



# Практическое применение импедансной реографии в кардиологии – новые подходы

Думлер А.А.<sup>1</sup> • Подтаев С.Ю.<sup>2</sup> • Степанов Р.А.<sup>3</sup> • Фрик П.Г.<sup>3</sup>

**Думлер Андрей Артурович** – канд. мед. наук, доцент кафедры пропедевтики внутренних болезней № 1<sup>1</sup>

**Подтаев Сергей Юрьевич** – канд. физ.-мат. наук, директор по научно-исследовательским и опытно-конструкторским работам<sup>2</sup>

**Степанов Родион Александрович** – д-р физ.-мат. наук, вед. науч. сотр.<sup>3</sup>  
✉ 614013, г. Пермь, ул. Академика Королева, 1, Российская Федерация.  
Тел.: +7 (342) 237 83 94.  
E-mail: rodion@icmm.ru

**Фрик Петр Готлобович** – д-р физ.-мат. наук, профессор, заведующий лабораторией физической гидродинамики<sup>3</sup>

**Актуальность.** Импедансная реокардиография – простой, недорогой, неинвазивный метод изучения центральной гемодинамики, который может быть использован для выявления процесса ремоделирования сердечно-сосудистой системы и способствовать снижению смертности от сердечно-сосудистых заболеваний. Современные математические методы обработки данных позволяют открыть новые возможности анализа реографических сигналов. **Цель** – показать возможности вейвлет-обработки реографического сигнала для получения информации о ремоделировании миокарда больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями. **Материал и методы.** Для верификации метода проведено обследование 12 здоровых мужчин в возрасте от 20 до 25 лет, составивших группу контроля, и 14 пациентов с диагнозом гипертонической болезни. Использовался метод полиреокардиографии, в котором одновременно с импедансной реокардиограммой регистрировались электрокардиограмма и фонокардиограмма. Была использована методика оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы на основе анализа двумерных частотно-временных распределений вейвлет-коэффициентов

преобразования кривых дифференциальной реограммы. **Результаты.** Данные нагрузочного изометрического теста подтверждают адекватность определения параметра ударного объема на основе амплитуд вейвлет-коэффициентов и масштаба E-волны. Параметр ISTI в рамках этого подхода определяется как временной интервал между R-пиком электрокардиограммы и максимумом вейвлет-представления E-волны. Одновременный частотно-временной анализ как пульсовой, так и дыхательной составляющей реографического сигнала может служить основой для разработки комплекса функциональных тестов на основе дыхания. **Заключение.** Предлагаемый подход показывает возможность получения характеристик диастолической фазы сердечного цикла и позволяет уточнить определение ударного объема. Обработка данных проходит в автоматическом режиме. Эти преимущества предполагается использовать при создании мобильного кардиографа для скрининговой диагностики.

**Ключевые слова:** импедансная реокардиография, фонокардиография, ударный объем, вейвлет-анализ

doi: 10.18786/2072-0505-2016-44-2-179-185

<sup>1</sup> ГБОУ ВПО «Пермский государственный медицинский университет имени академика Е.А. Вагнера» Минздрава России; 614990, г. Пермь, ул. Петропавловская, 26, Российская Федерация

<sup>2</sup> НТЦ «ФМ Диагностика»; 614000, г. Пермь, ул. Ленина, 10 (КЭД), Российская Федерация

<sup>3</sup> ФГБУН «Институт механики сплошных сред» УрО РАН; 614013, г. Пермь, ул. Академика Королева, 1, Российская Федерация

**В** структуре общей смертности на долю сердечно-сосудистой приходится 57%. Сегодня хроническая сердечная недостаточность, ишемическая болезнь сердца (инфаркт миокарда, стенокардия), артериальная гипертензия представляют собой основную проблему здравоохранения экономически развитых стран, которая останется таковой в течение ближайших 50 лет. Все перечисленные заболевания запускают процесс ремоделирования сердечно-сосудистой системы. Термин «ремоделирование» включает весь комплекс структурно-функциональных многоуровневых проявлений, соответствующих понятию «гипертоническое сердце», поражение органов-мишеней, морфологические и функциональные изменения сосудистого звена в виде вазоспастической реакции, утолщения сосудистой стенки и повышения ее жесткости [1, 2, 3]. В свою очередь сердечно-сосудистый континуум предполагает непрерывную цепь взаимодействия его составляющих, среди которых можно выделить факторы риска изменения сердечно-сосудистой системы, присоединение атеросклеротического процесса, вначале клинически бессимптомного, а затем проявляющегося несмертельными и смертельными осложнениями [4]. Своевременное выявление процесса ремоделирования может значительно повлиять на качество оказания помощи и способствовать снижению смертности от сердечно-сосудистых заболеваний.

