

Н. П. Ерофеев<sup>1</sup>, Р. С. Орлов<sup>2</sup>, А. В. Чащин<sup>3</sup>, Д. Б. Вчерашний<sup>1</sup>

## К ВОПРОСУ ОБ ОБЪЕМНОМ СТАТУСЕ ТКАНЕЙ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА

<sup>1</sup> Санкт-Петербургский государственный университет, Медицинский факультет

<sup>2</sup> Институт эволюционной физиологии и биохимии им. И. М. Сеченова РАН

<sup>3</sup> Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет (ЛЭТИ)

**Введение.** Организм человека представлен совокупностью клеток, неклеточных структур и водными растворами солей, микро- и макромолекул. Все перечисленные образования сходны в своем стремлении сохранять определенный объем. Их объемные характеристики определяются не только индивидуальными особенностями морфологии и функции (в том числе генетическими), но и взаимосвязями с внеклеточным матриксом и обменными процессами среды окружения. Гомеостатическая сущность поддержания постоянства объема на всех уровнях организма включена в цепь управления механизмами локального и системного характера. В связи с этим рассматривается вопрос об объемном статусе (ОС) тканей организма.

ОС поддерживается посредством исполнительных функций основных систем жизнеобеспечения: крово- и лимфообращения, дыхания, почек, терморегуляции и других, а также исходным состоянием окружающих тканей. Различные виды деятельности и патологические воздействия вызывают перестройки ОС. Существующие современные методы позволяют определять отдельные показатели ОС. К ним относятся, например, показатели, получаемые при плетизмографических исследованиях [1], измерениях артериального и венозного давления [2], при исследованиях микроциркуляции [3] и электропроводимости тканей, а также в рентгеноконтрастных методах.

Предложена система для исследований ОС, основанная на измерении статических и динамических характеристик объема тканей [4] при создании дозируемой компрессии. В настоящей работе проведена оценка состояния ОС с использованием метода волнометрии. Проблема оценки ОС актуальна в спортивной медицине, диагностике, лечении и прогнозе жизни пациентов с лимфедемой и отеками нелимфатического происхождения.

**Цель работы.** Разработка и апробация метода регистрации объемных изменений в тканях исследуемого участка тела человека. Определение характеристик волновых процессов при взаимодействии объема и давления в тканях путём спектрального анализа.

**Задачи работы.** Установить информативные показатели спектрального состава регистрируемых сигналов. Определить частотные диапазоны в норме и при проведении функциональных проб ортостаза и лимфодренажа.

**Материалы и методы.** Изучение ОС было проведено на группе из девяти практически здоровых лиц в возрасте от 18 до 26 лет. Волнометрические сигналы регистрировались как в фоновом режиме, так и при проведении функциональных проб. На плече располагалась окклюзионная манжета. В ней создавались уровни компрессии  $10 \pm 3$  мм рт. ст.,  $30 \pm 5$  мм рт. ст.,  $90 \pm 10$  мм рт. ст. В качестве функциональных проб использовали: ортостаз и лимфодренаж предплечья. Регистрация исследуемых сигналов проводилась в течение 3 мин. на каждой ступени давления в манжете.

Для обработки периодических сигналов использован спектральный анализ средствами программного пакета MatLab по алгоритму быстрого преобразования Фурье (БПФ) с разрешением 4096 отсчётов. В полученных спектрах выделяются основные частотные компоненты периодических процессов, отражающих функциональные взаимодействия внесосудистых и внутрисосудистых жидких сред с тканями в зоне компрессии. Изменения в спектрах определяют адаптивные реакции локальной системы в зоне управляемой окклюзии, а также вклад местных и системных управляющих биологических механизмов.

*Теоретические основы ОС тканей, локальные и системные механизмы контроля.* Объем — это вместимость геометрического тела, т. е. части пространства, ограниченной замкнутыми поверхностями. Если геометрически сложный объем разбить на элементарные составляющие, то очевидно, что общий объем тела равен сумме объемов его частей.

Объем каждого участка тела человека зависит от его морфологической конструкции, количества жидкости, микро- и макромолекул в ней, а также их обмена. Жидкость играет роль не столько конструктора ОС, сколько коммуникатора, осуществляющего взаимодействие тканевых структур органов и жидкостей, транспортируемых через них и пространства между ними. В этих взаимоотношениях главное место принадлежит воднодисперсным средам, заключенным в кровеносной и лимфатической распределительных системах, а также в интерстициальном пространстве, последнее связывает кровеносное и лимфатическое звенья. Проведем анализ иерархии структур, формирующих ОС — жидкости тела, внеклеточного матрикса, и их роли в обеспечении нормального ОС клеток и тканей в составе целостного организма. Внутри тела человека транспорт жидкостей происходит по двум системам: замкнутой системе кровообращения и системе лимфотока, которая не является замкнутой.

