

Научная статья

УДК 612.15

DOI: <https://doi.org/10.18721/JPM.14412>

ВЛИЯНИЕ ЧАСТОТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК АРТЕРИАЛЬНОЙ СЕТИ ЧЕЛОВЕКА НА ОЦЕНКУ ЗАДЕРЖКИ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

Н. А. Ушаков ✉, Е. А. Сёмина, А. А. Маркварт, Л. Б. Лиокумович

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

✉n.ushakoff@spbstu.ru

Аннотация. В статье рассмотрено влияние частотно-зависимых свойств артериальной сети человека на искажение сигнала пульсовой волны (ПВ) и результирующее временное смещение склона и систолического пика сигнала ПВ. При анализе функционирования сердечно-сосудистой системы участок артериальной сети моделировали эквивалентной RC -цепью, представляющей собой фильтр нижних частот. В результате моделирования получены аналитические выражения, позволяющие найти время распространения сигнала ПВ от сердца до точки измерения ПВ. Корректность полученных выражений подтверждена численным моделированием и экспериментальными измерениями.

Ключевые слова: пульсовая волна, передаточная характеристика, сердечно-сосудистая система, задержка пульсовой волны

Финансирование: Исследование поддержано стипендией Президента Российской Федерации молодым ученым и аспирантам, осуществляющим перспективные научные исследования и разработки по приоритетным направлениям модернизации российской экономики на 2021 – 2023 годы. Стипендия № СП-5631.2021.4.

Для цитирования: Ушаков Н. А., Сёмина Е. А., Маркварт А. А., Лиокумович Л. Б. Влияние частотных характеристик артериальной сети человека на оценку задержки пульсовой волны // Научно-технические ведомости СПбГПУ. Физико-математические науки. 2021. Т. 14. № 4. С. 158–171. DOI: <https://doi.org/10.18721/JPM.14412>

Статья открытого доступа, распространяемая по лицензии CC BY-NC 4.0 (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>)

Original article

DOI: <https://doi.org/10.18721/JPM.14412>

THE INFLUENCE OF HUMAN ARTERIAL NETWORK'S FREQUENCY CHARACTERISTICS ON A PULSE WAVE DELAY ESTIMATION

N. A. Ushakov ✉, E. A. Semina, A. A. Markvart, L. B. Liokumovich

Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University, St. Petersburg, Russia

✉n.ushakoff@spbstu.ru

Abstract: The article has examined the influence of frequency-dependent properties of a human arterial network on the distortion of a pulse wave (PW) signal and a resulting temporary displacement of the slope and systolic peak of the PW signal. When analyzing the operation of a cardiovascular system, a section of the arterial network was simulated by an equivalent RC circuit being a low-pass filter. As a result of the simulation, analytical expressions were obtained that allowed to determine the time of the PW signal propagation from a heart to a measuring



point. The correctness of the expressions obtained was confirmed by numerical simulation and experimental measurements.

Keywords: pulse wave, transfer function, cardiovascular system, pulse wave delay

Funding: The research was supported by the scholarship of the President of the Russian Federation for young scientists and postgraduates carrying out advanced research and development in priority areas of modernization of the Russian economy for 2021 – 2023. Scholarship No. SP-5631.2021.4.

For citation: Ushakov N. A., Semina E. A., Markvart A. A., Liokumovich L. B. The influence of human arterial network's frequency characteristics on a pulse wave delay estimation, St. Petersburg Polytechnical State University Journal. Physics and Mathematics. 14 (3) (2021) 158–171. DOI: <https://doi.org/10.18721/JPM.14412>

This is an open access article under the CC BY-NC 4.0 license (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>)

Введение

Согласно данным Министерства здравоохранения Российской Федерации, сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) и вызванные ими осложнения являются основной причиной смертности в России, составляя почти половину регистрируемых смертей. При этом около 20 % летальных исходов от ССЗ приходится на трудоспособное население. Регулярная диагностика состояния сердечно-сосудистой системы (ССС) и соответственно ранняя диагностика возможных проблем, наряду со здоровым питанием и правильным образом жизни, является важной составляющей профилактики ССЗ и улучшения качества жизни населения.

Большинство ССЗ связаны с изменением механических свойств сердечной и сосудистой тканей, а именно, снижением их эластичности. По этой причине при перемещении одного и того же объема крови происходит меньшее изменение объема сосудов, что приводит к повышению артериального давления и, следовательно, нагрузки на сердце. Таким образом, если отслеживать изменение жесткости сосудов, то можно диагностировать многие ССЗ и предотвращать их тяжелое течение. При этом важно, чтобы методика диагностики была широко доступной, безболезненной, неинвазивной и в то же время высоконадежной и точной. Одним из наиболее часто используемых подходов, отвечающих вышеуказанным требованиям, служит регистрация и анализ сигналов пульсовой волны (ПВ). Среди легко интерпретируемых свойств пульсовой волны можно выделить ее скорость распространения по кровеносным сосудам (СРПВ). При повышении жесткости артериальных стенок эта скорость увеличивается, что отражается на снижении времени задержки между сигналами пульсовой волны, измеренными в разных точках. Чаще всего точками для измерения ПВ служат сонная и паховая артерии, поскольку, с одной стороны, они находятся близко к поверхности тела, а с другой, они непосредственно связаны с аортой, что делает такие измерения максимально репрезентативными.

Существует множество методов оценки времени задержки между сигналами пульсовой волны, причем метод пересекающейся касательной (*англ.* Intersecting tangent) [1] получил наибольшее признание в научном сообществе [2]; однако, как было нами показано в статье [3], он обладает крайне низкой устойчивостью к шумам сигнала, а из-за этого могут страдать точность измерений и достоверность диагноза.

