

Оригинальные статьи

МОСКАЛЕНКО Ю. Е., ВАЙНШТЕЙН Г. Б.,  
ХАЛЬВОРСОН П., РЯБЧИКОВА Н. А.,  
ВАРДИ Т., ФАНАРДЖЯН Р. В.

## Неинвазивная оценка ликвородинамики и биомеханических свойств черепа у человека

*Институт эволюционной физиологии и биохимии им. И. М. Сеченова РАН, Санкт-Петербург*  
e-mail: [yurimos@mail.ru](mailto:yurimos@mail.ru)

### Реферат

Дано описание нового неинвазивного и динамичного методического подхода для объективной оценки изменений внутричерепной ликвородинамики и биомеханики черепа на базе одновременной регистрации транскраниальной доплерограммы и реоэнцефалограммы. Совместный анализ динамики изучаемых процессов производился с помощью адаптированных для этой цели компьютерных программ (Chart 5.4 и Canvas 6-11) за промежутки времени, ограниченный длительностью сердечного цикла, во время которого подъем артериального давления можно рассматривать как внешний «зондирующий» сигнал. Это позволило оценить в относительных единицах «податливость» черепа как биомеханической системы при пульсовом приросте внутричерепного давления, которое инициирует подвижность ликвора в черепе. Использование функциональных гемо- и ликвородинамических тестов позволяет выявлять пределы компенсационных возможностей системы внутричерепной гемолитородинамики. Апробация предлагаемого методического подхода у здоровых лиц в возрастном аспекте, у лиц преклонного возраста с нарушениями когнитивной функции мозга и при некоторых видах патологии показала его информационное значение и перспективность.

*Ключевые слова: внутричерепная ликвородинамика, механические свойства черепа, неинвазивные методы.*

## Moskalenko Yu. E., Weinstein G. B., Halvorson P., Ryabchikova N. A., Vardy T., Fanardjan R. V. Noninvasive evaluation of CSF dynamics and biomechanical skull properties in humans

*Institute of Evolutionary Physiology and Biochemistry, Russian Academy of Sciences, Saint-Petersburg*  
e-mail: [yurimos@mail.ru](mailto:yurimos@mail.ru)

### Abstract

In this paper a new noninvasive approach is described intended for objective evaluation of changes of CSF mobility and cranial compliance on the base of simultaneous recordings of transcranial dopplerogram and rheoencephalogram followed by their special computer processing. Complex analysis of dynamics of the recordings obtained was realized with the help of specially adapted for this purpose softwares Chart 5.4 and Canvas 6-11. For such analysis, the recordings within the limits of one cardiac cycle were taken, and systolic arterial pressure increase was suggested for intracranial liquid media as an external “sounding” signal.

It permits to evaluate, in comparative units, cranial compliance, using data about pulse arterial pressure increase which initiates the CSF mobility initiated by this process. The use of hemo- and CSF-oriented functional tests gives the possibility to establish the limits of compensatory capabilities of the systems of intracranial blood and CSF circulations. Application of this methodical approach for investigation of healthy persons of different age groups, of elderly persons with cognitive dysfunctions of cerebrovascular origin, and in some cases of brain pathology demonstrates the significant informative meaning of this method and its promising perspectives.

*Keywords: CSF-mobility, cranial compliance, noninvasive methods.*

Интерес к ликвородинамическим процессам в черепе и его биомеханическим свойствам значительно возрос за последние годы в связи с публикацией материалов об их существенной роли в механизме циркуляторно-метаболического обеспечения деятельности головного мозга [4, 13]. Поэтому оценка состояния кровоснабжения головного мозга и его резервных возможностей затруднительна без данных о ликвородинамике, особенно при цереброваскулярной патологии. Однако выявление роли этих процессов в функционировании механизма циркуляторного обеспечения деятельности головного

мозга пока связано с существенными трудностями. Для этой цели с успехом используется метод МРТ [7, 12, 16], возможности которого весьма широки, но такие исследования пока единичны, поскольку требуют уникального оборудования и существенных материальных затрат. Поэтому весьма актуальной представляется задача создания неинвазивного метода, который позволил бы динамично оценивать ликвородинамические процессы и выявлять особенности биомеханики черепа с использованием

доступной инструментальной техники, позволяющей производить не обременяющие существенно пациента многократные исследования.

