

УДК 532.59

**ДЕКОМПОЗИЦИЯ ЦЕНТРАЛЬНОЙ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ
В СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЕ ЧЕЛОВЕКА**© 2021 г. Р. Ф. Ганиев¹, Д. Л. Ревизников^{1,2}, А. Н. Рогоза³,
Ю. В. Сластущенский^{1,2,*}, Л. Е. Украинский¹¹ *Институт машиноведения им. А.А. Благонравова РАН, Москва, Россия*² *Московский авиационный институт (национальный исследовательский университет),
Москва, Россия*³ *Национальный медицинский исследовательский центр кардиологии Минздрава РФ, Москва, Россия*
**e-mail: slastushenskiy@mosinter.net*

Поступила в редакцию 14.09.2020 г.

После доработки 18.11.2020 г.

Принята к публикации 18.12.2020 г.

Представлен подход к исследованию волновых процессов в сердечно-сосудистой системе человека с целью выявления в комплексном сигнале пульсовой волны давления составляющих компонент – прямой и отраженной волн. Это дает возможность вычисления времени пробега и скорости пульсовой волны – показателей, играющих установленную роль в диагностике и прогнозе сердечно-сосудистых заболеваний. Тестирование подхода основано на сочетании методов измерения пульсовой волны с последующей математической обработкой эмпирических данных и методов прямого численного моделирования гемодинамических процессов в артериальном дереве.

Ключевые слова: сердечно-сосудистая система, пульсовая волна, артериальное дерево, алгоритм декомпозиции сигнала, контурный анализ, время пробега

DOI: 10.31857/S0235711921020048

Формирование центральной пульсовой волны в сердечно-сосудистой системе человека.

Анализ и моделирование пульсовых волн артериальной системы крупных кровеносных сосудов лежат в основе целого ряда современных методов и средств диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы человека. Этот вопрос подробно освещен авторами в работах [1–3]. Современный уровень развития теоретической базы и измерительной аппаратуры позволяет сделать вывод о том, что одним из главных механизмов формирования систолического и диастолического артериального давления в сердечно-сосудистой системе является взаимодействие прямой и отраженных пульсовых волн. Детальный анализ волновых процессов и их роли в формировании величин давления приведен в известных монографиях [4, 5], а также в ряде публикаций [6–9].

Согласно современным представлениям одним из важнейших показателей, характеризующих состояние сердечно-сосудистой системы человека и являющимся сильным предиктором развития всех вариантов кардиоваскулярных осложнений у различных категорий людей, является скорость распространения пульсовой волны [6]. Во многом это обусловлено прямой связью данной величины с эластическими свойствами артериальных стенок (в первую очередь, жесткостью). Скорость распространения пульсовой волны можно легко вычислить по результатам одновременного измерения волновых профилей давления на различных участках артериальной системы, но этот метод тре-

бует специального, метрологически обеспеченного оборудования. В ходе измерений с помощью подобной регистрирующей аппаратуры удается с минимальными временными затратами определить только форму (профиль) пульсовой волны в одной из периферийных артерий (лучевая, плечевая, сонная и др.). Поэтому альтернативный подход связан с синтезом профиля пульсовой волны давления в аорте по измерениям на периферии и последующим разложением центральной пульсовой волны на прямую и отраженную [7]. Строго говоря, в артериальной системе реализуются множественные отражения от несогласованных бифуркаций, выраженных градиентов жесткости и диаметра, а также резистивных сосудов. Однако доминирующую роль в формировании аортальной пульсовой волны играют отражения в зоне бифуркации нижних конечностей, что позволяет успешно использовать модель единой (эффективной) отраженной волны.

Важнейшей задачей анализа волновых процессов в артериальной системе является декомпозиция сигнала в аорте, т.е. выделение в комплексном сигнале пульсовой волны давления двух составляющих компонент — прямой и отраженной волн, и вычисление на основе полученной информации показателей, играющих определяющую роль в диагностике сердечно-сосудистых заболеваний (скорость распространения пульсовой волны, индекс аугментации, терминальное сопротивление и т.п.).

Алгоритм приближенной декомпозиции. Задача декомпозиции состоит в анализе профиля центральной пульсовой волны с целью выделения в комплексном сигнале прямой и отраженной волн. Разработке приближенных методов декомпозиции посвящены публикации [8, 9]. В настоящей статье за основу взят приближенный метод декомпозиции [8], опирающийся на данные контурного анализа профилей центральной и периферийной пульсовых волн.

