

Новые возможности неинвазивного мониторинга сердечного выброса

© Е.В. Порфирьева,¹ Д.С. Проводин,¹ В.В. Давыдов,^{1,2} Р.В. Давыдов,¹ М. Сухайр,¹ К.М. Лебединский³

¹ Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого,
195251 Санкт-Петербург, Россия

² Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет „ЛЭТИ“,
197022 Санкт-Петербург, Россия

³ Северо-западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова,
193015 Санкт-Петербург, Россия
e-mail: davydov_vadim66@mail.ru

Поступило в Редакцию 27 февраля 2026 г.

В окончательной редакции 2 августа 2026 г.

Принято к публикации 7 августа 2026 г.

Обоснована необходимость снижения инвазивности и рисков измерений при контроле состояния человека, особенно для случаев исследования функции сердечно-сосудистой системы. На основе проведенных исследований предлагается для расчета величин ударного объема использовать два показателя — время прохождения пульсовой волны PWTT и площадь под сфигмографической кривой S, которые являются функциями ударного объема и измеряются неинвазивно. Инвазивные процедуры в данном случае исключены, что позволяет многократно определять ударный объем, так как ограничений на продолжительность и число измерений PWTT и S нет. Предварительные результаты показали обоснованность предложенного метода.

Ключевые слова: сердечный выброс, ударный объем, неинвазивное измерение, технология esCCO, анализ пульсовой волны, точность измерений.

DOI: 10.61011/JTF.2026.11.63774.48-26

Введение

В современном мире с его фантастической интенсивностью жизни и высоким уровнем стрессовых нагрузок важнейшая роль отводится контролю функционального состояния организма, особенно доступными и надежными методами [1–3]. Отметим, что многие люди, чтобы не выпасть из ритма жизни и сохранить активность с точки зрения как биологической, так и физической составляющей, применяют большое число различных медикаментов и биологически активных добавок. Эти медикаменты и различные немедикаментозные средства в большинстве случаев обеспечивают в течение их приема высокий жизненный тонус, но с последующим негативным воздействием через определенный промежуток времени после приема, который определяется физиологией человека. Искусственная мобилизация ресурсов организма приводит, в частности, к перегрузке сердечно-сосудистой системы (ССС), что вызывает нарушения в работе сердца — „мотора“ всего организма [2–5] — и активацию восстановительных процессов, в частности, клеточного деления. Не случайно сердечно-сосудистые заболевания делят с онкологическими пальму первенства среди причин смертности населения развитых стран. Особенно остро проблема точного определения сердечного выброса стоит в медицине критических состояний, где его величина вместе со значением среднего артериального давления представляют два равно

необходимых и достаточных условия состоятельности системной гемодинамики.

Исследования сердечного выброса известны с 1870 года (первый метод был предложен А. Фиком) [6]. В настоящее время наиболее точными в определении сердечного выброса считаются инвазивные методы, например, с помощью баллонного катетера Свана–Ганца для легочной артерии, снабженного термистором с малой собственной теплоемкостью и пьезоакустическими либо емкостными датчиками давления. Менее инвазивной альтернативой считается применение термодилуционного катетера для периферической артерии (так называемая транспульмональная термодилуция). Эти методы достаточно сложны в использовании и подчас дают серьезные осложнения, включая смертельные (например, разрыв легочной артерии). Кроме того, исследования с использованием этих методов не могут проводиться в условиях оперативных вмешательств малого объема, когда потенциальные риски подобного мониторинга существенно превышают риски собственно хирургического лечения, что противоречит требованиям безопасности пациента и клиническому здравому смыслу. В данной ситуации неинвазивные методы наиболее предпочтительны [2,4,5,7,8].

Особым преимуществом обладают методы, в которых нет ограничений на длительность и число измерений (организм легко переносит воздействия при таких измерениях). Кроме того, эти внебольничные технологии должны обеспечивать простоту в эксплуатации исполь-

зуемого устройства. Многочисленные исследования показывают, что для этого разработано большое число неинвазивных методов с устройствами для их реализации, предназначенными для контроля в экспресс-режиме состояния ССС [3,5,8,9–12].

