УДК 621.317.33

Е. И. СОКОЛ, д - р. техн. наук, проф. НТУ «ХПИ»;
М. В. ВОИНОВА, канд. физ. - мат. наук, доц. НТУ «ХПИ»;
Б. В. ТКАЧУК, аспирант НТУ «ХПИ»;
Р. С. ТОМАШЕВСКИЙ, канд. тех. наук, доцент НТУ «ХПИ»;

ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ СОСТОЯНИЯ ГИДРАТАЦИИ ПАЦИЕНТА ВО ВРЕМЯ ПРОЦЕДУРЫ УЛЬТРАФИЛЬТРАЦИИ

В данной статье описаны вопросы контроля состояния гидратации пациента при гемодиализе. Обоснован выбор метода биоимпедансометрии (БИМ) для контроля водного статуса пациента. Описан принцип метода БИМ, а также недостатки существующей модели. Приведен обзор содержания жидкости в организме, а также распределение ее по секторам и перемещение между ними во время процедуры ультрафильтрации (УФ). Разработана новая электрическая модель, жидкостной части организма с разбиением на водные секторы. Также разработана модель с учетом динамики перемещения жидкости в организме при УФ.

Ключевые слова: гемодиализ, ультрафильтрация, биоимпеданс, «сухой вес», водный баланс.

Введение. Проведение ультрафильтрации для пациентов с почечной недостаточностью всегда сопряжено с опасностью как чрезмерного, так и недостаточного удаления жидкости. Несвоевременное прекращение ультрафильтрации может привести к еще более тяжелым последствиям. Именно из-за этого существует необходимость постоянного контроля состояния гидратации пациента с самого начала и до конца процедуры гемодиализа (ГД).

Актуальность. Существующие методы контроля водного баланса организма требуют или наличия громоздкого дорогостоящего оборудования (томограф, УЗ-сканер и др.) или опирается на индивидуальный опыт врача, что существенно затрудняет осуществлять функцию мониторинга объемов и характеристик жидкости в организме при проведении ультрафильтрации в условиях диализного зала [1].

Для использования на практике необходим метод, который с помощью минимального технического обеспечения, без участия врача и невысокой стоимости исследований, позволил бы автоматизировано и неинвазивно производить мониторинг состояния водного баланса организма и своевременно прекратить удаление жидкости при обретении пациентом состояния нормогидратации или т.н. «сухого веса».

Для решения этой проблемы может быть использован биоимпедансометрический (БИМ) метод мониторинга гидратации пациента. Данный метод в мировой врачебной практике нашел широкое применение в отделениях реанимации и интенсивной терапии, но практически не используется при проведении гемодиализа, так как не выявлено достоверной функциональной связи между параметрами существующей БИМ модели и биологическими характеристиками изменяющимися во время процедуры ультрафильтрации.

БИМ основан на электрических свойствах живых тканей. Так, например, мембраны клеток являются диэлектриками обладающими емкостью $C_{кж}$ и способны проводить ток высокой частоты через клетки (см. рис. 1), а ток низкой

© Е. И. СОКОЛ, М. В. ВОИНОВА, Б. В. ТКАЧУК, Р. С. ТОМАШЕВСКИЙ, 2014

частоты проходит только по активному сопротивлению $R_{вкж}$ соответствующему внеклеточной жидкости [2]. Сопротивление внутриклеточной жидкости, в свою очередь, обладает активным сопротивлением $R_{кж.}$ Под низкой частотой в БИМ подразумевается минимальная частота (единицы, десятки кГц), при которой отсутствует явление поляризации тканей, а под высокой – частота, при которой клеточные мембраны не создают преграды проходящему току (сотни кГц).

