

УДК 621.317.332

doi:10.20998/2413-4295.2016.25.14

АВТОМАТИЗАЦІЯ КОНТРОЛЮ СТАТУСА ГІДРАТАЦІЇ ПАЦІЄНТА ВО ВРЕМЯ ПРОЦЕДУРИ ГЕМОДІАЛІЗА

Б. В. ТКАЧУК*

Областной клинический центр урологии и нефрологии им. В.И. Шаповала, Харьков, УКРАИНА
*email: bog.tkachuk@gmail.com

АННОТАЦИЯ В данной статье описана проблема оценки водного статуса пациентов на гемодиализе. Показана важность обретения пациентом состояния нормогидратации или «сухого веса» и опасность при его отсутствии. Разработана структура системы для контроля статуса гидратации, описана функциональная схема, устройство и принцип работы ее блоков. Разработан алгоритм работы системы, основанный на физико-биологических процессах происходящих в организме пациента при ультрафильтрации. Выполнено компьютерное моделирование подтверждающее адекватность разработанного алгоритма.

Ключевые слова: «сухой вес», биоимпеданс, гемодиализ, гидратация, гипергидратация, ультрафильтрация.

AUTOMATION CONTROL STATUS HYDRATION OF PATIENTS DURING HEMODIALYSIS

В. ТКАЧУК

V. I. Shapoval's regional clinical center of urology and nephrology, Kharkiv, UKRAINE

ABSTRACT In this article the problem of assessing the water status of patients on hemodialysis described. The importance of obtaining a patient's condition normohydration or "dry weight" is shown. Also, the risk of lack of "dry weight" in patients with kidney disease is described. The purpose of the development of the system has to monitor the patient's hydration status, based on a mathematical model describing the processes in the body fluid during hemodialysis procedure. Also automated algorithm ultrafiltration removing liquid should be developed. The structure of the system to monitor hydration status is developed. Hemodialysis machine, apparatus bioimpedancemeter and to determine the "dry weight" make up this system. The block diagram shows a commercially available bioimpedance. Furthermore, the apparatus and the principle of their operation are described. The algorithm of the system based on the physical and biological processes occurring in the body of the patient with ultrafiltration built. Hematocrit is the main factor of the state of the vascular fluid selected. Expression hematocrit calculation of the variable component of bioimpedance found. Separation of all time on dialysis three stages proposed. Also control the rate of removal of excess fluid vascular and interstitial fluid during hemodialysis offered. Computer modeling of the new algorithm is satisfied. Adequacy is shown. The need for further experimental studies of the system and algorithm specified.

Keywords: "dry weight", bioimpedance, dialysis, hydration, hyperhydration, ultrafiltration

Введение

Одной из приоритетных процедур для пациентов с острой (ОПН) или хронической (ХПН) почечной недостаточностью, является гемодиализ (ГД) с ультрафильтрацией (УФ), проведенный с помощью аппарата «искусственная почка» (ИП) [1]. В процессе УФ происходит удаление излишков жидкости накопленных в организме пациента за междуализный период или за время в течении которого функции почек были утрачены [2].

По статусу гидратации пациентов с ОПН/ХПН можно разделить на три группы: гипергидратированные – пациенты с наличием избытка жидкости в организме, нормогидратированные – пациенты, имеющие нормальный водный баланс или имеющие «сухой вес», а также гипогидратированные – имеющие объем внеклеточной жидкости меньше нормы [3]. Корректно проведенная УФ позволяет пациенту избавиться от симптомов гипергидратации и обрести «сухой вес». При этом

восстанавливаются обменные процессы и физиологические показатели, а в случае ОПН также восстанавливается нормальная работа почек [4].

Основными параметрами задания УФ для работы аппарата ИП, являются объем и скорость удаления ультрафильтрата. На сегодняшний день существует большое количество методик для определения и расчета объема излишков жидкости [5-7]. Одни основаны на вычислении междуализной прибавки в весе, другие на измерении изменения артериального давления, центрального венозного давления, биоимпеданса и биохимического анализа крови. Однако, единого подхода к измерению «сухого веса» так и критерия его достижения на данный момент не выработано.

