

А.В. Чащин, Д.Е. Мохов

СИСТЕМА ОБЪЕМНОМЕТРИЧЕСКОГО ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ КРАНИАЛЬНЫХ ТКАНЕЙ

Аннотация

Описан метод, объективизирующий исследования состояния краниальных тканей. Он построен на компрессионных воздействиях на ткани и регистрации их объемных изменений. Приведены конструкторские решения с описанием вариантов устройства съема биосигналов, реализованных на основе объемнометрического преобразования, с описанием методических и инструментальных погрешностей и работы аппаратно-программного комплекса. Представлены данные о регистрируемых процессах и реакции краниальных тканей.

Введение

В диагностике состояния организма особое значение имеют знания, характеризующие объемные изменения состояния краниальных тканей (КТ) [1]-[3]. Это связано с ответственной ролью биомеханически взаимодействующих важнейших структур и органов головы. К ним относятся расположенные в черепной полости мозг и системы его кровоснабжения, лимфодренажной функции и распределения цереброспинальной жидкости (ликвора), система соединительной ткани. Они функционируют в замкнутом и ограниченном соответствующими структурами КТ пространстве и проявляют двигательную активность в виде непрерывных изменений занимаемого объема. Эффективное использование этих особенностей и воздействий на КТ приемами остеопатической медицины и мануальной терапии, но в то же время субъективный характер обследований и лечения актуализируют задачу создания инструментальных средств (ИС). Имеются обоснование и предпосылки создания объективизирующих методов [4], использующих биомеханические принципы. Они основаны на модельных представлениях процессов в тканях при внешних механических воздействиях на них ИС, на использовании компьютерных технологий и разработках соответствующих аппаратно-программных комплексов [5]-[8].

Система компрессионно-объемнометрического преобразования (КОП)

Опыт создания ИС для исследования состояния КТ [4] показывает, что важными являются два основных требования, выполнение которых необходимо для получения объективных данных:

- управление и контроль внешних механических воздействий на КТ;
- регистрирующий контроль объективных данных о двигательной активности и ответной реакции КТ на воздействия, выражающейся в виде их объемных изменений.

Важны также использование программно-математических методов обработки, представление и документирование результатов в виде показателей, характеризующих состояние КТ, а также контроль

ситуации и внешних факторов, данные о которых используются при сборе банка данных.

Метод и устройство для обследования КТ [4] основаны на объемнометрических исследованиях в контактном взаимодействии системы КОП с тканями, связанными с обследуемыми структурами КТ. Системой КОП создается давление, и посредством нее регистрируются объемные изменения. Получаемые данные используются в анализе реакции тканей на дозированные воздействия.

На рис. 1 показан вариант исполнения объемнометрического преобразователя (ОП), располагаемого и фиксируемого на голове. Он выполнен в виде специализированной пневматической манжеты, создающей круговой обхват важнейших структур КТ: височных, лобной, затылочной, теменной костей, затылочных бугров, швов межкостных соединений [4].

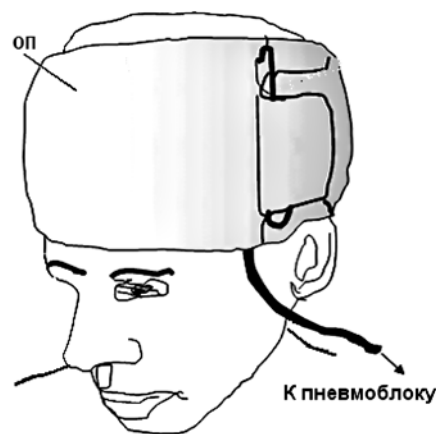


Рис. 1

Давление от манжеты передается и воздействует на систему костей и структуры КТ во внутричерепной полости: на соответствующие ткани систем циркуляции, обмена и перераспределения жидкостей, на мышцы и соединительную ткань. Это важно для съема биосигналов, отражающих объемные изменения КТ при комплексных исследованиях состояния разных структур тканей головы.