Другая проблема, возникающая при оценке скорости ПВ и интерпретации ее значения, – это волновой и частотно-зависимый характер распространения сигнала ПВ по СССР [4 – 6]. Как следствие, результат оценки СРПВ зависит от частоты сердечных сокращений (ЧСС) и для корректных сравнений при отслеживании состояния здоровья в динамике необходимо проводить измерения при одной и той же ЧСС. Согласно методике измерений, обследование проводится для пациента в положении лежа и после 10-минутного (как минимум) отдыха. Однако даже в состоянии покоя, из-за вариабельности ЧСС [7], условия распространения ПВ изменяются в ходе измерения, что неизбежно приводит

к ошибкам определения СРПВ. Согласно исследованиям, метод пересекающейся касательной характеризуется малой чувствительностью к ЧСС, однако его подверженность шумам является его существенным недостатком. Кроме того, как будет показано в данной работе, значения времени задержки ПВ, найденные методом пересекающейся касательной, все же изменяются при изменении ЧСС в силу полуэмпирического характера метода.

В данной работе предложены усовершенствованные методы нахождения задержки ПВ, основанные на анализе физико-математических моделей сигнала ПВ и ССС. К достоинствам предложенных методов относятся низкая чувствительность к шумам и ЧСС, а также возможность оценки интегральных характеристик сердечно-сосудистой системы.

Физико-математическая модель сердечно-сосудистой системы и сигнала пульсовой волны

Поток крови в ССС обусловлен периодическими сокращениями сердечной мышцы, создающими повышенное давление в аорте и остальных артериях, отходящих от нее. Ввиду протяженности артерий имеет место волновой характер распространения области повышенного давления. Также из-за свойств инертности и растяжимости кровеносных сосудов возникает сдвиг по фазе между волной давления и волной потока крови. Кроме того, из-за трения крови со стенками кровеносных сосудов амплитуда волны давления снижается по мере распространения по артериям.

Как следует из гидродинамического рассмотрения движения жидкости по трубе с эластичными стенками, распространение пульсовой волны по ССС может быть однозначно описано эквивалентной электрической схемой [8, 9], где электрическое напряжение выступает эквивалентом давления крови, электрический ток – потока крови, электрическое сопротивление – гидродинамического сопротивления сосудов, электрическая емкость – эластичности сосудистых стенок, индуктивность – инертности потока крови. При этом все законы, справедливые для электрических цепей, будут верны и для такой эквивалентной цепи и могут быть использованы для моделирования ССС.

При численном моделировании работы ССС применяются различные эквивалентные модели, включающие десятки и даже сотни элементов [5, 10, 11]. Однако использование таких сложных моделей делает аналитическое рассмотрение ССС практически невозможным, вследствие чего мы будем использовать трехэлементную модель артериальной системы (рис. 1). Модель включает в себя такие параметры, как характеристическое сопротивление артериальной сети, артериальную эластичность и периферическое сопротивление. Такая модель, хотя и является сильно упрощенной, позволяет тем не менее получать предсказания сигнала пульсовой волны, хорошо соответствующие наблюдаемым экспериментально [12].

Поскольку в систоле сердечная мышца совершает изохорное сокращение, создавая при этом избыточное давление, в такой упрощенной модели сердце можно описать источником напряжения. В свою очередь, датчики пульсовой волны, сигналы которых интерпретируются для нахождения СРПВ, чаще всего строятся на основе измерителей биоимпе-

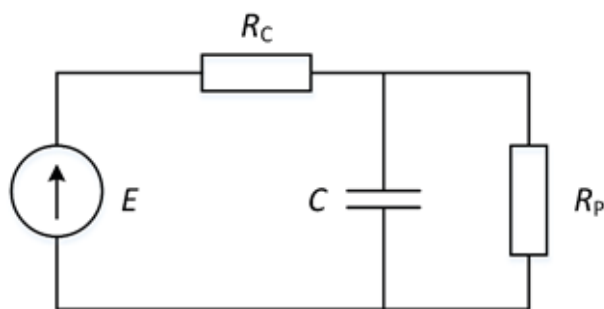


Рис. 1. Трехэлементная эквивалентная схема артериальной сети:

R_c , R_p – гидродинамические сопротивления сосудов сети и их периферической системы, соответственно; C – эластичность сосудистых стенок, E – артериальное давление, создаваемое сердечным сокращением



данса [13, 14], фотоплетизмографии [14, 15], а также пьезоэлектрических элементов [14, 16], и чаще всего устанавливаются на периферических артериях. Отклик таких датчиков формируется в ответ на изменение объема крови или окружающих кровеносный сосуд тканей; таким образом, в выбранной эквивалентной схеме необходимо анализировать ток, протекающий через периферическое сопротивление. Такой же вывод справедлив и для волоконно-оптических датчиков, применение которых для регистрации сигналов пульсовой волны весьма перспективно [3, 17 – 20].

Хотя в данной работе и используется эквивалентная модель с сосредоточенными параметрами, но, строго говоря, ССС представляет собой систему с распределенными параметрами, из-за чего помимо прямой волны, вызванной сердечным сокращением, имеют место вторичные, или отраженные волны. Вторичные волны, отраженные от точек разветвления артериальной сети (преимущественно отражение идет от ответвлений от аорты) имеют запаздывание относительно прямой волны и обуславливают сложный вид сигнала ПВ, имеющий несколько характерных пиков и перегибов (см. далее рис. 2,а).

При описании сигнала ПВ математическими моделями наибольшую точность обеспечивают те, которые учитывают наличие отраженных волн. Одной из самых точных моделей сигнала ПВ, описывающей сигнал с учетом наличия нескольких отраженных волн, является суперпозиция Гауссовых функций [17, 21]. При использовании этой модели сначала производится экстракция сигнальных признаков (систолических пиков и диастолических провалов), затем весь сигнал разбивается на отрезки, соответствующие одиночным сердечным сокращениям. Границами отрезков выступают диастолические провалы. Выделенные таким образом отрезки аппроксимируются функциями вида

$$s(t) = \sum_{i=1}^N a_i \cdot \exp\left(-\frac{(t - \tau_{Ai})^2}{\tau_{li}^2}\right), \quad (1)$$

где N – число Гауссовых функций (обычно оно варьируется от 3 до 6); параметры τ_{Ai} , τ_{li} и a_i отвечают за задержку по времени, ширину и амплитуду i -го слагаемого.

На рис. 2,а приведено сравнение отрезка сигнала пульсовой волны и его аппроксимации моделью (1) с шестью Гауссовыми функциями.