Корректное определение параметров ультрафильтрации позволяют ИП безболезненно и бессимптомно скачать из организма пациента излишек жидкости.

Главной проблемой при определении параметров УФ есть распределение ультрафильтрата в

объемах сосудистой (СЖ) и интерстициальной жидкостей (ИЖ). СЖ и ИЖ, в свою очередь, являются составляющими частями внеклеточной жидкости. Для приведения пациента в состояние нормогидратации при процедуре УФ, необходимо одновременно следить за изменением объемов ИЖ и СЖ [8]. Так как неправильно подобранная скорость УФ может произвести к критическому сгущению СЖ (крови) и появлению интрадиализных осложнений. Кроме того, для адекватного проведения процедуры гемодиализа необходимо разработать критерий, по которому однозначно можно определить в какой момент следует прекратить УФ.

Цель работы

Цель работы: разработка системы для контроля статуса гидратации пациента, основанной на математической модели описывающей жидкостные процессы в организме при процедуре гемодиализа, а также алгоритма автоматизированного удаления жидкости при ультрафильтрации.

Разработка системы для контроля статуса гидратации пациента при ГД

Одним из перспективных и используемых на сегодняшний день методов контроля водного баланса, является биоимпедансометрия (БИМ) [9]. Это неинвазивный, дешевый, достаточно точный метод [10], позволяющий на основе параметров измеренного интегрального биоимпеданса организма, производить мониторинг изменения объема жидкости в нем. Мировая промышленность выпускает большое количество биоимпедансометрических приборов (БИМр) со схожей структурой и принципом действия [11], различие состоит лишь в количестве измеряемых показателей и способом вывода информации. Базовая структурная схема большинства серийно выпускаемых приборов представлена на рис. 1.

Управляющую и контролирующие функции в БИМр выполняет микроконтроллер (МК). Генератор задающего тока (ГЗТ) функционально состоит из программируемого генератора (ПГ) и преобразователя напряжение - ток (У/І). ПГ генерирует синусоидальный сигнал относительно низкой частоты $f1$ (30 кГц) и относительно высокой $f2$ (500 кГц). Переменный зондирующий ток, заданной частоты, через блок коммутации и защиты пациента (БКЗ 1) подается на токовые электроды пациента. Сигнал, снимаемый с потенциальных электродов, через блок коммутации и защиты (БКЗ 2) подается на фазовый детектор (ФД), с него на аналого-цифровой преобразователь (АЦП), а далее в МК. С микроконтроллера, через специальный интерфейс, данные могут быть переданы как на персональный компьютер (ПК), так и на штатный семисигментный или жидкокристаллический индикатор.

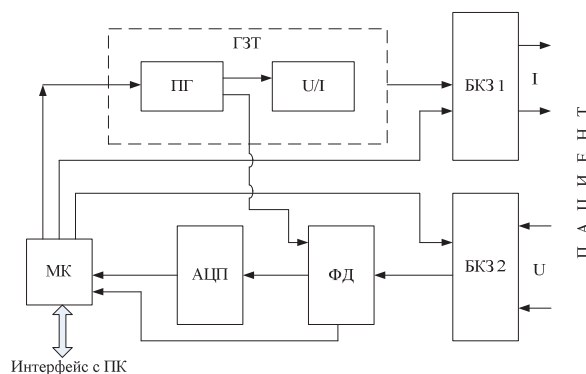


Рис. 1 – Структурная схема БИМр

Для обеспечения электрической безопасности пациента и контроля контакта электрод-кожа, МК производит контроль межэлектродного сопротивления и тока. При превышении тока сканирования, МК посредством блоков коммутации и защиты, отключает токовые электроды прибора от пациента. Блок питания (БП) обеспечивает все узлы прибора необходимыми напряжениями.