В такой биотехнической системе происходят механическое взаимодействие и КОП. Воздействия на КТ управляются и контролируются по параметру давления – $P_{\text{возд.}}(t)$. В то же время давление,

создаваемое тканями на преобразователь, представляется в виде анализируемого биосигнала – $P_{\text{тк.}}(t)$. Регистрируемое объемнометрическим преобразователем давление является результирующим и определяющим занимаемый воздухом объем воздушной полости ОП:

$$P_{\Sigma}(t) = P_{\text{возд.}}(t) + P_{\text{тк.}}(t).$$

Оно связано с исходным давлением в ОП и действием разнонаправленных сил на упругую стенку преобразователя, контактирующую с тканями и воспринимающую давление одновременно с разных сторон. Положение упругой стенки определяется балансом сил, создаваемых давлением во внутренней полости ОП, и сил, создаваемых обследуемыми КТ с противоположной стороны. Таким образом, упругая стенка ОП является звеном передачи давления.

Важным вопросом в разработке манжетной конструкции ОП является выбор ее формы и размеров, определяющих метрологические характеристики, адекватность передачи и контроль создаваемого на КТ давления. Этот контроль улучшается за счет усложнения конструкции датчика, позволяющей регистрировать одновременно с разных участков головы несколько сигналов.

На рис. 2 схематично показана более совершенная конструкция исполнения ОП, выполненного в виде трех пневматически соединенных и механически объединенных в единой конструкции манжет (M_1 – M_3), охватывающих обследуемые КТ. Это позволяет комбинировать размеры объединяемых вместе манжет в соответствии с формой и размерами головы. Раздельная же регистрация давления в пневматически не связанных манжетах позволяет дифференцировать отклики от разных участков КТ.

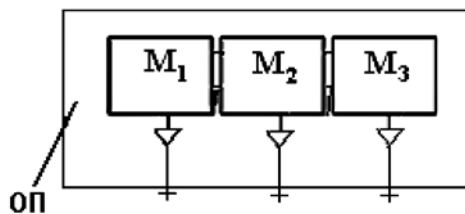


Рис. 2

Все манжеточные методы основаны на создании условий взаимодействия тканей с техническими средствами и передаче давления $P_{\text{возд.}}(t)$ от манжеты. Использование манжет в исследованиях основывается на принципе косвенных регистраций проявляемых объемных изменений тканей в ответ на воздействие. В то же время за регистрируемые биосигналы реакции отвечают расположенные в области проведения исследований обследуемые ткани и сопряженные с ними участки тела [9].

Используя методические приемы исследования объемных изменений на верхних конечностях [10] посредством компрессионных воздействий пневматической манжетой, также можно построить систему управления в инструментальных исследованиях КТ.

К методическим вопросам, связанным со взаимодействием ОП и КТ и оценками действующего на разные ткани давления, относятся точность и воспроизводимость результатов. Применение пневматических манжет связано с проявлением инструментальных и методических погрешностей, которые необходимо учитывать при конструировании специализированного ОП. Эти вопросы затрагивают широкий круг проблем. Поэтому ограничимся лишь перечислением основных погрешностей, которые принимались во внимание при планировании исследований методом КОП. К ним, как и для плечевых манжет [11], относятся следующие погрешности.

- Погрешности из-за неадекватной передачи давления $P_{\text{возд.}}(t)$ на ткани. Они включают в себя инструментальную погрешность, проявляемую вследствие неоптимального соотношения периметра (L) исследуемого участка и ширины (W) манжеты (определяется коэффициентом $K = W / L$) [11]. Эта погрешность свойственна методам, использующим круговой обхват исследуемых участков тканей. В соответствии с теоретическими и практическими выводами [11]–[14], для обеспечения соответствия передаваемого давления на расположенные в области под манжетой ткани уровню $P_{\text{возд.}}(t)$, необходимо, чтобы ширина манжеты составляла 40 % и более от диаметра конечности в области измерений.

Однако картина компрессионного воздействия на внутричерепные структуры КТ посредством манжетной конструкции ОП отличается от передачи давления на ткани верхних или нижних конечностей, так как воздействие осуществляется на замкнутый объем пространства, окруженного хоть и подвижным, но прочным каркасом взаимосвязанных костей черепа. Кости черепа действуют как единая конструкция, противодействующая давлению $P_{\text{возд.}}(t)$. По принципу действия эти силы сравнимы с противодействующей сжатию пружины (в упрощенном рассмотрении) или сложной системой взаимосвязанных пружин, различающихся по упругости и диапазонам действия (в обобщенной модели).

- Инструментальная погрешность из-за затрат механических усилий, создаваемых давлением воздуха в манжете на ее растяжение. При недостаточно жесткой внешней оболочке манжеты меняется объем ее растяжимого мешка. На это требуются дополнительные механические усилия за счет $P_{\text{возд.}}(t)$. Эта погрешность незначительна, если внешняя оболочка в конструкции манжет выполнена из нерастяжимого материала.