В большинстве работ по моделированию ССС она предполагается линейной системой. Хотя на практике это предположение не совсем корректно, в данной работе мы также будем считать эту систему линейной. Таким образом, благодаря свойству аддитивности, можно рассматривать отклик системы на различные участки возмущающего воздействия (сокращения сердечной мышцы) по отдельности. Для упрощения аналитических

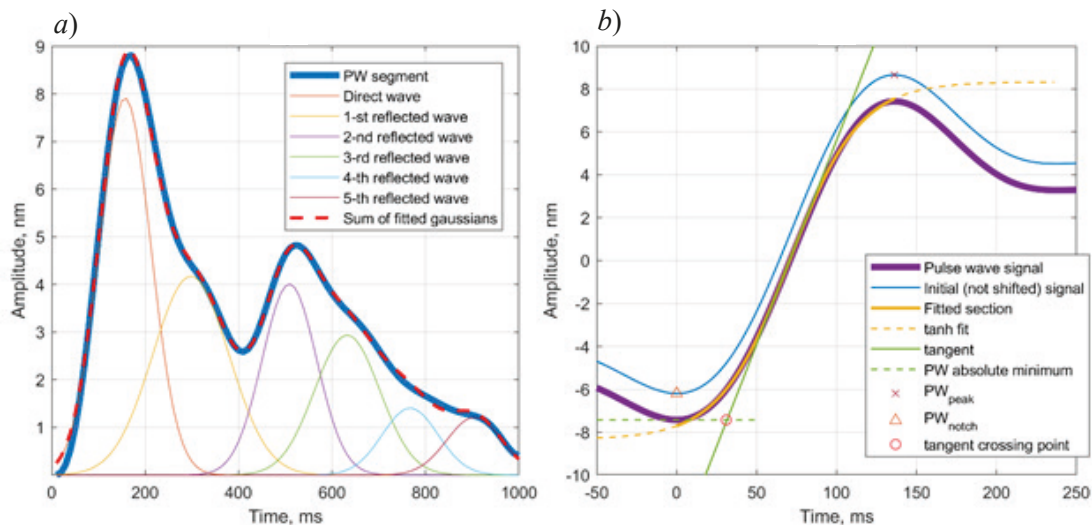


Рис. 2. Примеры аппроксимаций отрезка сигнала пульсовой волны мультигауссовой моделью (а) и систолического пика этого сигнала функцией гиперболического тангенса (б)

выкладок, в данной работе будет рассматриваться только область нарастающего склона систолического пика, поскольку в данном участке пульсовой волны имеет место только прямая волна, вызванная непосредственно сокращением сердечной мышцы. Это делает нарастающий склон систолического пика крайне интересным для анализа, поскольку на данном отрезке сигнала ПВ можно не учитывать волновой характер распространения возмущения артериальных стенок [22]. Тем не менее, ввиду частотно-зависимых свойств ССС, при прохождении нарастающего склона систолического пика через часть артериальной сети, его форма будет меняться, причем характер изменения непосредственно связан со свойствами артериальной сети.

В данной работе изменение давления крови во время систолы будет описываться, как часто делается в научной литературе (см., например, статьи [3, 23]), функцией гиперболического тангенса \tanh :

$$s(t) = a \cdot \tanh\left(\frac{t - \tau_A}{\tau_I}\right), \quad (2)$$

где параметры τ_A , τ_I и a соответственно отвечают за задержку по времени, временной масштаб и амплитуду воздействия.

На рис. 2, *b* приведено сравнение области систолического пика сигнала пульсовой волны и аппроксимации его нарастающего склона моделью (2).

Для описания с помощью моделей (1) или (2) пропускания сигналов артериальной сетью необходимо найти импульсную ($h(t)$) и передаточную ($H(\omega)$) функции эквивалентной электрической цепи, изображенной на рис. 1.

Применяя правила сложения сопротивлений при последовательном и параллельном соединении, а также учитывая, что импеданс емкостного элемента равен $1/j\omega t$ (ω – круговая частота), мы можем записать передаточную функцию эквивалентной цепи в виде

$$H(\omega) = \frac{R_p}{R_p + R_c + j\omega C R_p R_c}. \quad (3)$$

Применяя к функции (3) обратное преобразование Фурье, находим импульсную характеристику эквивалентной цепи в виде

$$h(t) = \frac{1}{C R_c} \exp\left(-\frac{t(R_p + R_c)}{C R_p R_c}\right). \quad (4)$$

Выражение (4) для функции $h(t)$ можно переписать в более абстрактном, но и более удобном для анализа виде:

$$h(t) = \begin{cases} 0, & t < 0; \\ b \exp\left(-\frac{t}{\tau_D}\right), & t \geq 0, \end{cases} \quad (5)$$

где τ_D – постоянная времени артериальной сети, $\tau_D = (C \cdot R_p \cdot R_c)/(R_p + R_c)$; b – амплитудный масштабный множитель.

Далее сигнал пульсовой волны, измеренный датчиком, $x(t)$, может быть найден как свертка сигнала, описывающего воздействие с импульсной характеристикой $h(t)$. К сожалению, из-за искажения формы сигнала ПВ, задержка τ_A , найденная, например, при помощи аппроксимации склона сигнала по формуле (2), будет отличаться от истинной задержки. В следующем разделе мы найдем соответствующие поправки.

Аналитическое описание сигналов пульсовой волны

Вычисление интеграла свертки Гауссовой функции в формулах (1) и (5) приводит к следующему результату:

$$x(t) = \frac{\sqrt{\pi}A}{2} \cdot \exp\left(\frac{\tau_{li}^2}{4\tau_D^2} - \frac{t - \tau_{Ai}}{\tau_D}\right) \left[\operatorname{erfc}\left(\frac{\tau_{li}^2 - 2t\tau_D + 2\tau_{Ai}\tau_D}{2\tau_D\tau_{li}}\right) \right], \quad (6)$$

где erfc – комплементарная функция ошибок, $\operatorname{erfc}(x) = 1 - \operatorname{erf}(x)$; $A = a_i \cdot b$.

Считая, что рассматриваемая функция (1) описывает прямую волну, мы можем использовать выражение (6) для нахождения задержки сигнала ПВ, прошедшего через артериальную сеть.