Сравнение доступных публикаций, посвященных оценке функции ССС, показывает, что они существенно различаются между собой по физике и методикам измерений, по условиям исследования, а также по характеру получаемых данных. Например, ЭКГ отражает проекции вектора ЭДС миокарда на оси отведений, характеризуя лишь электрические явления, но зато может сниматься в покое, в движении, в течение длительного времени или во время любых нагрузочных тестов. Эхокардиография (ЭхоКГ) показывает намного больше — стереометрические параметры камер и клапанов сердца и крупных сосудов, любые нормальные и патологические потоки крови; в то же время метод крайне зависим от квалификации оператора, исключает непрерывный мониторинг и характеризуется очень невысокой точностью косвенных измерений (например, объемов и давлений по величинам потоков, измеренным доплерографическим методом, и площадей, оцениваемых практически „на глаз“ врача-исследователя). Лишь наиболее современные эхосканы могут формировать оценку объемов в полностью автоматическом режиме, малозависимом от движений датчика. Биоимпедансная и биореактансная кардиографии также полностью неинвазивны, могут использоваться для длительного непрерывного мониторинга, но изобилуют артефактами и систематическими ошибками, возникающими в результате отличий формы тела человека от „правильного“ цилиндрического проводника.

Пульсоксиметрия и многочастотная чрескожная спектрография, несмотря на их доступность, простоту и отсутствие ограничений на количество измерений, также не являются универсальным решением проблемы мониторинга функции ССС. Сложности, которые возникают при диагностике с их использованием, подробно описаны в различных научных статьях и изданиях [3,5,9,11,13,14].

В такой ситуации поиск решений для достоверного контроля работы ССС с использованием только неинвазивных технологий чрезвычайно актуален. Одним из таких решений является использование технологии esCCO (estimated Continuous Cardiac Output — *англ.* расчетное непрерывное [определение] сердечного выброса) [14–19] для определения сердечного выброса. С другой стороны, и при использовании технологии esCCO возникает ряд проблем, связанных с достоверным определением коэффициентов (K , α и β), которые применяются для расчета сердечного выброса (минутного объема кровообращения) на основе следующего соотношения:

$$\text{esCCO} = K \cdot (\alpha \cdot \text{PWTT} + \beta) \cdot \text{HR}, \quad (1)$$

где K — калибровочный коэффициент, основанный на биометрических характеристиках пациента, включая

рост, массу тела, пол и возраст; α — отрицательная постоянная (для взрослых фиксировано значение -0.3), которая была определена экспериментально в ходе разработки технологии esCCO; PWTT — время прохождения пульсовой волны; β — переменная, зависящая от пульсового давления PP и равная разности $\text{PP} - \alpha \cdot \text{PWTT}$; HR — частота сердечных сокращений.

Коэффициенты K , α и β указаны в таблицах, представленных в документации к мониторам, и связаны с физиологическими параметрами человека и его полом. В некоторых случаях рекомендуется вводить поправочный коэффициент на профессию человека (например, шахтер, летчик или водолаз), что, возможно, делается в специализированных клиниках по обслуживанию данных профессий. В открытой печати таких данных нет.

Согласно данным физиологов и документации производителя, коэффициенты K , α и β за определенный ограниченный период времени (обычно используется интервал времени в 24 или 36 h) постоянны. Физиологические параметры человека за этот промежуток времени изменяются несущественно (если речь не идет об условиях интенсивной терапии с применением препаратов, существенно меняющих тонус сосудов и состояние сократимости миокарда). С увеличением сердечного выброса увеличивается скорость протекания крови по сосудам (т.е. их наполнения), что автоматически уменьшает время прохождения пульсовой волны [20], что и обуславливает отрицательное значение величины α .