- Методическая погрешность измерения передаваемого на ткани давления, связанная с исходным обтягивающим облеганием манжеты. Учет и нормирование исходного натяжения манжеты на теле повышают точность измерения передаваемого на ткани давления, так как возможны ситуации, когда еще без создания давления воздуха в ОП на ткани может проявиться воздействие из-за исходно плотного ее облегания на теле. На практике измерения артериального давления в верхних конечностях

стях манжеточными методами имеют ограничения, связанные с приобретенным опытом наложения манжеты. Как правило, этого достаточно для пренебрежения данной погрешностью. Однако при исследованиях на КТ измерения сопровождаются феноменом движений КТ, проявляемых при малых уровнях давления. В этом случае необходимо учитывать влияние облегающего воздействия.

- Воздействие от манжеты на разные ткани передается не прямо, а через соседние окружающие их ткани [15]. Это обуславливает методическую погрешность, связанную с потерями механических усилий на передачу давления на разные по своим реологическим свойствам ткани. К ним относится давление, передаваемое на сосудистую систему через окружающие ткани (кожу и подкожные структуры). За потери силового воздействия $P_{\text{возд.}}(t)$ отвечают смещение и вытеснение одних тканей, компрессирующее действие других и окклюзионное действие на лимфатические и кровеносные сосуды. Проявление этой погрешности существенно при проведении исследований тканевого давления у субъектов с толстой жировой прослойкой и/или слаборазвитой мышечной тканью в области наложения манжеты. Эта погрешность выявляется опытным путем и в случаях явного несоответствия результатов измерений и анализируемых проявлений.

- Методическая погрешность из-за неравномерной компрессии располагаемых в пространстве под манжетой тканей. По мере повышения действующего давления $P_{\text{возд.}}(t)$ от исходного уровня до уровня преодоления упругого сопротивления соединений костей происходит поочередное, последовательное пережатие лимфатических сосудов, вен, прекапилляров и, наконец, все в большей мере, артериол и артерий. При воздействии давлением на сосуды может быть достигнут уровень, соответствующий полному закрытию их просвета. Для закрытия просвета кровеносных сосудов с разным калибром и уровнем кровяного давления, а также обладающих разными упруго-вязкими свойствами стенки требуется создать соответственно разные давления. Это определяет неодинаковые потери на сжатие соответствующих сосудов.

- Методическая погрешность из-за нелинейного характера распределения силового поля воздействия в области под манжетой на ее краях. Она возникает в результате краевого эффекта воздействия манжеты [15]. Компрессия тканей производится с разной силой воздействия на разные участки по всей ширине манжеты, а регистрируется интегральное восприятие их реакции. Это может приводить к ошибке измерения $P_{\text{возд.}}(t)$ на ткани, если считать приложение давления на ткани равномерным.

- При определенных уровнях давления проявляется методическая погрешность, связанная со вмешательством и нарушением условий стационарности динамики перемещения жидких сред в КТ, обуславливающих, например, остановку лимфодренажа и кровотока, и проявление застойных явлений. Эта погрешность проявляется в виде количественно непредсказуемых последствий индивиду-

альной адаптивной реакции на внешнее давление. В результате могут происходить множественные, связанные с перераспределением цереброспинальной жидкости, лимфодренажа и кровотока, изменения давления в КТ в виде индивидуальной ответной реакции организма. Без учета этого результаты исследований могут быть некорректными.

- Методическая погрешность, связанная с затратами механической энергии КТ на преодоление силы воздействия со стороны ОП, и методическая погрешность, связанная с затратой их энергии на преодоление упругости различных сосудов компрессируемых тканей [15]. В современных измерителях артериального давления эти погрешности не учитываются из-за необходимости усложнения методики проведения измерений.

На рис. 3 представлен еще один вариант реализованной конструкции КОП, позволяющей регистрировать объемные изменения разных участков тканей. На голове размещается и фиксируется система объемнометрического преобразования, состоящая из фиксирующей повязки (ФП) и блока объемнометрических преобразователей ОП.

