

УДК 004.056.53

Щанов П.Ф.

Национальный технический университет Украины
«Харьковский политехнический институт»

Томашевский Р.С.

Национальный технический университет Украины
«Харьковский политехнический институт»

Бородай В.О.

Военно-медицинский клинический центр Северного региона

Горбулич А.В.

Харьковская медицинская академия последипломного образования

ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ И ПЛАНИРОВАНИЕ БИМ-АНАЛИЗА ДЛЯ МОНИТОРИНГА КРОВОПОТЕРЬ

В работе приведены результаты исследования возможности применения результатов метода биоимпедансометрии для мониторинга скрытых и спонтанных кровотечений. Показана существующая проблема учета кровопотерь при реанимационных, операционных и реабилитационных мероприятиях. Предложено использование, в качестве информативных параметров, спектральных свойств биоимпедансного сигнала, а именно, коэффициента межспектральной корреляции исходного измерительного сигнала и его линейного преобразования. В работе детально рассмотрены существующие биофизические модели, обосновывающие перспективность использования биоимпедансного метода для подобных задач, и приведены расчетные эмпирические выражения для определения объема жидкостных сегментов человеческого организма. Приведено математическое обоснование метода межспектральной корреляции, основанное на вычислении корреляционных показателей коэффициентов вейвлет-разложения исходного сигнала и его линейного преобразования. В работе приведены результаты экспериментальных исследований по апробации данного метода при фиксированных заборах венозной крови. С использованием критериальной T-статистики была проведена количественная оценка эффективности вариантов выбора пространственного размещения измерительных электродов при биоимпедансометрии. Полученные результаты позволяют сделать вывод о возможности и перспективности предложенного метода для мониторинга в режиме реального времени начала скрытых и спонтанных кровотечений, а также позволяют сформировать рекомендации относительно размещения измерительных электродов на теле пациента.

Ключевые слова: кровопотеря, активный мониторинг, биоимпедансный анализ, вейвлет-преобразование, межспектральная корреляция, T-статистика.

Постановка проблемы. Проблема учета объема кровопотерь имеет исключительную важность не только для выбора стратегии любых реанимационных мероприятий при травматических ампутациях, но и для диагностики закрытых травм и послеоперационных осложнений. Существующие методы [1-2] контроля таких кровопотерь несовершенны и исключают возможность мониторинга в режиме реального времени, что оказывается критическим, особенно для случаев острой кровопотери.

Анализ литературных источников показал большую перспективность использования метода биоимпедансометрии для исследования состояния сосудистого русла и жидких сред организма, что дает определенные надежды на эффективное применение данного метода для контроля скрытых кровопотерь.

Постановка задачи. Цель работы – разработка метода активного мониторинга скрытых и спонтанных кровопотерь в процессе послеоперационной реабилитации на основе биоимпедансного анализа организма пациента.

Анализ литературных источников и последних исследований. Согласно общепринятой классификации различают три степени кровопотери: легкая, средняя и тяжелая [2-3].

Обычно, при расчете ориентировочного объема кровопотери рассчитывается шоковый индекс, который равен отношению значения частоты пульса к значению систолического артериального давления.

Более точным является метод оценки объема кровопотери, основанный на комплексном подходе, учитывающем для определения кровопотери гемодинамические показатели (табл. 1).

Биоимпедансный метод основан на измерении импеданса Z всего тела или отдельных сегментов тела с использованием специальных приборов – биоимпедансных анализаторов [4-8]. Электрический импеданс биологических тканей имеет два компонента: активное R и реактивное сопротивление X_c , связанные соотношением (1):

$$Z^2 = R^2 + X_c^2. \quad (1)$$

Эквивалентная схема биообъекта, называемая также моделью Фрике-Морзе [9-10], содержит сопротивление внеклеточной жидкости $R_{вкж}$, сопротивление клеточной жидкости $R_{кж}$ и емкость мембран C_m . Чтобы определить объем внеклеточной жидкости, необходимо измерять импеданс на постоянном токе, так как в этом случае клеточные мембраны остаются непроницаемыми, и внутриклеточная жидкость не влияет на результат измерения. Для определения общей жидкости организма, необходимо измерять импеданс на бесконечно большой частоте, когда ток проходит через клетку [9-15].

В классическом представлении для биоимпедансометрии (далее – БИМ) существует несколько физических моделей состава тела, основные из которых, модель однородного тела и модель смеси [16-18].

