

## НЕРАЗРУШАЮЩИЙ МЕТОД КОНТРОЛЯ ЭЛАСТИЧНОСТИ СТЕНОК ВЕН И АРТЕРИЙ ЧЕЛОВЕКА

© 2022 г. В.В. Давыдов<sup>1,2,\*</sup>, Е.В. Порфирьева<sup>1,\*\*</sup>, Р.В. Давыдов<sup>1,2,\*\*\*</sup>

<sup>1</sup>Санкт-Петербургский Политехнический университет Петра Великого,  
Россия 198251 Санкт-Петербург, ул. Политехническая, 29

<sup>2</sup>Всероссийский научно-исследовательский институт фитопатологии,  
Россия 143050 Московская область, р.п. Большие Вяземы, ул. Институт, 5

E-mail: \*davydov\_yadim66@mail.ru; \*\*porfirieva.ev@edu.spbstu.ru; \*\*\*davydovroman@outlook.com

Поступила в редакцию 13.06.2022; после доработки 03.08.2022

Принята к публикации 05.08.2022

Рассмотрены методы контроля эластичности стенок вен и артерий человека. Отмечены проблемы, которые возникают при их использовании. Обоснована необходимость разработки неразрушающих методов контроля эластичности стенок вен и артерий человека. Предложена методика контроля изменения их эластичности с использованием неинвазивных способов регистрации пульсовой волны. Представлены результаты сравнения данных об изменении эластичности стенок вен и артерий, полученных с использованием различных способов регистрации пульсовой волны и инвазивных методов. Отмечены достоинства и недостатки предложенной нами методики с использованием различных пульсовых волн.

*Ключевые слова:* эластичность, неразрушающий контроль, стенка, вена, артерия, лазерное излучение, пульсовая волна, структура, временной интервал, погрешность измерения.

DOI: 10.31857/S0130308222090068, EDN: BSGRRZ

### ВВЕДЕНИЕ

Ухудшение экологии, ускорение ритма жизни, увеличение уровня стрессовой нагрузки негативно сказывается на состоянии здоровья человека [1—4]. У большинства людей в таких условиях происходит ускоренный износ различных органов. Вены и артерии человека не являются исключением в данном случае. Износ их стенок приводит к образованию различных заболеваний, связанных с ухудшением кровотока [5, 6]. В настоящее время разработано большое число методов для контроля протекания крови у людей по венам и артериям. Среди них наибольшее применение получили бесконтактные методы: МРТ (магнитно-резонансная томография) и ультразвуковая диагностика [7, 8]. Использование этих методов позволяет выявить расширение или сужение в венах и артериях, образование тромбов и т.д. Одной из задач, которую не удастся решить с использованием этих методов, является контроль изменения значения эластичности  $E$  стенок вен и артерий. Для определения эластичности вен и артерий  $E$  разработаны различные инвазивные методы. Их применение требует введение катетера в вену или артерию с полой иглой. На выходе катетера размещается датчик (например, пьезоэлектрический или индукционный) для регистрации изменения давления  $dP$ . В этом случае  $E = dP/dV$  ( $dV$  — изменение объема в катетере, связанное с изменением  $dP$ ). Погрешность определения  $E$  составляет порядка 3—5 % при согласовании времен отсчета для «кривой» давления. Для обеспечения этого согласования необходимо дополнительно использовать другие приборы, что создает дополнительные проблемы.

Кроме того, применение этих методов связано с повреждением вены или артерии. Поэтому их не рекомендуется делать часто (на восстановление повреждения на вене или артерии требуется время). У людей, которым регулярно вводят внутривенно лекарства, количество подходящих мест для реализации этой процедуры крайне ограничено. Необходимо отметить, что сама процедура измерения  $E$  данными методами может быть болезненна.

В процессе лечения болезней вен и артерий крайне важны данные об изменении состояния их эластичности  $E$ . Особенно это актуально для людей, которые проходят курс лечения дома, например, для первичного контроля действия лекарств или различных процедур при амбулаторном лечении в поликлинике. Контроль изменения эластичности  $E$  вен и артерий также необходим в ряде других случаях (например, человек принимает лекарства, в которых содержатся компоненты, влияющие на структуру стенок вен и артерий, а в этот период ему необходимо ввести катетер). Это может привести к сильному повреждению вен или артерий при низком значении их эластичности  $E$ .