*Жидкости тела человека и ОС.* Объем организма и практически всех его элементарных образований определяется количеством жидкости. По своей физической сути жидкость несжимаема, гидростатические и коллоидно-осмотические силы определяют движение ее между тканями и сосудистыми транспортными системами. Общая вода организма составляет в среднем около 60% массы тела. Принято подразделять ее на внутриклеточную жидкость, которая составляет 2/3 общей воды организма, и внеклеточную — 1/3. В свою очередь, внеклеточная жидкость состоит из интерстициальной жидкости — 3/4 ее объема и плазмы крови — 1/4. К внеклеточной жидкости относятся также все другие водные фракции организма, не заключенные в клеточные мембраны: лимфа, кристаллизационная вода кости и хряща, трансклеточная жидкость, жидкость, находящаяся в пищеварительном тракте, желчи, мочевыделительной системе, внутриглазная и цереброспинальная жидкости, а также жидкости серозных полостей и суставов. В норме объем внеклеточной жидкости и суммарная концентрация электролитов и макромолекул в ней сохраняют динамическое постоянство, обеспечиваемое гидромеханическими и осмотическими компенсаторными механизмами, несмотря на резкие колебания условий внешней среды [5].

Функциональная активность органов, систем тела, патологические процессы приводят к перемещению жидкостей и, как следствие, изменяют объем тканей. Это связано с миграцией внеклеточной жидкости от одних участков тела к другим. Транспорт жидкости происходит поэтапно: первый этап связан с движением по сосудистым системам — кровеносной и лимфатической, где основными силами перемещения являются градиенты давлений в начале и конце систем циркуляции. Сердце в кровеносной системе и оригинальный каскад насосов лимфатической системы [6] создают градиенты дав-

ления и управляют направлением движения упомянутых жидкостных сред. Несмотря на то, что системы транспорта внеклеточной воды и содержащихся в ней микро- и макромолекул функционально едины, каждая из них: артериальная, венозная и лимфатическая — имеет выраженные особенности, зависящие от строения и функциональной предназначенности. На этом уровне организации системные механизмы контроля объемов перемещения жидкостей преобладают над локальными и управляются вегетативной нервной системой и гормонами.

На втором этапе вода распределяется между клеточными компартментами, цитозолем и органоидами клетки, между клеткой и интерстициальной жидкостью через эндотелиоциты и биологические мембраны. Поток воды контролируется местными рефлексами — процессами диффузии и определяется разностью осмотического и гидростатического давлений по обе стороны мембраны. Отметим, что трансмембранный перенос воды — всегда пассивный процесс (через водные аквапориновые каналы как раз и происходит простая диффузия воды, и никаких специальных насосов для активного транспорта воды не обнаружено), осуществляемый через трансмембранные поры и каналы в составе других переносчиков и насосов. Поэтому окклюзия методом волюмометрии создает на исследуемом участке тела компрессию, адекватную давлению в артериальных, венозных и лимфатических сосудах. Иными словами, такая компрессия имитирует давление как при обычном перемещении указанных жидкостей в сосудистых системах, так и между водными компартментами организма.

*Внеклеточный матрикс и ОС.* Внеклеточный матрикс — многокомпонентная структура, состоящая из волокон и жидкости. Он занимает 1/6 общего объема тела [7]. До недавнего времени внеклеточный матрикс считали сравнительно инертным каркасом, стабилизирующим физическую структуру тканей. Внеклеточный матрикс служит не только универсальным биологическим «клеем», но играет активную роль в регуляции ОС [8].

