

Функциональная гемодинамическая проба для исследований влияния эндогенных факторов на наполнение сосудов

А. В. Чашин*, Е. П. Попечителев

*ОАО «Головной институт «ВНИПИЭТ», С-Петербург

** Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет, С-Петербург

Введение. В медицинской практике для исследований кровообращения используют разные методы регистрации феноменов, обусловленных перемещением крови в сосудистой системе. Они проявляются в сфигмо-, электрокардио-, рео-, плетизмо-, фотоплетизмо- и других сигналах, снимаемых специализированными измерительными преобразователями и электродами. В этих сигналах проявляется влияние многих факторов, связанных с движением тканей организма и изменяющих параметры кровообращения. К ним относятся изменения объемов разных по назначению и калибру сосудов (артериальных, венозных, капиллярных и лимфатических). Гемолимфононаполнение сосудов связано также с движением тканей внутри тела и взаимосвязями структур тканей в организме. Поэтому регистрируемые сигналы и измеряемые параметры отражают результат совместного действия одновременно многих процессов, связанных с изменениями артериального давления (АД) и гемолимфононаполнения (ГЛН).

Однако при реализации общепринятых методов измерения АД, таких как метод Короткова или осциллометрический метод, игнорируется влияние эндогенных факторов на перемещение и перераспределение больших масс крови и других жидкостей в организме и, как следствие, на результаты измерения показателей АД. Отсутствие учета их влияния может быть источником методических ошибок в результатах измерений и при принятии диагностических заключений.

В статье выполнен анализ влияния эндогенных факторов на ГЛН сосудов и предложена функциональная гемодинамическая проба (ФГП) для исследования сосудистой системы с проявлением влияний. Приведена функциональная схема образования волн ГЛН, позволяющая планировать исследования.

Концепция действия эндогенных факторов на ГЛН. В процессах ГЛН сосудов проявляются динамические закономерности. Главными движущими силами, причиной динамического характера наполнения сосудов, являются циклически функционирующие органы. К ним относятся сердечно-сосудистая, дыхательная и мышечная системы, как источники энергии движений и активные звенья в цепи возникновения и передачи объемных изменений. В динамике ГЛН также проявляется влияние нервной системы, важнейшего звена регуляции, управляющего сосудистым тонусом. Кроме жидкостной среды на объемные изменения существенное влияние оказывает соединительная ткань, повсеместно представленная во внутренней среде, и механически связывающая органы организма друг с другом [1]. Поэтому ее движения в разных частях тела тоже вносят изменения в жидкостное наполнение сосудов и тканей в отдаленных участках.

Таким образом, сигналы, регистрируемые датчиками в локально исследуемых участках тела, отражают суперпозицию множества передаточных звеньев, связанных с разнообразными движениями в теле. Следовательно, организация обеспечения внешнего управления ГЛН позволяет планировать проведение специальных функциональных проб [2], и при этом контролировать объемные изменения в выбранных участках (например, по регистрируемому сигналам). В этих пробах должно проявляться влияние разных источников на ГЛН тканей.

Суперпозиция изменений ГЛН зависит от состояния функциональных систем и соединительной ткани, связанных с этим участком. Несмотря на разнообразие тканей, работа нормально функционирующего организма характеризуется согласованными по времени движениями соединительной ткани, а рассогласования отражают нарушения этих процессов. Следовательно, при каждом изменении состояния организма, диагностируемом как отклонение от нормального, можно предположить наличие патологических изменений в

соответствующих участках сосудистой системы и окружающих тканях. Возможны изменения упругости стенки сосудов, объёмов наполнения сосудов и окружающих тканей артериальной и венозной кровью, лимфой и межклеточной жидкостью. По этой же причине изменяются условия движения и перераспределение крови и лимфы. Как следствие, изменяется характер движений механически связанных между собой тканей и жидкостей. Это же проявляется при расслаблении-натяжении мышечной и соединительной ткани, а также из-за изменений давления жидкостей на стенки сосудов и их окружение.

Таким образом, ГЛН сосудов определяется вкладом многих структурных образований. Суперпозиция их действия подчиняется законам функционирования целостного организма; они в общем проявлении отражают изменения, как во внутренней среде организма, так и его взаимодействие с окружающей средой.

Все регистрируемые сигналы, отражающие изменения ГЛН, имеют характерные особенности. Сложная форма огибающей с признаками циклической работы определённых систем и органов соответствует свойствам модулированных сигналов, так как в синхронно зарегистрированных сигналах ФПГ, ЭКГ, ЧСС и ПГ отражается пульсирующее с частотой сердечных сокращений кровенаполнение сосудов и дыхательные волны. Но в огибающей пульсовых осцилляций сигналов отмечаются и более медленно волновые составляющие. По ним (сигналы ПГ, ФПГ, ЧСС) выделяются, например, дыхательные движения грудной клетки.