Следовательно, разработка новых методов в области бесконтактных неразрушающих методов, которые сейчас применяются в различных областях науки и техники [9—11], особенно для контро-

ля изменения  $E$  вен и артерий, является актуальной задачей (этим заболеваниям подвержено все больше и больше людей). Основным требованием к данным методам, кроме необходимой точности, является возможность их применения без ограничения по числу измерений.

Одним из таких методов является пульсоксиметрия. Для регистрации пульсовой волны в различных частях тела человека от пульсации вен, артерий и сосудов разработано большое число приборов с использованием различных датчиков и сенсоров. Наибольшее применение в настоящее время получили приборы с использованием акустического или индукционного датчика. Акустические датчики можно разделить на несколько типов, которые в основном связаны с конструкцией устройства, в состав которого они входят. Например, спортивные часы-тонометр, которые размещаются на запястье руки, или пульсоксиметр, который размещается на плече и предплечье, или приборы для использования в медицинских специализированных учреждениях. Принципы работы в этих типах датчиков не изменяются (изменяется только форма конструкции датчика, рабочие напряжения и т.д.), что влияет на точность измерения параметров пульсовой волны и чувствительность к изменениям в ее структуре.

Более редко применяются волоконно-оптические датчики на основе интерферометра Фабри—Перо. Например, в аппарате ПолиСпектр СПВ (НейроСофт, Россия) для регистрации пульсовой волны на сонной и лучевой артерии используются пьезоэлектрические или акустические датчики, а для бедренной артерии — объемная сфигмография, в которой используются индукционные или акустические датчики. Кроме того, в этих приборах часто используют привязку к сигналу ЭКГ для определения начала волны давления. По запаздыванию контура волны бедренной артерии относительно контура сонной артерии определяется время распространения пульсовой волны (или скорость распространения пульсовой волны (СРПВ)). Для определения  $E$  используется следующее соотношение [12]:

$$c = \frac{1}{\sqrt{1-\mu^2}} \sqrt{\frac{E h}{\rho D}}, \quad (1)$$

где  $c$  — СРПВ;  $\mu$  — коэффициент Пуассона;  $\rho$  — плотность крови;  $h$  — толщина стенок сосуда;  $D$  — диаметр сосуда.

К соотношению (1) существует много вопросов с точки зрения физических основ его вывода из уравнений гидродинамики с различными приближениями для текущей жидкости. Например, рассмотрение крови как ньютоновской жидкости, которая на самом деле таковой не является, и равномерной скорости ее течения, а также есть вопросы к определению толщины стенок сосуда и его диаметра (у каждого человека они различаются в силу физиологических особенностей организма). В мире принято измерять эластичность  $E$  (или податливость  $1/E$ ) в единицах мм рт. столба (ммНг)/мл или в Па/мл (в ряде случаев используют  $\text{H}\cdot\text{m}^{-5}$ ). В формуле (1) для  $E$  получаются другие единицы измерения, которые относятся к модулю Юнга. Как переходить от модуля Юнга к значениям  $E$ , которые измеряются, например, в мм рт. столба (ммНг)/мл, объяснений не представлено. Сравнить значения  $E$ , полученные с использованием (1), с данными эластичности, которые получены по измеренным значениям  $dP$  и  $dV$ , не представляется возможным.

Необходимо также отметить, что существенным недостатком этих измерений является то, что на форму регистрируемых пульсовых волн влияет наличие различных помех (например, электромагнитного, электрического и физиологического характера). Это приводит к большим погрешностям при измерениях, которые сложно компенсировать.

Для контроля изменения  $E$  также используются методы измерения центрального давления (ЦД). Например, в приборе OMRON HEM-9000AI (OMRON, Япония) используют многоэлементный аппланационный тонометр, одеваемый на запястье, для съема сигнала давления с лучевой артерии. Необходимо отметить, что эти методы являются косвенными измерениями эластичности  $E$  и требуют частой градуировки. Помимо этого, они должны реализовываться под наблюдением специалиста в области сердечно-сосудистых заболеваний, так как у человека с возрастом усиливается множество факторов, влияющих на уровень ЦД (например, «скрытая» или «ложная» нагрузка на миокард, систолическая и диастолическая дисфункция левого желудочка и т.д.). Все это существенно ограничивает применение и возможности методов измерения ЦД для контроля  $E$ .

Для оценки эластичности  $E$  артерий также используется методика анализа формы периферической пульсовой волны, регистрируемой при помощи фотоплетизмографии. В настоящее время используют два ее типа (отраженная и трансмиссионная пульсоксиметрия). Наибольшее при-

менение получила трансмиссионная пульсоксиметрия с использованием двух регистрируемых сигналов поглощения с длиной волны из инфракрасного (ИК) и красного спектра лазерного излучения прошедшего через кровеносные сосуды пальца руки или мочки уха.