Специализированные виды внеклеточного матрикса представляют собой коллоидную систему — полисахаридный гель, где гликозаминогликаны ковалентно связаны с белком в комплексы — протеогликаны и в который погружены фибриллярные протеины. Главными типами протеинов являются структурные протеины (коллагены и эластин) и вязкие протеины (фибронектин, ламинин), обеспечивающие взаимосвязи молекул друг с другом и с поверхностями клеток. Цепи гликозаминогликанов занимают очень много места (для своей массы) в объеме соединительной ткани тела человека, поскольку в силу своей структуры стремятся принять конформацию очень рыхлого клубка (хондроитинсульфатные и кератинсульфатные нити) [8]. Кроме этого, будучи гидрофильными, они притягивают большое количество воды и даже в очень низких концентрациях образуют гидратированный гель. Эту тенденцию еще более усиливает высокая плотность отрицательных зарядов, которые притягивают осмотически активные катионы. Описанная способность гликозаминогликанов притягивать воду создает в соединительной ткани «давление набухания» (тургор), противодействующее сжатию (в то время, как коллагеновые фибриллы, напротив, противодействуют растягивающим силам). В то же время, благодаря рыхлой укладке и высокой степени гидратации, жидкость, водорастворимые молекулы, а также клетки перемещаются во внеклеточном матриксе путем диффузии. Несмотря на то, что скорость диффузии мала (по А. Гайтону, она составляет 95–99% скорости диффузии в свободной жидкости), транспорт жидкости в интерстиции происходит достаточно быстро, так как расстояния между кровеносными и лимфатическими капиллярами, а также между клетками тканей очень малы. Во внеклеточном матриксе существует и свободная жидкость, которая не

связана с протеогликанами и поэтому свободно передвигается в интерстиции и содержится в везикулах, ее количество незначительно и составляет не более 1% матрикса. В случаях развития в тканях отека объем ткани увеличивается практически на 50% за счет увеличения количества везикул и свободной жидкости. Механо- и хеморецепторы матрикса взаимодействуют с нитями актина, образующими цитоскелет внутри каждой клетки ткани, и управляют структурно-функциональной организацией (объем, движение, метаболизм, развитие) как внеклеточного матрикса, так и мембраны и цитоскелета клетки. Таким образом, внеклеточный матрикс включен в систему поддержания ОС. За счет высокой гидрофильности волокна коллагена, так же как и гиалуроновая кислота, удерживают вокруг себя молекулы воды основного вещества соединительной ткани. Жидкость сосредоточена вне и внутри клеток и волокон, и обладает свойством образовывать гель, а волокнистые цепи при этом изменяют и упруго-вязкие свойства соединительной ткани путем перехода золя в гель. Соединительная ткань выполняет важные функции по контролю объема тканей и обеспечению их метаболизма и служит важной системой передачи информации об объеме тканей в организме [9].

Иными словами, вызываемые разными функциональными и органическими изменениями периодические перестройки объема тканей человека происходят в результате динамического взаимодействия жидкостей тела и внеклеточного матрикса путем изменения гидратации ткани. Нарастание гидратации способствует растягиванию интерстициального пространства, а ослабление гидратации приводит к его уменьшению. Возникающая при этом знакопеременная разность давлений между клеткой и средой содействует обмену водой, содержащимися в ней солями, микро- и макромолекулами и участвует в гомеостазе объема клетки. Можно предположить, что взаимозависимость объема и гидратации является основой механизма клеточных автоколебательных процессов, а жидкости и внеклеточный матрикс ответственны за периодическое изменение объема клетки — ее пульсации, которые создают знакопеременный градиент давлений между клеткой и окружающей средой.

Одной из характеристик упруго-вязких свойств межклеточного матрикса является податливость. Она представляет собой функцию двух переменных: давления и объема исследуемого участка. Чем выше податливость, тем больше растяжимость интерстициального пространства. Податливость межклеточного матрикса отражает изменение объема на каждый миллиметр ртутного столба давления. Известно также, что повышенная симпатическая активность увеличивает податливость тканей. Нормальное давление интерстициальной жидкости в тканях составляет  $(-3) \div (+6)$  мм рт. ст. При таких значениях давления объем интерстициальной жидкости почти не меняется. Это свидетельствует о малой податливости матрикса. Если давление интерстициальной жидкости увеличивается выше нормальных значений, податливость интерстициального пространства значительно возрастает, что приводит к увеличению объема интерстициальной жидкости. Внешне это проявляется в отеках. Отеки отчетливо видны, если объем интерстициальной жидкости увеличивается более чем на 30% по сравнению с нормальным уровнем.