Однако реализация такой задачи в достаточной степени сложна, поскольку ни одна из известных инструментальных методик, кроме методов компьютерной томографии, не позволяет изучать неинвазивно роль ликвородинамики и биомеханических свойств черепа в механизме циркуляторного обеспечения деятельности головного мозга. Более того, следует подчеркнуть, что нельзя решить такую задачу с помощью какой-либо одной методики. Действительно, системы внутричерепной гемодинамики и ликвородинамики, хотя они и функционируют в тесном взаимодействии в замкнутой полости черепа, обладающей некоторой податливостью, но тем не менее являются самостоятельными системами. Поэтому для того, чтобы выяснить функциональную значимость каждой из указанных систем, необходимо использовать не одну, а комплекс методик. Для такой цели можно ограничиться и двумя методиками, а именно, сочетанием методов транскраниальной доплерографии (ТКД) и реоэнцефалографии (РЭГ) [10]. Однако при этом следует, во-первых, отказаться от получения абсолютных значений исследуемых показателей, а, во-вторых, ограничить время исследования периодом одного сердечного цикла. В этом случае, с точки зрения системного подхода, артериальный пульс магистральных артерий мозга по отношению к единой интракраниальной гемодинамической системе можно полагать внешним «зондирующим» сигналом [8].

При таких условиях пульсовые изменения ТКД будут пропорциональны изменениям объема артерий в основании мозга [11]. Последние, в свою очередь, инициируют соответствующие изменения внутричерепного давления (ВЧД) и перемещения ликвора, что далее определяет пульсовой отток венозной крови от черепа [8]. Пульсовые волны РЭГ будут отражать изменения объемного соотношения между кровью и ликвором, инициированные пульсовыми изменениями ВЧД в регионе полости черепа, фиксированной положением РЭГ-электродов. Вследствие ограниченности общего объема жидких сред в полости черепа изменения РЭГ возможны лишь в том случае, если в зоне, охваченной РЭГ-электродами, происходят одновременные сопряженные изменения объема крови и ликвора, которые обладают разными значениями электрической проводимости. Изменения РЭГ, таким образом, отражают изменения объема ликвора, что, в свою очередь, характеризует его подвижность. В этом случае соотношение ТКД-РЭГ будет пропорционально зависимости «объем–давление» для черепа в период сердечного цикла.

Сказанное выше справедливо лишь в том случае, если исключены активные вазомоторные реакции сосудов мозга, что обеспечивается ограничением времени исследования длительностью сердечного цикла, поскольку латентный период таких реакций не менее 2,3 с. [9]. Исключается также влияние

медленных перетоков ликвора между полостями черепа и позвоночника, период которых составляет несколько секунд [5]. Вместе с тем одновременно зарегистрированные пульсации ТКД и РЭГ еще не дают возможности достоверно судить о ликвородинамике. Для этого необходимо соответствующим образом сопоставить регистрируемые процессы, что можно осуществить с помощью ряда компьютерных программ в определенной последовательности.