Измеренные БИМр параметры биоимпеданса не могут непосредственно подаваться на ИП, так как такая возможность не закладывается заводами – изготовителями ИП. Для решения задачи контроля статуса гидратации при УФ, необходима разработка прибора для определения «сухого веса» пациента (ПОСВ), который должен иметь возможность объединить в единую систему аппарат ИП и БИМр.

Функциональная схема системы для контроля статуса гидратации пациента представлена на рис. 2. Где ПОСВ производит обработку входных данных с ИП и БИМр и осуществляет выдачу инструкций о ходе процедуры медицинскому персоналу.

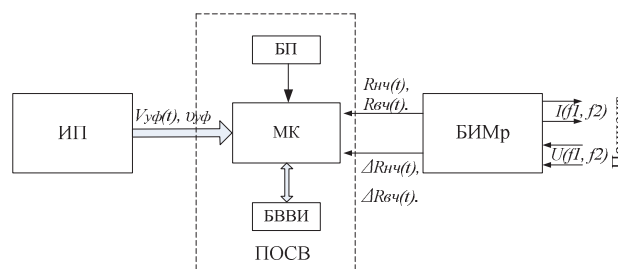


Рис. 2 – Функциональная схема системы для контроля статуса гидратации пациента

В ПОСВ со стороны БИМр, в каждый момент времени t , приходят данные о значении биоимпеданса на низкой $R_{нч}(t)$ и высокой частотах $R_{вч}(t)$, а также о переменной составляющей биоимпеданса на низкой и высокой частотах $\Delta R_{нч}(t)$, $\Delta R_{вч}(t)$.

Со стороны аппарата ИП в ПОСВ приходит информация о фактически удаленной в процессе УФ жидкости $V_{уф}(t)$ и скорости УФ ($v_{уф}$) в момент времени t .

При помощи выражения для расчета гематокрита [12] из значений измеренной переменной составляющей импеданса на обеих частотах, рассчитывается значение уровня гематокрита в каждый момент времени $Ht(t)$. Данные параметры отслеживаются и передаются в ПОСВ для последующей обработки согласно разработанному алгоритму.

Разработка алгоритма безопасной ультрафильтрации и мониторинг достижения пациентом «сухого веса»

Для практического применения метода диагностики статуса гидратации пациента, необходима выработка алгоритма действий построенного на физиологических особенностях строения тела человека и процессов, происходящих в его организме при процедуре УФ.

Из проведенного литературного обзора установлено, что в реальных условиях, в организме пациента на ГД, зависимости $V_{уф/сж}(t)$ и $V_{уф/иж}(t)$ носят плавно изменяющийся характер [13, 14], но для удобства, в данной модели условно разделим весь временной интервал процедуры УФ на три характерных этапа (рис 3), имеющих временные рамки см. табл. 1.

Таблица 1 – Временные рамки этапов УФ

Длительность этапа в процентном соотношении от времени ГД	I Этап	II Этап	III Этап
	6 - 10 %	83 - 90 %	4 - 6 %

I этап: пациент гипергидратирован, происходит заполнение диализной магистрали кровью (участок 2); после начала ГД удаляются излишки жидкости, переполняющие сосудистое русло (участок 3).

II этап: при уменьшении гидравлического сопротивления сосудистого русла, возрастает влияние гидростатического давления ИЖ, которое восполняет сосудистый сектор (участок 4). Таким образом, в основном удаляется ИЖ. Объем СЖ изменяется незначительно.

III Этап: ультрафильтрат ИЖ полностью удален или снизилась скорость восполнения сосудистого русла Q . Происходит резкое уменьшение объема плазмы (участок 5). Необходима остановка УФ, коррекция скорости ультрафильтрации или небольшая пауза, которая позволит восполнить сосудистое русло.