*Метод тканевой волнометрии.* Объемнометрический преобразователь для регистрации изменений в тканях выполнен в виде стандартной манжеты. Манжета передает давление на ткани. Одновременно как датчик она преобразует объем и его динамику при компрессии. Для оценки характера волновых процессов в тканях при создании управляемой компрессии применяется частотное преобразование исходного волнометрического сигнала. Волновые процессы проявляются частотными гармониками в спектре. Наличие гармоник свидетельствует о том, что во время измерения в данном

частотном диапазоне имеет место периодическое изменение объема и давления в подманжетном пространстве. Отсутствие гармоник означает то, что в данной области частот периодические изменения отсутствуют.

Основной особенностью метода тканевой волнометрии является возможность регистрации как высокочастотной составляющей (пульсовой), так и низкочастотных волновых процессов [4].



Схема цепи гидромеханических взаимодействий в тканях в пространстве под окклюзионной манжетой.

Рассмотрим случай, когда окклюзионная манжета используется для определения динамики ОС (схема). Ведущими факторами, определяющими силовой баланс взаимодействия между жидкостными компартментами и упруго-вязкими структурами их окружения, являются объем и давление. Они осуществляют роль сопряженных характеристик статического и динамического взаимодействия тканей в подманжетном пространстве. Гомеостаз и динамика взаимодействий давления и объема в локальном участке поддерживаются диффузионными процессами, концентрационными градиентами, осмотическим давлением, активным транспортом ионов, а также обусловлены внешними механическими силами.

Дозируемая внешняя компрессия вызывает динамические перестройки тканей. Метод волнометрии позволяет создавать и контролировать уровни давления, соответ-

ствующие нормальной функции одной из сосудистых систем: резистивного, емкостного и дренажного русла, а также изменять и контролировать объём тканей. При выборе уровней дозируемой компрессии в разных сосудистых системах и интерстициальной жидкости мы исходили из данных табл. 1.

Таблица 1

Давление в кровеносных и лимфатических сосудах и в межклеточной среде

Тип сосудистого русла	Давление в сосудах, тканях и клетках в состоянии покоя, мм рт. ст.
Артериальное русло [10–12]	120 — систолическое 80 — диастолическое
Венозное русло (периферические вены) [10, 12]	4–15 — в горизонтальном положении и до 90 — в вертикальном положении
Капиллярное русло [12]	35 — в артериальном конце, 10 — в венозном конце
Лимфатическое русло [12]	От 0 до 10–12 — периферические ткани и 50–100 — в грудном протоке
Интерстициальное пространство [13]	От -8 до +1

Анализ табличных данных показывает, что давление и объём определяют состояние системы ОС и ее динамику.

Применяемые в экспериментах уровни управляемой компрессии в манжете соответствуют данным, приведенным в табл. 1, и позволяют дифференцировать и анализировать функциональную значимость отдельных сосудистых систем в формировании ОС.

Все структуры, представленные на схеме, находятся в тесном гидромеханическом взаимодействии друг с другом.

Схема отражает объемные и силовые взаимодействия в тканях. Совокупное содержание жидкостей, наполняющих вне- и внутрисосудистое русло в пространстве под манжетой, можно разделить на две составляющие. Они различаются своими объемно-динамическими характеристиками:

$$V_{\Sigma} = (V_a + V_v + V_l) + (V_{\text{мтк}} + V_{\text{вкл.}} + V_{\text{стр.тк}}). \quad (1)$$

В этой формуле приняты обозначения объемов  $V_{\Sigma}$ ,  $V_a$ ,  $V_v$ ,  $V_l$ ,  $V_{\text{мтк}}$ ,  $V_{\text{вкл.}}$ ,  $V_{\text{стр.тк}}$  — соответственно суммарный объём тканей в подманжетном пространстве, объемы артериальной и венозной крови, объемы лимфы, интерстициальной и внутриклеточной жидкости. Важно отметить, что каждое из слагаемых, входящих в формулу (1), является квазипериодической времязависимой функцией:

$$V_{\Sigma}(t) = \sum V_i(t) + V_{\text{const}}, \quad (2)$$

где  $V_{\text{const}}$  — постоянный объём тела, располагаемого в пространстве под манжетой. Поэтому всякое изменение объёма в тканях под манжетой преобразуется волюмометрическим датчиком в регистрируемые волновые процессы. В измеряемом сигнале высокочастотная составляющая спектра связывается с циклической работой сердца и соответствует дисперсии 0,8–1,2 Гц. Медленноволновые участки спектра отражают активность дыхательного аппарата (0,25–0,35 Гц) и регуляторные воздействия сосудодвигательного центра (0,05–0,13 Гц), а также функционирование лимфатических (0,05–0,1 Гц) и венозных сосудов [14–18].