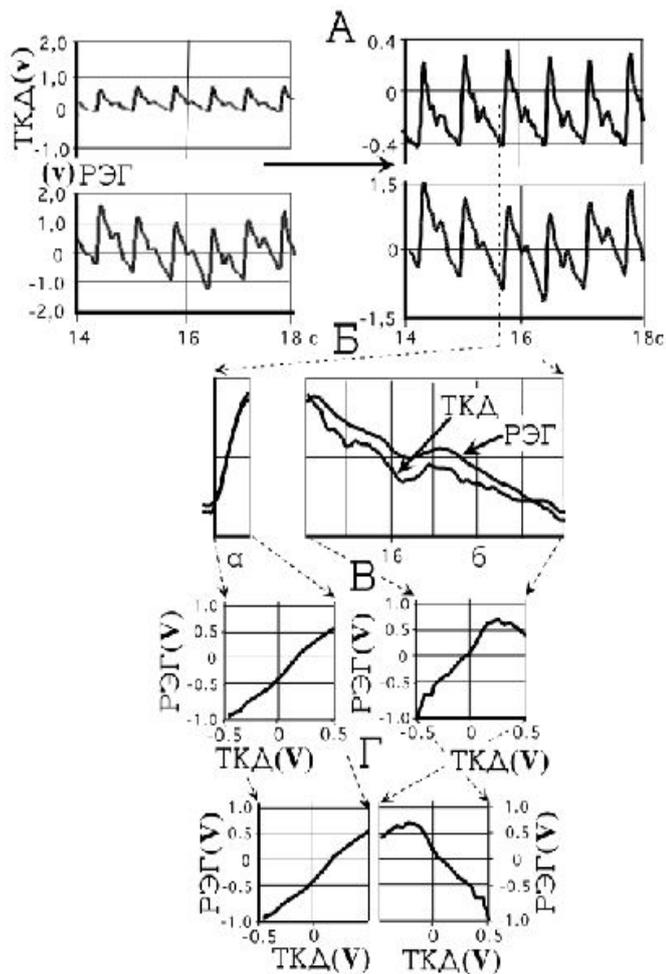
*Шаг первый:* выбор пульсового цикла для оценки ликвородинамики и биомеханических свойств черепа по результатам одновременной регистрации ТКД и РЭГ. Для регистрации указанных процессов следует использовать ПК «Mac» – (OS не ниже 10.4) или «Windows XP-Vista» с использованием программного обеспечения Chart 5.1 и аналого-цифрового преобразователя PowerLab-4. Важно также регистрировать дыхательные движения грудной клетки и ЭКГ, что способствует получению результатов, сопоставимых для разных состояний организма или у разных исследуемых лиц. Для анализа следует выбирать пульсовые циклы, относящиеся к определенной фазе дыхания (глубокий вдох или выдох), так как показатели внутричерепных пульсаций зависят от фазы дыхательного цикла даже при незначительном повышении ВЧД [1].

*Шаг второй:* геометрическое выравнивание пульсовых волн ТКД и РЭГ в «окне» программы Chart 5.1 (рис. 1, а). При этом истинная величина пульсаций ТКД и РЭГ сохраняется, но скоррелированное изменение их масштабов удобно для дальнейшего анализа.

*Шаг третий:* разделение пульсовых волн ТКД и РЭГ на восходящую (а) и нисходящую части (рис. 1, б). Это, в свою очередь, позволяет преобразовать исходную систему координат при регистрации данных «амплитуды ТКД и РЭГ – время» в координатную систему «амплитуда (ТКД) – амплитуда (РЭГ)» (рис. 1, в). При этом геометрически выровненные размеры пульсовых волн ТКД и РЭГ дают возможность выровнять координатные оси, представив их в виде сторон квадрата, что также не искажает исходных данных, а лишь изменяет их относительный масштаб.

*Шаг четвертый:* перенос полученных соотношений ТКД-РЭГ для восходящей и нисходящей частей пульсового цикла из программы Chart 5.1 в «окно» графической программы Canvas 6-11 на том же ПК. Это делает возможным выявлять объективные показатели подвижности ликвора и биомеханических свойств черепа. При таком переносе графики, показанные на рис. 1, в, не претерпевают каких-либо изменений.

*Шаг пятый:* унификация результатов анализа. Это позволит сравнивать результаты исследований, полученных в покое и при действии функциональных тестов, как при исследованиях одного и того же испытуемого в разных состояниях организма, так и у разных испытуемых. Первоначально следует сделать возможным получение унифицированных данных. С этой целью в «окне» программы Canvas 6



**Рис. 1.** Геометрическое выравнивание амплитуд ТКД и РЭГ, имеющих одинаковую размерность V (а); разделение пульсового цикла на восходящую и нисходящую части (б); и преобразование координат «амплитуда–время» в координаты «амплитуда – амплитуда» (в); изменение направления оси абсцисс графика нисходящей части пульсового цикла (г)