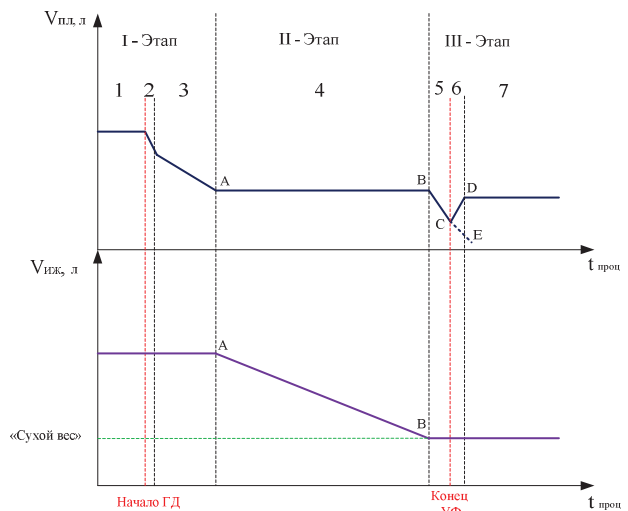


Рис. 3 – Алгоритм удаления ультрафильтрата из плазмы и ИЖ

На всех трех этапах процедуры УФ необходим контроль одновременно за объемами ИЖ и СЖ. Особенно важен для мониторинга третий этап, так как именно при нем происходит обретение пациентом «сухого веса».

Так как абсолютные значения объемов ИЖ и СЖ нам не известны, то по вышеуказанному алгоритму можно мониторить изменение первых производных этих объемов, которые являются скоростями удаления ультрафильтрата из соответствующих секторов ($v_{уф/иж}$, $v_{уф/пл}$):

$$v_{уф/иж} = \frac{dV_{уф/иж}}{dt} \quad (2)$$

$$v_{уф/пл} = \frac{dV_{уф/пл}}{dt} \quad (3)$$

причем:

$$v_{уф} = v_{уф/пл} + v_{уф/иж} \quad (4)$$

Значения скоростей $v_{уф/пл}$ и $v_{уф/иж}$ также невозможно определить аналитически, но есть возможность вычислить приведенное значение скорости ультрафильтрата СЖ $Rv_{уф/пл}$, через параметр гематокрита:

$$Rv_{уф/пл} = \frac{v_{уф/пл}}{v_{уф/пл0}} = \frac{Ht_t - Ht_0}{Ht_t(1 - Ht_0)}; \quad (5)$$

где $v_{уф/пл0}$, Ht_0 – скорость удаления ультрафильтрата из СЖ и значение гематокрита в первый момент времени процедуры, Ht_t – значение гематокрита в момент времени процедуры t .

Рассчитав, по имеющимся данным, переданным из аппарата ИП, приведенную к $v_{уф/пл0}$ скорость УФ:

$$Rv_{уф} = \frac{v_{уф}}{v_{уф/пл0}}; \quad (6)$$

рассчитаем приведенное к $v_{уф/пл0}$ значение скорости ультрафильтраата ИЖ:

$$Rv_{уф/иж} = \frac{v_{уф}}{v_{уф/пл0}} - \frac{v_{уф/пл}}{v_{уф/пл0}}; \quad (7)$$

Параметры $Rv_{уф/иж}$ и $Rv_{уф/пл}$ обрабатываются микроконтроллером ПОСВ в течении всей процедуры УФ и исходя из алгоритма (рис. 3), МК выдает инструкции мед. персоналу для принятия окончательного решения о продолжении или остановке УФ.

Моделирование возможных вариантов течения процедуры УФ

Для проверки возможности использования параметров $Rv_{уф/иж}$ и $Rv_{уф/пл}$ в качестве критерия нахождения «сухого веса», было проведено компьютерное моделирование в пакете MathCad по сравнению абсолютных и приведенных к $v_{уф/пл0}$ параметров скоростей ультрафильтрации.

Объемы ультрафильтраата СЖ и ИЖ при моделировании соотносятся как 30/70% соответственно.

