный региональный объёмный кровоток РОК соответственно равен:

$$\textbf{РОК(м)}= \left(k_{ME} \cdot \rho_{EF} \cdot \frac{L^2}{Z^{LF}} - K_{AE} \cdot \frac{\rho_{SE} \cdot Q^2 \cdot L}{\rho_{EF} \cdot 4\pi} \right) \cdot \frac{\Delta Z^{MF}}{Z^{LF}} \cdot ЧСС \quad \text{(мл/мин)} \quad (4.5.б)$$

В формуле первая часть уравнения - гомогенный объём, с учётом морфологических особенностей региона, а вторая содержит корректирующую составляющую, учитывающую анизотропные - K_{AE} и морфологические свойства - K_{ME}.

В данной методике, при определении объёмных показателей кровотока, была учтена статическая компонента гетерогенной модели биообъекта - ОВЖ, где величина импеданса - Z^{LF} либо измерялась на частоте порядка 2 - 5 кГц, либо апроксимировалась по данным разночастотных измерений импеданса.

Однако, для расчёта абсолютных объёмов регионального кровотока (4.5), также требуется измерение длин - **L** и периметров - **Qm** всех измеряемых регионов.

Удельный объёмный кровоток - УОК.

Удельные показатели всегда использовались в инвазивных исследованиях Фолковым, Байером, и др. [3, 85], как нормированные величины (универсальные).

Вне зависимости от объёма региона, его формы и размера, формальное деление (1.24) на величину его объёма **V,** является приведением **ΔVк** к 1 грамму тканей. Традицинное умножение на 100 граммов ткани (для удобной оценки), позволяет нормировать происходящие в данном регионе изменения и представлять их в виде удельного изменения объёма жидкости - **ΔV уд** , в миллилитрах в 100 граммах ткани, т.е. ΔV уд = 100 · ΔZ / Z. Нужно заметить, что при измерении МОК, также принята нормировка - выражение результата в виде сердечного индекса - **СИ**, приведённого к 1-му квадратному метру поверхности тела. Тогда СИ крупного спортсмена и

ребёнка могут быть функционально сопоставлены. **Аналогом** является **процентное** выражение результатов.

Заметим, что **для определения УОК измерения антропометрических характеристик - не требуется**. Удельный объёмный периферический кровоток - **УОК**(п) или SVB (specific volume of blood) определяется формальным делением (4.4) на объём ОВЖ (4.5), и далее умножением, как принято, на 100 грамм ткани.

Удельный объёмный кровоток - УОК равен:

$$\textbf{УОК(п)} = k_{A(N)} \cdot \frac{\Delta Z}{Z^{LF}} \cdot 100 \quad (\textbf{мл} \cdot 100 \text{ г.т.}) \qquad (4.6.а)$$

где: Ка(n) - коэффициент анизотропии **n** - го региона (рука, нога, торс и т.д.), $\Delta Z = Sc$ - "интегральная" амплитуда реограммы.

Минутный удельный объёмный кровоток - МУОК равен:

$$\textbf{УОК(м)} = k_{A(N)} \cdot \frac{\Delta Z}{Z^{LF}} \cdot ЧСС \cdot 100 \quad (\textbf{литр}/\text{мин} \cdot 100 \text{ г.т.}) \qquad (4.6.б)$$

где ЧСС - частота сердечных сокращений (1 / мин).

Таким образом, если сложно измерять объёмы регионов в статике (длины и периметры 7-ми различных регионов), то есть реальная возможность оперативно и объективно оценивать изменения объёмного кровотока в динамике, **вне зависимости** от размеров и формы обследуемого участка.

Далее приведём примеры расчёта данных системной гемодинамики (СГД) и объёмов водных секторов (ОВС), полученных при работе по программе "BODY" (за 1 минуту).

Замечание. **Проведение верификации** данных системного анализа гемодинамики и региональных объёмов водных секторов, синхронно для всех регионов, практически **невозможно**, в связи с отсутствием, как прямых, так и косвенных методик. **Данная методика оригинальна и не имеет аналогов**.

Однако полученные результаты могут быть проверены методами экспертных оценок, например, **"контрольной суммой"**, т.е. равенством центрального и периферического кровотока, когда минутный объём большого круга кровообращения равен сумме абсолютных величин кровотока всех регионов МОК = Σ УОК(n) · V (n).

Для иллюстрации, рассмотрим пример оценки результатов исследования здорового пациента, соответствующего по своим антропометрическим данным, среднестатистическому "условному человеку", в положении лёжа.

Данные добровольца "А": вес - 70 кГ, рост -170 см, окружность грудной клетки - 90 см, расстояние между краями подмышечных впадин - 38 см, расстояние между мечевидным отростком и ярёмной ямкой - 24 см, артериальное давление 120 / 80, должная величина сердечного выброса СВ = 80 мл, МОК = 5500 мл / мин., ЧСС=70 (1 / мин). Результаты обследования приведены в сводной Таблице 4.4.

В графах: **V s** - должный объём региона (в % и кг), **РОК** - региональный объёмный и **УОК** - удельный кровоток, далее абсолютные и удельные объёмы общей и внеклеточной жидкостей.

Таблица 4.4. Пример расчёта СГД и ОВС, по программе "BODY".

Регионы	V s (%)	V s (кг)	РОК л/мин	УОК мл/м·100	ООЖ (л)	УОЖ мл·100	ОВЖ (л)	УОЖ мл·100
1. Голова (шея)- (ES)	7	4,9	0,764	15,6	2,69	55	1,225	25
2. Правая рука- (RS)	6	4,2	0,252	6	2,1	50	0,756	18
3. Левая рука - (LS)	6	4,2	0,252	6	2,1	50	0,756	18
4. Правая нога -(NP)	15	10,5	0,525	5	5,77	55	2,1	20
5. Левая нога - (FP)	15	10,5	0,525	5	5,77	55	2,1	20
Все периф.рег. (%)	49	34,3	2,318	7	18,45	26	6,93	10
6. Абдомин.рег- (AR)	38	26,6	1,782	6,7	16,23	61	4,79	18
7. Торак. рег. - (CR)	13	9,1	1,365	15	6,18	68	2,28	25
8. Торс. (TR=EP-ES)	51	35,7	3,141	8,8	22,49	63	7,14	20
9. Аорт. рег. - (BR)	10	7,0	5,46 МОК	78 СВ	4,76	68	1,75	25
Всё тело	100 %	70	5,46 (РОК)	100 %	40,9	58,5	14,08	20,1

Из Таблицы 4.4, видно, что региональный, объёмный кровоток всей периферии составляет 5460 мл / мин. (99,7%). Минутный объём крови (аортального региона - BR) также 5460 мл / мин.

Таким образом - "**контрольная сумма**" регионального кровотока (РОК), практически совпадает с центральным, т.е. должным объёмом МОК.

Распределение измеренных объёмов кровотока по регионам, а также объёмов жидкостей, видно из таблицы. Сумма региональных объёмов жидкостей ООЖ (≈ 60%) и ОВЖ (≈ 20%) также совпадает с литературными данными верификационных исследований.

Из Таблицы 4.4. также видно, что данные абсолютных величин кровотока 6-ти регионов тела человека **РОК**, не обладают наглядностью - процентному выражению кровоснабжения нормированного объёма, равного 100 граммам ткани. Тем более, если его масса будет

значительно меньше или больше. Данные относительных величин **УОК -** чётко показывают, что кровоснабжение, выраженное в процентах, не зависит от массы тела обследуемых пациентов.

Примечание. По желанию оператора, в таблицу результатов могут быть включены все ранее указанные характеристики, параметры и показатели, определяемые для всех регионов.

Резюме. По предлагаемой технологии возможно определение **абсолютных и удельных** величин пульсового и минутного кровотока 8-ми регионов, составляющих всё тело человека.

Многократные апробации методики BODY показывают **достоверные результаты верификации модели,** проведённые методом контрольных сумм.

Перераспределение внеклеточной жидкости на периферии.

Предлагаемая методика также позволяет, для всех периферических регионов (**n**), по медленным изменениям импеданса - **ΔZ,** рассчитывать перераспределение **внеклеточной** жидкости (крови) **ΔУВЖ** между регионами.

Таблица 4.5.а. Пример расчёта СГД и ОВС по программе "BODY", при ортостатическом воздействии - **для периферии**.

Отведение	Этап исследования	ЧСС 1 / мин	Z n Ом	A рео Ом	Δ УОЖ мл·100г	УОК мл·100г	Δ УОК (%)
1. ES	**Лёжа**	64	34	0,131	**0**	**24,659**	**0**
ES	**Стоя**	73	37	0,147	**8,108**	**29,003**	**14,977**
ES	**Нагрузка**	115	38	0,134	**2,631**	**40,553**	**28,481**
ES	**Постнагр**	93	39	0,151	**2,564**	**36,008**	**-12,622**
2. RS	**Лёжа**	64	128	0,165	**0**	**8,25**	**0**
RS	**Стоя**	73	130	0,159	**1,538**	**8,928**	**7,598**
RS	**Нагрузка**	115	129	0,138	**-0,775**	**12,302**	**27,425**
RS	**Постнагр**	93	128	0,151	**-0,781**	**10,971**	**-12,134**
3. LS	**Лёжа**	64	133	0,173	**0**	**8,324**	**0**
LS	**Стоя**	73	134	0,163	**0,746**	**8,879**	**6,250**
LS	**Нагрузка**	115	133	0,146	**-0,751**	**12,624**	**29,659**
LS	**Постнагр**	93	132	0,169	**-0,757**	**11,907**	**-6,023**
4. FP	**Лёжа**	64	99	0,077	**0**	**4,977**	**0**
FP	**Стоя**	73	95	0,068	**-4,2105**	**5,225**	**4,736**
FP	**Нагрузка**	115	96	0,059	**1,0417**	**7,067**	**26,068**
FP	**Постнагр**	93	97	0,061	**1,0309**	**5,848**	**-20,847**
5. NP	**Лёжа**	64	98	0,079	**0**	**5,159**	**0**
NP	**Стоя**	73	95	0,071	**-3,157**	**5,455**	**5,436**
NP	**Нагрузка**	115	96	0,06	**1,041**	**7,187**	**24,093**
NP	**Постнагр**	93	97	0,061	**1,030**	**5,848**	**-22,896**
6. AR	**Лёжа**	64	18	0,048	**0**	**17,067**	**0**
AR	**Стоя**	73	17,5	0,037	**-2,857**	**15,434**	**10,576**
AR	**Нагрузка**	115	17	0,041	**-2,941**	**27,735**	**-44,351**
AR	**Постнагр**	93	16	0,039	**-6,25**	**22,669**	**22,35**

Удельные показатели также удобны, для расчёта изменений объёмов жидкости и венозной крови, при регистрирации динамики жидких фракций в тканях - ΔУОЖ (как - ΔУОК), при поэтапном наблюдении за гемо и гидродинамикой, например при ортостатическом воздействии.

Таблица 4.5.б. Пример расчёта СГД по программе "BODY", при ортостатическом воздействии - **для центрального региона**.

Отведение	Этап исследования	ЧСС 1 / мин	Z (BR) Ом	A рео Ом	СВ (мл)	УОК мл/100г	МОК мл/мин
7. BR	**Лёжа**	**66**	**13,1**	**0,115**	**71,072**	**57,939**	**4690,7**
BR	**Стоя**	**75**	**14,1**	**0,126**	**72,347**	**67,021**	**5426**
BR	**Нагрузка**	**117**	**13,9**	**0,118**	**68,729**	**99,324**	**8041,3**
BR	**Постнагр**	**95**	**14,1**	**0,111**	**63,734**	**74,787**	**6054,8**

Методика была апробирована при активной ортостатической пробе, т.е. переходе пациента из положения лёжа в положение стоя, при пробе с физической нагрузкой (30 приседаний в произвольном темпе) и в периоде релаксации после нагрузки. Данные представлены в Таблицах 4.5.а, и 4.5.б.

Обозначения: А рео - амплитуда реограммы (Ом), Δ УОЖ - изменение удельного объёма жидкости (мл·100 г.т.), а Δ УОК - изменение удельного, объёмного кровотока (мл·100 г.т.), относительно предыдущего этапа измерения (значения объёмов 1 и 2 графы идентичны при Δ = 0).

Величина V (BR) = 8096 куб.см. - объём аортальной области - BR. Из таблицы видна степень перераспределения жидкости и кровотока в каждом регионе, их величины и направленность. При вставании и физической нагрузке наблюдается существенное увеличение кровотока головы, и увеличение жидкости в абдоминальном регионе (таб. 4.5.а).

При нагрузке значительно растёт минутный объём, но в основном за счёт пульса, а в постнагрузке сердечный выброс снижается (таб. 4.6.б).

Также следует заметить, что УОК аортального региона прямо пропорционален минутному объёму и, при функционально - диагностических воздействиях, не требуется проведение антропометрических измерений и расчёта его объёма (для конкретного пациента).

Параметры центральной гемодинамики.

Объёмные параметры (характеристики) центральной гемодинамики, в рамках технологии (методики) оценки **СГД**, **определяются в отведениях CR и BR.**

Напомним, что в аортальном отведении **BR** регистрируется кровоток, в основном, большого (системного) круга кровообращения, а в центральном отведении **CR регистрируется суммарный** кровоток большого и малого (лёгочного) круга.

Объективная характеристика интенсивности кровотока - **удельный объём кровотока в центральной области УОК (ц)**, может быть расчитан аналогично периферическому кровотоку - УОК (п) (4.5.б).

Однако, в этих регионах интегральная амплитуда реограммы $\Delta Z^{MF} = S_S$, определяется только за время систолы Ts (4.3).

Величину **РОК (ц)**, традиционно принято определять в абсолютных единицах (мл), как сердечный выброс - **СВ** крови или минутный объём кровообращения - **МОК**, обеспечивающий кровоток всей периферии (мл / мин). Определение регионального кровотока аортальной (BR) и центральной (CR) области - РОК (ц), в принципе, позволяет рассчитать величину СВ и МОК, при условии определения объёма области измерения.

РОК аортальной области BR, т.е. сердечный выброс равен:

$$CB = k_V \cdot V_{BR} \cdot УОК_{Ц} / 100 \quad \text{(мл)} \qquad (4.7)$$

где: V_{BR} - эффективный объём аортальной области, имеющий форму горизонтально расположенного эллипсоида вращения.

Эффективный объём аортальной области измерения равен:

$$V_{BR} = K_V \cdot 4/3 \cdot \pi \cdot L_M \cdot L_B \cdot L_G \qquad (4.8)$$

где: K_V - коэффициент эффективной области измерения (~0,88),

L_M - расстояние от мечевидного отростка до ярёмной ямки,

L_B - расстояние между подмышечными впадинами,

L_G - расстояние от передней до задней поверхности грудной клетки.

Антропометрические характеристики указаны в Приложении 3.

Для расчёта V_{BR}, дополнительно измеряется периметр грудной клетки, на "подмышечном" уровне $L_G = (2 \cdot Q_B / \pi) - L_B$. Величина - Lg определяется по соотношению:

$$L_G = \left(\frac{\sqrt{L_B / 2} + \sqrt{6 \cdot Q_B / \pi - 4 \cdot L_B}}{3} \right)^2 \qquad (4.9)$$

Величина - Lg также может быть определена через периметр грудной клетки, на уровне мечевидного отростка $L_G = (2 \cdot Q_M / \pi) - L_B$.

Окончательно, для определения величины сердечного выброса SV_{BR} аортальной области, расчётная формула имеет следующий вид:

$$SV_{BR} = (K_D) \cdot L_M \cdot L_P \cdot Q_P \cdot (S_S / Z^{LF}) \text{ (мл)} \qquad (4.10)$$

Резюме.

Проведённые исследования показали, что контроль гемодинамики (СГД) нельзя производить **без технологии** оценки объёмов водных секторов ОВС, в частности, внеклеточной жидкости (крови). Объём ОВЖ является основной - **статической** компонентой уравнения гемодинамики БО гетерогенной структуры.

Моделирование и анализ дисперсионных свойств БО показали, что полная эквивалентная схема БО содержит дополнительную, индуктивную компоненту - L, образованную магистральными сосудами, положительно влияющую на точность определения ОВС.

Анализ технологий оценки ОВС показал, что традиционный метод определения активных компонент - сопротивления внеклеточной **RE** и клеточной **RC** жидкости, путём построения и **апроксимации** векторной диаграммы (годографа), обладает существенными погрешностями определения указанных компонент.

Предлагаемая технология, по классическому методу **экстраполяции** данных от **0** гЦ до **5** гигаГерц, при инструментальных измерениях в диапазоне 5 - 500 кГц, обеспечивает более точные данные - определения компонент полного импеданса, и соответственно - ОВС.

Анализ влияния внутриклеточной жидкости (клеточных мембран), показал, что традиционный расчёт фазового угла комплексного **сопро-**

тивления |Z| (по годографу), менее информативен, чем по комплексной **проводимости** - непосредственно между компонентой RE и Xc (Yc=1/Xc).

Гемодинамическое моделирование синтезированных реограмм 8-ми регионов БО, анализ и экспериментальные исследования (измерения), позволили разработать **технологию** оценки системной гемодинамики **СГД ,** т.е. **динамической** компонентой уравнения гемодинамики БО, гетерогенной структуры.

Проанализирована структура и **синтезирована** 2-х фазная реограмма по сердечному выбросу (за время изгнания), и по артериальному оттоку крови артериального русла (за время сердечного цикла).

Систематизированы наиболее информативные параметры реограмм при их **контурном** анализе. Обосновано использование полного гемодинамического цикла - **интегральной реограммы,** для оценки системной гемодинамики.

Получены формулы расчёта **регионального РОК** (в абсолютных единицах - миллилитрах) и удельного объёмного кровотока **УОК,** во всех регионах тела человека, включая **центральную** гемодинамику, т.е. **УОК** и **РОК** аортальной области (эквивалент сердечного выброса).

ГЛАВА 5

ИНСТРУМЕНТАЛЬНОЕ ОСНАЩЕНИЕ МЕТОДИК.

Для реализации технологий оценки системной гемодинамики СГД и определения объёмов водных секторов ОВС тела человека, разработано соответствующее инструментальное оснащение.

Рис.5.1. Анализатор водных секторов **АВС-01** - "МЕДАСС"

5.1. Разработка Анализаторов гемодинамики и состава тела.

Для расчёта объёмов водных секторов (**ОВС**), в клинической практике, с 2002 года выпускается программно-аппаратный комплекс "Анализатор Водных Секторов "АВС-01-МЕДАСС" (рис.5.1). Прибор АВС-01 был рекомендован к применению в медицинской практике комитетом по новой медицинской технике МЗ РФ и соответствует ТУ 9441-003-33682701-97.

Прибор АВС-01 предназначен для оценки состава тела человека, путём измерения параметров импеданса 8-ми различных регионов тела человека, а также используется для целей фитнеса [55].

В 2008 году разработаны образцы Медицинских Анализаторов Гемодинамики (Импедансных) **МАГИ-01**, **обеспечивают мониторный контроль системной гемодинамики - СГД**, в дополнение **ОВС**, различных регионов всего тела человека (рис.5.2), [51, 67, 68, 83, 91, 92] .

Фактически это диагностические измерительные системы (в дальнейшем "приборы"), состоящие из измерительного преобразователя "импеданс-напряжение", электродных систем, компьютера высокой производительности, например IBM PC/AT не ниже 486DX4-100/4/420, монитора, принтера и др.

В состав комплекса также входит программное обеспечение, для гибкого (микропроцессорного) управления техническими характеристиками прибора, а также прикладные программы, для обработки физиологической информации и функционально-диагностического анализа результатов обследования.

5.1.1. Конструктивное исполнение приборов.

Приборы выполнены в пластмассовых корпусах "BOPLA", размером, соответственно 250 x 200 x 120 мм и 250 x 200 x 70 мм.

Рис.5.2. Медицинский Анализатор Гемодинамики (Импедансный) МАГИ-01-К (**Клиническое исполнение**).

Клиническое исполнение прибора предусматривает его настольную установку рядом с пациентом и подключение к компьютеру, с помощью соединительного кабеля.

5.1.2. Функциональные схемы приборов.

Приборы имеют принципиально новую функциональную схему измерения, отличающуюся от схем традиционных реографов [92].

Функциональная схема прибора **АВС-01** представлена на рис. 5.3. На рис. 5.4. представлена блок - схема прибора МАГИ-01. Приборы содержат следующие блоки.

1. Измерительный генератор для АВС-01 работает на 31-й дискретной частоте, в диапазоне от 2 до 500 кГц.

Для **МАГИ-01** используются 7 частот в том же диапазоне, но в связи с математической экстраполяцией импеданса, обеспечена **возможность анализа** величины импеданса в диапазоне частот от 0 Гц до 5 гГц (гигаГерц).

Генератор состоит из процессора (PROC), формирующего цифровой синусоидальноый сигнал, цифро-аналогового преобразователя (DAC) и генератора константного тока (GEN) с симметричным изолированным входом, относительно "взвешенной земли", и внутренним сопротивлением $\rightarrow \infty$.

Сигнал тактового генератора прямоугольной формы (16 мГц) формируется от прецизионного высокостабильного источника напряжения.

Таким образом, обеспечивается высокая, не только фазовая, но и амплитудная стабильность. Отношение сигнал / шум - $\Delta \approx 0{,}1 \cdot 10^{-5}$ (после детектора).

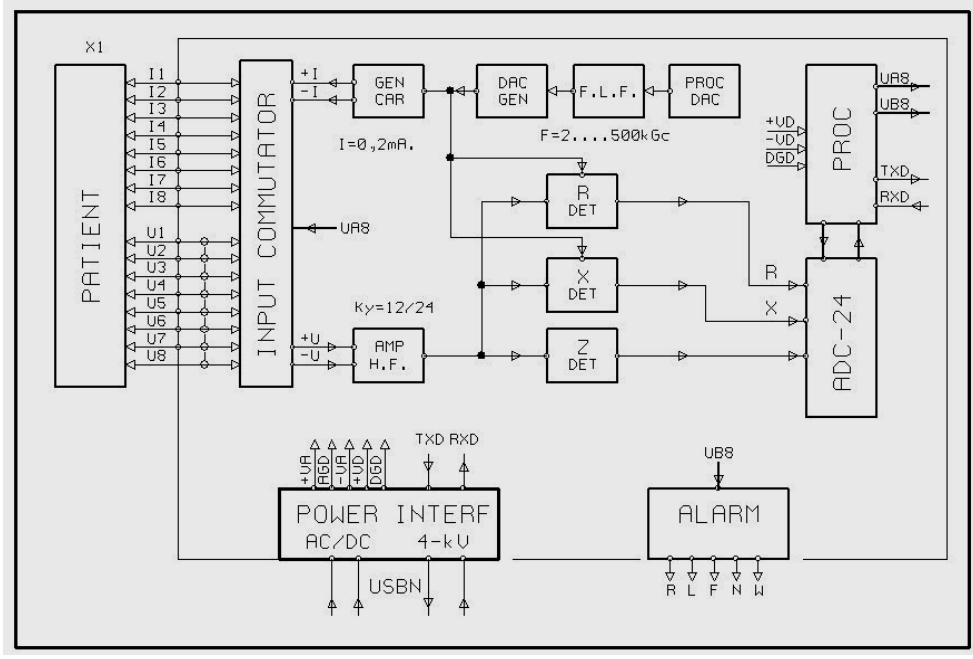


Рис.5.3. Функциональная схема прибора АВС-01.

Дополнительный (переключаемый) фильтр низких частот (F.L.F), предназначен для снижения нелинейных искажений синусоидального сигнала, в связи с тем, что количество частот не кратно минимальному интервалу (0,5 мкс) "квантуемого" генератора.

2. Коммутатор отведений (INPUT COMMUTATOR) токовых (**I** 1 - **I** 8) и измерительных (**U** 1 - **U** 8) электродов, установленных на пациенте (PATIENT), обеспечивает их программируемое подключение. Коммутатор АВС-01, предназначен только для измерения импеданса (но не реограммы) и работает с частотой до 480 Гц, обеспечивая частоту выборок Z, R, Z, на каждом из 8-ми каналов не более 20 Гц. Коммутатор **МАГИ-01**, предназначенный для регистрации гемодинамики, работает с частотой 1024 или 2048 Гц, обеспечивая частоту выборок 128 или 256 Гц, на каждом из 8-ми каналов. Для технологий регистрации сигналов высокого разрешения возможна работа 2-мя каналами, с частотой по 1024 Гц на каждый канал коммутации.

3. Измерительный высокочастотный усилитель (AMPL.H.F.), также с симметричным изолированным входом, высоким входным сопротивлением и коэффициентом режекции (подавления синфазного ВЧ сигнала), работает в диапазоне от 0 до 500 кГц, обеспечивая нелинейность АЧХ, менее 5 %.

4. Детекторы. В **МАГИ-01** используется "амплитудный детектор" (AMP.DET) для измерения полного импеданса Z.

В **АВС-01** дополнительно используются два синхронных детектора, для измерения активной (R.DET) и ёмкостной (X.DET) компонент импеданса.

5. Аналого-цифровые "Σ Δ - преобразователи" (ADC-24 и FDC-24) обеспечивают 24-х разрядную оцифровку данных. В АВС-01 используется последовательный ввод данных с детектора.

В **МАГИ-01** дополнительно введено "аналоговое запоминающее устройство" (SELECT), на 8 измерительных каналов, работающее по принципу выборки - хранения, но аналоговых данных.

6. Базовый управляющий микропроцессор (PROC) обеспечивает управление всеми выше указанными функциональными блоками, по программам, устанавливаемым оператором.

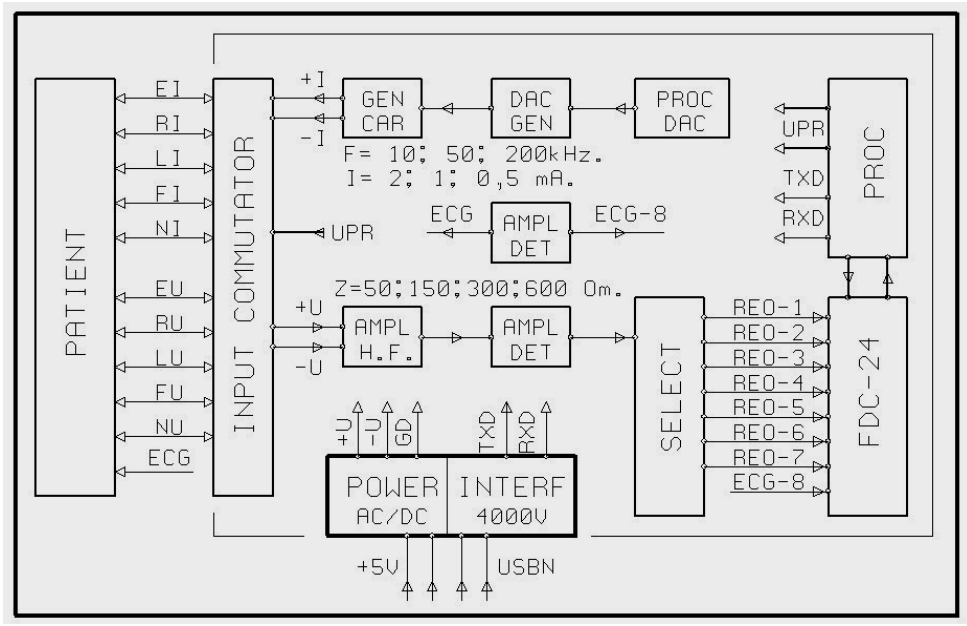


Рис.5.4. Блок - схема прибора МАГИ-01 (К).

7. Блок интерфейса (INTERF) с гальванической развязкой питания, обеспечивает работу канала связи с портом USB компьютера со скоростью ≈ 1,15 кБт/с.

8. Блок питания (POWER), с гальванической развязкой (на 4 kV), обеспечивает соответствующие напряжения для аналоговых и цифровых цепей (+ 5 V и - 5V), через кабель питания, длиной 2 – 3 метра.

Особенности работы приборов.

1. Дополнительно оба прибора имеют (ALARM) **блок индикации качества наложения электродов** (на 5 цветных светодиодов E, R, L, F, N). При превышении (контактного) сопротивления в цепи токовых электродов (более 300 Ом), на передней панели прибора зажигается световой и звуковой сигнал тревоги). Контроль производится в процессе записи автоматически.

2. Приборы содержат дополнительный блок контроля величины сопротивления "связи", между токовыми электродами и потенциальными электродами, т.е. **измеряют все параметры 4-х полюсника**.

Определение величин всех сопротивлений (импедансов), при тетраполярном методе коммутации электродов, позволило ввести коррекцию и повысить **точность измерения до 1 %.**

3. Прибор МАГИ-01 обеспечивает регистрацию реограмм и плетизмограмм - ΔZ, без искажений фильтрами (по постоянной составляющей $\tau = \infty$), а также регистрацию реопневмограмм.**4.** Прибор МАГИ-01 обеспечивает регистрацию сигнала электрокардиограммы - ЭКГ (по 8-му каналу) для синхронизации, при временном анализе реограмм.

5. Приборы обеспечивают сопряжение с персональным компьютером и передачу данных, для их обработки и анализа, а также обработку данных измерений, по заданным алгоритмам, анализ функционально - диагностической информации, в соответствии с утверждёнными медицинскими методиками и диагностическую интерпретацию результатов обследования.

5.1.3. Технические характеристики приборов.

Отметим, что функционально, АВС-01 относится к категории **биоимпедансметров**, а МАГИ-01 к категории - **реоплетизмографов**. Поэтому к ним предъявляются различные технические и функциональные требования.

Характеристики прибора АВС-01.

1. Диапазон измерения импеданса Z равен от 10 до 800 Ом и разбит на 5 поддиапазонов: 10 - 50; 20 - 100; 40 - 200; 80 - 400; 160 - 800 (Ом). Увеличение измеряемого импеданса каждого поддиапазона обеспечивается уменьшением величины тока генератора.

2. Эффективное значение зондирующего тока, соответственно, равно: 2,0; 1,0; 0,5; 0,25; 0,5; 0,125 ± 1% мА.

3. Погрешность измерения - Z не превышает величины 2 %, активного - R сопротивления 4 %, ёмкостного - X сопротивления 6 %, (без учёта коррекции).

4. Частоты зондирующего тока: 5,0; 5,9; 6,8; 8,0; 9,1; 10,5; 12,5; 15,4; 17,4; 20,0; 23,5; 28,5; 31,1; 36,2; 43,3; 49,7; 58,4; 70,8; 79,2; 89,9; 98,8; 123,1; 148,2; 163,3; 195,2; 235,3; 266,7; 307,7; 363,7; 432,5; 500,1 ±1 %.

5. Частота опроса данных - 20 ± 1% Гц .

6. Питание прибора осуществляется постоянным напряжением с номинальным значением +5 В ± 10% от USB - порта компьютера. По электробезопасности прибор соответствует требованиям ГОСТ Р 50267.01 для типа защиты BF класса II.

Характеристики прибора МАГИ-01.

Медицинский анализатор гемодинамики (импедансный) МАГИ-01-МЕДАСС, в соответствии с Техническими Условиями должен обеспечивать:

- измерение **тетраполярным** методом модуля полного электрического сопротивления **- Z**, участков тела человека, для расчёта и анализа региональной гемодинамики тела человека, по заданным алгоритмам;
- регистрацию медленных и быстрых, т.е. "**пульсовых**", изменений биоимпедансов **- dZ**, для анализа параметров региональной гемодинамики;
- регистрацию сигнала электрокардиограммы **- ЭКГ**, для осуществления **временных отсчетов** при амплитудно-временном анализе величин пульсовых изменений биоимпедансов;
- сопряжение с персональным **компьютером** и передачу данных, для их обработки и анализа;
- анализ функционально-диагностической информации, в соответствии с утверждёнными медицинскими методиками оценки гемодинамики.

Прибор по электробезопасности должен соответствовать требованиям (ГОСТ Р 50267.01) для типа защиты **BF** (класса II).

К прибору должно прилагаться программное обеспечение и профильные медицинские программы.

Прибор может быть использован в поликлиниках, стационарах, научно-исследовательских институтах, кабинетах функциональной диагностики, отделениях интенсивной терапии и реанимации и т.д.

Требования к параметрам и характеристикам.

1. Прибор должен обеспечивать преобразование измеряемого импеданса - Z, эквивалентного распределённым сопротивлениям биообъекта, в цифровой код и передачу его в ПЭВМ.

2. Прибор должен обеспечивать коммутацию 7-ми биоимпедансных отведений, для различных участков тела пациента, по единому мультиплицируемому каналу измерения Z и регистрацию 1-го отведения ЭКГ- сигнала.

3. Диапазон преобразования сигналов импеданса - Z должен быть в пределах от 10 до 1200 Ом.

4. Диапазон преобразования пульсовых изменений сигналов импеданса - dZ должен быть в пределах от 0,1 до 5,0 Ом.

5. Относительная погрешность измерения импеданса - Z не должна превышать величины ± 3 %.

6. Погрешность измерения - dZ не должна превышать величины 4%.

7. Эффективное значение зондирующего тока в каждом отведении должно быть не более 2 мА.

8. Частоты зондирующего тока должны быть равны: 10, 50, 100, 200, 285, 400 и 500 кГц ±1 %.

9. Верхняя граничная частота регистрации, для пульсовых изменений импеданса - dZ, должна быть не менее 15 гц (на уровне 0,7) и для импеданса - от 0 Гц.

10. Прибор должен обеспечивать преобразование **ЭКГ**- сигнала в диапазоне от 40 до 150 уд/мин, с погрешностью не более 2,5 % (5 мс).

11. Диапазон преобразования амплитуд ЭКГ - сигналов, должен быть в пределах от 0,5 мВ до 5 мВ.

12. Полоса пропускания частот ЭКГ- сигнала должна быть не менее чем 0,2 - 50 Гц (на уровне 0,9).

13. Питание прибора должно осуществляться постоянным напряжением с номинальным значением + 5 В ± 10% , например от USB - порта ПЭВМ. По электробезопасности прибор соответствует требованиям ГОСТ Р 50267.01 для типа защиты BF класса II.

Программное обеспечение измерений.

Программное обеспечение приборов соответствует всем традиционным требованиям, предъявляемым к функционально - диагностическим комплексам подобного типа. На рис. 5.5.а. - 5.5.в. представлены фрагменты программ.

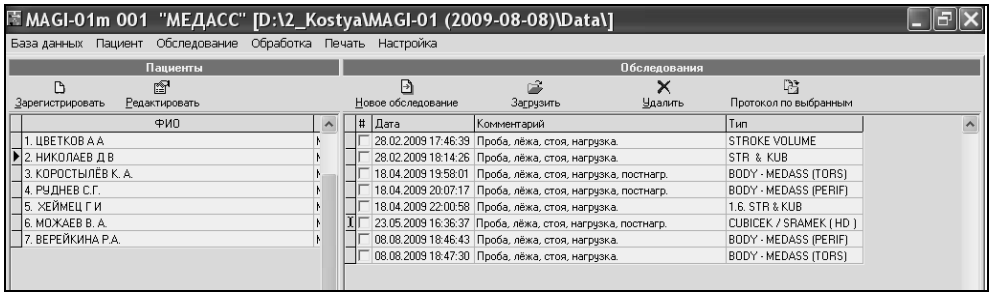


Рис.5.5.а. Фрагмент регистрации обследуемых пациентов.

