

ОЦЕНКА КРАНИОСПИНАЛЬНОГО КОМПЛАЙНСА

Атисков Ю.А.¹, Самочерных К.А.², Хачатрян В.А.²¹ Институт специальных технологий Российской академии наук, Санкт-Петербург² РНХИ им. проф. А. Л. Поленова — филиал СЗФМИЦ им. В.А. Алмазова» Минздрава России, Санкт-Петербург

Цель. Уточнение состояния краниоцеребрального соотношения, биомеханических свойств краниоспинальной системы (КСС) и ликворообращения имеет большое значение при диагностике и лечении ряда заболеваний нервной системы, сопровождающихся развитием гидроцефального, гипертензионного и дислокационного синдромов. Распространенный метод оценки биомеханических свойств и ликворообращения сводится к проведению инфузионно-ликворного теста (парциальному введению физиологического раствора в ликворную систему и измерению динамики ликворного давления). Метод травматичен, поэтому имеет ограниченное применение.

Материал и метод. Исследовали биомеханические свойства КСС (комплаинс, PVI-индекс, сопротивление резорбции СМЖ, кривые инфузионно-нагрузочного теста) по распространенной методике А. Marmarou. Проведен анализ результатов 126 инфузионно-нагрузочных исследований внутричерепного давления (ВЧД) у 116 пациентов с гипертензионной гидроцефалией различной этиологии.

Результаты. Установлено, что между ВЧД, комплаинсом КСС и амплитудой пульсовых колебаний ВЧД существует взаимосвязь, которая может быть формализована. Пульсовая волна, поступающая в мозг во время систолы, рассматривается как модель инфузионного теста.

Заключение. Выведена формула, основанная на взаимосвязи, позволяющей использовать физиологические ликвородинамические пробы с введением 2–5 мл физиологического раствора для получения точных данных о биомеханических свойствах КСС и ликворообращения.

Ключевые слова: мозговой комплаинс, биомеханические свойства краниоспинальной системы, математическая модель ликворообращения.

Objective. The clarification of craniocerebral correlation, biomechanical characteristics of craniospinal system (CSS) and cerebrospinal fluid (CSF) dynamics has the significant importance for diagnostics and treatment of some pathology of central nervous system accompanied by development of hydrocephalic, hypertensive and dislocation syndromes. The widely used method for estimation of biomechanical characteristics and CSF dynamics reduces to performance of infusive-liquor test (partial infusion of physiological saline into CSF system and measurement of CSF pressure dynamics). This method is traumatic that is why it has limited application.

Material and methods. The biomechanical characteristics of CSS (compliance, PVI-index, resistance to CSF absorption, curves of infusive-liquor test) were studied using widespread method of A. Marmarou. The analysis of 126 infusive-liquor examinations of intracranial pressure (ICP) in 116 patients with hypertensive hydrocephaly of various etiology was conducted.

Results. The correlation which could be formalized was determined between ICP, CSS compliance and range of ICP pulse waves. The pulse wave going into brain during systole can be considered as model of infusive test.

Conclusion. The formula based on correlation which allows using physiological liquor dynamics tests with infusion of 2–5 ml of physiological saline for obtaining the accurate data about CSS biomechanical characteristics was created.

Keywords: cerebral compliance, biomechanical characteristics of craniospinal system, mathematical model of liquor dynamics

Введение. В патогенезе развития и декомпенсации ряда заболеваний нервной системы главную роль играют нарушение ликворообращения, развитие краниоцеребральной диспропорции, деформации и дислокации мозга [2, 6, 8–10, 17]. Патогенетические механизмы сводятся к увеличению внутричерепного объема (отек, гематома, гидроцефалия и др.), а саногенетические механизмы — к попыткам компенсации этого дополнительного интракраниального объема [1, 7, 11, 13, 14, 16].

Соотношение патологических и саногенетических механизмов во многом определяет течение и прогноз заболевания. Еще в начале 70-х гг. прошлого века было установлено, что посредством введения в краниоспинальную систему (КСС) дополнительного объема и измерением динамики внутричерепного давления можно моделировать

и определять прогноз развития гидроцефально-гипертензионного и дислокационного синдромов [4, 8, 11, 14, 15, 17, 18].

В итоге А. Marmarou и соавт. (1976) предложили получивший в настоящее время широкое распространение метод количественной оценки показателей ликворообращения (скорость продукции, сопротивление резорбции спинномозговой жидкости (СМЖ), соотношение «давление—объем», комплаинс и упругость КСС). Во время этих исследований в ликворную систему болюсно или непрерывно вводят 20–40 мл физиологического раствора и измеряют временные параметры подъема и последующего возвращения исходного уровня внутричерепного давления (ВЧД). Метод травматичен (требует увеличения ВЧД в несколько раз), поэтому часто непригоден в диагностике

и лечении тяжелых больных, которым это исследование особенно важно [8, 14, 15, 18]. Очевидна необходимость разработки менее травматичного и доступного способа исследования ликворообращения и биомеханических свойств КСС.

Теоретические основы способа дискретной оценки мозгового комплайенса. Одной из основных характеристик КСС является $P(V)$ зависимость (зависимость ВЧД от объема содержимого КСС). Статическая зависимость $P(V)$ является монотонно возрастающей нелинейной функцией и, как правило, имеет квазилинейные и экспоненциальные участки с несколькими особыми точками (точками перегиба и т. п.) [17]. Величина производной статической $P(V)$ зависимости характеризует упругость КСС $E = dP / dV$. Величина, обратная упругости, определяет эластичность КСС (краниоспинальный комплайнс) $C = 1/E$. Вследствие того, что зависимость $P(V)$ для каждого пациента является величиной неизвестной, прямое измерение упругости и эластичности не представляется возможным.