В результате измерений с помощью регистрирующей аппаратуры известен профиль пульсовой волны в одной из периферийных артерий. Получила экспериментальное подтверждение приемлемая точность перехода от измеренного профиля в периферийной артерии к профилю пульсовой волны в аорте, осуществляемого путем спектрального разложения исходного сигнала и последующего использования обобщенной передаточной функции [7].

В разработанном подходе контурный анализ пульсовой волны представляет собой выделение первого и второго систолических пиков P_1 и P_2 и определение продолжительности выброса, т.е. момента окончания систолы P_3 . Первые две точки определяются по синтезированному профилю аортальной волны $W_a(j)$, $1 \leq j \leq N$, а третья — по профилю периферийной волны $W_p(j)$, $1 \leq j \leq N$.

Нахождение локального максимума кривизны периферийной пульсовой волны с наибольшим значением кривизны после глобального максимума функции позволяет определить момент окончания систолы P_3 , а изучение локальных минимумов кривизны аортальной пульсовой волны до точки P_3 дает возможность выделить из них первый и второй систолические пики P_1 и P_2 (рис. 1).

Затем по этим данным строится приближенная кусочно-линейная дискретная функция расхода крови $Q(j)$, $1 \leq j \leq N$

$$Q(j) = \begin{cases} Q \frac{j}{P_1}, & 1 \leq j \leq P_1, \\ Q \frac{P_3 - j}{P_3 - P_1}, & P_1 < j \leq P_3, \\ 0, & P_3 < j \leq N. \end{cases}$$

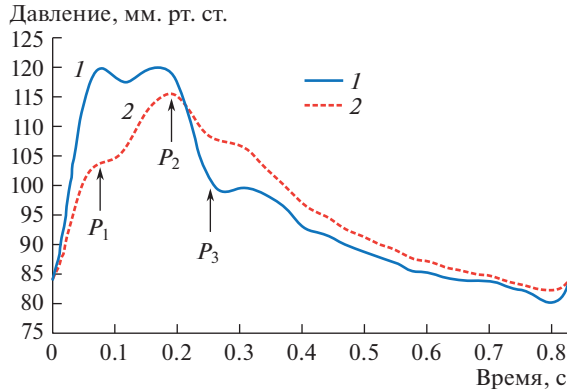


Рис. 1. Контурный анализ пульсовой волны. Измеренный профиль пульсовой волны на периферии (1) и синтезированный профиль пульсовой волны в аорте (2).

Значение пика расхода Q не оказывает влияния на результат декомпозиции, поэтому Q можно выбрать произвольно. В дальнейшем полагается $Q = 100$.

Для дальнейшего проведения декомпозиции используется спектральное представление центральной пульсовой волны $W_a(j)$, $1 \leq j \leq N$.

Пусть G_s и G_f — интервал используемых для декомпозиции гармоник.

Согласно [4] для организма человека самая значимая информация об импедансных соотношениях содержится в области номеров гармоник в интервале между $G_s = 4$ и $G_f = 7$.

Осуществляется дискретное преобразование Фурье функций давления и расхода крови, после чего с использованием импедансных соотношений конструируются приближенные профили прямой и отраженной волн. С этой целью вычисляется среднее значение отношения амплитуд давления A^P и расхода крови A^Q для гармоник с G_s по G_f

$$q = \frac{\sum_{i=G_s}^{G_f} A_i^P}{\sum_{i=G_s}^{G_f} A_i^Q}.$$

После этого выполняется предварительное разложение $W_a(j) = W_f(j) + W_b(j)$ аортальной пульсовой волны на прямую и отраженную волны по формулам

$$\begin{cases} W_f(j) = \frac{W_a(j) + q \cdot Q(j)}{2}, \\ W_b(j) = \frac{W_a(j) - q \cdot Q(j)}{2}. \end{cases}$$

Окончательные профили формируются с помощью масштабирующих процедур. Осуществляется уточнение полученного результата с учетом соблюдения условия $W_f(j) + W_b(j) = W_a(j)$, $1 \leq j \leq N$.

Во-первых, из физических соображений отраженная волна до точки P_1 отсутствует: $W_b(j) = W_b(1)$, $W_f(j) = W_a(j) - W_b(j)$, $1 \leq j \leq P_1$.