В арсенале современной медицины имеется широкий набор методов диагностики сердечно-сосудистых заболеваний, однако часть из них инвазивна, опасна для пациента, а часть достаточно сложна в эксплуатации и имеет крайне высокую цену, что делает эти методы недоступными для большинства больных.

До начала «ультразвуковой эры» в кардиологии основным неинвазивным методом

исследования центральной гемодинамики была импедансная реокардиография. Существовавшие традиционные методики (тетраполярная грудная реография по Кубичеку, интегральная реография по Тищенко) позволяли оценить только систолическую функцию сердца по величине ударного объема и производных от него параметров. При этом невозможно было оценить диастолическую функцию и сократительную компоненту систолической функции левого желудочка, что признавалось значительным недостатком этих методов. Именно поэтому с появлением ультразвуковых методов исследования интерес к реографии значительно снизился.

Новым этапом неинвазивного исследования гемодинамики реографическим методом стало применение новых математических методов и информационных технологий для анализа реографических сигналов. Информация, заложенная в кривых реокардиограммы, достаточно ценна и требует своей оценки. Кроме того, импедансная реокардиография относительно точна, дает воспроизводимый результат и имеет низкую цену в сравнении с ультразвуковыми методами.

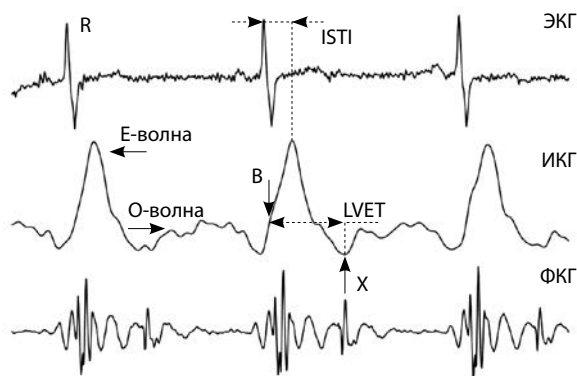
Цель настоящей работы – показать возможности вейвлет-обработки реографического сигнала для получения информации о ремоделировании миокарда больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями.

## Методы

Импедансная реокардиография

Импедансная реокардиография (ИКГ) – простой, недорогой, неинвазивный метод изучения центральной гемодинамики, при помощи которого можно определить один из ее ключевых показателей – ударный объем, а также оценить сердечный выброс, общее периферическое сосудистое сопротивление, время изгнания крови из левого желудочка и другие параметры. Главный принцип метода основан на регистрации изменений электрического сопротивления биологических тканей при прохождении высокочастотного переменного тока. Важно отметить, что метод может быть использован не только в стационарных условиях, но и при мониторинге, в том числе для функциональной диагностики. По сравнению со стандартной электрокардиограммой (ЭКГ), разные структуры ИКГ-сигнала относительно легко распознать, и это не требует такого количества времени и столь высокой квалификации, как эхокардиография [5].

Сигнал ИКГ имеет набор характерных точек и волн [6] – на рис. 1 они обозначены как В, Е, Х, О.



**Рис. 1.** Типичные сигналы полиреокардиографа: электрокардиограмма (ЭКГ), собственно дифференциальная реокардиограмма (импедансная реокардиограмма – ИКГ) и фонокардиограмма (ФКГ)



Рис. 2. Прибор iCor в работе

Эти точки связаны с различными физиологическими событиями в сердечном цикле. Точка В синхронизирована с первым тоном сердца, возникающим при закрытии атриовентрикулярных клапанов в самом начале систолы желудочков. Иногда определение локализации точки В проблематично, поскольку форма сигнала ИКГ в этой области не всегда четко выражена [7]. Точка Е – это максимум на дифференциальной реограмме. Эта точка отражает максимальную скорость изменения импеданса, что, в свою очередь, связано с максимальной скоростью выброса, измеренного с помощью ультразвуковых методов [8]. Точка Х соответствует захлопыванию полулунных клапанов в конце систолы желудочков (и второму тону сердца). Для ИКГ первый максимум (то есть Е-волна) связан с систолической фазой сердечного цикла, а второй максимум – с меньшей амплитудой (О-волна) – связан с диастолической фазой. Амплитуда Е-волны пропорциональна ударному объему, а амплитуда О-волны коррелирует с изменением объема левого предсердия во время фазы диастолы. В некоторых случаях амплитуда О-волны оказывается важным диагностическим параметром [9, 10]. Согласно формуле Кубичека [11], ударный объем пропорционален времени выброса и максимальному значению первой производной импеданса  $dZ/dt$  для данного цикла.