В соответствии с концепцией болюсной дискретной оценки мозгового комплайенса (МК) при проведении ликвородинамических исследований принято производить дискретные во времени увеличения (уменьшения) объема содержимого КСС путем болюсного введения / выведения известного объема жидкости (рис. 1), оценивать величины ВЧД до и после введения (выведения) и рассчитывать следующие величины:

$$1. \text{ Индекс } PVI_{P_0} = \frac{dV_0}{\log(P_p / P_0)} \quad \text{в точке } P_0(V_0), (1)$$

где dV_0 — известное приращение объема ликвора (объем болюса жидкости); P_p — значение давления после приращения объема; P_0 — значение давления до приращения объема.

$$2. C_d = 0,4343PVI / P_0 (2)$$

При этом величину C_d принято считать количественной мерой мозгового комплайенса C (эластичности КСС).

Как следует из приведенных выше соотношений (1) и (2), для оценки мозгового комплайенса C_d (в соответствии с [15]) необходимо измерение изменения ВЧД во времени (мониторинг ВЧД) и расчет индекса PVI .

Для оценки эффективности использования формул (1) и (2) при интраоперационном определении МК нами была разработана математическая модель изменения PVI и C_d для линейно-экспоненциальной (ЛЭ) $P(V)$ зависимости в соответствии с [15]. Представленная зависимость ЛЭ-типа рассчитана через равномерные отсчеты объема $dV = 0,0025$ мл при изменении общего объема от 3 до 18 мл (рис. 2). При значении объема от 3 до 11 мл в указанной зависимости преобладает линейно-нарастающий участок, а при объеме свыше 11 мл — экспоненциальный. Значение ВЧД при объеме 11 мл равно 100 мм вод. ст. Единицы измерения давления и связанных с ним величин везде приведены в мм вод. ст. и мл.

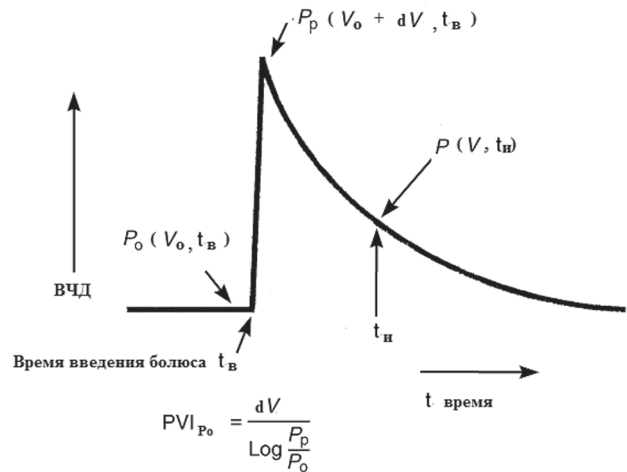


Рис. 1. Иллюстрация болюсного способа дискретной оценки МК [14].

Fig. 1. Image of bolus method of CC (cerebral compliance) discrete valuation [14].

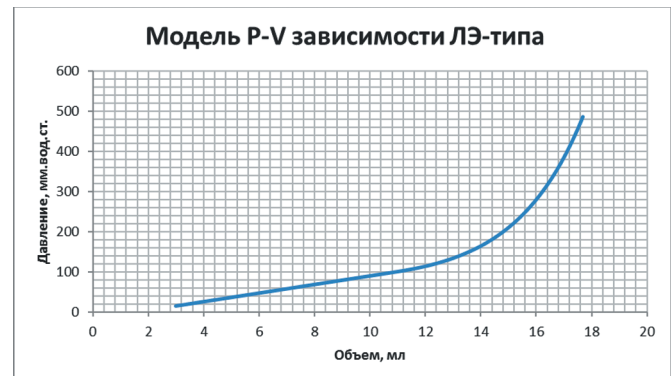


Рис. 2. График $P(V)$ зависимости ЛЭ-типа
Fig. 2. Graph of $P(V)$ of LE-type correlation

Значение упругости КСС $E = dP/dV$ в зависимости от давления для представленной выше $P(V)$ зависимости показано на рис. 3.

На рис. 3 при значении давления 100 мм вод. ст. наблюдается переход (излом) вида графика упругости $E = dP / dV$ из горизонтального в линейно нарастающий.

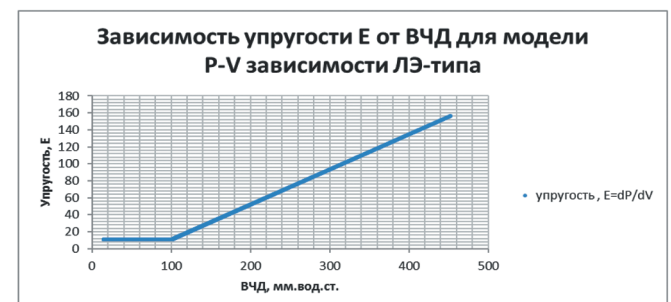


Рис. 3. График зависимости упругости от ВЧД для $P(V)$ зависимости ЛЭ-типа
Fig. 3. Graph of correlation between elasticity and ICP for $P(V)$ of LE-type correlation

Значение краниоспинального (мозгового) комплайнса $C = 1/E$ в зависимости от давления для представленной выше $P(V)$ зависимости показано на рис. 4, где при значении давления 100 мм вод. ст. наблюдается резкое уменьшение мозгового комплайнса $C = 1/E$ при последующем увеличении давления.