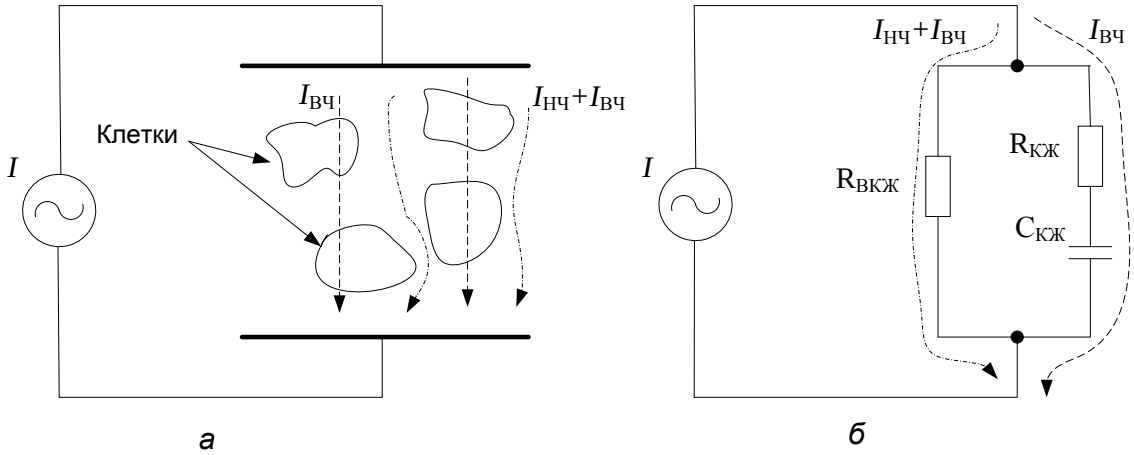

Рис. 1 – Единичный отрезок ткани при БИМ: *а* – схема прохождения токов; *б* – общепринятая эквивалентная схема

В интерпретации электрических процессов для живого организма, теория БИМ базируется на проводимости однородного цилиндра, с конкретными размерами [4, 5] и зависимости объемов водных секторов от сопротивлений будут иметь вид:

$$V_{ово} = \frac{\rho_{вч} L^2}{R_{вч}} + a; \quad (1)$$

$$V_{вкж} = \frac{\rho_{нч} L^2}{R_{нч}} + b, \quad (2)$$

$\rho_{вч}, \rho_{нч}$ – удельное сопротивление организма на высокой и низкой частотах; L - межэлектродное расстояние; $R_{вч}, R_{нч}$ - сопротивление межэлектродного участка на высокой и низкой частоте; a, b – поправочные коэффициенты модели.

В настоящее время существует около тридцати различных зависимостей параметров гидратации пациента от параметров его электрической модели, полученных экспериментальным путем и отличающихся наличием коэффициентов, зависящих от антропометрических и физиологических параметров пациента [6, 7].

Стандартная, общепринятая эквивалентная электрическая схема (см. рис. 1, *б*), используемая для описания жидкостных сред в биоимпедансометрии [3], не подходит для целей её применения в гемодиализе в виду следующих причин:

1. Данная схема не позволяет дифференцировать жидкости в организме в зависимости от места их накопления (сектора).

2. Отсутствие в схеме элементов, позволяющих учитывать динамику перемещения жидкости под действием внутренних градиентов и внешнего воздействия (ультрафильтрации).

В силу этого, невозможно разработать метод для оценки водного статуса пациента с острой (ОПН) или хронической почечной недостаточностью (ХПН) и контролировать процесс удаления жидкости из организма пациента, а также детектировать критерий состояния нормогидратации, во время процедуры гемодиализа.

Цель работы: разработать электрическую модель жидкостной части организма для метода биоимпедансометрии адаптированную к требованиям применения в условиях процедуры ультрафильтрации.

Жидкость (ОВО) в организме человека сосредоточена в двух секторах: клеточном (КЖ) и внеклеточном (ВКЖ)

$$V_{\text{ово}} = V_{\text{кж}} + V_{\text{вкж}}. \quad (3)$$

ВКЖ, в свою очередь, состоит из интерстициальной (ИЖ), сосудистой (СЖ) и трансцеллюлярной (ТЖ) составляющих.

Пациенты с ХПН зачастую имеют стабильный электролитный баланс водных сред, поэтому накопление жидкости в междиализный период, происходит именно во внеклеточном компартменте, при этом объем клеточной жидкости (КЖ) остается практически неизменным [8].

Трансцеллюлярная жидкость содержится в специализированных полостях тела, к ней относятся спинномозговая, перикардиальная, плевральная, синовиальная и внутриглазная, а также пищеварительные соки. Она заключена в замкнутом объеме, её объем составляет в норме не более 0,5-1 % всей жидкости организма и значительно изменяется только в глубоко патологических случаях [9]. Поэтому в дальнейших расчетах вкладом этой составляющей можно пренебречь.