или 11 нужно ввести совмещенную стандартизованную матрицу для представления зависимостей ТКД-РЭГ в периоды роста и спада пульсового давления крови. Наиболее удобный вид такой матрицы представлен на рис. 2, а, где шкалой абсцисс являются относительные изменения пульсового давления: от минимального (начало пульсового цикла) до максимального (вершина пульсового цикла) и далее — до его минимального значения (завершение сердечного цикла). Таким образом, величина максимального пульсового значения находится на середине оси абсцисс. Шкала ординат является общей для периодов подъема и спада пульсового давления, которую следует разместить в точке минимального пульсового давления как в начале пульсового цикла, так и его конце. Правая и левая части матрицы должны представлять собой квадраты, тогда в дальнейшем сохранится пропорциональность соотношений ТКД-РЭГ для восходящей и нисходящей частей сердечного цикла. Для упрощения дальнейших расчетов величины сторон этих квадратов должны соответствовать какой-либо метрической единице, например, дюйму.

*Шаг шестой:* «перенос» в «окне» программы Canvas соотношения ТКД-РЭГ для восходящей и нисходящей частей сердечного цикла в стандартизованную матрицу (рис. 2, а). Для того чтобы кривые в координатах ТКД-РЭГ для восходящей и нисходящей частей сердечного цикла можно было в дальнейшем совместить, следует изменить ориентацию зависимости ТКД-РЭГ для нисходящей части сердечного цикла на ее «зеркальное» положение путем ее «поворота» на  $180^\circ$  (рис.1, г). Это легко осуществимо в «окне» программы Canvas 6 или 11. При таком «переносе» пропорциональность соотношений ТКД-РЭГ для восходящей и нисходящей частей сердечного цикла сохраняется. При этом следует учитывать, что две точки на переносимых кривых — это начало и конец сердечного цикла, в матрице являются фиксированными точками — соответственно точки (1) и (4) (рис 2, а). Другие две точки могут менять свое положение. Одна из них, точка (2), соответствует максимальной величине зависимости между ТКД и РЭГ. Эта зависимость начинается в точке (1) при  $\Delta P=0$  и достигает максимума при пересечении с вертикальной линией, берущей начало в точке максимального значения пульсового давления ( $\Delta P=\max$ ) — линия «а-а». При разных соотношениях ТКД-РЭГ его максимальная величина может занимать разное положение на этой линии, и, соответственно, точка (2) может перемещаться относительно этой прямой. Другой такой точкой является максимальное значение пульсового объема — точка (3). Эта точка может перемещаться относительно прямой, соединяющей максимальные значения пульсового объема (линия «б-б»). Расположение точки (3) определяется результатом совмещения кривой соотношения ТКД-РЭГ для нисходящей и восходящей частей сердечного цикла в точке (2), которая, соответствуя как в той, так и в другой зависимостях максимальной величине пульсового давления, и является для них общей точкой. Затем следует совместить точку завершения сердечного цикла зависимости ТКД-РЭГ для нисходящей его части с точкой (4). В результате этого преобразования определится величина истинного максимального значения пульсового прироста внутричерепного объема в поле матрицы, который, как правило, ниже линии «б-б», и точка (3) также будет ниже этой линии. В результате получается комплексная кривая, отражающая зависимость между ТКД-РЭГ для всего сердечного цикла (рис. 2, в).

*Шаг седьмой:* определение унифицированных показателей, характеризующих ликвородинамику и биомеханические свойства черепа. Для этого следует сопоставить кривую (рис. 2, в), комплексно отражающую объемные изменения черепа и ликвородинамические процессы, с результатами расчетов, в которых ликвородинамический компонент не учитывается. В последнем случае зависимость будет выглядеть в виде двух наклонных прямых, соединяющей точки (1)–(2) и точки (2)–(4), совмещение которых с комплексной зависимостью ТКД-РЭГ в одних и тех же координатах в период сердечного цикла позволяет выявить отклонения

