

# АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ФОРМЫ ИМПЕДАНСНЫХ СИГНАЛОВ НА ТОЧНОСТЬ ОЦЕНКИ ИМПЕДАНСОМЕТРИЧЕСКИХ ИНДЕКСОВ СОКРАТИМОСТИ МИОКАРДА ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА

В.А. Колесников, В.В. Ермишкин, Е.В. Лукошкова, Р.С. Сони́на

ФГБУ Российский кардиологический научно-производственный комплекс, Москва

Форма пульсовых колебаний импеданса, регистрируемого с грудной клетки, определяется множеством процессов, которые протекают одновременно в разных отделах сердечнососудистой системы, расположенных в зоне регистрации, и прямо или косвенно связаны с сокращением сердца.

Первые публикации, с которых началась история метода импедансной плетизмографии, появились в 1930-40-х гг. (Atzler, Lehmann, 1931; Rosa, 1940; Holzer, Polzer, Marko, 1946; Nyboer et al., 1940-1950; Кедров 1941-1948) [1, 14]. Теоретические основы метода разработаны Jan Nyboer и А.А. Кедровым – они первые объяснили колебания импеданса, повторяющиеся в такт сокращениям сердца и дыхательным циклам, изменениями объема крови в тканях, расположенных между электродами.

В своей ранней работе Nyboer [2], как и его предшественники, полагал, что “радиокардиограмма” отражает кривую изменения объема сердца. Это представление было подвергнуто критике А.А. Кедровым в статье “О так называемой реокардиографии” (1949) [3], а вскоре от этого взгляда отказались и другие исследователи, включая Polzer (1949-50) и Nyboer (1950) (см. [4]).

Кубичек и Паттерсон, создавая неинвазивный метод измерения ударного объема, получивший название *импедансной кардиографии*, полагали, что изменения импеданса, регистрируемые в такт сокращениям сердца, на самом деле отражают пульсации кровенаполнения легких. Спустя время, те же авторы заявили о пульсациях аорты как основном источнике кардиогенных импедансных волн. И хотя с тех пор получено много данных в пользу того, что именно увеличение объема аорты является основным источником систолической волны *C* на дифференцированной реограмме ( $dZ/dt$ ; см., например, [5]), это представление, ставшее общепринятым, все еще оспаривается. Тот же Паттерсон продолжает указывать на неоднозначность трактовки *C* волны и приводит убедительные данные в пользу того, что эта волна возникает при сокращениях как левого, так и правого желудочка. Далее, основываясь на результатах модельных расчетов, он приходит к выводу, что если бы пульсовые волны импеданса целиком определялись

вкладом аорты, то ее объем должен был бы увеличиваться в систолу, как минимум, на 60 %, что невероятно [6].

Таким образом, при трактовке импедансных волн, возникающих непосредственно во время систолы желудочков, важно сознавать, что пульсации аорты – это не единственный источник наблюдаемых изменений  $Z$ -сигналов.

Что касается событий, которые предшествуют сокращению желудочков сердца, или, наоборот, отложены во времени, значительный вклад изменения кровенаполнения центральных вен и сосудов легочного круга в изменения импедансного сигнала во время этих фаз сердечного цикла не оспаривается.

Все сказанное может иметь значение при рассмотрении “патологических” форм волн  $Z$ -сигналов, наблюдаемых у кардиологических больных. Некоторые “атипичные” формы волн сигнала  $dZ/dt$ , наблюдаемые у больных, опубликованы уже в ранних работах Кубичека. Им же посвящены целая глава в книге [7] и ряд недавних исследований [8-10]. Сначала Мохапатра [7], а недавно Bour и Kellett [10] подчеркивают, что изменения формы волн  $\Delta Z$  (или  $dZ/dt$ ) легко распознаются и могут служить важным признаком для диагностики патологических изменений сердца. Причины, лежащие в основе этих изменений, пока не установлены.

При регистрации  $Z$ -сигналов в области дуги аорты (*импедансная аортограмма*) мы также отмечаем особенности форм  $Z$ -волн у кардиологических больных [11]. Возможное объяснение происхождения некоторых “сложных” форм  $\Delta Z$  или  $dZ/dt$  сигналов может заключаться в предположении, что реальная их форма определяется *суперпозицией* тех волн, которые *непосредственно* отражают изгнание крови из желудочков сердца, и тех, которые обусловлены изменениями только геометрии сердца и близлежащих сосудов, *сопровождающими* сокращения желудочков, а не поступлением крови из сердца в главные артерии.

Целью работы стала модельно-теоретическая проверка этой гипотезы и анализ влияния различного наложения двух волн, моделирующих принципиально разные гемодинамические процессы, на величины определяемых импедансометрических показателей, которые используют для оценки сократительной функции сердца.

### **Методы и подходы**

Методы регистрации и первичной обработки *импедансной аортограммы* неоднократно описаны ранее [12-14]. Для получения сигналов, содержащих минимум помех

(рис. 1), применен метод *пульс-синхронного усреднения* волн  $\Delta Z$  по 20 кардиоциклам (аналогично [15]).

