

К.А. Гураль, К.С. Бразовский, А.Л. Тестов, Е.П. Дмитриев, Е.Ю. Протасов

## ИНТЕГРАЛЬНАЯ ОЦЕНКА ВОДНОГО БАЛАНСА ОРГАНИЗМА У БОЛЬНЫХ В ФАЗЕ СКРЫТОЙ ДЕКОМПЕНСАЦИИ ТРАВМАТИЧЕСКОГО ШОКА

Сибирский государственный медицинский университет (Томск)  
Городская больница № 1 (Томск)

Авторами предлагается новый метод комплексной оценки компонентов вегетативного гомеостаза с помощью простого и неинвазивного метода в режиме реального времени.

**Ключевые слова:** водный баланс, травматический шок

## INTEGRAL ESTIMATE OF WATER BALANCE OF A PATIENT'S ORGANISM IN THE STAGE OF LATENT DECOMPENSATION OF WOUND SHOCK

K.A. Gural, K.S. Brazovskiy, A.L. Testov, E.P. Dmitriyev, E.Yu. Protasov

Siberian State Medical University, Tomsk  
City Clinical Hospital, Tomsk

The authors suggested the new method of complex evaluation of components of vegetative homeostasis with the help of simple and non-invasive method in real-time operation mode.

**Key words:** water balance, traumatic shock

Поддержание объема циркулирующей крови на определенном уровне, является одним из важнейших условий доставки кислорода и питательных веществ к тканям и органам организма. Снижения ОЦК более чем на 20 % не может компенсироваться организмом, в результате чего артериальное давление проявляет устойчивую тенденцию к снижению, и увеличивается частота сердечных сокращений. Конечным результатом всех этих процессов является циркуляторная недостаточность, что приводит к полиорганной недостаточности, которая может явиться причиной смерти больного [1, 2, 4]. В этих условиях нарушения водного баланса очень трудно поддаются коррекции, а их диагностика сложна.

Для комплексной оценки компонентов вегетативного гомеостаза мы применяли разработанный нами, совместно с сотрудниками кафедры биомедицики Сибирского Государственного медицинского университета (зав. кафедрой, профессор, кандидат технических наук, Я.С. Пеккер), прибор автоматизированного контроля показателей вегетативной нервной системы, гематокрита и водного баланса в реальном времени (патент на полезную модель 54750, приоритет от 17 мая 2005 года) основанный на одновременном измерении электрической активности сердца (ЭКГ), электрического импеданса тела (интегральная реография) на двух частотах, и автоматизированную ритмографическую программу «ПОЛИГРАФ», с использованием компьютера типа IBM PC.

Возможность получать, методом двухчастотной биоимпедансометрии неинвазивно и быстро — в течение 3–5 минут, с электродов на запястьях оценку общей и внеклеточной жидкости организма создает реальность построения клиничес-

кой технологии контроля гидратации тканей пациента, непосредственно в процедуре инфузионно-трансфузионной терапии и других воздействий, влияющих на гидратацию и баланс водных секторов.

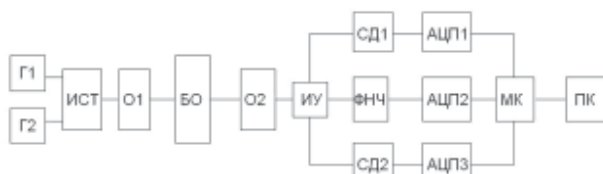
Принцип устройства заключается в том, что при пропускании стабильного тока через биологический объект на нем возникает падение напряжения, пропорциональное импедансу тела, т.е. падение напряжения на теле модулируется изменениями сопротивления исследуемого объекта. Для выделения полезного сигнала из амплитудно-модулированного, снимаемого непосредственно с электродов, в структурную схему необходимо ввести блок детектирования сигнала. При амплитудной модуляции в качестве демодуляторов находят применение амплитудные или фазочувствительные детекторы. Величина импеданса тела человека лежит в пределах 100–600 Ом, величина амплитуды реограммы составляет 0,05–0,1 Ом. Очевидно, что напряжение с биообъекта необходимо усилить, а также отфильтровать фильтром низких частот (ФНЧ). Учитывая, что частотный спектр реограммы расположен в диапазоне 0,3–30 Гц, реоплетизмограммы — в пределах 0,5 Гц, верхнюю частоту фильтра во избежание фазовых искажений устанавливают в пределах 30–40 Гц.