В состав программ входит (см. рис. 5.5.а): база данных, регистрация и редактирование данных пациента, обследования данного пациента, обработка и расчёт параметров обследования, печать протокола обследования или экранной формы, настройка параметров рабочих программ, таблиц и др.

При команде "новое обследование" (см. рис. 5.5.б) открывается каталог медицинских программ обследования пациента : центральная, полисегментная, системная и др.

Рис.5.5.б. Фрагмент экрана выбора рабочих программ.

В каждом разделе есть возможность выбора. Например, в системной гемодинамике (см. рис. 5.5.в), можно выбрать: BODY (TORS / PERIF), GEMO, FORMED.

Программа BODY состоит из 2-х подпрограмм: регистрации периферического кровотока PERIPH и центрального кровообращения TORS. Она работает и в мониторном режиме.

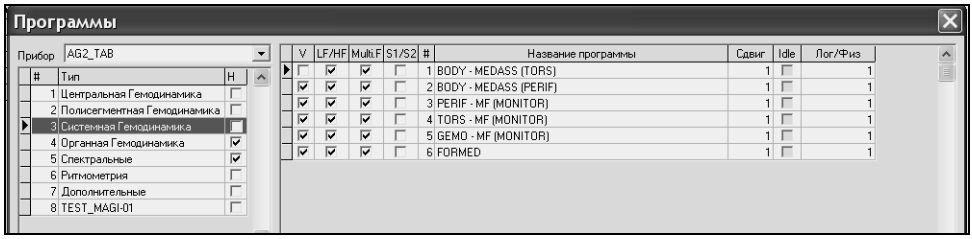


Рис.5.5.в. Фрагмент экрана выбора рабочих программ BODY.

Методика BODY позволяет работать в любой из предложенных программ, в режиме непрерывной или эпизодической регистрации, с сохранением данных. Также возможно работать по нескольким методикам, включаемым попеременно, указав их последовательность и время регистрации в каждой из них (формирование режима осуществляет оператор, фактически создавая новую индивидуальную программу). Программы предусматривают вывод различных групп данных.

Для тщательного контроля, выделения точек разметки реограмм (амплитудно-временных характеристик), возможен просмотр в разделе "данные" с возможностью выбора любого фрагмента регистрации.

Для просмотра расчётных параметров гемодинамики и жидкостного анализа, предусмотрен раздел "параметры". Набор табличных данных определяется и корректируется оператором.

Для вывода выбранных данных, характеристик и параметров, предусмотрен раздел "Протокол", куда также вносятся регистрационные и антропометрические характеристики пациента, фрагменты записей и заключение врача.

В таблицу расчётных и регистрируемых параметров, по желанию оператора, могут быть включены региональные и центральные, характеристики, показатели и параметры, определяемые для всех реографических и системных отведений

Предусмотрено оперативное управление техническими характеристиками.

Замечание. Объём книги не позволяет подрбно останавливаться на особенностях программного обеспечения измерений.

5.2. Перспективы развития инструментального обеспечения.

Аппаратура

Опыт использования промышленного биоимпедансметра **АВС-01** и опытных образцов **МАГИ-01** позволил выявить направление дальнейшего развития биоимпедансных методов и анализаторов, для более полного контроля системной гемодинамики.

Рис.5.6. "**Мобильное**" исполнение прибора **МАГИ-01- М**.

На Рис.5.6. показан опытный образец прибора в **мобильном** исполнении. Прибор выполнен в металлическом (алюминиевом) корпусе "ALUBOS BOPLA", размером 200 х 100 х 35мм.

Для МАГИ-01_М, питание обеспечивается через соединительный кабель (INTERF), длиной до 10 метров, и выносной преобразователь питания (POWER), размером (90х50х30 мм), с гальванической развязкой напряжения питания и двухпроводной линией интерфейса. Это обусловлено дополнительным преобразованием сигнала USB порта в RS-232.

Отметим, что мобильный вариант может быть размещён напосредственно у тела пациента, что весьма удобно при работе в условиях операционных, при велоэргометрических пробах и др.

Использование наложения хлор-серебрянных электродов на руках и ногах естественно подтолкнуло совместить метод Рео и ЭКГ. Дополнительное обследование электрической активности сердца с математическим анализом сердечного ритма (ЭКГ ритмо или хронометрия) [2] значительно расширяет дигностические возможности при обследовании пациентов по методике BODY.

На рис.5.7. представлен фрагмент блок–схемы, обеспечивающий инструментальную реализацию возможности поочерёдной регистрации **6-ти каналов реограммы** (РЕО) **или 6-ти стандартных каналов электрокардиограммы** (ЭКГ). Регистрация производится **с общих** для **СГД**, **ОВС** и **ЭКГ** электродов - RU. . . . EU.

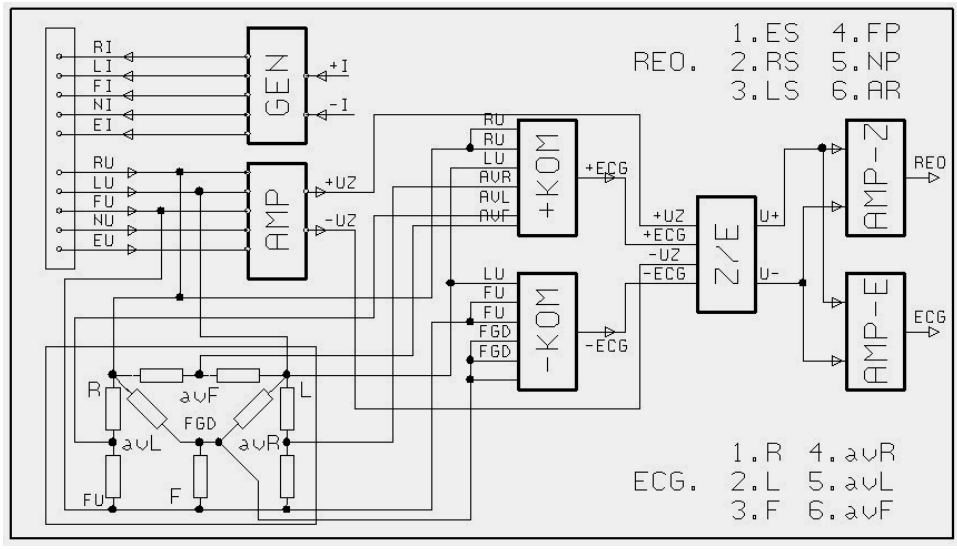


Рис.5.7. Фрагмент блок – схемы, обеспечивающий регистрацию 6-ти каналов РЕО и 6-ти каналов ЭКГ, с общих электродов.

Генератор тока (GEN), аналогично МАГИ-01, поступает на соответствующие электроды. Сигнал с измерительных (хлор-серебрянных ЭКГ электродов) поступает на усилитель высокой частоты (АМР) и далее на коммутатор (Z / E).

При установке коммутатора (Z / E) в положение Z, высокочастотный сигнал (через конденсаторы) поступает на последующий усилитель (АМР-Z, с "закрытым входом") и далее на детектор, для измерения импеданса и регистрации 6 - ти каналов реограммы (РЕО). При установке коммутатора (Z / E) в положение E, регистрируются 6 каналов ЭКГ, в стандартных (R, L, F) и "грудных" отведениях (**avR, avL, avF**). Непосредственно с электродов (RU, LU, FU) ЭКГ - сигнал поступает на схему, называемую "**треугольником Эйнтховена**" и далее на коммутаторы ЭКГ - отведений (+КОМ и - КОМ). Затем сигналы выходят из коммутатора (Z / E) и поступают на усилитель (АМР-E, с "открытым входом").

Примечание. Совокупность реографических отведений обеспечивает контроль СГД всго тела (с 5-ти ЭКГ- электродов). Измерительный комплекс МАГИ-01 синхронно регистрирует до 7-ми отведений.

Возвращаясь к анализу отведений проведённому методом комбинаторики, можно получить 7 дополнительных ЭКГ отведений, основанных не на треугольнике, а на пятиугольнике (Рис. 5.8).

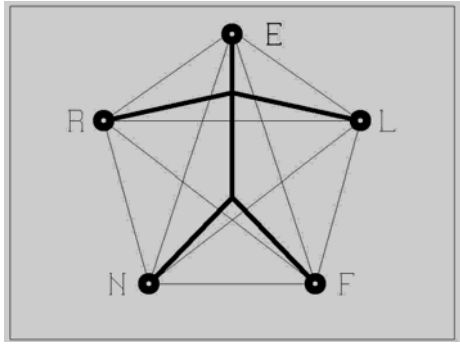


Рис. 5.8. Схема отведений потенциалов при 5-ти электродной системе измерения.

К стандартным отведениям I - RL, II - RF и III - LF, можно добавить: RN, LN, FN, а также ER, EL, EF и EN. Это несомненно повысит точность проведения векторного анализа сердца.

Заметим, что Эйнтховен сконструировал первый электрокардиограф в1903 году, вес прибора составлял около 270 кг, а треугольник был принят, в связи с необходимостью заземления (правой ноги - N).

Инструментальное оснащение кабинета СГД и ЭКГ.

Рассматривая, с позиций инструментального оснащения медицинских учреждений, появление технологии, позволяющей в течение нескольких минут провести полное (скрининговое) обследование гемо и гидродинамики человека, или стационарное мониторное длительное наблюдение, можно предположить следующее.

Сейчас существуют кабинеты обследования: "ЭКГ", "УЗИ", "ФИТНЕС". Раньше были распространены кабинеты реоплетизмографии "РПГ". Аналогично возможно оборудование новых, комплексных, функционально-диагностических кабинетов, для обследования: СГД, ОВС и ЭКГ.

Функционально-диагностические кабинеты могут быть оснащены измерительным прибором типа **МАГИ-01-м**, с монитором и принтером, измерителем контуров тела пациента, кушеткой с откидными "крыльями" для рук и иным вспомогательным оборудованием общепринятого назначения. Может проводиться исследование не только по методике BODY, но и анализ вариабельности сердечного ритма (на том-же оборудовании).

Использование ритмокардиографии полволило разработать технологию исследования **ритмогемометрии - РГМ**. Если при кардиоритмометрии (хронокардиографии) проводится математический анализ электрокардиограммы, то при ГРМ - анализ реограмм для оценки параметров распределения: математическое ожидание, мода, среднеквадратическое отклонение, вариационный размах, асимметрии и т.д.

Также, на базе апробированных методик, возможна разработка новой методики - оценки **массы циркулирующей крови** человека - МЦК.

Резюме. Для реализации методик определения - **объёмов водных секторов** (ОВС) **жидких** сред в 8-ми регионах, и всём теле человека, разработан промышленно выпускаемый Анализатор водных секторов "**АВС-01**", с соответствующим программным обеспечением [91, 92].

Для определения параметров **системной гемодинамики** - (СГД) и ОВС, во всех регионах тела человека, разработаны опытные образцы программно-аппаратного комплекса Медицинского анализатора гемо и гидродинамики "**МАГИ-01**".

Целесообразна разработка проекта инструментального и методического оснащения новых функционально-диагностических кабинетов, для обследования по методикам: BODY, CENTR, PERIF, СВ (П), СВ (Л), ЭКГ и РГМ (на основе разработанного оборудования).

ГЛАВА 6

РАЗРАБОТКА И АПРОБАЦИЯ КЛИНИЧЕСКИХ МЕТОДИК

В результате ранее проведённых работ, были разработаны два типа инструментальных биоимпедансных методик (технологий), неинвазивного оперативного контроля системной гемодинамики (**СГД**) и определения объёмов водных секторов (**ОВС**) тела человека.

В разделе 1.6, данной работы, были поставлены технологические9 задачи разработки новых инструментальных и клинических методик. В разделе 2.2, решены вопросы локализации 8-ми областей измерения. В разделе 3.3 и 3.4, разработана модель БО гетерогенной структуры и получены алгоритмы расчёта объёмов СГД и ОВС. В Главе 5, разработано инструментальное оснащение, необходимое для клинической апробации новых методик.

Перейдём к описанию разработанных клинических методик.

6.1. Комплексная методика контроля СГД и ОВС - "BODY"

Комплексная методика "BODY" предназначена для контроля центральной и периферической гемодинамики тела человека, а также объёмов жидких сред, т.е. **СГД** и **ОВС** тела человека. Для контроля состояния и происходящих изменений основных характеристик гемодинамики и объёмов жидких сред организма, были выбраны **8** основных, исследуемых регионов, которые в сумме составляют всё тело человека: **6** – периферических и **2** - торсовых [90, 91].

Для удобства клинического использования предлагаемой технологии, комплексная методика **BODY**, включает в себя **4** составляющие, т.е. подпрограммы.

1. Методика контроля **периферического** кровотока **"PERIPH"** (периферия).

2. Методика контроля кровообращения **центральных** областей торса **"CENTR"** (центр).

Каждая из этих программ может работать в автономном - мониторном режиме. По методике BODY, через каждые 15 - 30 секунд (попеременно) регистрируются параметры периферической и центральной гемодинамики.

Заметим, что МАГИ-01 имеет 8 каналов, а для непрерывного мониторного контроля СГД и ОВС необходима 12-ти канальная техническая реализация коммутации.

3. Методика мониторного контроля величины сердечного выброса **малого круга кровообращения SV-RV** или **СВ (П)**.

4. Методика мониторного контроля величины сердечного выброса **системного - большого круга кровообращения SV-LV** или **СВ (Л)**.

Как разновидность упомянутых методик, далее также рассмотрим производные от методики BODY: TORS, GEMO и др.

6.1.1. Измерение периферических и центральных регионов.

На рис. 6.1. представлены основные регионы, реографические отведения и места наложения электродов (описанные в разделе 1.2).

Места наложения электродов и обозначения цветов:

R - правая рука - **красный** цвет;
L - левая рука - **жёлтый** цвет;
F - левая нога - **зелёный** цвет;
N - правая нога - **синий** цвет;
E - голова - **белый** цвет.

Напомним принятые характерные анатомические точки на торсе:

S - уровень границы шеи и груди (яремная ямка);
M - уровень мечевидного отростка грудины;
P - уровень паховой промежности;
E - лобный (височный) уровень головы.

Отведения периферических регионов (PERIPH).

1. **ES** - голова, от шеи (**S**) до лобной области, на височном уровне.
2. **RS** - правая рука, от кисти до подмышечной впадины.
3. **LS** - левая рука, от кисти до подмышечной впадины.
4. **FP** - левая нога, от щиколотки до паховой области.
5. **NP** - правая нога, от щиколотки до паховой области (**P**).
6. **AR** - абдоминальный (периферический) регион торса, от мечевидного отростка грудины (**M**) и ниже, до паховой области (**P**).

Суперпозиционные отведения центральных регионов (CENTR)

7. CR - центральный регион (торса), от шеи (**S**), до мечевидного отростка грудины (**M**), в который входит всё сердце и лёгкие (как большой, так и малый круг кровообращения).

8. BR - аортальный (или бристальный) регион грудной клетки пациента, включающий аорту и основные магистральные сосуды сердца (только большой круг кровообращения), который обеспечивает периферический кровоток всего организма человека.

9. EP - вспомогательный регион, от головы (**E**) до уровня паховой промежности (**P**).

10. TR - вспомогательный регион (торс), от шеи (**S**) до паховой промежности **(P)**.

11. RL - вспомогательный регион, включающий последовательно: правую руку (**RS**), аортальную область (**BR**) и левую руку (**LS**).

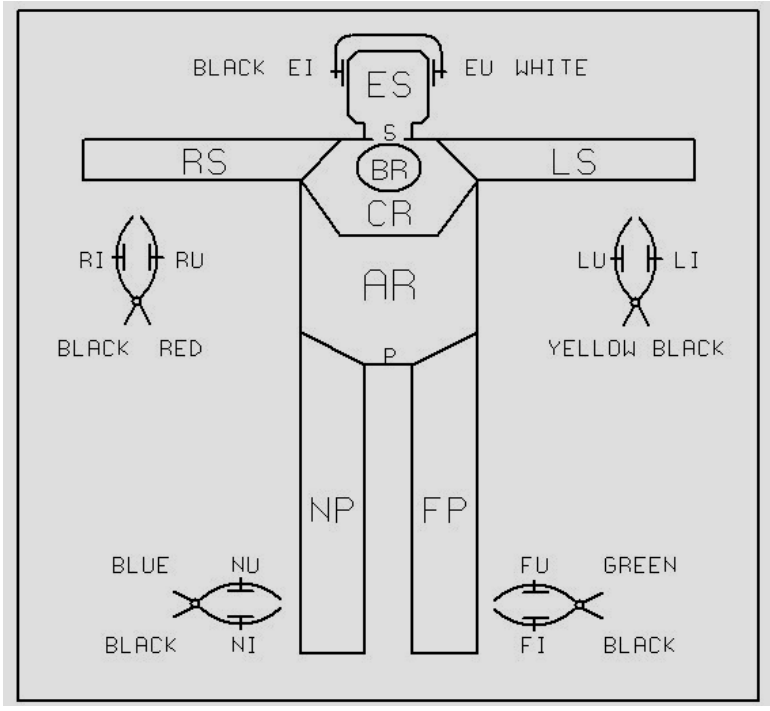


Рис.6.1. Схема обследуемых регионов и наложения электродов для работы по методике BODY (тело).

Для реализации методики **PERIPH**, регистрируются следующие 6 каналов:

1. ES; 2. RS; 3. LS; 4. FP; 5. NP; 6. AR.

Для реализации методики **CENTR**, т.е. расчёта кровотока в отведениях **CR** и **BR,** регистрируются следующие 6 каналов:

1.EP; 2.ES; 3.AR; 4.RL; 5.RS; 6. LS.

По 7-му каналу регистрируется электрокардиограмма (ЭКГ), а 8-й канал дополнительный, используемый по желанию оператора.

Гибкое программное обеспечение позволяет автоматически и последовательно регистрировать набор любых выбранных программ (и отведений) и формировать любые методики, требуемые для конкретных диагностических целей.

Электродная система.

В разделе 2.1. был обоснован выбор параметров электродной системы, обеспечивающей работу в 8-ми вышеуказанных активных зонах измерения импеданса.

Для комплексной методики BODY, используется весьма комфортная электродная система. Электроды размещаются (фиксируются) на руках (на запястьях), на ногах (в области щиколотки) и на лобной или височных областях головы (рис.6.1).

В предлагаемой технологии измерения (методике), в качестве токовых и потенциальных электродов, используются стандартные хлор - серебряные электрокардиографические "ЭКГ- клипсы" (рис 6.2.а).

На каждой клипсе установлены два электрода: токовый и потенциальный. На голову устанавливаются "самоклеющиеся" мониторные (одноразовые) ЭКГ электроды (рис.6.2.б).

Устанавливаются либо два электрода типа "ЭКГ- груша", либо два хлор-серебряных ЭКГ электрода на подпружиненной дужке, типа телефонного оголовья.

Рис.6.2. а). Крепление электродов типа "ЭКГ- клипса" с токовыми и потенциальными хлор - серебряными электродами.

При необходимости возможно наложение электродов на средние части плеча, и на нижние части бёдер.

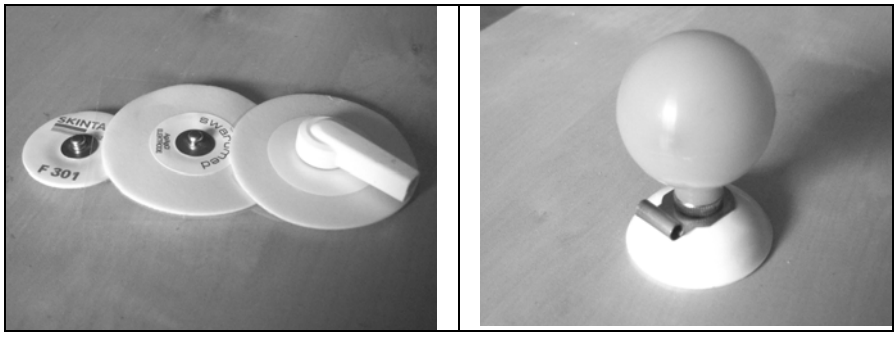


Рис.6.2. б). Электроды ЭКГ- мониторные и в) грудные - "груши".

Головные электроды (одноразовые) могут быть установлены на лоб, на надбровном уровне, но при этом должна включаться корректирующая часть программы, учитывающая изменение регистрируемых объёмов гемодинамики и жидкости, с соответствующими расчётными коэффициентами.

Примечание. Следует заметить, что смещение электродов на руках и ногах на ± 2 см., приводят к изменению удельных величин УОК, УВЖ и т.д. менее, чем на 2%, а абсолютных величин РОК, ОВЖ и т.д. не более ± 4%.

При наложении электродов обычно примененяются специальные электропроводные пасты (гели).

Техническое оснащение для проведения обследования.

Для реализации методик, необходимо следующее оснащение:
- медицинский анализатор системной гемодинамики - МАГИ-01;
- компьютер типа NOTE-BOOK или IBM PC/AT типа 486DX4-100/4/420;
- соединительный кабель (связи и питания) длиной 3 - 10 метров;
- кабель пациента № 1, для методик: BODY, PERIPH и TORS;
- кабель пациента № 2, для методик: SV-LV и SV-RV;
- электроды - клипсы, одноразовые мониторные или груши;
- подмышечные прокладки (при необходимости);
- электропроводящая паста;
- сантиметровая лента;
- рабочие программы BODY, PERIPH, CENTR, SV-LV, SV-RV или др.

Подготовка пациента.

Перед проведением обследования пациенту придают нужное положение, обычно лёжа, стоя или сидя на велоэргометре.

Контролируют отсутствие контактов между руками и торсом, а также внутренними поверхностями ног. Расположение рук и ног, относительно торса, должно исключать касание в подмышечной области (особенно при повышенной потливости), тогда используют специальные прокладки (подмышечные).

Перед наложением, необходимо смазать пастой электроды, и обезжирить спиртом места их установки на пациента.

Затем требуется подключить электроды к входному кабелю пациента и к разъёму прибора МАГИ-01, после чего можно проводить обследование.

После наложения электродов, они подключаются к входному кабелю пациента (или заранее) и затем к разъёму прибора МАГИ-01, после чего можно проводить обследование.

Замечание. После окончания обследования и снятия клипс - электродов (хлорсеребряных), необходимо протереть их спиртом, для последующей безартефактной работы.

Измерение антропометрических данных.

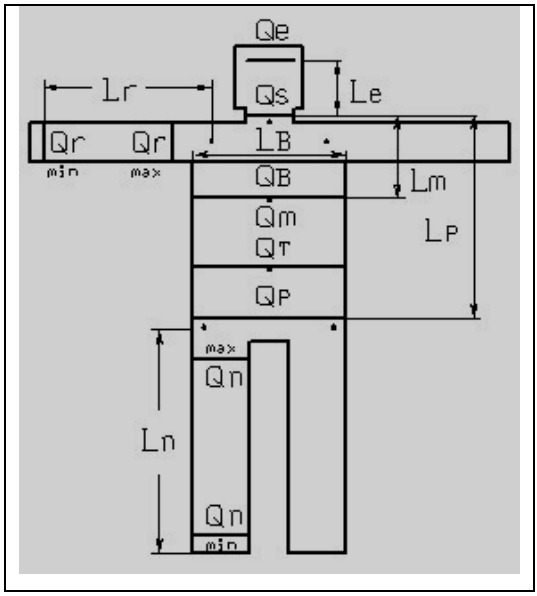


Рис.6.3. Схема расположения антропометрических ориентиров на теле человека, расстояний и их обозначений.

Для получения данных о величине кровотока в абсолютных единицах объёма - миллилитрах, необходимо произвести измерение его антропометрических характеристик или применить 3-х координатный измеритель контуров тела [59]. На рис.6.3. представлена схема расположения антропометрических ориентиров на теле человека, мест установки и обозначения измеряемых расстояний.

1. **Le** - расстояние от височного уровня до ключицы (см).
2. **Qs** - периметр (окружность) шеи.
3. **Qe** - периметр головы.
4. **Lm** - расстояние от мечевидного отростка до ярёмной ямки.
5. **Qm** - периметр на уровне мечевидного отростка грудины.
6. **Lb** - расстояние между подмышечными впадинами.
7. **Lp** - длина торса от шеи до паха.
8. **Q t** - периметр по талии.
9. **Qp** - периметр на паховом уровне.
10. **Lr** - длина руки от запястья до ключицы.
11. **Qr** - периметры руки, "мин" (кисть) и "макс" (плечо).
12. **Ln** - длина ноги от щиколотки до тазобедренного сустава.
13. **Qn** - периметры ноги, "мин" (щиколотка) и "макс" (бедро).
14. **Lg** - расстояние грудь - спина (см).

Примечание. Перед проведением обследования пациента все антропометрические данные вводятся в соответствующий раздел компьютерной программы.

В случае измерения **только удельного** кровотока и его перераспределения во всех регионах, измерение антропометрических параметров человека **не требуется**.

6.1.2. Проведение программно - аппаратного обследования.

После подключения аппаратуры, наложения электродов и их подключения к кабелю пациента, необходимо:

- войти в меню программы "Программы";
- зарегистрировать пациента и ввести его антропометрические данные в "Каталог";
- выбрать и запустить программу, например BODY "Пуск";
- выбрать режим визуального контроля нативных кривых, трендов или пентограмм, соответствующими клавишами, расположенными на экране монитора;
- после включения режима "Запись", производится автоматическое сканирование на 7-ми разных частотах, величин импедансов

(≈ 0,5 с). Затем, автоматически производится однократная или многократная запись (однократно или поэтапно). После команды "Стоп", сохранить данные обследования в архиве "Сохранить";

- произвести "Расчёт" всех данных. Далее, по желанию оператора, просмотреть таблицы полученных данных и результатов, затем вывести на принтер соответствующий "Протокол" обследования, с выбранными оператором графическими фрагментами регистрации и заключением врача.

Комплексная методика BODY работает в следующих режимах.

1. Скрининговый режим. После наложения электродов (ЭКГ-клипс) на руки, ноги и голову, и затем после включения рабочего режима "Пуск", производится сканирование импедансов (на 7-ми частотах) и в течение 10 - 30 секунд производится автоматическая регистрация ЭКГ и реограмм 6-ти (или 7-ми) каналов периферических отведений - в подпрограмме "PERIPH" (рис.6.4).

Затем, автоматически происходит переключение на программу "CENTR", сканирование и регистрация, в течение 30 - 60 секунд, соответственно 2-х центральных и 5-ти вспомогательных периферических отведений.

Весь цикл измерений и регистрации занимает не больше 1 минуты.

При поэтапной регистрации с любым интервалом, достаточно периодически включать кнопку "Запись" (рис.6.5).

2. Мониторный режим. При длительных мониторных наблюдениях, в реанимации, при медикаментозных воздействиях или функциональных пробах, достаточно пользоваться только командами "Пуск", "Стоп" и "Расчёт".

Представление результатов обследования.

В процессе обследования, на экран монитора выводятся (по желанию оператора), нативные физиологические сигналы: электрокардиограмма в 1-м отведении и реограммы в 6-ти отведениях (и частота дыхания).

На рис.6.4. приведён пример регистрации ЭКГ и 6-ти реограмм: головы (ES), правой (RS) и левой (LS) руки, правой (FP) и левой (NP) ноги; абдоминального региона торса (AR) - в рамках программы PERIPH.

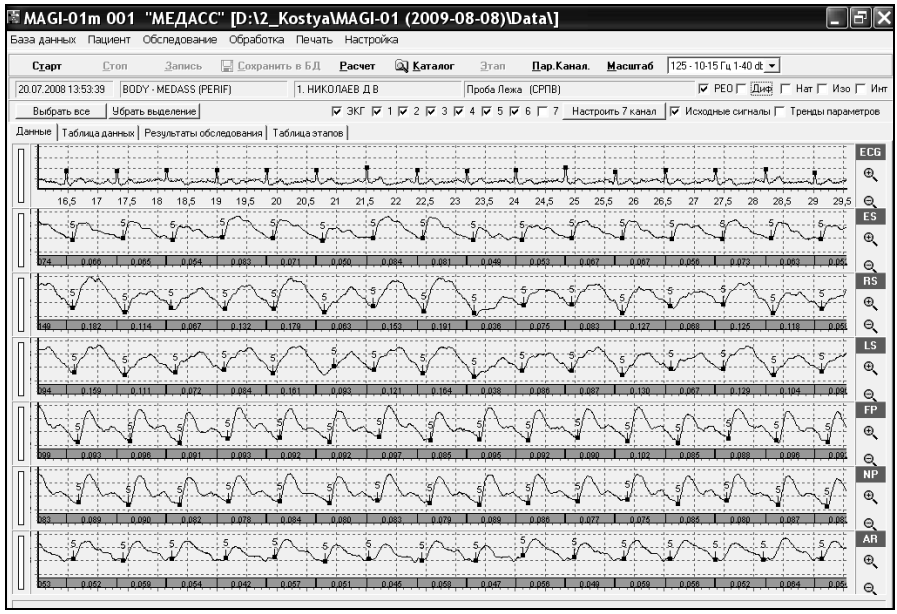


Рис.6.4. Пример регистрации ЭКГ и 6-ти регионов тела человека по методике PERIPH.

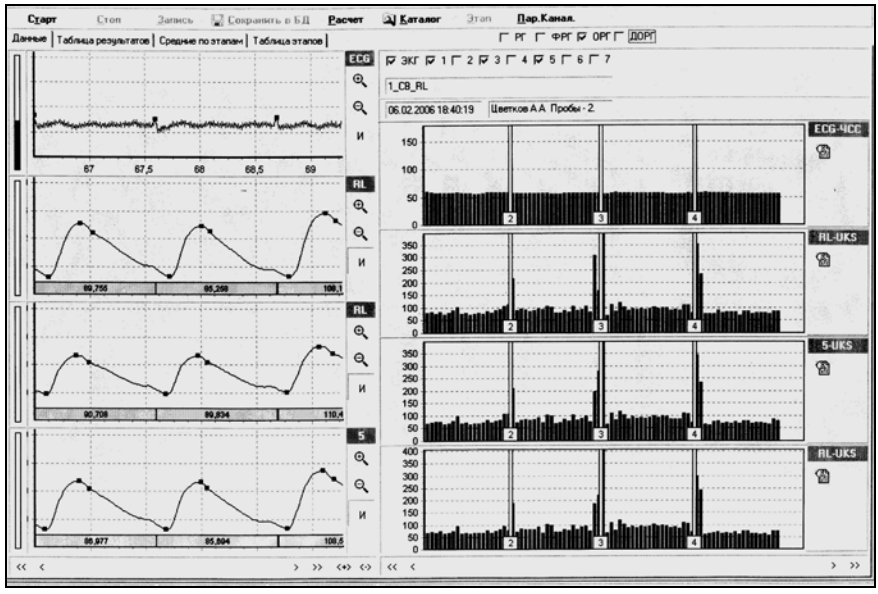


Рис.6.5. Пример 4-х этапной регистрации реограмм и трендов.

На рис.6.5. приведён пример при более крупном масштабировании, но когда выбрано меньшее число наблюдаемых каналов - 3 отведения (слева). Тренды - справа, позволяют наблюдать, в реаль-

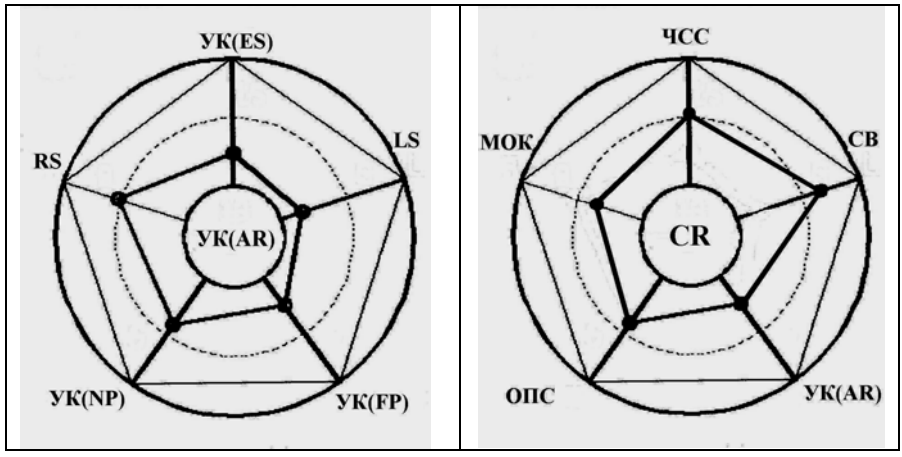
ном масштабе времени, поэтапную регистрацию, при динамических, фармакологических или иных воздействиях.

В данном случае проводится регистрации ЭКГ и реограмм 3-х регионов, при проведении фармакологического воздействия. Амплитуда трендовой регистрации пропорциональна величине импеданса. Соответственно производится расчёт гемодинамических характеристик.

Пентограммы.

Для оценки стабильности регистрации показателей в процессе обследования длительного, а также объективной оценки параметров гемодинамики всего организма, можно подключать пентограммы, наблюдаемые в реальном масштабе времени и наглядно представлять всю картину региональной и центральной гемодинамики [19, 20]. Пентограммы позволяют оперативно и интегрально оценивать следующие группы параметров. На пентограмме слева - выводятся и меняются, с частотой пульса, величины удельного периферического кровотока - головы и 4-х конечностей. На пентограмме справа - выводятся параметры центральной гемодинамики.

На рис.6.6.а, видно: удельный объём крови головы - УОК (**ES**), правой руки - УОК (**RS**), левой руки - УОК (**LS**), левой ноги - УОК (**FP**), правой ноги - УОК (**NP**) и абдоминального региона - УОК (**AR**).



а). б).

Рис.6.6. Пример наблюдаемых пентограмм в программах:
а) PERIPH и б) TORS.

На рис.6.6.б, видно: частота сердечнх сокращений - **ЧСС,** сердечный выброс - **СВ**, минутный объём крови - **МОК**, общее периферическое сопротивление - **ОПС** и удельный кровоток всего торса - УК (**TR**).

Пентограммы рассчитаны на 5 оценочных уровней:

Lim Max - максимальный предел;
MAX - максимально допустимые значения;
NOM - номинальное значение параметра;
MIN - минимально допустимые значения;
Lim Min - минимально допустимое значение.

Набор гемодинамических характеристик и параметров пентограмм может устанавливать оператор, непосредственно перед проведением исследования.