*Моделирование* форм сигналов  $dZ/dt$  осуществляли с помощью собственных программ, созданных в средах программирования MATLAB 2010b и LabVIEW 2011. При этом решались две задачи: первая – анализ возможных форм и параметров сигналов  $dZ/dt$  и  $d^2Z/dt^2$ , получаемых при сложении двух волн, моделирующих, соответственно, *волну предызгнания*,  $W_{pE}$  (индекс pE – preejection), и *волну изгнания*,  $W_E$  (E-ejection; рис. 3 и 4), вторая – декомпозиция (разложение) реальных волн  $dZ/dt$  (рис. 1) на две составляющие,  $dW_{pE}/dt$  и  $dW_E/dt$  (рис. 5). Как вариант рассмотрена также аппроксимация только волны изгнания (рис. 2).

Для моделирования использовали два вида функций: функцию нормального распределения (*гауссиан*), т.е. симметричный колокол, форма которого задается параметрами  $\mu$  и  $\sigma$ ), и функцию вида

$$W(A, b, c, t) = A \times t^b \times e^{-ct}, \quad (W^*)$$

которая представляет собой ассиметричный колокол, похожий на “каноническую” волну изгнания. Его форма также задается всего лишь двумя параметрами:  $b$ , и  $c$ .

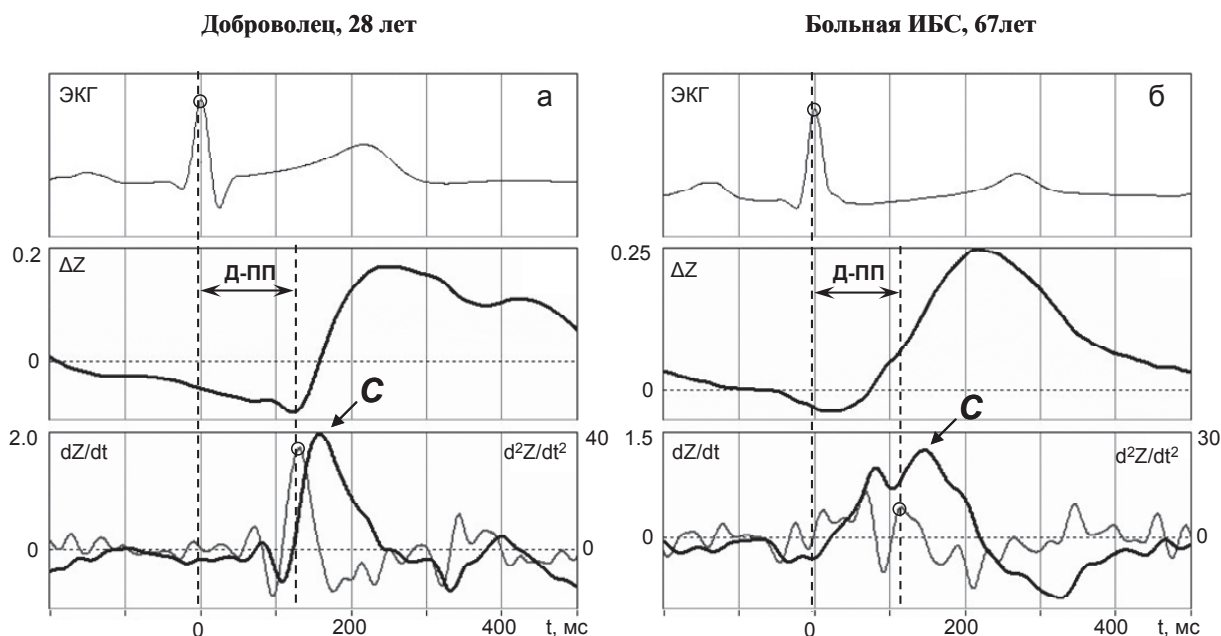
Кроме того, оценивали величину погрешностей, обусловленных “аномальностью” кривых  $dZ/dt$ , при использовании стандартных методов определения показателей сократимости [16, 17], как временных – длительности периода предызгнания (*Д-III*, рис. 1) и интервала  $RZ$ , так и амплитудных – значений  $dZ/dt|_{\max}$  и  $d^2Z/dt^2|_{\max}$ .

## Результаты

На рис. 1 приведены примеры форм пульсовых волн импедансной аортограммы, характерных для здоровых людей (*а*) и для кардиологических больных (*б*). Оба графика получены с помощью пульс-синхронного усреднения  $Z$ -сигналов, зарегистрированных в состоянии покоя в положении стоя.

У здорового испытуемого импедансный сигнал ( $\Delta Z$ ) и его первая производная по времени ( $dZ/dt$ ) имеют каноническую форму с одним высокоамплитудным пиком, именуемым *C-волной* [17] (рис. 1, *а* – толстая линия на нижнем графике). Вторая производная по времени от такого сигнала ( $d^2Z/dt^2$ , тонкая линия на нижнем графике) имеет два хорошо различимых пика, наибольший из которых указывает на начало пульсовой волны в сигнале  $\Delta Z$ . Этот момент достаточно хорошо соответствует началу изгнания крови в аорту [13, 14]. Формы тех же волн, зарегистрированных у пациента (рис. 1, *б*), существенно отличаются от канонических. Их характеризует наличие

дополнительной высокоамплитудной волны, возникающей в той части систолы желудочков, которая предваряет фазу изгнания, – потому будем называть ее *волной предызгнания (ВП)*.