Для построения многоканальных биоимпедансных исследовательских систем (БИИС) используют разделение каналов, так как одновременная синхронная регистрация импеданса тела человека позволяет получить информацию о распределении жидкости в организме по секторам. Кроме того, при измерении относительных изменений импеданса — реограммы — на разных частотах можно следить за изменением показателя гематок-

рита. Чаще всего такие системы основаны на частотном, гальваническом или временном разделении каналов. Гальваническое разделение каналов увеличивает количество электродов, прикладываемых к биообъекту (БО), а также не позволяет исключить взаимовлияние каналов через БО и не обеспечивает полной сопоставимости получаемых результатов. Аппаратура с временным разделением каналов (ВРК) также имеет свои особенности, главной из которых является импульсная форма сигнала и как следствие, немонохроматический спектральный состав зондирующего тока. Взаимодействие тока со сложным спектральным составом и импедансом системы электрод – биообъект – электрод, модуль и аргумент которого зависят от частоты, очевидно, может сопровождаться частотно-фазовыми искажениями входных сигналов и может явиться причиной увеличения погрешности реографических измерений. Частотное разделение каналов, предусматривающее смешение колебаний с генераторов разных частот, а затем выделение из измеренного сигнала информативных составляющих для каждой частоты, позволяет избежать усложнения схемы и не вносит дополнительной погрешности, как при гальваническом или временном разделении каналов. Получение величины импеданса тела для каждой частоты возможно с помощью различных фазочувствительных детекторов, в частности, синхронных.

Поскольку при проведении измерений сопротивления тканей между измерительными электродами и информативным параметром является активная составляющая, то их применение позволяет полностью исключить влияние различных реактивных составляющих, как в измерительных цепях, так и в межэлектродном пространстве. Применение синхронного детектора (в отличие от обычного) улучшает отношение сигнал / шум и делает реографический канал практически нечувствительным к сетевой помехе (рис. 1).

Синусоидальные колебания частотой 30 и 300 кГц с генераторов Г1 и Г2 соответственно поступают на источник стабильного тока (ИСТ), с которого затем зондирующий переменный ток посто-



**Рис. 1.** Структурная схема многоканальной системы для оценки состояния человека при тяжелых травмах и во время операций. Г1 и Г2 – задающие генераторы; ИСТ – источник стабильно тока; БЗП – блок безопасности пациента; ИУ – инструментальный усилитель; СД1, СД2 – синхронные детекторы для двух каналов; АЦП 1, АЦП 2, АЦП 3 – аналого-цифровые преобразователи; МК – микроконтроллер; ПК – персональный компьютер.

янной амплитуды и частоты подается на электроды, подключенные к биообъекту. Напряжение с электродов, пропорциональное сопротивлению тела человека, поступает на вход детекторов СД1 и СД2 (инструментальные усилители), с помощью которых усиливается и детектируется (выделяет полезный сигнал «привязанный» к общей земле). С выходов детекторов выделенные сигналы поступают на входы фильтров нижних частот Ф1 и Ф2, где происходит фильтрация и дополнительное усиление сигналов, пропорциональных переменным составляющим сопротивления на низкой (порядка 30 кГц) и высокой (300 кГц) частотах. С выходов фильтров Ф1 и Ф2 сигналы поступают на вход аналого-цифрового преобразователя, затем в цифровом формате – в микроконтроллер МК. С выхода МК через устройство согласования УС происходит передача данных в персональный компьютер ПК, где происходит непосредственно обработка сигналов, и на экран монитора выдается информация в удобной для пользователя форме. Вообще, смысл использования второй частоты состоит в том, что ток низкой частоты протекает только по объему внеклеточной жидкости, не проходя через мембраны клеток. Мембрана клетки представляет собой емкость, сопротивление которой на низкой частоте много больше сопротивления объема внеклеточной жидкости; на высокой частоте мембрана клетки уже не оказывает сопротивления току, поэтому ток высокой частоты протекает как по объему внеклеточной жидкости, так и по объему клеточной жидкости.