Время изгнания крови из левого желудочка (LVET) определяется как временной интервал между открытием клапана аорты и его последующим закрытием. В некоторых исследованиях [12] было показано, что ИКГ не позволяет определить обнаружение LVET с достаточной точностью.

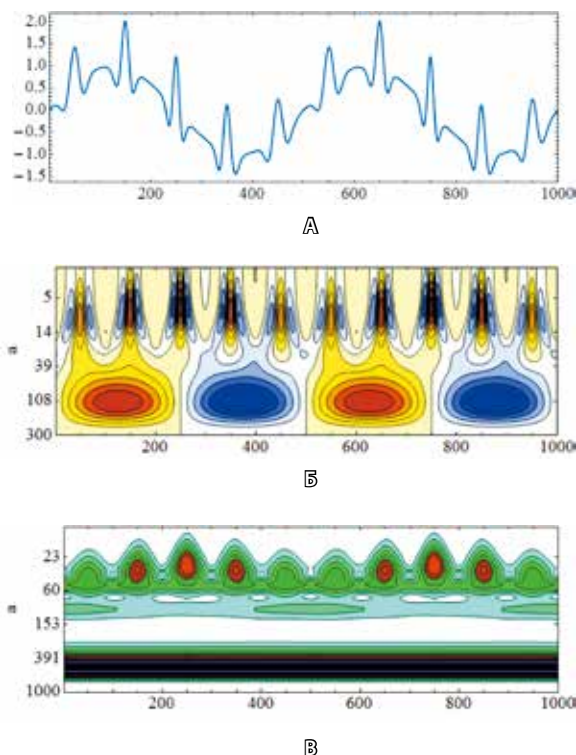
Приборная реализация и программные алгоритмы В качестве приборной базы в данном проекте использован многофункциональный прибор iCor (НТЦ «ФМ Диагностика», г. Пермь), позволяющий проводить регистрацию объемной реограммы

тетраполярным методом, фонокардиограммы и ЭКГ (рис. 2). Создан программный модуль с элементами пользовательского интерфейса, реализованный на базе пакета Mathematica. Модуль включает в себя загрузку данных, фильтрацию артефактов и шумов, вейвлет-обработку, определение показателей гемодинамики, графическое отображение вейвлет-образов кардиоциклов, экспорт полученных данных в виде стандартного табличного протокола и в графическом виде. Процедура выбора пригодных для обработки кардиоциклов основана на первичной оценке уровня шумов и последующего отбора по принципу подобия. Математическая процедура исключения зашумленных участков сигнала проводится по предельно допустимым амплитудам сигнала и по максимальному значению стандартного отклонения от скользящего среднего. Далее выбираются только те кардиоциклы, которые обеспечивают между собой кросс-корреляцию не менее 0,75. При помощи такого подхода удается существенно снизить погрешности вычисления показателей гемодинамики, которые связаны с появлением артефактов и шумов во время измерений [13].