В первую очередь необходимо помнить, что момент времени τ_{Ai} для сигнала (1) соответствует его максимуму (может быть найден как нуль первой производной сигнала (6)), в то время как момент времени τ_A для сигнала (2) соответствует точке перегиба, или середине нарастающего склона (может быть найден как нуль второй производной сигнала (6)).

Первая и вторая производные функции (6) следует записать в таком виде:

$$x'(t) = A \exp\left(-\left(\frac{t - \tau_{Ai}}{\tau_{li}}\right)^2\right) - \frac{\sqrt{\pi}A\tau_{li}}{\tau_D} \cdot \exp\left(\frac{\tau_{li}^2}{4\tau_D^2} - \frac{t - \tau_{Ai}}{\tau_D}\right) \operatorname{erfc}\left(\frac{\tau_{li}^2 - 2t\tau_D + 2\tau_{Ai}\tau_D}{2\tau_D\tau_{li}}\right); \quad (7)$$

$$x''(t) = A \exp\left(-\left(\frac{t - \tau_{Ai}}{\tau_{li}}\right)^2\right) \cdot \frac{2\tau_{Ai}\tau_D - \tau_{li}^2 - 2t\tau_D}{\tau_D\tau_{li}^2} + \frac{\sqrt{\pi}A\tau_{li}}{2\tau_D^2} \cdot \exp\left(\frac{\tau_{li}^2}{4\tau_D^2} - \frac{t - \tau_{Ai}}{\tau_D}\right) \operatorname{erfc}\left(\frac{\tau_{li}^2 - 2t\tau_D + 2\tau_{Ai}\tau_D}{2\tau_D\tau_{li}}\right). \quad (8)$$

Аналитическое нахождение корней функций (7) и (8) является невозможным, поэтому мы их разложили в ряд Тейлора по степеням t в окрестности точки τ_{Ai} . Для получения наиболее простого решения использовали разложение до линейного члена ряда включительно.

Результирующие линеаризованные функции имеют следующий вид:

$$x'_L(t) = \frac{A(\tau_D - t + \tau_{Ai})}{2\tau_D^2} \left[2\tau_D - \sqrt{\pi}\tau_{li} \cdot \exp\left(\frac{\tau_{li}^2}{4\tau_D^2}\right) \operatorname{erfc}\left(\frac{\tau_{li}}{2\tau_D}\right) \right]; \quad (9)$$

$$x''_L(t) = \frac{A(t - \tau_D - \tau_{Ai})}{2\tau_D^3} \left[2\tau_D - \sqrt{\pi}\tau_{li} \cdot \exp\left(\frac{\tau_{li}^2}{4\tau_D^2}\right) \operatorname{erfc}\left(\frac{\tau_{li}}{2\tau_D}\right) \right] - \frac{2A(t - \tau_{Ai})}{\tau_{li}^2} + \frac{A}{\tau_D}. \quad (10)$$

Решая уравнения

$$x'_L(t) = 0 \text{ и } x''_L(t) = 0,$$

получаем следующие выражения для позиций максимума сигнала τ'_{Ai} и точки перегиба τ'_A :

$$\tau'_{Ai} = \tau_{Ai} + \tau_D, \quad (11)$$

$$\tau'_A = \tau_{Ai} + \tau_D - \frac{4\tau_D^2}{4\tau_D^3 - 2\tau_D\tau_{ii}^2 - \sqrt{\pi}\tau_{ii}^3 \cdot \exp\left(\frac{\tau_{ii}^2}{4\tau_D^2}\right) \operatorname{erfc}\left(\frac{\tau_{ii}}{2\tau_D}\right)}. \quad (12)$$

Таким образом, при помощи формул (11) и (12) можно точно найти истинное время прихода сигнала ПВ τ_{Ai} после нахождения его свойств и постоянной времени участка артериальной сети, соединяющего сердце и точку измерения пульсовой волны. Время прихода τ_{Ai} , найденное по формулам (11) и (12), соответствует пику волны, в то время как удобнее, как правило, оперировать позицией наиболее крутой части склона или основания волны. Если принять функцию \tanh как более точно описывающую нарастающий склон систолического пика, то точка перегиба совпадет с серединой склона. Для Гауссовой функции эту точку можно найти из условия

$$\exp(-(t - \tau_{Ai})^2/\tau_I^2) = 1/2,$$

откуда получается следующее решение:

$$\tau_A = \tau_{Ai} - \sqrt{-\ln(1/2)}\tau_I. \quad (13)$$

К сожалению, интеграл свертки функций (2) и (5) нельзя взять аналитически, поэтому результат преобразования волны давления, описываемой уравнением (2) для сердечно-сосудистой системы с импульсной характеристикой (5), находили путем численных расчетов.

Численное моделирование сигнала пульсовой волны и нахождение его параметров

Все численные расчеты, выполненные в рамках данной работы, были выполнены в программном пакете MATLAB. Для моделирования сигнала пульсовой волны, измеренного датчиком $x(t)$, вначале вычисляли исходный сигнал $s(t_i)$ по формуле (2), со значениями параметров $\tau_A = 0$, $\tau_I = 1$ и $a = 1$ на интервале $-5 < t_i < 5$ с шагом дискретизации по времени $\delta t = t_{i+1} - t_i = 0,01$. Также вычисляли импульсные характеристики $h(t_i)$ по формуле (5) с параметрами $0,1 < \tau_D < 10$ и $b = 1$ на интервале $0 < t_i < 10$ с шагом дискретизации по времени $\delta t = 0,01$. Таким образом был вычислен массив значений функций $h(t_i)$, и каждому соответствовало свое значение τ_D . Сигнал пульсовой волны, измеренный датчиком, моделировали путем применения операции свертки к массивам воздействия и импульсных характеристик, и для каждого значения τ_D был вычислен соответствующий массив значений модельного сигнала пульсовой волны $x(t_i)$.

В связи с тем, что использованная модель ССС по сути представляет собой фильтр низких частот, сигнал $x(t_i)$ отличается по форме от исходного сигнала $s(t_i)$, причем степень различия растет по мере увеличения постоянной времени τ_D (эквивалентно уменьшению частоты среза фильтра при неизменной длительности склона сигнала). Поскольку основной целью работы является определение степени искажения, вносимого в сигнал артериальной сетью, и нахождение наиболее точного способа оценки времени прихода сигнала пульсовой волны τ_A , моделированные сигналы $x(t_i)$ мы аппроксимировали формулой (2) при помощи метода наименьших квадратов. В результате аппроксимации находили параметры моделированного сигнала пульсовой волны τ'_A , τ'_I и a' , а также среднеквадратическое отклонение (СКО) невязки σ_R .