Для сравнения были рассчитаны значения комплайнса C_d в соответствии с формулой (2) для трех значений объема болюса $dV_6 = 1, 4$ и 8 мл соответственно (рис. 5). Как следует из анализа представленных данных, с увеличением объема вводимого болюса dV_6 увеличивается ошибка оценки расчетных характеристик C_d по сравнению с «истинным» значением комплайнса $C = 1/(dP/dV)$. Особенно на линейном участке $P(V)$ зависимости. Для объема болюса 1 мл ошибка составляет до 25% на линейном участке $P(V)$ зависимости и 0–3% на экспоненциальном участке. Для объема болюса 4 мл ошибка составляет до 100% на линейном участке $P(V)$ зависимости до 0–45% на экспоненциальном участке.

С увеличением объема болюса до 4 мл величина ошибки увеличивается в 2 и более раза. Кроме этого, точка «излома» производной $P(V)$ зависимости смещается от истинного значения.

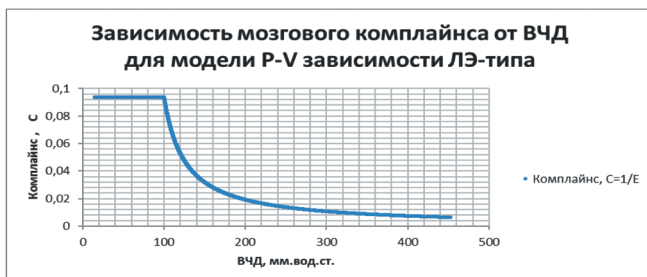


Рис. 4. График зависимости краниоспинального комплайнса $C = 1/E$ от ВЧД для $P(V)$ зависимости ЛЭ-типа
Fig. 4. Graph of correlation between craniospinal compliance $C = 1/E$ and ICP for $P(V)$ of LE-type correlation

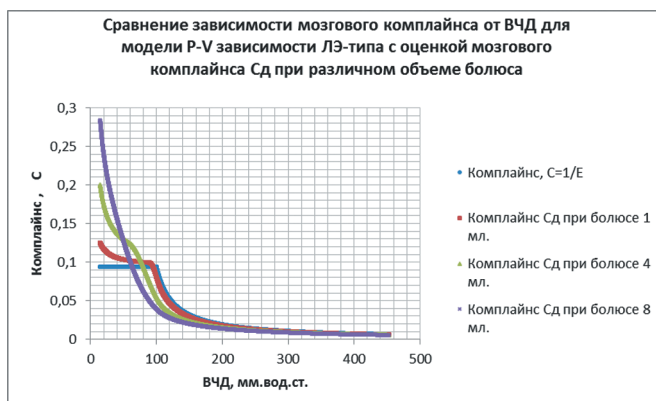


Рис. 5. Графики сравнения зависимости мозгового комплайнса $C = 1/(dP/dV)$ с оценкой мозгового комплайнса C_d в зависимости от ВЧД при различных объемах болюса
Fig. 5. Graphs of comparison of correlation for correlation of cerebral compliance $C = 1/(dP/dV)$ with estimation of cerebral compliance C_d in depends on ICP in case of various volumes of bolus

Причиной появления таких ошибок является методологическая погрешность самого алгоритма дискретной оценки комплайнса C_d по формуле (2), ориентированной только на экспоненциальную $P(V)$ зависимость.

Поэтому для расчета параметров по формулам (1) и (2) и приближения оценки параметров к истинным значениям объем dV_6 должен быть как можно меньше. Однако при этом увеличивается количество дискретных введений объемов dV_6 для исследования всего диапазона $P(V)$ зависимости, соответственно увеличивается время исследований. Это обстоятельство является первым ограничением применимости способа дискретной болюсной оценки МК для интраоперационного мониторинга.

Вторым ограничением является собственно дискретность во времени процесса болюсных исследований и, как следствие, ограниченное количество получаемых оценок параметров для различных точек зависимости $P(V)$, приводящее к возможности пропуска особых точек, таких как точка «излома» производной $P(V)$ зависимости и получения большой ошибки в оценке параметров КСС.

Отметим также, что оценка комплайнса C_d возможна только непосредственно в момент введения тестового объема dV_6 , поскольку вследствие действия компенсаторных механизмов КСС болюсное изменение объема внутриполостной жидкости сопровождается последующими уравновешивающими процессами приведения объема содержимого КСС $V(t)$ к исходному (или равновесному) состоянию:

$$V(t) = V_0 + dV_6 - V_k(t) \text{ для } t = T_b \text{ до } T_n, \quad (3)$$

где V_0 — объем содержимого КСС до введения болюса; dV_6 — объем болюса; $V_k(t)$ — функция изменения объема в результате действия компенсаторных механизмов; T_b — время введения болюса; T_n — время достижения равновесного состояния.