**Рис. 1.** Формы пульсовых волн импедансной аортограммы, полученные методом пульс-синхронного усреднения ( $n=20$ ): *а* – “каноническая” (здоровый человек, 28 лет), *б* – “патологическая” (ИБС, 67 лет). Сигналы (сверху вниз): ЭКГ,  $\Delta Z$  (Ом),  $dZ/dt$  (толстая линия, Ом/с, шкала слева) и  $d^2Z/dt^2$  (тонкая линия, Ом/с<sup>2</sup>, шкала справа). Вертикальные курсоры: начало и конец периода предызгнания, его длительность – ДПП. Покой, положение стоя

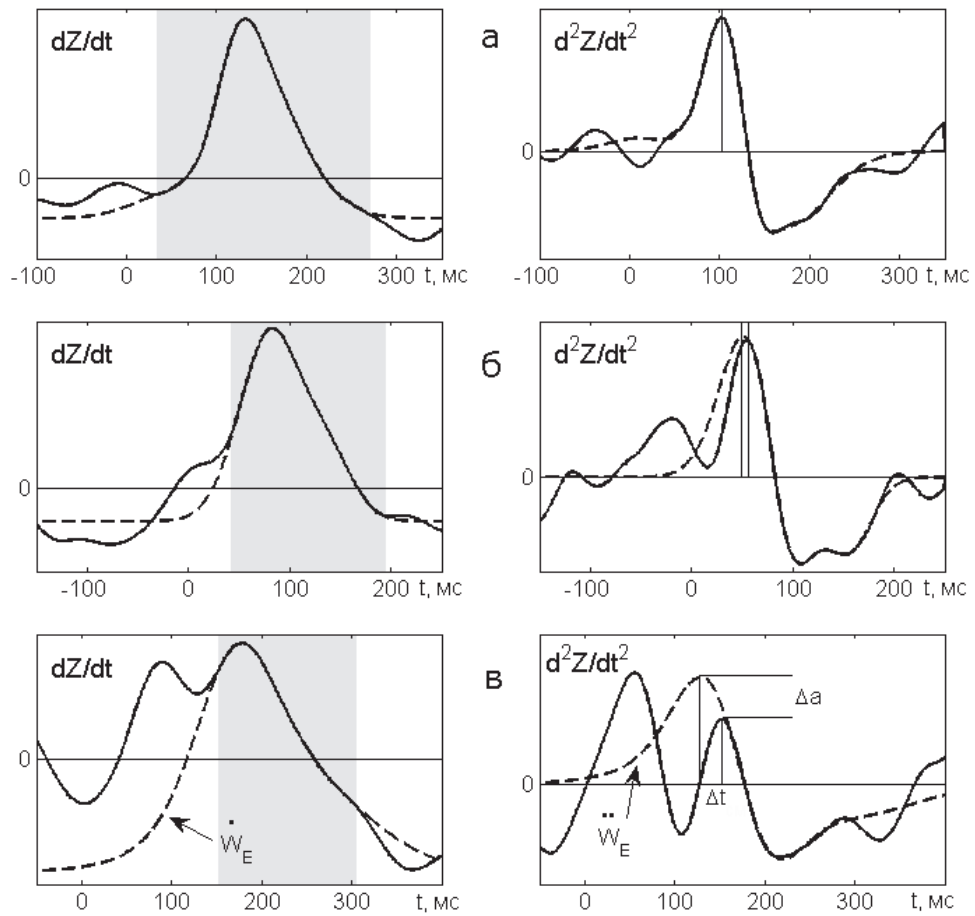
Набегая на *С*-волну и суммируясь с ней, *ВП* приводит к значительным искажениям формы основной систолической волны  $dZ/dt$ . Волну предызгнания можно видеть и в случае канонической формы сигнала  $dZ/dt$  – на рис. 1, *а* она начинается уже после зубца *S* на ЭКГ и, следовательно, не имеет отношения к предсердной *A*-волне (начинается после *R*-зубца ЭКГ и заканчивается до вершины *R*; эта волна лучше видна на кривых  $\Delta Z$ ). Возможно, что *ВП* связана как-то с изоволюмическим сокращением желудочков, однако строгих экспериментальных доказательств этому нет. На сигнале второй производной ( $d^2Z/dt^2$ ) началу *ВП* соответствует дополнительный положительный пик, предшествующий основному высокоамплитудному пику (помечен кружочком) – “метке” начала изгнания.

Отметим, что у больной ИБС амплитуда  $C$ -волны (пика  $dZ/dt$ , соответствующего изгнанию крови из левого желудочка) заметно меньше, чем у здорового человека, тогда как  $BII$ , наоборот, больше. Более того, первый, “изоволюмический” пик на кривой  $d^2Z/dt^2$  (тонкая линия) у больной выше ее основного пика (помечен кружком), соответствующего началу изгнания. О трудностях, связанных с правильным определением момента начала изгнания при “патологической” форме кривых, и о преимуществах использования в этих случаях дополнительных устройств, позволяющих уточнить промежуток времени, в котором следует искать метку “начала изгнания” в импедансном сигнале, мы писали ранее [11].

В данной работе мы сосредоточили внимание на другом, не менее важном аспекте этой проблемы – ответу на вопрос, корректно ли в случае подобных сложных форм импедансных сигналов пользоваться теми же правилами нахождения “момента начала изгнания”, которые были предложены и обоснованы для “канонических форм” кривых  $dZ/dt$  [12-14, 17].