В контексте данной работы основным интересующим нас параметром является время прихода измеренного сигнала ПВ τ'_A и его связь с истинным временем прихода τ_A . Относительная сложность поиска такой связи заключается в том, что неизвестны как параметры исходного сигнала, так и параметры артериальной сети. Для преодоления этой сложности в анализ был включен дополнительный параметр σ_R . Были проанализированы и аппроксимированы аналитическими выражениями зависимости найденных параметров сигнала ПВ τ_D , τ'_A и τ'_I от среднеквадратического отклонения невязки σ_R , нормированного на амплитуду a' . Полученные зависимости были аппроксимированы следующими аналитическими выражениями:



$$\tau_D = p_1 \sigma_R^{p_2} + p_3 \sigma_R^{p_4}, \quad (14)$$

$$\tau'_A = q_1 \sigma_R^{q_2} + q_3 \sigma_R^{q_4}, \quad (15)$$

$$\tau'_I = 1 + r_1 \sigma_R^{r_2} + r_3 \sigma_R^{r_4}, \quad (16)$$

где $p_1 = 11, p_2 = 0,52, p_3 = 8392, p_4 = 2,61; q_1 = 9,25, q_2 = 0,5, q_3 = 7964, q_4 = 2,66; r_1 = 30,81, r_2 = 0,9, r_3 = 18070, r_4 = 2,99$.

Почти полное соответствие аппроксимирующих кривых зависимостям, полученным в результате численного моделирования, подтверждается значениями коэффициентов детерминации R^2 , которые оказались равными 0,995, 0,997 и 0,994 для выражений (14), (15) и (16), соответственно.

Аргумент функции \tanh , которым аппроксимировали измеренный сигнал ПВ, имеет вид

$$t' = \frac{t - \tau'_A}{\tau'_I} = \frac{t - \tau_A - \delta\tau_A}{\tau_I \cdot k_t}. \quad (17)$$

Из условия равенства правой и левой частей уравнения (17), а также благодаря выбору значений параметров исходного сигнала $\tau_A = 0$ и $\tau_I = 1$, получаем следующую связь между параметрами исходного и измеренного сигналов:

$$\delta\tau_A = \tilde{\tau}_A \cdot \tau'_I, \quad \tilde{\tau}_I = k_t,$$

где параметры $\tilde{\tau}_A$ и $\tilde{\tau}_I$ можно найти из аппроксимационных моделей (15) и (16), если исходить из значения нормированного СКО невязки (σ_R/a').

В результате истинное время прихода сигнала ПВ можно определить как

$$\tau_A = \tau'_A - \tilde{\tau}_A \cdot \tau'_I, \quad (18)$$

Другим параметром, интересным для анализа, является длительность нарастающего склона систолического пика τ_I , которую, в соответствии с формулой (17), можно выразить как

$$\tau_I = \frac{\tau'_I}{\tilde{\tau}_I}. \quad (19)$$

Таким образом, благодаря результатам проведенного моделирования сигналов ПВ, была найдена возможность определить постоянную времени участка артериальной сети и использовать эту информацию для коррекции времени прихода сигнала ПВ, найденного путем аппроксимации сигнала ПВ функциями Гауссова пика вида (1) и гиперболического тангенса вида (2).

Для проверки корректности проведенных выкладок и результатов численного моделирования были проведены дополнительные расчеты. Сигнал ПВ задавали в виде суперпозиции шести Гауссовых функций вида (1), при этом значения параметров τ_{Ai} , τ_{Ii} и a_i для $i = 1, 2, \dots, 6$ были получены аппроксимацией отрезка сигнала ПВ, измеренного на сонной артерии здорового добровольца, соответствующей моделью суперпозиции шести функций вида (1). Методика проведения измерений описана в нашей статье [3]. Для лучшего соответствия реальной ситуации мы промоделировали 100 отрезков сигнала ПВ, для каждого из которых значения параметров τ_{Ai} , τ_{Ii} и a_i получали от разных отрезков экспериментального сигнала ПВ, соответствующих отдельным сердечным сокращениям. Частота дискретизации моделированных сигналов составляла 1 кГц, длительность каждого отрезка сигнала выбиралась равной 1 с. К рассчитанным таким образом сигналам затем применяли фильтр низких частот с частотой среза, варьируемой от 500 до 10 Гц (этот интервал соответствует диапазону изменения постоянной времени фильтра

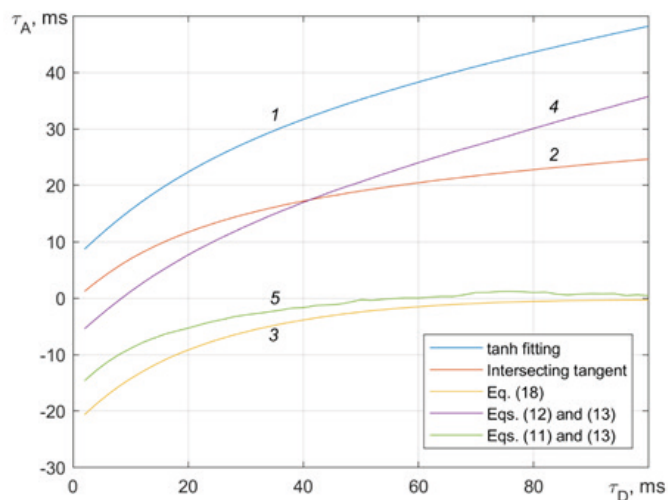


Рис. 3. Зависимости периода времени прихода сигнала ПВ, найденного разными способами, от постоянной времени нарастания импульсной характеристики артериальной сети.