Базовым элементом однородной модели тела человека для оценки содержания жидкости в орга-

низме является цилиндр с площадью сечения S и высотой L и постоянным удельным сопротивлением – ρ [19-21] (рис. 1).

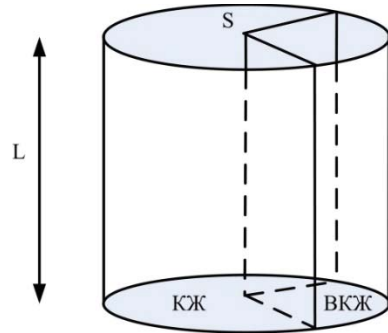


Рис. 1. Цилиндрическая однородная модель организма

Цилиндр разбит на два сектора, один из которых наполняют все клетки организма, другой – проводящий электролит внеклеточной жидкости.

Объем цилиндра V , при этом рассчитывается как произведение поперечного сечения S на его высоту L .

$$V = SL. \quad (2)$$

Сопротивление цилиндрического тела определяется формулой (1), а объем проводящей компоненты [22]

$$V = \frac{\rho L^2}{R}. \quad (3)$$

Модель однородного тела не учитывает тот факт, что непроводящие компоненты распределены внутри объема проводящей среды и поэтому плотность тока пространственно неоднородна.

Биоимпедансометрия бывает трех видов: локальная – измерение импеданса отдельного участка тела; сегментальная – измерение биоимпеданса отдельной части тела; интегральная – измерение биоимпеданса всего организма.

Кроме того, по количеству использованных частот при измерении биоимпеданса тела выделяют: одночастотную БИМ, двухчастотную, мультичастотную и спектроскопию [23].

Таблица 1

Оценка объема кровопотери

Объем кровопотери (в дм³) при массе тела кг			ОЦК %	АД сист мм.рт.ст	Индекс шока	АД сист мм.рт.ст	ОЦК %	Объем кровопотери (в дм³) при массе тела кг		
60	70	80						60	70	80
2,8	2,5	2,1	50	40	3,0	0	55	2,3	2,7	3,1
1,5	2,2	1,9	45	50	3,5	40	50	2,1	2,5	2,8
2,1	1,9	1,6	38	70	2,0	50	45	1,9	2,2	2,5
1,7	1,5	1,3	30	80	1,5	70	38	1,6	1,4	2,1
1,0	0,9	0,8	18	90	1,0	90	0	0,8	1,0	1,1
травма							операция			

Представляет интерес использование частотно-временных свойств БИМ-сигналов, коррелированных с динамикой кровоснабжения организма [24]. Такие сигналы позволяют получать контрольную информацию в режиме реального времени, отслеживая локализованную во времени нестационарность кровотока при случайном факторном влиянии (изменение объема сосудистого русла).

Математическое обоснование метода меж-спектральной корреляции. Рассмотрим результат измерения биоимпедансометрии на нескольких частотах как случайные процессы. Известно, что при коррелированности гармоник исходных процессов $x(t)$ и $y(t)$, последние становятся спектрально-нестационарными [25]. Такую нестационарность можно выявить, вычисляя функцию когерентности [26], которая определяется выражением [27].

$$\gamma_{xy}(\omega) = \frac{|f_{xy}(\omega)|}{[f_x(\omega) \cdot f_y(\omega)]^{1/2}}, \quad (4)$$

где $f_{xy}(\omega)$ – взаимная спектральная плотность стационарно связанных сигналов $x(t)$ и $y(t)$; $f_x(\omega)$ и $f_y(\omega)$ – спектральные плотности нестационарности любого из процессов $x(t)$ и $y(t)$ будем иметь условие

$$0 < \gamma_{xy}(\omega) < 1. \quad (5)$$

Рассмотрим теперь некоторый случайный измерительный сигнал $x(t)$ существующий на конечном интервале T времени его наблюдения. Для выявления спектральных свойств такого сигнала воспользуемся его двумерным частотно-временным (по масштабу a и сдвигу b) вейвлет-преобразованием, осуществляя свертку сигнала $x(t)$ с некоторой базисной вейвлет-функцией $\psi(t)$ [27].