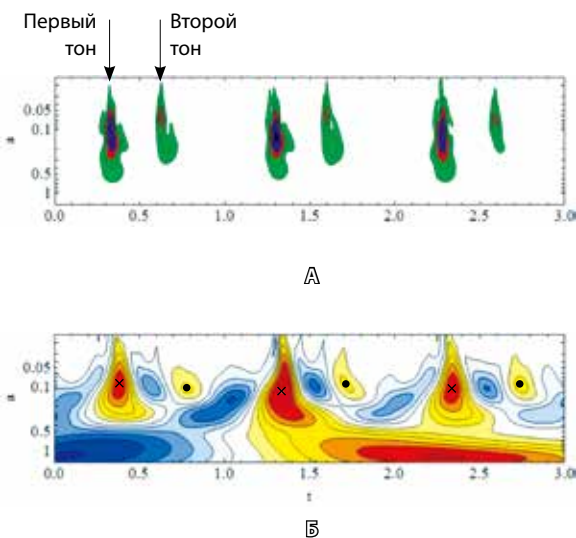
#### Вейвлеты

Из названия метода (от англ. wavelet – маленькая волна) следует его главное отличие от традиционного спектрального анализа Фурье, состоящее в том, что в качестве эталонных сигналов используются не бесконечные гармоника, а функции, описывающие короткие осцилляции заданной частоты вблизи заданного момента времени. При проведении анализа вейвлет заданного масштаба как шаблон «прикладывается» к анализируемому сигналу в самом его начале и постепенно продвигается до его конца. Для каждого положения шаблона вычисляется степень соответствия сигнала вейвлету. В результате получается вейвлет-плоскость, отображающая зависимость вейвлет-коэффициентов от масштаба (частоты) и времени. На этой плоскости можно видеть, как меняется со временем спектральный состав сигнала, или узнать, в какие моменты в сигнале появлялись всплески различной продолжительности.

Не отягощая изложение формулами, которые можно найти во многих книгах и обзорах [14], проиллюстрируем возможности вейвлетов примером, данным на рис. 3. Здесь показаны вейвлет-плоскости сигнала, полученные с помощью различных анализирующих вейвлетов. Сигнал представляет собой суперпозицию низкочастотной гармоника и квазипериодических всплесков со слабо меняющимися характеристиками



**Рис. 3.** Вейвлет-образы тестового сигнала (А), представляющего собой комбинацию низкочастотных колебаний и коротких всплесков со слабой модуляцией амплитуды и длины волны. Модуляция имеет ту же частоту, что и низкочастотная компонента, но сдвинута по фазе на  $\pi/2$ . Вейвлет-образы получены с помощью вейвлета «мексиканская шляпа» (Б) и вейвлета Морле (В)



**Рис. 4.** Вейвлет-образы трех кардиоциклов по сигналам фонокардиографии (А) и импедансной реокардиографии (Б), где максимумы E-волны обозначены крестиками, а O-волны – точками

(амплитудой и периодичностью) – схематический аналог сердечного ритма на фоне дыхательной волны. Обе картинки позволяют понять структуру сигнала и проследить за изменениями обеих компонент. При этом вейвлет «мексиканская шляпа» лучше выделяет каждый всплеск и позволяет отличить вдох от выдоха, а вейвлет Морле (волночка подлиннее) четче показывает периодическую составляющую.

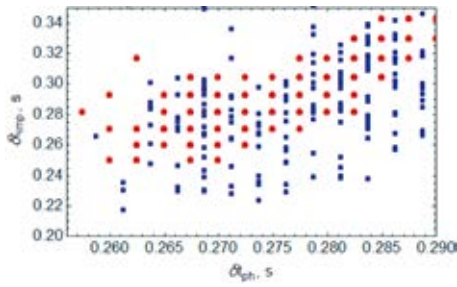
Отметим, что вейвлеты широко применяются при анализе медицинских сигналов, но их использование почти всегда ограничивается фильтрацией, выполняемой в терминах дискретного вейвлет-преобразования. Возможности вейвлет-анализа существенно шире, и в данной работе аппарат непрерывного вейвлет-преобразования использован не только для фильтрации сигнала реокардиографа, но и для регуляризации процедур обработки исходных сигналов, исследования степени коррелированности сигналов в заданной полосе частот и определения количественных функциональных характеристик сердца, таких как ударный объем.

Нами предлагается методика оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы на основе анализа двумерных частотно-временных распределений вейвлет-коэффициентов преобразования кривых дифференциальной реограммы. На изображениях (вейвлет-портретах) кардиоциклов для различных групп больных удается распознать характерные особенности в систолической и диастолической фазах сердечного цикла. На рис. 4 показаны вейвлет-образы дифференциальной реограммы и фонокардиограммы трех последовательных кардиоциклов.

## Результаты

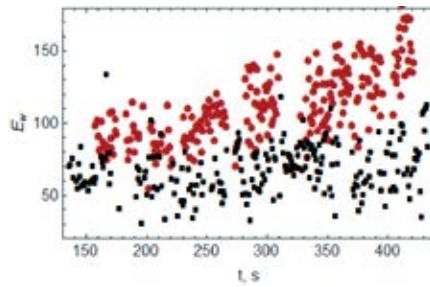
Определение параметров для оценки ударного объема

Традиционно ударный объем в ИКГ определяется как произведение максимума первой производной реограммы на время изгнания с соответствующими антропометрическими коэффициентами и учетом полного биоимпеданса. В стандартных методиках амплитуда E-волны определяется после установки реограммы на изолинию, то есть после компенсации дыхательных и двигательных артефактов. Использование подхода на основе вейвлетов позволяет разделить пульсовую и дыхательную волны и использовать для определения амплитуды вейвлет-коэффициентов E-волны, а для определения LVET – масштаб этой волны. На рис. 5 показана корреляция между масштабом E-волны и временным интервалом между