В зависимости от характера компенсаторных механизмов КСС интервал времени T_b — T_n теоретически может быть равен от 0 до бесконечности. Поэтому попытка использовать C_d в любой другой момент времени, отличный от времени введения болюса, должна приводить к некорректному результату вследствие действия компенсирующей функции $V_k(t)$, характер поведения которой априори неизвестен.

Таким образом, дискретный болюсный способ оценки комплайнса C_d не обеспечивает непрерывную оценку МК, что также приводит к пропуску «особых» точек зависимости $P(V, t)$. Более того, время (интервал) от одного введения до другого при этом практически не используется для оценки МК, что приводит к необоснованному увеличению общего времени исследования. На устранение этих ограничений были направлены исследования корреляции волновых составляющих ВЧД и мозгового комплайнса.

Теоретические основы способа непрерывной оценки мозгового комплайнса. Для быстрой и непрерывной оценки характера поведения МК J. Szewczykowski и соавт. (1977) предложили способ

оценки МК, основанный на оценке корреляционной зависимости между колебаниями ВЧД на частоте сердечного ритма F_i и основным (средним) уровнем ВЧД [18]. В его основу был положен тот факт, что кривые давления показывают, что добавление того же количества жидкости в интракраниальное пространство на различных уровнях основного ВЧД обеспечивает различные амплитуды его колебания (рис. 6).

Там же показано, что изменения МК коррелируют с изменением амплитуды периодических колебаний ВЧД, обусловленных физиологическими колебаниями кровотока на объем $dV_{пер}$:

$$A_n = dV_{пер} / C$$

$$\text{или } C_n = dV_{пер} / A_n \quad (4)$$

Однако вследствие того, что величина $dV_{пер}$ является априори неизвестной, количественную оценку выражение (4) не дает, соответственно эффективность его использования в клинической практике весьма ограничена.

Для снятия указанных выше ограничений мы рассмотрели волновые колебания ВЧД с точки зрения «постоянно возникающих естественных инфузионно-нагрузочных тестов (ИНТ)». На рис. 7 и 8 представлены соответственно фрагмент реального болюсного ИНТ и его модель.

На рис. 8 обозначены: $P_{ср}^0$ — среднее давление до введения болюса; $P_{ср}^1$ — среднее давление после введения болюса; A_n^0 — амплитуда колебания давления до введения болюса; A_n^1 — амплитуда колебания давления после введения болюса; $P_{ср}^0$ — среднее давление между $P_{ср}^0$ и $P_{ср}^1$.

При этом указатель «А» соответствует схеме изменения давления при введении болюса с известным объемом dV_6 , указатель «Б» соответствует схеме изменения ВЧД при «естественном» изменении давления под действием кровотока на частоте сердечных сокращений до введения болюса, а указатель «В» соответствует схеме изменения давления при «естественном» изменении

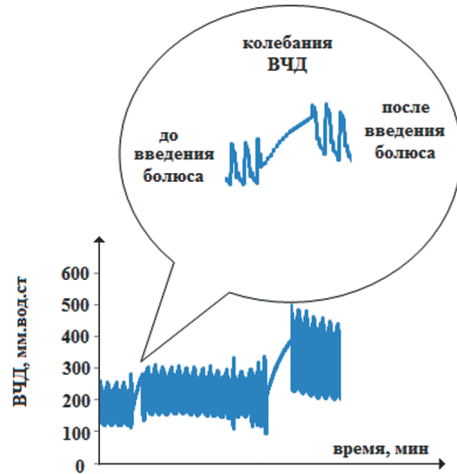


Рис. 7. График фрагмента болюсного ИНТ
Fig. 7. Graph of bolus ICP fragment

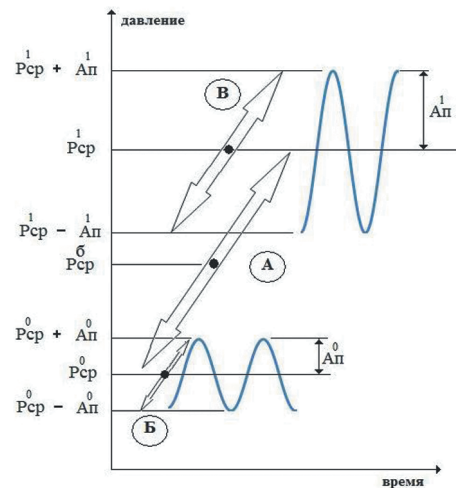


Рис. 8. Схема болюсного ИНТ
Fig. 8. Scheme of bolus ICP

давления под действием кровотока на частоте сердечных сокращений после введения болюса. Таким образом, рассматривая схему однократного введения болюса, можно говорить об анализе по сути нескольких ИНТ — с объемом dV_6 , являющимся известной величиной, и объемом $dV_{пер}$ — априори неизвестным.