Время прихода сигнала ПВ оценивалось аппроксимацией склонов функцией (2) (кривая 1); методом пересекающейся касательной (Intersecting tangent) (кривая 2); коррекциями значений кривой 1 по формуле (18) (кривая 3), по формулам (12) и (13) (кривая 4) и по формулам (11) и (13) (кривая 5)

от 2 до 100 мс). Для полученного набора отфильтрованных сигналов находили времена прихода τ'_A и τ'_{A1} путем аппроксимации склонов функциями (2) и полных отрезков сигналов функциями (1), соответственно. Аналогичным образом находили времена прихода исходного, нефильтрованного сигнала τ_A , которые использовали в качестве опорных значений при проверке выбранных нами методов оценки времени прихода сигнала ПВ. На рис. 3 приведены зависимости времени прихода фильтрованного сигнала от постоянной времени фильтра для разных способов нахождения времени прихода сигнала ПВ. Видно, что полученные нами выражения (11), (12) и (18) для нахождения периода времени прихода в сочетании с оценкой постоянной времени фильтра (14) обеспечивают значительное снижение ошибки определения искомой величины, по сравнению с прямой оценкой τ'_A , а также имеют большую точность, чем общепринятый метод пересекающейся касательной.

Экспериментальная проверка предложенных методов нахождения задержки сигнала пульсовой волны

В дополнение к описанному выше численному моделированию, для проверки предложенных методов нахождения периода времени прихода сигнала пульсовой волны мы провели экспериментальные исследования. С этой целью мы привлекли двоих испытуемых, на которых проводили измерения пульсовой волны на их запястьях и лодыжках (на лучевых и больших большеберцовых артериях, соответственно). Измерения сигналов ПВ производили двумя мультиплексированными волоконно-оптическими интерферометрами Фабри – Перо. Под действием пульсовой волны разность оптических путей интерферометров изменялась, что мы фиксировали при помощи спектральной интерферометрии и соответствующих методов демодуляции сигнала. Подробное описание измерительной установки и методики измерений представлено в статье [3].

В качестве критерия корректности предлагаемых методов мы использовали задержку между сигналами ПВ, измеренными на разных артериях. В силу частотно-зависимого характера распространения ПВ в артериальной сети, в случае даже небольших изменений ЧСС, вызванных вариабельностью сердечного ритма, использование существующих методов нахождения задержки ПВ должно приводить к неточным показаниям, которые окажутся коррелированными с ЧСС. В то же время точные методы, когда

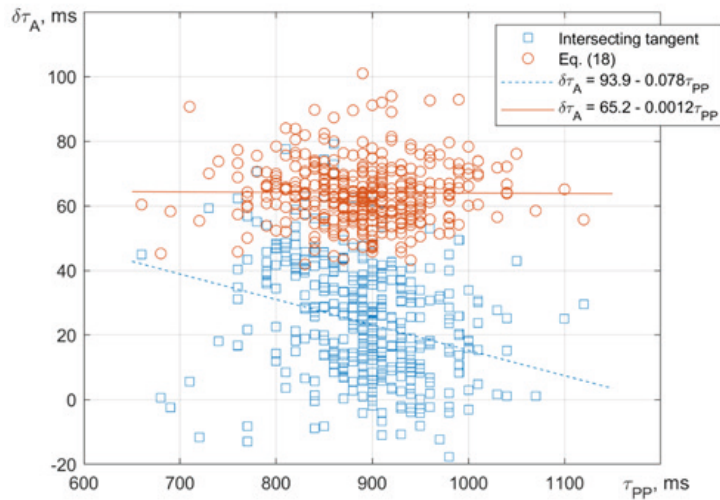


Рис. 4. Экспериментальные точки (маркеры) и аппроксимирующие прямые линии, отражающие зависимости задержки сигнала ПВ между запястьем и лодыжкой от промежутка времени между ударами сердца для двух методов обработки эксперимента: пересекающейся касательной (данные красного цвета) и нашего метода, использующего определение положения склонов с коррекцией по формуле (18) (данные синего цвета)

влияние частотного спектра сигнала ПВ на определение задержки нивелировано, должны обеспечивать показания задержки ПВ, не зависящие от ЧСС. На рис. 4 приведены зависимости задержки между сигналами пульсовой волны, измеренными на запястьях и на лодыжках, причем задержку оценивали при помощи методов пересекающейся касательной, аппроксимации систолического склона сигнала ПВ функцией (2) и коррекции последнего при помощи формулы (18).

Помимо этого, задержку между сигналами ПВ мы находили путем аппроксимации отрезков сигнала ПВ моделями вида (1) и последующей коррекции при помощи формул (11) и (13), однако, в силу крайне малых отклонений от значений, полученных при помощи выражения (18), мы их не приводим на графике. Значения, полученные путем аппроксимации склона ПВ формулой (2) без коррекции также не показаны (для удобства восприятия графиков), поскольку имеют еще более выраженную зависимость, чем значения, полученные методом пересекающейся касательной. Также представлены аппроксимации полученных зависимостей уравнениями прямых. На рис. 4 видна практически полная компенсация ошибок определения задержки сигнала ПВ при помощи предложенного метода, что позволит использовать разработанный физико-математический аппарат для высокоточной обработки сигналов ПВ в медицинской диагностике и научных исследованиях.

Заключение

В статье проведен теоретический анализ влияния частотных свойств артериальной сети на условия распространения пульсовой волны. Предложен метод оценки частотных свойств участка артериальной сети. Получены аналитические выражения, позволяющие находить время прихода сигнала ПВ при аппроксимации склонов систолических пиков функцией гиперболического тангенса (\tanh) и отрезков сигнала ПВ – мультигауссовой моделью. Высокая точность предложенных подходов нахождения периода времени прихода сигнала ПВ подтверждена при помощи численного моделирования и путем обработки экспериментальных сигналов ПВ.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Hermeling E., Reesink K. D., Reneman R. S., Hoeks A. P. G. Measurement of local pulse wave velocity: effects of signal processing on precision // *Ultrasound Medicine and Biology*. 2007. Vol. 33. No. 5. Pp. 774–781.