**Результаты и их обсуждение.** В табл. 2 приведены спектры плотности мощности (СПМ) переменной составляющей сигнала давления в манжете при поддержании постоянного уровня давления в ней — 10, 30 и 90 мм рт. ст. (испытуемый А-ев) в исходном состоянии, а также при функциональных нагрузках. На спектрограммах отметки по осям обозначают: по ординате — значения СПМ в мм рт. ст.<sup>2</sup>/Гц, по абсциссе — частота в Гц.

На всех уровнях давления, в фоновом состоянии, в спектрах присутствуют: высокочастотный пик — 0,96 Гц (пульсовая составляющая), а также низкочастотные гармоники в области 0,05–0,2 Гц. Амплитуда низкочастотных гармоник снижается по мере увеличения внешнего давления.

После лимфодренажа, на всех уровнях давления наблюдается увеличение амплитуды гармоник в низкочастотной области спектра в среднем на 60%, о чём свидетельствуют данные статистической обработки: соотношение максимальных амплитуд пульсовой и медленноволновой составляющих спектра (табл. 3). Особо обращает на себя внимание 100-процентное увеличение амплитуды низкочастотной гармоники при внешней компрессии 90 мм. рт. ст. По нашему мнению, это вызвано приростом объема в сосудистом русле низкого давления.

В результате ортостатической нагрузки, при внешнем давлении в манжете в 10–30 мм рт. ст., высокочастотная составляющая нивелирована, что соответствует общепринятым физиологическим представлениям о постуральных реакциях системы кровообращения [10]. При этом структура спектра в области низких частот не изменилась (табл. 3). При давлении в манжете 90 мм рт. ст. проявляется высокочастотная составляющая с одновременным снижением амплитуды низкочастотных гармоник. Это объясняется тем, что внешняя компрессия в манжете сравнима с уровнем давления в артериальном русле.

Главной действующей силой, изменяющей объем тканей под манжетой, является пульсовое давление. Обычно эта сила отождествляется с ударным объемом сердца и податливостью (растяжимостью) артериальной системы [19]. Пульсовое давление на ткани, окружающие артериальный сосуд, зависит не только от отношения величины ударного объема сердца к объему артериальной системы в локальном участке, но и от объема и давления в сосудистых жидкостных компартментах, наполняющих венозный, лимфатический и интерстициальный бассейны, а также от объема и давления внутри клеток. Метод волюмометрии позволяет регистрировать все частотные проявления, связанные как с деятельностью сердца — основного ритмоводителя изменений давления и объема, так и с изменениями давления в сосудистой и внесосудистой областях тела человека. Вместе с этим объемметрический преобразователь позволяет регистрировать и модуляцию пульсового ритма упруго-вязкими структурами тела, например, венозными, лимфатическими и интерстициальными воднодисперсными средами. Эти среды модулируют силовые и объемные соотношения в исследуемом пространстве, задаваемые пульсовым давлением. Таким образом, функции каждого сосудистого и внесосудистого участка организма человека (изменение объема и давления) отображаются в спектральных характеристиках. Алгоритм дозируемой экстравазальной компрессии, используемый в волюмометрическом методе, позволяет дифференцировать частоты, характеризующие динамику взаимодействия силовых и объемных изменений в гемолимфоциркуляторном русле и окружающих клетках.

**Заключение.** Разработан и экспериментально апробирован метод регистрации объемных изменений в тканях тела человека. В спектральном анализе выявлены характеристики волновых процессов взаимодействия объема и давления в тканях при дозированной компрессии.

Таблица 2  
 Спектры сигналов давления в плечевой манжете, отражающие объемные изменения тканей при разных постоянных уровнях давления (Рм) (испытуемый А-ев)

Рм, мм рт.ст.	Фоновое состояние	После лимфодренажа предплечья	Ортостатическая проба
10			
30			
90			



Статистические данные спектральных показателей ОС тканей плеча в функциональных пробах на девяти обследуемых (при постоянном давлении в манжете 10 мм рт. ст.)