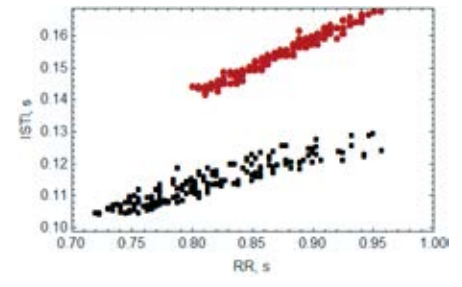


■ Вейвлет ■ В-Х интервал

**Рис. 5.** Время изгнания, определенное по импедансной реокардиограмме с помощью вейвлетов (красные точки) и стандартным методом (синие точки), против значений, определенных по фонокардиограмме



А



Б

■ Здоровый ■ Больной

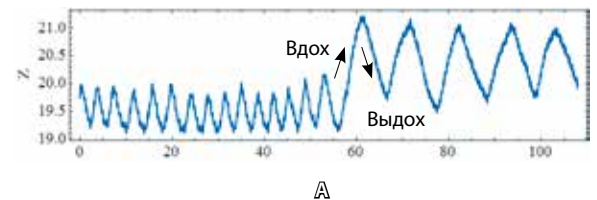
**Рис. 6.** Нагрузочный тест: изменения амплитуды Е-волны со временем (А) и зависимость интервала ISTI от RR-интервала (Б) для здорового (красные точки) и больного (черные точки) с диагнозом гипертонической болезни

открытием клапана аорты и его последующим закрытием, определяемым из фонокардиограммы ( $r=0,7$ ,  $p<0,001$ ). Предлагаемый подход обеспечивает большую точность в сравнении с методом определения времени изгнания по характерным точкам дифференциальной реограммы. Параметр ISTI в рамках этого подхода определяется как временной интервал между R-пиком ЭКГ и максимумом вейвлет-представления Е-волны.

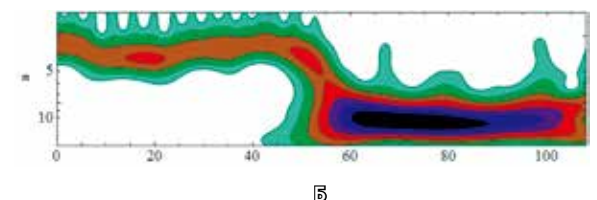
Для верификации метода проведено обследование 12 здоровых мужчин в возрасте от 20 до 25 лет, составивших группу контроля, и 14 пациентов с диагнозом гипертонической болезни. Использовался метод полиреокардиографии, в котором одновременно с ИКГ регистрировались ЭКГ и фонокардиограмма. Во время регистрации полиреокардиограммы проводился нагрузочный изометрический тест – подъем ног из горизонтального положения и удержание под углом 30–45 градусов. Во время нагрузочного теста для здоровых пациентов регистрируется линейный рост амплитуд Е- и О-волны. После прекращения нагрузки (опускания ног в горизонтальное положение) амплитуды Е- и О-волны принимают начальные значения. Изменение ударного объема во время этого теста объясняется действием механизма Франка – Старлинга, и его линейный рост во время нагрузки соответствует нормальной физиологической реакции. Для пациентов с гипертонической болезнью наблюдаются слабо выраженные изменения амплитуд Е- и О-волны (рис. 6А, дана только амплитуда Е-волны) и укорочение интервала ISTI во время теста, что свидетельствует о серьезном нарушении компенсаторных механизмов. На рис. 6Б показана связь длин интервала ISTI и интервала RR для здоровых и больных.

Анализ взаимосвязи дыхания, RR-интервала и ударного объема

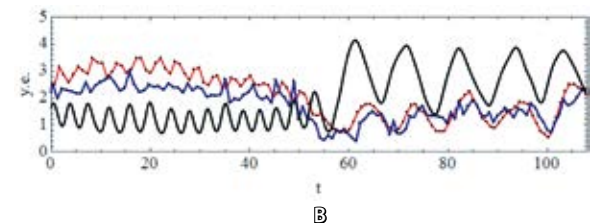
Предлагаемый подход позволяет провести одновременный частотно-временной анализ как пульсовой, так и дыхательной составляющей реографического сигнала. Основной причиной изменения импеданса на вдохе является наполнение альвеол легких воздухом, что приводит к его росту. Одновременно происходит изменение продолжительности RR-интервала и величины