Примечание. При минимально и максимально допустимых значениях параметров пентограмм, производится звуковая сигнализация о состоянии пациента. Светодиодная индикация о некачественном наложении электродов, в одном из импедансных отведений, производится на передней панели прибора. Цвета соответствуют обозначеням указанным в разделе 6.1.1.

Регистрация гистограмм.

Возможно представление результатов измерений (в реальном масштабе времени) в виде наглядных гистограмм.

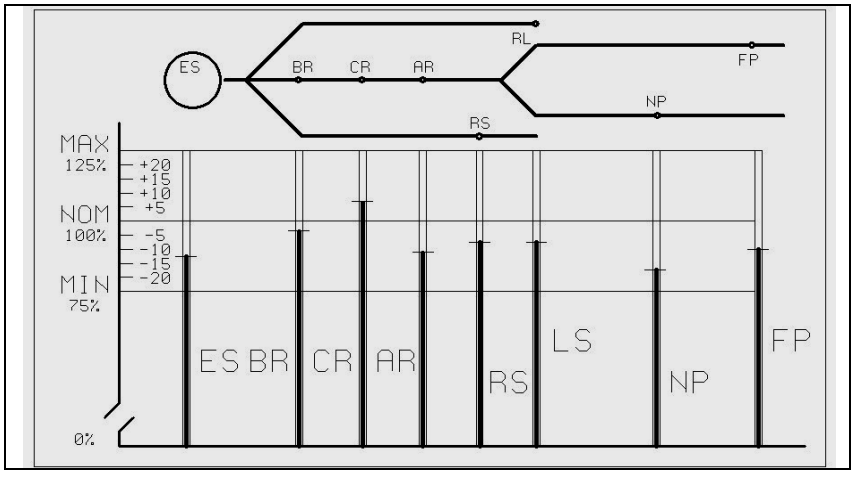


Рис.6.7. Пример гистограмм распределений удельного кровотока (в динамике).

На рис.6.7. представлен пример регистрации гистограмм удельного кровотока всего тела человека (с принятыми обозначениями).

В процессе длительного наблюдения за состоянием пациента, высота столбиков, пропорциональная величинам регионального удельного объёма крови - УОК, который измеряется в миллилитрах в минуту (в 100 граммах ткани), непрерывно меняется (в реальном масштабе времени).

Все перераспределения УОК в согласованном диапазоне от MAX до MIN, (установленным оператором), непрерывно регистрируются в трендовом режиме (рис.6.8).

Проведение поэтапной выборочной регистрации.

Помимо выборочной комплексной регистрации (за 1 минуту), в рамках программ BODY, возможен поэтапный мониторный режим, например, для программ PERIPH, CENTR или любого набора отведений, выбранного оператором. Наиболее удобный и экономичный режим наблюдения – трендовый. На рис.6.8. приведён пример регистрации при ортостатическом воздействии: 1. Стоя. 2. Лёжа,. 3. Наклон - 30 °. 4. Нагрузка. 5. Постнагрузка.

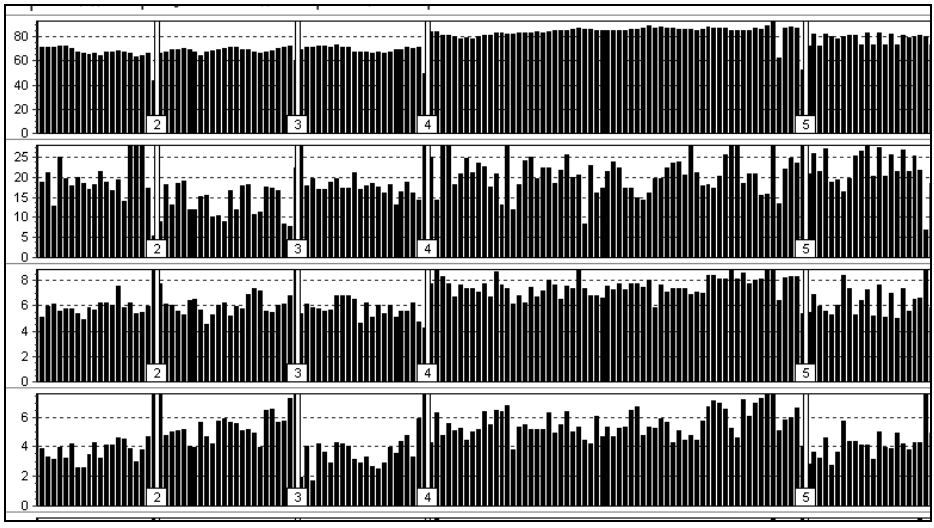


Рис.6.8. Пример регистрации ЭКГ и 3-х регионов при проведении ортостатического воздействия.

Сверху 1-й канал -ЭКГ, ниже 2-й канал - Голова, 3-й канал - Рука, 4-й канал - Нога. Величина "столбиков" пропорциональна импедансу. Одновременно регистрируются нативные реограммы и производится расчёт величин гемодинамических характеристик.

Табличные данные.

Далее приводится пример табличных данных, при исследовании функционального состояния обследуемого добровольца, в отношении регионального и удельного кровотока, с проверкой данных измерений - "контрольной суммой".

Данные (добровольца "А"): М=70 кГ, Н=170см, Q=90 см, В=38см, Lm=24см, AD= 120/80, должная величина МОК = 5500 мл / мин. в положении лёжа. По своим антропометрическим данным он соответствует среднестатистическому "условному" человеку [105]. Результаты обследования приведены в таблице 6.1.

Таблица 6.1. Расчёт региональных и удельных объёмов кровотока.

Регионы	Параметры оценки кровотока				
	УОК мл/мин· 100гт	**Vрег** (%)	**Vрег** (г)	**РОК** (мл/мин)	**РОК** (%)
1. Голова (ES)	21,44	7	4900	1050	16,8
2. Правая рука (RS)	7,8	6	4200	327	5,2
3. Левая рука (LS)	8,1	6	4200	340	5,4
4. Правая нога (NP)	6,12	15	10500	642	10,3
5. Левая нога (FP)	6,19	15	10500	649	10,4
5 регионов	-----	**49%**	**34300**	**3011**	**48,3**
6. Абдоминальн (AR)	11,85	39	27300	3235	51,9
Вся периферия	-----	88%	61600	**6 246**	**100,3**
7. Аортальный (BR)	74,1	12	8400	**6 225**	**96,7**
Все тело	**------**	**100**	**70 000**	**МОК**	**100%**

В графе УОК (мл/мин·100г) - полученные данные удельного кровотока, в графе V рег (%) - процентные объёмы регионов, в графе V рег - объём региона в граммах, в графе РОК (мл/мин) - данные абсолютных объёмов регионального кровотока, в графе РОК (%) - процентный вклад объёмов регионального кровотока от общего (100%).

Из таблицы видно, что объёмный кровоток всей периферии составляет 6246 мл./мин. (100,3%), а минутный объём крови (бристального региона) составляет 6225 мл./мин. (96,7%). Таким образом, получена достаточно высокая точность оценки - именно распределения кровотока по регионам.

В таблице 6.1, видна проведённая проверка данных измерений - "контрольной суммой". Равенство - кровотока всей периферии (6-ти регионов), кровотоку аортальной области, т.е. сердечному выбросу крови (СВ), свидетельствует о незначительной и вполне допустимой погрешности, проведённого обследования.

Далее, в качестве иллюстрации, представлен более полный - "Протокол обследования".

Пример протокола обследования № 1, по методике BODY.

1. Периферическая гемодинамика.

От-вед.	Этап	ЧСС	УОК	РОК	ППО	ПТС	ПЭС	ПАЧ	ВПВ	Vрег	Z
-	-	1/м	мл	мл	(%)	(%)	(%)	(%)	мс	Литр	Ом
ES	**Лёжа**	66	40,2	925	16,6	-59,1	37,4	0,08	37	3,45	25,2
RS	**Лёжа**	66	7,7	254	34,3	60,9	33,2	0,15	98	3,97	162
LS	**Лёжа**	66	8,0	265	34,1	53,6	21,1	0,18	95	3,97	173
FP	**Лёжа**	66	8,6	1234	33,9	43,3	1,0	0,15	183	15,80	119
NP	**Лёжа**	66	7,4	1065	34,5	44,6	0,3	0,14	172	15,80	116
AR	**Лёжа**	66	18,1	5590	31,6	24,1	-15,7	0,06	63	30,85	22,3

2. Центральная гемодинамика.

Отвед.	Этап	ЧСС	УОК	СВ	МОК	СИ	ОПС	Vpeg	Z	ЧД
-	-	1/мин	мл (%)	мл	Литр	-	-	Литр	Ом	1/м
CR	**Лёжа**	65	19,1	-	-	-	2544	15,94	9,4	13,8
BR	**Лёжа**	65	46,2	75	4,86	2,3	1592	10,52	11,2	13,8
EP	**Лёжа**	65	28,7	-	-	-	544	49,52	56,1	13,8

3. Периферическая гидродинамика.

Отвед.	Этап	УВЖ	ОВЖ	УОЖ	ООЖ	Vpeg	Z	ИИД
-	-	мл (%)	Литр)	мл (%)	Литр)	Литр	Ом	-
ES	**Лёжа**	25,1	0,576	62,0	1,425	3,45	25,2	0,83
RS	**Лёжа**	21,8	0,723	54,2	1,793	3,97	162,6	0,78
LS	**Лёжа**	20,9	0,691	51,6	1,707	3,97	173	0,79
FP	**Лёжа**	18,0	2,581	49,6	7,120	15,80	118,9	0,75
NP	**Лёжа**	18,0	2,589	50,1	7,191	15,80	115,6	0,75
AR	**Лёжа**	30,0	9,242	70,5	21,750	30,85	22,3	0,79

Представленный протокол обследования № 1. демонстрирует пример результатов обследования пациента, проведённый в рамках программы регистрации BODY (проведённой за 1 минуту).

В протоколе содержатся данные обследования основных, объёмных показателей гемодинамики, а также реографических индексов, для 8-ми регионов тела человека.

6.1.3. Регистрация гемодинамических характеристик.

Методика "**BODY**" позволяет работать в любой из предложенных программ, в режиме непрерывной или эпизодической регистрации с сохранением данных.

Также возможно работать по нескольким методикам, включаемым попеременно, указав их последовательность и время регистрации в каждой из них (формирование режима осуществляет оператор, фактически, создавая новую индивидуальную рабочую программу). Программы предусматривают вывод различных групп данных.

Для тщательного контроля выделения точек разметки реограмм, (амплитудно-временных характеристик) возможен просмотр в разделе "данные", с возможностью выбора любого фрагмента регистрации.

Для просмотра расчётных параметров гемодинамики и жидкостного анализа, предусмотрен раздел "параметры". Набор табличных данных также выбирается или корректируется оператором.

Для вывода выбранных данных, характеристик и параметров, предусмотрен раздел "протокол", куда также вносятся регистрационные и антропометрические характеристики пациента, фрагменты записей и заключение врача.

Регистрация реограмм и измерение их параметров.

Напомним. Технология измерения импеданса, его компонент и регистрация реограмм, производится следующим образом.

При включении рабочей программы, за 1 секунду производится измерение импеданса во всех отведениях, на всех частотах и во всех диапазонах. Также измерение производится при выключении или через заданный оператором интервал).

Далее производится **регистрация физиологических сигналов**, при кратковременной записи, на задержке дыхания, или в режиме мониторинга, при фармакологическом, ортостатическом или ином воздействии. Регистрируются пульсовые (реограммы) или медленные (плетизмограммы) изменения импеданса, в длительном режиме или в течение штатной работы программы **BODY**, в течение 30 – 60 секунд (или через иной заданный интервал времени).

На рис.6.9. представлен пример регистрации по методике "CENTR". Запись по 6 - ти каналам отведений: EP, ES, AR, RL, LS, RS.

Рис.6.9. Пример регистрации ЭКГ и 6-ти регионов, по методике "CENTR".

Перед регистрацией реограмм, на этапе первичной настройки, по желанию оператора, программно могут быть установлены (выбраны) или изменены следующие "технические" характеристики.

Полосы регистрируемых частот каналов реограммы (в диапазоне от 0 до 50 Гц, как снизу, так и сверху).

Визуализация: реограммы, диффреограммы или интегральной реограммы (рис.6.10).

Режим регистрации нативной реограммы или её "установки на изолинию", с помощью полинома Лагранжа.

Выбор наблюдаемых опорных точек ($\approx$ 15) на регистрируемых сигналах и их визуализация. На рис. 6.9, показаны только точки начала цикла (5).

На Рис.6.10. представлен пример одновременной регистрации 3-х видов реограмм для торса ЕР. Видны характерные амплитудные и временные соотношения при регистрации ЭКГ, реограммы - РЕО, дифференцированной реограммы - ДИФ, и интегральной реограммы - ИНТ.

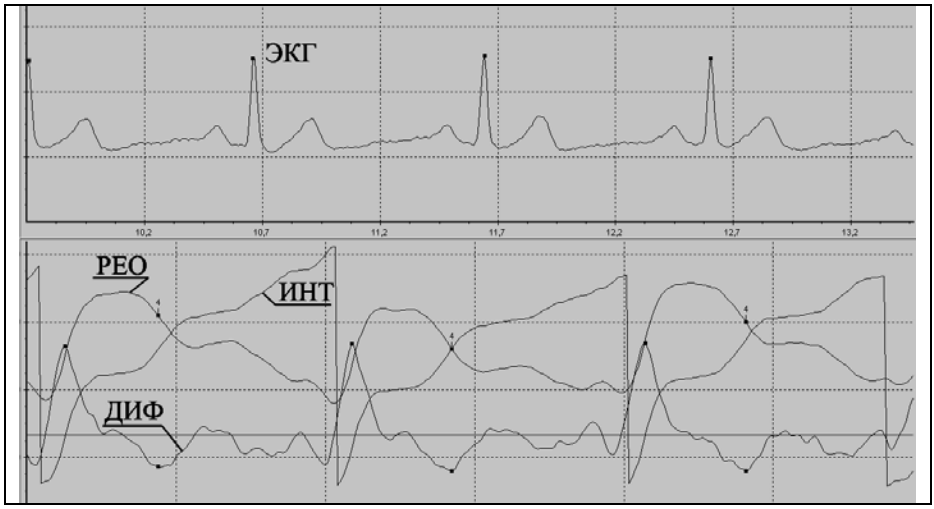


Рис.6.10. Пример регистрации физиологических сигналов торса - ЕР.

Примечание. Временные (фазовые) характеристики сигнала кардиограммы (ЭКГ) и диффреограммы (ДИФ), в основном, выполняют роль синхронизирующих сигналов. Основной параметр, для расчёта объёмов крови, является амплитуда интеграла реограммы (ИНТ), за период изгнания крови из сердца и за период сердечного цикла.

Расчёт гемодинамических показателей по методике BODY.

Для расчёта гемодинамических показателей, сначала производится измерение параметров нативной реограммы по опорным точкам.

В основном есть **4 категории** характеристик (раздел 4.2.1 и 4.2.2).

1. Амплитудные характеристики: Ar, As, -Ar, +Ar, Ad, -Ad, +Ad, и временные интервалы: **Tc, Ts, Td, Tr, Tp, Tv.**

2.Качественные показатели нативных реограмм.

ППО - показатель "приток - отток".
ПТС - показатель тонуса сосудов.
ПЭС - показатель эластичности сосудов.
ПАЧ - показатель амплитудно - частотный.
ВРВ (Tv) - время распространения пульсовой волны (мс).
ВИС (Tp) - время изометрического сокращения (мс).
ПФИ - показатель фазы изгнания.

3. Общесистемные показатели.

ЧД - частота дыхания (1/мин).
ПДЦ - показатель дыхательного цикла = Т вдох / Т выдох.
ЧСС - частота сердечных сокращений: ЧСС = 60 / Тс (1/мин).

4. Объёмные параметры периферических и центральных регионов.

РОК (п) - региональный (периферический) объёмный кровоток (мл).

УОК (п) - удельный (периферический) объёмный кровоток (мл/мин · 100 г.т).

РОК (ц) - региональный (центральный) объёмный кровоток (мл).

УОК (ц) - удельный (центральный) объёмный кровоток (мл/мин · 100 г.т).

СВ (ЛЖ) - сердечный выброс левого желудочка сердца (мл).

СВ (ПЖ) - сердечный выброс правого желудочка сердца (мл).

МОК (ПЖ) - минутный объём малого круга кровообращения (литр / мин).

МОК (ЛЖ) - минутный объём большого круга кровообращения (литр / мин).

Также есть дополнительные характеристики (см. раздел 6.1.4), и производные характеристики центральной гемодинамики.

В рамках методики BODY, возможно измерять время (**ВРВ**) и скорость распространения пульсовой волны - **СРПВ,** в 8-ми регионах. Зная время распространения пульсовой волны и длину региона, например руки или ноги, можно расчитать скорость.

Примечание 1. Скорость (средняя) распространения пульсовой волны (**ВРВ**) не зависит от скорости движения крови. Максимальная линейная скорость течения крови по артериям не превышает 0,3 - 0,5 м/с. Скорость распространений пульсовой волны, у людей молодого и среднего возраста, при нормальном артериальном давлении и нормальной эластичности сосудов, равна в аорте 5,5 - 8,0 м/с, а в периферических артериях - 6,0 - 9,5 м/с. С возрастом, по мере понижения эластичности сосудов, скорость распространения пульсовой волны, особенно в аорте, увеличивается.

В качестве примера, в таблице 6.2, представлены численные значения гемодинамических показателей, регионального и удельного кровотока в 6-ти основных периферических регионах, включая ВРВ (стоя, норма).

Таблица 6.2. Основные гемодинамические показатели, РОК и УОК, в основных регионах тела человека.

Отведение	ЧСС (1/с)	ППО (%)	ПТС (%)	ПЭС (%)	ПАЧ (%)	ВРВ (мс)	УОК (мл)	РОК (мл)
1.ES-Голова	90	33,9	33,9	3,6	0,19	57	38,0	875
2.RS-Прав. рука	90	40,4	71,2	23,4	0,16	126	7,2	237
3.LS-Левая рука	90	41,6	68,1	27,6	0,13	105	6,6	218
4.FP-Левая нога	90	43,4	66,5	-4,8	0,08	184	5,4	775
5.NP-Прав. нога	90	41,6	60,8	-6,2	0,09	177	4,9	709
6.AR- Абдомин.	90	36,9	38,8	-9,1	0,04	104	13,5	4151

Примечание 2. Существует разновидность БИ метода, называемая "окклюзионной рео**плетизмо**графией", когда производится регистрация изменений величины импеданса - ΔZ, например предплечья, при пережатии руки манжетой, на уровне плеча. При повышении давления в манжете, до прекращения венозного оттока крови, регистрируется артериальный приток и рассчитывается в миллилитрах в минуту (по соотношению 1.23).

6.1.4. Расчёт объёмных характеристик жидких сред.

Напомним, как было показано в разделе 3.3, окончательный расчёт объёма внеклеточной жидкости (ОВЖ) регионов (R), по методике **BODY**, производится по соотношению (3.23.б):

$$\text{ОВЖ} = V_{EF} = K_{ME} \cdot \rho_{EF} \cdot \frac{L^2}{Z^{LF}} + K_{AE} \cdot \frac{Q^2 \cdot L}{4\pi} \quad \text{(НЧ)}$$

Расчёт объёма общей жидкости (ООЖ), производится по соотношению (3.22.б):

$$\text{ООЖ} = V_{TF} = K_{MT} \cdot \rho_{TF} \cdot \frac{L^2}{Z^{HF}} + K_{AT} \cdot \frac{Q^2 \cdot L}{4\pi} \quad \text{(ВЧ)}$$

Расчёт объёма клеточной жидкости (ОКЖ), производится по соотношению (3.24.в):

$$\text{ОКЖ} = V_{CF} = K_{MC} \cdot \rho_{CF} \cdot \frac{L^2}{Z^{HF}} + K_{AC} \cdot \frac{Q^2 \cdot L}{4\pi} \quad \text{(ВЧ)}$$

где: $V_E(R)$ - объём внеклеточной, а $V_C(R)$ - объём клеточной жидкости, измеряемого региона R, с соответствующими удельными сопротивлениями - ρ_R, региональными коэффициентами - K_R, длинами - L_R и периметрами - Q_R, исследуемого региона.

Для определения ОВЖ используется величина - **Rc**.
Для определения ОКЖ (1б) используется величина - **Re**.
Для определения ООЖ используется величина - **Rs**.

Оценки объёмов водных секторов - ОВС регионов, являются основной составляющей технологии контроля системной гемодинамики - СГД (см. раздел 4.1). В предлагаемой методике контроля СГД и ОВС, используется 7 измерительных (зондирующих) частот, в диапазоне от 10 кГц до 500 кГц.

Таблица 6.3. Значения импеданса и сопротивлений внеклеточной и клеточной жидкости на 7-ми измерительных частотах.

Отведение	Z_10	Z_50	Z_100	Z_200	Z_285	Z_400	Z_500	Re	Rc
ES	**26,7**	**24,8**	**23,6**	**22,0**	**21,2**	**20,3**	**19,7**	**26,3**	**19,7**
RS	**181,6**	**159,7**	**150,0**	**141,5**	**137,7**	**134,1**	**133,5**	**182,1**	**521,7**
LS	**191,6**	**169,5**	**159,8**	**151,2**	**147,8**	**145,0**	**145,1**	**192,4**	**602,1**
FP	**135,8**	**116,3**	**108,2**	**101,9**	**99,3**	**97,0**	**97,4**	**136,9**	**344,0**
NP	**135,0**	**114,4**	**106,5**	**100,4**	**97,9**	**95,9**	**95,9**	**136,3**	**332,2**
AR	**26,0**	**22,9**	**21,5**	**20,5**	**20,3**	**20,3**	**21,1**	**26,2**	**80,6**

В таблице 6.3. представлен фрагмент данных измерения импедансов на рабочих частотах и полученные апроксимированные значения: внеклеточной - **Re** и клеточной - **Rc** жидкостей для 6-ти регионов тела человека.

6.1.5. Расчёт объёмных характеристик гемодинамики.

Объёмные параметры периферической гемодинамики.

Напомним, окончательные расчётные алгоритмы, для объекта гетерогенной (4-х фракционной) структуры, по методике **BODY**, приведены в разделе 4.2.3.

1. Региональный периферический объёмный кровоток **РОК(п)** (**n**-го региона**)** расчитывается по соотношению (4.4):

$$РОК_N = ОВЖ \cdot \frac{\Delta Z^{MF}}{Z^{LF}} \qquad \text{или} \qquad РОК_N = ОВЖ \cdot \frac{S_C}{Z^{LF}}$$

где: ОВЖ – объём внеклеточной жидкости, $\Delta Z^{LF} = S_S$ - интегральная амплитуда реограммы, за время систолы, регистрируемая на традиционной средней частоте.

Минутный региональный периферический кровоток М**РОК(п)** (4.5.б):

$$МРОК_{П(N)} = \left(k_{ME} \cdot \rho_{EF} \cdot \frac{L_R^2}{R_E} - K_{AE} \cdot \frac{\rho_{SE} \cdot Q_R^2 \cdot L_R}{\rho_{EF} \cdot 4\pi} \right) \cdot \frac{\Delta Z^{MF}}{Z^{LF}} \cdot ЧСС \quad (\text{мл/мин})$$

где: K_{ME} - морфологический, K_{AE} - анизотропный коэффициенты.

2. Удельный объёмный периферический кровоток - **УОК(п)** в 100 граммах ткани, расчитывается по соотношению (4.6) :

$$УОК_{П(N)} = k_{A(N)} \cdot \frac{S_S}{Z^{LF}} \cdot ЧСС \cdot 100 \quad \text{(мл/мин} \cdot \text{100 г.т.)}$$

где: Ка (n) - коэффициент анизотропии **n**-го региона.

ЧСС - частота сердечных сокращений (1 / мин).

Объёмные параметры <u>центральной</u> гемодинамики.

Удельный объём кровотока, в центральной области УОК (ц), по методике **BODY,** может быть расчитан аналогично региональным объёмам крови – РОК (п) по (4.5).

Определение регионального кровотока **центральной** (CR**)** области - РОК (ц), фактически **пропорционален величине сердечного выброса большого и малого круга кровообращения**.

Однако, традиционно, принято определять этот параметр в абсолютных единицах (мл), как сердечный выброс крови - СВ (или ударный объём сердца - УОС) или минутный объём большого круга кровообращения, обеспечивающий кровоток всей периферии (мл / мин).

В разделе 4.2.3, показано, что зная РОК(ц) или УОК (ц)) можно рассчитать величину сердечного выброса - СВ и минутного объёма кровообращения – МОК (см. Таблицу 4.4).

Зная эффективный объём аортальной области - **BR ,** можно рассчитать величину сердечного выброса крови - СВ (4.10):

$$СВ = k_V \cdot V_{BR} \cdot УОК_Ц / 100 \quad \text{(мл)}$$

где: V_{BR} - **эффективный объём аортальной области**, являющийся **эллипсоидом вращения**, k_V - масштабный коэффициент (~0,88) эффективной области измерения:

$$V_{BR} = K_V \cdot 4/3 \cdot \pi \cdot L_M \cdot L_B \cdot L_G$$

где: K_V - коэффициент эффективной области измерения (~0,88),

L_M - расстояние от мечевидного отростка до ярёмной ямки,

L_B - расстояние между подмышечными впадинами,

L_G - расстояние от передней до задней поверхности грудной клетки.

Удельный аортальный кровоток - УОК (а) определяется аналогично:

УОКа = Ks (a) · [Ss / Z (a)] · ЧСС · 100 (мл/мин•100)

где: **S**s - интегральная амплитуда реограммы, за время систолы (Ts), Ks (a) - динамический коэффициент анизотропии аортального региона.

Возможен также расчёт величины центрального объёма крови (ЦОК) аортальной области:

$$\textbf{ЦОК} = CVB = (\rho_K / \rho_{BR}) \cdot V_{BR}$$

где $\rho_{(BR)} = V_{BR} \cdot (Z^{LF} / L^2)$ - удельное сопротивление аортального региона, ρ_K - удельное сопротивление крови.

Производные характеристики центральной гемодинамики.

Кроме СВ большого и малого круга кровообращения, новые методики позволяют определять много **производных** (от основных характеристик), которые используются в известных методиках [16, 41, 66].

1. Диапазон изменения величины СВ: 30 . . .180 мл, среднее значение СВ = 75 ± 8 мл. При определении СВ, величина удельного сопротивления крови (ρ_K) в норме, равно 150 Ом·см, но может корректироваться в зависимости от величины гематокрита:

$\rho_k = 0{,}65 \cdot КЭ^3 + 81{,}5$ КЭ (млн. куб. мм), где $КЭ = (He / 40) \cdot 4{,}5$.

2. Частота сердечных сокращений - ЧСС равна:

$$ЧСС = 60 / T_C \qquad (1 / \text{мин.})$$

где Тс - период сердечного цикла – Тс (1/сек).

Диапазон изменений 50 . . .150 уд/мин, среднее = 70 ± 12 уд/мин.

3. Минутный объём кровообращения (МОК) соответственно равен:

$$МОК_{КУБ} = СВ_{KUB} \cdot ЧСС \cdot 10^{-3} \quad (\text{литр/мин})$$

Диапазон изменений 3 . . . 15, среднее = 5,0 ± 0,5 литр/мин. Для Гиперкинетического типа кровообращения МОК / ДМО > 1,1; Эукинетический > 0,9 <1,1; Гипокинетический < 0,9 (таб. 6.4).

4. Ударный индекс (УИ) сердца:

$$УИ = СВ_{КУБ} / S_T \quad (\text{мл/кв.м}),$$

где поверхность тела St (или BSA) по таблице Дюбуа:

$$S_T = 71{,}84 \cdot M^{0{,}425} \cdot H^{0{,}725} \quad (метр^2)$$

или $BSA = 71{,}84 \cdot M^{0{,}425} \cdot H^{0{,}725} \cdot 10^{-4}$

где: M - масса тела (кг), H - рост (см).

Диапазон изменений УИ в пределах 20 . . 100, среднее =46 $\pm$ 0,8.

5. Сердечный индекс (СИ) - минутный :

$$СИ = МОК_{КУБ} / S_T \cdot 10^{-3} \quad (\text{литр/мин} \cdot \text{кв.м})$$

Диапазон изменений 2 . . .5 , среднее =3,2 $\pm$ 0,2 л/мин · кв.м. Для Гиперкинетического типа кровообращения СИ = 4,3 - 3,7; Эукин. 3,6 - 2,8; Гипокин. 2,7 - 1,8.

6. Среднее (артериальное) динамическое давление:

$$СДД = 1/3 \cdot (ADc - ADd) - ADd \quad (\text{мм.рт.ст})$$

или $СДД = 0{,}42 ADc + 0{,}58 ADd$

где ADc - систолическое арт. давление, ADd - диастолическое артериальное давление.

Диапазон изменений СДД - должн быть: 84 для 40-59лет; 90 для 60-74лет; 95 для > 75лет.

7. Общее периферическое сосудистое сопротивление:

$$ОПС = 80 \cdot (СДД / МОК) \quad (дин \cdot с \cdot см^{-5})$$

или ОПС (должн) = 79,98 · АДД (должн) / МОК.

Диапазон изменений в пределах 900. . .2500, среднее =1325 $\pm$ 50.

8. Удельное периферическое сопротивление:

$$УПС = ОПС / S_T \quad (дин \cdot с \cdot см^{-5} \cdot м^{-2})$$

Диапазон изменений УПС в пределах 650. . .1200, среднее = 765 $\pm$ 20.

9. Удельный индекс периферического сопротивления:

УИС = СДД / СИ (усл.ед)

Диапазон изменений УИС в норме 35. . . 45 (граничное условие).

10. Объёмная скорость выброса крови из сердца (мл / сек):

$$ОСВ = УОС / T_I \quad (\text{мл / сек})$$

Диапазон изменений в пределах180. . .350 мл/с, среднее =240 $\pm$ 10.

11. Внешняя работа левого желудочка :

$$РЛЖ = 14{,}35 \cdot 10^{-3} \cdot МОК \cdot СДД \quad (кг \cdot м / мин)$$

или индекс $РЛЖ = 0{,}0136 \cdot СИ \cdot СДД \quad (кг \cdot м / мин^2)$

Диапазон изменений в пределах 2,5 . . .6,5, среднее =7 $\pm$ 0,2.

12. Мощность левого желудочка:

$$МЛЖ = 1{,}33 \cdot 10^{-4} \cdot СДД \cdot ОСВ \quad (\text{Вт})$$

Диапазон изменений в пределах 1,5...4,5 среднее =3 $\pm$ 0,1.

13. Расход энергии на перемещение крови:

$$РЭ = МЛЖ \cdot 10^{3} / ОСВ \quad (\text{Вт / литр})$$

Диапазон изменений в пределах 9 . . .15, среднее =12 $\pm$ 0,5.

14. Давление наполнения левого желудочка :

$$ДНЛЖ = 26{,}76 \cdot (Ad - / Ad+) + 11{,}47 \quad (\text{усл.ед})$$

Диапазон изменений в пределах 12 . . 20 [126].

Величина ДНЛЖ (DN), в совокупности с CIs и ОПС, позволяет провести диагностическую [16], классификационную оценку типа гемодинамики (см. таб. 6.4).

Таблица 6.4. Диагностическая классификация типа гемодинамики.

N	Гемодинамический синдром	Сердечный индекс CI.	Общее периф. сопротивление.	Давление лев. желуд.	Обозначение.
1	Гипозастойный	<= 2.2	ОПС > 2000	DN > 20.0	ГОЗ
2	Гиповолемический	<= 2.2	1200<ОПС<2000	DN < 12.0	ГОВ
3	Гипоатонический	<= 2.2	<= 1200	DN <= 20.0	ГОА
4	Гипокинетический	<= 2.2	> 1200	12<=DN<=20.0	ГОК
5	Нормокинетический	2.2<CI<4.0	<= 1200	-	НРК
6	Эукинетический	2.2<CI<4.0	> 1200	-	ЭУК
7	Гиперкинетический	>= 4.0	<= 2000	-	ГРК
8	Гиперспастический	>= 4.0	> 2000	-	ГРС

15. Индекс согласования постнагрузочной характеристики:

$$ИС = \frac{R_O}{R_I} = \frac{ADc}{Pm} \cdot \frac{Qm}{Qs} \qquad (л / мин \cdot м^2)$$

где: $Pm = ADd\left(1 + 0{,}22(T_I / T_N)\right) + 105$; Tn - длительность периода напряжения (с);

$Qs = 0{,}108 \cdot [УОС / (T_I \cdot S_T)]$; Ti=310- 50 / Tc; $Qm = Qs \cdot [P_M / (P_M - P_S)]$.

Постнагрузочная характеристика сердца с артериальной системой. Должный минутный объём ДМО = ДОО / 281.

Должный основной обмен ДОО:

для мужчин $ДОО = 13{,}75 \cdot M + 5{,}0 \cdot H - 6{,}75B + 66{,}47$;

для женщин $ДОО = 9{,}56 \cdot M + 1{,}85 \cdot H + 4{,}67B + 65{,}09$.

16. Показатель функционального состояния пациента:

$$ПФС = K \cdot (Ad \cdot Ti) / \ln \cdot (C / D) \qquad \text{(усл. ед)}$$

где: Ad - положительная амплитуда диффреограммы, C = Ad + Ad(-); D = Ad (+) +Ad (-) (обозначения см. в разделе 4.2.1).

Диапазон изменений в пределах . 0,07 . . . 0,95. Аналог волнового сопротивления, размерность - Ом.

Категории оценки состояния: Нормальное; Удовлетворительное; Тяжёлое; Угрожающее и Терминальное [30].

17. Центральный объём крови:

$$ЦОК = 75 \cdot (L^2 / Z) \cdot [(Q^2 \cdot L) / 250)] \qquad \text{(миллилитр)}.$$

Диапазон изменений в пределах 0,7. . .1,3л, среднее =1,0 $\pm$ 0,05. Отведение по Кубичеку. Коррекция на гематокрит: $\rho[k] = 66 (3+1{,}9HEt)/(3-3{,}6\ HEt)$.

18. Удельный, центральный объём крови:

$$УЦОК = [(95 \cdot 10^3 \cdot L) / Q^2 \cdot Z) - 5] \quad \text{(мл} \cdot \text{100 г. ткани)}.$$

19. Суммарное удельное сопротивление области измерения:

$$\rho_{\Sigma=} (Q^2 \cdot Z) / (4\pi \cdot L) \qquad \text{(Ом} \cdot \text{см)}$$

Данные обследования, гемо и гидродинамики всего тела человека, порведённые по методике "BODY", для примера представлены в сводном протоколе (без вышеуказанных производных характеристик).

В Протокол № 2 включены следующие реографические показатели: ППО, ПТС, ПЭС, ПАЧ. Кроме показателей контурного анализа реограмм, производится расчёт объёмных показателей центральной гемодинамики: СВ; МОК; СИ; ОПС и объёмы жидкостей: ОВЖ, УВЖ, ООЖ, УОЖ.