В связи с универсальным характером проявления информативных признаков в разных сигналах закономерным становится вопрос об интерпретации составляющих суперпозиции динамических изменений жидкостного наполнения в разных участках тела. Для этого в представлении физической модели суперпозиции действия эндогенных факторов на ГЛН сосудов необходимо учитывать движения основных структурных образований и механизмов передачи модулирующего действия медленно волновых составляющих на пульсирующий характер ГЛН сосудов.

В анализе законов суперпозиции объёмных изменений, характеризующих ГЛН тканей, должна учитываться связь таких изменений с движениями конкретных структурных элементов, происходящими из-за множества процессов, сопровождающих изменения в органах и функциональных системах. Кроме того, должны выделяться основные составляющие быстро- и медленно циклических движений, а также объёмные изменения. К ним относятся: разные структуры опорно-двигательного аппарата, грудной клетки и краниальных тканей; жидкости (артериальная и венозная кровь и лимфа, транспортируемые в сосудах, клеточная и внеклеточная жидкости); единая система соединительной ткани, представленная во всех частях тела; органы дыхания; желудочно-кишечный тракт; структуры действия нервно-регуляторных факторов. Так как каждый вид движения тканей в организме не изолирован от других, то результат совместных движений образует суперпозицию всевозможных явлений, и определяет ГЛН.

Примечательно, что во внутренней среде организма соответствующие сосуды одновременно функционируют в разных диапазонах внутрисосудистого давления. И это, несмотря на их сопредельное расположение с окружающими тканями, не только не препятствует движению крове- и лимфотока в разных сосудах, но и содействует ему. К примеру, мышечная активность содействует движению венозной крови и работе соседних с мышцами венозных и лимфатических клапанов.

Амплитудно-частотные характеристики (АЧХ) сигналов отражают закономерности передвижения жидкофазных потоков в сосудистой системе. Для линейной модели суперпозиции взаимовлияния всех факторов, вызывающих эти перемещения, в определённой пропорции суммируются алгебраически. Пропорции суммируемых АЧХ зависят от соотношения объёмов тканей и обусловлены создаваемыми в разных частях тела уровнями давления и состоянием стенок сосудов.

Физическая модель влияния эндогенных факторов на суперпозицию ГЛН. Для анализа факторов, действующих на жидкостное наполнение сосудов и окружающих тка-

ней, и определения информативных признаков в сигналах, несущих информацию об этих факторах, представим обобщенную схему проявления объемных изменений ГЛН сосудов (рис. 1).



Рис. 1 Схема образования волновых изменений ГЛН: УО – ударный объем, ВВ – венозный возврат, М – модулирующее действие.

При этом, для общности рассмотрения, выделим произвольный участок тела и используем известные из физиологии сведения о проявлении основных функциональных систем, которые создают вклад в наполнение анализируемого участка, в том числе включая модулирующее действие волн второго и третьего порядка на пульсирующий кровоток и АД.

В общем виде математически суперпозицию объемнодинамического (ОД) изменения жидкостного наполнения тканей в анализируемом участке тела будет отражать следующая система уравнений:

$$\left\{ \begin{aligned}
 & S(V_{\text{од}}, t) = f_{\text{од,оп.дв.}}(t) + f_{\text{од,сос.}}(t) + f_{\text{од,сос.к}}(t) + \{f_{\text{од,сос.к.1}}(t) + f_{\text{од,сос.к.2}}(t)\} \rightarrow \rightarrow \\
 & \cdot \{f_{\text{од,сос.к.3}}(t) + f_{\text{од,сос.к.4}}(t) + f_{\text{од,сос.к.5}}(t)\} \quad (1.1) \\
 & \text{где } f_{\text{од,оп.дв.}}(t) = \sum_{(j)} V_{\text{оп.дв.}j}(t), \quad (1.2) \\
 & f_{\text{од,сос.}}(t) = \sum_{(j)} V_{\text{оп.дв.}j}(t) \cdot W_j, \quad (1.3) \\
 & f_{\text{од,сос.к}}(t) = \sum_{(k)} V_{\text{сос.к}}(P_1, t), \quad (1.4) \\
 & f_{\text{од,сос.к.1}}(t) = \sum_{(k)} V_{\text{сос.к}}(P_1, t) \cdot f_{\text{сос.к.1}}(t), \quad (1.5) \\
 & f_{\text{од,сос.к.2}}(t) = \sum_{(k)} V_{\text{сос.к}}(P_1, t) \cdot f_{\text{сос.к.2}}(S_{\text{гп}}, t), \quad (1.6) \\
 & f_{\text{од,сос.к.3}}(t) = \sum_{(k)} V_{\text{сос.к}}(P_1, t) \cdot [f_{\text{сос.к.3}}(S_{\text{гп}}, t) - f_{\text{сос.к.3}}(t)], \quad (1.7) \\
 & f_{\text{од,сос.к.4}}(t) = \sum_{(k)} V_{\text{сос.к}}(P_1, t) \cdot f_{\text{сос.к.4}}(\text{ЧСС}^n, t), \quad (1.8) \\
 & f_{\text{од,сос.к.5}}(t) = \sum_{(k)} V_{\text{сос.к}}(P_1, t) \cdot f_{\text{сос.к.5}}(t), \quad (1.9)
 \end{aligned} \right.$$