А



Б



Б

**Рис. 7.** Режим нормального и глубокого дыхания. Вариация импеданса (А), вейвлет-образ импедансной реокардиограммы (Б), длинноволновая вариация импеданса (черная линия), изменение RR-интервала (синяя линия) и амплитуды Е-волны (красная линия) (Б)

сердечного выброса. На рис. 7 даны исходная реограмма (7А), ее вейвлет-образ (7Б), а также сигнал ИКГ после фильтрации, амплитуда Е-волны и RR-интервал (7В) во время нормального и глубокого дыхания. На вейвлет-плоскости отчетливо видна дыхательная волна, которая существенно меняет свою частоту и интенсивность при глубоком дыхании (пульсовая волна остается за верхней границей рисунка). На рис. 8 продемонстрировано распределение RR-интервалов и ударного объема (амплитуд вейвлет-коэффициентов Е-волны) в зависимости от фазы дыхательного цикла, определенной на основе вариации низкочастотной (дыхательной) компоненты. В этом примере видно, как меняются модуляции RR-интервала и ударного объема в зависимости от глубины дыхания. За счет того что во время вдоха давление в грудной полости ниже, чем обычно, происходит растяжение кровеносных сосудов органов грудной клетки, уменьшение объема крови, поступающей в левые отделы сердца, и уменьшение сердечного выброса. Такое представление совместного функционирования и взаимодействия сердечно-сосудистой и дыхательной систем может служить основой для разработки комплекса функциональных тестов на основе дыхания.

## Заключение

В существующих серийно выпускаемых реокардиографах не используются программы, позволяющие проводить обработку данных в автоматическом режиме, что значительно усиливает влияние субъективной оценки при обработке сигналов и требует в конечном итоге особой подготовки

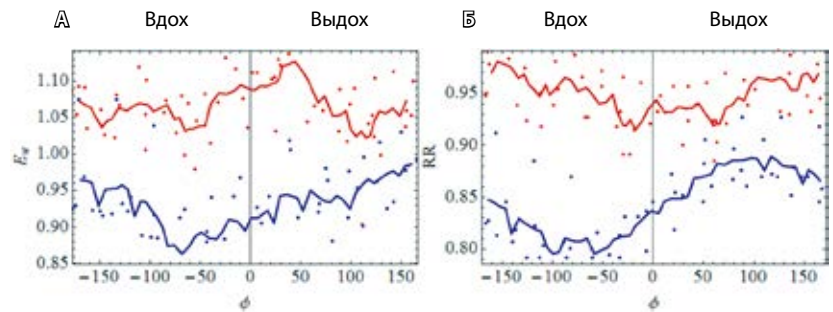


Рис. 8. Зависимость амплитуды RR-интервала (А) и Е-волны (Б) от фазы дыхательной волны при нормальном (красные точки) и глубоком (синие точки) дыхании

специалистов. Кроме того, в серийных приборах результатом измерений и вычислений является набор гемодинамических характеристик, полученных на основе оценки дифференциальной реограммы и вычисления ударного объема по формуле Кубичека. В настоящее время у ведущих специалистов кардиологов нет единого мнения по предлагаемому подходу, а в некоторых исследованиях получены результаты, не подтверждающие этот метод вычисления ударного объема.

Предлагаемый нами подход показывает возможность получения характеристик диастолической фазы сердечного цикла и позволяет уточнить определение ударного объема. Обработка данных проходит в автоматическом режиме. Эти преимущества предполагается использовать при создании мобильного кардиографа для скрининговой диагностики. Прибор предлагается к применению не только в специализированных центрах оказания кардиологической помощи, но и при проведении первичных осмотров в обычных поликлиниках. ©

## Финансирование

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда (проект № 14-15-00809).