Замечание. Для центрального региона **cR** величины РОК и УОК взяты с коэффициентом 0,5, т.к. регистрируются оба круга кровообращения. Данные близки к УОК и МОК.

Протокол № 2. 1. Периферическая гемодинамика.

Отв.	Этап	ЧСС	УОК	РОК	ППО	ПТС	ПЭС	ПАЧ	Tv	Vpeg	Z
-	-	1/м	мл	мл	(%)	(%)	(%)	(%)	мс	Литр	Ом
ES	**Стоя**	90	38,0	875	33,9	38,9	3,6	0,19	57	3,45	33,5
-	**Лёжа**	66	45,2	1039	18,0	-13,1	9,7	0,15	15	3,45	29,2
-	**Нагр**	110	71,2	1638	37,5	30,2	-8,6	0,40	21	3,45	33,4
RS	**Стоя**	90	7,2	237	40,4	71,2	23,4	0,16	126	3,97	171
-	**Лёжа**	66	6,5	214	30,6	54,4	26,1	0,14	104	3,97	172
-	**Нагр**	110	8,5	283	40,8	61,1	4,0	0,24	90	3,97	175
LS	**Стоя**	90	6,6	218	41,6	68,1	27,6	0,13	105	3,97	148
-	**Лёжа**	66	7,5	250	32,6	53,7	25,8	0,14	96	3,97	152
-	**Нагр**	110	8,7	288	40,5	58,5	12,7	0,21	93	3,97	164
FP	**Стоя**	90	5,4	775	43,4	66,5	-4,8	0,08	184	15,80	115
-	**Лёжа**	66	6,5	941	34,0	43,6	-12,9	0,13	184	15,80	117
-	**Нагр**	110	5,2	741	39,3	43,8	2,9	0,09	140	15,80	116
NP	**Стоя**	90	4,9	709	41,6	60,8	-6,2	0,09	177	15,80	117
-	**Лёжа**	66	6,4	923	34,3	39,5	-18,3	0,13	172	15,80	118
-	**Нагр**	110	6,1	877	42,8	30,7	-5,6	0,10	120	15,80	121
AR	**Стоя**	90	13,5	4151	36,9	38,8	-9,1	0,04	104	30,85	19,9
-	**Лёжа**	66	16,4	5052	36,2	46,3	-11,1	0,06	93	30,85	21,7
-	**Нагр**	110	19,0	5851	37,9	30,4	0,7	0,06	56	30,85	19,7

2. Центральная гемодинамика.

Отв.	Этап	ЧСС	УОК	РОК	ППО	ПТС	ПЭС	ПАЧ	Tv	Vpeg	Z
CR	**Стоя**	88	39,9	**3180**	-	-	-	-	-	15,94	10,3
CR	**Лёжа**	66	45,3	**3610**	-	-	-	-	-	15,94	10,2
CR	**Нагр**	96	69,0	**5500**	-	-	-	-	-	15,94	10,8

Отв.	Этап	ЧСС	УОК	СВ	МОК	СИ	ОПС	Vpeg	Z
-	-	1/мин	мл (%)	мл	Литр	-	-	Литр	Ом
BR	**Стоя**	88	31,7	38	**3,33**	1,6	2326	10,52	11,3
BR	**Лёжа**	66	52,9	85	**5,57**	2,7	1392	10,52	11,3
BR	**Нагр**	96	51,7	57	**5,43**	2,7	1425	10,52	11,5

3. Периферическая гидродинамика.

Отвед.	Этап	УВЖ	ОВЖ	УОЖ	ООЖ	Vpeg	Z	ИИД
-	-	мл (%)	Литр)	мл (%)	Литр)	Литр	Ом	-
ES	**Стоя**	20,2	0,464	50,7	1,165	3,45	33,5	0,83
-	**Лёжа**	22,4	0,514	56,7	1,305	3,45	29,2	0,81
-	**Нагр**	20,4	0,468	51,1	1,175	3,45	33,4	0,83
RS	**Стоя**	20,5	0,679	51,8	1,715	3,97	171	0,77
-	**Лёжа**	20,4	0,676	51,9	1,717	3,97	172	0,76
-	**Нагр**	20,0	0,663	50,7	1,678	3,97	175	0,76
LS	**Стоя**	23,0	0,762	57,1	1,891	3,97	148	0,78
-	**Лёжа**	22,6	0,747	56,4	1,867	3,97	152	0,77
-	**Нагр**	20,4	0,698	53,0	1,75	3,97	164	0,77
FP	**Стоя**	18,0	2,581	51,0	7,26	15,80	115	0,73
-	**Лёжа**	17,8	2,553	50,1	7,202	15,80	117	0,73
-	**Нагр**	17,6	2,555	50,0	7,15	15,80	116	0,74
NP	**Стоя**	17,8	2,552	49,3	7,12	15,80	117	0,74
-	**Лёжа**	17,6	2,526	49,0	7,037	15,80	118	0,74
-	**Нагр**	17,2	2,477	48,0	6,89	15,80	121	0,75
AR	**Стоя**	32,8	10,133	82,0	25,31	30,85	19,9	0,73
-	**Лёжа**	30,7	9,470	76,1	23,551	30,85	21,7	0,74
-	**Нагр**	32,5	10,015	82,0	25,160	30,85	19,7	0,72

6.2. Контроль сердечного выброса правого желудочка.

Stroke volum right ventricular SV (R)

Основной физиологической функцией сердца является нагнетание крови в сосудистую систему. Поэтому, определение величины сердечного выброса - СВ, чрезвычайно важная диагностическая задача [3, 13, 43, 99, 100].

Далее, проще цитировать одно из руководств по проблемам диагностики сердечно - сосудистой системы. « Кровоток в организме теплокровных животных осуществляется по двум кругам, соединенным между собой через сердце. Малый (или легочный) круг кровообращения, осуществляет прямой контакт с внешней средой, а большой - обеспечивает контакт с органами и тканями ».

Сердечный выброс определяется как количество крови, выбрасываемой правым и левым желудочком в единицу времени. В норме эта величина варьирует в широких пределах: при необходимости сердечный выброс может увеличиваться в 3 - 5 раз, по сравнению с покоем, т.е. от 5 до 25 литров в минуту [23].

Левый желудочек, это насос, который снабжает кровью все периферические регионы, органы и ткани, включая всё венозное русло организма.

Правый желудочек, это насос, который прокачивает через лёгкие кровь, обогащает её кислородом и подаёт в левое предсердие, подготавливая следующий выброс левым желудочком.

У здорового человека имеется полная синхронизация выброса правого и левого желудочков. При **дефектах междужелудочковой перегородки,** возникают серьёзные проблемы.

« Этот порок сердца выявляют у 10-30% детей, с врожденными пороками сердца. Междужелудочковая перегородка, соответственно названию, разделяет левый и правый желудочки сердца. В норме, отверстий в ней не бывает.

Наличие отверстия в перегородке через которое кровь из левого желудочка может попадать в правый и наоборот. Поскольку левый желудочек мощнее правого, вначале кровь сбрасывается из левого желудочка в правый, из большого круга кровообращения в малый круг.

При перегрузке малого круга кровообращения, происходит спазм сосудов легких, они склерозируются, уплотняются, давление в малом круге увеличивается и когда оно превышает давление в большом круге кровообращения, развивается обратный процесс – кровь сбрасывается из правого желудочка в левый. У больного

появляется цианоз (посинение носогубного треугольника, ногтевых пластинок . . . . . Основной метод диагностики - **эхокардиография** или Допплер эхо КГ. При эхокардиографии обнаруживается поток крови между желудочками. В сомнительных случаях проводится зондирование полостей сердца ».

В разделе 1.4.3, рассматривалась методика определения СВ по Кубичеку, где указывалось Lababidi Z в 1971 году [120], что **методика Кубичека СВ (К) - определяет СВ правого желудочка сердца.**

Возникает необходимость создания технологии дифференцированного подхода, т.е. раздельного измерения выброса крови левого и правого желудочков сердца.

В данной работе решается задача разработки клинической методики определения СВ левого желудочка сердца СВ (Л), т.е. большого круга кровообращения.

Замечание. При синхронном определении СВ сердца по **модифицированной** нами методике Кубичека СВ (М), измеряющей гемодинамику малого круга, возможно определение их разницы, т.е. СВ - правого сердца.

Тогда, при физической нагрузке, становится возможным диагностика дефектов междужелудочковой перегородки. В литературе, прямых **аналогов** подобных неинвазивных методик - **нет**.

Методики определения СВ (К) "по Кубичеку".

В разделе 1.4.3, были рассмотрены электрофизические особенности и недостатки методики Кубичека "СВ-К".

Методика мониторного контроля СВ по Кубичеку, имеет такую инструментальную особенность, как измерение импеданса в области, включающей оба круга кровообращения, а реальные расчётные данные величин СВ - соответствуют только малому кругу, т.е. только лёгочному кровотоку [120].

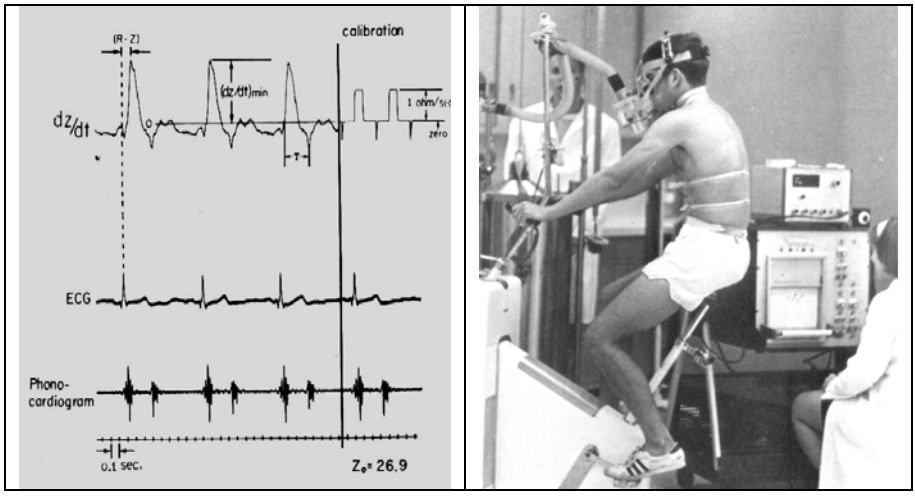
На рис. 1.31, видно, что правое и левое сердце, полностью расположены в активной зоне измерения импеданса. Область измерения включает в себя и сердце и лёгкие (от шеи до мечевидного отростка грудины). Также видно, что в области измерения, расположены основные магистральные сосуды большого круга, но значительная масса этих сосудов находится вне этой области измерения. С одной стороны это **недостаток** методики, с другой - это **достоинство**, т.к. явно превалирует малый круг кровообращения.

Клиническое использование методики Кубичека.

Наложение электродов "по Кубичеку" показано на рис. 1.27. При работе использовались металлизированные опоясывающие электроды.

Электроды накладываются на уровне 5-го шейного позвонка (1-й токовый) и 7-го шейного позвонка (1-й потенциальный), и двух опоясывающих грудную клетку, на уровне мечевидного отростка грудины (2-й потенциальный) и пояса (2-й токовый).

На рис. 6.11. представлен пример регистрации физиологических сигналов добровольца (пациента), при велоэргометрической пробе [124].



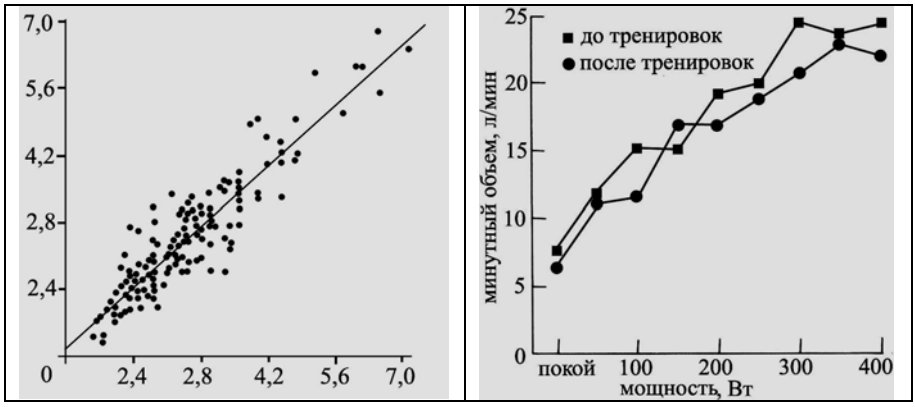
а). б).

Рис. 6.11. а). Пример регистрации физиологических сигналов, б) пример регистрации при велоэргометрической пробе.

В качестве электродов, обычно использовалась рулонная самоклеющаяся силиконовая лента с аллюминиевой фольгой.

Кроме дифференцированной реограммы торакальной области (dZ/dt), методика предусматривала регистрацию электрокардиограммы (ECG), фонокардиограммы и величины межэлектродного импеданса - Zo.

Неоднократно публиковались результаты верификации оценок сердечного выброса, полученных по методике Кубичека относительно оценок по методикам Фика, Сванганса, ультразвуковому определению фракции выброса и т.д.



а). б).

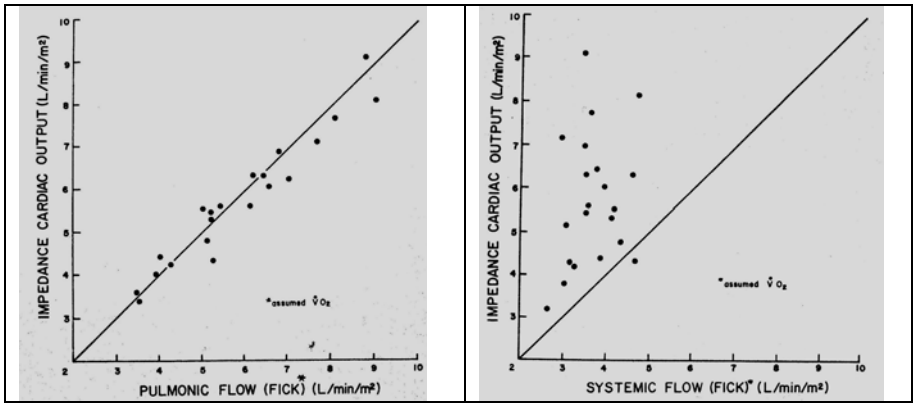
Рис. 6.12. а). Верификация методами реографии и магнитной флоуметрии б). График зависимости минутного объёма крови от нагрузки.

Наиболее известны результаты, полученные Lababidi Z [120] и Baker L.E. [123].

На рис.6.12.а. представлены результаты верификации СВ по Кубичеку и магнитной **флоуметрии** на собаках.

На рис.6.12.б. представлена **динамика** СВ по Кубичеку, при повышении нагрузки на велоэргометре, до и после 6-недельного тренировочного цикла (коэффициент корреляции **Kr = 0,96**).

На рис.6.13. показаны данные сопоставления реографического метода с прямым методом "Фика", соответственно **для малого** (слева) **и большого** (справа) круга кровообращения.



а). б).

Рис. 6.13. а). Верификация СВ малого круга кровообращения. б). Верификация СВ большого круга кровообращения.

Особого внимания заслуживает работа Lababidi Z [120]. Вот краткие (цитируемые) результаты и выводы.

1. У 20 **здоровых** детей получены данные сопоставления импедансного метода и разведения индикаторов (рис.6.13.а). В результате данные реографического и прямого метода отличались не более, чем на **5 %.**

2. У 20 пациентов, **с "лево - право" желудочковыми шунтами** данные импедансных измерений коррелируют с величиной **легочного кровотока,** полученными методом Фика, с коэффициентом корреляции **Kr = 0,92** (рис.6.13.б)**.** Однако, коэфициент корреляции с (системным-**убрать**) **кровотоком большого круга Kr = 0,21.**

3. У 13 пациентов с **аортальной недостаточностью,** при сопоставлении реографического метода и метода Фика, наблюдались существенные отличия, т.е. реографические показатели величины СВ, были **завышены в 2 раза**, относительно прямого метода.

Таким образом, по методике Кубичека определяется величина СВ малого, т.е. лёгочного круга кровообращения с погрешностью не более 5%.

В работе Baker L.E., под редакцией Michael E, DeBakey [132], после проведения разносторонних и тщательных верификаций, сделано следующее заключение.

"Таким образом, несмотря на то, что **метод разведения красителя** получил общее признание, т.к. является прямым методом, он **менее точен, чем метод импеданса при определении СВ**."

Модификации методики "СВ (К)" различными авторами.

Используемые в современной клинической практике, и заслуживающие внимания, реографические методики оценки СВ, претерпели существенные изменения, относительно исходной методики Кубичека.

Наиболее существенные изменения, вносились в конструкцию электродной системы и места расположения электродов. Изменение электродной системы было вызвано доступностью и удобством применения, серийно выпускаемых одноразовых электродов ЭКГ, и стремлением упростить процедуру наложения электродов.

Однако, в литературе отсутствуют обоснованные аргументы, связанные, с пониманием законов распространения электрического поля в теле пациента, и изменением локализации (конфигурации) областей измерения.

Кроме того, все модификации методик и приборов не включают измерений времени изгнания крови из сердца по фонокардиограм-

ме, а используют отрицательный экстремум на диффреограмме. В некоторых реографических комплексах, даже отказались от электрокардиографических измерений. Заметим, что в настоящее время, разметка нативных физиологических кривых, расчеты, визуализация и сохранение данных - осуществляются автоматически, программными методами.

Далее рассмотрим схемы наложения, активные зоны измерения импеданса и 3-х мерные конфигурации областей измерения кровотока, для методики Кубичека и 6-ти её модификаций.

1. Классическая методика Кубичека (по патенту).

После наложения электродов и регистрации физиологических сигналов, измеряется расстояние – **L** (см), между измерительными электродами - RU и LU, и величиной межэлектродного импеданса – **Z** (Ом). Затем производится расчёт СВ по формуле (1.30.а)

$$CB_{KUB} = \rho_K \cdot (L_{CP}^2 / Z^2) \cdot Ad \cdot Ti \quad ,$$

где: ρ_K =135 Ом · см. - удельное сопротивление крови ; Lcp - среднее межэлектродное расстояние (см), измеренное по передней и задней стороне грудной клетки; Z - измеренный межэлектродный импеданс; Ad - амплитуда диффреограммы (Ом · с); Ti - время изгнания крови из сердца (мс).

Для методики Кубичека (рис. 6.14), двухмерный график активной зоны измерения импеданса (и соответственно кровотока), показывает чёткое расположение между внутренними измерительными электродами. Отчётливо видно 3 уровня равной чувствительности (70, 20 и 10 %).

Трёхмерный график распределения чувствительности в глубине области измерения, иллюстрирует её резкое падение при переходе в абдоминальный регион, голову и руки.

Отсюда видно, что электродная система обеспечивает: активную зону исследования (симметричную), в которой содержатся сердце, аорта, сонные артерии, легкие, абсолютно все сосуды малого круга, а также наиболее крупные сосуды большого круга и мышечные ткани торса, кровоснабжение которых может быть отнесено к периферической системе (Рис. 1.31. и 1.32).

Таким образом, с учётом ранее проведённого анализа, можно предположить, что в амплитуде диффреограммы доминирует кровоток лёгочной артерии.

Анализ методики Кубичека и различных её модификаций, был подтверждён проведёнными экспериментальными исследованиями.

Для наиболее популярных модификаций, ниже приводятся коэффициенты, позволяющие осуществить пересчет значений сердечного выброса. Приведены результаты моделирования активных зон измерения, а также экспериментов, показывающих чувствительность методик к артефактным движениям торса и т.д.

Значения коэффициентов получены на небольшом количестве добровольцев иподлежат дальнейшему уточнению, но, в целом, конкретно показывают, какие из модификаций занижают, а какие – завышают СВ, в какой степени и в результате каких причин.

В таблице 6.5, в столбце "К" приводятся полученные коэффициенты пересчета, позволяющие приводить значения СВ, полученные в модифицированных методиках Кубичека, к значениям, согласно оригинальной методике.

Таблица 6.5. Основные характеристики и параметры 6-ти модификаций методик Кубичека, другими авторами.

ЧСС	Z	L	Ad	Ti	ρ	СВк	МОК	Pt	СИк	К
1/мин	Ом	см	Ом·с	мсек	Ом·см	мл	литр	кв.м	л/кв.м	-
1. Классическая методика Кубичека (по патенту).										
71	26,2	26	1,298	0,36	150	62,24	4,40	2	2,2	0,9
2. Модификация Пушкаря - со смещением токовых электродов.										
70	19,3	21	1,483	0,37	150	68,52	4,82	2	2,41	0,7
3. Модификация Шрамека - с двусторонним наложением одноразовых электродов.										
72	41,8	26	1,832	0,35	150	63,15	4,55	2	2,27	1,7
4. Методика Кубичека в модификации Шрамека и Пушкаря.										
71	17,6	21	1,274	0,36	150	68,23	4,84	2	2,42	0,7
5. Модификация - ток. эл. по Пушкарю, измерительные по Шрамеку - слева.										
72	17,8	21	1,37	0,35	150	70,36	5,06	2	2,53	0,7
6. Модификация - ток. эл. по Пушкарю, измерительные по Шрамеку- справа.										
71	18,7	21	1,397	0,36	150	66,27	4,73	2	2,37	0,7

Относительно рассматриваемой исходной методики Кубичека, следует обратить внимание на **коэффициент К = 0,9,** который возник в связи с исползованием Кубичеком величины удельного сопротивления крови равного 135 Ом·см. В настоящее время, егозначение уточнено и принято равным ≈ 150 Ом· см. Также следует учесть, что Lcp - среднее межэлектродное расстояние, измеренное по передней - L1 и задней - L2, стороне грудной клетки, рассчитывается по соотношению $Lcp = L1 + (1/3) \cdot [L1 - L2)]$.

По методике Кубичека, с опоясывающими электродами в настоящее время можно работать, например, на импедансном кардимони-

торе "NICCOMO" и импедансном кардиографе "Импекард" (Беларусь). Применение рулонных спаренных электродов, установленных не только на шее, но и на груди, корректируется соответствующим электродным коэффициентом.

2. Модификация Пушкаря - со смещением токовых электродов. На рис. 6.15 показано модифицированное Ю.Т. Пушкарём [10], более технологичное наложение электродов, когда 1-й токовый электрод установлен в центре лобной области головы, а 2-й токовый, расположен в области щиколотки левой ноги (или выше). В качестве токовых электродов могут использоваться одноразовые ЭКГ электроды. Опоясывающие измерительные электроды - расположены по Кубичеку. Смещение электродов не ухудшает точность измерения, но улучшает комфортность.

Расчётная формула также, но с корректирующим электродным коэффициентом и измерением расстояния - L, только по передней стенке грудной клетки. Как показали сопоставления с классической методикой, величина $k \approx 0{,}7$.

В результате смещения токовых электродов - область измерения в районе шеи, не содержит участков нелинейного распространения зондирующего тока. Поэтому величина импеданса - Z, в таблице 6.4, строка 2, на 6,9 Ом меньше, чем в классической методике.

3. Модификация Шрамека - с двусторонним наложением одноразовых потенциальных электродов. В Приложении 1. (рис. 16) показана методика Шрамека, при измерении с двустороним наложением электродов.

При работе по методике Шрамека токовыми электродами (**RI** и **LI) и** потенциальными электродами (**RU** и **LU),** могут быть одноразовые, а для регистрации ЭКГ могут использоваться электроды – "клипсы" .

Электроды должны устанавливаться с двух сторон торса (соединённые между собой), расположенные на уровне мечевидного отростка, и с двух сторон шеи (также соединённые между собой) на уровне 7-го шейного позвонка. Следует обратить внимание, что в патенте Шрамека ([7] -**убрать**) предполагается установка 4-х электродов, как спереди, так и сзади на спине.

Эта модификация значительно упростила процесс наложения и улучшила комфортность пациента, но за счёт дополнительных погрешностей измерения. В отличие от опоясывающих электродов, применение 2-х "точечных" (мониторных) одноразовых электродов, приводит к артефактам, при изменении положения тела пациента. При

использовании точечных электродов, на результат измерения импеданса, существенно влияет качество контакта электродов с кожей.

Также обратим внимание, что близкое расположение электродов на шее и на уровне мечевидного отростка, создаёт область с нелинейным распространением зондирующего тока, что приводит к увеличению импеданса до Z = 41,8 Ом (см. таблицу 6.4). Подобное увеличение Z, в знаменателе расчётной формулы, потребовало увеличения корректирующего электродного коэффициента до величины ≈ 1,7.

Примечание. В расчётной формуле Шрамека (1.31, см. раздел 1.4.4), фактически используется модель сферы, а не цилиндра, как у Кубичека. Единственный антропометрический параметр - междуэлектродное расстояние L, в формуле Шрамека имеет третью степень. Напомним, что объём сферы $V = 4/3 \cdot \pi \cdot r^3$. Удобный, но необоснованный переход к росту человека в формуле (1.32), потребовал введения дополнительного коэффициента - К. Его расчёт, по данным экспериментальных измерений, показал, что он равен К ≈ 0,05. В таблице 6.5 - все расчёты проведены по формуле Кубичека (Пушкаря).

Отметим, что обычно, при работе с наложением мониторных электродов по Шрамеку, используется расчётная формула Кубичека.

Также есть модификация методики Шрамека, проведённая Бернштейном. Ударный объём сердца по Бернштейну, когда отличие заключается в попытке повысить точность измерений, путём добавления данных о весе пациента.

4. Модификация методики Кубичека, со смещением токовых электродов - по Пушкарю и двусторонним наложением потенциальных электродов - по Шрамеку.

Из графиков (рис. 6.17) видно, что при смещении токовых электродов на лоб и ногу, область измерения в районе шеи становится более равномерной и поэтому, величина импеданса - Z, (Таблица 6.5), уменьшается до 17,6 Ом. Соответственно, электродный коэффициент принимает значение k ≈ 0,7 (относительно классической методики).

5. Модификация - токовые электроды по Пушкарю, измерительные по Шрамеку - слева. Наложение токовых и измерительных электродов, только с одной стороны - левой, приводит к довольно значительному изменению активной зоны измерения импеданса (и кровотока).

Модификация Шрамека, с левосторонним расположением потенциальных и токовых электродов, демонстрирует явное снижение чувствительности в правой половине торса. Это, пожалуй,

чувствительности в правой половине торса. Это, пожалуй, самая невыгодная модификация, тем более, что в область измерения попадает сердце, а средней доли лёгкого нет. Тогда должна снижаться корреляция с лёгочным кровотоком.

6. Модификация: токовые электроды по Пушкарю, измерительные по Шрамеку - справа. Модификация Шрамека с правосторонним расположением потенциальных, и разнесением на голову и ногу токовых электродов, демонстрирует повышение чувствительности в правой половине шеи, что увеличивает долю информации от снабжающих голову артерий большого круга кровообращения и захватывает весь лёгочный кровоток. Таким образом, эта модификация может использоваться для определения величины СВ малого круга кровообращения, с электродным коэффициентом $k \approx 0{,}7$.

Рис.6.14. 1. Методика Кубичека - по патенту.

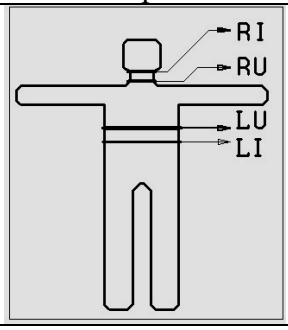
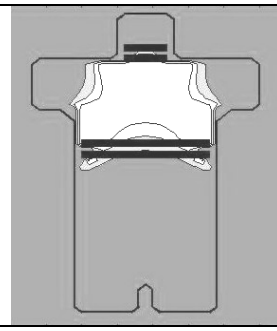
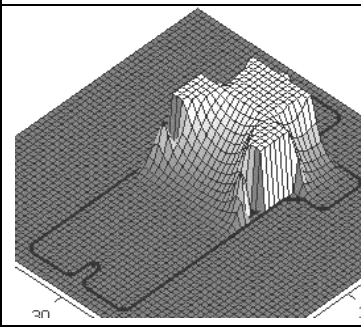
Наложение электродов	Активные зоны	Область измерения
		

Рис.6.15. 2. Модификация Пушкаря - со смещением токовых.

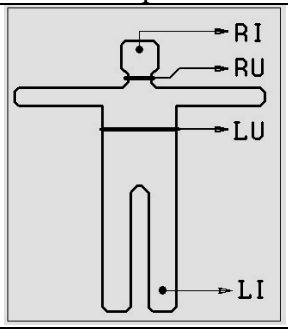
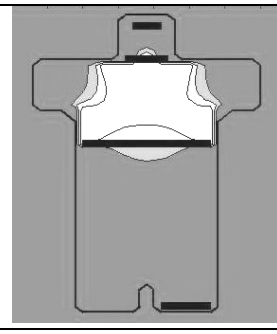
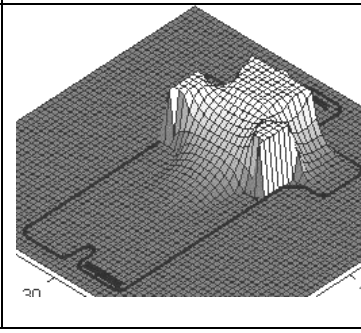
Наложение электродов	Активные зоны	Область измерения
		

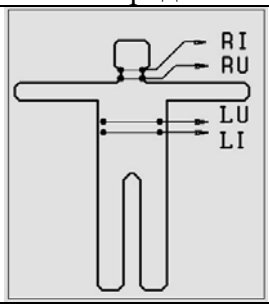
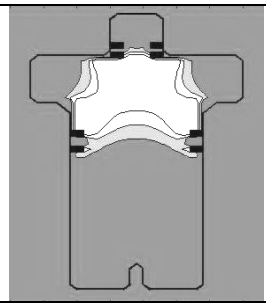
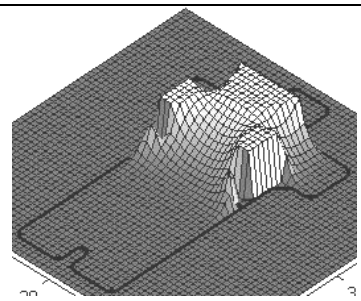
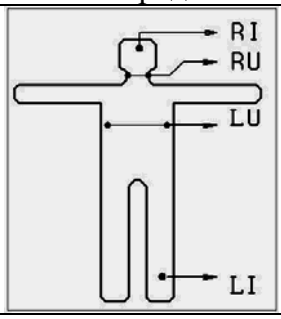
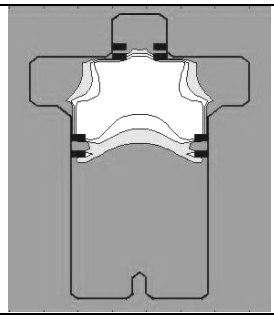
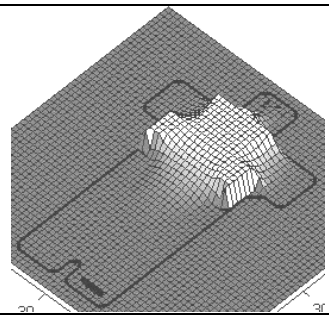
Рис.6.16. 3. Методика Шрамека - двусторонее измерение.		
Наложение электродов	Активные зоны	Область измерения
		

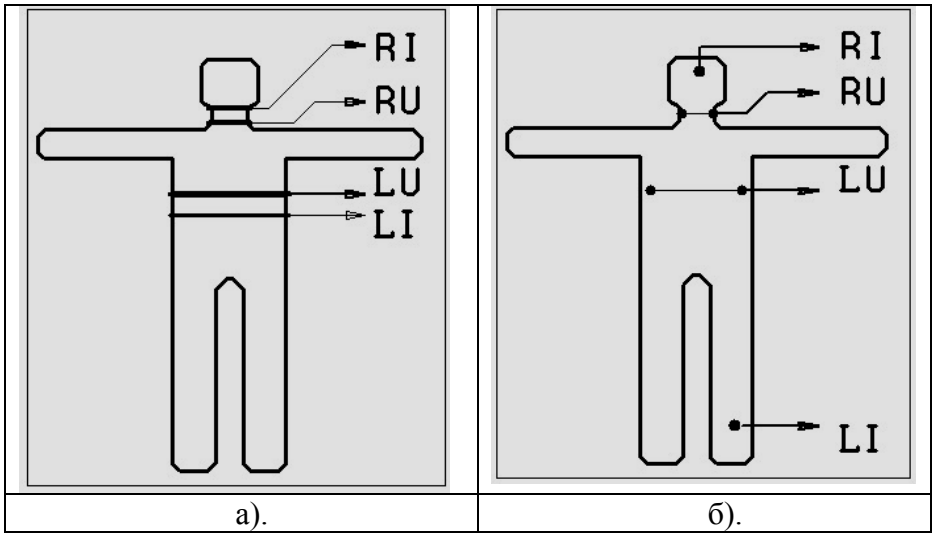
Рис.6.17. 4. Модификация методики Шрамека - со смещением токовых электродов.		
Наложение электродов	Активные зоны	Область измерения
		

Резюме. Таким образом анализ модификаций методики Кубичека, путём экспериментальных исследований, показал, что при её модификации Пушкарём (со смещением токовых электродов - Рис 6.15.2) и Шрамеком (с двусторонним наложением - Рис 6.16.3), необходимо вводить корректирующие электродные коэффициенты. Модификации Шрамека с лево или правосторонним расположением измерительных электродов, к практическому применению непригодны из-за неравномерного распределения чувствительности в активных зонах измерения (Рис. 1.35.б).

Модификация методики СВ правого желудочка СВ (П).

В связи с накопленным опытом клинических исследований, инструментальная методика "СВ (К)" была модифицирована в клиническую методику "**СВ (П)**" или "**SV (R)**" (stroke volum **right** ventricular).

Расположение электродов соответствует рис.6.15, т.е. модификации Пушкаря - со смещением токовых электродов. Также электроды можно устанавливать по модификации методики Шрамеком, с аналогичным смещением токовых электродов рис.6.18.б.



а). б).

Рис.6.18. Расположение и подключение электродов по методике а) Кубичека и б) по методике Шрамека.

Расчётная формула, в сновном, соответствует выражению (3.33), но с учётом антропометрической, морфологической и анизотропной коррекции - в соответствии с гетерогенной моделью БО (раздел 3.3) **.**

<u>Модифицированная</u> формула расчёта СВ (П) правого желудочка:

(6.1)

где: $k \approx 0{,}7$ - корректирующий коэффициент;

$Q_C = (Q_S + Q_M)/2$ - средний периметр грудной клетки, Qs – на уровне 7-го шейного позвонка и Qм - на уровне мечевидного отростка (см);

$L_C = (L_S + L_M)/2$ - среднее расстояние от шеи до мечевидного отростка, измеренное по передней – Ls и задней – Lm поверхности грудной клетки (см);

R_E - междуэлектродное (экстраполированное) сопротивление внеклеточной жидкости (RE), измеренное в диапазоне 5 – 500 кГц;

Z^{MF} - импеданс, регистрируемый на средней частоте (50 кГц);

$(\Delta Z)^{MF} = S_S^{MF}$ - апроксимированная амплитуда реограммы (на частоте 50 кГц), за время систолы от 0 до Ts.