Исследование начали с простой задачи – восстановить для импедансного сигнала сложной формы *ход кривой, соответствующей только волне изгнания*. Мы исходили из допущения, что второй, основной пик кривой  $dZ/dt$ , приходящийся примерно на середину растущего фронта сигнала  $\Delta Z$  (см. рис. 1, б), представляет собой не что иное, как максимум волны изгнания, а возмущающее действие  $BII$  к этому времени уже мало и им можно пренебречь. Участок экспериментальной кривой, относящийся к основному пику  $dZ/dt$ , можно аппроксимировать модельной кривой, используя, например, готовый программный инструмент из пакета MATLAB (аппроксимирующую кривую, близкую по форме к волне изгнания, программа может подбирать, например, на основе алгебраической суммы нескольких гауссианов).

Результаты приведены на рис. 2. Слева даны примеры реальных кривых  $dZ/dt$  (сплошные линии), относящихся к трем разным людям – следуют сверху вниз в порядке возрастания сложности формы  $dZ/dt$ . Модельные кривые волн изгнания ( $W_E$ , штриховые линии) построены так, чтобы вблизи второго, основного пика, а также последующего спада кривой  $dZ/dt$  они почти не отличались от реальных кривых. На фрагментах справа приведены производные  $d^2Z/dt^2$ , рассчитанные для соответствующих кривых слева. Результат такой подгонки позволяет проследить ход начальной части волны изгнания (штриховые линии), которая в реальном сигнале маскируется волной предыдущего изгнания.



**Рис. 2.** Восстановление волны изгнания в реальных кривых  $dZ/dt$  путем аппроксимации С-волны (на участке, показанном серым тоном) суммой гауссианов. Слева: реальные кривые  $dZ/dt$ , полученные для разных людей (а, б и в). Аппроксимирующая кривая ( $dW_E/dt$ , показана штриховой линией) позволяет проследить ход переднего фронта волны изгнания, скрытого в исходной форме. Справа: вторые производные от исходных Z-сигналов (сплошные линии) и модельных кривых (штриховые линии). а – хорошее совпадение пиков  $d^2Z/dt^2$ ; б – удовлетворительное совпадение: расхождение  $\Delta t = 7$  мс; в – плохое совпадение: расхождение  $\Delta t = 24$  мс,  $\Delta a = 40\%$  величины пика  $d^2Z/dt^2$ . Вертикальные линии на фрагментах справа – “моменты начала изгнания”, определяемые по положению пиков вторых производных реального Z-сигнала и модельной волны изгнания  $W_E$ .

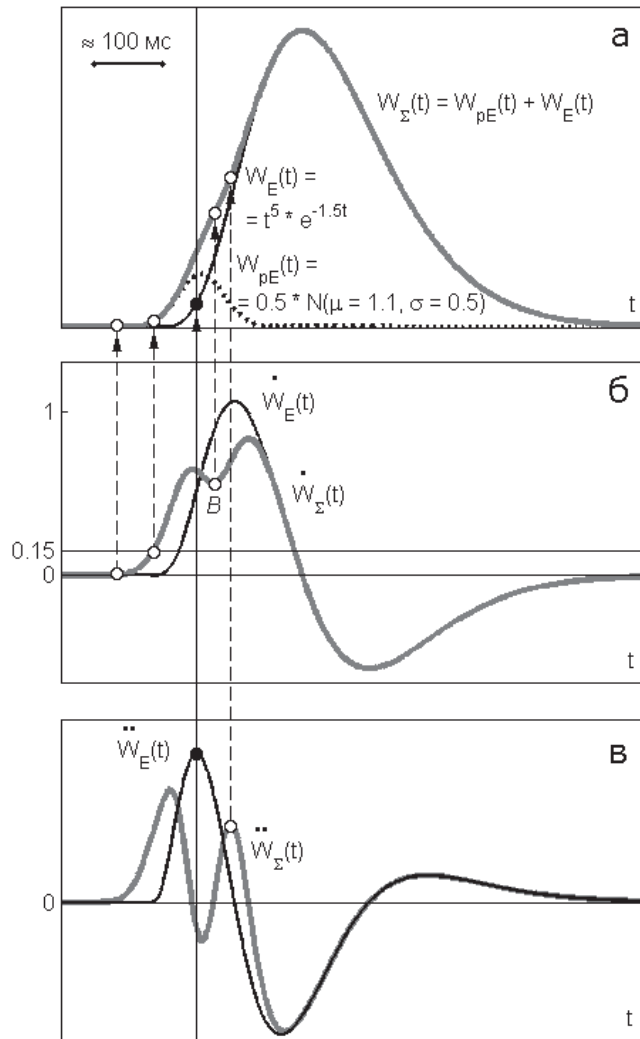
Пример *a* показывает, что в случае канонической формы волн ошибки в оценке обоих параметров по исходной записи практически отсутствуют. Случай *б* также демонстрирует неплохое совпадение пиков вторых производных реальной и модельной кривых (расхождение по времени 7 мс, расхождение по амплитуде практически отсутствует). Однако в случае выраженной *BII* (рис. 2, *в*), как и следовало ожидать, ошибки в оценке как времени (24 мс), так и величины соответствующих пиков (40% от пика  $d^2Z/dt^2$ ) оказались весьма существенными.