На рис. 4 приведено зависимости абсолютного значения скорости УФ от времени процедуры, при постоянной и изменяющихся скоростях.

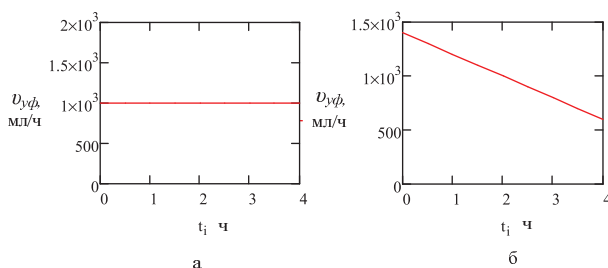


Рис. 4 – Зависимости абсолютных значений скорости УФ от времени процедуры:
а – при постоянной скорости, б – при изменяющейся скорости

Характер зависимостей приведенных значений скоростей УФ (б) ко времени процедуры (рис.5), соответствует характеру зависимостей абсолютных величин при постоянной и изменяющейся скоростях УФ (рис. 4).

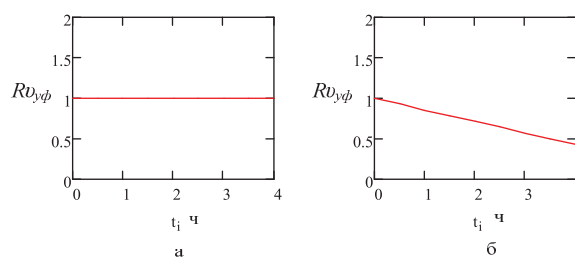


Рис. 5 – Зависимости приведенных значений скорости УФ от времени процедуры:
а – при постоянной скорости, б – при изменяющейся скорости

При сравнении характеров зависимостей абсолютных (рис. 6) и приведенных (рис. 7) величин значений скоростей УФ из СЖ и ИЖ, при постоянной скорости УФ, установлено их соответствие.

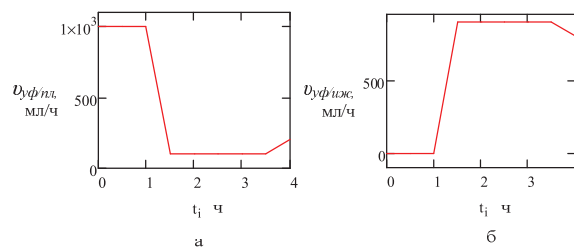


Рис. 6 – Диаграммы изменения абсолютных значений скоростей УФ: а – из СЖ, б – из ИЖ, при постоянной скорости УФ

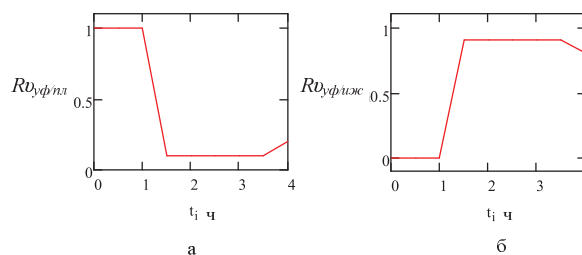


Рис. 7 – Диаграммы изменения приведенных значений скоростей УФ: а – из СЖ, б – из ИЖ, при постоянной скорости УФ

При сравнении характеров зависимостей абсолютных (рис. 8) и приведенных (рис. 9) величин значений скоростей УФ из СЖ и ИЖ, при постоянной скорости УФ, установлено их соответствие.