Таким образом, интересующий нас объем внеклеточной жидкости может быть представлен в виде (4):

$$V_{\text{вкж}} = V_{\text{иж}} + V_{\text{сж}}. \quad (4)$$

Во время процедуры гемодиализа, излишки жидкости, накопленные в организме пациента при нарушении функции почек, так называемый ультрафильтрат (УФ), удаляется из сосудистого русла с помощью аппарата «искусственная почка» [10,11, 12]. Последний, путем откачивания жидкости насосом ультрафильтрации, создает разницу гидростатических давлений: $\Delta P_1 = P1 - P3$. В свою очередь, опустошаемое сосудистое русло пополняется жидкостью с интерстициального сектора, также за счет перепада давлений между этими секторами: $\Delta P = P2 - P1$. Исходя из этого, процедура гемодиализа может быть представлена в виде схемы жидкостного обмена (см. рис. 2).

Данный процесс фильтрации жидкости из интерстициального в сосудистый сектор осуществляется под воздействием двух давлений: гидростатического и коллоидно-онкотического. Объемный поток восполняющей жидкости описывается выражениями:

$$J_{\mathrm{w}} = \frac{dV}{dt}; \tag{5}$$

$$J_{\mathrm{w}} = L_{\mathrm{p}} S(\Delta P - \sigma \Delta T), \tag{6}$$

где, J_{w} – объемный поток ультрафильтрата, V – объем ультрафильтрата, t – время ультрафильтрации, L_{p} – коэффициент проницаемости капиллярной стенки для воды, S – площадь капиллярной поверхности, σ – коэффициент отражения, ΔP - разница гидростатических давлений между секторами СЖ и ИЖ, ΔT - разница онкотических давлений между секторами СЖ и ИЖ [13, 14].

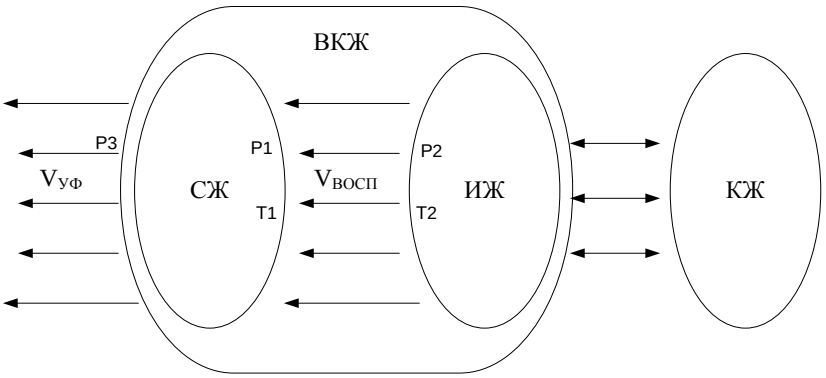

Рис. 2 – Жидкостный обмен между компартментами во время удаления ультрафильтрата на процедуре ГД

Для описания приведенных выше процессов была предложена новая модель, представленная эквивалентной электрической схемой жидкостной части организма (см. рис. 3) с разделением на секторы.

Внеклеточная жидкость может быть представлена как сумма составляющих ИЖ и крови. Кровь, в свою очередь, как жидкая составляющая – плазма (ПЛ), и клеточная масса – форменные элементы крови (ФЭК) (эритроциты, тромбоциты, лейкоциты и др.)