Таким образом, даже эта простая модель показывает вероятность значительных погрешностей при определении времени начала изгнания по пику кривой  $d^2Z/dt^2$  и при использовании величины этого пика в качестве еще одного индекса сократимости (как это нередко делается: см. [16, 17]).

Ниже мы покажем, что проиллюстрированный на рис. 2 способ воссоздания *волны изгнания* на основе только части реальной кривой  $dZ/dt$ , относящейся к изгнанию, недостаточно корректен. Но в случае бимодальных форм  $dZ/dt$  (как на рис. 2, *в*) он может давать более близкую к действительности оценку искомых параметров – времени пика второй производной волны изгнания и его величины, чем их прямой расчет по исходной бимодальной кривой.

Более строго проблема нахождения искомого пика второй производной, обусловленного процессом изгнания, может быть решена *методом декомпозиции* составной пульсовой кривой импеданса на две отдельные волны: волну предызгнания,  $W_{PE}$ , и волну изгнания,  $W_E$ .

На рис. 3 приведены результаты моделирования частичного перекрытия двух волн, относящихся к разным процессам: волны предызгнания  $W_{PE}$  и волны изгнания  $W_E$ . Аналитические функции для моделирования этих волн подобраны с таким расчетом, чтобы первый процесс представлял собой достаточно короткое возмущение, амплитуда которого плавно нарастает и плавно спадает во времени. Результат этого “возмущения” – появление дополнительного пика или ступеньки на переднем фронте *C*-волны на кривой  $dZ/dt$ . Этим условиям полностью отвечает гауссова кривая с соответствующей амплитудой и параметрами  $\mu$  и  $\sigma$  (пунктирная линия на рис. 3, *a*). Второй процесс – собственно волна изгнания, которая характеризуется сначала плавным, затем круто нарастающим передним фронтом, плавным переходом через максимум и еще более плавным, постепенно замедляющимся спадом кривой. Именно такой вид имеет, например, функция  $W(t) = A \times t^b \times e^{-ct}$ .



**Рис. 3.** Представление импедансного сигнала в виде суммы двух волн: волны  $W_{pE}$ , предшествующей изгнанию, и волны  $W_E$ , отражающей изгнание.

*a* – первичные волны  $W_{pE}$  (пунктир),  $W_E$  (сплошная черная линия) и их сумма  $W_\Sigma$  (толстая серая линия); *б* и *в* – соответственно, первые и вторые производные по времени от  $W_E$  (черная линия) и  $W_\Sigma$  (толстая серая линия).

В соответствии с моделью, “истинное” начало изгнания соответствует началу волны  $W_E$  (сплошная вертикальная линия, черные точки на кривых), которое, по методу [12], следует определять по пику  $d^2W_E/dt^2$ . Стрелками показаны результаты определения “начала изгнания” по соответствующему пику суммарной волны ( $d^2W_\Sigma/dt^2$ , запаздывает относительно пика  $d^2W_E/dt^2$  на 30 мс), а также (на фрагменте *б*) по пересечению первой производной суммарной волны ( $dW_\Sigma/dt$ ) с нулевой и 15% (от максимума С-волны) линиями, и по точке *B*. Все перечисленные способы показывают значительную погрешность в определении “истинного” начала изгнания.



На рис. 3, а волна изгнания  $W_E(t)$  показана черной линией, которая постепенно переходит в серую, сливаясь с суммарной кривой ( $W_\Sigma$ ). Ее первая производная (черная линия на рис. 3, б) похожа по форме на “каноническую” волну  $dZ/dt$ , регистрируемую у здоровых испытуемых.

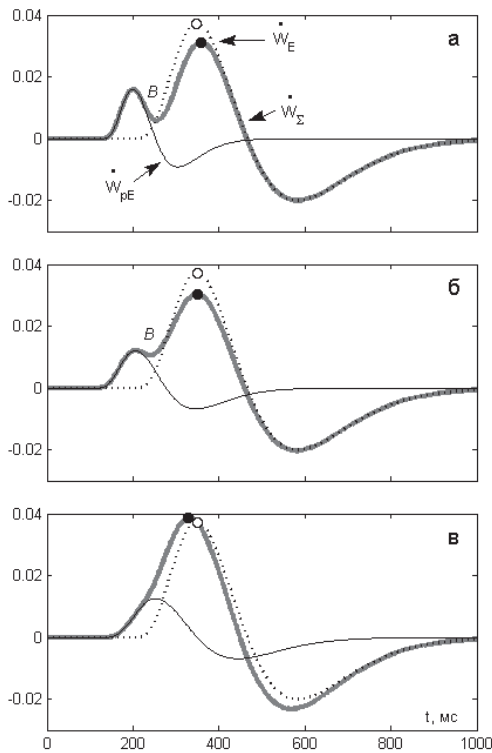
Важно подчеркнуть, что в данном случае мы не стремились добиться идентичности суммарной модельной функции и реальной формы пульсовых волн импеданса. Наша задача состояла лишь в том, чтобы, подбирая конкретные параметры функций, описывающих волны  $W_{PE}$  и  $W_E$ , создать такую форму суммарной волны  $W_\Sigma$ , которая имела бы те же характерные особенности, что и реальные волны  $dZ/dt$  у кардиологических больных. Моделирование (рис. 3) показало, что начало изгнания, определяемое по максимуму второй производной от суммарной волны  $W_\Sigma$ , существенно (до 30 мс) запаздывает относительно “реального” для данной модели начала изгнания, определяемого по  $W_E$ . Другими словами, у кардиологических больных длительность периода предызгнания, оцениваемая импедансным методом по максимуму  $d^2Z/dt^2$  [12], может быть существенно завышена.