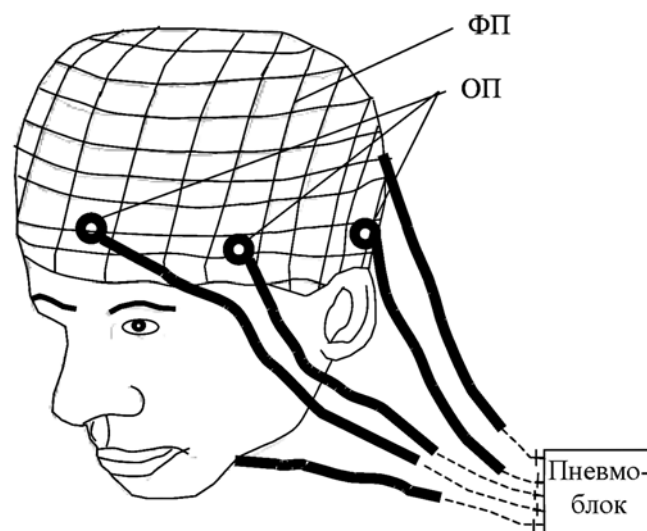


Рис. 3

Каждый ОП имеет герметично закрывающий его внутреннюю воздушную полость прочный корпус с эластичной мембраной и пневматический вывод из воздушной полости. Выводы ОП пневматически соединены с соответствующими, располагаемыми в пневмоблоке преобразователями давления и блоком создания давления.

Действие блока ОП представляется как имитация работы врача-эксперта, пальпирующего КТ и производящего воздействия и восприятие реакции.

При этом использование блока ОП вносит объективизирующие факторы в исследования. Другим достоинством также является совмещение в одном конструктиве каждого ОП двух функций, выполняемых на основе компрессионно-объемнометрического преобразования (КОП). Осуществляются управление и контроль давления на ткани, а также восприятие реакции с разных участков КТ.

Аппаратно-программный комплекс для исследований состояния краниальных тканей

Управляя процессами КОП состояния КТ, можно проводить их диагностику и терапию. Это осуществляется на аппаратно-программном комплексе (АПК) для исследований КТ [4], блок-схема которого представлена на рис. 4.

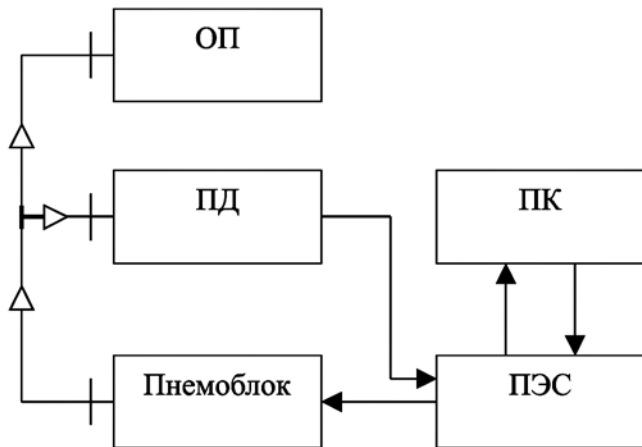


Рис. 4

В состав АПК входит блок ОП, пневматически связанных с блоком преобразователей давления (ПД) и пневмоблоком, соединенным посредством блока (ПЭС) преобразования и согласования электрических сигналов с персональным компьютером (ПК).

В блоке ПД давления преобразуются в ОП в электрические сигналы. П посредством этого контролируют и регистрируют изменение давления, происходящее в воздушных полостях первичных преобразователей, включая объемные изменения, вызванные тканями в ответ на воздействия.

Пневмоблок является управляемым источником давления и обеспечивает исходное наполнение воздухом воздушных полостей первичных преобразователей под избыточным давлением.

Пневмоблок выполнен по пневматической схеме, включающей в себя компрессор и элементы пневмоавтоматики, посредством которых автоматически, по соответствующим командам от ПК, создаются необходимые изменения давления на его выходе.

В блоке ПЭС производится аналого-цифровое преобразование сигналов, поступающих от блока преобразователей давления, и передача цифровых данных в ПК. Он также согласует по уровню сигналы управления от ПК.

В соответствии с алгоритмом в ПК формируются последовательность сигналов управления пневмоблоком, регистрируется и обрабатывается получаемая информация, визуально представляются изменения давления и результаты обработки и накапливаются данные в запоминающем устройстве.