В общем виде в выражение для дискретной оценки PVI_d имеет вид (1):

$$PVI = dV_6 (Lg(P_p / P_o))^{-1}.$$

Тогда для «естественного» изменения давления под действием кровотока на частоте пульса (случай «Б» и «В», рис. 8)

$$PVI_n = dV_n / 2 (Lg((P_{ср} + A_n) / P_{ср}))^{-1}$$

или

$$PVI_n = dV_n / 2 * (Lg(1 + A_n / P_{ср}))^{-1} \quad (5)$$

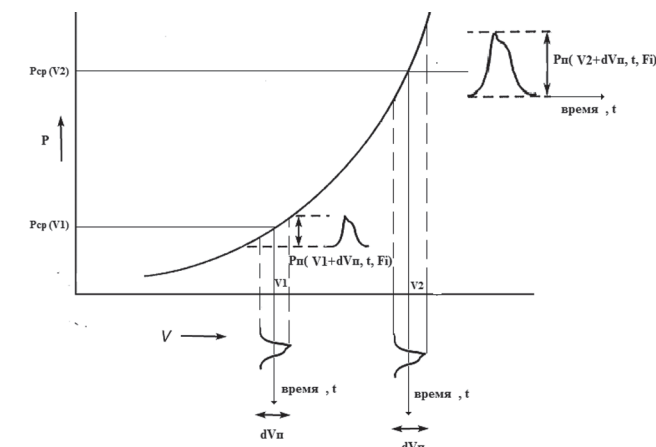


Рис. 6. График изменения амплитуды периодических колебаний ВЧД на разных уровнях среднего ВЧД [18]
Fig. 6. Graph of changes of amplitude of periodic ICP fluctuations at various levels of median ICP [18]

Учитывая [3], что $\ln(1+x) = x$ при $x \geq 1$, (6) выражение для оценки PVI_n :

$$PVI_n = dV_n / 2 * P_{cp} / A_n / 0,4343 \quad (7)$$

И выражение для оценки МК (2) принимает вид:

$$C_n = 0,4343 * PVI_n / P_{cp} = dV_n / 2 / A_n \quad (8)$$

что соответствует формуле (4).

Выражение (8) представляет собой непрерывную оценку МК в любой момент времени для среднего давления P_{cp} и соответствующей этому давлению амплитуды волновых колебаний.

Проведя выкладки для случаев «А» и «В», можно получить аналогичные выводы — на среднем давлении между начальным и конечным уровнями давления, используемыми для оценки, величина PVI и МК соответствует (7) и (9). Более того, можно утверждать, что значение мозгового комплайенса C_{pi} при любом давлении P_i (где $i = 0, \dots, P$) может быть определено как с использованием (8)

$$C_i = C_n = dV_n / 2 / A_n,$$

так и с использованием (2)

$$C_i = C_d = 0,4343 * dV_n / P_{cp} * PVI_d$$

с учетом того, что в каждой i точке времени $C_d = C_n$, вычисляется значение

$$dV_n = dV_n K_d / K_n \quad (9)$$

где $K_d = 1 / (\log((P_{cp} + A_n) / (P_{cp} - A_n)))$;

$$K_n = P_{cp} / 2 / A_n / 0,4343.$$

Таким образом, нами сформулирован способ непрерывной количественной оценки мозгового комплайенса [1, 11, 12], заключающийся в однократной дискретной оценке МК и расчете коэффициента K_m , последующей оценке dV_n по (9) и дальнейшей непрерывной оценке PVI и МК соответственно по (7) и (8).

Для оценки эффективности подобного подход к оценке МК нами проведена сравнительная оценка значений мозгового комплайенса по результатам мониторинга ВЧД при проведении ИНТ с помощью дискретного и непрерывного способа оценки МК.

Сравнительный анализ способов оценки мозгового комплайенса. Материалы и методы. Для сравнительного анализа использовались результаты 126 ИНТ с использованием болюсной методики у 116 пациентов с различными заболеваниями, связанными с внутричерепной гипертензией. Исследования проводились после компьютерной томографии или МРТ в начальной стадии нейрохирургического вмешательства в операционной под контролем состояния больных с помощью штатной аппаратуры нейрофизиологического контроля.

Исследования проводились пациентам, которым ИНТ был необходим по медицинским показаниям.

Регистрацию значений ВЧД проводили одновременно с помощью серийно выпускаемых при-

боров для измерения ВЧД, показания которого записывались в память персонального компьютера для последующей обработки с использованием дискретного и непрерывного способа оценки МК.

После соединения измерительной системы с вентрикулярным катетером производилась автоматическая запись фонового (исходного) значения давления внутри желудочка мозга в течение 1—2 мин с помощью интраоперационного нейромонитора и производилась ручная (запись в журнале проведения ИНТ) регистрация показаний давления с индикаторов прибора. После этого выполнялись выведение 1—4 мл СМЖ со скоростью 1 мл/с с помощью шприца с регистрацией показаний давления в течение 1—2 мин. СМЖ направляли на дальнейшие биохимические исследования. По достижении стабилизации показаний ликворного давления производили 2—6-кратный болюсный нагрузочный тест с введением 4 мл стерильного 0,9% хлорида натрия для внутривенных инъекций с контролем и записью показаний значений ВЧД. При возникновении изменений в показаниях аппаратуры контроля состояния пациента (изменение артериального давления и работы сердечно-сосудистой системы) или появлении волн «плато» манипуляцию прекращали.

Расчеты производились независимо с использованием дискретного и непрерывного способов оценки МК. Однако для каждого пациента количество полученных дискретных оценок ограничивалось количеством манипуляций введения / выведения болюса, которых, как правило, было от 2 до 6 вследствие ограниченности времени проведения исследования. Полученные дискретные оценки были сведены в базу данных № 1.