## Литература

1. Бойцов СА. Сосуды как плацдарм и мишень артериальной гипертензии. Актуальные вопросы болезней сердца и сосудов. 2006;1(3):35–40.
2. Чазов ЕИ. Дизрегуляция и гиперреактивность организма как факторы формирования болезни. Кардиологический вестник. 2006;1(1):5–9.
3. Devereux RB, Okin PM, Roman MJ. Left ventricular hypertrophy as a surrogate end-point in hypertension. *Clin Exp Hypertens*. 1999;21(5–6):583–93.
4. Braunwald E. Heart disease. 5th edition. New York: W.B. Saunders company; 1997. 165 p.
5. Bour J, Kellett J. Impedance cardiography: a rapid and cost-effective screening tool for cardiac disease. *Eur J Intern Med*. 2008;19(6):399–405. doi: 10.1016/j.ejim.2007.07.007.
6. Lababidi Z, Ehmke DA, Durnin RE, Leaverton PE, Lauer RM. The first derivative thoracic impedance cardiogram. *Circulation*. 1970;41(4):651–8. doi: 10.1161/01.CIR.41.4.651.
7. Lozano DL, Norman G, Knox D, Wood BL, Miller BD, Emery CF, Berntson GG. Where to B in dZ/dt. *Psychophysiology*. 2007;44(1):113–9. doi: 10.1111/j.1469-8986.2006.00468.x.
8. Cybulski G. Ambulatory impedance cardiography. The systems and their applications. Series: Lecture notes in electrical engineering. Vol. 76. Berlin; Heidelberg: Springer-Verlag; 2011. doi: 10.1007/978-3-642-11987-3.
9. Pickett BR, Buell JC. Usefulness of the impedance cardiogram to reflect left ventricular diastolic function. *Am J Cardiol*. 1993;71(12):1099–103. doi: 10.1016/0002-9149(93)90580-6.
10. Kubicek WG, Karnegis JN, Patterson RP, Witsoe DA, Mattson RH. Development and evaluation of an impedance cardiac output system. *Aerosp Med*. 1966;37(12):1208–12.
11. Ermishkin VV, Lukoshkova EV, Bersenev EYu, Saidova MA, Shitov VN, Vinogradova OL, Khayutin VM. Beat-by-beat changes in pre-ejection period during functional tests evaluated by impedance aortography: a step to a left ventricular contractility monitoring. In: IFMBE Proceedings. Vol. 17. Berlin; Heidelberg: Springer; 2007. p. 655–8. doi: 10.1007/978-3-540-73841-1\_169.
12. Фрик ПГ, Подтаев СЮ, Попов АВ, Думлер АА, Степанов РА. Диагностика состояния сердечно-сосудистой системы на основе вейвлет-анализа данных неинвазивных измерений. *Вестник Пермского научного центра УрО РАН*. 2010;(1):9–18.
13. Малла С. Вэйвлеты в обработке сигналов. Пер. с англ. М.: Мир; 2005. 672 с.
14. Гайтон А, Холл Д. Медицинская физиология. М.: Логосфера; 2008. 1273 с.



## References

- Boytsov SA. Sosudy kak platsdarm i mishen' arterial'noy gipertenzii [Vasculature as a foothold and a target of arterial hypertension]. Aktual'nye voprosy bolezney serdtsa i sosudov [Urgent issues of heart and vascular disorders]. 2006;1(3):35–40 (in Russian).
- Chazov EI. Dizregulyatsiya i giperreaktivnost' organizma kak faktory formirovaniya bolezni [The body's dysregulation and hyperreactivity as predictors of disease]. Kardiologicheskii vestnik. 2006;1(1):5–9 (in Russian).
- Devereux RB, Okin PM, Roman MJ. Left ventricular hypertrophy as a surrogate end-point in hypertension. Clin Exp Hypertens. 1999;21(5–6):583–93.
- Braunwald E. Heart disease. 5<sup>th</sup> edition. New York: W.B. Saunders company; 1997. 165 p.
- Bour J, Kellett J. Impedance cardiography: a rapid and cost-effective screening tool for cardiac disease. Eur J Intern Med. 2008;19(6):399–405. doi: 10.1016/j.ejim.2007.07.007.
- Lababidi Z, Ehmke DA, Durnin RE, Leaverton PE, Lauer RM. The first derivative thoracic impedance cardiogram. Circulation. 1970;41(4):651–8. doi: 10.1161/01.CIR.41.4.651.
- Lozano DL, Norman G, Knox D, Wood BL, Miller BD, Emery CF, Berntson GG. Where to B in dZ/dt. Psychophysiology. 2007;44(1):113–9. doi: 10.1111/j.1469-8986.2006.00468.x.
- Cybulski G. Ambulatory impedance cardiography. The systems and their applications. Series: Lecture notes in electrical engineering. Vol. 76. Berlin; Heidelberg: Springer-Verlag; 2011. doi: 10.1007/978-3-642-11987-3.
- Pickett BR, Buell JC. Usefulness of the impedance cardiogram to reflect left ventricular diastolic function. Am J Cardiol. 1993;71(12):1099–103. doi: 10.1016/0002-9149(93)90580-6.
- Kubicek WG, Karnegis JN, Patterson RP, Witsoe DA, Mattson RH. Development and evaluation of an impedance cardiac output system. Aersp Med. 1966;37(12):1208–12.
- Ermishkin VV, Lukoshkova EV, Bersenev EYu, Saidova MA, Shitov VN, Vinogradova OL, Khayutin VM. Beat-by-beat changes in pre-ejection period during functional tests evaluated by impedance aortography: a step to a left ventricular contractility monitoring. In: IFMBE Proceedings. Vol. 17. Berlin; Heidelberg: Springer; 2007. p. 655–8. doi: 10.1007/978-3-540-73841-1\_169.
- Frick PG, Podtaev SYu, Popov AV, Dumler AA, Stepanov RA. Diagnostika sostoyaniya serdечно-sosudistoy sistemy na osnove veyvlet-analiza dannykh neinvazivnykh izmereniy [The diagnostics of cardiovascular system status based on a wavelet analysis of noninvasive measurements]. Vestnik Permskogo nauchnogo tsentra UrO RAN. 2010;(1):9–18 (in Russian).
- Mallat S. A wavelet tour of signal processing: the sparse way. 3<sup>rd</sup> edition. Amsterdam; Boston: Elsevier/Academic Press; 2009. 805 p.
- Guyton AC, Hall JE. Textbook of Medical Physiology. 11<sup>th</sup> edition. New York: Elsevier; 2006. 1116 p.