Для исследований на АПК врач осматривает пациента и определяет КТ и участки головы, с которых требуется произвести съем и регистрацию

биосигналов для диагностики или терапевтических воздействий. Затем, в соответствии с формой и размером головы, выбирается одна или блок из нескольких специализированных ОП (см. рис. 1-3). Система ОП охватывает выбранные краниальные структуры тканей, например височные, затылочный и лобный участки. Такое положение ОП на голове позволяет обследовать состояние и процессы, связанные с важными структурами КТ: лобной, височных и затылочной костями, швами межкостных сочленений, соединениями с соответствующими мышцами, апоневрозами, состояние объемного наполнения вязко-жидкими субстратами жидкостных систем и окружающих их тканей, функционирование кровеносных и лимфатических сосудов и системы распределения спинномозговой жидкости.

После включения в работу соответствующего программного обеспечения регистрируются давления в системе ОП. В регистрируемых сигналах давления присутствует реакция, отражающая объемные изменения КТ в ответ на внешнее воздействие. Контроль изменяющегося давления осуществляется по записям сигналов на экране монитора компьютера, и при необходимости, в зависимости от ситуации, оперативно корректируется ход воздействий. Так используется преимущество биологической обратной связи, позволяющей оперативно, по текущей реакции, корректировать воздействия.

В исследованиях создают разные тестирующие воздействия с участием КТ и регистрируют изменения давления, отражающие их объемные изменения. Могут проводиться как простые, так и комбинированные воздействия, сочетающие функциональные пробы или проводимые вместе с пальпацией и другими возможными вариантами воздействий на организм [4], [8]. После обследования результаты обрабатывают и анализируют.

При анализе полученных результатов, как и при пальпации, важно представлять динамику вызванного объемными изменениями КТ в системе ОП, отражающейся в изменениях давления. Для этого используется анализ спектральных и переходных характеристик процессов, связанных с объемными изменениями.

Метод КОП апробировался с использованием АПК (рис. 5) при разных условиях, демонстрирующих проявление объемных изменений КТ. При этом конструкция блока ОП в исследованиях была составлена из трех манжет «Eclipse, Pediatric, range 6-22 см» (фирма «SunTech»). Ширина манжет, определяющая ширину зоны воздействия на КТ – 11 см. Манжеты пневматически соединялись одна с другой и объединялись в единую механически связанную конструкцию ОП. При наложении на голову преобразователя такой конструкции в зону охвата включались височные, затылочный и лобный участки головы. В качестве блока управления, регистрации, обработки и представления информации использовался ПК (notebook IBM ThinkPad) со встроенным портом PCMCIA. В роли блока преобразования сигналов использовался 16-разрядный аналого-цифровой преобразователь

Таблица 1

Методика исследования	$P_{\text{возд.}}(t)$, мм рт. ст.	Способ анализа динамического процесса состояния КТ			Ссылка	
		Спектральный анализ; диапазон частот объем- ных изменений КТ, Гц		Анализ переход- ных процессов; время перех. процесса		Визуальное проявление реакции в измене- нии сигналов
		ВЧ	НЧ			
Выявление волновых процессов при $P_{\text{возд.}}(t) = \text{const}$ на КТ в течение не менее 3 мин	3,0	1,0...1,2	< 0,4	–	+	[8], [9], [16], [17]
	8,0	1,0...1,2	< 0,6			
	18,0	1,0...1,2	< 0,4			
	30,0	1,0...1,2	< 0,6			
	2,0	–	< 0,6			
Движение структурами КТ	4,0...6,0	–	–	–	+	[8]
Дыхательные функциональные пробы	4,0	–	–	–	+	[8]
Сочетание воздействий и волнообразных пальпаций	3,9...4,7	–	–	–	+	[5], [8]
Переходные процессы объемных изменений КТ при ступенчатом изменении $P_{\text{возд.}}(t)$	3,0...6,0	–	–	> 15 с	+	[8]
	26,0...2,0			< 10 с	+	

«DAQCard-6036E» (National Instruments), устанавливаемый в порт PCMCIA компьютера, и соединяемый с ним соответствующим соединительным кабелем блок преобразования сигналов «SCB-68-pin Shielded». В качестве преобразователя давления был использован преобразователь давления MPX-5050DP (Motorola). Его электрический вывод соединялся с соответствующим входом преобразователя сигналов SCB-68. Частота опроса сигналов устанавливалась 100 Гц. Регистрирующая запись сигналов давления в воздушной полости ОП отображалась на экране монитора компьютера. Для управления этим процессом использовалась программа «VI-Logger» (программный продукт «Measurement and Automation Explorer» фирмы «National Instruments»). В исследованиях пациенты располагались в расслабленном сидячем положении, с нейтральным исходным поворотом головы, мышцы шеи не напряжены. Подробные детали исследований с использованием указанных устройств и методики исследований описаны в [4].