На рис. 3, б проиллюстрированы возможные результаты использования других, более традиционных методов определения начала изгнания: по подножию волны  $C$  или по точке  $B$  на  $dZ/dt$ . Видно, что этими методами момент начала изгнания определяется тоже с ошибками. В данном примере наименьшая погрешность наблюдалась при поиске начала изгнания по точке  $B$  – она примерно вдвое меньше, чем при определении по пику  $d^2Z/dt^2$ . Два других способа – по пересечению с нулевой или 15% (от амплитуды волны  $C$ ) линией – дают оценку начала изгнания существенно более раннюю.

Таким образом, в случае сложных форм импедансных сигналов, которые нередко можно наблюдать у кардиологических больных, применять метод [12], равно как и более традиционные методы идентификации начала изгнания по дифференцированной реограмме [17], следует осторожно.

Обратим внимание на то, какой результат мы должны были бы получить в нашем модельном примере (рис. 3), если бы воспользовались приемом подгонки “волны изгнания” лишь по одному пику на кривой  $dZ/dt$  – вспомним, как это делалось в самом начале (см. рис. 2). Очевидно, что “волна изгнания”, восстановленная этим способом из основного пика суммарной кривой  $dW_\Sigma/dt$  (рис. 3, б, толстая серая линия), будет кардинально отличаться от “истинной” волны изгнания, моделируемой функцией  $dW_E/dt$  (черная линия). Вот почему прежний способ был назван некорректным.

Кроме длительности периода предызгнания для оценки сократимости левого желудочка сердца нередко используют и другие импедансометрические показатели [16, 17]: амплитуды волн  $dZ/dt$  и  $d^2Z/dt^2$  и интервал  $RZ$  – от вершины  $R$ -зубца до вершины  $S$ -волны. Наша модель (рис. 3) показывает, что при наличии выраженной  $BП$  амплитуда  $d^2Z/dt^2$  также определяется с ошибкой. Это объясняется отрицательной фазой второй производной от волны  $W_{pE}$  в этот момент (на рисунке не показана). При сложении ее со второй производной волны изгнания ( $d^2W_E/dt^2$ ) происходит не только задержка в появлении пика на второй производной суммарной кривой ( $d^2W_\Sigma/dt^2$ ), но и существенное снижение его амплитуды. Те же рассуждения справедливы и в отношении максимума первой производной  $Z$ -сигнала т.е. волны  $S$ .



**Рис. 4.** Модельная оценка влияния волны предызгнания на величину и положение  $S$ -волны на суммарной кривой  $dZ/dt$  для разных вариантов волн предызгнания, задаваемых параметрами функции  $W(t) = A \times t^b \times e^{-ct}$ .

*а:* максимум на суммарной кривой меньше максимума на волне изгнания ( $dW_\Sigma/dt|_{\max} < dW_E/dt|_{\max}$ ) и смещен вправо;

*б:*  $dW_\Sigma/dt|_{\max} < dW_E/dt|_{\max}$ , но смещения суммарного пика во времени нет;

*в:*  $dW_\Sigma/dt|_{\max} > dW_E/dt|_{\max}$ , суммарный пик смещен влево.

На рис. 4 показаны варианты возможного влияния  $BП$  на величину максимума  $S$ -волны. Волна изгнания в этом примере, как и прежде, задавалась функцией  $W^*$  (см. раздел *Методы и подходы*), причем ее параметры во всех трех примерах (*а*, *б* и *в*) не изменялись. Иначе говоря, колокол первой производной от волны изгнания ( $dW_E/dt$ , пунктирная линия) во всех трех примерах один и тот же. Волну предызгнания моделировали функцией того же вида, но ее параметры и смещение по оси времени подбирали таким образом, чтобы на пик  $dW_E/dt$  приходились различные участки отрицательной фазы  $dW_{pE}/dt$ . Видно, что выбирая степень крутизны спада первой производной по времени от волны  $W_{pE}$ , можно

получать самые разные варианты “аномальных” форм суммарной волны, т.е. сигнала  $dZ/dt$  (толстые линии на рис. 4, *a-в*).