В то же время непрерывную оценку МК производили для каждого отсчета изменения ВЧД на протяжении всего проведения ИНТ с высокой дискретностью (до 200 отсчетов в секунду). Каждую запись ИНТ подвергли спектральному преобразованию с использованием обобщенного метода Фурье с целью обособленного выделения амплитудно-частотных составляющих волновых колебаний ВЧД для последующего корреляционного анализа. Результаты выделения амплитудно-частотных составляющих волновых колебаний ВЧД в виде массивов данных для каждой частотной составляющей сводились в общую базу данных № 2.

Таким образом, исходными данными для анализа были 2 базы данных:

1. База данных № 1 (БД1), в которой были сведены результаты дискретной оценки среднего ВЧД до и после манипуляции введения / выведения, значений индекса PVI_d , упругости E_d , мозгового комплайенса C_d для каждого пациента. Всего от 2 до 6 оценок для каждого пациента (по количеству манипуляций).

2. База данных № 2 (БД2), содержащая массив значений результатов измерения ВЧД и его амплитудно-частотных составляющих в зависимости от времени. Всего от 15 000 до 25 000 значений для каждого пациента в зависимости от времени проведения ИНТ.



Рис. 9. Графики зависимости среднего давления и амплитуды пульсовой волны от времени
Fig. 9. Graphs of correlation between average pressure and amplitude of pulse wave from time

На рис. 9 показан фрагмент БД2, синхронизированный во времени с исходными значениями ВЧД, значениями P_{cp} и A_p .

Расчет значений мозгового комплайенса и индекса PVI производился для дискретных оценок в соответствии с (1) и (2), а для непрерывных оценок в соответствии с выражениями (7), (8) и (9), представленными в табл. 1.

Таблица 1 / Table 1

Расчетные формулы для дискретного и непрерывного способа оценки параметров ликвородинамики / Calculation formulas for discrete and continuous methods of estimation of CSF dynamic parameters

Параметр	Дискретный болюсный способ (А. Marmarou и соавт., 1973)	Предложенный непрерывный способ
Определение мозгового комплайенса C	$C = \frac{0,4343PVI}{P}$	$C = \frac{dV_p}{2A_p}$
Определение резервного объема КСС, PVI	$PVI = \frac{dV}{\lg \frac{P_p}{P_0}}$	$PVI = \frac{PdV_p}{2A_{p0,4343}}$

Главная отличительная особенность непрерывной оценки заключалась в использовании только величин изменения объема интракраниального содержимого на частоте пульса dV_p , значений амплитуды колебания ВЧД на частоте пульса A_p и среднего значения ВЧД P .

Значения зависимостей $C_d(t_{\text{введения}})$ и $C_n(t)$ в момент введения / выведения болюса для всех исследований имели среднее расхождение не более 15%, но при использовании способа непрерывной обработки значение комплайенса мозга контролировалось постоянно, а не только в дискретные моменты введения болюсов, что позволяет говорить о непрерывном мониторинге МК. Именно непрерывный мониторинг МК необходим для своевременного обнаружения тенденции уменьшения мозгового комплайенса.

Взаимный анализ оценки упругости мозга $E_d = 1 / C_d$ и $E_n = 1 / C_n$ относительно среднего давления (рис. 10) показывал, что характер зависимости непрерывной оценки E_n имеет кусочно-линейную аппроксимацию с характеристическими значениями:

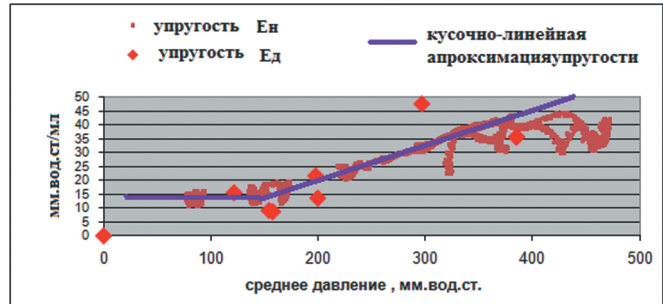


Рис. 10. График зависимости оценок упругости мозга от среднего давления, рассчитанных дискретным и непрерывным способом

Fig. 10. Graphs of correlation between estimation of brain elasticity and average pressure calculated using discrete and continuous methods

— значение ВЧД в точке изгиба аппроксимирующей функции, соответствующее «излому дифференциала» $P(V)$ зависимости;

— наклон n линейно-возрастающей аппроксимирующей функции, определяемый как значение первой производной зависимости $E_n(P_{cp})$:

$$n = dE_n / dP_{cp} = dA_p / dP_{cp} / dV_n.$$

Значение наклона возрастающего участка зависимости $E(P_{cp})$ говорит о скорости нарастания изменения комплайенса при увеличении ВЧД, т. е. о виде $P(V)$ зависимости — нормотензионная, гипертензионная или гипотензионная.

Точка пересечения двух прямых линий кусочно-линейной аппроксимации зависимости $A_p(P_{cp})$ амплитуды совпадает с точкой излома зависимости упругости от среднего давления и обозначает ограничивающий уровень давления между двумя компенсаторными состояниями, когда комплайнс мозга постоянный и когда начинается его уменьшение.

Нами сопоставлялись результаты измерения биомеханических свойств КСС и ликворообращения общепринятой методикой (А. Marmarou и соавт., 1976) и предложенным способом (табл. 2).