$$W_x(a, b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt. \quad (6)$$

Для дискретного непрерывного вейвлет-преобразования результаты свертки будут представлены множеством вейвлет-коэффициентов $W_x(a_j, b_i) = \eta_{ji}$, $j = \overline{1, h}$, $i = \overline{1, m}$ [27], где h – количество масштабов, m – число сдвигов. Известно, что такая модель непрерывного вейвлет-преобразования увеличивает взаимную коррелированность получаемых вейвлет-коэффициентов [26]. Для уменьшения последней про дифференцируем (например k раз) анализирующий вейвлет $W[x(t)]$, что эквивалентно, исходя из свойств вейвлет-преобразования, дифференцированию реализации сигнала $x(t)$.

$$\frac{d^k}{dt^k} W[x(t)] = W\left[\frac{d^k}{dt^k} x(t)\right]. \quad (7)$$

Обозначим полученные, при таком дифференцировании, вейвлет-коэффициенты как $W_y(a_j, b_i)$. Будем рассматривать основной и продифференцированный спектры, как реализации $V_{ji} = W_y(a_j, b_i)$ и $U_{ji} = W_y(a_j, b_i)$ системы (V, U) для случайных величин V и U .

Для процессов $x(t)$ и $y(t)$, условие (5) для функции когерентности (4) приводит к условию

$$0 < |R_{VU}| < 1, \quad (8)$$

где

$$R_{VU} = \frac{|K_V|}{[\sigma_V^2 \cdot \sigma_U^2]^{1/2}}, \quad (9)$$

K_{VU} – ковариация (совместный центральный момент 2-го порядка) между спектрами V_{ji} и U_{ji} ; σ_V^2, σ_U^2 – дисперсии спектров V_{ji} и U_{ji} .

Учитывая, что коэффициент линейной парной корреляции R_{VU} нормирован ($-1 < R_{VU} < 1$), имеет смысл убрать ограничение по модулю для этого коэффициента. В этом случае снимается ограничение и на знак ковариации K_{VU} , которая определяется выражением.

$$K_{VU} = (N-1)^{-1} \sum_{j=1}^h \sum_{i=1}^m (V_{ji} - \bar{V})(U_{ji} - \bar{U}), \quad (10)$$

где $N = h \cdot m$;

\bar{V}, \bar{U} – средние значения вейвлет-спектров $V_{j,i} = W_x \cdot (a_j, b_i)$ и $U_{j,i} = W_y(a_j, b_i)$.

По отношению к спектрам $v(a, b)$ и $v(a, b)$ сигнала $U(t)$ и его линейного преобразования $V_U(t)$, функция когерентности может быть трансформирована в коэффициент нормированной межспектральной корреляции (как аналога функции автокогерентности [26]):

$$R_w = \frac{M[v(a, b) \cdot v(a, b)]}{M[v(a, b)^2]^{1/2} \cdot M[v(a, b)^2]^{1/2}}. \quad (11)$$

Фактически, R_w – это нормированный совместный момент второго порядка случайных величин $v(a, b)$ и $v(a, b)$.

В случае активного мониторинга кровопотерь, то есть получения и обработки информативных параметров состояния организма (в данном случае кровеносной системы) особый интерес будут представлять показатели нестационарности по времени (в случае вейвлет-преобразования – по сдвигу).

Использование ММК для активного мониторинга кровопотерь. Входным сигналом при использовании ММК для активного мониторинга кровопотерь будет являться дискретизированный БИМ-сигнал x_k на нескольких частотах, например, $x(20)_k, x(100)_k$ и $x(500)_k$, на частотах 20, 100 и 500 кГц соответственно. При этом k – номер

временного отсчета, $i=0..n$. Линейно-преобразованный сигнал, в нашем случае первую производную, обозначим dx_i .

Проведем вейвлет-преобразование сигнала с окном шириной b . Выбор материнского вейвлета и ширины окна будет проведен в последующих работах. В данной работе использовался вейвлет Морлей с шириной окна 30. Результаты вейвлет-преобразования сигнала и его линейного преобразования будут представлять собой две матрицы коэффициентов $X_{i,j}$ и $dX_{i,j}$.