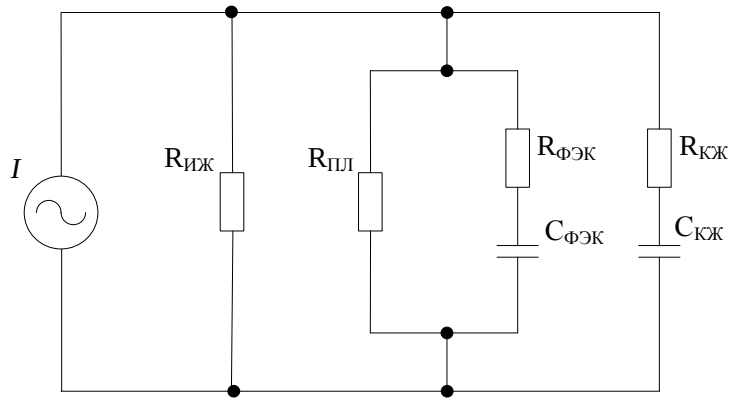

Рис. 3 – Эквивалентная схема жидкостной части организма с разбиением на секторы

В данной эквивалентной схеме, предложено разбиение всего сопротивления организма на звенья, соответствующие секторам ИЖ, СЖ и КЖ. Сопротивление ИЖ, $R_{иж}$ имеет активный характер; звено КЖ, за счет емкости клеточных мембран $C_{кж,}$ имеет емкостной характер и на постоянном токе будет выступать разрывом цепи; звено крови имеет смешанный характер, за счет параллельного включения активного сопротивления плазмы крови $R_{пл}$, последовательного соединения емкости мембран $C_{фэк}$ и сопротивления форменных элементов крови $R_{фэк}$. Общий импеданс схемы описывается выражением (7)

$$Z_{общ} = \frac{Z_{пл}Z_{фэк}Z_{иж}Z_{кж}}{Z_{пл}Z_{фэк}(Z_{кж}+Z_{иж})+Z_{иж}Z_{кж}(Z_{фэк}+Z_{пл})}. \quad (7)$$

Данная модель показывает, что ток низкой частоты будет проходить через ИЖ и ПЛ и падение сопротивления на этих жидкостях будет коррелировать с их суммарным объемом или объемом ВКЖ (4). Ток высокой частоты будет проходить через все секторы ИЖ, ПЛ, ФЭК, КЖ и соответствует объему всей воды организма, $V_{ово}$ (3).

Во время проведения процедуры ГД важна возможность раздельного мониторинга объемов СЖ, ИЖ, а также корректная оценка критерия достижения конца процедуры откачки жидкости при обретении пациентом сухого веса.

Для возможности контроля объема УФ – необходимо разделение водных объемов на постоянные и переменные составляющие, в зависимости от того изменяются ли они в ходе ГД или нет. Ультрафильтрат присутствует и в ИЖ и ПЛ, поэтому его эквивалент необходимо выделить в соответствующих звеньях схемы (см. рис. 4).

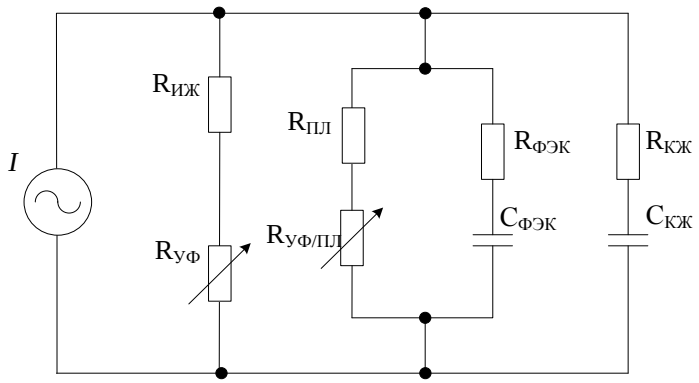

Рис. 4 – Эквивалентная биофизическая схема для БИМ с учетом динамики удаления жидкости во время ГД

В эквивалентную схему включены элементы, которые характеризуют изменение конкретных жидкостных объемов во времени. Выражение общего импеданса для данной схемы следует из (7). На условно низкой частоте зависимость будет иметь вид (8), на условно высокой (9):

$$R_{\text{нч}} = \frac{\left(R_{\text{пл}} + \frac{dR_{\text{уф/пл}}}{dt}\right)\left(R_{\text{иж}} + \frac{dR_{\text{уф}}}{dt}\right)}{R_{\text{пл}} + \frac{dR_{\text{уф/пл}}}{dt} + R_{\text{иж}} + \frac{dR_{\text{уф}}}{dt}}; \quad (8)$$

$$R_{\text{вч}} = \frac{R_{\text{фэк}} R_{\text{кж}}\left(R_{\text{иж}} + \frac{dR_{\text{уф}}}{dt}\right)\left(R_{\text{пл}} + \frac{dR_{\text{уф/пл}}}{dt}\right)}{R_{\text{фэк}}\left(R_{\text{пл}} + \frac{dR_{\text{уф/пл}}}{dt}\right)\left(R_{\text{иж}} + \frac{dR_{\text{уф}}}{dt} + R_{\text{кж}}\right) + R_{\text{кж}}\left(R_{\text{иж}} + \frac{dR_{\text{уф}}}{dt}\right)\left(R_{\text{пл}} + \frac{dR_{\text{уф/пл}}}{dt} + R_{\text{фэк}}\right)}. \quad (9)$$