Модель, предложенная Дюренбергом (Deurenberg) и др. [6], выглядит так:

$$V_{ОВО} = m \cdot \frac{L^2}{R_{300noc}} + c, \quad (1)$$

$$V_{ВКЖ} = m \cdot \frac{L^2}{R_{30noc}} + c, \quad (2)$$

где:  $R_{300noc}$  и  $R_{30noc}$  величина импеданса тела человека, измеренного на частотах 300 и 30 кГц соответственно,  $L$  – рост человека,  $m$  и  $c$  – константы.

Однако в клинической практике часто необходимо знать не точное количество измеряемого объема жидкости, а динамику его изменения относительно исходного уровня. В этом случае, в качестве временных интервалов отсчета будем использовать частоту сердечных сокращений, так как определение амплитуды переменной составляющей импеданса, необходимое для оценки 1 показателя гематокрита, возможно только один раз в течение сердечного цикла.

Проще всего описать изменение объема клеточной жидкости (КЖ), равное разности значений импеданса тела на низких и высоких частотах:

$$V_{кжi} = \frac{1,54 \cdot L^2}{\sigma_n} \cdot \left( \frac{1}{R_{300i}} - \frac{1}{R_{30i}} \right), \quad (3)$$

где:  $V_{кжi}$  — динамика изменения объема КЖ;  $R_{300i}$ ,  $R_{30i}$  — динамика изменений базовых составляющих на частотах 300 и 30 кГц соответственно,  $\sigma_n$  — удельная проводимость плазмы.

Изменение объема ВКЖ оценивается однозначно в соответствии с изменениями импеданса тела на низких частотах, объем же ОВО определяется как сумма объемов КЖ и ВКЖ. Таким образом, математическая модель будет выглядеть следующим образом:

$$V_{кжi} = \frac{1,54 \cdot L^2}{\sigma_n} \cdot \left( \frac{1}{R_{300i}} - \frac{1}{R_{30i}} \right);$$

$$V_{вкжi} = \frac{L^2}{\sigma_n \cdot R_{30i}}; \quad (4)$$

$$V_{овоi} = V_{кжi} + V_{вкжi},$$

где:  $V_{вкжi}$ ,  $V_{овоi}$  — динамика изменения объемов ВКЖ и ОВО соответственно.

Метод двухчастотной импедансометрии может быть использован для комплексной оценки состояния водного баланса и гематокрита, но, к сожалению, требует использования уникального оборудования и только в условиях стационара.

Поэтому, для экстренных случаев (режим скорой помощи), когда пострадавший в шоке и особенно в фазе его скрытой декомпенсации — сохраняются нормальные или даже повышенные показатели артериального давления [1, 2], когда требуется быстро и на качественном уровне оценить состояние водного баланса, нами был предложен более простой способ, не требующий двухчастотной регистрации реограммы. В этом способе оценка распределения жидкости по секторам производится путем вычисления мощности спектра реограммы в двух диапазонах низкочастотном (от 0,05 до 0,3 Гц) и высокочастотной (от 0,3 до 2 Гц). Отношение двух этих величин характеризует (на качественном уровне) распределение жидкости по секторам. Для оценки динамики водного баланса этого достаточно, количественные, точные оценки распределения жидкости могут быть получены только при двухчастотном зондировании и регистрации реограмм одновременно на двух частотах.

Обследования проводились по разработанной нами методике в обычных условиях (оптимальный уровень температуры, освещения, влажности) в первые 6, 12 и 24 часа и затем, через 48, 72 часа и 7 суток (168 часов) после травмы.