Коэффициент спектральной нестационарности по сдвигу будет иметь вид:

$$RSM_j = \frac{\sum_{i=0}^{a-1} [(X_{i,j} - Mx_i) \cdot (dX_{i,j} - Mdx_i)]}{\sqrt{\sum_{i=0}^{a-1} (X_{i,j} - Mx_i)^2} \cdot \sqrt{\sum_{i=0}^{a-1} (dX_{i,j} - Mdx_i)^2}}. \quad (12)$$

Где $Mx_i = \frac{1}{b} \cdot \sum_{j=0}^{b-1} X_{i,j}$, $Mdx_i = \frac{1}{b} \cdot \sum_{j=0}^{b-1} dX_{i,j}$ – математические ожидания по масштабу вейвлет-коэффициентов сигнала $X_{i,j}$ и его линейного преобразования $dX_{i,j}$

Разработанный метод дает возможность получения дополнительной информации о нестационарности спектров более высоких порядков. Например, для спектра второго порядка (спектра мощности) коэффициент спектральной нестационарности по сдвигу будет иметь вид

$$RSD_j = \frac{\sum_{i=0}^{a-1} [(X_{i,j} - Ddx_i) \cdot (dX_{i,j} - Ddx_i)]}{\sqrt{\sum_{i=0}^{a-1} (X_{i,j} - Ddx_i)^2} \cdot \sqrt{\sum_{i=0}^{a-1} (dX_{i,j} - Ddx_i)^2}}, \quad (13)$$

где

$$Dx_i = \frac{1}{b} \cdot \sum_{j=0}^{b-1} (X_i - Mx_i), \quad Ddx_i = \frac{1}{b} \cdot \sum_{j=0}^{b-1} (dX_i - Mdx_i).$$

В качестве интегрального показателя, можно использовать среднее значение коэффициента корреляции на окне наблюдения для спектра первого

$$RSM = \frac{\sum_{i=0}^{a-1} [(Mx_i - Mx1) \cdot (Mdx_i - Mdx2)]}{\sqrt{\sum_{i=0}^{a-1} (Mx_i - Mx1)^2} \cdot \sqrt{\sum_{i=0}^{a-1} (Mdx_i - Mdx2)^2}}, \quad (14)$$

и второго порядка

$$RSD = \frac{\sum_{i=0}^{a-1} [(Dx_i - Bx1) \cdot (Bdx_i - Bdx2)]}{\sqrt{\sum_{i=0}^{a-1} (Bx_i - Bx1)^2} \cdot \sqrt{\sum_{i=0}^{a-1} (Bdx_i - Bdx2)^2}}. \quad (15)$$

Значимое изменение гемодинамики сосудистого русла, которое можно интерпретировать как внешнее факторное влияние систему сосуды-кровь, можно оценить по значимому изменению коэффициента межспектральной корреляции (на временном участке). Проверка значимости различий коэффициентов возможна по одному из стандартных статистических тестов (например, Т-статистика) с учетом заданного уровня риска.

Апробация разработанного метода. Обсуждение результатов. Для достижения поставленной цели была проведена серия тестовых активных (с детерминированными моментами начала и окончания отбора фиксированного объема крови) экспериментов. Эксперимент был проведен на базе Военно-медицинского клинического центра Северного региона.

Была проведена серия из 9 измерений с различными пациентами. Отбор крови осуществлялся медицинским персоналом, объем фиксированный – 450 мл. Измерения БИМ-сигналов осу-