Сопротивления $R_{\text{уф}}$ и $R_{\text{уф/пл}}$указывают на излишки жидкости, а$R_{\text{иж}}$ и$R_{\text{пл}}$ соответствует состоянию нормогидратации пациента, таким образом критерием окончания процедуры является условие (10):

$$\sum R_{\text{уф}} = 0. \quad (10)$$

Выводы. В ходе работы определены недостатки существующей эквивалентной модели жидкостной части организма для метода БИМ, которые не позволяют использовать имеющуюся модель применительно к процедуре гемодиализа. Предложена новая модель с учетом разбиения всего жидкостного объема на секторы. Также предложена расширенная модель с учетом динамики перемещения жидкостей в организме пациента при проведении ультрафильтрации и критерий остановки процедур при достижении пациентом состояния соответствующему т.н. сухому весу. Использование такой модели, в дальнейшем позволит разработать достоверный объективный метод оценки водного статуса пациента непосредственно при проведении процедуры гемодиализа.

Список литературы: **1.** *Е.И. Сокол.* 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 – 2012. – №18 (189). – С. 227 – 233. **2.** *Diana Traughber.* Bioimpedance Spectroscopy for Clinical Assessment of Fluid Distribution and Body Cell , Mass Carrie Earthman / *Diana Traughber, Jennifer Dobratz and Wanda Howell. /* Nutr Clin Pract. August, 2007; 22 (4): 389-405. **3.** *Мартиросов Э.Г.* Технологии и методы определения состава тела человека. / *Мартиросов Э.Г., Николаев Д.В., Руднев С.Г.* / - М.: Наука, 2006. - 248 с. **4**. *Николаев Д.В.* Биоимпедансный анализ состава тела человека / *Николаев Д.В., Смирнов А.В., Бобринская И.Г., Руднев С.Г.*/ – М. : "Наука", 2009. – 392 с. **5.** *Chamney PW.* A new technique for establishing dry weight in hemodialysis patients via whole body bioimpedance. / *Chamney PW, Kramer M, Rode C, et. al*. / Kidney Int, 2002.2250-2258. **6.** *Lukaski HC.* Validation of the bioelectrical impedance method to assesshuman body composition. / *Lukaski HC, Bolonechuk WW, Hall CB, Siders WA*. / J Appl Physiol 1987; 60:1327-1332. **7.** *Kushner RF*. Estimate of total body water by bioelectrical impedance analysis. / *Kushner RF, Schoeller DA*. / Am J Clin Nutr 1986; 44: 417-424. **8.** *Джон Т. Даугирдас* Руководство по диализу / *Джон Т. Даугирдас, Питер Дж. Блейк, Тодд* С. Инг; пер. с англ. *А.Ю. Денисова, В.Ю. Шило*. – третье издание. – М. : Центр Диализа, 2003. – 744с. **9.** *Рябов Г.А.* Синдромы критических состояний / *Геннадий Алексеевич Рябов* / – М.: Медицина,1994. – 368с. **10.** *Tao Dai*. Blood characterization from pulsatile bioimpedance spectroscopy / *Tao Dai, Andy Adler*. / – Canada :Systems and Computer Engineering, Carleton University, 2003. **11.** Spiegel *DM:*Bioimpedance resistance ratios for the evaluation of dry weight in hemodialysis. / Spiegel *DM, Bashir K, Fisch B:/* Clin Nephrol 2000; 53: 108–114 **12.** *Baumgartner RN. et al.* Bioelectric impedance for body composition. Exerc. Spt. Sci. Rev. 18: 193-224, 1990. **13**. *Стецюк Е.А.* Основы гемодиализа /*Стецюк Е.А.* – М. : Издательский дом ГЭОТАР-МЕД, 2001. – 392с. **14**. *Woodrow G.* (2005) The effect of normalization of ECW volume as a marker of hydration in

peritoneal dialysis patients and controls Perit Dial / *Woodrow G, Oldroyd B, Wright A, Coward W A and Truscott J G /* Int 25 Suppl 3 p. 49-51.