### СУТЬ МЕТОДИКИ

Пострадавшим в положении лежа на спине накладывались на предплечья обеих рук электроды и в течение 4 — 5 минут предлагалось спокойно и расслабленно лежать, пока в компьютер не поступят сигналы о 256 кардиоинтервалах. Затем на правой руке измеряли обычным способом исходное артериальное давление и частоту сердечных сокращений, после чего как можно выше на бедро накладывали манжету аппарата для измерения артериального давления и в нее нагнетали воздух до тех пор, пока давление в ней на 10 мм рт. ст. не превысит систолическое давление, и через 10 минут экспозиции снимали еще 256 кардиоинтервала. Данную пробу мы проводили с целью определения влияния депонирования крови у больных в остром периоде травматической болезни. За основу была взята методика проведения пробы по Schwalm, в модификации В.Ф. Пожариского (1989). Манжета, перекрывая венозный отток из нижней конечности (в сосудах голени и бедра скапливается значительное количество крови — до 400 — 700 мл), создает депо крови. Выключение этим способом крови из общей циркуляции представляет собой имитацию внутреннего кровотечения. Вследствие уменьшения венозного возврата к сердцу происходит уменьшение сердечного выброса, учащение сердечного ритма и вазоконстрикция резистивных сосудов, снижающая и обычных условиях депонирование крови в ортостазе (у здоровых людей), сужаются сосуды внутренних органов (почек, печени, селезенки), т.е. происходит определенная централизация кровообращения. Сниженный объем циркулирующей крови в результате ее потери и гемодилюции создает по мнению В.Ф. Пожариского (1989), своеобразную повышенную готовность к шоку, которая, как он считал, существует при нормальном артериальном давлении. Здоровым человеком, по его мнению, проба переносится без особых явлений, но после предшествующего кровотечения такое депонирование крови приводит к снижению АД и учащению пульса. Это снижение необходимо фиксировать при измерении артериального давления на руке каждые 5 мин. Падение систолического давления на 10 мм рт. ст., считается достоверным признаком «скрытого шока». В отличие от оригинального способа, предусматривающего пережатие манжетой одного бедра, перекрывая венозный отток в течение 40 минут, мы накладывали манжету от аппарата для измерения артериального давления на 10 минут, вызывали учащение частоты сердечных сокращений без угрозы развития клинически выраженной декомпенсации кровотока в виде падения артериального давления. После устранения компрессии бедра и отдыха больного в течение 5 — 6 минут осуществляли следующую запись реограмм. В первом случае на исследуемого не оказываются дополнительных внешних воздействий (исходная реограмма). Во втором (нагрузка) — на исследуемого воздействует (депонирование крови) нагрузка типа «ступенька», и состояние соответствует переходному процессу, направленному на адаптации организма к нагрузке. В третьем (восстановление) — состояние исследуемого определяется переходным процессом от состояния нагрузки к состоянию покоя.

При изучении общей и внеклеточной жидкости организма у 36 пациентов методом одночастотной биоимпедансометрии по отношению площади спектра высокочастотной к низкочастотной компоненте реограмм был найден коэффициент,

Коэффициент отношения площади спектра реограмм высокочастотной к низкочастотной компоненте (средние величины)

	2-6 ч.	7-12 ч.	24 ч.	48 ч.	72 ч.	7 сут.
исх.	0,5025	0,525005	0,445427	0,443288	0,557552	0,613455
проба	0,48285	0,456317	0,636782	0,530029	0,421798	0,401797
восст.	0,510033	0,577922	0,536485	0,435435	0,494037	0,486697
сред.	0,498461	0,519748	0,539565	0,469584	0,491129	0,50065