В качестве примера, приведены данные измерений и расчётов, при обследовании пациента "Н". Вес пациента М = 86 (кГ), Рост = 182 (см), т.е. "нормостеника".

1. По данным измерений - размеры: расстояние между потенциальными электродами L = 21 см, периметр шеи Qш= 42 см, торса Qм=106 см.

2. По усреднённым данным: расстояние (грудь - спина) Lc = (21 + 25) / 2 = 23 см., периметр Qc = (42 + 106) / 2 = 74 см.

Объём Vсв = $V_{CV} = L \cdot S = L_C \cdot (Q_C^2 / 4 \cdot \pi)$=23 · (74 · 74 / 4 · 3,14) = 10.027 куб.см. Площадь поверхности тела пациента ППТ = 1,85 кв.м.

Пример регистрации данных, при обследовании пациента, аналогичен представленному на рис. 6.10. Заметим, что методика обеспечивает регистрацию с высоким разрешением – 2 канала по 1000 Гц, т.е. время отсчёта - 1 мс.

Расчётные данные приведены в Таблице 6.5, пример 4. совместно с данными расчёта по "классическому" Кубичеку (пример 1). Результаты для пациента с нормальной конституцией практически совпадают - СВ равен 68 и 62 миллилитра, МОК равен 4,8 и 4,4 литра в минуту.

Резюме. При расположении электродной системы по Кубичеку в модификации Пушкаря и использовании опоясывающих электродов, расчёт величины сердечного выброса СВ и минутного объёма кровообращения по соотношению (6.1), практически **совпадает с результатами "классической" методики**.

При обследовании пациентов астеников или гиперстеников модифицированная методика, учитывающая гетерогенную структуру области измерения СВ, даёт **более точные результаты**. Данные сопоставлений приведены в следующем разделе. Напомним, что в норме, при отсутствии желудочковых шунтов или аортальной недостаточности, СВ левого и правого желудочков сердца - совпадают.

6.3. Контроль сердечного выброса левого желудочка.

Stroke volum left ventricular SV (L)

На рис. 2.15.а, (см. раздел 2.1), показана **аортальная область** измерения сердечного выброса крови. В идеальном случае аортальная область измерения должна быть ограничена только аортой, и не должна захватывать лёгочную артерию и сами лёгкие.

Реализовать такую локализацию области измерения, с поверхностно расположенных **только на грудной клетке** токовых и потенциальных электродов, принципиально невозможно. Однако, эту задачу возможно решить иначе.

Напомним сущность методики импедансной оценки СВ большого круга кровообращения [101].

Методика контроля системного кровообращения.

Применение новых технологий, позволило решить задачу определения СВ только большого круга кровообращения, т.е. сердечного выброса левого желудочка сердца.

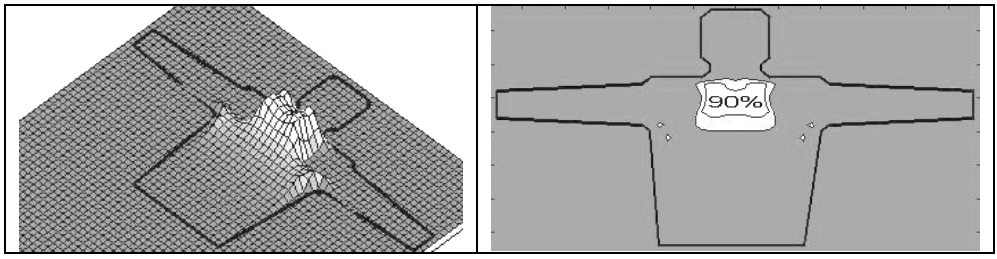
Основная цель - это совмещение активной зоны измерений импеданса с областью, где локализованы наиболее выраженные проявления сердечного выброса. Т.е. где содержатся сосуды, относящиеся к большому кругу кровообращения - в области **аорты,** и минимизированы области с сосудами малого круга, т.е. лёгочной артерии и **лёгких** (рис.6.19).

Заметим, что через аорту протекает весь МОК, за исключением коронарного кровотока. Обычно используются методы определения **объемной скорости потока** в сосудах: ультразвуковой или электромагнитной флоуметрии. При этом не определяется абсолютная величина объёма кровообращения.

Локализация активной зоны измерения, в области аорты и основных магистральных сосудов сердца, производится следующим образом.

Ток вводится через электроды, расположенные на доступных для наложения электродов частях рук. Тогда, преимущественной областью его основного распределения, является только верхняя часть торакального региона. При этом, наибольшая плотность зондирующего тока, пересекающего полость грудной клетки в горизонтальном направлении, приходится на уровне расположения аорты, а основные сосуды малого круга остаются в области минимальных плотностей зондирую-

щего тока, т.к. ток от электродов практически не уходит в нижнюю часть грудной клетки.



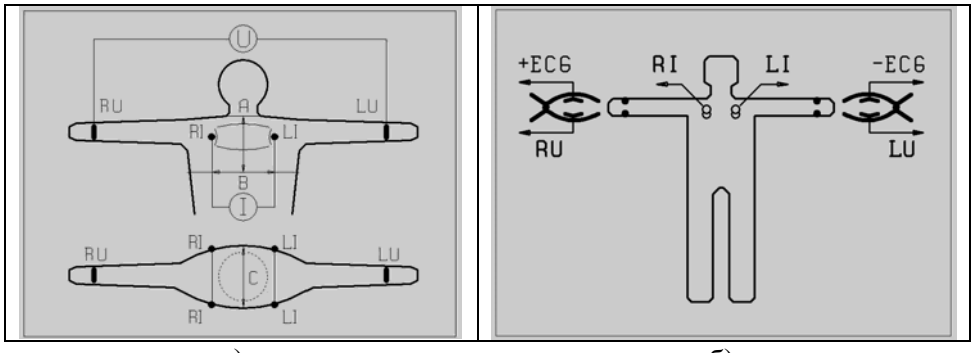
а). б).

Рис. 6.19. а) Поверхность чувствительности б) линии уровня для аортальной области.

На рис. 6.19.а, представлены графики распределения чувствительности импеданса, к изменению кровотока в грудной клетке.

На рис. 6.19.б, показано наложение и подключение электродов, при измерении по предлагаемой технологии.

Примечание. 1. В соответствии с законом Кирхгофа (теоремой взаимности), источник э.д.с. U и тока I, (могут быть) переставлены местами, для удобства реализации предлагаемого способа, т.е. для подключения ЭКГ – электродов. Также необходимо заметить, что величина импеданса в этом отведении равна ≈ 10 - 15 Ом. Его измерение, с помощью промышленных реографов, обычно имеющих диапазон измерения 20 – 500 Ом, раньше было практически невозможно.



а). б).

Рис. 6.20. а). Схема подключения и б) наложение электродов.

Работа по предлагаемой методике заключается в следующем.

1. Два потенциальных электрода RU (правый) и LU (левый), устанавливают на правую и левую руку (соответственно) и подключают к измерителю высокочастотного напряжения – U (рис. 6.20.а).

2. На переднюю поверхность грудной клетки, на уровне середины аорты, по средней горизонтальной линии (соединяющей руки), под серединой ключичных выступов, накладывают два фронтальных токовых электрода RI и LI.

3. Задние токовые электроды RI и LI, устанавливают симметрично на поверхности спины, в областях проекции передних, соединяют с фронтальными токовыми и подключают к генератору тока I. Измеряют междуэлектродные расстояния и антропометричесие данные.

Примечание. На руки накладывают сдвоенные ЭКГ- электроды "клипсы". На грудь устанавливают ЭКГ- электроды "груши" или приклеивают "мониторные" (рис. 6.20.б).

4. Далее, производят измерение импедансов аортальной области - Zao, регистрируют реограмму - ΔZ (t), измеряют и рассчитывают площадь под реограммой - ΔZao (т.е. интегральную амплитуду), за время изгнания крови из сердца – Ti, по соотношению (6.3):

$$\Delta Z_{AO} = \int_0^{Ti} \Delta Z(t)dt$$

5. Рассчитывают геометрический объём аортальной области измерения сердечного выброса Vao, который по форме близок к **горизонтально ориентированному цилиндру с эллиптическим основанием** или полуцилиндру, при одностороннем наложении электродов (рис. 6.19.б.), объём которого расчитывают по формуле

$$V_{AO} = k \cdot (\pi / 8) \cdot A \cdot B \cdot C \qquad (6.2)$$

где k - коэффициент эффективной части области измерения,

A - расстояние между шеей и мечевидным отростком (см),

B - расстояние между подмышечными впадинами (см),

C - расстояние от передней поверхности грудины до поверхности спины, на уровне подмышечных впадин (см),

Q - периметр грудной клетки, на уровне подмышечной линии (см).

Расстояние - C может быть определено через периметр по соотношению:

$$C = (2Q / \pi) - B \qquad (6.3)$$

где Q - периметр грудной клетки, на уровне подмышечной линии.

Тогда объём аортальной области измерения равен:

$$V_{AO} \cong k \cdot (\pi / 8) \cdot A \cdot B \cdot [(2 \cdot Q / \pi) - B] \qquad (6.4)$$

С учётом расстояния между измерительными электродами L (см), объём:

$$V_{AO} \cong k \cdot (\pi / 8) \cdot A \cdot B \cdot [(2 \cdot Q / \pi) - B + k \cdot L] .$$

Объём аортальной области измерения, определяют по следующему соотношению:

(6.5)

6. В завершение определяют величину сердечного выброса по соотношению:

$$\text{СВ лж} = k \cdot \text{Vao} \cdot (\Delta \text{Zсв} / \text{Zсв})$$

где $k \approx 0{,}5$ - корректирующий коэффициент.

Заметим, что при данном методе, более корректное наименование сердечного выброса крови - "импедансный эквивалент СВ".

Импедансный эквивалент СВ крови <u>левого желудочка</u> сердца:

(6.6)

Пример. В качестве примера (в таблице 6.6), приведены данные измерений и расчетов обследуемого пациента "Н". Вес пациента М = 86 (кГ), Рост = 182 (см). Размеры A = 21 см, B = 38 см, L =18 см, Q = 106 см.

Объём Vсв =

Площадь поверхности тела пациента ППТ = 2,2 кв.м.

Таблица 6.6. основных измеряемых гемодинамических параметров при ортостатическом воздействии.

№	Парам	Размерн	Лёжа	Стоя	Нагр	Пост-н.
1	Z св	Ом	13,6	13,4	14,0	13,7
2	ΔZсв	Ом	0,19	0,16	0,19	0,17
3	Vсв	л	5,9	5,9	5,9	5,9
4	СВ	мл	83,0	70,9	80,6	73,7
5	ЧСС	1/мин	61	72	100	72
6	МОК	литр	5,06	5,11	8,06	5,31
7	СИ	л/м/кв.м	2,3	2,3	3,7	2,4

Обследование проводилось поочерёдно: в положении лёжа, стоя, сразу после нагрузки (25 приседаний в произвольном темпе) и по окончании нагрузки, через 10 минут (постнагрузки).

Полученные результаты показывают, что динамическая чувствительность параметров гемодинамики СВ, МОК и СИ достаточно выражена.

На рис. 6.21. приведён пример регистрации: электрокардиограммы – ЭКГ (по 1-му каналу), реограммы - РЕО, диффреограммы – ДИФ и интегральной реограммы – ИНТ (по 2-му каналу). Отчётливо видна вариация интегрированной амплитуды, в то время, как РЕО и ДИФ - менее информативны.

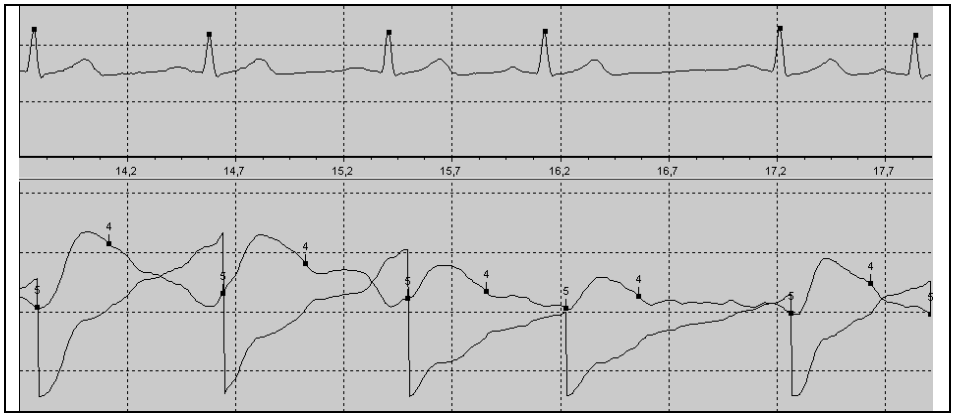


Рис. 6.21. Пример регистрации данных, при обследовании пациента "Н" по методике SV (L).

Исследовалась **погрешность** оценки СВ, при смещении потенциальных электродов в горизонтальном направлении (точности их установки).

Таблица 6.7. Основные измеряемые гемодинамические параметры при "умышленной погрешности" наложения электродов.

Пациент "Н". (М = 86кг, Рост = 182 см.)						
L	**Δ L**	**Z**	**ΔZсв**	**Vcv**	**СВ**	**ΔСВ**
см	**%**	**Ом**	**Ом**	**куб.см**	**куб.см**	**%**
13	**-19**	**8,3**	**0,12**	**5656**	**82,5**	**+6**
16	**0**	**12,2**	**0,16**	**5938**	**77,9**	**0**
21	**+31**	**14,4**	**0,17**	**6342**	**74,9**	**-4**

В таблице 6.7 приведены величины погрешности оценки СВ, при проведении измерений с установкой измерительных электродов, со значительными изменениями расстояния - **L** (их сдвигом).

Аппроксимация представленных в таблице величин **ΔL** (-19. . .+31) и **ΔСВ** (+6. . .-4), к наиболее вероятным в медицинской практике погрешностям установки электродов - на **ΔL** = ± 1 см, позволяет оценить погрешности **СВ** как - 0,8 % и + 1 %, соответственно.

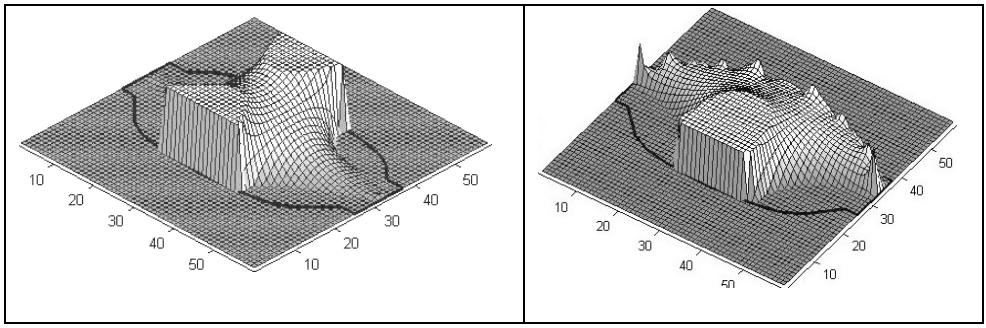
Таким образом, используя технологию формирования активных зон измерений, данная методика позволяет оценить величину сердечного выброса крови и минутного объёма кровообращения, только в области большого круга.

Также следует заметить, что только аортальный регион, т.е. верхняя часть грудной клетки, содержащий аорту и основные сосуды большого круга кровообращения, относится к области центральной гемодинамики и не относится к периферическим.

Дополнение. В данной методике предполагается наложение 4-х потенциальных электродов: на грудь и на спину. Однако для пациентов нормостеников и астеников можно обойтись наложением электродов только на грудь.

При этом корректирующий коэффициент - $k \approx 0{,}6$.

На рис. 6.22.а, представлены графики распределения чувствительности в поперечном сечении, при расположении измерительных электродов на груди и спине и на рис. 6.22.б. - только на груди.



а). б).

Рис. 6.22. а). Графики распределения чувствительности в поперечном сечении, при расположении измерительных электродов на груди и спине и б) только на груди.

Примечание. В качестве **критерия**, позволяющего оценить приближение реографического способа определения СВ с поверхностных электродов к инвазивному измерению непосредственно с аор-

ты, может быть использована величина удельного сопротивления "**ρ**", измеряемого эффективного объема.

Известно, что величина удельного сопротивления крови близка к 150 Ом · см, а величина "**ρ**" тканей торакальной области, измеряемая в отведении по Кубичеку, составляет более 450 Ом · см.

Величина удельного сопротивления измеряемой области в предложенном отведении, составляет 210 - 230 Ом · см, что значительно ближе к удельному сопротивлению крови, и отражает долю объема, приходящегося в измеряемой области на аорту и крупные сосуды.

Методика обеспечивает инструментальную регистрацию с высоким разрешением, т.е. с частотой опроса каналов 2 х 1000 Гц (время отсчёта - 1 мс), для 1-го канала реограммы РКГ и 1-го канала ЭКГ. Используется инструментальное 1-е отведение - RL.

Экспериментальные измерения.

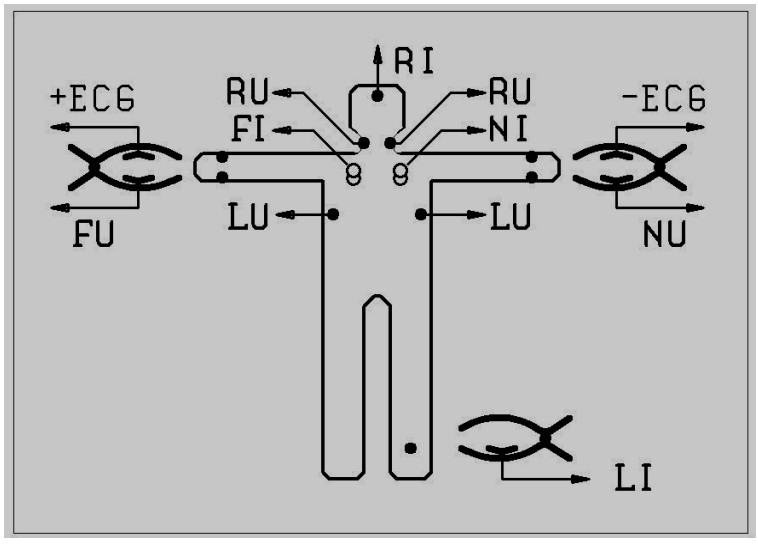


Рис. 6.23. Схема наложения и подключения электродов, при синхронной регистрации СВ по Кубичеку и СВ левого желудочка SV (L).

Далее приведены данные измерений по "модифицированной методике **Кубичека** в модификации Шрамека и Пушкаря (КУБ), а также по методике **"Stroke Volume - LV"** (STR**)** в аортальном реографическом отведении. По данным синхронной регистрации вышеуказанных методик, определялись величины СВ большого и малого круга кровообращения.

На рис. 6.23. показано наложение и подключение электродов для синхронной регистрации физиологических параметров, при одновременной работе по двум методикам.

Для оценки СВ использовался Медицинский Анализатор Гемодинамики (Импедансный) МАГИ-01.

В таблицах 6.8 - 6.12, представлены данные регистрации и мониторного контроля величин СВ, в условиях покоя и после нагрузочной пробы условно здоровых пациентов. (, при расчёте по Кубичеку - **убрать**).

Обозначения: **Ar -** амплитуда реограммы; **УОК** - удельный объём крови области измерения; **Vрег** - объём региона (области измерения); **СВ** - сердечный выброс, **МОК** - минутный объём кровообращения; **СИ** - сердечный индекс (на 1 кв.м.); **УС** - суммарное удельное сопротивление всей области измерения (Ом·см).

Таблица 6.8. Измеряемые гемодинамические параметры - лёжа и при нагрузке, испытуемого № 1. "Н" Рост - 184 см; Вес - 90 кг; Кэ=0,7.

Плож	Метод	ЧСС	Z	Ar	УОК	Vрег	СВ	МОК	СИ	УС
-	-	1/мин	Ом	Ом	мл/м·100	Литр	Мл	Литр	Л/кв.м	Ом·см
Лежа	KUB	71	20,2	0,17	47,3	19,4	74,51	5,28	2,48	626
	STR	71	13,5	0,11	73,2	6,9	71	5,05	2,4	414
Нагр.	KUB	107	21,3	0,18	80,7	19,4	69,54	7,42	3,48	667
	STR	107	13,3	0,09	105,4	6,9	68	7,27	3,4	407

Таблица 6.9. Измеряемые гемодинамические параметры лёжа и при нагрузке, испытуемого № 2. "К" Рост - 174 см; Вес - 95 кг; Кэ=0,7.

Плож	Метод	ЧСС	Z	Ar	УОК	Vрег	СВ	МОК	СИ	УС
-	-	1/мин	Ом	Ом	мл/м·100	Литр	Мл	Литр	Л/кв.м	Ом·см
Лежа	KUB	69	19,8	0,11	32,7	15,94	39,64	2,65	1,26	596
	STR	69	10,8	0,06	55,2	5,89	48,0	3,25	1,6	248
Нагр.	KUB	77	20,6	0,17	62,7	15,94	59,72	4,58	2,19	622
	STR	77	11,7	0,10	90,5	5,89	69	5,33	2,5	270

Таблица 6.10. Измеряемые гемодинамические параметры лёжа и при нагрузке, испытуемого № 3. "Р" Рост - 188 см; Вес - 91 кг; Кэ=0,7.

Плож	Метод	ЧСС	Z	Ar	УОК	Vрег	СВ	МОК	СИ	УС
-	-	1/мин	Ом	Ом	мл/м·100	Литр	Мл	Литр	Л/кв.м	Ом·см
Лежа	KUB	67	21,1	0,14	34,5	18,98	76,53	5,10	2,35	548
	STR	67	12,8	0,09	61,2	6,75	62	4,13	1,9	267
Нагр.	KUB	86	21,3	0,16	60,7	18,98	81,94	7,00	3,22	553
	STR	86	13,8	0,10	80,7	6,75	64	5,45	2,5	286

Таблица 6.11. Измеряемые гемодинамические параметры лёжа и при нагрузке, испытуемого № 4. "Ц" Рост - 166 см; Вес - 63 кг; Кэ=0,7.

Плож	Метод	ЧСС	Z	Ar	УОК	Vрег	СВ	МОК	СИ	УС
-	-	1/мин	Ом	Ом	мл/м·100	Литр	Мл	Литр	Л/кв.м	Ом·см
Лежа	KUB	78	24,5	0,13	41,4	16,39	38,68	2,96	1,75	550
	STR	78	13,5	0,09	52,0	5,78	62	3,59	2,1	347
Нагр.	KUB	101	25,1	0,09	36,2	16,39	38,84	3,96	3,22	563
	STR	101	12,9	0,08	62,6	5,78	64	4,55	2,7	331

При сопоставлении этих методик следует отметить следующее.

Импеданс при измерении по методике "**STR",** почти в 2 раза меньше, чем по "KUB", в связи с тем, что активная зона содержит большее количество тканей наполненных кровью. Это подтверждается и величинами удельного, объёмного кровотока области измерения УОК = (Ar / Z)·100. При методике "**ST**R" он также в 1,5. . .2 раза выше.

Из таблиц 8 - 12, видно, что для трансторакальной области, по методики Кубичека, **величины удельных сопротивлений** - УС в 2 - 3 раза больше, чем для аортальной, и в 3 - 4 раза больше, чем УС крови. Величина суммарного удельного сопротивления, измеряемого эффективного объема региона, действительно является критерием, позволяющим оценить приближение реографического способа определения СВ с поверхностных электродов, к инвазивному съему реограммы непосредственно с аорты.

Известно, что величина удельного сопротивления крови близка к ρ_K = 150 Ом·см. Величина УС тканей торакальной области, измеряемая в отведении по Кубичеку, составляет более ρ_Σ = 450 Ом·см.

Величина удельного сопротивления измеряемой области, в предложенном аортальном отведении, составляет ρ_Σ = 250 - 300 Ом·см, что значительно ближе к удельному сопротивлению крови, и отражает долю объема, приходящегося, в измеряемой области, на аорту и магистральные сосуды.

В Таблице. 6.12, представлены результаты измерений испытуемого № 5, при наклоне корпуса добровольца и в динамике. Обследование проведено по 2-м методикам KUB и STR.

Таблица 6.12. Гемодинамические параметры, по методикам KUB и STR, при ортостазе, поворотах и нагрузке испытуемого № 5 "Н", Рост - 184см, Вес - 90 кг, Кэ=0,7**.**

Плож	Метод	ЧСС	Имп Z	Ar	ΔZсв	УОК	СВ	МОК	СИ
		1/м	Ом	Ом	Ом	мл/м· 100	Мл	Литр	Л/кв.м
1.Лежа	**KUB**	**71**	**20,2**	**0,17**	**0,192**	**67,48**	**74,51**	**5,28**	**2,47**
	STR	**71**	**13,5**	**0,11**	**0,139**	**73,15**	**71**	**5,05**	**2,4**
2.Стоя	**KUB**	**83**	**21,7**	**0,17**	**0,189**	**72,40**	**52,19**	**4,35**	**2,03**
	STR	**83**	**13,4**	**0,09**	**0,109**	**68,12**	**56**	**4,70**	**2,2**
(Влево)	**KUB**	**79**	**21,8**	**0,17**	**0,201**	**72,84**	**57,96**	**4,59**	**2,15**
	STR	**79**	**13,0**	**0,09**	**0,118**	**72,28**	**63**	**5,00**	**2,3**
(Вправо)	**KUB**	**76**	**21,5**	**0,14**	**0,174**	**61,32**	**52,77**	**3,98**	**1,86**
	STR	**76**	**13,2**	**0,09**	**0,116**	**66,44**	**61**	**4,59**	**2,2**
(Вперед)	**KUB**	**81**	**20,4**	**0,11**	**0,131**	**52,16**	**41,44**	**3,36**	**1,57**
	STR	**81**	**12,4**	**0,09**	**0,116**	**76,02**	**64**	**5,25**	**2,5**
3.Нагруз	**KUB**	**106**	**21,3**	**0,18**	**0,231**	**114,9**	**69,44**	**7,37**	**3,45**
	STR	**106**	**13,2**	**0,09**	**0,128**	**102,3**	**66**	**7,05**	**3,3**
4.Поснагр	**KUB**	**71**	**21,5**	**0,18**	**0,212**	**69,49**	**69,86**	**4,94**	**2,31**
	STR	**71**	**12,9**	**0,11**	**0,133**	**72,64**	**71**	**5,00**	**2,3**

На рис. 6.24. показана графическая зависимость сопоставления результатов определения величины СВ (SV-RV), по методике Кубичека, (по вертикали) и определения величины СВ (SV-LV), по методике Stroke Volume - LV, **по данным таблиц 8 - 12.**

Коэффициент корреляции **Kr = 0,898.**

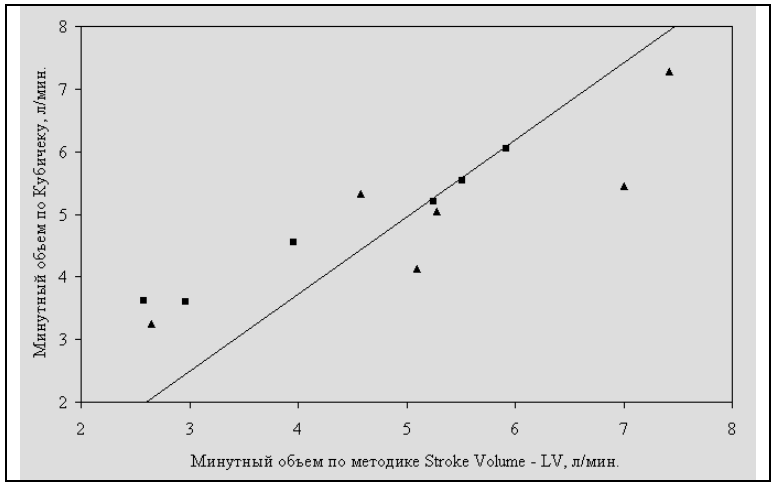


Рис. 6.24. График корреляции данных методик SV(R) и SV(L). Коэффициент корреляции Kr = 0,898.

Помехозащищённость. При значительном наклоне корпуса влево и вправо погрешность не превышает 6 % по методике STR, и 13% по KUB. Наклон корпуса вперёд приводит к погрешности по KUB не более 1 % , а по методике STR к 12 %.

Динамика. Как видно из таблицы МОК (выделено), по данным контроля обеих методик, при нагрузке - синхронно изменился МОК, с 5-ти до 7-ми литров в минуту. Систолический индекс (СИ), закономерно изменился с величины $\approx 2{,}4$ до $\approx 3{,}4$.

Другим убедительным доказательством, или проверкой корректности расчёта СВ, по методике KUB и SV, является расчёт абсолютной величины объёмного кровотока иным способом - через удельный кровоток [110]. В соответствии с основным уравнением гемодинамики $\mathbf{\Delta V = V \cdot (\Delta Z / Z)}$, изменение объёма крови ΔV (куб.см.), в области измерения, с геометрическим объёмом V (куб.см.): пропорционально её объёму V, изменению импеданса ΔZ (Ом) и обратно пропорционально величине импеданса области измерения Z (Ом). Формальное деление этого уравнения на величину его объёма V, является определением величины изменения объёма крови ΔV, происходящим в 1-м кубическом сантиметре объёма области измерения (ткани БО).

Для более удобной оценки, традицинное умножение на 100 (граммов ткани), позволяет нормировать происходящие в данном регионе изменения - ΔV и представлять их в виде "удельного" изменения объёма, выраженного в миллилитрах и происходящих в 100 граммах ткани, т.е. $\Delta V = 100 \cdot (\Delta Z / Z)$.

Пульсовой удельный, объёмный кровоток - **УОК (п)= 100 · (ΔZ / Z)**, измеряемый в миллилитрах в 100 граммах ткани (мл·100 г.т).

Минутный удельный, объёмный кровоток - **УОК (м)** = (**УОК п / 100)** · **V ·ЧСС**, измеряется в (мл·мин·100 г.т), где ЧСС - частота сердечных сокращений.

Аналогом подобных расчетов, является процентное выражение результатов, которыми и пользовались: В. Фолков, В. Байер, А. Гайтон, С. Регирер и др.

Заметим главное, что расчёт удельных характеристик - не зависит от объёма региона и его формы. Достаточно измерить величину импеданса - **Z** (Ом), измерить амплитуду "интегральной" реограммы - $\mathbf{\Delta Z} = \Delta Z$ св и определить величину **У-ЦОК = 100 ·(ΔZ / Z)** в (мл·100г.т).

Рассчитаем УПОК и УМОК для примера, представленного в Таблице 5 (в положении - 1. лёжа). Объём области измерения (V рег) по Кубичеку в ≈ 2,6 раза больше региона аортальной области: соответственно 18,06 и 6,9 литра.

Арифметический расчёт, по выше приведённым соотношениям, показывает следующее.

1. Удельный центральный кровоток в **трансторакальной** области УЦОК **(KUB)** = (ΔZсв / Z) · 100 = (0,192 / 20,2)· 100 ≈ **0,95** (мл · 100 г.т).

Абсолютная величина пульсового кровотока, эквивалентного СВ, равна СВ **(KUB)** = (УОК / 100) · V рег. = (0,95 / 100) · 18060 = **172,57** мл.

Минутный объём кровообращения МОК **(KUB)** = СВ · ЧСС = 172,57 · 71 = 12,181 (л · мин).

2. Удельный центральный кровоток в **аортальной** области УЦОК **(STR)** = (ΔZсв / Z) · 100 = (0,139 / 13,5)· 100 ≈ **1,02** (мл · 100 г.т).

Абсолютная величина пульсового кровотока, эквивалентного СВ, равна СВ **(STR)** = (УОК / 100) · V рег. = (1,02 / 100) · 6900 = **70,38** мл.

Минутный объём кровообращения МОК **(STR)** = СВ· ЧСС = 70,38 · 71 = 4,997 (л · мин).

Из примеров видно, что при расчёте МОК через удельный кровоток, отношение абсолютных объёмов МОК **(KUB) /** МОК **(STR)** ≈ **2,44**, т.е. пропорционально объёмам регионов ≈ **2,6**. Отсюда следует, что биоимпедансным методом, по методике Кубичека, в торакальной области одновременно регистрируется сумма кровотока большого и малого кругов кровообращения, входящих в область измерения.

Заметим, что УЦОК **(KUB)** ≈ **0,95**, а УЦОК **(STR)** ≈ **1,02** (мл · 100 г.т).Отсюда следует, что УЦОК, по методике KUB, пропорционален СВ малого, а УЦОК по методике STR, пропорционален СВ большого круга кровообращения, и **удельные показатели достоверно отражают кровоток, независимо от объёма и формы области измерения**.

Резюме.

1. Методика определения величины сердечного выброса (СВ) по Кубичеку, обеспечивает контроль малого (лёгочного) круга кровообращения, с погрешностью не более 5%. Модифицированная методика Кубичека (раздел 6.2.), со смещением токовых электродов - по Пушкарю и при двустороннем наложении потенциальных электродов - по Шрамеку, более комфортна для пациента, при соблюдении основных достоинств исходной (базовой) методики Кубичека, и точнее при и расчёте СВ по соотношению (6.1).

2. Предложенная инструментальная методика контроля сердечного выброса левого желудочка сердца, **"Stroke Volume - LV"** (в реографическом "аортальном отведении"), **обеспечивает контроль большого (системного) круга кровообращения,** что создаёт предпосылки дифференциального анализа, при патологических нарушениях работы сердечно-сосудистой системы пациента.

В дальнейшем, для больных с аортальной недостаточностью и с "лево - право" желудочковыми шунтами, целесообразно провести верификацию прямыми инвазивными методами, с целью уточнения методического корректирующего коэфициента Км, для учёта коронарного кровотока и влияния части кровотока верхушек лёгкого.

3. Расчёт и оценка удельного кровотока в трансторакальном УПОК (KUB), и аортальном УПОК (STR) регионе измерения, достаточно точно контролирует работу правого и левого желудочка сердца, **именно в динамике**. Расчёт импедансного эквивалента сердечного выброса **в абсолютных единицах** (литр / мин), приводит к дополнительной систематической погрешности, обусловленной антропометрическими измерениями - объёма трансторакального региона, от шеи до мечевидного отростка грудины.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Основной задачей данной работы, является научное обоснование, разработка и внедрение в медицинскую практику, новой инструментальной технологии контроля системной гемодинамики и объёмов жидких сред организма, одновременно в 8-ми регионах и во всём теле человека. А также определение величины сердечного выброса крови не только правым, но и левым желудочком сердца - в большой круг кровообращения.

Основные результататы работы сводятся к следующему.