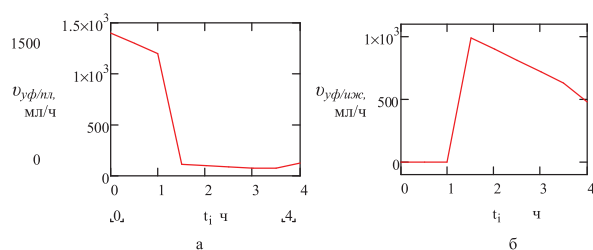


Рис. 8 – Диаграммы изменения абсолютных значений скоростей УФ: а – из СЖ, б – из ИЖ, при изменяющейся скорости УФ

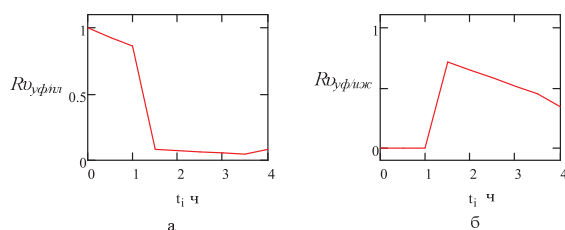


Рис. 9 – Диаграммы изменения приведенных значений скоростей УФ: а – из СЖ, б – из ИЖ, при изменяющейся скорости УФ

Проведенное моделирование показало соответствие приведенных значений скоростей УФ абсолютным, при постоянной и изменяющейся скорости УФ. Таким образом, значения параметров $R_{V_{uf/иж}}$ и $R_{V_{uf/пл}}$ могут служить в качестве критерия для нахождения «сухого веса» при использовании разработанного алгоритма (рис. 3)

Выводы

В данной работе разработана структура системы для определения и контроля статуса гидратации пациента на гемодиализе. Описано устройство и принцип работы блоков системы.

Также разработан алгоритм безопасного удаления жидкости, основанный на физиологических принципах и процессах происходящих в организме пациента при ультрафильтрации. Ключевым элементом алгоритма является вычисление уровня гематокрита из измеренных прибором биоимпедансометром значений переменной составляющей импеданса тела. Гематокрит, в свою очередь, является характеристическим показателем состояния сосудистой жидкости, а его мониторинг дает возможность оценить приведенные к $V_{uf/пл0}$ скорости изменения объемов СЖ и ИЖ.

Проведенное компьютерное моделирование показало возможность применения в качестве критерия для определения «сухого веса» пациента приведенных параметров $R_{V_{uf/иж}}$ и $R_{V_{uf/пл}}$.

Для внедрения данной системы и алгоритма в практику, необходимо проведение экспериментальных

исследований с использованием эталонных средств измерения объема сосудистой и внеклеточной жидкостей, а также биоимпеданса.