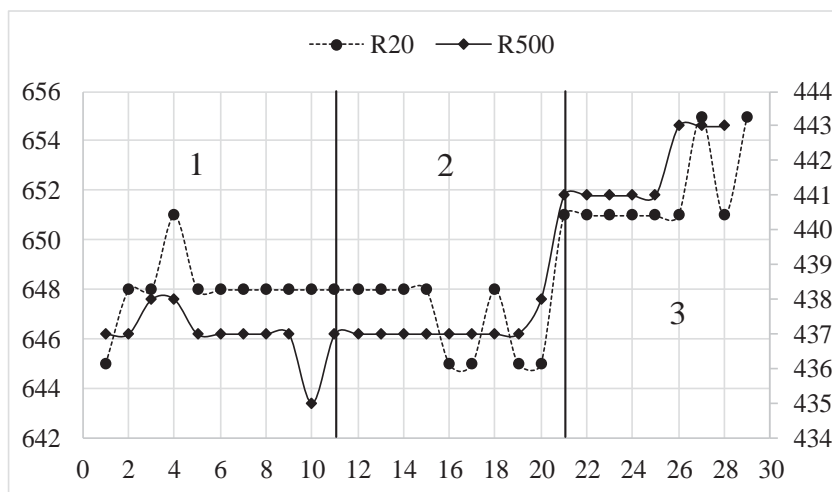


Рис. 2. Типичные реализации БИМ-сигналов для частот 20 и 500 кГц

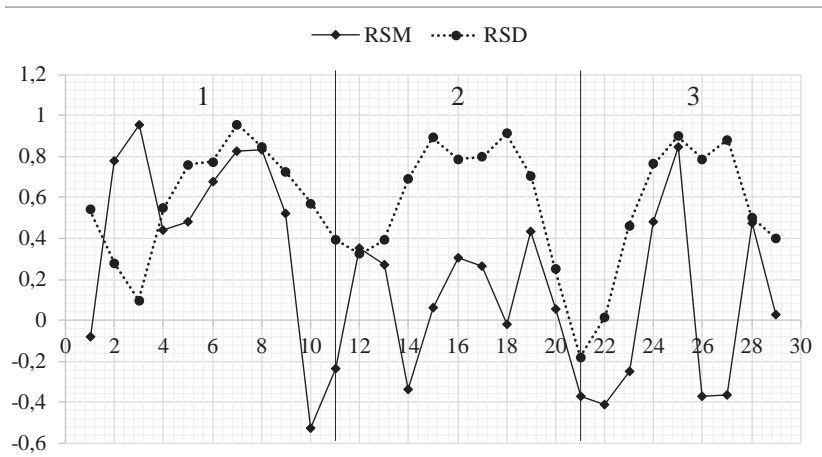


Рис. 3. Результати оцінювання КМК (RSM, RSD) для 20 кГц

ществялось на 3 частотах – 20, 100 и 500 кГц. Для получения первичного сигнала была использована четырех-электродная схема получения БИМ-сигнала с четырьмя различными вариантами наложения электродов.

На рисунке 2 приведены типичные реализации БИМ-сигналов для частот 20 и 500 кГц. На этом рисунке отмечены границы, разделяющие полный период наблюдения пациента на три

фазы: фаза 1 – отсутствие кровопотери (начальная фаза); фаза 2 – наличие кровопотери (активная фаза); фаза 3 – отсутствие кровопотери (конечная фаза).

На рисунке 3 приведены результаты оценивания КМК (RSM, RSD) для 20 кГц, рассчитанных по уравнениям (12, 13).

В таблице 2 представлены результаты оценивания КМК RSM и RSD для четырех вари-

Таблица 2

Значения КМК (RSM и RSD) для четырех вариантов расположения электродов

Вариант	Фаза	Число отсчетов БИМ-сигнала	КМК	
			RSM	RSD
Треть левого предплечья – середина плеча левой руки	1	6	-0,11017	0,661
	2	13	-0,20723	0,352
	3	8	-0,11288	0,626
Ладонь – середина плеча левой руки	1	6	0,29983	0,931
	2	7	0,14814	0,931
	3	12	-0,17992	0,9296
Запястье левой руки – голеностоп левой ноги	1	10	0,4902	0,6089
	2	12	0,0315	0,4976
	3	7	0,121143	0,6704
Запястье левой руки – голеностоп правой ноги	1	6	0,424833	-0,0988
	2	8	0,1735	0,21
	3	5	0,0548	0,3982

Таблица 3

Значения T-статистики для четырех вариантов пространственного разделения электродов на теле пациента (частота – 20 кГц; КМК – RSM)

Пациент	1	2	3	4
Расположение	Треть левого предплечья – середина плеча левой руки	Ладонь – середина плеча левой руки	Запястье левой руки – голеностоп левой ноги	Запястье левой руки – голеностоп правой ноги
Условное расстояние	d_1	d_2	d_3	d_4
Значение T-статистики. Фаза 1-2	0,5711	0,8139	3,3348	4,4575
Значение T-статистики. Фаза 2-3	-0,6101	1,9693	-0,5372	-0,5974

антов пространственного расположения БИМ-преобразователей на теле пациента.

Для тестирования различий коэффициентов корреляции RSM, RSD для смежных фаз эксперимента (фазы 1-2 и 2-3) был выбран стандартный тест на значимость [28], критериальную T-статистику которого можно использовать для количественной оценки эффективности вариантов выбора тех или иных составляющих общего плана эксперимента. В таблице 3 даны значения T-статистик для четырех пациентов с различными вариантами установки первичных преобразователей БИМ-сигналов (пар электродов, установленных на различных пространственно-разделенных участках тела пациента).