1. В работе проведён **всесторонний анализ** отечественных и зарубежных литературных источников, по биофизическим, электротехническим, медицинским (диагностическим) и другим направлениям, существующих биоимпедансных методов контроля гемодинамики и жидких сред биообъекта - БО.

2. Проанализированы электротехнические **методы измерения** импеданса биообъекта - БО: биполярный, тетраполярный, фокусирующий, разветвлённый и др. Проведена технологическая классификация методов измерения импеданса и его активных и реактивных компонент (аналитически и графически).

3. Исследованы, с позиций электропроводных, антропометрических, анизотропных, морфологических и дисперсионных особенностей, исследуемые участки БО (регионы, органы и ткани). Выявлена **неадекватность гомогенной модели, реальному биообъекту,** имеющему сложную гетерогенную структуру, который является проводником 2-го рода - с ионной проводимостью.

4. Проанализирована действующая **гомогенная** электрофизическая модель БО, разработанная А.А.Кедровым в 1948 году. Выявлены её недостатки, связанные с несоблюдением граничных условий при проведении измерений и рассчётов объёмных гемодинамических характеристик. Также проведён анализ моделей для определения объёмов водных секторов - ОВС, методом биоимпедансной спектроскопии.

5. Рассмотрены **активные зоны измерения** импеданса для основных медицинских методик. **Впервые** представлены активные зоны измерения импеданса в приэлектродной и межэлектродной области, в виде "чувствительности" к изменению кровотока. Проанализированы

технологии измерений и рассчётов гемодинамических показателей, основных действующих медицинских методик. Выяснено распределение поля и эквипотенциалей равной чувствительности, в проводнике 2-го рода, каким является БО, и исследованы параметры электродной системы, что позволило разработать технологию формирования активных зон измерения импеданса

6. Разработана **технология формирования активных зон** измерения. На основе методов комбинаторики, исследована и обеспечена локализация измерений в 8-ми регионах, составляющих всё тело человека, без пустых активных зон (путём разветвлённого тетраполярного способа подключения электродов).

7. Разработана электрофизическая **модель гетерогенной структуры**, **адекватная биообъекту**, с учётом антропометрических, анизотропных и морфологических данных, всех основных регионов тела человека.

8. Разработана и исследована (методами математического моделирования) электрофизическая, **гетерогенная модель 4-х фракционной структуры**, которая содержит кровь, интерстициальную и клеточную жидкость, а также неэлектропроводные ткани. Предложена технология контроля - суммарного удельного сопротивления области измерения.

9. Получено новое уравнение, для расчёта параметров гидро и гемодинамики БО гетерогенной структуры, а также алгоритмы расчёта объёмов водных секторов **ОВС**: общей, внеклеточной, клеточной жидкости и неэлектропроводных тканей. Также получены новые алгоритмы расчёта системной гемодинамики **СГД** - центрального, регионального и удельного кровотока.

10. Синтезирована и исследована **эквивалентная схема** замещения распределённых характеристик биообъекта (4-х фракционной структуры), содержащая, **ранее неизвестную индуктивную компоненту**, образованную магистральными сосудами.

11. Методом **экстраполяции** исследована и обеспечена возможность определения значений основных компонент импеданса (для расчёта ОВС), в диапазоне частот **от нуля до бесконечности**, при реальном измерении на 6. . .32-х частотах (от 5 до 500 кГц), с целью более точного дисперсионного анализа и расчёта объёмов водных секторов.

12. Апробирована возможность применения стандартной **электродной системы** (комфортной), состоящей из ЭКГ- клипс и хлорсеребряных электродов и стандартизированы "реографические" отведения.

13. Исследована и обоснована возможность оценки величины пульсового кровотока, не по амплитуде, а **путём интегрирования** - за полный цикл нативной реограммы (для периферии), или за время изгнания крови из сердца.

14. Обеспечена возможность регистрации "**истинных**" **нативных реограмм** и исключены погрешности их регистрации, путём расширения спектра, т.е. фильтрации сигнала от "0" Гц.

15. Данные измерений приведены к **единым удельным** и абсолютным размерностям - всех характеристик, для сопоставления объёмных показателей гидро и гемодинамики. Также систематизированы физиологические показатели контурного анализа и пульсового кровотока, по их информационной значимости.

16. Разработано инструментальное и программное обеспечение, для контроля системной гемодинамики и объёмов жидких сред организма, одновременно, в 8-ми регионах и во всём теле человека. Разработан и промышленно выпускается Анализатор Водных Секторов АВС-01 "МЕДАСС" и опытные образцы, разработанных Медицинских Анализаторов Гемодинамики (импедансных) МАГИ-01. В приборах обеспечена возможность коммутации 8-ми каналов - синхронной регистрации физиологических сигналов (с частотой по 128 Гц), с минимальными шумами и взаимовлияниями, между измерительными каналами.

17. Обеспечена инструментальная возможность **компенсации дыхательных и двигательных артефактов**, методом суперпозиции по Лагранжу, а также возможность индикации качества наложения электродов.

18. Обеспечено **гибкое и оперативное управление** программами съёма физиологических сигналов (зондирующих частот, токов и диапазонов измерения), характеристик регистрации нативных кривых (величины сигнала, полосы частот и т.д.), а также удобное и представление информации в виде таблиц, трендов, пентограмм, гистограмм и т.д.

19. Впервые разработана технология (методика) регистрации и расчёта импедансного эквивалента сердечного выброса - СВ, **только левого желудочка**, т.е. большого круга кровообращения. Таким образом, стала возможна дифференцированная оценки баланса кровообращения большого и малого круга кровообращения у пациентов, с аортальной недостаточностью и дефектами междужелудочковой перегородки сердца, в частности, при функциональных, медикаментозных и иных воздействиях.

20. Разработаны пользовательские программы: системная - "**BODY**", периферическая - "**PERIPH**" и центральная - "**CENTR**". Также разработаны программы контроля величины сердечного выброса - СВ крови правого желудочка "**СВ (П)**", в малый круг кровообращения, и программа контроля СВ левого желудочка "**СВ (Л)**".

21. Апробация методик показала, их работоспособность и **соответствие** значений и диапазонов изменений гемодинамических характеристик - **их должным величинам и адекватность модели - БО.**

22. В перспективе обеспечивается инструментальное сопряжение режима регистрации системной гемо и гидродинамики, с 6-ти канальной **электрокардиографией** и вариационной **ритмо**гемо**метрией (РГМ)**.

23. Впервые в медицинской практике, создана **оригинальная измерительная диагностическая система**, позволяющая мониторно и одномоментно определять кровоток всего тела человека, а также объёмы жидких сред организма в 8-ми регионах.

Новая система контроля СГД и ОВС, должна способствовать расширению и повышению достоверности результатов диагностических исследований. Полученные новые показатели и характеристики оценки гемодинамики откроют новые возможности диагностики.

Автор надеется, что рано или поздно, разработанная инструментальная методика биоимпедансного анализа системного контроля гемодинамики всего тела человека, найдёт применение в широкой медицинской практике.

ЛИТЕРАТУРА

1. Атабеков Г.И. Теоретические основы электротехники. Часть 1. Линейные электрические цепи. / Энергия. М.1964. С. 311.

2. Баевский Р.М. с соавторами. Математический анализ измерений сердечного ритма при стрессе. / Наука. Москва. 1984.

3. Байер В. Биофизика. // Москва. Изд.иностр.литер., 1962.

4. Белов К.В., Цветков А.А. Измерение объёмного кровотока конечностей методом тетраполярной реографии. / Кровообращение. 1986. Т. 19. № 6. С. 56-57.

5. Большов В.М., Горски И., Цветков А.А., с соавт. Разработка методов локального реоэнцефалографического исследования. / В кн.: 2-й Конгресс неврол. псих. нейрохирург. В Болгарии. София. 1975. С. 228-239.

6. Большов В.М., Цветков А.А.,, Горски И. Реоплетизмограф. / Авторское свидетельство № 584843. Зарегистрирован в Гос. реестре изобретений СССР 29 августа 1977. Бюл. Изобретений № 47, 1977.

7. Большов В.М., Цветков А.А. Реоплетизмограф РПГ-202. / Медицинская техника. 1978. № 3. С. 49-52.

8. Большов В.М., Кругликов Р.М., Цветков А.А., с соавт. Реоплетизмограф. / Авторское свидетельство № 589963. Зарегистрирован в Гос. реестре изобретений СССР 7 октября 1977. Бюл. Изобретений № 4, 1978.

9. Большов В.М., Цветков А.А. Реоплетизмограф. / Авторское свидетельство № 749382. Зарегистрирован в Гос.реестре изобретений СССР 28 марта 1980г. Бюл. Изобретений № 27, 1980.

10. Большов В.М.с соавт. К вопросу об обосновании медико - технических характеристик реоплетизмографической аппаратуры. / ВНИИИМТ, Труды института, Выпуск 1. М. 1987. С. 33-48.(с.185)

11.Бурсиан В.Р. Теория электромагнитных полей, применяемых в электроразведке. / Недра., 1972. С. 367.

12. Буянов В.М., Карабиненко А.А., Цветков А.А. и соавт. Способ определения печёночного кровотока. / Авторское свидетельство № 1410940. Зарегистрирован в Гос.реестре изобретений СССР 22 марта 1988.. Бюл. Изобретений № 10. 1988.

13. Гайтон А.К. Медицинская физиология / А.К. Гайтон, Дж.Э. Холл / Пер. с англ.; Под ред. В.И. Кобрина. - М.: Логосфера, 2008. С. 1296.

14. Горски И. Исследование и разработка реоэнцефалографического метода и аппаратуры для количественного определения параметров мозгового кровообращения. / Автореф. дисс. канд. тех. наук. М. 1976.

15. Горски И., Большов В.М., Цветков А.А. Измерение объёмных параметров мозгового кровообращения с помощью импедансной системы с фокусирующими электродами (на чешском). / ЧССР. Братислава. Бионика. 1977. Часть 2. № 2. С. 139-142.

16. Гундаров И.А. Сравнительная характеристика гемодинамики различных типов кровообращения у здоровых, лиц с пограничным уровнем артериального давления и лабильной артериальной гипертензией. / Автореф. дисс. канд. мед. наук. Москва.1982.

17. Дахнов В.Н. Промысловая геофизика. / Москва. Гостоптехиздат. 1959. С. 692.

18. Дегтярёв В.А., Куликов О.Б., Цветков А.А. Исследование венозного кровообращения, у экипажей орбитальной станции "Салют-5". / В сборнике: Космическая биология и авиакосмическая медицина. Москва, 1979, № 4, С. 42.

19. Зарубина Т.В., с соавт. Мониторно-компьютерный контроль показателей центральной и регионарной гемодинамики в абдоминальной хирургии. / Информатика в здравоохранении. Материалы Всесоюзной научной конференции. 11 декабря 1990. Ч 2. С. 37.

20. Зарубина Т.В., Гаспарян С.А. Управление состоянием больных перитонитом с использованием новых информационных технологий. / М. 1999. С. 265.

21. Карабиненко А.А., Ерёмина С.С., Цветков А.А. с соавт. Измерение зонального лёгочного кровотока методом фокусирующей реографии лёгких и оценки сократительной способности правого желудочка сердца. / Методические рекомендации. Москва. МЗ РСФСР. 1986. С. 1-36.

22. Иванов Г.Г., Сыркин А.Л., Дворников В.Е. и др. Мультичастотный сегментарный биоэлектрический импедансный анализ в оценке изменений объема водных секторов организма. / Российск. ж. анестезиологии и интенсивной терапии. 1999. № 2. С. 41-47.

23. Карпман В. Л. и др. Сердце и спорт. Очерки спортивной кардиологии. / М. Медицина, 1968. С. 519.

24. Кацнельсон Л.А. Реоофтальмография. / Автореф. дисс. докт. мед. наук. М. 1968.

25. Кедров А.А. О новом методе определения пульсовых колебаний, кровенаполнения сосудов в различных участках тела. / Клин. мед.1941. С. 71-80.

26. Кедров А.А. Попытка количественной оценки центрального и периферического кровообращения электрометрическим путём. / Клин.мед. 1948. Т.26. № 5. С. 32-51.

27. Кедров А.А., Науменко А.И. Об определении и измерении пульсовых колебаний электропроводности тела животных и человека

как метода исследования центрального и периферического кровообращения. / Физиол. журнал СССР. 1949. Т. 35. № 3. С. 293 – 304.

28. Лужников Е.А., Костомарова Л.Г., Цветков А.А. Контроль микрогемодинамики методом фокусирующей реографии. / Методические рекомендации. Москва. МЗ РСФСР. 1988. стр. 1-10.

29. Коротков Ю.Н., Михайлов В.А., Цветков А.А., и соавт. Прибор для обнаружения точек иглоукалывания. Авторское свидетельство № 790398. / Зарегистрирован в Гос.реестре изобретений СССР. 21 августа 1980г. Бюл. Изобретений № 47, 1980.

30. Костомарова Л.Г, Цветков А.А. Оценка перераспределения крови и жидкости методом импедансметрии. / В кн.: Особен.диагност.и лечения. М. 1981. С. 26-31.

31. Ливенсон А.Р. Электробезопасность медицинской техники. / М. Медицина. 1975. С. 164.

32. Логинова Н.К., Пехов Ю.И., Цветков А.А. Реографический способ измерения величины кровотока в стебельчатом кожном лоскуте. / Стоматология. 1981. № 1. С. 69-71.

33. Логинова Н.К., Гоффман З., Цветков А.А. Электробезопасность и помехозащищённость реографических электродов, контактирующих со слизистой оболочкой полости рта. / Стоматология. 1982. № 6, с.57-60.

34. Логинова Н.К., Гоффман З., Цветков А.А. Экспериментально-теоретическое обоснование реографии пульпы зуба. / Стоматология. 1982. № 5. С. 9-12.

35. Логинова Н.К., Цветков А.А. Разработка теоретических основ реографических исследований кровоснабжения полости рта. / В кн. Функциональная диагностика стоматологических заболеваний. М. 1984.

36. Логинова Н.К., Чертыковцев В.Н., Цветков А.А. Способ реодентографии. / Авторское свидетельство № 1205891. Зарегистрирован в Гос.реестре изобретений СССР. Б.И. № 3., 1986.

37. Лужников Е.А., Костомарова Л.Г., Цветков А.А., и соавт. Способ определения удельных объёмов крови. / Авторское свидетельство № 694177. Зарегистрирован в Гос.реестре изобретений СССР. 6 июля 1979г. Бюл. Изобретений № 40, 1979.

38. Лужников Е.А., Костомарова Л.Г., Цветков А.А. и соавт. Комплексная оценка нарушений гемодинамики в клинической токсикологии. / Терапевтический архив. 1981. № 4. С..98 - 100.

39. Лужников Е.А., Костомарова Л.Г, Цветков А.А. и соавт. Оценка перераспределения крови и жидкости методом импедансметрии. / В сборнике: Особенности диагностики и лечения экзогенных отравлений. Москва. 1981. С. 26-31.

40. Лужников Е.А., Костомарова Л.Г., Цветков А.А. и соавт. Клинические возможности экстренной оценки перераспределения крови и жидкости в неотложной терапии острых экзогенных отравлений. / Тер.архив. 1983. № 11. С. 110-112.

41. Лужников Е.А., Костомарова Л.Г, Цветков А.А. и соавт. Комплексная оценка функционального состояния гемодинамики методом импедансной электроплетизмографии. / Методические рекомендации. Москва. МЗ РСФСР. 1985. С. 1 - 34.

42. Мажбич Б.И., Иоффе Л.Ц., Замошский М.Е. Клинико - физиологические аспекты регионарной электроплетизмографии лёгких. / Наука. 1974. С. 141.

43. Маркосян А.А. Физиология. / М. Медицина. 1971. С. 351.

44. Мартиросов Э.Г, Николаев Д.В., Руднев С.Г. Технологии и методы определения, состава тела человека. / Наука. Москва. 2006. С. 248.

45. Минц А.Я., Ронкин М.А. Реографическая диагностика сосудистых поражений головного мозга. / Киев. 1967. С. 157.

46. Можаев В.А., Цветков А.А., Николаев Д.В. Локализация областей измерения в полисегментной биоимпедансметрии и реографии. / Материалы 8-й научно-практической конференции Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы. Москва, ГКГ МВД РФ. 22 марта 2006. С. 43-53.

47. Mozhaev V.A. Sensitivity Analysis of Polysegmental BIA Parameters for Estimation of Body Composition and Systemic Hydrohemodynamics. / Scientific Research Centre “Medass”, Moscow, Russia. Proc.of the XIII Int.Conf. Electrical Bio-Impedance ICEBI.2007. IFMBE. June 17-21, 2007, Grats, Austria. Abstract.

48. Можаев В.А. Векторные диаграммы комплексного сопротивления и проводимости для оценки активной массы биообъекта. / В сборнике: "Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы", 10-я научно-практическая конференция ГКГ МВД РФ. Москва, 25 марта 2008, С. 92-98.

49. Москаленко Ю.Е., Науменко А.И. К теории электроплетизмографии. / Физиол.журнал СССР. 1956. Т. 42. № 3. С. 312-317.

50. Москаленко Ю.Е., Науменко А.И. Изменение электропроводности крови при её движении. / Бюлл.эксперим.биол.мед. 1959. № 2. С. 77-80.

51. Николаев Д.В., Цветков А.А., Аверьянов Д.В., с соавт. Проблемы развития биоимпедансных исследований с точки зрения разработчиков аппаратуры. / В сборнике: Неинвазивное мониторирование состояния сердечно-сосудистой системы в клинической практике. Москва. 2001, с.194-202.

52. Николаев Д.В., Похис К.А., Цветков А.А. и соавт. Способ региональной биоимпедансметрии. / Патент РФ № 2204938. 2002г.

53. Николаев Д.В., Пушкин С.В. Использование интегрального и полисегментного вариантов БИА при контроле за статусом гидратации в гемодиализе. Обзор по материалам зарубежной печати. / М. Материалы 7-й научно-практической конференции: Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы, март 2005. С. 133 – 143.

54. Николаев Д.В., С.В.Пушкин, Е.А.Гвоздикова, и соавт. Полисегментные методы в БИА. Обзор по материалам зарубежных публикаций. / В сборнике: Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы. 6-я научно-практическая конференция ГКГ МВД РФ. Москва, 22.03.2006. С.115-127.

55. Николаев Д.В., Смирнов А.В., Бобринская И.Г., Руднев С.Г. Биоимпедансный анализ состава тела. / Наука. Москва. 2009. С. 404.

56. Науменко А.И., Скотников В.В. Основы электроплетизмографии. / Медицина. Л. 1975. С. 213.

57. Нефёдов В.И., Хахин В.И., Битюков В.А. и соавт. Метрология и радиоизмерения. / Учебник для вузов. Под ред. проф. В.И. Нефёдова. М.: Высшая школа. 2003. С. 526.

58. Осколкова М.К., Красина Г.А. Реография в педиатрии. / М. Медицина. АМН СССР. 1980. С. 212.

59. Петросова И. А. Разработка бесконтактных методов исследования поверхности фигуры, для проектирования одежды. / Автореф. дисс. канд. тех. наук. Москва.2005.

60. Пушкарь Ю.Т., Цветков А.А., Большов В.М. и соавт. Определение сердечного выброса методом тетраполярной реографии и его метрологические возможности. / Кардиология. 1977. № 7. С. 85-90.

61. Пушкарь Ю.Т., Цветков А.А., Хеймец Г.И. Автоматизированное определение минутного объёма методом реографии. / Бюл.ВКНЦ АМН СССР. 1980. № 1. С. 45-48.

62. Пушкарь Ю.Т., Хеймец Г.И., Цветков А.А. Способ и устройство для определения сократительной функции миокарда. / Авторское свидетельство № 874027. Зарегистрирован в Гос.реестре изобретений СССР. Бюл. Изобретений № 39, 1981.

63. Пушкарь Ю.Т., Хеймец Г.И., Цветков А.А. Возможности и перспективы развития реографических методов для изучения системы кровообращения. / Тер.архив. М. 1986. Т. 58. № 11. С. 132-135.

64. Палеев Н.Р., Каевицер И.М. Трансторакальная реография при клинических исследованиях гемодинамики. // Кардиология. 1977. № 3. С. 47-52.

65. Савицкий Н.Н. - Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики. / Медицина. Ленинград. 1974. С. 311.

66. Сидоренко Г.И. Инструментальные методы исследования в кардиологии: руководство. / Под редакцией Г.И.Сидоренко. Минск. 1994. С. 272 с.

67. Смирнов А.В., Цветков А.А.. Анализ факторов, влияющих на погрешность измерения импеданса. / В сборнике: "Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы". 7-я научно-практическая конференция ГКГ МВД РФ. Москва, 23 марта 2005, с.61-66.

68. Смирнов А.В., Цветков А.А., Туйкин С.А.. Методы и аппаратура электроимпедансной спектроскопии. / В сборнике: Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы. 7-я научно-практическая конференция ГКГ МВД РФ. Москва, 23 марта 2005. С. 26-30.

69. Соколова И.В., Ронкин М.А., Максименко И.М. Основы пульсовой гемодинамики. / М. Самшит. 2007. С. 172.

70. Терехова Л.Г. Полищук В.И. Реограф РГ-101 – новый прибор для исследования сердечно-сосудистой системы. / Медицинская промышленность СССР. № 8. 1960.

71. Тарусов Б.Н. Способ определения регенеративной способности животных тканей. / Авторское свидетельство СССР от 03.09.1939г.

72. Тарусов Б.Н. Биофизика. / М. Высшая школа. 1968. С. 562.

73. Тищенко М.И. Биофизические и метрологические основы интегральных методов определения ударного объёма крови, человека. / Автореф.докт.диссерт. Москва. 1971.

74. Туричин А. М., Новицкий П. В., Левшина Е. С. и соавт. Электрические измерения неэлектрических величин. / Изд. 5-е, перераб. и доп. Л. Энергия. 1975. С. 576.

75. Тушкаитов Р.Х. О полном междуэлектродном сопротивлении тела биообъекта и его эквивалентной схеме. / М. Мед.техника 1970. № 3. С. 25-27.

76. Утямышев Р.И., Большов В.М., Цветков А.А. Разработка теоретических основ метода фокусирующей реографии. / Техника средств связи. 1982., вып.3. С. 18.

77. Хеймец Г.И. Исследование точности и совершенствование неинвазивных методов контроля сократительной функции, сердца и центральной гемодинамики. // Автореф. дисс. канд. биол. наук. Москва. 1991.

78. Фолков В.. Кровообращение. / Москва. Медицина. 1976.

79. Цветков А.А., Большов В.М. Реоплетизмограф. / Авторское свидетельство № 552960. Зарегистрирован в Гос.реестре изобретений СССР. 13 декабря 1976г. Бюл. Изобретений № 13, 1977.

80. Цветков А.А. Гетерогенная модель для регистрации перемещений крови методом биоимпедансметрии. / В сборнике НИИСП им. Н.В. Склифосовского, Т. 17. Экзотоксический шок. Москва, 1980. С. 139-143.

81. Цветков А.А. Исследование зависимостей параметров электродной системы при объёмных измерениях. / Техника средств связи. 1982., вып.3. С. 25.

82. Цветков А.А., Логинова Н.К., Пехов Ю.И. Способ определения объёмного кровотока. / Авторское свидетельство № 955901. Зарегистрирован в Гос.реестре изобретений СССР. 7 мая 1982г. Бюл. Изобретений № 33, 1982.

83. Цветков А.А. Биоимпедансметр для определения региональных объёмов общей и внеклеточной жидкости. / В сборнике: Вопросы разработки и внедрения радиоэлектроники при диагностике сердечно-сосудистых заболеваний. Москва, "Радио и связь". 1984, С.113.

84. Цветков А.А., Костомарова Л.Г. Реографические критерии оценки состояния гемодинамики. / В сборнике: Вопросы разработки и внедрения радиоэлектроники при диагностике сердечно-сосудистых заболеваний. Москва, "Радио и связь". 1984, С.113.

85. Цветков А.А. Исследование биоимпедансного метода и разработка аппаратуры для измерения региональных объёмов жидкости и крови у человека. / Автореф. дисс. канд. тех. наук. Москва.1985.

86. Цветков А.А., Костомаров Л.Г. Измерение периферического кровотока и микрогемодинамики методом реографии. / В кн.: Сборник трудов НИИСП им. Склифосовского. Москва, 1988, с.74.

87. Цветков А.А., Лужников Е.А., Костомарова Л.Г. Способ контроля микрогемодинамики. / Авторское свидетельство № 1537210. Зарегистрирован в Гос.реестре изобретений СССР 15 сентября 1989г. Бюл. Изобретений № 30, 1989.

88. Цветков А.А., Логинова Н.К. Новая концепция построения диагностических комплексов для функциональных исследований в стоматологии. / Новое - в стоматологии. Москва. 1992, № 4, с.22-25.

89. Цветков А.А., Чертыковцев В.Н., Вольвач С.И., и соавт. "АЛОД-01" - прибор для апекс-локации и одонтодиагностики. / Новое в стоматологии, № 5 (48), 1996. С. 11-15.

90. Цветков А.А., Николаев Д.В., Можаев В.А. Новые подходы к системному анализу гемодинамики биоимпедансным методом. / Материалы 8-й научно-практической конференции. Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы. Москва., ГКГ МВД РФ. 22 марта 2006. С. 31-42.

91. Цветков А.А., Николаев Д.В., Можаев.В.А. и соавт. Способ системной оценки динамики жидкости и крови. / **Патент РФ. № 2314750** с приоритетом от 10.07.2006г.

92. Цветков А.А., Николаев Д.В., Можаев.В.А. и соавт. Биоимпедансный анализатор. / **Патент РФ. № 57578** с приоритетом от 21.06.2006г.

93. Цветков А.А., Николаев Д.В., В.А.Можаев В.А. Оценка системной гемодинамики человека. / В сборнике: Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы., 9-я научно-практическая конференция ГКГ МВД РФ. Москва, 28 марта 2007. С. 170-174.

94. Tsvetkov A.A., Nikolaev D.V., Mozhaev V.A. The model of vascular bed for estimation of human systemic hydrohaemodynamics. / Proc. of the XIII Int. Conf. Electrical Bio-Impedance ICEBI2007, June 17-21, 2007, Grats, Austria, pp .41-44. (Модель сосудистого русла для оценки системной гемодинамики человека).

95. Tsvetkov A.A., Heterogeneous model for human impedance hydrohaemodynamics estimation. / Proc. of the XIII Int. Conf. Electrical Bio-Impedance ICEBI2007, June 17-21, 2007, Grats, Austria. Abstract. (Гетерогенная модель для оценки гидрогемодинамики человека)

96. Цветков А.А. Гетерогенная модель для оценки гидрогемодинамики. / В сборнике: Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы, 10-я научно-практическая конференция ГКГ МВД РФ. Москва, 25 марта 2008. С. 152-158.

97. Цветков А.А., Можаев В.А.. Технология оценки объёмов водных секторов, тела человека. / В сборнике: Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы, 10-я научно-практическая конференция ГКГ МВД РФ. Москва, 25 марта 2008. С.138-143.

98. Цветков А.А., Можаев В.А. Полная эквивалентная схема замещения основных регионов, тела человека. / В сборнике: Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы, 10-я научно-практическая конференция ГКГ МВД РФ. Москва, 25 марта 2008. С.144-150.

99. Цветков А.А., Николаев Д.В., Коростылев К.А. Методика оценки величины сердечного выброса, большого круга кровообращения. / В сборнике: Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы, 11-я научно-практическая конференция ГКГ МВД РФ. Москва, 25 марта 2009. С.53-63.

100. Цветков А.А., Николаев Д.В., Коростылев К.А. Методика оценки величины сердечного выброса, большого круга кровообращения. / Функциональная диагностика. № 1., 2009. С. 23-26.

101. Цветков А.А., Николаев Д.В. Способ определения сердечного выброса. / **Заявка на выдачу патента РФ. № 209136022**, с приоритетом от 29.09.2009г.

102. Чертыковцев В.Н., Цветков А.А. "РЕОДЕНТ-01" - прибор для автоматизированного контроля состояния пульпы зуба. / Новое в стоматологии, № 6 (50), 1996. С. 29-33.

103. Чертыковцев В.Н., Цветков А.А., Можаев В.А., Многофункциональный диагностический компьютерный комплекс для стоматологии "ДИАСТОМ-01". / Новое в стоматологии, № 2 (52), 1997. С. 19-22.

104. Чертыковцев В.Н. Пульпа зуба. / Современные методы диагностики. Москва. 1999. С. 116.

105. Человек. Медико-биологические данные. / Москва. Медицина. 1977.

106. Шминке Г.А. Электрические измерения в физиологии и медицине. / Медгиз. 1956.

107. Яруллин Х.Х. Клиническая реоэнцефалография. / М. Медицина. 1967. С. 276.

108. Nyboer.J. Electrical impedance plethismography. / Med. Physics. Chicago.1944. P. 340.

109. Nyboer.J. Electrical impedance plethismography. / Springfield. 1959. P. 390.

110. Nyboer.J. Regional pulse volume and perfusion flow Electrical impedance plethismography. / Arch. Intern. Med., 1960, V. 105, N2, P.112.

111. Snhwan H.P. Electrical properties of tissue and cell suspensions, in: Advances in biological and medical physics (Eds. J.H. Lawrence, C.A. Tobias). / N.Y.: Academic Press, 1957.V.5.P. 147–209.

112. Schwan H.P. Alternating current spectroscopy of biological substance. / Proc.IRE. 1959. V.47. N11. P. 1841-1855.

113. Schwan, H.P. Determination of biological impedances. In physical techniques in biological research. / Acad. Press. N.Y. 1963. V.6. P. 327-407.

114. Kubicek W.G. Impedance Plethysmograph. / Pat.USA. № 3.340.867. A61b. 5/02, 1967.

115. Kubicek W.G. The Minnesota impedance cardiograph theory and application. / Bio.Med. Eng. 1974. V.10. № 9. С.31.

116. Sramek.B. Hemodynamic and Pump-performance Monitoring by Electrical Bioimpedance. / Problems in Respiratory Care. April-June 1989. Vol.2.

117. Thomasset A. Bio-electrical properties of tissue impedance measurements. / Lion Med. 1962. V. 207. P.107-118.

118. Cole K.S. Electrical phase angle of cell membranes. / J.Gen.Physiol. 1932. V.15. P. 641.

119. Cole K.S., Cole R.H. Dispersion and absorption in dielectrics. I. Alternating current characteristics / J. Chem. Phys. 1941. V. 9. P. 341–351.

120. Lababidi Z. Evaluation of impedance cardiac output in children. / Pediatrics. 1971. V. 47. №5. P. 870-879.

121. I-th International Conference on Bioelectrical Impedance (Ann. New-York. Academy of sciences. Vol.170. Art 2. July 30, 1970. P. 407.

122. Sramek.B. Noninvasive continouous cardiac output monitor. / Pat. USA. № 4.450.527. A61b. 5/02, 1984.

123. Baker L.E. and all. (Editor - Michael DeBakey). The measurement of cardiac output by means of electrical impedance / Cardiovascular research center bulletin. April-June, 1971, p. 135.

124. Catalog ref.D18-3. IFM - Minnesota Impedance Cardiograph. MDL-304A. Instrumentation For Medicine Inc. USA. 1974. P.16.

ПРИЛОЖЕНИЯ

Приложение 1. Математическая модель В.А.Можаева по моделированию активных зон измерения импеданса в объекте с распределёнными электрическими характеристиками.

Для проведения моделирования по оценке активных зон измерения Z и распределения чувствительности в междуэлектродном пространстве необходимо:

- определить форму электрического поля, создаваемого в биологическом объекте (человеческом теле), при заданном размещении токовых электродов;
- определить выходное напряжение между потенциальными электродами, произвольно размещёнными на объекте;
- определить чувствительность кровотока (выходного напряжения) к удельному сопротивлению в данной точке объекта;
- определить активные области объекта, т.е. те области, которые дают наибольший вклад в величину кровотока (выходное напряжение);
- получить формулы, связывающие импеданс активной области с её геометрической формой, а также распределением удельного сопротивления для вычисления объёма активной области.

Результаты моделирования приводятся в графическом виде.

В общем случае, для определения характера электрического поля в объекте, нужно иметь аналитическое описание формы его поверхности, закон изменения удельного сопротивления по объёму и закон изменения удельного сопротивления внешней среды.

При подключении к объекту источника тока, в объекте (и окружающей среде) возникает электрическое поле. Вектор плотности тока j в данной точке направлен по вектору напряженности поля E: $j=E/\rho$, где $\rho=\rho(x,y,z)$ - удельное сопротивление в точке.

Выходное напряжение U_{OUT} определяется криволинейным интегралом от напряженности поля по линии L, соединяющей потенциальные электроды:

$$U_{OUT} = \int_L \mathbf{E}\,d\mathbf{l} = \int_L E_X\,dx + E_Y\,dy + E_Z\,dz = \int_L \rho j_X dx + \rho j_Y dy + \rho j_Z dz \qquad (1)$$

Вектор напряженности поля в данной точке зависит от плотности тока и удельного сопротивления. Функция чувствительности выходного напряжения к удельному сопротивлению в точке определяется выражением:

$$S(x,y,z)=\frac{d\,U_{OUT}}{d\,\rho}=\rho(x,y,z)\left(\frac{j_X}{\rho'_X}+\frac{j_Y}{\rho'_Y}+\frac{j_Z}{\rho'_Z}\right) \qquad (2)$$

Области, с большими значениями функции чувствительности, дают больший вклад в изменение выходного напряжения. Изменение удельного сопротивления на величину $\Delta\rho(x,y,z)$ вызывает изменение выходного напряжения:

$$\Delta U_{OUT}=\int_V S(x,y,z)\cdot\Delta\rho(x,y,z)dv \qquad (3)$$

Если ввести нормированную функцию чувствительности

$$S_n(x,y,z)=100\frac{S(x,y,z)}{\Delta U_{ВЫХ}} \qquad (4)$$

то интегрирование нормированной функции по объёму даёт 100% величину изменения выходного напряжения.

В скалярном поле S_n построим - К поверхностей равных значений:

$$S_n(x,y,z)=k\cdot\delta+S_n(x,y,z)_{MIN},$$

где $k=0\ldots(K-1)$; $\delta=\dfrac{S_n(x,y,x)_{MAX}-S_n(x,y,x)_{MIN}}{K-1}$; $S_n(x,y,z)_{MIN}$,

$S_n(x,y,z)_{MAX}$ – минимальное и максимальное значение функции чувствительности. Область, заключённая между i -ой и (i+1) -ой поверхностями, даёт процентный вклад в общее изменение выходного сигнала.

Объединяя области с наибольшими вкладами, можно выделить область, которая на n% определяет величину изменения выходного напряжения. Использование функций чувствительности может помочь в формировании активной области, которую невозможно получить путём обычных реографических измерений.