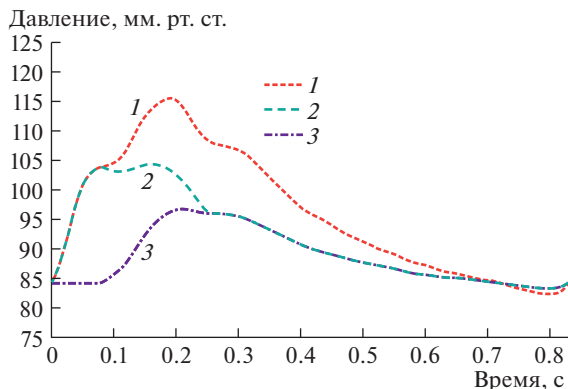


Рис. 2. Приближенная декомпозиция аортальной пульсовой волны (1) на прямую (2) и отраженную (3) пульсовые волны.

Во-вторых, убывание прямой волны между точками P_1 и P_3 должно начинаться со значения $W_a(P_1)$, т.е. должно быть корректно отмасштабировано

$$W_f(j) = W_f(j) \left(\frac{(r-1)(P_3-j)}{P_3-P_1} + 1 \right), \quad W_b(j) = W_a(j) - W_f(j), \quad P_1+1 \leq j \leq P_3,$$

$$\text{где } r = \frac{W_f(P_1)}{W_f(P_1+1)}.$$

В итоге получается искомая приближенная декомпозиция. Пример подобной декомпозиции приведен на рис. 2, где представлены рассчитанные профили прямой и отраженной волн.

Скорость распространения пульсовой волны. Итоговое время пробега пульсовой волны (в одну сторону, до периферии) вычисляется на основе кросскорреляционного анализа прямой и отраженной волн.

Сначала отраженная волна масштабируется до высоты прямой волны

$$W_b(j) = W_b(1) + (W_b(j) - W_b(1)) \cdot \frac{W_f^{\max} - W_f(1)}{W_b^{\max} - W_b(1)}, \quad 1 \leq j \leq N-1.$$

При этом последняя точка отбрасывается с целью выполнения условия периодичности.

Затем выполняется кросс-корреляция прямой и отраженной волны для нахождения такого дополнительного сдвига волн s , при котором корреляция была бы максимальной

$$s = \arg \max_{i=1}^{N-1} \sum_{j=1}^{N-1} W_f(j) \cdot W_b((j+i) \bmod(N)).$$

Пример работы алгоритма приведен на рис. 3, где представлены результаты кросс-корреляционного анализа прямой и отраженной волн.

Искомое время пробега пульсовой волны в одну сторону в секундах определяется как $T = \frac{s\tau}{2}$, где τ — интервал времени между точками сигнала (типичный для современной измерительной аппаратуры интервал времени — $\tau = 0.001$ с).

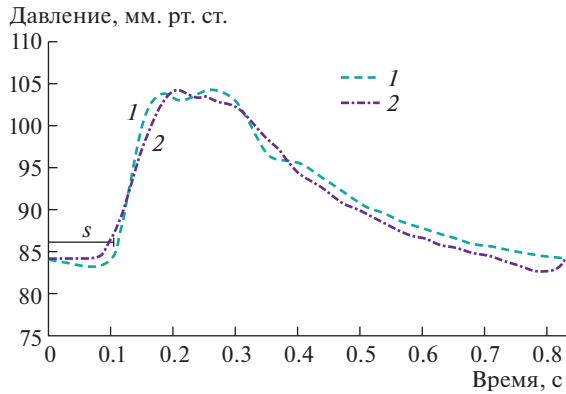


Рис. 3. К определению времени пробега пульсовой волны. Кросс-корреляция рассчитанных прямой (1) и отраженной (2) пульсовых волн.

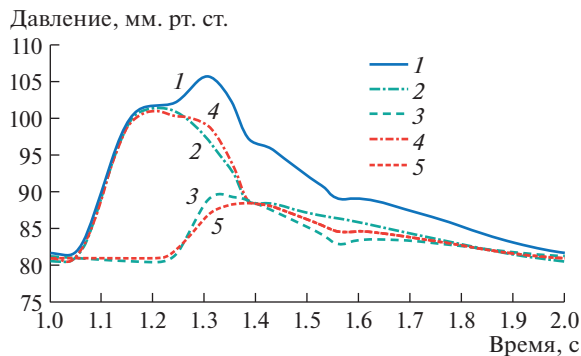


Рис. 4. Декомпозиция центральной пульсовой волны. Исходный сигнал в аорте (1), точные (2, 3) и приближенные (4, 5) профили прямой и отраженной волн.