2. **Wilkinson I. B., McEniery C., Schillaci G., Boutouyrie P., Segers P., Donald A., Chowienczyk Ph. J.** ARTERY Society guidelines for validation of non-invasive haemodynamic measurement devices: Part 1, Arterial pulse wave velocity // *Artery Research*. 2010. Vol. 4. No. 2. Pp. 34–40.
3. **Ushakov N. A., Markvart A. A., Liokumovich L. B.** Pulse wave velocity measurement with multiplexed fiber optic Fabry – Perot interferometric sensors // *IEEE Sensors Journal*. 2020. Vol. 20. No. 19. Pp. 11302–11312.
4. **Tan I., Butlin M., Spronck B., Xiao H., Avolio A.** Effect of heart rate on arterial stiffness as assessed by pulse wave velocity // *Current Hypertension Reviews*. 2018. Vol. 14. No. 2. Pp. 107–122.
5. **Xiao H., Butlin M., Tan I., Avolio A.** Effects of cardiac timing and peripheral resistance on measurement of pulse wave velocity for assessment of arterial stiffness // *Scientific Reports*. 2017. Vol. 7. No. 1. Pp. 1–10.
6. **Papaioannou G., Oikonomou E., Lazaros G., et al.** The influence of resting heart rate on pulse wave velocity measurement is mediated by blood pressure and depends on aortic stiffness levels: Insights from the Corinthia study // *Physiological Measurement*. 2019. Vol. 40. No. 5. P. 055005.
7. **Malik M., Bigger J. T., Camm A. J., Kleiger R. E., Malliani A., Moss A. J., Schwartz P. J.** Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use // *Circulation*. 1996. Vol. 93. No. 5. Pp. 1043–1065.
8. **Westerhof N., Noordergraaf A.** Arterial viscoelasticity: A generalized model: Effect on input impedance and wave travel in the systematic tree // *Journal of Biomechanics*. 1970. Vol. 3. No. 3. Pp. 357–379.
9. **Jager G. N., Westerhof N., Noordergraaf A.** Oscillatory flow impedance in electrical analog of arterial system: Representation of sleeve effect and non-Newtonian properties of blood // *Circulation Research*. 1965. Vol. 16. No. 2. Pp. 121–133.
10. **Avolio A. P.** Multi-branched model of the human arterial system // *Medical & Biological Engineering & Computing*. 1980. Vol. 18. No. 6. Pp. 709–718.
11. **Heldt T., Mukkamala R., Moody G. B., Mark R. G.** CVSim: An open-source cardiovascular simulator for teaching and research // *The Open Pacing, Electrophysiology & Therapy Journal*. 2010. Vol. 3. January. Pp. 45–54.
12. **Stergiopoulos N., Westerhof B. E., Westerhof N.** Total arterial inertance as the fourth element of the windkessel model // *American Journal of Physiology – Heart and Circulatory Physiology*. 1999. Vol. 276. No. 1. Pp. H81–H88.
13. **Kusche R., Klimach P., Ryschka M.** A multichannel real-time bioimpedance measurement device for pulse wave analysis // *IEEE Transactions on Biomedical Circuits & Systems*. 2018. Vol. 12. No. 3. Pp. 614–622.
14. **Pielmuş A.-G., Osterland D., Klum M., et al.** Correlation of arterial blood pressure to synchronous piezo, impedance and photoplethysmographic signal features // *Current Directions in Biomedical Engineering*. 2017. Vol. 3. No. 2. Pp. 749–753.
15. **Moço A. V., Stuijk S., de Haan G.** New insights into the origin of remote PPG signals in visible light and infrared // *Scientific Reports*. 2018. Vol. 8. May 31. P. 8501.
16. **Vardoulis O., Saponas T. S., Morris D., Villar N., Smith G., Patel S., Desney T.** *In vivo* evaluation of a novel, wrist-mounted arterial pressure sensing device versus the traditional hand-held tonometer // *Medical Engineering & Physics*. 2016. Vol. 38. No. 10. Pp. 1063–1069.
17. **Ushakov N., Markvart A., Kulik D., Liokumovich L.** Comparison of pulse wave signal monitoring techniques with different fiber-optic interferometric sensing elements // *Photonics*. 2021. Vol. 8. No. 5. P. 142.
18. **Wang J., Liu K., Sun Q., Ni X., Ai F., Wang S., Yan Z., Liu D.** Diaphragm-based optical fiber sensor for pulse wave monitoring and cardiovascular diseases diagnosis // *Journal of Biophotonics*. 2019. Vol. 12. No. 10. P. e201900084.
19. **Domingues M. F., Tavares C., Alberto N., Radwan A., André P., Antunes P.** High rate dynamic monitoring with Fabry – Perot interferometric sensors: An alternative interrogation technique targeting biomedical applications // *Sensors*. 2019. Vol. 19. No. 21. P. 4744.
20. **Haseda Y., Bonafacino J., Tam H.-Y., Chino S., Koyama S., Ishizawa H.** Measurement of pulse wave signals and blood pressure by a plastic optical fiber FBG sensor // *Sensors*. 2019. Vol. 19. No. 23. P. 5088.



21. **Couceiro R., Carvalho P., Paiva R. P., et al.** Assessment of cardiovascular function from multi-Gaussian fitting of a finger photoplethysmogram // *Physiological Measurement*. 2015. Vol. 36. No. 9. Pp. 1801–1826.
22. **Li J. K. J.** Time domain resolution of forward and reflected waves in the aorta // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1986. Vol. BME-33. No. 8. Pp. 783–785.
23. **Solà J., Vetter R., Renevey P., Chételat O., Sartori C., Rimoldi S. F.** Parametric estimation of pulse arrival time: A robust approach to pulse wave velocity // *Physiological Measurement*. 2009. Vol. 30. No. 7. Pp. 603–615.