К соотношению (1) возникают по крайней мере два вопроса. Первый из них обусловлен хорошо известной физиологической вариабельностью величины SV, которая индивидуальна для каждого кардиоцикла (сокращения сердца). У здорового человека ее вариабельность не превышает 13%, а при нарушениях ритма сердца или гиповолемии (дефиците внутрисосудистого объема крови) существенно превосходит эту величину; так, при фибрилляции предсердий отдельные величины SV могут отличаться в разы. Поэтому расчет величины сердечного выброса CO (минутного объема кровообращения) умножением ударного объема SV на частоту сердечных сокращений HR некорректен изначально. В существующих технологиях проблема решается либо методами, независимыми от ударного объема (например, термодилуцией — разведением температурно-контрастного индикатора), либо вычислением CO как суммы всех величин SV за минуту:

$$\text{CO} = \sum_{i=1}^{\text{HR}} \text{SV}_i. \quad (2)$$

Не удивительно поэтому, что создатели метода в первой публикации [21] о нем не нашли корреляции между величинами PWTT и SV, определенного методом термодилуции, т.е. делением сердечного выброса на частоту сердечных сокращений: термодилуция позволяет вычислить лишь поток крови через правые камеры сердца за время записи кривой, в то время как PWTT,

как и PP варьирует в каждом кардиоцикле в зависимости от индивидуальной для него величины SV.

Второй вопрос к соотношению (1) касается величины PWTT, которую авторы связывают с SV линейной функцией с отрицательным коэффициентом $\alpha = -0.3$. Логично предположить, однако, что величина SV линейно связана со скоростью распространения пульсовой волны PWV, а не с обратной ей величиной PWTT: $PWV = d/PWTT$, где d — расстояние между левым желудочком пациента и датчиком пульсоксиметра по ходу магистральных артерий. Поэтому, наряду с линейной связью $SV = K \cdot PP$, положенной авторами в основу метода, можно предполагать и обратно пропорциональную связь $SV = d/PWTT + c$, где c — некий постоянный коэффициент.

Отдельно следует отметить исследования в работе [22], в которых сравнивались два способа начальной калибровки технологии esCCO: стандартная калибровка по данным пациента и по референсному значению сердечного выброса, определенному с помощью чреспищеводной эхокардиографии. В исследованной группе калибровка по данным пациента характеризовалась ограниченной точностью: процентная ошибка относительно эхокардиографического метода составила 56 %. После калибровки esCCO по референсному значению сердечного выброса процентная ошибка снизилась до 21 %. Полученные результаты указывают на целесообразность улучшения стандартной калибровки esCCO при необходимости определения значений сердечного выброса.

Таким образом, целью настоящей работы является разработка новой методики мониторинга сердечного выброса через величину ударного объема SV с учетом прототипа в виде технологии esCCO, использующей только неинвазивные измерения, и сравнение полученных результатов с данными других исследований.

1. Новая методика определения сердечного выброса

Технология esCCO по сравнению с другими методами обладает рядом неоспоримых преимуществ — проводимые измерения полностью неинвазивны, и нет ограничений на число их проведения. Это делает ее крайне перспективной для продолжительного контроля состояния CCC в реальном времени, обеспечивающего решение рассмотренных ранее задач.

Технология объединяет в одном устройстве несколько методов неинвазивных измерений. В настоящее время используется несколько моделей мониторов Nihon Kohden Visor (BSM3532, BSM3733 и др.), в которых реализована esCCO. Эти устройства обладают широкими функциональными возможностями для визуализации информации, а также для подключения нескольких датчиков SpO₂. В наших работах ранее для измерений использовался прикроватный монитор Nihon Kohden BSM-3562 (рис. 1), функциональность которого была частично

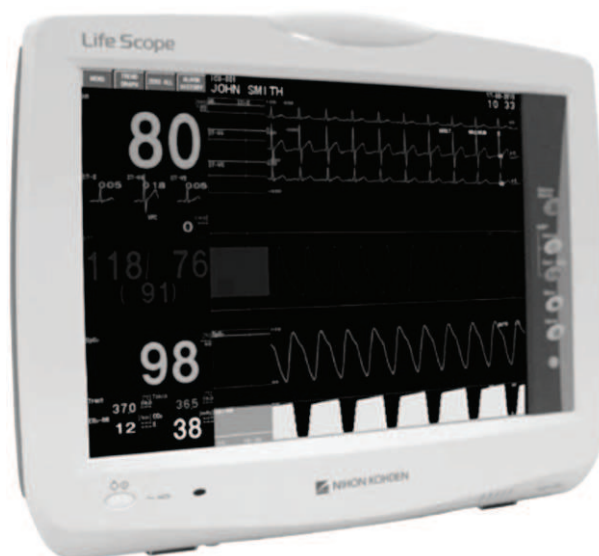


Рис. 1. Прикроватный монитор Nihon Kohden BSM-3562 (с esCCO).