Таблица 3 наглядно показывает уменьшение КМК для фазы 2 по отношению к фазе 1 (T-статистика положительна). Это указывает на возрастание динамики спектральной нестационарности БИМ-сигнала на интервале времени, соответствующем этой фазе. Фактически начало кровопотери сопровождается уменьшением КМК по отношению к предыдущей фазе (фазе 1), а окончание кровопотери приводит к увеличению КМК по отношению к фазе 2. В таблице 6 только одно (затонировано) значение T-статистики можно считать промахом, поскольку ее знак для фазы 2-3 положителен. Для таблицы 3 был использован коэффициент RSM, поскольку именно для него, в отличие от коэффициента RSD, таблицы 2 наблюдалась качественная динамика изменения КМК при переходах от фазы 1 к фазе 2 и от фазы 2 к фазе 3.

Таблица 6 составлена с учетом ранжирования (по увеличению значения) геометрических расстояний между электродами, что соответствует условию

$$d_1 < d_2 \dots < d_4. \quad (16)$$

Из таблицы 6 видно, что наибольшее значение T-статистики, несущей информацию об изменении КМК на границе двух фаз, максимально для расстояния d_4 ($T = 4,4575$). Это расстояние геометрически максимально и позволяет обосновать выбор варианта размещения датчиков на теле пациента. Фактически, это задача планирования метрологической составляющей, связанная с условной оптимизацией варианта по максимуму целевой функции в виде T-статистики. Такая оптимизация условна, поскольку число начальных условий ограничено в данном варианте количеством пациентов, хотя общее число вариантов стремится к бесконечности. Однако любое ограничение вариантов дает возможность, например, на основе таблицы 6 выбрать

вариант, который близок к известным биофизическим моделям, подкрепленным максимизацией T-статистики.

Анализ результатов, представленных во второй строке таблицы 3, указывает на их неоднозначность, что позволяет сделать вывод об эффективности использования КМК только в задачах обнаружения начала кровопотери.

Таблица 3 дает возможность не только качественного (по знаку T-статистики), но и количественного (по ее величине) анализа вариантов выбора одного из двух решений:

γ_0 : различия между КМК сравниваемых фаз отсутствует; (17)

γ_1 : КМК соседних фаз статистически различны, (18)

причем при положительном знаке T-статистики обоснованность выбора решения γ_1 (начало кровопотери) производится исходя из нормативных требований теории статистических решений [28-29], когда T-статистика превышает критическое значение при заданном уровне значимости. Для уровня значимости $\alpha = 0,05$ значение критической статистики равно 1,645.

Таким образом, планирование эксперимента по активному мониторингу появления кровопотери должно обеспечивать максимальное длину пути прохождения сканирующего тока БИМ-сигнала, за счет выбора мест фиксации электродов по варианту «левая рука – правая нога».

Выводы. Проведенные исследования указывают на перспективность информационно-измерительной процедуры контроля динамических параметров нестационарности БИМ-сигналов в задачах обнаружения скрытых кровотечений. Особо важным является возможность автоматизации активного мониторинга в рамках уже существующих компьютеризированных информационных систем медицинского назначения. Такая автоматизация базируется на построении плана биомедицинского эксперимента, в котором используется скользящее наблюдение БИМ-сигнала с помощью сдвоенного окна наблюдения. Такое окно представляет два последовательных интервала времени, для каждого из которых вычисляется независимое значение КМК (например, RSD), а сравнение этих КМК проводится с помощью T-статистики. Если в ходе сравнения получено решение γ_1 согласно моделям (17, 18), то начало кровопотери соответствует положительному знаку T-статистики. При этом статистическая значимость достоверного решения будет не ниже 0,95.

Список літератури:

1. Вказівки з воєнно-польової хірургії / за ред.: Я.Л. Заруцький, А.А. Шудрак; Чалчинська Н.В.; Військ.-мед. департамент МО України. Київ: 2014. 400 с.
2. Йовенко И.А., Кобеляцкий Ю.Ю., Царев А.В. Интенсивная терапия кровопотери, коагулопатии и гиповолемического шока при политравме: Медицина неотложных состояний. № 4. 2016. С. 64-71.
3. Хартиг В.О. Современная инфузионная терапия. Парентеральное питание. 1982. 469 с.
4. Earthman M.C., Traugher D., Dobrat J., Howell W. Bioimpedance Spectroscopy for Clinical Assessment of Fluid Distribution and Body Cell. Nutr Clin Pract. August, 2007. 22(4). P. 389-405.
5. 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). P. 1257-1269.
6. Kushner R.F., Schoeller D.A. Estimate of total body water by bioelectrical impedance analysis. Am J Clin Nutr. 1986. № 44. P. 417-424.
7. Gudivaka R., Schoeller D.A., Kushner R.F., Bolt M.J.G. Single – and multifrequency models for bioelectrical impedance analysis of body water compartments. J Appl Physiol 1999. № 87. P. 1087-1096.
8. Grimnes S., Martinssen Ø.G. Bioimpedance and electricity basics. Academic Press. 2000. 471 p.
9. Seoane F., Abtahi S., Abtahi F. Seoane Fernando Mean Expected Error in Prediction of Total Body Water. A True Accuracy Comparison between Bioimpedance Spectroscopy and Single Frequency Regression Equations. BioMed Research International. 2015. № 11.
10. Zink M.D., Weyer S., Pauly K., Napp A. Feasibility of bioelectrical impedance spectroscopy measurement before and after thoracentesis. BioMed Research International. 2015. P. 9.
11. Ward L.C., Czerniec S., Kilbreath S.L. Quantitative bioimpedance spectroscopy for the assessment of lymphedema. Breast Cancer Res treat. 2009. № 117. P. 541-7.
12. Ward L.C. Bioelectrical impedance analysis: proven utility in lymphedema risk assessment and therapeutic monitoring. Lymphat Res Biol. 2006. № 4. P. 51-6.
13. Ward L.C., Czerniec S., Kilbreath S.L. Operational equivalence of bioimpedance indices and perometry for the assessment of unilateral arm lymphedema. Lymphat Res Biol. 2009. №7. P. 81-85.
14. King R.J., Clamp J.A., Hutchinson J.W., Moran C.G. Bioelectrical impedance: a new method for measuring post-traumatic swelling. J Orthop Trauma. 2007. № 21. P. 462-8.
15. Halter R.J., Hartov A., Heaney J.A., Paulsen K.D., Schned A.R. Electrical impedance spectroscopy of the human prostate. IEEE Trans Biomed Eng. 2007 Jul. № 54(7). P. 1321-1327.
16. Николаев Д.В., Пушкин С.В., Гвоздикова Е.А., Смирнов А.В. Полисегментные методы в БИА. Обзор по материалам зарубежных публикаций. Шестая научно-практическая конференция. Москва: Главный клинический госпиталь МВД России. 2004. С. 115-127.
17. Пеккер Я.С., Бразилковский К.С., Усов В.Ю. Электроимпедансная томография. Томск: Изд-во «НТЛ», 2004. 192 с.
18. Danilov A.A., Nikolaev D.V., Rudnev S.G., Salamatova V.Yu., Vassilevski Yu.V. Modelling of bioimpedance measurements: unstructured mesh application to real human anatomy. Russ. J. Numer. Anal. Math. Modelling. 2012. V.27, № 5. P. 431-440.
19. Martinsen O.G., Nordbotten B., Grimnes S., Fossan H., Eilevstjønn J. Bioimpedance-Based Respiration Monitoring With a Defibrillator. Biomedical Engineering, IEEE Transactions. 2014. P. 1858-1862.
20. Danilov A.A., Kramarenko V.K., Nikolaev D.V., Rudnev S.G., Salamatova V.Yu., Smirnov A.V., Vassilevski Yu.V. Sensitivity field distributions for segmental bioelectrical impedance analysis based on real human anatomy. J. Phys.: Conf. Series. 2013. P. 434-437.
21. Deurenberg P., Tagliabue A., Schouten F.J.M. Multifrequency impedance for the prediction of extracellular water and total body water. Brit. J. Nutr. 1995. №3. P. 349-358.
22. Nordbotten B.J., Martinsen O.G., Grimnes S. Methods for calculating phase angle from measured whole body bioimpedance modulus. International Conference on Electrical Bioimpedance. Journal of Physics. 2010. № 224. P. 1-4.
23. Николаев Д.В., Смирнов А.В., Бобринская И.Г., Руднев С.Г. Биоимпедансный анализ состава тела человека. Москва: «Наука», 2009. 392 с.
24. Щапов П.Ф., Томашевський Р.С., Ткачук Б.В., Павлюк В.М. Інформаційна технологія статистичного управління процедурою ультрафільтрації при програмному гемодіалізі: ПНТУ Системи управління, навігації та зв'язку. ISSN 2073-7394. № 1 (47). Полтава, 2018. ст. 153-159
25. Merry R.J.E., Steinbuch M. and van de Molengraft M.J.G. Wavelet Theory and Applications a literature study. Eindhoven Univer of Technol. Dep. of Mechanical Engin. Control Systems Technol. Group, 2005, 41 p.
26. Lee D.T.L. and Yamamoto A. Wavelet analysis theory and application. Hewlett-Packard Company. 1994, P. 44-52.