$S(V_{\text{од}}, t)$ – функция суперпозиции; $V_{\text{оп.дв.}j}(t)$ – функции объемнодинамических изменений в области исследования, вызванных движениями, действующими в j-м источнике движения; W_j – функции передачи воздействий от разных (j) структур опорно-двигательного аппарата на сосудистую систему; $V_{\text{сос.к}}(t)$ – функции объемных изменений

жидкостного наполнения в тканях в анализируемом участке, создаваемые при наложении действия разных по внутрисосудистому давлению k -источников движения потоков в сосудистом бассейне, в зависимости от внутрисосудистого давления $P_{\text{сос.}k}$; $f_{\text{мод.}1k}(t)$ – модулирующая функция, учитывающая действие на пульсирующий кровоток движения диафрагмы грудной клетки, изменяющее в результате венозный возврат и сердечный выброс; $S_{\text{г.п.}}$ – площадь поверхности внутренней полости грудной клетки, участвующей в присасывающем действии на протекающую кровь; $f_{\text{мод.}2k}(S_{\text{г.п.}}, t)$ – модулирующая функция, учитывающая влияние на пульсирующий кровоток присасывающее действие грудной клетки на протекающую кровь; $f_{\text{мод.}3k}(t)$ – модулирующая функция, учитывающая влияние на пульсирующий кровоток раздражения дыхательного центра; $f_{\text{мод.}4k}(ЧСС'', t)$ – модулирующая функция, учитывающая влияние на пульсирующий кровоток ускорения (второй производной) ритма сердечных сокращений ($ЧСС''$) при вдохе, и соответственно замедлении на выдохе; $f_{\text{мод.}5k}(t)$ – функция, учитывающая проявление волн третьего порядка (волн Майера), создающих модулирующее действие на пульсирующее ГЛН сосудов при раздражении дыхательного центра.

В уравнениях (1.1...1.9) теоретически учитывается действие основных механизмов, определяющих динамику наполнения тканей. Поэтому их можно использовать в экспериментальных исследованиях в ФГП, влияющих на ГЛН при дозированно компрессионном воздействии на ткани [2, 3, 4]. В числе ответственных за проявление на ГЛН сосудов механизмов следует анализировать и делать выводы о каждой основной составляющей: двигательной активности мышц опорно-двигательного аппарата; а по работе сердца – по модулирующему действию дыхания и нервной регуляции на кровообращение.

Функция $S(V_{\text{од}}, t)$ включает основные аддитивные и мультипликативные составляющие, за которые отвечают действующие в организме механизмы. Фурье-преобразование $S(V_{\text{од}}, \omega)$ этой функции выражается зависимостью:

$$S(V_{\text{од}}, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(V_{\text{од}}, t) \cdot e^{-j\omega t} dt =$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \{f_{\text{ОД}_{\text{сосоп.дв.}}}(t) + f_{\text{ОД}_{\text{соск}}}(t)\} \cdot e^{-j\omega t} dt +$$

$$+ \int_{-\infty}^{\infty} \{f_{\text{ОД}_{\text{сост.}1}}(t) + f_{\text{ОД}_{\text{сост.}2}}(t)\} \{f_{\text{ОД}_{\text{сост.}3}}(t) + f_{\text{ОД}_{\text{сост.}4}}(t) + f_{\text{ОД}_{\text{сост.}5}}(t)\} e^{-j\omega t} dt \quad (2)$$

Представленная в частотной области функция $S(V_{\text{од}}, \omega)$, как и ее оригинал $S(V_{\text{од}}, t)$, включает те же аддитивные и мультипликативные составляющие. Под знаком интеграла первого слагаемого в выражении (2) присутствуют две функции $f_{\text{iA}_{\text{нип.и.aa}}}(t)$ и $f_{\text{iA}_{\text{нип.к}}}(t)$, описывающие двигательную активность органов опорно-двигательного аппарата и влияние движений на жидкостное наполнение в окружающих тканях. При неподвижном состоянии биообъекта эти функции непериодические. Соответственно, их частотное преобразование в этих условиях не вносит вклад в частотные полосы периодических составляющих спектра.