ограничена применением только одного пульсоксиметра. В технологии esCCO также используются электроды ЭКГ и пневматические манжеты для неинвазивного измерения артериального давления (НИАД).

С учетом отмеченных достоинств технологии esCCO в новой методике определения SV (ударного объема) будут использованы только неинвазивные измерения. Предполагается наличие имеющих удовлетворительную аппроксимацию взаимосвязей величин SV, пульсового давления PP и времени прохождения пульсовой волны от левого желудочка до датчика пульсоксиметра PWTT на небольшом временном промежутке (менее 10 с). В этом случае можно записать следующие соотношения:

$$SV = K \cdot PP, \quad (3)$$

$$PP = d/PWTT + c, \quad (4)$$

где K — коэффициент, зависящий от биометрических данных пациента; d — переменная, зависящая от размеров тела пациента и расположения датчика пульсовой волны; c — переменная, производная от PP.

При рассмотрении соотношений (3) и (4) необходимо отметить, что точно отслеживать динамику количественных значений SV можно только при условии их калибровки по какому-либо другому методу. Динамический ряд точных значений PP доступен только при прямом измерении (катетер в артерии). Наконец, несложно понять, что PP линейно связано со скоростью распространения пульсовой волны, но совсем не с обратной ей величиной PWTT. Исходя из этого, исследуется возможность мониторинга выброса на основе двух величин, получаемых исключительно неинвазивным путем — PWTT и площади S_s под первым максимумом сфигмографической кривой (кривая объемного пульса, например, пульсоксиметрическая). Ранее было отмечено, что PWTT связан

Таблица 1.

Номер кардиоцикла	S_n, mm^2	PWTT_n, s	a	b	d	c	C_1	C_2	C_3	SV, ml
1	34	0.131	0.402	102.59	2.676	95.84	1.694	2.337	1.529	116.3
2	39	0.129	0.402	102.59	2.676	95.84	1.694	2.337	1.529	118.3
3	41	0.128	0.402	102.59	2.676	95.84	1.694	2.337	1.529	119.1
4	42	0.121	0.402	102.59	2.676	95.84	1.694	2.337	1.529	119.5

Таблица 2.

Номер кардиоцикла	S_n, mm^2	PWTT_n, s	a	b	d	c	C_1	C_2	C_3	SV, ml
1	34	0.131	0.402	112.59	2.676	105.84	1.694	2.337	1.529	126.3
2	39	0.129	0.402	112.59	2.676	105.84	1.694	2.337	1.529	128.3
3	41	0.128	0.402	112.59	2.676	105.84	1.694	2.337	1.529	129.1
4	42	0.121	0.402	112.59	2.676	105.84	1.694	2.337	1.529	129.5

с SV обратно пропорциональной зависимостью, связь же между SV и S_s будет линейной, подобно связи между SV и PP . Тогда для каждого из последовательно взятых кардиоциклов с порядковым номером n можно записать следующее соотношение:

$$\text{SV}_n = a \cdot S_n + b = d/\text{PWTT}_n + c. \quad (5)$$

После преобразования соотношение (5) можно представить в следующем виде:

$$a \cdot S_n + b - d/\text{PWTT}_n - c = 0, \quad (6)$$

где a и d — коэффициенты пропорциональности, b и c — свободные члены уравнений, зависящие от импеданса большого круга кровообращения и неизменные на протяжении нескольких последовательных кардиоциклов. В этом случае можно сделать замену переменных $A = b - c$.