Предположим, что одна система отведений даёт на активной области V_1 выходной сигнал

$$\Delta U_{OUT1}=\int_{V_1} S_1(x,y,z)\cdot\Delta\rho(x,y,z)dv_1 \qquad (5)$$

Другая система на активной области V_2 даёт сигнал ΔU_{OUT2}. Если область V_2 включает область V_1, т.е. $V_2=V_1+V_3$, то

$$\Delta U_{OUT2}=\int_{V_2} S_2(x,y,z)\cdot\Delta\rho(x,y,z)dv_2=\int_{V_1} S_2(x,y,z)\cdot\Delta\rho dv_1+\int_{V_3} S_2(x,y,z)\cdot\Delta\rho dv_3$$

Определим масштабный коэффициент N такой, что

$$N\cdot = \frac{\int\limits_{V_1} S_2(x,y,z)\cdot\Delta\rho(x,y,z)dv_1}{\int\limits_{V_1} S_1(x,y,z)\cdot\Delta\rho(x,y,z)dv_1} \qquad (6)$$

Составим выражение:

$$\Delta U_{OUT3} = \Delta U_{OUT2} - N\,\Delta U_{OUT1} = \int\limits_{V_3} S_2(x,y,z)\cdot\Delta\rho(x,y,z)\,dv_3\ ,$$

т.е. величина ΔU_{OUT3} определяет изменение выходного напряжения за счёт активной области V_3, которое обычным наложением электродов получить невозможно.

Приложение 2. Области измерений тела человека.

Отведение – RS

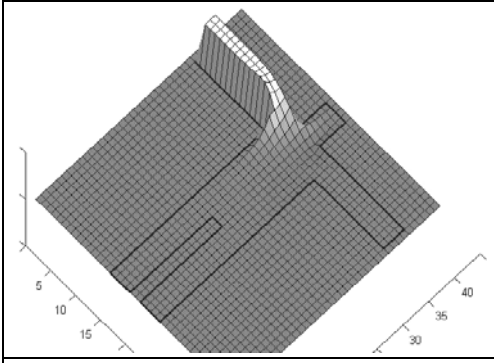


Рис. 1 а.

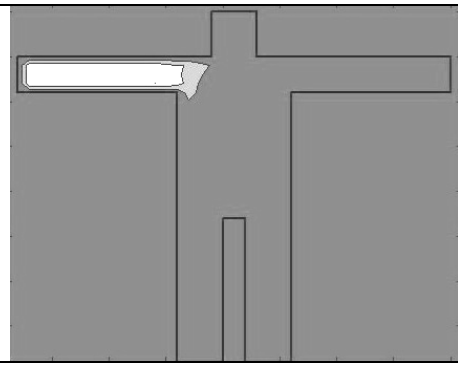


Рис. 1 б.

Отведение - LS

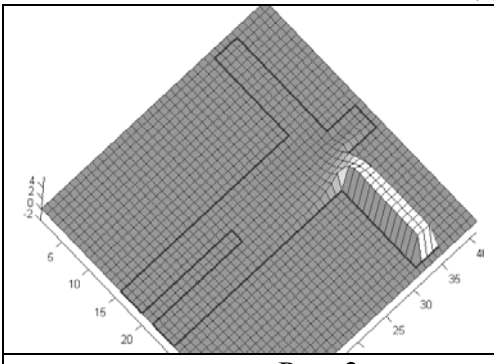


Рис. 2 а.

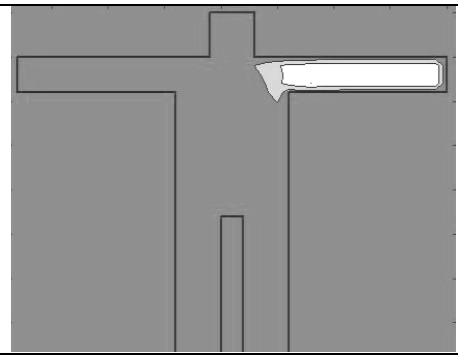


Рис. 2 б.

Отведение - FP

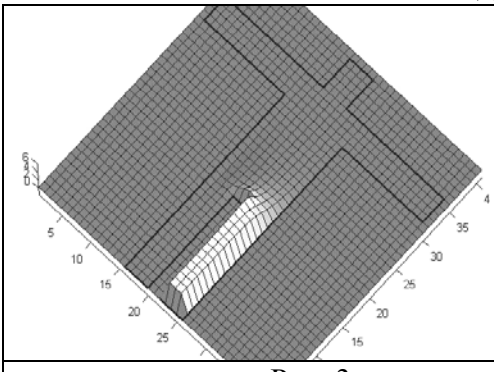


Рис. 3 а.

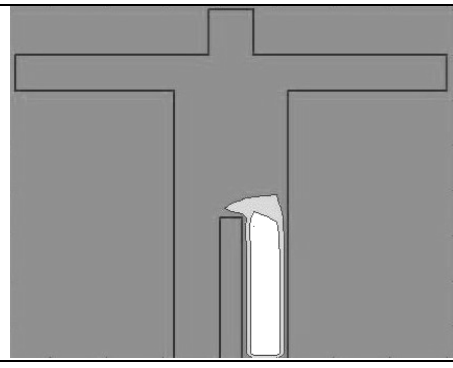


Рис. 3 б.

Продолжение.

Отведение - NP

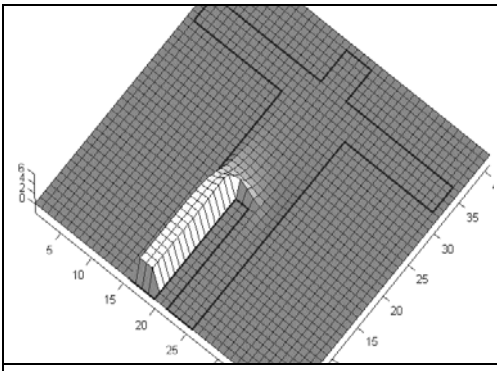


Рис. 4 а.

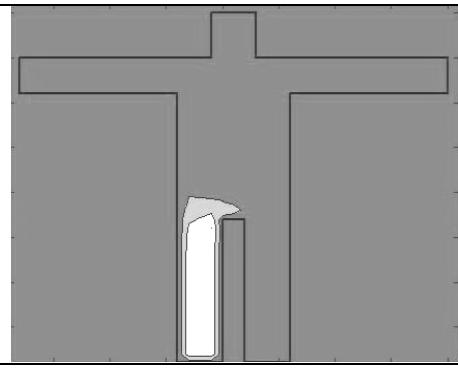


Рис. 4 б.

Отведение - AR

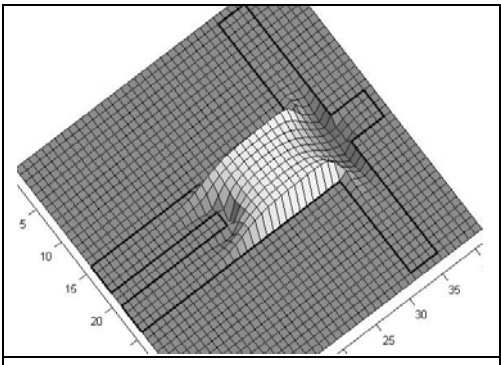


Рис. 5 а.

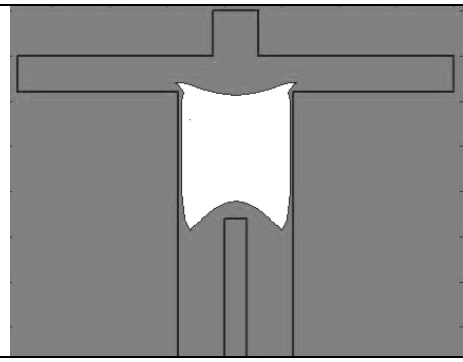


Рис. 5 б.

Отведение - ES

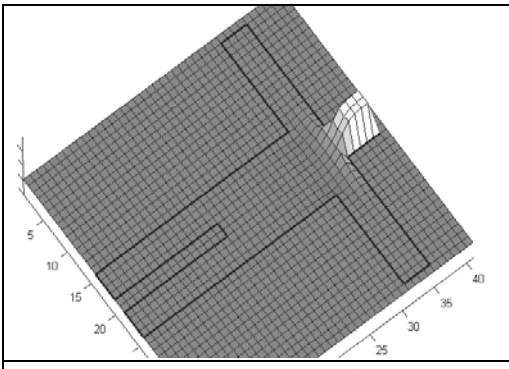


Рис. 6 а.

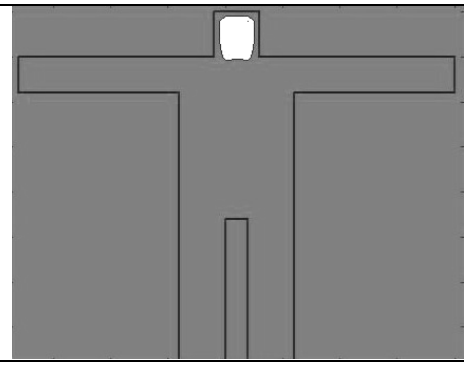


Рис. 6 б.

Продолжение.

Отведение - EP

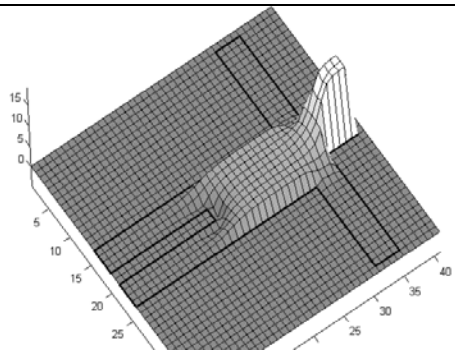


Рис. 7 а.

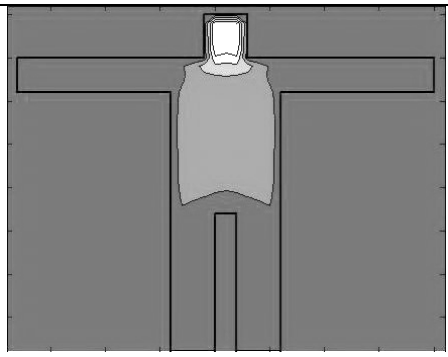


Рис. 7 б.

Отведение - TR

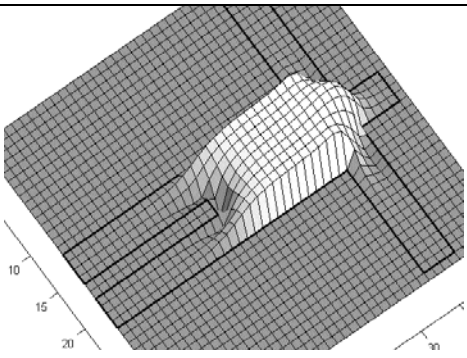


Рис. 8 а.

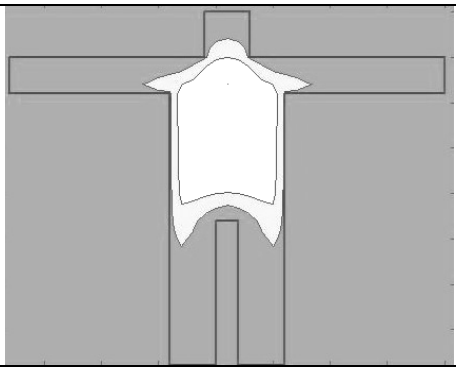


Рис. 8 б.

Отведение - CR

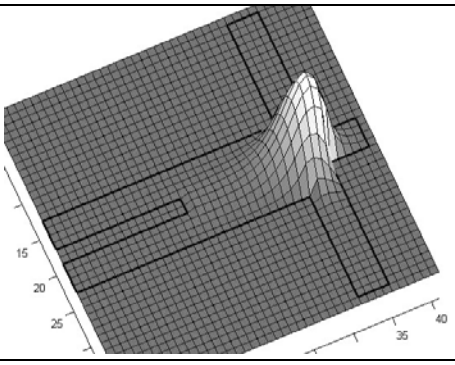


Рис. 9 а.

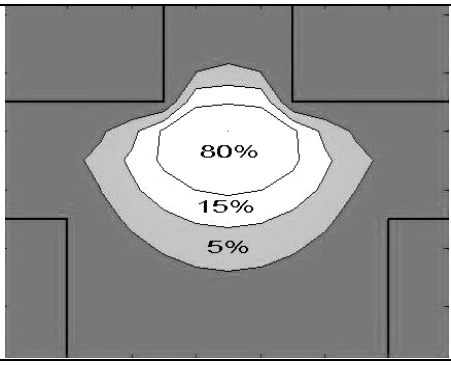


Рис. 9 б.

Продолжение.

Отведение - RL

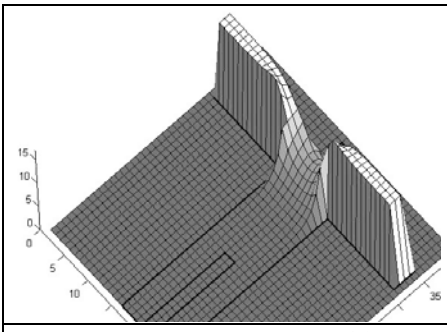


Рис. 10 а.

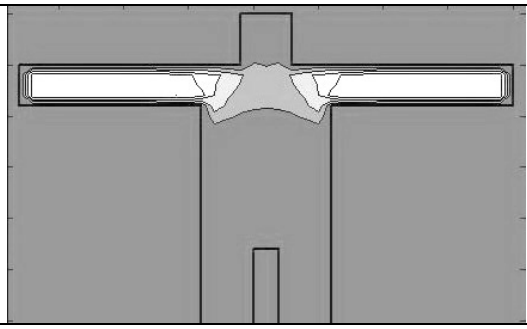


Рис. 10 б.

Отведение - BR

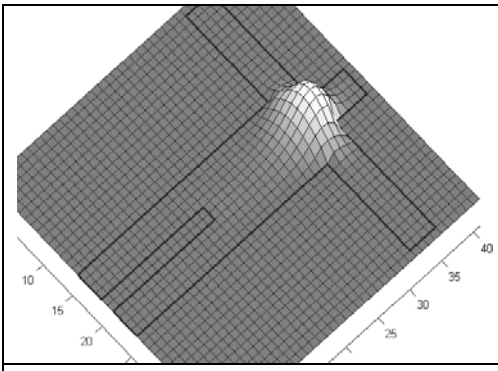


Рис. 11 а.

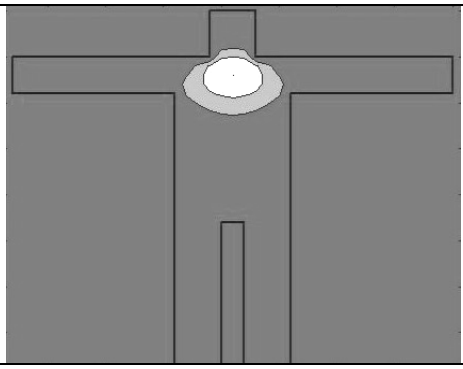


Рис. 11 б.

Отведение - SV

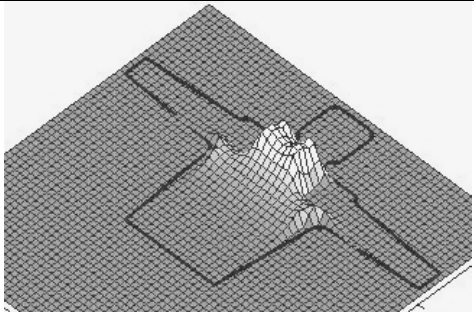


Рис. 12 а.

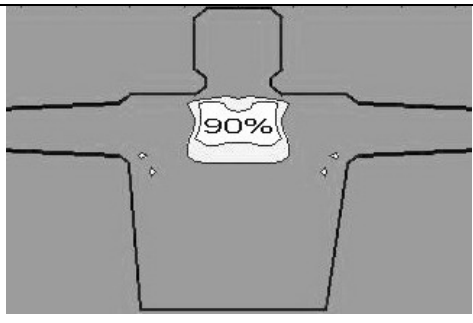
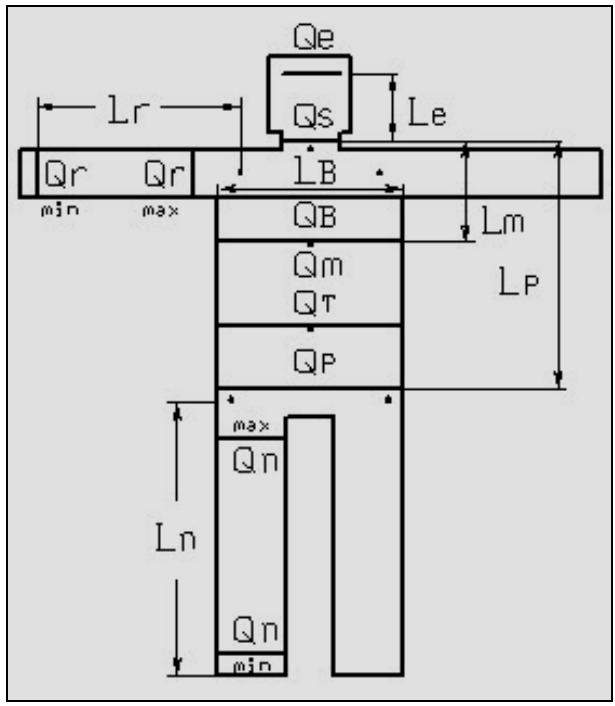


Рис. 12 б.

Приложение 3. Антропометрические показатели тела.



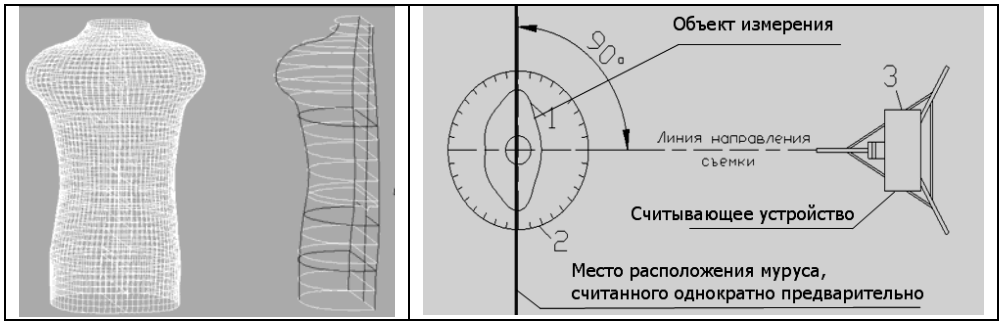
Qe - периметр головы (окружность - Ог).
Qs - периметр шеи (окружность - Ош).
Qb - периметр на подмышечном уровне (окружность - Оп).
Qm - периметр на уровне мечевидного отростка (окружность-Ом)
Qt - периметр по талии (окружность - От).
Qp - периметр на паховом уровне (окружность - Оп).
Qr - периметры руки, мин и макс. (окружность - Ор).
Qn - периметр ноги, мин и макс. (окружность - Он).
Le - длина головы от шеи до виска (длина - Дг).
Ls - расстояние от шеи до мечевидного отростка (длина-Дм).
Lp - длина торса от шеи до паха (длина - Дт).
Lb - расстояние между подмышками (длина - Дп).
Lr - длина руки от запястья до ключицы (длина - Др).
Ln - длина ноги от щиколотки до тазобедр. (длина - Дн).

Qe	**Qs**	**Qb**	**Qm**	**Qt**	**Qp**	**Qr** min max	**Qn** min max	**Le**	**Lm**	**Lp**	**Lb**	**Lr**	**Ln**
58	38	96	98	94	104	20	24	19	23	55	37	50	72
						32	52						

Приложение 4. Антропометр трехмерной модели тела.

Созданы общедоступные считывающие устройства, достаточные для построения трехмерной модели фигуры человека (определения размерных характеристик и объемной формы поверхности фигуры человека). Разработаны новые лазерные измерительные инструменты и методика их использования для бесконтактного определения проекционных размеров объекта (технического зрения) [59].

Разработаны лазерные измерительные устройства для объектов, к деталям которых доступ невозможен или затруднен.



а). б).

Рис. 1. а). Трехмерная модель манекена и б). Схема установки для проведения мурусометрических измерений.

Создан лазерный антропометр и лазерный курвиметр, для определения проекционных размеров объекта. В качестве считывающего устройства используется фотоаппарат с разрешением более 3,2 Мп.

Погрешность измерений $\pm$ 0,1 см.

Измерительный узел включает в себя лазерный излучатель.

Позиционирование измерительных устройств относительно объекта измерения осуществляется перпендикулярно к плоскости проведения измерений.

С помощью разработанных устройств получены проекционные размерные признаки фигур, по которым построены их трехмерные модели.

Дополнительнын данные. Петросова Ирина Александровна. Разработка бесконтактных методов исследования поверхности фигуры для проектирования одежды. / Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук Москва 2007. Патент РФ № 2251382. «Устройство для бесконтактного определения проекционных размеров объекта », (лазерный антропометр). Заявка на изобретение № 2006107836 «Курвиметр с оптическим целеуказателем ».

Приложение 5. Примеры графической экстраполяции.

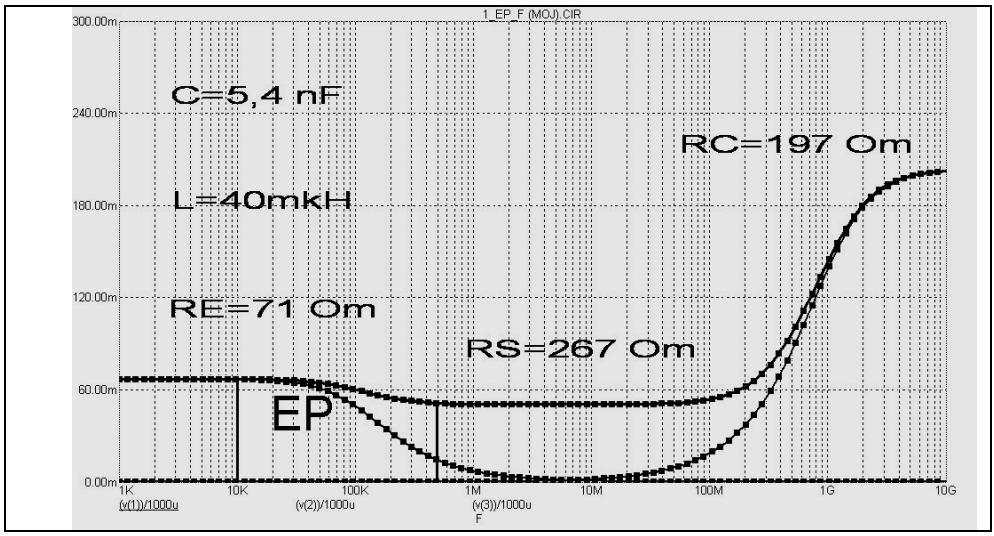


Рис. 1. Зависимость компонент импеданса RE, RC и RS от частоты, при отведении **EP** (голова-пах), для определения ОВЖ, ОКЖ и ООЖ.

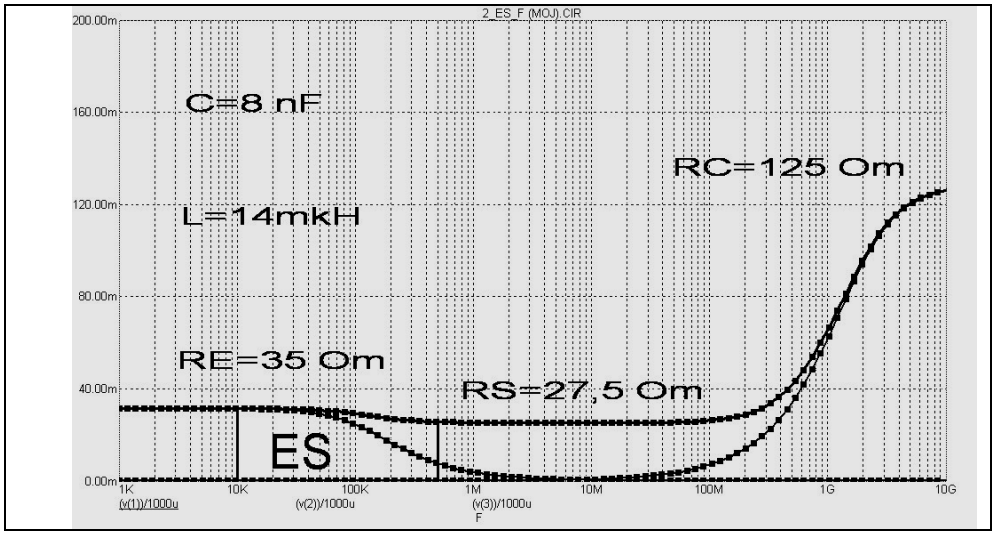


Рис. 2. Зависимость компонент импеданса RE, RC и RS от частоты, при отведении **ES** (голова), для определения ОВЖ, ОКЖ и ООЖ.

Продолжение.

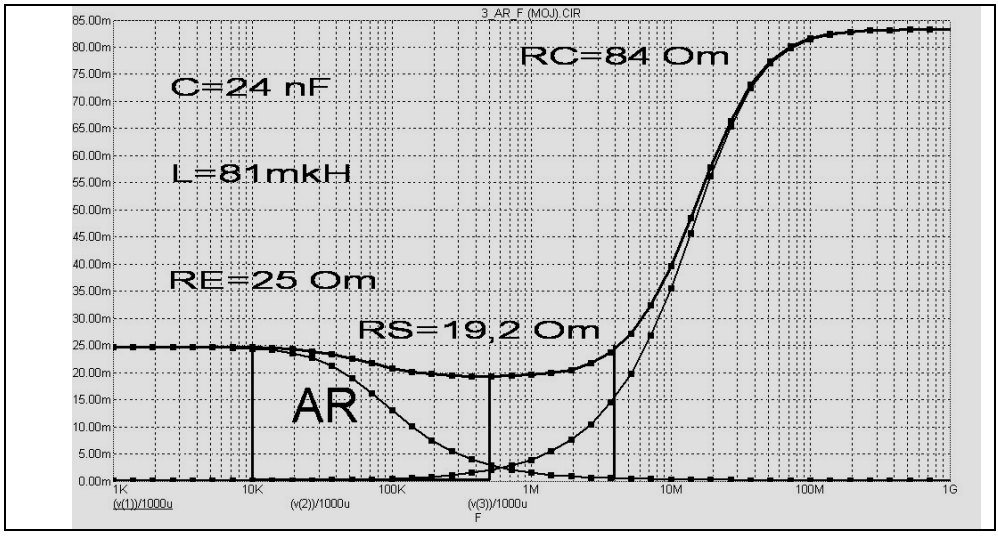


Рис. 3. Зависимость компонент импеданса RE, RC и RS от частоты, при отведении **AR** (абдоминальный регион**)**, для определения ОВЖ, ОКЖ и ООЖ.

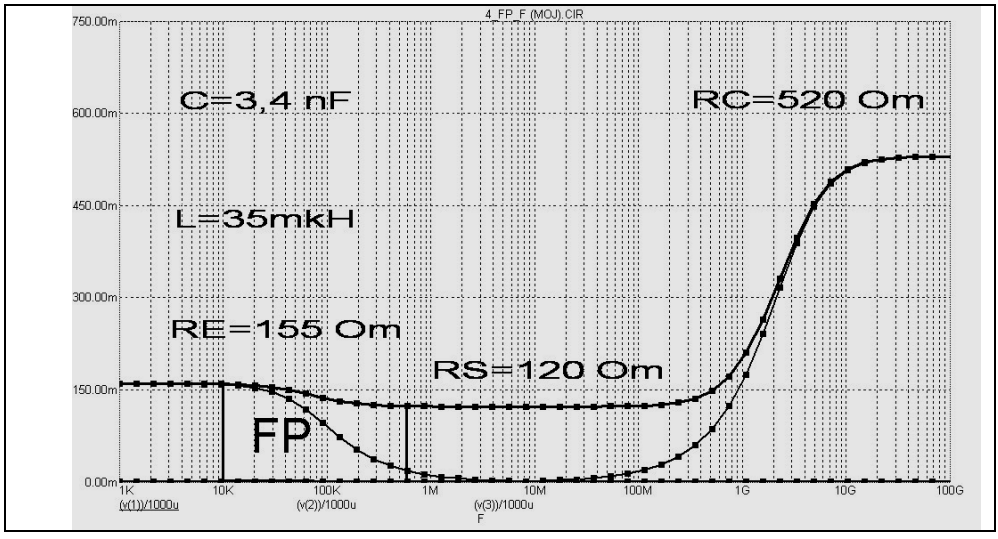


Рис. 4. Зависимость компонент импеданса RE, RC и RS от частоты, при отведении **FP** (левая нога), для определения ОВЖ, ОКЖ и ООЖ.

Продолжение.

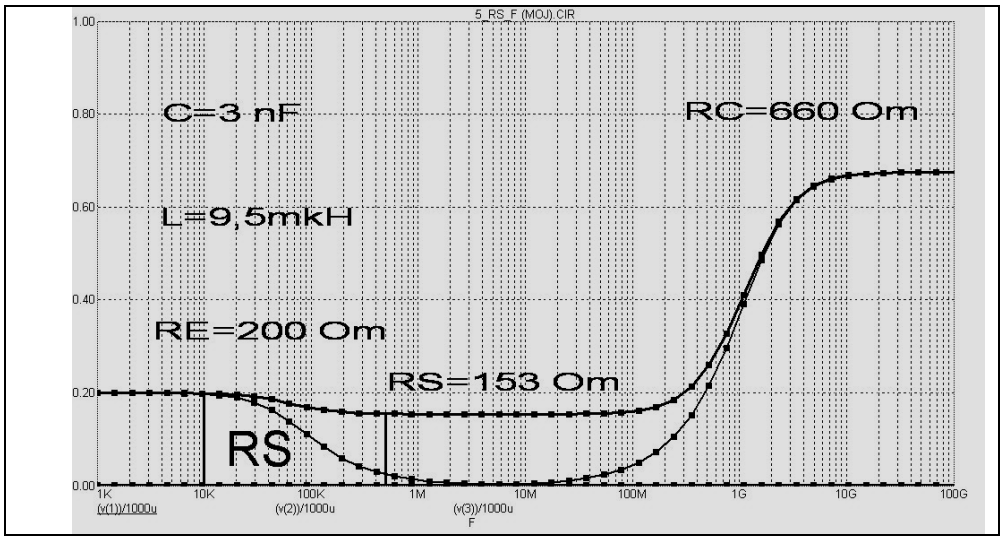


Рис. 5. Зависимость компонент импеданса RE, RC и RS от частоты, при отведении **RS** (правая рука), для определения ОВЖ, ОКЖ и ООЖ.

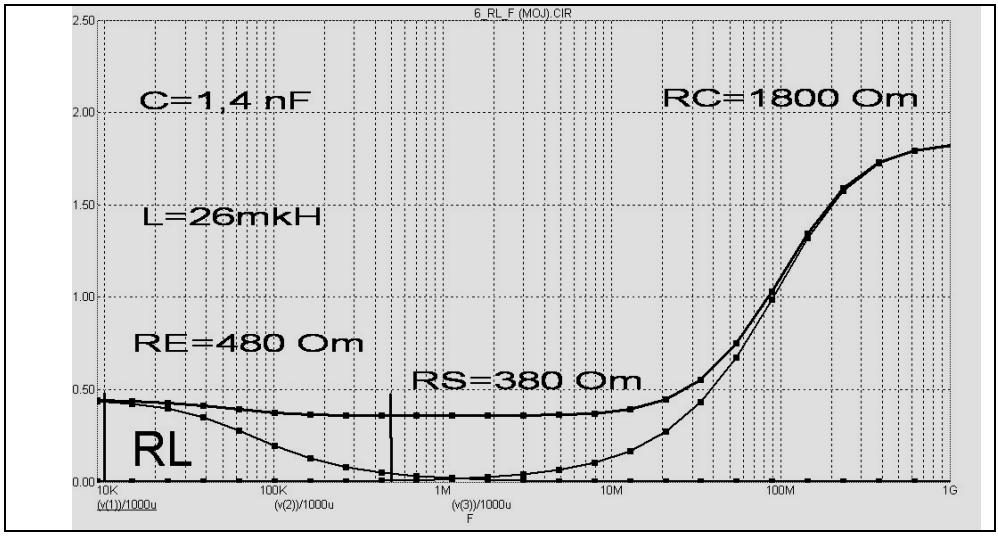


Рис. 6. Зависимость компонент импеданса RE, RC и RS от частоты, при отведении **RL** (левая - правая рука), для определения ОВЖ, ОКЖ и ООЖ.

Продолжение.

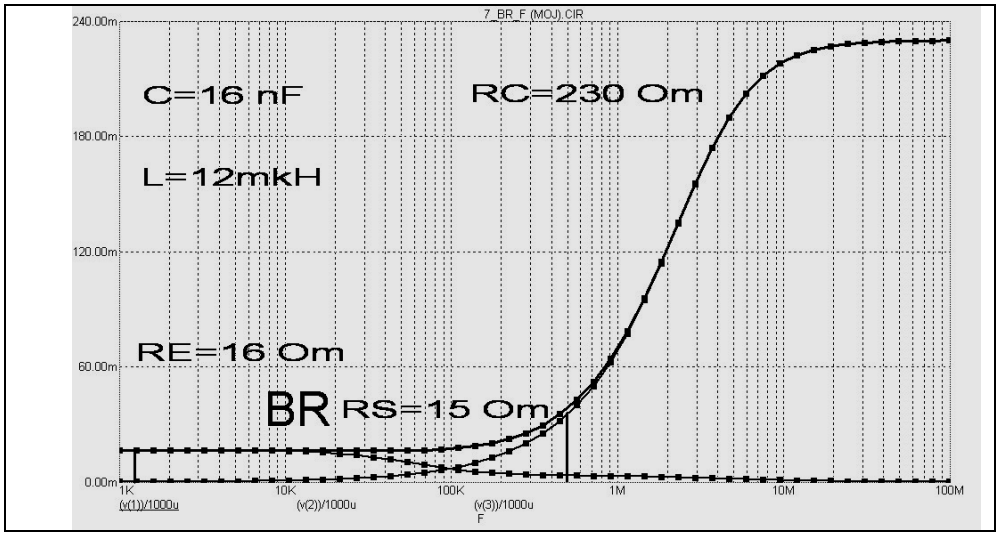


Рис. 7. Зависимость компонент импеданса RE, RC и RS от частоты, при отведении **BR** (аортальный регион), для определения ОВЖ, ОКЖ и ООЖ.