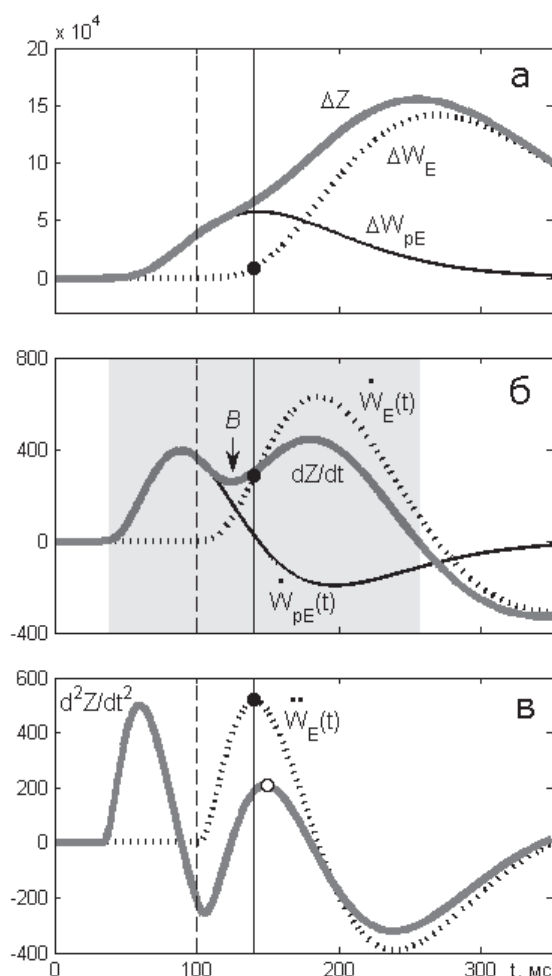
Следовательно, время до максимума  $C$ -волны, его величина и другие показатели подвержены действию процессов, связанных с наличием  $BП$ . В случаях *a* и *б* наличие  $BП$  приводит к уменьшению регистрируемого максимума  $dZ/dt$ , а в случае *в*, наоборот, к его увеличению. Время до максимума  $dZ/dt$  (интервал  $RZ$ ) также может изменяться в любую сторону. Интересно, что аналогичные смещения испытывает и точка  $B$ , указывая на начало изгнания то слишком рано, то слишком поздно. А в примере, показанном на рис. 4, *в*, точка  $B$ , как таковая, вообще отсутствует. И хотя в последнем случае наличие  $BП$  почти не сказывается на форме  $C$ -волны – она не отличается от канонической, время до ее максимума заметно укорачивается.

До сих пор мы моделировали варианты суммации волн  $W_{pE}$  и  $W_E$ , которые напоминали те, что наблюдались у больных. Вернемся теперь к обратной задаче – декомпозиции реальной пульсовой кривой импеданса на две волны,  $W_{pE}$  и  $W_E$ . Пример выполнения такой декомпозиции в случае сложной бимодальной формы сигнала  $dZ/dt$  представлен на рис. 5. Сплошная кривая на верхнем фрагменте – усредненная экспериментальная кривая  $\Delta Z$ . Вид функций  $W_{pE}$  и  $W_E$ , на которые ее раскладывали, задавали той же функцией  $W^*$ , что и раньше. Подгонку производили вручную, варьируя параметры, задающие смещение и крутизну роста и спада обеих волн. При этом добивались наилучшего совпадения первой производной от их суммы ( $W_{pE} + W_E$ ) и реальной кривой  $dZ/dt$  на участке, охватывающем оба пика (рис. 5, *б*, закрашенная область). В дальнейшем для этих целей планируется применять метод нелинейной аппроксимации кривой аналитическими функциями (алгоритм Левенберга-Маркардта), что позволит автоматизировать процедуру подгонки первой производной от суммы  $W_{pE} + W_E$  на заданном участке экспериментальной кривой  $dZ/dt$ . Интересно, что в представленном примере максимум  $d^2Z/dt^2$  оказался достаточно близким по времени (расхождение всего 10 мс) к “началу изгнания” (черные кружки), определяемому по максимуму второй производной от волны изгнания  $W_E$ , которая “восстановлена” в результате разложения исходной кривой  $\Delta Z$  на две составляющие ( $W_{pE}$  и  $W_E$ ).

Заметим, что самое начало волны изгнания  $W_E$ , строго говоря, соответствует задаваемому в данной модели смещению “колокола”  $W^*$  по оси времени – именно вблизи него (штриховая вертикальная линия) начинается рост второй производной  $d^2W_E/dt^2$ . Рост самой волны  $W_E$  (рис.5, *a*) в этот момент совсем незаметен. Точка  $B$  на  $dZ/dt$ , по которой принято определять начало изгнания, расположена где-то между самым началом волны

$W_E$  (штриховая вертикаль) и ее “началом”, определяемым по пику второй производной (сплошная вертикаль).

Максимумы  $d^2Z/dt^2$  и  $d^2W_E/dt^2$  отличаются по амплитуде более чем вдвое (рис. 5, в). Существенно отличаются и амплитуды первых производных от регистрируемой ( $dZ/dt$ , толстая линия) и “восстановленной” ( $dW_E/dt$ , пунктирная линия) волн изгнания (рис. 5, б). Следовательно, ошибка в оценке амплитудных показателей для таких форм волн  $Z$ -сигналов бывает весьма значительной, и это может приводить к неправильной оценке индексов сократимости и величины ударного объема, рассчитываемых по этим показателям.



**Рис. 5.** Декомпозиция пульсовой кривой импеданса на волны  $W_{pE}$  и  $W_E$ . Область подгонки первых производных от экспериментальной и суммарной модельной кривой  $W_{\Sigma} = W_{pE} + W_E$  выделена серым тоном. Начало изгнания, определенное по пику  $d^2Z/dt^2$  для реального сигнала  $\Delta Z$  (белый кружок), лишь немного (~10 мс) отстает от начала волны изгнания (сплошная вертикальная линия и черные кружки на  $\Delta W_E$  и ее производных), которая “восстановлена” в результате декомпозиции. Штриховой вертикальной линией показано самое начало волны изгнания –  $\Delta W_E$ .