расчетных и реальных данных (рис. 3). Именно эти отклонения являются основой для вычисления интересных показателей. Так, участок кривой ТКД–РЭГ в матрице, ограниченной точками (1) и (2), обычно близок к прямой и соответствует податливости полости черепа при пульсовом росте внутричерепного давления, а именно – степени его растяжимости. Объективно выразить величину растяжимости черепа можно величиной тангенса ( $Tg$ ) угла наклона прямой – пунктирная линия (1)–(2), аппроксимирующей зависимость ТКД–РЭГ в восходящей части сердечного цикла. Очевидно, что объем черепа меняется незначительно, но, учитывая, что «порция» ударного объема крови, которая увеличивает суммарный внутричерепной объем за период сердечного цикла составляет всего 3–5 мл, то и внутренний объем черепа должен измениться на величину порядка 0,2–0,4 %, что представляет собой реально возможную величину.  $Tg$  угла наклона аппроксимирующей прямой для здорового взрослого человека составляет величину порядка 0,7–0,9. Данный участок зависимости ТКД–РЭГ далеко не всегда линеен, но его отклонения от прямой линии несущественны.

Сопоставление расчетов, результаты которых показаны на рис. 3 (пунктирные линии), с реальной зависимостью ТКД–РЭГ для нисходящей части сердечного цикла позволяет выделить площадь, ограниченную точками (2)–(3)–(4), которая соответствует изменению объема ликвора в исследуемой области мозга, поскольку определяется преимущественно изменением РЭГ. Поэтому относительная величина этой площади пропорциональна значениям подвижности ликвора. Для того, чтобы вычислить эту величину, ее нужно сравнить с площадью одного квадрата матрицы. Вот почему, если для стороны квадрата, выражающего координаты осей матрицы, выбрана метрическая единица, то определение относительной величины подвижности ликвора с использованием тех же единиц сводится лишь к одному вычислению. Обычно величина площади (2)–(3)–(4) составляет 0,2–0,4 относительные единицы. Значение величины расстояния от вершины площади (2)–(3)–(4), т. е. точки (3), до линии «б-б», отнесенное к значению величины максимального изменения пульсового объема, пропорционально относительному уменьшению объема крови, вмещаемого черепом в период пульсового подъема артериального давления. На этом процесс анализа результатов одновременной регистрации ТКД и РЭГ завершается. Вычисление величин угла наклона прямой, аппроксимирующей зависимости ТКД–РЭГ и площади (2)–(3)–(4) возможно производить с помощью программы Canvas 6 или 11.

Учитывая, что все представленные выше шаги анализа исследуемых показателей в достаточной степени формализованы, имеется возможность их автоматизированного вычисления.

Таким образом, состояние ликвородинамики и биомеханических свойств черепа определяется по положению зависимости ТКД–РЭГ в матрице. Если точка (2) располагается ниже середины линии «а-а»,