При этом необходимо отметить, что между формой пульсовой волны (площадью под первым максимумом) и значением PWTT существует нелинейная зависимость. Поэтому на первом кардиоцикле выражение (5) будем считать достоверным, а на последующих кардиоциклах в выражение (5) вместо нуля подставляется значение C_{n-1} , связанное с отмеченной нелинейностью. Далее рассмотрим систему из четырех уравнений ($n = 1 - 4$).

$$\begin{cases} aS_1 - \frac{d}{\text{PWTT}_1} + A = 0, \\ aS_2 - \frac{d}{\text{PWTT}_2} + A = C_1, \\ aS_3 - \frac{d}{\text{PWTT}_3} + A = C_2, \\ aS_4 - \frac{d}{\text{PWTT}_4} + A = C_3. \end{cases} \quad (7)$$

В системе из четырех уравнений с учетом того, что $A = b - c$, шесть неизвестных. При увеличении

числа уравнений до n , число неизвестных составит $n + 2$. В данной ситуации возможно только математическое моделирование с дальнейшим сравнением полученных результатов с эмпирическим измерением ударного объема SV .

2. Результаты моделирования и обсуждение

С использованием данных (S_n и PWTT_n), полученных при одновременной регистрации пульсовой волны и электрокардиограммы, с помощью системы (7) было проведено моделирование для определения a и d (коэффициентов пропорциональности) и b , c и C_{n-1} (свободных членов). Отметим, что эти коэффициенты вычисляются в следующих единицах измерения: a — $[\text{ml}/(\text{mm}^2)]$; d — $[\text{ml} \cdot \text{s}]$; b , c и C_{n-1} — в $[\text{ml}]$. Значение S_n измеряется в $[\text{mm}^2]$, значение PWTT_n — в $[\text{s}]$.

В табл. 1–4 в качестве примера представлены результаты расчета коэффициентов a и d (коэффициентов пропорциональности), а также b , c и C_{n-1} и с их использованием значения SV из решения системы (7). Моделирование реализуется следующим образом. Для нескольких значений S_n и PWTT_n выбираются значения C_{n-1} , отличающиеся друг от друга в интервале от 0.1 до 1 ml, и с использованием (7) определяются значения a , d , b и c . Далее вычисляется SV . Значения C_{n-1} начинают изменяться от 1 ml. В качестве примера на рис. 2 представлен один период пульсовой волны одного из авторов статьи, по которому определяется одно из значений S_n ($S_4 = 42 \text{ mm}^2$).

На рис. 3 и 4 представлены зависимости изменения расчетного SV от S_n и PWTT_n для четырех кардиоциклов с использованием данных табл. 1–4 при различных значениях установленных коэффициентов a , d , b и c .

Таблица 3.

Номер кардиоцикла	S_n, mm^2	PWTT_n, s	a	b	d	c	C_1	C_2	C_3	SV, ml
1	34	0.131	0.402	122.59	2.676	115.84	1.694	2.337	1.529	136.3
2	39	0.129	0.402	122.59	2.676	115.84	1.694	2.337	1.529	138.3
3	41	0.128	0.402	122.59	2.676	115.84	1.694	2.337	1.529	139.1
4	42	0.121	0.402	122.59	2.676	115.84	1.694	2.337	1.529	139.5

Таблица 4.

Номер кардиоцикла	S_n, mm^2	PWTT_n, s	a	b	d	c	C_1	C_2	C_3	SV, ml
1	34	0.131	0.402	132.59	2.676	125.84	1.694	2.337	1.529	146.3
2	39	0.129	0.402	132.59	2.676	125.84	1.694	2.337	1.529	148.3
3	41	0.128	0.402	132.59	2.676	125.84	1.694	2.337	1.529	149.1
4	42	0.121	0.402	132.59	2.676	125.84	1.694	2.337	1.529	149.5