Список литературы

- 1 **Walter, H. H.** Replacement of renal function by dialysis / **H. H. Walter** // Springer. – 2004. – 1606 p.
- 2 **Даугирдас Джон Т.** Руководство по диализу / **Даугирдас Джон Т., Блейк Питер Дж., Тодд С. Инг;** пер. с англ. А.Ю. Денисова, В.Ю. Шило. – М.: Центр Диализа. – 2003. – третье издание.
- 3 **Rose, B. D.** Clinical physiology of acid–base and electrolyte disorders / **B. D. Rose** // *Medical Pub. Division.* – New York.: McGraw-Hill. – 2001.
- 4 **Стецюк, Е. А.** Основы гемодиализа / **Стецюк Е. А.** – М.: Издательский дом ГЭОТАР-МЕД. – 2001. – 392 с.
- 5 **Николаев, Д. В.** Биоимпедансный анализ состава тела человека / **Д. В. Николаев, А. В. Смирнов, И. Г. Бобринская, С. Г. Руднев** // М.: "Наука". – 2009. – 392 с.
- 6 **Martinsen, O. G.** Gravimetric Method for in Vitro Calibration of Skin Hydration Measurements / **O. G. Martinsen, G. Orjan S. Grimnes** // *Biomedical Engineering, IEEE Transactions.* – 2008. – 55 (2). –v P. 728-732. – doi: 10.1109/TBME.2007.912651.
- 7 **Мальшев, В. Д.** Интенсивная терапия / **В. Д. Мальшев, И. В. Веденина, Х.Т. Омаров и др.** // Под ред. Проф. В.Д. Мальшева. – М.: Медицина. – 2002. – 584 с.
- 8 **Сокол, Е. И.** Аппаратный контроль степени гидратации пациента при процедуре гемодиализа / **Е. И. Сокол, Р. С. Томашевский, Б. В. Ткачук** // *Вестник южноукраинского национального университета им. В.И. Даля.* – Луганск. – 2012. – №18(189). – С. 227-233.
- 9 **Grimnes, S.** Bioimpedance and electricity basics / **S. Grimnes, Ø. G. Martinssen** // *Academic Press.* – 2000. – 471 p.
- 10 **Jaffrin, M. Y.** Body fluid volumes measurements by impedance: A review of bioimpedance spectroscopy (BIS) and bioimpedance analysis (BIA) methods // **M.Y. Jaffrin H. Morel** // *Med. Eng. Phys.* – 2008. – № 30(10). – P. 1257 - 69. – doi: 10.1016/j.medengphy.2008.06.009.
- 11 **Yuxing Yang** Design and preliminary evaluation of a portable devise for the measurement of bioimpedance spectroscopy / **Yuxing Yang, J. Wang, Gang Yu, Feilong Niu and et.** // *Physiol. Meas.* – 2006. – № 27. – P. 1293-1310. – doi: 10.1088/0967-3334/27/12/004.
- 12 **Тестов, А. Л.** Биотехническая система оценки количества жидкости в организме и распределение ее по секторам в реальном времени: дис. на соискание степени кандидата техн. наук: 05.11.17 / Тестовым Артемом Леонидовичем. – Томск. – 2004. – 133 с.
- 13 **Spiegel, D. M.** Bioimpedance resistance ratios for the evaluation of dry weight in hemodialysis / **D. M. Spiegel, K. Bashir, B. Fisch** // *Clin. Nephrol.* – 2000. – № 53. – P. 108-114.
- 14 **Castellano, S.** Clinical, analytical and bioimpedance characteristics of persistently overhydrated haemodialysis patients / **Sandra Castellano, Inés Palomares, Manuel Molina and et.** // *Nefrologia.* – 2014. – № 34(6). – P. 716-23. – doi: 10.3265/Nefrologia.pre2014.Sep.12468

Bibliography (transliterated)

- 1 **Walter, H. H.** Replacement of renal function by dialysis. *Springer*, 2004, 1606 p.

- 2 **Daugirdas Dzhon T., Bleyk Piter Dzh., Todd S.** Guidance on dialysis. Ing; per. s angl. A.Yu. Denisova, V.Yu. Shilo. Moscow: Tsentralnaya Dializa, 2003.
- 3 **Rose, B. D.** Clinical physiology of acid–base and electrolyte disorders. *Medical Pub. Division*. New York.: McGraw-Hill. 2001.
- 4 **Stetsyuk, E. A.** Fundamentals of hemodialysis. Moscow: Izdatelskiy dom GEOTAR-MED, 2001, 392 p.
- 5 **Nikolaev, D. V. , Smirnov, A. V., Bobrinskaya, I. G., Rudnev, S. G.** Bioimpedance analysis of the composition of the human body. Moscow: Nauka, 2009, 392 p.
- 6 **Martinsen, O. G. Orjan, G., Grimnes, S.** Gravimetric Method for in Vitro Calibration of Skin Hydration Measurements. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*. 2008, 728-732, doi: 10.1109/TBME.2007.912651.
- 7 **Omarov, I., Malyshev, V. D., Vedenina, H. T. et al.** Intensive care. Ed. Prof. Moscow: Medicine, 2002, 584 p.
- 8 **Sokol, E. I., Tomashevskiy, R. S., Tkachuk, B. V.** Hardware control the degree of hydration of the patient during hemodialysis. *Vestnik yuzhnoукраїнського національного університету ім. В.І. Дала. Lugansk*, 2012, **18**(189), 227-233.
- 9 **Grimnes, S., Martinsen, Ø. G.** Bioimpedance and electricity basics. *Academic Press*, 2000, 471 p.
- 10 **Jaffrin, M. Y., Morel, H.** Body fluid volumes measurements by impedance: A review of bioimpedance spectroscopy (BIS) and bioimpedance analysis (BIA) methods. *Med. Eng. Phys.* 2008, **30**(10), 1257-69, doi: 10.1016/j.medengphy.2008.06.009.
- 11 **Yuxing Yang, Wang, J., Gang, Yu, Feilong Niu and et.** Design and preliminary evaluation of a portable device for the measurement of bioimpedance spectroscopy. *Physiol. Meas.* 2006, **27**, 1293-1310, doi: 10.1088/0967-3334/27/12/004.
- 12 **Testov, A. L.** Biotechnical system of evaluation of the amount of fluid in the body and the distribution of it in real-time sectors: dis. na soiskanie stepeni kandidata tehn. nauk: 05.11.17, Tomsk, 2004, 133 p.
- 13 **Spiegel, D. M., Bashir, K., Fisch, B.** Bioimpedance resistance ratios for the evaluation of dry weight in hemodialysis. *Clin. Nephrol*, 2000, **53**, 108-114.
- 14 **Castellano Sandra, Palomares Inés, Molina Manuel and et.** Clinical, analytical and bioimpedance characteristics of persistently overhydrated haemodialysis patients. *Nefrologia*. 2014, **34**(6), 716-23, doi: 10.3265/Nefrologia.pre2014.Sep.12468.