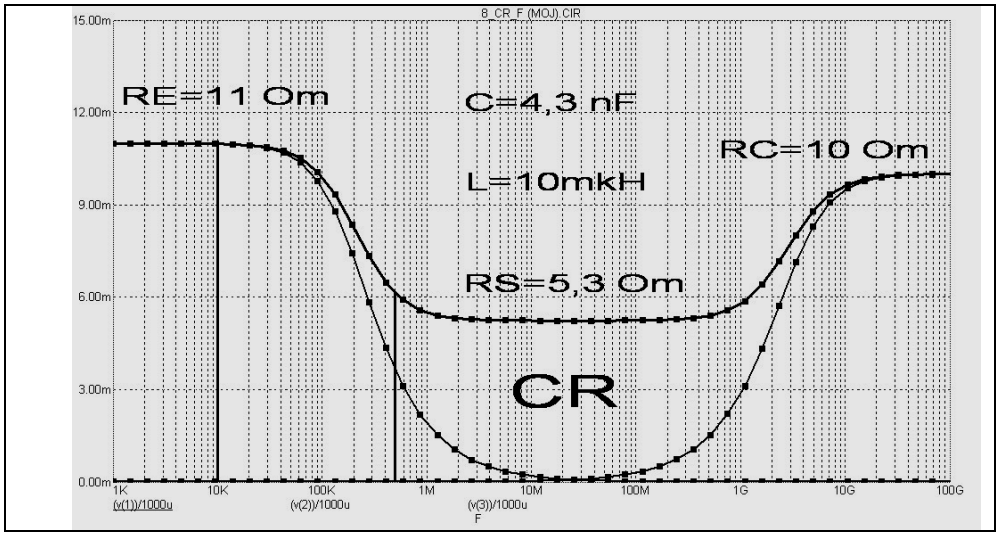


Рис. 8. Зависимость компонент импеданса RE, RC и RS от частоты, при отведении **CR** (центральный регион), для определения ОВЖ, ОКЖ и ООЖ.

Приложение 6. Приборы 1, 2 и 3 поколения.

Рис. 1.

Рис. 2.

Рис. 3.

Рис. 4.

Рис. 5.

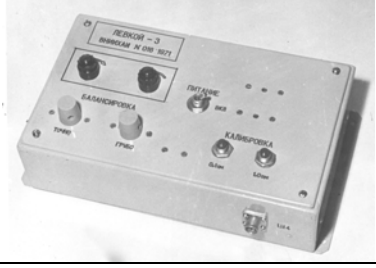


Рис. 6.

Рис. 7.

Рис. 8.

Приложение 7. Расчётные соотношения для БИА.

1. МТ **(кГ)** – масса тела пациента.

2. ИМТ - индекс массы тела пациента, расчитывается по Индексу Кетле величина ИМТ = МТ(кг) / Рост(м)^2 . Диапазон ≈ **16. . 40.**

3. ВКЖ [НЧ]– внеклеточная жидкость **ВКЖ** = к1·(Н^2 /R)+к2·МТ+к3. Диапазон ≈ [≈ 20 - 25 %]

4. ООЖ [ВЧ]- объём общей жидкости: **ООЖ**=к1·(Н^2 /R)+к2·МТ+к3.
Диапазон ≈ 60 - 65 %.

Их "производные" характеристики:

5. БЖМ (кг)– безжировая масса тела: **БЖМ = ТМ = ООЖ / 0,73.**
Диапазон ≈ 44 - 48 %.

6. ТМ (кг) – тощая масса тела: **ТМ = МТ - ЖМТ,** или
ТМ = ООЖ - ЖМТ**.** Диапазон ≈ 75 - 85%.

7. **ЖМТ** (кг) - жировая масса тела: **ЖМТ= МТ – БЖМ**, или МЖТ или ЖМ.

8. КМТ (кг) - клеточная масса тела, или объём клеточной жидкости

9. СММ (кг) - скелетно-мышечная масса **СММ**=к1·(Н ^{2} /R) +к2·S–к3·Y+к4 Диапазон ≈ 30-40%.

10. АКМ (кг) - активная клеточная масса **АКМ = МТ – ЖМТ.**
Диапазон ≈ Ж - 50% ; М - 53% .

Приложение 8. Расчётные соотношения для СГД.

Объёмы водных секторов (жидких фракций) **ОВС** (пояснения в тексте):

V(n) = Km (n) · **Ve** + Ka (n) · **Vs** - объём региона (3.15)

$$\text{ООЖ} = V_{TF} = K_{MT} \cdot \rho_{TF} \cdot \frac{L^2}{Z^{HF}} + K_{AT} \cdot \frac{\rho_{ST}}{\rho_{TF}} \cdot \frac{Q^2 \cdot L}{4\pi} \quad (3.22.б)$$

$$\text{ОВЖ} = V_{EF} = K_{ME} \cdot \rho_{EF} \cdot \frac{L^2}{Z^{LF}} + K_{AE} \cdot \frac{\rho_{SE}}{\rho_{EF}} \cdot \frac{Q^2 \cdot L}{4\pi} \quad (3.23.б)$$

$$\text{ОКЖ} = V_{CF} = K_{MC} \cdot \rho_{CF} \cdot \frac{L^2}{Z^{HF}} + K_{AC} \cdot \frac{Q^2 \cdot L}{4\pi} \quad (3.24.в)$$

Коэффициенты:

$K_{AT}|^{HF} = K_{AT}^{R} \cdot (\rho_{ST} / \rho_{TF})$ - анизотропный (ООЖ) (3.17.а)

$K_{AE}|^{LF} = K_{AE}^{R} \cdot (\rho_{TF} / \rho_{ST})$ - анизотропный (ОВЖ) (3.17.б)

$K_{MT}|^{HF} = K_{MT}^{R} \cdot (\rho_{TF} / \rho_{ST})$ - морфологический (ООЖ) (3.18.а)

$K_{ME}|^{LF} = K_{ME}^{R} \cdot (\rho_{EF} / \rho_{SE})$ - морфологический (ОВЖ) (3.18.б)

Объёмы:

$V_{ET} = \rho_{TF} \cdot (L^2 / Z^{HF})$ - электрометрический (3.19.а)

$V_{EE} = \rho_{EF} \cdot (L^2 / Z^{LF})$ - электрометрический (3.19.б)

$V_S = (Q^2 \cdot L) / 4\pi$ - суммарный (геометр). (1.20)

Удельные сопротивления:

$\rho_S = (Q^2 \cdot Z) / (4\pi \cdot L)$ - суммарное УС (1.21)

$\rho_{ST}|^{HF} = (Q^2 \cdot Z^{HF}) / (4\pi \cdot L)$ - суммарное УС (ООЖ) (3.20.а)

$\rho_{SE}|^{LF} = (Q^2 \cdot Z^{LF}) / (4\pi \cdot L)$ - суммарное УС (ОВЖ) (3.20.б)

$$\rho_{TF} = \frac{\rho_{EF} \cdot \rho_{CF}}{\rho_{CF} \cdot K_{EF} + \rho_{EF} \cdot K_{CF}} \text{ - УС (ООЖ)} \quad (3.21)$$

Константы:

ρ_{EF} - удельное сопротивление - ВЖ ≈ 145 (Ом·см) (3.27.а)

ρ_{CF} - удельное сопротивление - КЖ ≈ 340 (Ом·см) (3.27.б).

Объёмные параметры системной гемодинамики СГД :

Общее уравнение:

ΔV (t) = [Km (n) · Ve + Ka (n)· Vs] · (ΔZ (t) / Z) (3.16)

Региональный - пульсовой объём крови **n**-го периферического региона:

$$\textbf{РОК (п)}= \left(K_{ME} \cdot \rho_{EF} \cdot \frac{L^2}{Z^{LF}} + K_{AE} \cdot \frac{Q^2 \cdot L}{4\pi} \right) \cdot \frac{\Delta Z}{Z} \quad (\text{мл}) \qquad (4.5.\text{а})$$

Региональный - минутный объём крови **n**-го периферического региона:

$$\textbf{РОК (м)} = \left(k_{ME} \cdot \rho_{EF} \cdot \frac{L^2}{Z^{LF}} + K_{AE} \cdot \frac{\rho_{SE} \cdot Q^2 \cdot L}{\rho_{EF} \cdot 4\pi} \right) \cdot \frac{\Delta Z^{MF}}{Z^{LF}} \cdot ЧСС \ (\text{мл/мин}) \qquad (4.5.\text{б})$$

Удельный - пульсовой кровоток. Общее уравнение:

$$\textbf{УОК (п)} = \Delta V_{SE} = \{[K_{ME} \cdot (V_{EE} / V_S) + K_{AE}] \cdot 100\} \cdot (\Delta Z / Z^{LF}) \qquad (3.36)$$

Удельный - пульсовой объём крови **n**-го периферического региона:

$$\textbf{УОК (п)} = \quad k_{A(N)} \cdot \frac{\Delta Z}{Z^{LF}} \cdot 100 \quad (\textbf{мл} \cdot 100 \text{ г.т.}) \qquad (4.6.\text{а})$$

Удельный - минутный объём крови **n**-го периферического региона:

$$\textbf{УОК (м)} = \quad k_{A(N)} \cdot \frac{\Delta Z}{Z^{LF}} \cdot ЧСС \cdot 100 \quad (\textbf{литр}/\text{мин} \cdot 100 \text{ г.т.}) \qquad (4.6.\text{б})$$

Выброс крови <u>правого</u> желудочка сердца:

(6.1)

Выброс крови <u>левого</u> желудочка сердца:

(6.6)

Приложение 9. Методики РКГ, РВГ и РЭГ "NICCOMO".

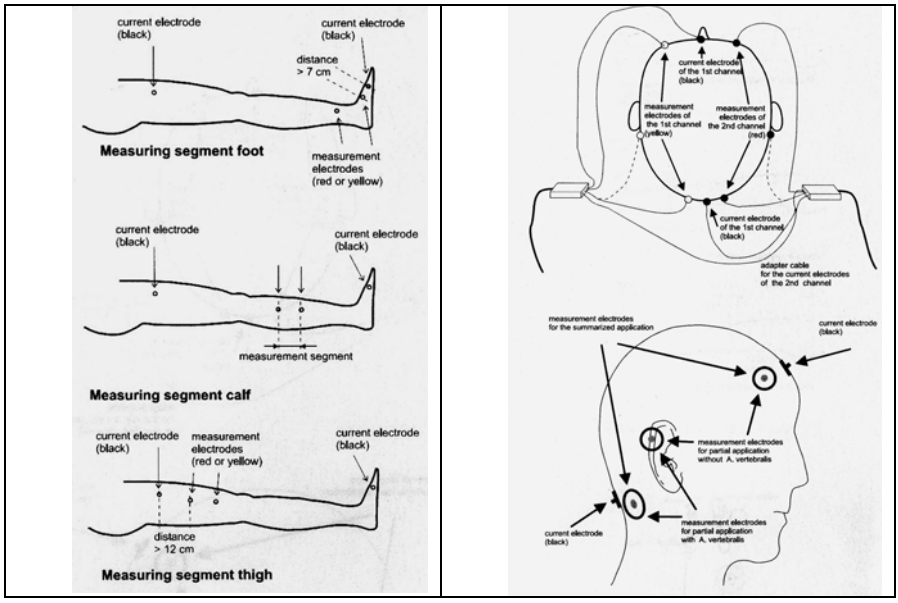


Рис. 1. а). Расположение и подключение электродов на ноге.
б). Расположение и подключение электродов на голове.

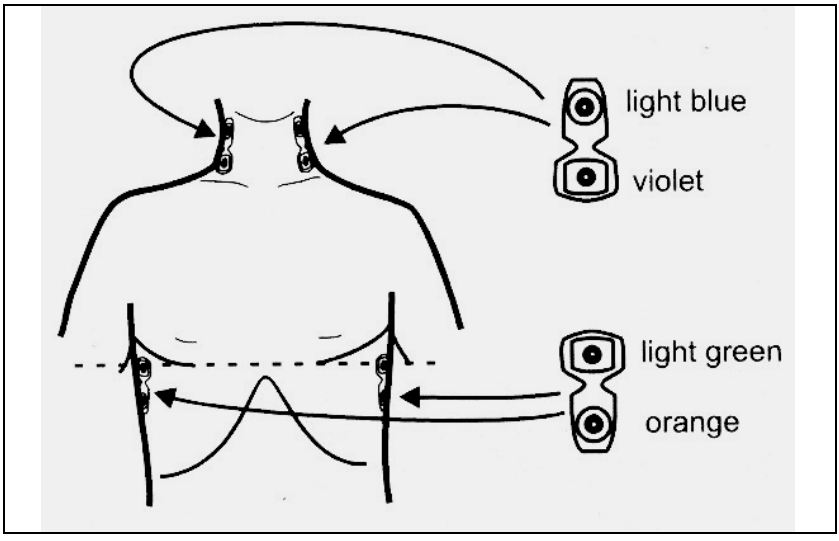


Рис. 2. Расположение и подключение электродов на торсе.

ТЕРМИНЫ И ОБОЗНАЧЕНИЯ.

Термины.

Анизотропи́я - неодинаковость свойств среды, например, электропроводности, по различным направлениям, внутри этой среды, в противоположность изотропии.

Антропометрия - это совокупность методических приемов, с помощью которых измеряются и оцениваются морфологические особенности организма человека: вес, рост, окружность грудной клетки, головы и т. д.

Биообъект - живой организм как объект какого-либо исследования.

Верификация - это подтверждение соответствия конечного продукта предопределённым требованиям (проверка, проверяемость), путем их сопоставления с опытными (эталонными или эмпирическими) данными, алгоритмами и программами.

Верификация модели - проверка ее истинности, адекватности, сводится к сопоставлению результатов расчетов по модели с соответствующими данными действительности - фактами и закономерностями.

Внутренняя среда организма - совокупность жидкостей организма, находящихся внутри него, как правило, в определённых резервуарах (сосудах) и в естественных условиях никогда не соприкасающихся с внешней окружающей средой, обеспечивая тем самым организму гомеостаз.

Гомеоста́з - саморегуляция, способность открытой системы сохранять постоянство своего внутреннего состояния посредством скоординированных реакций, направленных на поддержание динамического равновесия.

Гемодинамика - движение крови по сосудам, возникающее вследствие разности гидростатического давления в различных участках кровеносной системы. О гемодинамике судят по минутному объёму крови.

Гипергидратация - избыточное содержание воды в организме или отдельных его частях (водное отравление). Является формой нарушения водно-солевого обмена. Дегидратация - болезненное обезвоживание организма.

Гипертрофия - заболевание, характеризующееся утолщением стенки обычно левого желудочка, преимущественно поражается межжелудочковая перегородка.

Гистогра́мма - способ графического представления табличных данных - изображение зависимости частоты попадания элементов выборки от соответствующего интервала группировки.

Диагностика - процесс установления диагноза, то есть заключения о сущности болезни и состоянии пациента, выраженное в принятой медицинской терминологии.

Дисперсия (рассеяние) - дисперсионная система это смесь, состоящая как минимум из двух веществ, которые не смешиваются и не реагируют друг с другом. Разделение жидких дисперсионных фаз в дисперсионных средах БО, путём измерения разночастотным методом (Авт).

Запястье - отдел верхней конечности между костями предплечья (лучевой и локтевой) и пястными костями (пястью), образованный восьмью костями.

Измерительный преобразователь - техническое средство с нормативными метрологическими характеристиками, служащее для преобразования измеряемой величины в другую величину или измерительный сигнал, удобный для обработки, хранения, дальнейших преобразований, индикации или передачи.

Измерительный прибор - средство измерений, предназначенное для получения значений измеряемой физической величины в установленном диапазоне.

Измерительная система - совокупность функционально объединенных мер, измерительных приборов, измерительных преобразователей, ЭВМ и других технических средств, размещенных в разных точках контролируемого объекта и т.п. с целью измерений одной или нескольких физических величин, свойственных этому объекту, и выработки измерительных сигналов в разных целях.

Индекс - показатель относительного изменения достигнутого уровня некоторого явления по сравнению с другим его уровнем, принятым за базу сравнения.

Индикатор - доступная наблюдению и измерению характеристика изучаемого объекта, позволяющая судить о других его характеристиках, недоступных непосредственному исследованию.

Интерстициальная жидкость - межклеточная жидкость - 30% воды приходится на внеклеточную жидкость (из которой: составляет 20%, вода плазмы крови – 8%, вода лимфы - 2%).

Интроскопия - неразрушающее (неинвазивное) исследование внутренней структуры объекта и протекающих в нём процессов. С помощью, например биоимпедансного метода (Авт).

Итерация (повторение) - одно из ряда повторений какой-либо математической операции, использующее результат предыдущей аналогичной операции.

Компонента - составная часть чего-либо целого.

Комбинато́рика (комбинаторный анализ) - раздел математики, изучающий дискретные объекты, множества и отношения. Имеет широкий спектр применения, например в информатике и статистической физике.

Контроль - наблюдение с целью проверки; проверка (тестирование). Неразрушающий контроль - контроль свойств и параметров объекта, при котором не должна быть нарушена пригодность объекта к использованию и эксплуатации.

Корреля́ция - статистическая взаимосвязь двух или нескольких случайных величин. При этом, изменения одной или нескольких из этих величин приводят к систематическому изменению другой или других величин. Математической мерой служит коэффициент корреляции.

Лоды́жка - костное образование дистального отдела голени.

Технало́гия - совокупность методов и инструментов для достижения желаемого результата; метод преобразования данного в необходимое; способ производства.

Методика - описание конкретных приёмов, способов, диагностических или лечебных мероприятий.

Микроциркуля́ция - транспорт биологических жидкостей на тканевом уровне. Это понятие включает в себя капиллярное кровообращение, (движение крови по микрососудам капиллярного типа), обращение интерстициальной жидкости и веществ по межклеточным пространствам, ток лимфы по лимфатическим микрососудам. Совокупность всех сосудов, обеспечивающих микроциркуляцию, называется микроциркуляторное русло и включает в себя капилляры, венулы, артериолы. Основная функция микроциркуляции состоит в транспорте клеток крови и веществ к тканям и от тканей.

Модель - это объект или явление, аналогичные, то есть, в достаточной степени повторяющие свойства моделируемого объекта или явления (прототипа). Физическая модель - это модель, создаваемая путем замены объектов моделирующими устройствами, которые имитируют определённые характеристики либо свойства этих объектов. При этом моделирующее устройство имеет ту же качественную природу, что и моделируемый объект.

Моделирование - исследование объектов познания на их моделях; построение и изучение моделей реально существующих предметов и явлений (живых и неживых систем, биологических объектов и т.д). Моделирование используется в тех случаях, когда сам объект либо труднодоступен, либо его прямое изучение экономически невыгодно и т.д.

Морфология - наука о форме и строении организмов (в биологии). В узком смысле - строение, структура формы изделия (объекта, системы, в частности биологических тканей).

Нативная реограмма - врождённая, естественная, не повреждённая реограмма.

Пара́метр - величина, значения которой служат для различения элементов некоторого множества между собой.

Показатель - обобщенная характеристика свойств объекта или процесса (величина равная отношению); различают качественные и количественные показатели.

Регрессионный анализ (линейный) - статистический метод исследования зависимости между зависимой переменной Y и одной или несколькими независимыми переменными X_1, X_2, ..., X_p. Терминология зависимых и независимых переменных отражает лишь математическую зависимость переменных (см. ложная корреляция), а не причинно-следственные отношения.

Реограмма - кривая, отражающая изменения во времени полного электрического сопротивления ткани и, тем самым, кровенаполнения ее сосудов.

Реография - метод исследования пульсовых колебаний кровенаполнения сосудов различных органов и тканей, основанный на графической регистрации изменений полного электрического сопротивления.

Спектроскопия - разделы посвящённые изучению спектров взаимодействия излучения. К существенным преимуществам спектроскопии можно отнести возможность диагностики in situ, т.е. непосредственно в "среде обитания" объекта, бесконтактно, дистанционно, без какой-либо специальной подготовки объекта.

Спектральный анализ - совокупность методов определения состава объекта, основанный на изучении спектров взаимодействия материи с излучением; или разночастотными токами (Авт).

Средство измерений - техническое средство, предназначенное для измерений, имеющее нормированные метрологические характеристики, воспроизводящее и хранящее единицу физической величины, размер которой принимают неизменным (в пределах установленной погрешности) в течение известного интервала времени.

Структура - есть внутреннее устройство чего-либо. Может быть синонимом системы, формы, модели и др.

Технология - искусство, мастерство, умение, методика, способ производства, комплекс организационных мер, операций и приемов, направленных на изготовление, обслуживание, ремонт и/или эксплуатацию изделия с номинальным качеством и оптимальными затратами, и обусловленных текущим уровнем развития науки, техники и общест-

ва в целом. Совокупность методов и инструментов для достижения желаемого результата; метод преобразования данного в необходимое; способ производства.

Тренд - общая тенденция при разнонаправленном движении, выраженная общая направленность изменений показателей - график временного ряда.

Удельная физическая величина - это отношение любой физической величины к любой другой физической величине, условно принятой за основу (за базу), например, длина, площадь, объём, масса.

Фракция - доля вещества, часть сыпучего или твёрдого материала, либо жидкой смеси, выделенная по определённому признаку. Так, фракции могут разделяться по электропроводности и т.д.

Фитнес - под словом "фитнес" подразумевается совокупность мероприятий, направленных на разностороннее физическое развитие человека, формирование высокого уровня его здоровья. Цель занятий фитнесом – сбросить не нужные килограммы, подтянуть дряблое тело или нарастить мышцы. При этом желательна оценка пропорций и состава тела.

Характеристика - совокупность отличительных свойств чего-либо или кого-либо.

Щиколотка - костяная шишка, имеющая выступ по бокам ноги, сочленение костей голени с костями стопы (отросток берцовой кости).

IN VIVO - то есть «внутри живого организма» или «внутри клетки». Обозначает проведение экспериментов на живой ткани при живом организме. Такое использование термина исключает использование части живого организма или использование мёртвого организма (**IN VITRO**).

Эйнтховен - голландский врач и электрофизиолог (1860 - 1927). Предложил первое практическое применение электрокардиографии. Лауреат Нобелевской премии.

Сокращения.

БИМ - БиоИмпедансный Метод и БиоИмпедансМетрия.
БО - БиоОбъект.
БМ - Биполярный Метод измерения.
ТМ - Тетраполярный Метод измерения.
РМ - Разветвлённый Метод измерения.
ФМ - Фокусирующий Метод измерения.
ЭКГ - ЭлектроКардиоГрафия.
РГ - РеоГрафия.
РПГ - РеоПлетизмоГрафия.
РКГ - РеоКардиоГрафия.
РВГ - РеоВазоГрафия.
РЭГ - РеоЭнцефалоГрафия.
АД - Артериальное Давление.
ОВС - Объёмы водных секторов.

Обозначения ОВС.

ОВО - общая вода организма.
ЖМТ - жировая масса тела.
БМТ - безжировая масса тела.
ТМ - тощая масса.
СММ - скелетно-мышечная масса.
АКМ - активная клеточная масса
КМТ - клеточная масса тела.
ВКЖ - внеклеточная жидкость.
ВТВ - внеклеточные твёрдые вещества.

Общие параметры.

Z (IMP) - измеряемая величина импеданса (Ом) .
ΔZ (t) - амплитуда реограммы, пульсовые изменения импеданса Z (Ом).
ДИФ - диффреограмма, первая производная реограммы (Ом/с).
ECG - электрокардиограмма, для определения R-R интервалов (мс).
ЧД - частота дыхательного цикла (дых / мин).

Объёмные параметры жидких сред.

ОК (VB) - объём (volume) крови (blood) в регионе.
УОК (SVB) - удельный (specific) объём крови.
ОИЖ (VIF) - объём интерстециальной (interstitial) жидкости (fluid).
ОВЖ (VEF) - объём внеклеточной (extracellular) жидкости.
УВЖ (SEF) - удельный (specific) объём внеклеточной жидкости.
ОКЖ (VCF) - объём клеточной (intracellular) жидкости.
УКЖ (SCF) - удельный объём клеточной жидкости.
ОВО (OWT) - объём воды (water) общей (организма).
ООЖ (VTF) - объём общей (total) жидкости.
УОЖ (STF) - удельный (specific) объём общей (total) жидкости.
ОЖТ (VFM) - объёмы жировой (fat) массы (mass) / ткани.
ОНТ (VNT) - объём непроводящих (nonconductive) тканей (tissues), (костных - bone).
Δ УОЖ - удельный объём перемещённой жидкости.

Объёмные параметры гемодинамики.

УОК (п/ц) - удельный кровоток - периферический или центральный (аортальный).
СВ - сердечный выброс крови.
СИ - сердечный индекс.
МОК - минутный объём кровообращения.
ОПС - общее периферическое сопротивление.
УПС - удельное периферическое сопротивление
ИПС - индекс периферического сопротивления.
РОК - региональный объёмный кровоток.
УОК - удельный объёмный кровоток.
ЦОК - центральный объём крови.
СД - среднее артериальное давление.
ОСВ - Объёмная скорость выброса крови из сердца.
МЛЖ - Мощность левого желудочка.

Амплитудно-временные характеристики.

Ar - максимальная амплитуда реограммы (Ом);
As - амплитуда реограммы в момент окончания систолы (Ом);
-Ar - амплитуда инцизуры диастолической части реограммы (Ом);
+Ar - амплитуда дикротического зубца реограммы (Ом);
Ad - максимальная амплитуда диффреограммы (Ом / с);
-Ad - отрицательная амплитуда диффреограммы (Ом / с);
+Ad - положительная амплитуда диффреограммы (Ом / с);

Tc - период пульсовой волны (мс).
Ts - систолическая часть пульсовой волны (мс).
Td - диастолическая часть пульсовой волны (мс).
Ti (LVET) - время изгнания крови из сердца (мс).
Tr - интервал от катакроты до дикротического зубца (мс).
Tp (PEP) - время пресистолы, или изометрического сокращеня (мс).
Tv (PT) - время распространения пульсовой волны (мс).

Гемодинамические показатели пульсовой волны.

ЧСС - частота сердечных сокращений (1/мин).
ЧД - частота дыхания (1/мин);
ПДЦ - показатель дыхательного цикла (%);
ППО - показатель "приток-отток" (%);
ПТС - показатель тонуса сосудов (%);
ПЭС - показатель эластичности сосудов (%);
ПАЧ - показатель амплитудно - частотный (Ом/с);
ПФИ - показатель фазы изгнания (%);
ВРВ - время распространения перифеической пульсовой волны;
ВИС - время изометрического сокращения (мс);
ИИД - индекс импеданной дисперсии региона (%).

Отведения РПГ, ЭКГ и обозначения.

R - правая рука;
L - левая рука;
N - правая нога;
F - левая нога;
E – голова.

RL – 1-е отведение ЭКГ.
LF – 2-е отведение ЭКГ.
RF – 3-е отведение ЭКГ.

ES – отведение «голова», от основания шеи до лобной области.
RS - отведение «правая рука», от кисти до подмышечной впадины.
LS - отведение «левая рука», от кисти до подмышечной впадины.
FP - отведение «левая нога», от щиколотки до паховой области.
NP - отведение «правая нога», от щиколотки до паховой области.
AR - отведение «абдоминальный регион», от мечевидного отростка, до паховой области.
CR - отведение «торакальный» регион, от шеи, до мечевидного отростка грудины.
BR - отведение «аортальный» регион, включающий аорту и основные магистральные сосуды.

Примечание. На обложке книги и передней панели приборов схематически изображен рисунок виртувианского человека Леонардо да Винчи с 5 цветными светодиодами, входящими в блок индикации качества наложения электродов. При отключении электрода, обрыве кабеля пациента или превышении **контактного** сопротивления в цепи токовых электродов более чем на 300 Ом на передней панели прибора **зажигается светодиод соответствующего цвета:** голова (**E) – белый**, правая рука (**R) – красный**, левая рука (**L) – жёлтый**, левая нога (**F) – зелёный**, правая нога (**N) – синий**.

РЕЦЕНЗИИ

на монографию А.А. Цветкова «Биоимпедансные методы контроля системной гемодинамики».

В монографии подробно рассматривается широкий круг вопросов, связанных с теоретическим обоснованием и практической реализацией биоимпедансных методов исследования различных биологических объектов (БО). Особое внимание уделяется различным аспектам контроля физического состояния человеческого организма.

Биоимпедансметрия является активно развивающейся областью науки и техники. По этому направлению регулярно проводятся всероссийские и международные конференции, ежегодно публикуется огромное количество научных статей. Тем более удивительно, что книг, которые обобщали бы полученные результаты, можно пересчитать по пальцам. Во всяком случае, трудно назвать книгу, изданную в последние 10 - 20 лет, сравнимую с рецензируемой монографией по широте охвата, глубине анализа и чёткости суждений.

Автор делает критический анализ общепризнанных «классических» методик биоимпедансных исследований (БИ) и указывает на их недостатки, связанные с примитивностью математических моделей исследуемых БО. Неточности результатов исследований в данных методиках компенсируются введением «корректирующих» коэффициентов.

В данной работе делается обоснованное уточнение моделей БО, что позволяет автору предложить обновлённые, более точные формулы для вычисления значений биомедицинских показателей. Монография содержит описание вновь разработанных методик БИ. Важно, что эти методики поддерживаются серийными измерительными комплексами и указывают направление дальнейшего развития аппаратно-программных средств исследования.

Результаты работы, полученные автором, сопровождаются большим количеством иллюстративного материала, полученного как путём математического моделирования, так и при клинических испытаниях.

В первой главе отмечаются основные вехи развития биоимпедансметрии, приводятся основополагающие сведения из области электрических измерений в применении к БО. Отмечается зависимость электрических параметров БО от клеточной структуры тканей. На численных примерах показана некорректность результатов измерений, полученных по традиционным методикам, из-за неадекватности применяемых математических моделей БО. Предложены варианты уточнения моделей и совершенствования традиционных методик измерения,

повышающие достоверность оценок биомедицинских параметров. В развитие традиционных методов БИ, предлагаются разветвлённый и фокусирующий методы, позволяющие формировать область измерения в желаемом регионе человеческого тела.

Во второй главе детально разобрана новая методика проведения БИ, позволяющая выделить информационно важные регионы тела человека, с применением стандартизованных отведений с электродами на запястьях, щиколотках и голове.

В третьей главе критикуются традиционные гомогенные модели БО и предлагаются пути уточнения моделей путём введения гетерогенности и анизотропности. На основании уточнённых моделей предлагаются расчетные соотношения, дающие более точные оценки биомедицинских параметров отдельных регионов человеческого тела.

В четвёртой главе на основании гетерогенной анизотропной модели БО предложена технология контроля системной гемодинамики человека. Дальнейшее уточнение модели связано с введением индуктивного сопротивления в эквивалентную схему. Индуктивность БО проявляется при прохождении высокочастотного зондирующего тока через ткани и сосуды. Показано, что при спектроскопических исследованиях целесообразно определять фазовый угол проводимости тканей, вместо фазового угла сопротивления. Предложена новая технология оценки системной гемодинамики, основанная на новой гемодинамической модели тела человека. Приводятся уточнённые формулы определения основных гемодинамических параметров.

В пятой главе даётся обзор, технические характеристики и рекомендации по применению серийных измерительных комплексов при БИ. Намечены перспективы развития аппаратно-программных комплексов.

В шестой главе на основании материалов, изложенных в главах 1…4, описаны новые клинические методики оперативного контроля системной гемодинамики и определения объёма водных секторов тела человека. Реализация методик возможна с применением серийных комплексов, описанных в главе 5. Приводятся результаты клинических испытаний новых методик и их сравнение с результатами, полученными по традиционным методикам.

Полагаю, что данная монография будет интересна равно как практикующим врачам-исследователям, так и разработчикам аппаратно-программных средств. Она даст пищу для размышления научным работникам и аспирантам соответствующих напрвлений.

Кандидат технических наук, доцент В.А. Можаев.

на монографию А.А. Цветкова «Биоимпедансные методы контроля системной гемодинамики».

В последние годы врачи и физиологи всё чаще обращают внимание на импедансные методы исследования гемодинамики. Привлекает простота и удобство использования этих методов в самых разнообразных условиях.

Немаловажную роль играют и экономические причины - значительно более низкая стоимость аппаратуры по сравнению с получившей распространение ультразвуковой техникой. Вместе с тем возможности импедансных методов ещё далеко не исчерпаны, что убедительно показано в представляемой читателю новой книге А.А. Цветкова.

Как известно Аркадий Александрович, является одним из основоположников биоимпедансографии в нашей стране. При его непосредственном участии в 1968 году был создан первый серийный промышленно выпускаемый 4-х канальный реограф 4-РГ-1м, затем тетраполярные приборы, в частности для космических исследований.

Более 40 лет его активной творческой работы по совершенствованию и развитию техники для импедансных исследований гемодинамики, дают основание считать его одним из наиболее квалифицированных специалистов в этой области не только в нашей стране, но и во всём мире. Поэтому книгу, в которой обобщается опыт многолетних исследований, и рассматриваются перспективы дальнейшего развития импедансных методов изучения гемодинамики, следует рассматривать как серьёзный научно-практический вклад в клиническую кардиологию и в физиологию кровообращения.

Первая глава этой книги является прекрасным учебным пособием не только для начинающего, но и для подготовленного читателя. В ней систематизированы знания о современном состоянии импедансных технологий оценки гемодинамики.

В следующих четырёх главах представлены результаты творческой разработки автором: вопросов моделирования биообъектов; локализации активных областей измерения; технологий оценки СГД и ОВС тела человека и перспективы развития их контроля - биоимпедансными методами. Эти главы содержат большое число новых идей, которые могут стать базовыми при разработке новых приборов и технологий измерения параметров гемо и гидродинамики.

В шестой главе излагается принципиально новый авторский подход к измерению гемодинамических характеристик периферических и центральных регионов тела. Это комплексная методика «BODY» для контроля системной гемодинамики и объёмов жидких сред организма,

а также для мониторинга динамики величин сердечного выброса большого и малого круга кровообращения. Здесь открываются серьёзные перспективы дальнейшего развития импедансных методов для целей клиники и физиологии. В частности, крайне важной нам представляется методика контроля сердечного выброса правого желудочка сердца.

В целом книга А.А. Цветкова представляет собой фундаментальный труд, в котором автор выступает одновременно как инженер, математик и физиолог, сочетая глубокий научно-теоретический анализ проблем с вопросами практической реализации новых методик, технологий и приборов.

Главный научный сотрудник ГНЦ РФ,
Института медико-биологических проблем РАН,
Заслуженный деятель наук,

доктор медицинских наук, профессор Р.М. Баевский.

Научное издание

Цветков Аркадий Александрович

БИОИМПЕДАНСНЫЕ МЕТОДЫ

КОНТРОЛЯ СИСТЕМНОЙ

ГЕМОДИНАМИКИ

Издательство
ООО Фирма «СЛОВО»
123007, Москва, Хорошевское шоссе, д. 76А

www.firmaslovo.ru
E-mail: firmslovo@ yahoo.com
Тел. 8-903-77-563-77
Главный редактор В.В.Круговых

Компьютерный набор выполнен автором.
Вёрстка В.В.Круговых. Подписано к печати 14.12.2010
Бумага офсетная № 1. Формат 160х240 мм. Тираж 100 экз.

Отпечатано в типографии «онтоПринт»
Москва, ул. Боровая, д. 7
www.ontoprint.ru