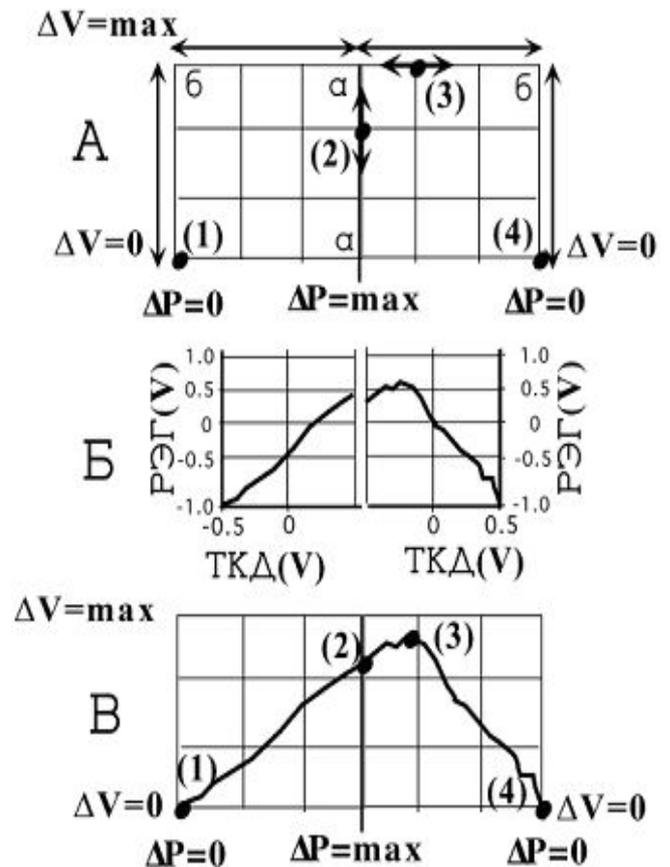


Рис. 2. Матрица с фиксированными размерами сторон составляющих ее квадратов и расположением точек для неискаженного переноса зависимостей «ТКД–РЭГ» в матрицу (а), перенесение графиков в координатах «ТКД–РЭГ» из «окна» программы Chart 5.1 (б) в программу

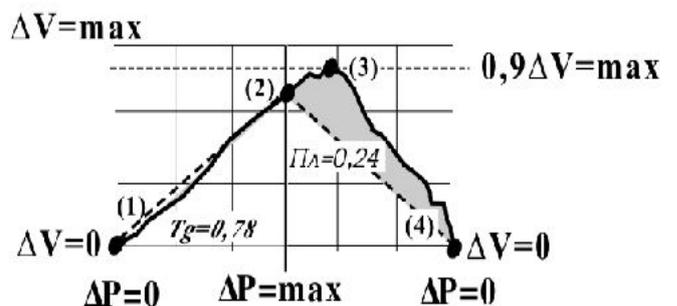
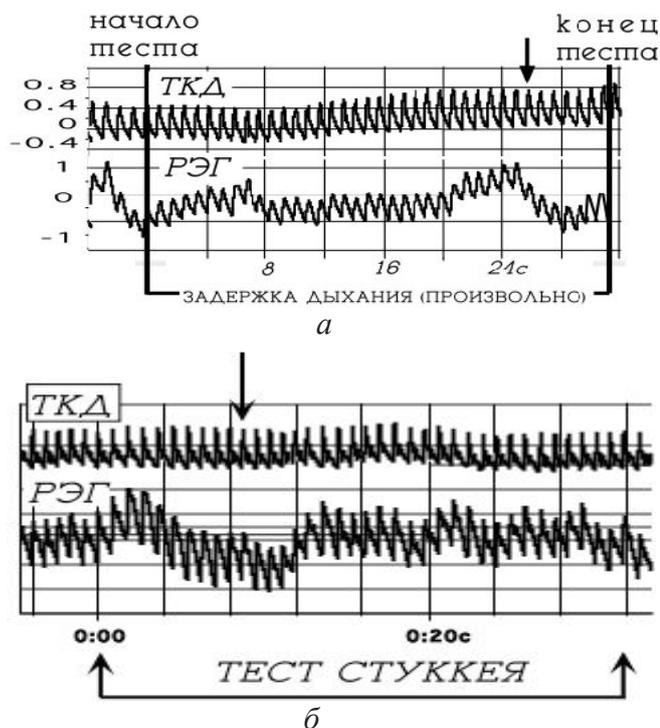


Рис. 3. Результат преобразований соотношения «ТКД–РЭГ» в стандартизованную матрицу для вычисления относительных величин подвижности ликвора (Пл), соответствующей площади фигуры – точки (2)–(3)–(4), и биомеханических свойств черепа ( $Tg$ ). Пунктиром показаны гипотетические изменения «ТКД–РЭГ» для модели, не включающей ликвор как среду, взаимодействующую с объемом крови в черепе



**Рис. 4.** Принцип выбора сердечного цикла для определения реакции на задержку дыхания *a*. Стрелка указывает на сердечный цикл, который следует выбрать для анализа с целью оценки ответной реакции; выбор пульсового цикла для оценки ответной реакции систем внутрочерепной гемодинамики и ликвородинамики на тест Стуккея *б*. Стрелкой указан сердечный цикл, который целесообразно выбрать для анализа эффективности данного функционального теста