Результаты апробации метода КОП

Проведены исследования, позволяющие выявлять волновые процессы в КТ в частотном диапазоне ритма дыхания (НЧ-составляющие процесса), и пульсирующие объемные изменения, связанные с сердечными сокращениями (ВЧ-составляющие), а также исследования непериодических объемных изменений в системе КТ, вызванных движениями ее отдельных структур. Исследования проведены при разных постоянных давлениях $P_{\text{возд.}}(t)$, действующих на КТ, разных функциональных пробах на организм и специальных пробах движений отдельными КТ. Использовались разнообразные движения головой последовательно вправо и влево, вперед и назад; движения глазами; движения мышцами рта; движения ушными мышцами; напряжение мышц скул, сглатывание и др. Регистрируемое давление в системе ОП отражало соответствующие состояния и

ответные реакции, связанные с объемными изменениями в тканях. В табл. 1 приведены основные результаты, включающие в себя данные об условиях исследований состояния КТ методом КОП.

Исследования проявляют, по соответствующим изменениям давления в ОП, влияние движений на объемные изменения в тканях, участвующих в движении. Таким образом, результаты позволяют характеризовать состояние подвижных структур КТ, например, путем косвенной оценки диапазона предельных движений, по величине изменения давления при пробах, а также спектральных характеристик объемных изменений КТ.

Для иллюстрации проявления волновых процессов в системе КТ на рис. 5 показаны спектры изменений давления в ОП, отражающие и объемные изменения в КТ. Они получены в результате обработки данных программой MatLab 6.5 алгоритмом быстрого преобразования Фурье с разрешением 1024 точки. По осям Y отмечены оцифрованные значения спектральной плотности мощности (СПМ) изменения сигналов давления в воздушной полости ОП (мм рт. ст.² / Гц), по осям X – отметки частоты (Гц).

В СПМ (рис. 5) проявляется влияние на состояние КТ разных уровней давления $P_{\text{возд.}}$ в диапазоне 3...30 мм рт. ст. В них по-разному проявляются пики высокочастотной (ВЧ – в диапазоне 1...1,2 Гц) и низкочастотных (НЧ – ниже 0,6 Гц) компонент сигнала. Они отражают динамику объемных изменений соответственно в разных тканях и их вклад в общую картину. ВЧ-пик и его полоса частот во всех спектрах интерпретируется в связи с пульсирующим кровотоком в кровеносных сосудах КТ. Эти показатели соответствуют предварительно определенным в независимом электрокардиографическом исследовании частоте пульса и диапазону его изменения. Низкочастотные компоненты спектра интерпретируются медленными процессами в КТ, обусловленными дыхательными

волнами и волнами более высокого порядка [8], проявлением их гармоник, отражением волн, суперпозицией и другими физиологическими механизмами действия. При переходе со ступеньки 3 на 8 мм рт. ст. в спектрах проявляются более мощные дополнительные НЧ-спектральные составляющие процессов в КТ.

При уровнях 18 и 30 мм рт. ст. проявление выделенных НЧ-компонент подавляется (в сравнении с ВЧ-пиком). Это связано с превышением действующего на КТ давления при разных уровнях давления в разных структурах КТ. Кроме того, по мере возрастания от низкого (3 мм рт. ст.) до высокого (30 мм рт. ст.) уровня воздействующего на КТ давления проявляется рост амплитудных значений СПМ. При установлении на завершающем этапе обследования низкого давления (2,0 мм рт. ст.), после 10 мин воздействия давлением 30 мм рт. ст., в КТ восстанавливаются обмен и перераспределение жидкостей в объеме КТ. При этом изменяются абсолютные значения уровней пиков и соотношений между ними. Подробное описание проведенных методом КОП исследований имеется в [4]. Все отмеченные проявления можно интерпретировать как вклад в общую ответную реакцию на воздействующие давления разных структур КТ и вовлечение разных механизмов действия. Однако важным является воспроизводимость этих проявлений.