Сведения об авторах (About authors)

Ткачук Богдан Владимирович – Инженер 1й категории Харьковского областного клинического центра урологии и нефрологии им. В.И. Шаповала; г. Харьков, Украина; e-mail: bog.tkachuk@gmail.com.

Bogdan Tkachuk, Engineer of 1 category, *V. I. Shapoval's regional clinical center of urology and nephrology, Kharkiv, UKRAINE*; e-mail: bog.tkachuk@gmail.com

Пожалуйста ссылайтесь на эту статью следующим образом:

Ткачук, Б. В. Автоматизация контроля статуса гидратации пациента во время процедуры гемодиализа / **Б.В. Ткачук** // *Вестник НТУ «ХПИ»*, Серия: *Новые решения в современных технологиях*. – Харьков: НТУ «ХПИ». – 2016. – № 25 (1197). – С. 93-98. – doi:10.20998/2413-4295.2016.25.14.

Please cite this article as:

Tkachuk, B. Automation control status hydration of patients during hemodialysis. *Bulletin of NTU "KhPI". Series: New solutions in modern technologies*. – Kharkiv: NTU "KhPI", 2016, **25** (1197), 93-98, doi:10.20998/2413-4295.2016.25.14.

Будь ласка посилайтесь на цю статтю наступним чином:

Ткачук, Б. В. Автоматизація контролю статусу гідратації пацієнта під час процедури гемодіалізу / **Б. В. Ткачук** // *Вісник НТУ «ХПІ»*, *Серія: Нові рішення в сучасних технологіях*. – Харків: НТУ «ХПІ». – 2016. – № 25 (1197). – С. 93-98. – doi:10.20998/2413-4295.2016.25.14.

АНОТАЦІЯ У даній статті описана проблема оцінки водного статусу пацієнтів на гемодіалізі. Показана важливість набуття пацієнтом стану нормогідратації або «сухої ваги» і небезпеку при її відсутності. Розроблено структуру системи для контролю статусу гідратації, описана функціональна схема і принцип роботи її блоків. Розроблено алгоритм роботи системи, заснований на фізико-біологічних процесах, що відбуваються в організмі пацієнта при ультрафільтрації. Виконано комп'ютерне моделювання, яке підтверджує адекватність розробленого алгоритму.

Ключові слова: «суха вага», біоімпеданс, гемодіаліз, гідратація, гіпергідратація, ультрафільтрація.

Поступила (received) 15.06.2016