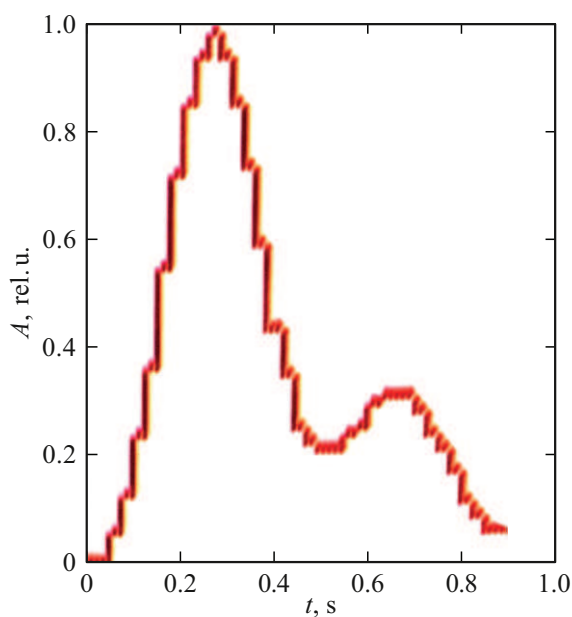
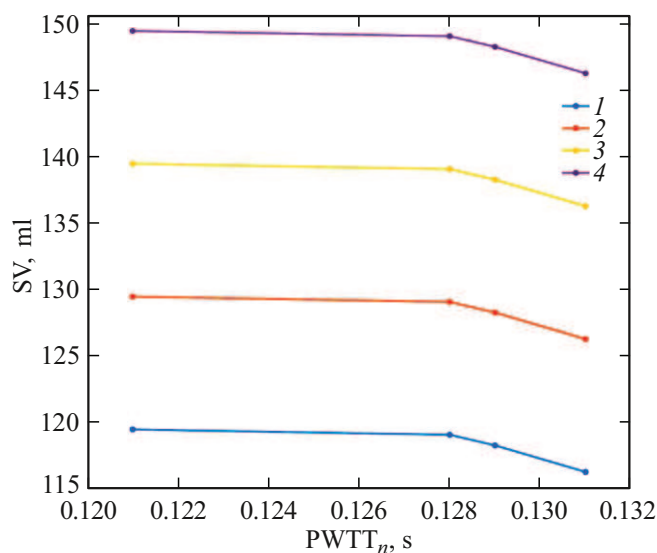


Рис. 2. Один период пульсовой волны (мужчина — 60 лет).

Рис. 3. Зависимость SV от PWTT_n для четырех кардиоциклов с различными значениями a, d, b и c . Цифры 1, 2, 3 и 4 — номер кардиоцикла.

Анализ полученных данных (табл. 1–4) и рис. 3 и 4 позволяет сделать следующий вывод. При задании C_{n-1} (при изменении n от 1 до 4) с учетом того, что $C_0 = 0$, из системы уравнений (7) однозначно определяются коэффициенты a и d для всех четырех значений S_n и PWTT_n . При этом необходимо отметить, что разность $A = b - c$ из (7) определяется однозначно, но сами коэффициенты b и c однозначно из (7) определить невозможно. Поэтому, чтобы не получить большое число вариаций значений b и c , имеющих одинаковые значения разности, было введено ограничение на значение SV, которое в дальнейшем определяется с использовани-

ем данных коэффициентов. Ограничение следующее: $80 < \text{SV} < 150 \text{ ml}$. Это позволило для различных вариантов коэффициентов получить отклонения в ударном объеме между интервалами измерений не более 10 ml, что не превышает 10% от значений SV для стабильной работы сердца.

Необходимо отметить, что предложенная методика определения коэффициентов с последующим вычислением SV может быть использована для пациентов, у которых при регистрации пульсовой волны однозначно выявляется патология в работе CCC — третий пик (рис. 5). В этом случае форма пульсовой волны изменена