REFERENCES

1. **Hermeling E., Reesink K. D., Reneman R. S., Hoeks A. P. G.,** Measurement of local pulse wave velocity: effects of signal processing on precision, *Ultrasound Med. Biol.* 33 (5) (2007) 774–781.
2. **Wilkinson I. B., McEniery C., Schillaci G., et al.,** ARTERY Society guidelines for validation of non-invasive haemodynamic measurement devices: Part 1, Arterial pulse wave velocity, *Artery Res.* 4 (2) (2010) 34–40.
3. **Ushakov N. A., Markvart A. A., Liokumovich L. B.,** Pulse wave velocity measurement with multiplexed fiber optic Fabry – Perot interferometric sensors, *IEEE Sens. J.* 20 (19) (2020) 11302–11312.
4. **Tan I., Butlin M., Spronck B., et al.,** Effect of heart rate on arterial stiffness as assessed by pulse wave velocity, *Curr. Hypertens. Rev.* 14 (2) (2018) 107–122.
5. **Xiao H., Butlin M., Tan I., Avolio A.,** Effects of cardiac timing and peripheral resistance on measurement of pulse wave velocity for assessment of arterial stiffness, *Sci. Rep.* 7 (1) (2017) 1–10.
6. **Papaioannou G., Oikonomou E., Lazaros G., et al.,** The influence of resting heart rate on pulse wave velocity measurement is mediated by blood pressure and depends on aortic stiffness levels: Insights from the Corinthia study, *Physiol. Meas.* 40 (5) (2019) 055005.
7. **Malik M., Bigger J. T., Camm A. J., et al.,** Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use, *Circulation.* 93 (5) (1996) 1043–1065.
8. **Westerhof N., Noordergraaf A.,** Arterial viscoelasticity: A generalized model: Effect on input impedance and wave travel in the systematic tree, *J. Biomech.* 3 (3) (1970) 357–379.
9. **Jager G. N., Westerhof N., Noordergraaf A.,** Oscillatory flow impedance in electrical analog of arterial system: Representation of sleeve effect and non-Newtonian properties of blood, *Circ. Res.* 16 (2) (1965) 121–133.
10. **Avolio A. P.,** Multi-branched model of the human arterial system, *Med. Biol. Eng. Comput.* 18 (6) (1980) 709–718.
11. **Heldt T., Mukkamala R., Moody G. B., Mark R. G.,** CVSim: An open-source cardiovascular simulator for teaching and research, *Open Pacing, Electrophysiol. Ther. J.* 2010. Vol. 3 (January) (2010) 45–54.
12. **Stergiopoulos N., Westerhof B. E., Westerhof N.,** Total arterial inertance as the fourth element of the windkessel model, *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* 276 (1) (1999) H81–H88.
13. **Kusche R., Klimach P., Ryschka M.,** A multichannel real-time bioimpedance measurement device for pulse wave analysis, *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.* 12 (3) (2018) 614–622.
14. **Pielmuş A.-G., Osterland D., Klum M., et al.,** Correlation of arterial blood pressure to synchronous piezo, impedance and photoplethysmographic signal features, *Curr. Dir. Biomed. Eng.* 3 (2) (2017) 749–753.
15. **Moço A. V., Stuijk S., de Haan G.,** New insights into the origin of remote PPG signals in visible light and infrared, *Sci. Rep.* 8 (May 31) (2018) 8501.
16. **Vardoulis O., Saponas T. S., Morris D., et al.,** *In vivo* evaluation of a novel, wrist-mounted arterial pressure sensing device versus the traditional hand-held tonometer, *Med. Eng. Phys.* 38 (10) (2016) 1063–1069.
17. **Ushakov N., Markvart A., Kulik D., Liokumovich L.,** Comparison of pulse wave signal monitoring techniques with different fiber-optic interferometric sensing elements, *Photonics.* 8 (5) (2021) 142.
18. **Wang J., Liu K., Sun Q., et al.,** Diaphragm-based optical fiber sensor for pulse wave monitoring and cardiovascular diseases diagnosis, *J. Biophotonics.* 12 (10) (2019) e201900084.
19. **Domingues M. F., Tavares C., Alberto N., et al.,** High rate dynamic monitoring with Fabry – Perot interferometric sensors: An alternative interrogation technique targeting biomedical

applications, *Sensors*. 19 (21) (2019) 4744.

20. Haseda Y., Bonafacino J., Tam H.-Y., et al., Measurement of pulse wave signals and blood pressure by a plastic optical fiber FBG sensor, *Sensors*. 19 (23) (2019) 5088.

21. Couceiro R., Carvalho P., Paiva R. P., et al., Assessment of cardiovascular function from multi-Gaussian fitting of a finger photoplethysmogram, *Physiol. Meas.* 36 (9) (2015) 1801–1826.

22. Li J. K. J., Time domain resolution of forward and reflected waves in the aorta, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* BME-33 (8) (1986) 783–785.

23. Solà J., Vetter R., Renevey P., et al., Parametric estimation of pulse arrival time: A robust approach to pulse wave velocity, *Physiol. Meas.* 30 (7) (2009) 603–615.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

УШАКОВ Николай Александрович – кандидат физико-математических наук, доцент Высшей школы прикладной физики и космических технологий Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого, Санкт-Петербург, Россия.

195251, Россия, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29
n.ushakoff@spbstu.ru
ORCID: 0000-0002-3480-2779

СЁМИНА Екатерина Александровна – инженер Высшей школы прикладной физики и космических технологий Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого, Санкт-Петербург, Россия.

195251, Россия, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29
feanaara@gmail.com
ORCID: 0000-0003-0389-5578

МАРКВАРТ Александр Александрович – ассистент Высшей школы прикладной физики и космических технологий Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого, Санкт-Петербург, Россия.

195251, Россия, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29
markvart_aa@spbstu.ru
ORCID: 0000-0001-8080-0830

ЛЮКУМОВИЧ Леонид Борисович – доктор физико-математических наук, профессор Высшей школы прикладной физики и космических технологий Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого, Санкт-Петербург, Россия.

195251, Россия, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29
leonid@spbstu.ru
ORCID: 0000-0001-5988-1429

THE AUTHORS

USHAKOV Nikolai A.

Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University
29 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russia
n.ushakoff@spbstu.ru
ORCID: 0000-0002-3480-2779

SEMINA Ekaterina A.

Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University
29 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russia
feanaara@gmail.com
ORCID: 0000-0003-0389-5578



MARKVART Aleksandr A.

Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University
29 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russia
markvart_aa@spbstu.ru
ORCID: 0000-0001-8080-0830

LIOKUMOVICH Leonid B.

Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University
29 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russia
leonid@spbstu.ru
ORCID: 0000-0001-5988-1429

*Статья поступила в редакцию 26.10.2021. Одобрена после рецензирования 14.11.2021.
Принята 14.11.21.
Received 26.10.2021. Approved after reviewing 14.11.2021. Accepted 14.11.21.*