Bibliography (transliterated): 1. E. I. Sokol, R. S. Tomashevsky, B. V. Tkachuk. Apparatus control of the hydration degree of patient on hemodialisis. Vestnik yuzhnoukrainskogo natsionalnogo universiteta im. V.I. Dalya . 2012. №18 (189). 227–233. **2.** Diana Traughber, Jennifer Dobratz and Wanda Howell. Bioimpedance Spectroscopy for Clinical Assessment of Fluid Distribution and Body Cell, Mass Carrie Earthman, Nutr Clin Pract. August, 2007; 22 (4): 389-405. **3.** Martirosov E.G., Nikolaev D.V., Rudnev S.G. Technologies and methods of determining the composition of the body. Moscow: Nauka. 2006. 248. **4.** Nikolaev D.V., Smirnov A.V., Bobrinskaya I.G., Rudnev S.G. Bioimpedance analysis of the body composition. Moscow: Nauka. 2009. 392. **5.** Chamney PW, Kramer M, Rode C, et. al. A new technique for establishing dry weight in hemodialysis patients via whole body bioimpedance. Kidney Int. 2002. 2250-2258. **6.** Lukaski HC, Bolonechuk WW, Hall CB, Siders WA.Validation of the bioelectrical impedance method to assesshuman body composition. J Appl Physiol 1987; 60:1327-1332. **7.** Kushner RF, Schoeller DA. Estimate of total body water by bioelectrical impedance analysis. Am J Clin Nutr 1986; 44: 417-424. **8.** Dzhon T. Daugirdas The guidance on dialysis/ Dzhon T. Daugirdas, Piter Dzh. Bleyk, Todd S. Ing; per. s angl. A.Yu. Denisova, V.Yu. Shilo. trete izdanie. Moscow: Tsentr Dializa, 2003. 744. **9**. Ryabov G.A. Syndromes of critical states. Moscow: Meditsina. 1994. 368. **10.** Tao Dai. Blood characterization from pulsatile bioimpedance spectroscopy. Canada :Systems and Computer Engineering, Carleton University. 2003. **11.** Spiegel DM, Bashir K, Fisch B:Bioimpedance resistance ratios for the evaluation of dry weight in hemodialysis. Clin Nephrol 2000; 53: 108–114. **12.** Baumgartner RN, et al. Bioelectric impedance for body composition. Exerc. Spt. Sci. Rev. 18: 193-224, 1990. **13**. Stetsyuk E.A. Fundamentals of hemodialysis. Moscow: Izdatelskiydom GEOTAR-MED. 2001. 392. **14**. Woodrow G, Oldroyd B, Wright A, Coward W A and Truscott J G (2005) The effect of normalization of ECW volume as a marker of hydration in peritoneal dialysis patients and controls Perit Dial Int 25 Suppl 3. 49-51.

Надійшла (received) 21.07.2014

УДК 654.937

В. И. ГАЛИЦА, инж. НИЧ НТУ «ХПИ»;
П. А. КАЧАНОВ, д-р техн. наук, проф. НТУ «ХПИ»;

ДИНАМИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ БИОКИНЕМАТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ДВИЖЕНИЙ АТЛЕТОВ

В статье освещены варианты применения измерительной аппаратуры экспресс-диагностики динамических характеристик спортивных движений для определения состояния атлетов и на основе проведенных исследований описаны примеры создания динамических моделей, позволяющих идентифицировать как само спортивное движение через его координационно-кинематическую структуру, так и его динамические характеристики через амплитуды ускорений в контрольных фазах этих движений. Такая аппаратура информирует испытуемого об интенсивности выполнения им тренировочного задания и критических амплитудных и временных отклонениях от установленной тренером нормы.

Ключевые слова: динамическая модель, акселерометр, координационно-кинематическая структура, идентификация, амплитуда.

Введение. Важнейшей задачей подготовки спортсменов является диагностика функционального и технического состояния атлета в процессе его

© В. И. ГАЛИЦА, П. А. КАЧАНОВ, 2014