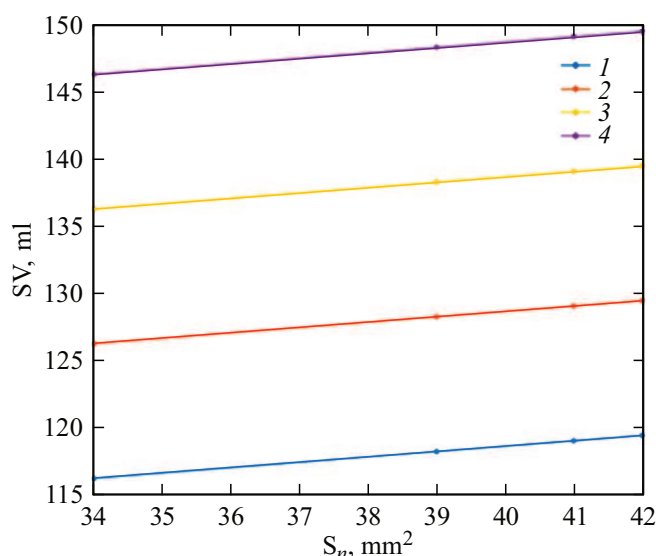


Рис. 4. Зависимость SV от S_n для четырех кардиоциклов с различными значениями a , d , b и c . Цифры 1, 2, 3 и 4 — номер кардиоцикла.

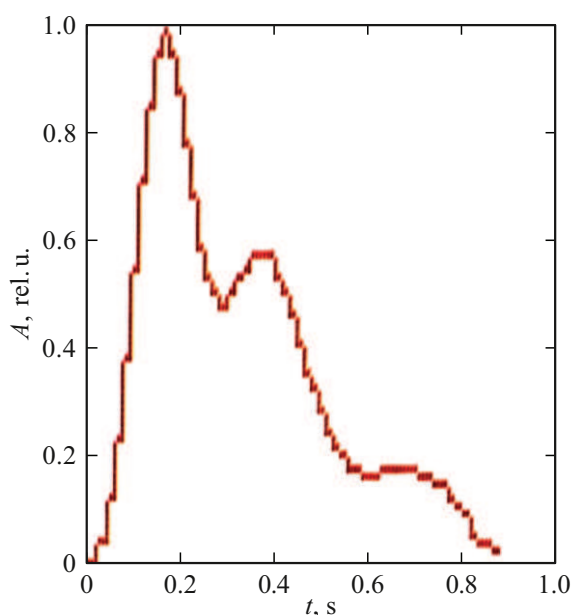


Рис. 5. Один период пульсовой волны (мужчина — 21 год).

по сравнению с пульсовой волной (рис. 2), где два пика. Это показывает универсальность предложенной методики.

Заключение

Полученные результаты по определению коэффициентов в системе уравнений (7) и последующее вычисление ударного объема показывают перспективность использования предложенного подхода для определения SV с ис-