Таблица 2 / Table 2

Результат сопоставления измерений краниоспинального комплайенса дискретным и непрерывным способом / Result of comparison of measurements of craniospinal compliance using discrete and continuous methods

Отличие в оценке (в %) между дискретным и непрерывным способами оценки краниоспинального комплайенса	Используемый в измерении объем болюса, мл				Всего измерений при 126 исследованиях
	1	2	4	8	
0—5	112	48	27	1	188
5—10	48	54	29	4	135
10—15	23	33	25	32	113
Более 15	0	4	18	64	86
Всего измерений при 126 исследованиях	183	139	99	101	522

Оказалось, что полученные данные сопоставимы. Это указывает на состоятельность предложенного способа.

Заключение

Таким образом, принимая в основу концепции А. Монго — G. Kellie о взаимосвязи трех основных составляющих внутричерепного содержимого и использование ИНТ, основанного на введении определенного объема жидкости в ликворную систему, и измерения динамики изменения ВЧД, удастся количественно оценить дисбаланс ликворообращения, механические свойства КСС, ее способность компенсировать дополнительный объем или вызвать сдавление, деформацию и дислокацию мозга [2, 6, 16].

ИНТ подразумевает введение большого объема жидкости, увеличивая ВЧД в большом диапазоне, что травматично и нежелательно, особенно когда речь идет о диагностике у пациентов с гипертензионным синдромом или о субкомпенсированном состоянии больных [14, 15].

С другой стороны, именно эти пациенты нуждаются в исследованиях, позволяющих определить степень выраженности краниocereбральной диспропорции, а также прогнозировать варианты развития и течение гипертензионного синдрома.

Выявляемые особенности взаимосвязи между амплитудой пульсовых колебаний ВЧД, упругости, комплайенса и соотношения «давление—объем» КСС позволили рассмотреть систолический объем выхода крови в мозг как модель инфузионного теста.

Используя эту гипотезу, предложен способ определения биомеханических свойств КСС (комплаинс, упругость, соотношение «давление—объем») и параметров ликворообращения. Методика малотравматична, точна, пригодна для лечения тяжелых декомпенсированных больных.

Сопоставление данных, полученных общепринятой методикой (А. Мармагоу и соавт.) и предложенным выше способом, показали, что оба способа с точки зрения точности и результативности сопоставимы. Это указывает на корректность рекомендованного для внедрения метода в клинику. Очевидна целесообразность создания концептуальной и приборной базы для внедрения предложенного малоинвазивного метода в нейрохирургический диагностический комплекс оценки биомеханических свойств мозга и краниocereбрального соотношения.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

Атисков Юрий Алексеевич — главный конструктор НПО АМБ Институт специальных технологий, Российская академия наук; 196626, Санкт-Петербург.

Самочерных Константин Александрович — канд. мед. наук, зав. нейрохирургическим отделением № 2 для детей РНХИ им. проф. А. Л. Поленова — филиал СЗФМИЦ им. В.А. Алмазова;

Хачатрян Вильям Арамович — профессор, доктор медицинских наук, научный руководитель отделения нейрохирургии детского возраста РНХИ им. проф. А.Л. Поленова — филиал СЗФМИЦ им. В.А. Алмазова

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

- 1 Атисков Ю. А., Хачатрян В. А. Малоинвазивные технологии оценки биомеханических свойств краниоспинальной системы (КСС) и ликворообращения (ЛО). Российский нейрохирургический журнал. Т. IV. «Поленовские чтения»: материалы XI науч.-практ. конф. 2012. С. 319. [Atiskov Yu. A., Khachatryan V. A. Minimal invasive technologies evaluation of biomechanical properties of craniospinal system (CCS) and CSF circulation (CSFC). Russian neurosurgical journal. Vol. IV. «Polenov's reading»: materials of XI science-practical conference. 2012. P. 319. (in Russian)]
- 2 Башкиров М. В., Шахнович А. Р., Лубнин А. Ю. Внутричерепное давление и внутричерепная гипертензия. Российский журнал анестезиологии и интенсивной терапии 1999;1: 4—11. [Bashkirov M. V., Shakhnovich A. R., Lubnin A. Yu. Intracranial pressure and intracranial hypertension. Russian journal of anesthesiology and intensive care 1999;1: 4—11. (in Russian)]
- 3 Данко П. Е., Попов А. Г. Высшая математика в упражнениях и задачах (ч. 2). М.: Высшая школа, 1967. 205 с. [Danko P. E., Popov A. G. Higher Mathematics in Exercises and Tasks (Part 2). Moscow, 1967. 205 p. (in Russian)]
- 4 Коммунаров В. В., Бакшеева А. О., Атисков Ю. А., Самочерных К. А. Особенности биомеханических свойств мозга при формировании показаний к малоинвазивным вмешательствам. Материалы IV всероссийской конференции по детской нейрохирургии (18—20 ноября 2015), Санкт-Петербург. СПб., 2015. С. 58. [Kommunarov V. V., Baksheeva A. O., Atiskov Yu. A., Samochernykh K. A. Particular qualities of biomechanical properties of the brain in the formation of indications for minimally invasive interventions // Materials of the IV All-Russian Conference on Pediatric Neurosurgery (November 18—20, 2015), St. Petersburg. Saint Petersburg, 2015. P. 58. (in Russian)]
- 5 Коммунаров В. В., Хачатрян В. А., Мирсadyков Д. А., Ким А. В. К проблеме отбора параметров «давление—скорость» имплантируемых дренажных систем для хирургического лечения больных гидроцефалией. Украинский нейрохир журн 2001;14 (2): 97—98. [Kommunarov V. V., Khachatryan V. A., Mirsadykov D. A., Kim A. V. To the problem of selection of parameters “pressure-velocity” of implantable drainage systems for surgical treatment of patients with hydrocephalus. Ukrainian neurosurgery journal 2001;14(2):97—98 (in Russian)]
- 6 Пастор Э. Внутричерепное кровообращение и внутричерепное давление. Вopr. нейрохирургии 1977;3:57—61. [Pastor E. Intracranial circulation and intracranial pressure. Questions of Neurosurgery 1977;3:57—61. (in Russian)]
- 7 Самочерных К. А., Иванов В. П., Ким А. В., Хачатрян В. А. Особенности биомеханики мозга при реконструктивных вмешательствах. Сб. тезисов VII Всероссийского съезда нейрохирургов, 2—6 июня 2015, Казань. Казань, 2015. С. 69—70. [Samochernykh K. A., Ivanov V. P., Kim A. V., Khachatryan V. A. Features of brain biomechanics in reconstructive interventions. Compilation of theses of the VII All-Russian Congress of Neurosurgeons, June 2—6, 2015, Kazan. Kazan, 2015. P. 69—70. (in Russian)]
- 8 Самочерных К. А., Себелев К. И., Хачатрян В. А., и др. Особенности минимально-инвазивных вмешательств при окклюзионных формах гидроцефалии. Нейрохирургия и неврология детского возраста 2010;3—4 (25—26):95—105. [Samochernykh K. A., Sebelev K. I., Khachatryan V. A. et al. Features of minimally invasive interventions in occlusive hydrocephalus. Neurosurgery and neurology of childhood 2010;3—4 (25—26):95—105. (in Russian)]
- 9 Хачатрян В. А., Ким А. В., Ким В. Г., Гогорян С. Ф. Гидроцефалия при опухолях головного и спинного мозга. — СПб.: Деятка, 2008. 255 с. [Khachatryan V. A., Kim A. V., Kim V. G., Gogoryan S. F. Hydrocephalus in tumors