# Practical implementation of impedance reography in cardiology – new approaches

Dumler A.A.<sup>1</sup> • Podtaev S.Yu.<sup>2</sup> • Stepanov R.A.<sup>3</sup> • Frick P.G.<sup>3</sup>

**Background:** The impedance rheocardiography is a simple, inexpensive, noninvasive method of assessment of central hemodynamics that can be used for detection of cardiovascular remodeling and thus promote an improvement of cardiovascular mortality. Modern mathematical methods of data management could help to discover new possibilities of rheographic signal analysis. **Aim:** To demonstrate the potential of a wavelet-analysis of rheocardiograms for identification of myocardial remodeling of patients with cardiovascular disorders. **Materials and methods:** The proposed method was validated in 12 healthy men aged from 20 to 25 years and 14 patients with arterial hypertension. We used a polyreocardiograph, which records simultaneously the impedance (ICG), the electrocardiogram (ECG) and the phonogram (PCG). The function of the cardiovascular system was assessed based on the two-dimensional time-frequency distributions of wavelet transformed coefficients of differential rheogram curves. **Results:** The results

of an isometric load test confirm the adequacy of stroke volume estimation based on the amplitude of wavelet coefficients and the scale of the E wave. In this technique, ISTI parameter was defined as the time interval between the R wave in the ECG and the maximum of the E wave in the wavelet image. The simultaneous time-frequency analysis of both the pulse and respiratory component of an ICG signal can be a basis for the development of complex functional respiratory tests. **Conclusion:** The approach proposed demonstrates the possibility to obtain the characteristics of the diastolic phase of the cardiac cycle, and allows for a more precise determination of the stroke volume. Data management is done automatically. These advantages are expected to be used for producing a mobile cardiograph for screening diagnostic.

**Key words:** rheocardiography impedance, phonocardiography, stroke volume, wavelet analysis

doi: 10.18786/2072-0505-2016-44-2-179-185

**Dumler Andrey A.** – MD, PhD, Associate Professor, Chair of Therapy No 1<sup>1</sup>

**Podtaev Sergey Yu.** – PhD (in Physics and Mathematics), Research and Development Director<sup>2</sup>

**Stepanov Rodion A.** – PhD (in Physics and Mathematics), Leading Research Fellow<sup>3</sup>

✉ 1 Akademiya Koroleva ul., Perm, 614013, Russian Federation. Tel.: +7 (342) 237 83 94.  
E-mail: rodion@icmm.ru

**Frick Petr G.** – PhD (in Physics and Mathematics), Professor, Head of Laboratory of Physical Hydrodynamics<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Perm State Medical University named after E.A. Wagner; 26 Petropavlovskaya ul., Perm, 614990, Russian Federation

<sup>2</sup> NTC "FM Diagnostics"; 10 Lenina ul., Perm, 614000, Russian Federation

<sup>3</sup> Institute of Continuous Media Mechanics of the Ural Branch of Russian Academy of Sciences; 1 Akademiya Koroleva ul., Perm, 614013, Russian Federation