пользованием только неинвазивных измерений. Построение зависимостей SV от S_n и $PWTT_n$ позволяет более корректно определить из большого набора данных, полученных по результатам моделирования, коэффициенты для определения достоверного значения SV. С другой стороны, выявлено, что получение однозначных значений коэффициентов требует установления граничных условий для системы уравнений (7), что будет задачей наших дальнейших исследований.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] A.F. Guedes, F.A. Carvalho, C. Moreira, J.B. Nogueira, N.C. Santos. *Nanoscale*, **9** (39), 14897 (2017). DOI: 10.1039/c7nr03891g
- [2] С.Н. Глебов, Ю.В. Лямина, М.С. Мазинг. *Письма в ЖТФ*, **52** (3), 3 (2026). DOI: 10.61011/PJTF.2026.03.62173.20505
- [3] К.М. Лебединский, А.Н. Коваленко, И.С. Курापеев, А.Е. Карелов, А.И. Ленькин, В.В. Субботин, П.А. Волков, Д.В. Мартынов. *ЖТФ*, **90** (9), 1401 (2020). DOI: 10.21883/JTF.2020.09.49670.69-20
- [4] М.М. Гузенко, М.С. Мазинг, А.Ю. Зайцева. *Биофизика*, **68** (2), 389 (2023). DOI: 10.31857/S0006302923020199
- [5] Р.В. Давыдов, М.А. Якушева, Е.В. Порфирьева, В.В. Давыдов, Д.Д. Исакова, С. Мсукар. *ЖТФ*, **94** (9), 1466 (2024). DOI: 10.61011/JTF.2024.09.58666.29-24
- [6] A. Fick. *Sitzber Physik Med Ges Wurzburg*, **36**, 16 (1870).
- [7] M.S. Mazing, A.Y. Zaitceva, Y.Y. Kislyakov, S.A. Avdyushenko, V.V. Davydov. *Intern. J. Pharmaceutical Research*, **12**, 1974 (2020). DOI: 10.31838/iipr/2020.SP2.355
- [8] Sh. Tan, J. Wei, H. Chen, T. Zhang, X. Wu, Yo. Deng, H. Zuo. *Res. Biomed. Eng.*, **38** (4), 1103 (2022). DOI: 10.1007/s42600-022-00244-w
- [9] М.Ю. Заневская, М.С. Мазинг, А.Ю. Зайцева. *ЖТФ*, **94** (9), 1524 (2024). DOI: 10.61011/JTF.2024.09.58673.67-24
- [10] E. Andreozzi, R. Sabbadini, J. Centracchio, P. Bifulco, A. Irace, G. Breglio, M. Riccio. *Sensors*, **22** (19), 7566 (2022). DOI: 10.3390/s22197566
- [11] S. Zaunseder, A. Vehkaoja, V. Fleischhauer, C. Hoog Antink. *Biomed. Signal Process. Control*, **74** (3), 103538 (2022). DOI: 10.1016/j.bspc.2022.103538
- [12] X.-W. He, J. Park, W.-S. Huang, G. Zhu, S. Wu. *BMC Cardiovascular Disorders*, **22** (4), 9 (2022). DOI: 10.1186/s12872-022-02456-5
- [13] H. Lu, T. Kondo, B.L. Claggett, S.D. Solomon, A.S. Desai. *J. American College Cardiology*, **85** (7), 710 (2025). DOI: 10.1016/j.jacc.2024.11.007
- [14] K. Nakai, Y. Hirate, T. Nakajima, T. Higaki, A. Nakai. *Therapeutic Apheresis and Dialysis*, **29** (1), 61 (2025). DOI: 10.1111/1744-9987.14193
- [15] M. Kim, M.D. Sung, J. Jung, H.C. Joo, K.S. Chung. *Sensors*, **26** (2), 735 (2026). DOI: 10.3390/s26020735
- [16] R.S. Uzun, H.M. Silva, N.H. Franzon, R.J.N. Nogueira, T.H. De Souza. *J. Clinic. Monitoring and Computing*, **39** (6), 1151 (2025). DOI: 10.1007/s10877-025-01316-9

- [17] K. Nakai, Y. Hirate, T. Hiramatsu, T. Nakajima, A. Nakai. J. Artificial Organs, **28** (4), 631 (2025). DOI: 10.1007/s10047-025-01526-7
- [18] M. Higashi, K. Shirozu, M. Sumie, S. Hojo, K. Yamaura. Europ. J. Anaesthesiology Intensive Care, **4** (5), e0086 (2025). DOI: 10.1097/EA9.0000000000000086
- [19] P.A. Kumar, R. Komaragiri, M. Kumar. Phys. Engineer. Sci. Medicine, **46** (4), 1589 (2023). DOI: 10.1007/s13246-023-01322-8
- [20] T. Terada, R. Ochiai. *Hemodynamic Management Using Estimated Continuous Cardiac Output (esCCO™) during Kidney Transplantation in a Patient with Hypertrophic Cardiomyopathy*. In: esCCO Case Report, Vol. 1. Режим доступа: https://www.ssemmthembu.co.za/images/PDFs/NihonKohden/escco_case_vol1_1201_p.pdf
- [21] H. Ishihara, H. Okawa, K. Tanabe, T. Tsubo, Yo. Sugo, T. Akiyama, S. Takeda. J. Clinical Monitoring and Computing, **18**, 313 (2004). DOI: 10.1007/s10877-005-2452-5
- [22] S.C. Lee, G.H. Lee, T.Y. Lee, S.Y. Park. Technology and Health Care, **31** (6), 2009 (2023). DOI: 10.3233/THC-220520