- of the brain and spinal cord. Saint Petersburg: Desyatka, 2008. P. 255. (in Russian)]
- 10 Хачатрян В.А., Коммунаров В.В., Самочерных К.А., и др. К проблеме отбора «давление—скорость» параметров имплантируемых дренажных систем для лечения больных гидроцефалией. Современные минимально-инвазивные технологии (нейрохирургия, вертебрология, неврология, нейрофизиология): Материалы симпозиума. СПб., 2001. С. 388—390. [Khachatryan W.A., Kommunarov V.V., Samochernykh K.A., et al. To the problem of selection “pressure—velocity” of parameters of implantable drainage systems for the treatment of patients with hydrocephalus. Modern minimally invasive technologies (neurosurgery, vertebrology, neurology, neurophysiology): Materials of symposium. Saint Petersburg, 2001. P. 388—390. (in Russian)]
 - 11 Khachatryan W., Atiskov Y. Method for continuous evaluation of cerebral compliance during neuromonitoring of intracranial pressure. International conference of recent advances in neurotraumatology ICRAN-2010, St. Petersburg, Russia, June 2010. Saint Petersburg, 2010. P. 17. [Khachatryan W., Atiskov Y. Method for continuous evaluation of cerebral compliance during neuromonitoring of intracranial pressure. International conference of recent advances in neurotraumatology ICRAN-2010, St. Petersburg, Russia, June 2010. Saint Petersburg, 2010. P. 17. (in Russian)]
 - 12 Способ количественной оценки мозгового комплайенса. Патент RU 2474380 C1 2474380 от 10.02.2013 г. Авторы: Атисков Ю.А., Яковенко И.В., Хачатрян В.А., Самочерных К.А., Ким А.В., Боровикова В.Н. [Method of assessment of cerebral compliance. Patent right RU 2474380 C1 2474380 of 10.02.2013. Authors: Atiskov Yu. A. (RU), Yakovenko I. V. (RU), Khachatryan W. A. (RU), Samochernykh K. A. (RU), Kim A. V. (RU), Borovikova V. N. (RU). (in Russian)]
 - 13 Yau Y.H., Piper I.R., Clutton R.E., Whittle I.R. Experimental evaluation of the Spiegelberg intracranial pressure and intracranial compliance monitor. Technical note. Journal of Neurosurgery 2000; 9(5): Article 1.
 - 14 Marmarou A., Shulman K., La Morgese J. Compartmental analysis of compliance and outflow resistance of the cerebrospinal fluid system. J Neurosurg 1976;43:523—534.
 - 15 Marmarou A., Shulman K., Rosende R.M. A none-linear analysis of cerebrospinal fluid system and intracranial pressure dynamics. J Neurosurg 1978; 8(March): 332—336.
 - 16 Muizelaar J.P., Marmarou A., De Salles A. A. F. Cerebral blood flow and metabolism in severely head injured children. I. Relationship with GCS score, ICP, outcome and PVI. J Neurosurg 1991;75:731—739.
 - 17 Piper I. Intracranial pressure and elastance. In: Reilly P., Bullock R., eds. Head Injury: Pathophysiology and Management of Severe Closed Injury. London: Chapman & Hall Medical, 1997. P. 101—120.
 - 18 Szwedzkiowski J., Sliwka S., Kunicki A., et al. A fast method of estimating the elastance of the intracranial system. J Neurosurg 1977;47:19—26.