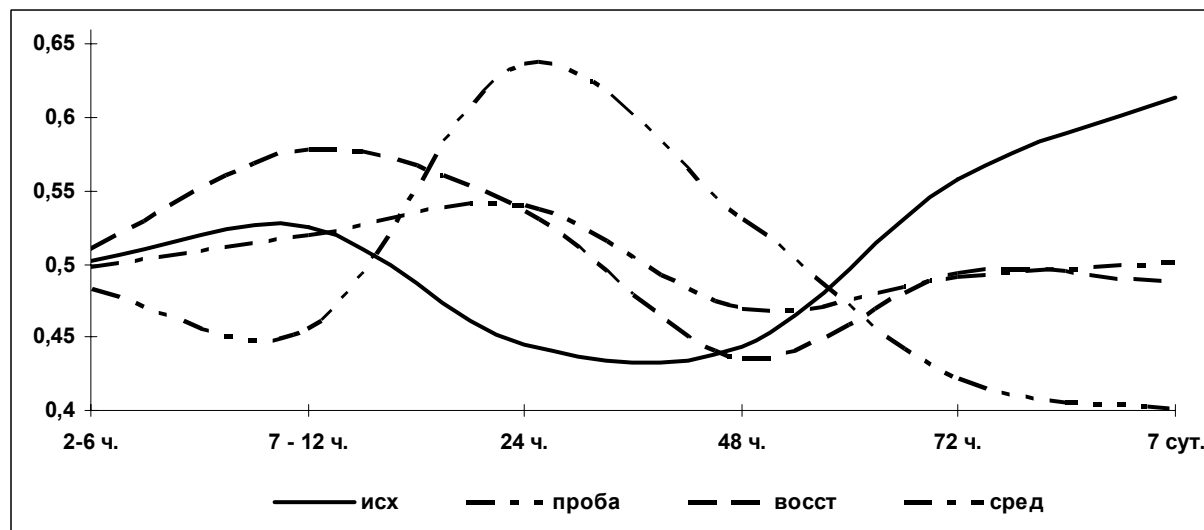


Рис. 2. Динамика изменения общей и внеклеточной жидкости во время проведения проб с сегрегацией крови в сосудах нижних конечностей.

который качественно совпадает в исходном и восстановительном уровне.

Затем, используя усредненные значения, нами были построены следующие графики динамики перераспределения общей и внеклеточной жидкости организма (рис. 2).

Полная инверсия графика при проведении функциональной пробы с сегрегацией крови в нижних конечностях говорит как о корректности исследования, так и о сохраняющейся дисрегуляции водного баланса (рис. 2).

Как видно из рис. 2, объем внеклеточной жидкости постепенно возвращается к «исходным» значениям через 72 часа, стабилизируясь через 7 суток. Примерно к 12 часам после травмы внесосудистая жидкость возвращается в сосудистое русло, затем до 24 часов происходит увеличение ее объема, затем наступает период первичных реперфузионных нарушений с формированием внесосудистого болюса к 48 часам, через 72 часа постепенно возвращаясь к «исходным» значениям и стабилизируясь через 7 суток.

Таким образом, проведенное нами исследование показывает возможность определения перераспределения жидкости используя простой и неинвазивный метод в режиме реального времени.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Гураль К.А. Травматический шок человека: Руководство для хирургов, травматологов,

врачей участковых больниц, врачей скорой помощи, фельдшерско-акушерских пунктов и здравпунктов предприятий / К.А. Гураль, В.В. Ключевский, Г.Ц. Дамбаев. — Ярославль — Томск; Рыбинск: Изд-во ОАО «Рыбинский Дом печати», 2006. — 352 с.

2. Малышев В.Д. Интенсивная терапия острых водно-электролитных нарушений / В.Д. Малышев. — М.: Медицина, 1985. — 192 с.

3. Пожариский В.Ф. Политравмы опорно-двигательной системы и их лечение на этапах медицинской эвакуации / В.Ф. Пожариский. — М.: Медицина, 1989. — 256 с.

4. Пути оптимизации импедансометрических методов исследования гемодинамики / Э.В. Земцовский, А.Б. Гусейнов, В.И. Тимофеев и др. // Физиология человека. — 1991. — Т. 17, № 2. — С. 24.

5. Тестов А.Л. Экспресс-оценка основных гемодинамических показателей и водно-солевого баланса с помощью биоимпедансметрии / А.Л. Тестов // Современная техника и технологии: Труды седьмой научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых. — Томск: Изд-во ТПУ, 2001. — Т. 2. — 390 с.

6. Deurenberg P. Loss of total body water and extracellular water assessed by multifrequency impedance / P. Deurenberg, F.J.M. Schouten // Eur. J. Clin. Nutr. — 1992. — Vol. 46. — P. 247–255.