27. Voskoboynikov Yu.E., Gochakov A.V., Kolker A.B. Filtratsii signalov i izobrazheniy: Fure i veyvlet algoritmyi (s primerami v Mathcad). Novosib. gos. arhitektur.-stroit. un-t (Sibstrin), 2010, 188 s. ISBN 978-5-7795-0519-2

28. Поллард Дж. Справочник по вычислительным методам статистики / Пер. с англ. В.С Занадворова; Под ред. и с предисл. Е.М. Четыркина. Москва: Финансы и статистика, 1982. 344 с.

29. Джонсон Н., Лион Ф. Статистика и планирование эксперимента / Пер. с англ. Москва: Мир, 1981. 520 с.

МОЖЛИВОСТІ ЗАСТОСУВАННЯ І ПЛАНУВАННЯ БІМ-АНАЛІЗУ ДЛЯ МОНІТОРИНГУ КРОВОВТРАТИ

У роботі наведено результати дослідження можливості застосування результатів методу біоімпедансометрії для моніторингу прихованих і спонтанних крововтрат. Показано існуючу проблему обліку крововтрат при реанімаційних, операційних і реабілітаційних заходах. Запропоновано використання як інформативних параметрів спектральних властивостей біоімпедансного сигналу, зокрема коефіцієнта міжспектральної кореляції вихідного вимірювального сигналу і його лінійного перетворення. У роботі детально розглянуто існуючі біофізичні моделі, що обґрунтовують перспективність використання біоімпедансного методу для таких завдань, наведено розрахункові емпіричні вирази для визначення обсягу рідинних сегментів людського організму. Наведено математичне обґрунтування методу міжспектральної кореляції, засноване на обчисленні кореляційних показників коефіцієнтів вейвлет-розкладу вихідного сигналу і його лінійного перетворення. У роботі наведено результати експериментальних досліджень з апробації цього методу при фіксованих зборах венозної крові. Із використанням критеріальної Т-статистики була проведена кількісна оцінка ефективності варіантів вибору просторового розміщення вимірювальних електродів при біоімпедансометрії. Отримані результати дозволяють зробити висновок про можливість і перспективність запропонованого методу для моніторингу в режимі реального часу початку прихованих і спонтанних крововтрат, а також дозволяють сформулювати рекомендації щодо розміщення вимірювальних електродів на тілі пацієнта.

Ключові слова: крововтрата, активний моніторинг, біоімпедансний аналіз, вейвлет-перетворення, міжспектральна кореляція, Т-статистика.

APPLICATION POSSIBILITIES AND PLANNING OF BIM-ANALYSIS FOR MONITORING BLOOD LOSS

The results of the study of the possibility of applying the results of the bioimpedance method for hidden and spontaneous bleeding monitoring are presented. The current problem of blood loss metering for during resuscitation, surgery and rehabilitation activities is shown. The use, as informative parameters, of the spectral properties of the bioimpedance signal, namely, the coefficient of inter-spectral correlation of the original measurement signal and its linear transformation, is proposed. In work, the existing biophysical models that substantiate the prospects of using the bioimpedance method for similar problems are considered in detail. Calculated empirical expressions for determining the volume of liquid segments of the human body are presented. The mathematical substantiation of the method of inter-spectral correlation based on the calculation of the correlation coefficients of the wavelet-decomposition coefficients of the original signal and its linear transformation is given. The results of experimental studies on the approbation of this method for fixed venous blood sampling are presented in the work. Using criterial T-statistics, a quantitative evaluation of the effectiveness of the options for choosing the spatial placement of measuring electrodes in bioimpedance was carried out. The obtained results allow us to conclude that the proposed method is feasible and promising for real-time monitoring of the onset of latent and spontaneous bleeding. Also, the obtained results make it possible to formulate recommendations for the placement of measuring electrodes on the patient's body.

Key words: blood loss, active monitoring, bioimpedance analysis, wavelet transformation, inter-spectral correlation, T-statistics.