Скорость пульсовой волны тогда легко вычисляется, если известно пройденное пульсовой волной расстояние, которое зависит от анатомических характеристик пациента.

Тестирование алгоритма. Особенностью развиваемых авторами методов и средств исследования волновых процессов в сердечно-сосудистой системе человека является использование современных высокоточных методов измерения и обработки пульсовой волны в сочетании с методами прямого численного моделирования гемодинамических процессов в артериальном дереве [1, 2]. Последние позволяют в вычислительных экспериментах для заданных условий напрямую воспроизвести такие важные с точки зрения диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы эффекты, как взаимодействие прямой и отраженных пульсовых волн, аугментацию и амплификацию пульсовой волны, гистерезис, характерный для вязкоупругого поведения сосудистых оболочек, зависимость скорости распространения волн от нагрузки и состояния сосудистой системы, а также получить точное разложение пульсовой волны на прямую и отраженную волны. Таким образом, появляется возможность верификации

приближенных алгоритмов декомпозиции. На рис. 4 представлено сравнение прямой и отраженной пульсовых волн, рассчитанных путем решения уравнений гемодинамики с постановкой неотражающего условия на правой границе, и результатов, полученных с помощью приближенного алгоритма декомпозиции. В целом, наблюдается хорошее согласование волновых профилей. При этом отличие в вычисленных различными методами временах пробега пульсовой волны составляет около 7%, что вполне приемлемо для сфигмографического анализа.

Таким образом, модифицирован и опробован на реальных примерах алгоритм декомпозиции центральной пульсовой волны в сердечно-сосудистой системе человека. Это позволяет на основе сфигмографической информации расчетным путем определять время пробега и скорость пульсовой волны. Проведена верификация алгоритма декомпозиции на профилях, полученных прямым компьютерным моделированием, для которых известно точное разложение пульсовой волны на прямую и обратную.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Ганиев Р.Ф., Ревизников Д.Л., Рогоза А.Н., Сластушенский Ю.В., Украинский Л.Е. Анализ и диагностика сердечно-сосудистой системы человека на принципах нелинейной волновой механики // Проблемы машиностроения и надежности машин. 2016. № 2. С. 96.
2. Ганиев Р.Ф., Ревизников Д.Л., Рогоза А.Н., Сластушенский Ю.В., Украинский Л.Е. Волновые процессы в сердечно-сосудистой системе человека: измерительный комплекс, вычислительные модели и диагностический анализ // Доклады академии наук (Физика). 2017. Т. 473. № 3. С. 291.
3. Астраханцева Е.В., Гидаспов В.Ю., Пирумов У.Г., Ревизников Д.Л. Численное моделирование гемодинамических процессов в артериальном дереве. Исследование влияния пережатия сосуда на параметры течения // Математическое моделирование. 2006. Т. 18. № 8. С. 25.
4. Caro C.G., Pedley T.J., Schroter R.C., Seed W.A. The Mechanics of the Circulation. Second Edition. Cambridge University Press, 2012. 523 p.
5. Pedley T.J. The Fluid Mechanics of Large Blood Vessels. Cambridge University Press, 2008. 464 p.
6. Бойцов С.А. Что нового дает нам информация о жесткости стенки артерий и об отраженной пульсовой волне? // Российский физиологический журнал им. И.М. Сеченова. 2009. Т. 95. № 5. С. 516.
7. Karamanoglu M., O'Rourke M.F., Avolio A.P., Kelly R.P. An analysis of the relationship between central aortic and peripheral upper limb pressure waves in man // European Heart Journal. 1993. V. 14. P. 160.
8. Qasem A., Avolio A. Determination of Aortic Pulse Wave Velocity from Wavefront Decomposition of the Central Aortic Pressure Pulse // Hypertension. 2008. V. 51. P. 188.
9. Huang S.C., Jan H.Y., Lin W.C., Tsia C.L., Lin K.P. Evaluation of Decomposition Analysis on Multi-Models for Digital Volume Pulse Signal // Jaffray D.A. (eds), World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, June 7–12, 2015, Toronto, Canada. IFMBE Proceedings. 2015. V. 51. P. 1731.