а точка (3) ниже максимального значения пульсового объема (линия «б-б») более чем на 25–30 %, то это означает, что объемные ресурсы полости черепа существенно снижены. Если точка (3) находится на одной линии с точкой (2), это означает, что подвижность ликвора в черепе характеризуется крайне низкими значениями или вообще отсутствует. Представленный выше способ определения относительных величин подвижности ликвора и биомеханических свойств черепа применим только для весьма коротких промежутков времени, не более сердечного цикла. Для выявления особенностей функционирования системы ликвородинамики в целом целесообразно анализировать пульсовые изменения ТКД и РЭГ при воздействии функциональных тестов, направленно изменяющих либо объем крови, либо объем ликвора в черепе [6]. В качестве первой нагрузки можно использовать произвольную задержку дыхания, а второй — тест Стуккея — умеренное надавливание на область живота, что вызывает рост кровенаполнения венозных сплетений позвоночника и перемещение некоторого объема ликвора в череп. Для того, чтобы информационная значимость функциональных тестов была высокой, важно четко регламентировать их приложение и выбор пульсового цикла для анализа.

При произвольной задержке дыхания реакция на изменение состава газовой среды в крови выражается первоначально в подъеме уровня РЭГ и ро-

сте амплитуды пульсовых волн ТКД (рис. 4, *a*). Это происходит через 10–20 с от начала теста, затем, спустя еще 5–10 с, наблюдается возрастание пульсаций и снижение уровня РЭГ, что свидетельствует о развитии дилататорной реакции сосудов мозга, что отмечено стрелкой на рис. 4, *a*. Именно один из этих пульсовых циклов следует использовать для сопоставления с пульсовым циклом, предшествующим задержке дыхания, и определить таким образом относительную величину цереброваскулярной реактивности.

При использовании ликвородинамического функционального теста Стуккея отмечено, что непосредственно после его начала происходит падение уровня РЭГ из-за перемещения ликвора в полость черепа, но спустя 5–8 с уровень РЭГ начинает восстанавливаться вследствие развития компенсаторной реакции (рис. 4, *б*). В этом случае для анализа следует использовать пульсовый цикл, соответствующий минимальному значению уровня РЭГ (отмечено стрелкой на рис. 4, *б*), что соответствует максимальному изменению ВЧД, вызванному переток ликвора.

Информативным может оказаться и сопоставление результатов, полученных в разные фазы дыхательного цикла, поскольку при дыхании меняется объем венозной крови в черепе. Выраженность изменений показателей ликвородинамики при дыхании зависит, в свою очередь, от уровня ВЧД, и в этом может заключаться их значимость.

Апробация представленного выше методического подхода производилась как на здоровых лицах, так и при определенных видах патологии. Так, например, исследования здоровых лиц разных возрастных групп от 20 до 80 лет показали, что с возрастом, до 40–50 лет, ликвородинамика падает, а затем вновь восстанавливается [2, 3]. Важно отметить, что у возрастной группы 40–50 лет наблюдаются сравнительно наиболее неблагоприятные условия для циркуляторно-метаболического обеспечения головного мозга. Последнее коррелирует с результатами психофизиологического обследования тех же лиц для выяснения состояния их когнитивных функций, определяющих уровень интеллектуальных возможностей, с использованием нового психологического метода «Прогнозис-2» [14]. Сопоставление данных о ликвородинамике и биомеханических свойствах черепа у лиц пожилого возраста с признаками старческой деменции показало, что имеется четкая зависимость между величиной изменения этих показателей по сравнению с той же возрастной группой без признаков деменции, со степенью снижения когнитивной функции мозга [15].

Таким образом, определение показателей ликвородинамики и биомеханических свойств черепа в покое и на фоне функциональных тестов при разных состояниях организма открывает возможность оценить их вклад в данной конкретной ситуации в механизм циркуляторного обеспечения деятельности головного мозга.