Испытуемый	Возраст, лет	Исх. ЧСС, уд / мин	Исходное давление, мм рт.ст.		Фоновое состояние предельная				После лимфодренажа				Ортогалическая проба													
			Р сист	Р диаст	Гв.ч, Гц	Гн.ч.min, Гц	Гн.ч.max, Гц	Гв.ч, Гц	Гн.ч.min, Гц	Гн.ч.max, Гц	А	Гв.ч, Гц	Гн.ч.min, Гц	Гн.ч.max, Гц	А	Гв.ч, Гц	Гн.ч.min, Гц	Гн.ч.max, Гц	А							
Л-ов	20	74	120	80	1,20	0,10	0,30	1,00	1,20	0,10	0,30	0,50	1,35	0,10	0,30	0,20	1,00	1,20	0,10	0,30	0,50	1,35	0,10	0,30	0,20	
Зл-ов	25	66	130	70	1,05	0,05	0,20	0,50	1,05	0,05	0,05	0,20	1,00	1,20	0,10	0,30	0,50	1,05	0,05	0,05	0,20	1,00	1,20	0,05	0,30	0,17
Д-ев	26	86	120	75	1,45	0,05	0,30	0,50	1,45	0,05	0,05	0,25	0,60	1,10	0,10	0,30	0,60	1,45	0,05	0,05	0,25	0,60	1,10	0,05	0,30	0,10
Ст-ва	23	70	130	70	1,10	0,05	0,40	0,50	1,10	0,05	0,10	0,30	0,60	1,15	0,05	0,40	0,50	1,10	0,05	0,10	0,30	0,60	1,15	0,05	0,30	0,05
Р-ов	18	70	120	70	1,15	0,05	0,20	0,60	1,15	0,05	0,05	0,40	0,50	1,20	0,05	0,40	0,50	1,15	0,05	0,05	0,40	0,50	1,20	0,05	0,30	0,05
А-ев	25	84	130	75	1,30	0,05	0,55	0,30	1,20	0,05	0,05	0,50	0,50	1,30	0,10	0,30	0,50	1,20	0,05	0,10	0,30	0,50	1,30	0,10	0,30	0,05
Ш-ва	21	78	110	70	1,17	0,05	0,30	0,30	1,10	0,05	0,10	0,30	0,30	1,10	0,10	0,30	0,30	1,10	0,05	0,10	0,30	0,30	1,10	0,05	0,30	0,05
Ч-ва	22	60	120	70	0,85	0,07	0,30	0,10	0,87	0,05	0,05	0,20	0,20	0,87	0,05	0,20	0,20	0,87	0,05	0,05	0,20	0,20	0,87	0,05	0,30	0,10
Ст-в	23	60	130	80	0,95	0,05	0,20	0,20	0,95	0,05	0,05	0,20	0,20	0,95	0,05	0,20	0,20	0,95	0,05	0,05	0,20	0,20	0,95	0,05	0,25	0,05
Мп знач.	18	60	110	70	0,85	0,05	0,20	0,10	0,87	0,05	0,05	0,20	0,10	0,87	0,05	0,20	0,10	0,87	0,05	0,05	0,20	0,10	0,87	0,05	0,25	0,05
Мах знач.	26	86	130	80	1,45	0,10	0,55	1,00	1,45	0,10	0,10	0,50	1,00	1,45	0,10	0,50	1,00	1,45	0,10	0,10	0,50	1,00	1,45	0,10	0,30	0,20
Ср. знач.	22,6	72,0	123,0	73,0	1,21	0,06	0,33	0,57	1,19	0,07	0,07	0,33	0,57	1,19	0,07	0,33	0,57	1,19	0,07	0,07	0,33	0,57	1,19	0,07	0,30	0,10
Станд. отклон.	2,6	9,4	7,1	4,3	0,18	0,02	0,11	0,27	0,17	0,03	0,03	0,10	0,33	0,16	0,02	0,10	0,33	0,16	0,02	0,02	0,10	0,33	0,16	0,02	0,02	0,06
Доверительный интервал с Р=0,95	1,7	6,1	4,6	2,8	0,12	0,01	0,07	0,18	0,11	0,02	0,02	0,07	0,18	0,11	0,02	0,07	0,18	0,11	0,02	0,02	0,07	0,18	0,11	0,01	0,01	0,04

Примечания. А — отношение максимальных амплитуд пульсовой и медленноволновой составляющих спектра. Гв.ч — частота пика пульсовой составляющей. Гн.ч.min — нижняя граница диапазона частот медленноволновых составляющих. Гн.ч.max — верхняя граница диапазона частот медленноволновых составляющих спектра.