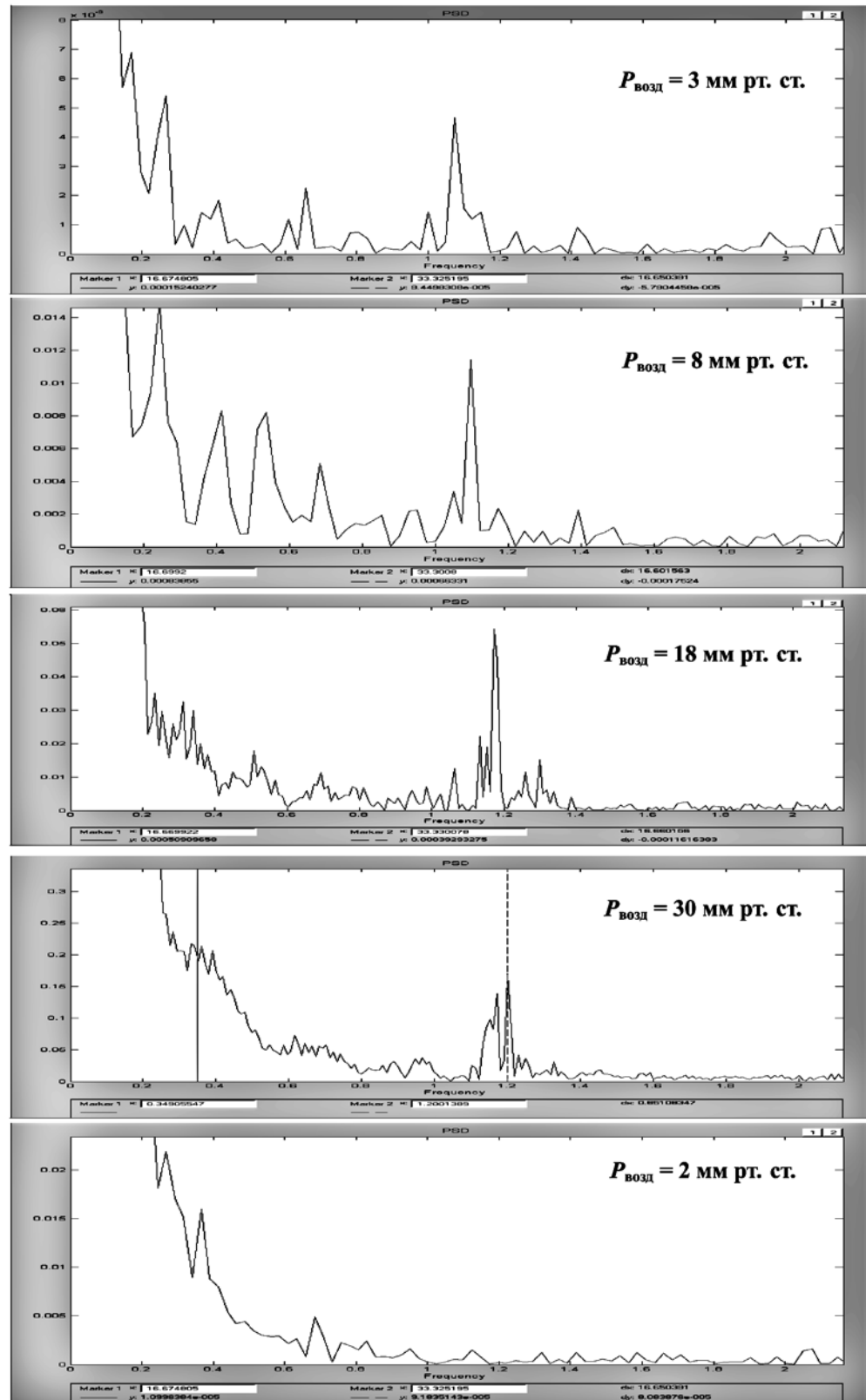


Рис. 5

Заключение

Для объективизации исследований объемных изменений состояния КТ разработан метод КОП. Он основан на контролируемых воздействиях и регистрации объективных изменений давления, создаваемого на КТ посредством ОП, и реакции объемных изменений КТ на воздействия.

Для съема биомеханических сигналов, отражающих объемные изменения КТ, предложены варианты ОП, выполненного на основе специализированной манжеты, и набора ОП, располагаемых на обследуемых локальных участках головы. Дано описание основных методических и инструментальных погрешностей, сопровождающих измерительный контроль давления ОП на ткани. Представлен АПК, реализующий управление процессом регистрации сигналов давления в ОП при апробации метода компрессионных объемнометрических преобразований.