*Работа выполнена при поддержке Beckley Foundation (U.K.), Bodiflo (Australia), ITAG (USA).*

## Литература

1. Вайнштейн, Г. Б. Динамика центрального венозного, артериального и ликворного давлений при введении полиэтиленгликоля / Г. Б. Вайнштейн, Л. Е. Пинегин // Физиол. журн. СССР. — 1980. — Т. 66. — № 9. — С. 1369–1375.
2. Москаленко, Ю. Е. Биомеханические свойства черепа человека : возрастные аспекты / Ю. Е. Москаленко [и др.] // Журн. эволюцион. биохимии и физиол. — 2008. — Т. 44. — № 5. — С. 513–520.
3. Москаленко, Ю. Е. Возрастные особенности взаимосвязей между мозговым кровотоком, ликвородинамикой и биомеханическими свойствами черепа человека / Ю. Е. Москаленко [и др.] // Рос. физиол. журн. им. И. М. Сеченова. — 2007. — Т. 93. — № 7. — С. 788–798.
4. Москаленко, Ю. Е. Возрастные особенности соотношения показателей функционирования систем внутричерепной гемо- и ликвородинамики / Ю. Е. Москаленко [и др.] // Журн. эволюц. биохимии и физиол. — 2006. — Т. 42. — № 6. — С. 602–610.
5. Москаленко, Ю. Е. Медленноволновые колебания в кранио-сакральном пространстве : гемолитородинамическая концепция происхождения / Ю. Е. Москаленко [и др.] // Росс. физиол. журн. им. И. М. Сеченова. — 2008. — Т. 94. — № 4. — С. 441–447.
6. Москаленко, Ю. Е. Принципы исследования сосудистой системы головного мозга человека / Ю. Е. Москаленко, В. А. Хилько. — Л. : Наука, 1984.
7. Czosnyka, M. Cerebrospinal fluid dynamics / M. Czosnyka [et al] // *Physiological Measurements*. — 2004. — Vol. 25. — P. R51–R76.
8. Moskalenko, Yu. E. Biophysical aspects of cerebral circulation / Yu. E. Moskalenko [et al]. — Oxford : Pergamon Press, 1980.
9. Moskalenko, Yu. E. LCBF changes in rat somatosensory cortex during whisker stimulation monitored by dynamic H<sub>2</sub> clearance / Yu. E. Moskalenko [et al] // *Internat. J. of Psychophysiol.* — 1996. — Vol. 21. — P. 45–59.
10. Moskalenko, Yu. E. Principles de representation objective des resultants du traitement osteopathique cranium / Yu. E. Moskalenko // *ApoStill (Le journal d'Osteopathie France)*. — 2000. — № 7. — P. 22–30.
11. Moskalenko, Yu. E. Wave phenomena in movements of intracranial liquid media and the Primary Respiratory Mechanism / Yu. E. Moskalenko, T. E. Kravchenko // *Amer. Acad. Osteopath. Journal*. — 2004. — Vol. 14 (2). — P. 29–40.
12. Ohara, S. MR imaging of CSF pulsatory flow and its relation to intracranial pressure / S. Ohara [et al] // *J. Neurosurg.* — 1988. — Vol. 69. — P. 675–682;
13. Rosenberg, G. Brain fluids and metabolism / G. Rosenberg. — Oxford : Oxford University Press, 1990.
14. Ryabchikova, N. A. The probability prognosis neurophysiological is a factor cognition human activity / N. A. Ryabchikova // *Neuroscience for medicine and psychology. Proc. of the 2nd Internat. Interdisciplinary Congress. Sudak, Crimea, Ukraine*. — 2006. — P. 155–157.
15. Ryabchikova, N. Relation of CBF, CSF mobility and skull mechanics with cognitive brain function in the aged persons / N. Ryabchikova [et al] // *Proc. 19th IAGG World Congress (Paris, 2009)*. — 2009. — Vol. 13. — Suppl. 1. — P. S240.
16. Ursino, M. Intracranial pressure dynamics in patients with acute brain damage / M. Ursino [et al] // *J. Appl. Physiol.* — 1997. — Vol. 82. — № 4. — P. 1270–1282.