Экспериментальные методики для проверки высказанных предположений. При планировании исследований перспективно использование направленно управляемых воздействий на мышечную, сердечно-сосудистую, или дыхательную систему организма, и в анализе реакции учитывать соответствующие проявления в спектрах регистрируемых сигналов. Например, для этих целей может использоваться функциональная проба на основе велоэргометрии (ВЭМ), предусматривающей педалирование с постоянной мощно-

стью нагрузки и с определённой частотой вращения педалей ($\omega_{взм}$). Циклические движения создаются в ритме сокращений-расслаблений мышц конечностей [2]. В свою очередь, они влияют на ГЛН сосудов. Так, фактически искусственно и контролируемо задаётся частотная полоса проявления спектра сигнала ОД, отражающая изменения ГЛН. В этой полосе и следует анализировать влияние двигательной активности мышц на ГЛН сосудов. В реакции при этом выступают частота сердечных сокращений (ЧСС) и частота дыхания (ЧД), ширина полосы частот которых соответственно отражается в спектре. Мощностью нагрузки и скоростью педалирования производится управление параметрами ЧСС и ЧД, а анализ проводится по соответствующим изменениям спектра.

Временная функция во втором слагаемом, под знаком интеграла в выражении (2), представляется более сложной композицией. В ней включены квазипериодические функции, описывающие не только волны первого, второго и третьего порядка, но и модулирующее действие одних процессов на другие. При этом проявляется амплитудная модуляция. Частотное преобразование соответственно создаёт сложное спектральное представление суперпозиции.

По свойству преобразования Фурье, определяющему спектр суперпозиции аддитивных составляющих сигналов (в идеализированном случае гармонических, с частотами ω_i), на этих частотах в спектре выделяются полосы, ширина которых отражает действие ответственных механизмов.

Однако при анализе необходимо учитывать, что в композицию сигналов, отражающих процессы с характерными частотами ω_i , где i – целочисленные значения (1, 2 и 3), указывающие порядок волн, входят основные и модулирующие составляющие волновых ОД изменений наполнения тканей. Действие механизмов, обуславливающих квазигармоническое проявление наблюдаемых процессов, связано с частотной, амплитудной и фазовой модуляцией пульсовой составляющей ГЛН сосудов.

Теоретический и практический интерес к анализу спектра представляет универсальная возможность идентификации составляющих циклически действующих механизмов и возможность применения к разным участкам тела (верхним и нижним конечностям, голове, грудной клетке и другим участкам).

Кроме того, в исследованиях может дополнительно использоваться ФГП, целенаправленно задающая условие, идентифицирующее их проявление в спектре. Примерами таких исследований являются управляемый ритм дыхания (в дыхательных пробах), изменение положения тела в пространстве (в ортостатической пробе), ФГП с дозированной компрессией тканей конечности, создание условий рабочей гиперемии скелетных мышц и органов. Эти пробы позволяют контролировать модулирующее действие пульсирующего ГЛН разных сосудов.

Из названных проб особо отметим ФГП с дозированной компрессионным воздействием на сосудистую систему [2]. При этом производится управление вкладом разных сосудистых составляющих объемных изменений в суперпозиции реакции и соответственно проявляемых в спектрах. Эти возможности перспективны для исследований ГЛН, как в сосудах отдельных органов, так и целостного организма.

Заключение

Таким образом, в работе представлена обобщенная схема влияния не учитываемых ранее факторов на параметр АД и получено математическое выражение, учитывающее влияние основных факторов, сопутствующих перемещению жидкостей в любом участке тела. Для экспериментального исследования этих факторов предложено использовать методы спектрального анализа известных сигналов, регистрируемых при изучении состояния организма.

Список литературы:

- 1.Беленький Ю. С. Фасция, её топография и прикладное значение с точки зрения анатома, хирурга и остеопата // СПб 2007, 251 с.
- 2.Чащин А.В., Попечителей Е. П. Функциональная проба с компрессионно объемно-метрическим преобразованием состояния тканей организма // Системный анализ и управление в биомедицинских системах N 4, т. 8, 2009, с. 858 - 864.
- 3.Попечителей Е.П., Чащин А.В. Методические аспекты мониторинга артериального давления в процессах управления состоянием сердечно-сосудистой системы при велоэргометрии // Известия СПбГЭТУ. - 2006. - Вып.1. - с. 5-14.
- 4.Чащин А.В., Попечителей Е.П. Анализ влияния эндогенных факторов на кровельмфононаполнение в сосудистой системе организма // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. М., № 1, 2012, с. 26-34