Установлено, что информативными показателями состояния объема и давления в тканях тела человека являются гармоника волноометрических сигналов, относящиеся к высокочастотным и низкочастотным областям спектра.

Определены частотные диапазоны проявления объемных изменений как в фоновом состоянии, так и при проведении функциональных проб ортостаза и лимфодренажа.

Выводы. Разработанный метод волноометрии адекватно отображает периодические объемные перестройки в организме человека. Полученные спектральные характеристики волноометрического сигнала свидетельствуют о следующем.

Высокочастотный диапазон спектра является носителем пульсовой составляющей системы кровообращения.

Низкочастотный диапазон спектра отражает функцию сосудистых и внесосудистых компарментов низкого давления, причём, амплитуда их снижается по мере увеличения внешнего давления.

В результате лимфодренажа наблюдается увеличение амплитуды гармоник в низкочастотной области спектра в среднем на 60%.

При ортостатической нагрузке, при внешнем давлении в 10–30 мм рт. ст., высокочастотная составляющая нивелирована.

## Литература

1. Носков В. Б., Котов А. Н., Морукон Б. В., Ничипорук И. А., Шаргин Ю. Г. Биоимпедансный анализ жидких сред и состава тела в условиях непродолжительного космического полета и гипокинезии // Физиология человека. 2006. Т. 32 (5). С. 136–139.
2. Савицкий Н. Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики. Л.: Медицина, 1974. 307 с.
3. Фионик О. В., Ерофеев Н. П., Бубнова Н. А., Вчерашний Д. Б. Клинико-физиологическое исследование функционального состояния микроциркуляторного ложа человека при лимфедеме нижних конечностей // Вестн. С.-Петерб. ун-та. Сер. 11. 2007(4). С. 102–110.
4. Чащин А. В. Оценка гемодинамических процессов перераспределения крови в сосудистой системе верхней конечности методами измерения артериального давления // Известия СПбГЭТУ. Биотехнические системы в медицине и экологии. 2005. 2005. С. 110–116.
5. Харди Р. Гомеостаз. М.: Мир, 1986. 80 с.
6. Ерофеев Н. П., Орлов Р. С. Лимфатическая система — необходимый элемент жидкостного гомеостаза организма человека: новый взгляд на старые проблемы (обзор литературы) // Вестн. С.-Петерб. ун-та. Сер. 11. 2008(4). С. 78–86.
7. Guyton A. C., Taylor A. E., Granger H. Y. Circulatory Physiology II. Dynamics and Control of the Body Fluids // Philadelphia: WB Saunders Co, 1975.
8. Албертс Б., Брей Д. и др. Молекулярная биология клетки. Т. 3. М.: Мир, 1987. 296 с.
9. Лабори А. Регуляция обменных процессов. М.: Медицина, 1970. 384 с.
10. Морман Д., Хеллер Л. Физиология сердечно-сосудистой системы. СПб., 2000. 250 с.
11. Guyton A. C. Arterial pressure and hypertension. Philadelphia. WB Saunders Co, 1980.
12. Фолков Б., Нил Э. Кровообращение. М.: Медицина, 1976. 464 с.
13. Guyton A. C. Interstitial fluid pressure: 11 Pressure-volume curves of interstitial space // Circ. Res. 1965. Vol. 16. P. 452–460.
14. McCraty Rollin. Method and apparatus for facilitating physiological coherence and autonomic balance 1998 United States Patent 6358201.
15. McCraty Rollin, Atkinson Mike; Bradley Raymond Trevor. Electrophysiological evidence of intuition: part 1 // J. alternat. complement. medicine. New York, 2004, 10(1). P. 133–143.

16. *McCraty Rollin, Atkinson Mike, Bradley Raymond Trevor*. Electrophysiological evidence of intuition: Part 2. A system-wide process? // *J. alternat. complement. medicine*. New York, 2004, 10(2). P. 325–336.
17. *Olszewski W. L., Engeset A*. Intrinsic contractility of leg lymphatics in man: preliminary communication // *Lymphology*. 1979, 12. P. 81–84.
18. *Olszewski Waldemar L*. Contractility Patterns of Human Leg Lymphatics in Various Stages of Obstructive Lymphedema // *Ann. N. Y. Acad. of Sci.* 2008. Vol. 1131. P. 110–118.
19. *Hall J. E* Integration and regulation cardiovascular system // *Advan. Physiol. Edu.* 1999. Vol. 277. P. 174–186.

Статья поступила в редакцию 16 сентября 2009 г.