Апробация метода демонстрирует возможность его использования для применения в различных исследованиях объемных изменений состояния КТ. Объективные данные об объемных изменениях КТ получают путем создания разных уровней давления и анализа спектральных характеристик и непериодических объемных изменений в системе КТ.

Список литературы:

1. *Sutherland W.G.* The cranial bowl. A treatise relating to cranial mobility, cranial articular lesions and cranial technique. Ed. 1. – Free Press Co. Mankato, MN. 1939.
2. *Новосельцев С.В.* Введение в остеопатию. Краниодиагностика и техника коррекции // – СПб: Фолиант, 2007.
3. *Апледжер Д.Э.* Исследование терапевтической значимости кранио-сакральной терапии // Российский остеопатический журнал. 2007. № 1. С. 32-35.
4. *Мохов Д.Е., Чащин А.В.* Способ обследования краниальных тканей и устройство для его осуществления // Патент РФ на изобретение № 2372837. Приор. 21.10.07. Бюллетень 32. 2009.
5. *Попечителев Е.П., Чащин А.В.* Моделирование гемодинамических процессов в верхней конечности при измерениях артериального давления окклюзионными методами // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2006. № 1. С. 7-15.
6. *Мохов Д.Е., Чащин А.В.* Окклюзионная модель регистрации объемных тканевых ритмических процессов / Международный конгресс «Традиционная медицина-2007». Москва. 1-3 марта 2007. С. 234-236.
7. *Чащин А.В., Попечителев Е.П.* Модель состояния организма в процессах окклюзионных измерений артериального давления // Известия СПбГЭТУ. Сер.: Биотехнические системы в медицине и экологии. 2008. Вып. 5. С. 49-55.
8. *Чащин А.В.* Комплексное решение вопросов исследования состояния гемодинамики устройствами измерения артериального давления / Материалы III научно-практической конференции «Аппаратура и методы медицинского контроля и функцио-

нальной диагностики состояния человека в экстремальных условиях». – СПб., 2005. С. 88-90.

9. *Чащин А.В., Попечителев Е.П.* Функциональная проба с компрессионно-объемнометрическим преобразованием состояния тканей организма // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2009. № 4.
10. *Чащин А.В.* Универсальный метод проявления волновых процессов в окклюзионных пробах на ткани организма / XI Международная конференция «Медико-экологические информационные технологии», посвященная 15-летию кафедры «Биомедицинская инженерия» Курского ГТУ. – Курск. 2008. С. 43-48.
11. *Alexander H.* Criteria in the choice of an occluding cuff for the indirect measurement of blood pressure // In Medical & Biological Engineering & Computing, (U.K.) issued by Institution of Electrical Engineers. 1977. Vol. 15. PP. 2-10.
12. *Marks L., Groch A.* Optimizing cuff width for noninvasive measurement of blood pressure // Blood Press. Monit. 2000. Vol. 5. P. 153-158.
13. *Asmar R. and Zanchetti A.* Guidelines for the use of selfblood pressure monitoring: A summary report of the First International Consensus Conference // J. Hypertens. 2000. Vol. 18. PP. 493-508.
14. *Эман А.А.* Биофизические основы измерения артериального давления. – Л.: Медицина, 1983. 125 с.
15. *Чащин А.В.* Использование биологической обратной связи в современных методах управления и контроля артериального давления // Известия СПбГЭТУ. Сер.: Биотехнические системы в медицине и экологии. 2005. Вып. 1. С. 82-84.
16. *Чащин А.В.* Спектральное представление процессов реакции организма в функциональных пробах окклюзионного давления на ткани // Известия ЮФУ. Технические науки. Тематический выпуск «Медицинские информационные системы». 2008. № 5. С. 23-26.
17. *Мохов Д.Е., Чащин А.В.* Исследование внутриглубинных процессов в тканях организма методом окклюзионных воздействий и объемнометрических преобразований / Материалы симпозиума «Интеграция остеопатии в национальный проект «Здоровье»: возрастная остеопатия. Жидкостносоединительнотканый аспект». – СПб., 2008. С. 173-184.

Александр Васильевич Чащин,

канд. техн. наук, докторант,

нач. лаборатории,

ФГУП «СКТБ Биофизприбор» ФМБА РФ,

Дмитрий Евгеньевич Мохов,

канд. мед. наук,

директор Института

osteopatii СПбГУ,

г. С.-Петербург,

e-mail: chaalexander@gmail.com