### Заключение

Таким образом, в рамках простой модели удастся воспроизводить самые разные варианты сложных форм систолических волн сигнала  $dZ/dt$ , наблюдаемых при обследовании кардиологических больных. Для этого достаточно предположить наличие

двух разных процессов, связанных с систолой желудочков: *волны изгнания* и *волны предызгнания*, которые находят отражение в пульсовой волне регистрируемого импедансного сигнала. Для описания каждого из процессов можно использовать функцию вида  $W(t) = A \times t^b \times e^{-ct}$ .

Модель позволяет анализировать, в какой мере наличие волны предызгнания влияет на величины временных и амплитудных импедансометрических показателей, которые используются при вычислении ударного объема и оценке сократимости, а также анализировать погрешности разных методов при определении этих показателей.

Проблема правильного нахождения начала изгнания в случае сложной формы систолической волны в сигнале  $dZ/dt$  может быть решена методом декомпозиции составной пульсовой кривой импеданса на две волны:  $W_{PE}$  (волну предызгнания) и  $W_E$  (волну изгнания). Применение метода декомпозиции может оказаться перспективным в случае сложных форм Z-сигналов, часто встречающихся у кардиологических больных.

### Список литературы

1. Malmivuo J., Plonsey R. Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. New York .Oxford University Pres. Inc. 1995.
2. Nyboer J., Vagno S., Barnett A., Halsey R.M. Radiocardiograms – the electrical impedance changes of the heart in relation to electrocardiograms and heart sounds. Proc. 32<sup>nd</sup> Meeting Am. Soc. Clin. Invest. 1940; 19: 773.
3. Кедров А.А., Либерман Т.Ю. О так называемой реокардиографии. Клин. Мед. 1949; 27(3): 40-46.
4. Bonjer F.H., Van Den Berg J., Dirken M.N. The origin of the variations of body impedance occurring during the cardiac cycle. Circulation 1952; 6(3): 415-420.
5. Hayes J.K., Peters J.L., Hare B.D., Baker L.E. The relationship between vascular expansion of the aorta and pulmonary artery and the genesis of the impedance cardiogram using the technique of sonomicrometry. J. Med. Eng. Technol. 2007; 31(6): 419-427.
6. Patterson R.P. Impedance cardiography: What is the source of the signal? Proc. 14th Intern. Conf. on Electrical Bioimpedance. Florida, USA. J. Phys. 2010; Conf. Ser. 224 012118.
7. Mohapatra S.N. Noninvasive cardiovascular monitoring by electrical impedance technique. London. Pitman Medical. 1981. 286 p.
8. Deshpande A.K., Jindal G.D., Parulkar G.B. et al. Impedance plethysmography of thoracic region: Impedance cardiography. J. Postgrad. Med. 1990; 36: 207-212.

9. DeMarzo A.P., Kelly R.F., Calvin J.E. Impedance cardiography: A comparison of cardiac output vs waveform analysis for assessing left ventricular systolic dysfunction. *Prog. Cardiovasc. Nurs.* 2007; 22: 145-151.
10. Bour J., Kellett J. Impedance cardiography: A rapid and cost-effective screening tool for cardiac disease. *Eur. J. Intern. Med.* 2008; 19: 399-405.
11. Колесников В.А. Перспективность сочетания электроимпедансного и фотоплетизмографического методов для оценки сократимости сердца человека при двигательных нагрузках. В кн.: *Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы*. М. НТЦ “МЕДАСС” – Гл. клин. госп. МВД России. 2011: 36-45.
12. Хаютин В.М., Николаев Д.В., Ермишкин В.В., Лукошкова Е.В. Способ непрерывной динамической оценки сократимости левого желудочка сердца человека. Патент на изобретение № 2006113635/14(014822). 2006.
13. Хаютин В.М., Лукошкова Е.В., Ермишкин В.В., Сони́на Р.С. Показатель сократимости сердца человека – период предызгнания. Неинвазивное определение при каждом сокращении. *Успехи физиол. наук* 2009; 40(4): 3-20.
14. Хаютин В.М., Лукошкова Е.В., Ермишкин В.В., Сони́на Р.С. Сократимость левого желудочка сердца человека: неинвазивное определение при каждом кардиоцикле. *Кардиология* 2010; 50(4): 38-44.
15. Miyamoto Y., Higuchi J., Abe Y. et al. Dynamics of cardiac output and systolic time intervals in supine and upright exercise. *J. Appl. Physiol.* 1983; 55: 1674-1681.
16. Ермишкин В.В., Колесников В.А., Лукошкова Е.В., Сони́на Р.С. Изменение временных и амплитудных импедансометрических индексов сократимости миокарда левого желудочка у здоровых лиц при двигательных нагрузках. В кн.: *Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы*. М. НТЦ “МЕДАСС” – Гл. клин. госп. МВД России. 2011: 17-26.
17. Sherwood A., Allen M.T., Fahrenberg J. et al. Methodological guidelines for impedance cardiography. *Psychophysiology* 1990; 27(1): 1-23.