Для оценки эластичности  $E$  артерии применяют два индекса. Индекс отражения RI — это процентное отношение высоты диастолического компонента периферической пульсовой волны к высоте систолического компонента (индекс отражает состояние тонуса мелких артерий и значение пульсовой волны отражения). Индекс ригидности SI оценивает скорость пульсовой волны и рассчитывается как отношение роста пациента к интервалу времени  $\Delta t$  между систолическим и диастолическими компонентами волны. Далее по этим значениям RI и SI с использованием калибровочных зависимостей, полученных ранее для среднестатистического человека, определяется  $E$ . В последнее время этот метод приводит к очень большим погрешностям, так как изменения в нашей жизни (экология, условия работы и т.д.) понятие среднестатистический человек свели на нет.

Существует еще ряд комбинированных методов, например, с использованием специальных приспособлений для одновременной регистрации пульсовых волн от сонной артерии и глазных яблок и т.д. Эти методы широкого применения на практике не получили.

Сравнение всех методов показывает, что использование человеком трансмиссионной пульсоксиметрии является наиболее доступным для многократного контроля как эластичности артерий, так и общего состояния организма в экспресс-режиме в необходимое время без посторонней помощи. Анализ полученных результатов различными учеными [1—4, 7, 12—16] с использованием этого метода показывает, что он обладает рядом недостатков, связанных с инерционностью работы фотоприемников, наличием тепловых шумов в фотоприемном устройстве при длительной работе, широким спектром регистрируемого оптического излучения, что приводит к появлению дополнительных световых шумов при измерениях, которые сложно компенсировать, наличием напряжений смещения, которое необходимо поддерживать с высокой стабильностью, отсутствием математической модели для описания формы пульсовой волны и определения положения максимумов и минимумов и т.д. Все это увеличивает погрешность измерения  $\Delta t$ , уменьшает чувствительность метода к определению минимального изменения эластичности  $E$  артерии и вен и ухудшают достоверность полученных результатов. Это существенно ограничивает возможности данного метода, особенно по контролю изменения состояния эластичности  $E$  артерий и вен. Один из вариантов решения рассмотренных проблем представлен в нашей работе.

## МЕТОДИКА ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛАСТИЧНОСТИ ВЕН И АРТЕРИЙ ЧЕЛОВЕКА

В зависимости от способа регистрации пульсовой волны с использованием лазерного излучения ее форма изменяется. На рис. 1 представлен один период пульсовых волн, полученных с использованием объемной фотоплетизмограммы (ФПГ) и дифференциальной фотоплетизмограммы (ДФПГ), а также электрокардиограмма, которая необходима для определения начала отсчета (момента начала формирования нового периода пульсовой волны), полученных с использованием ФПГ и ДФПГ.

В случае регистрации двух пульсовых волн необходимые временные интервалы для определения SI можно также определять с использованием сигнала, полученного с использованием ДФПГ (рис. 1в). Это увеличивает точность определения SI. С другой стороны, при небольшом диастолическом подъеме, изменение которого связано также с изменением значения  $E$  артерий и вен, возникают проблемы с определением  $t_4$  (положения пика на временной оси  $t$ ). Это приводит к увеличению погрешности измерения  $t_4$ . Кроме того, проведенные исследования показали, что при регистрации пульсовой волны с использованием пьезоэлектрических, индукционных и волоконно-оптических датчиков, а также фотоприемников с фотодиодами, систолический пик (рис. 1а — амплитуда  $A_1$ , время  $t_2$ ) на прямой волне состоит из двух маленьких пиков (неоднозначных по отношению друг к другу). Данная особенность в структуре пульсовой волны выявляется при обработке пика пульсовой волны [17, 18]. Это приводит к увеличению неопределенности в измерении амплитуды пика, по которой определяется положение максимума на временной оси (время  $t_2$ ). Погрешность измерения  $t_2$  увеличивается. Изменение значения  $E$  приводит к смещению этих двух пиков относительно друг друга как по времени, так и по амплитуде. Также изменяется положение и параметры третьего пика на спаде фронта пульсовой волны, который также можно использовать для контроля значения  $E$ . Все это приводит к тому, что для контроля изменения значения  $E$  измерения временных интервалов:  $\Delta t_1 = t_2 - t_1$ ,  $\Delta t_2 = t_3 - t_2$ ,  $\Delta t_3 = t_4 - t_3$ ,

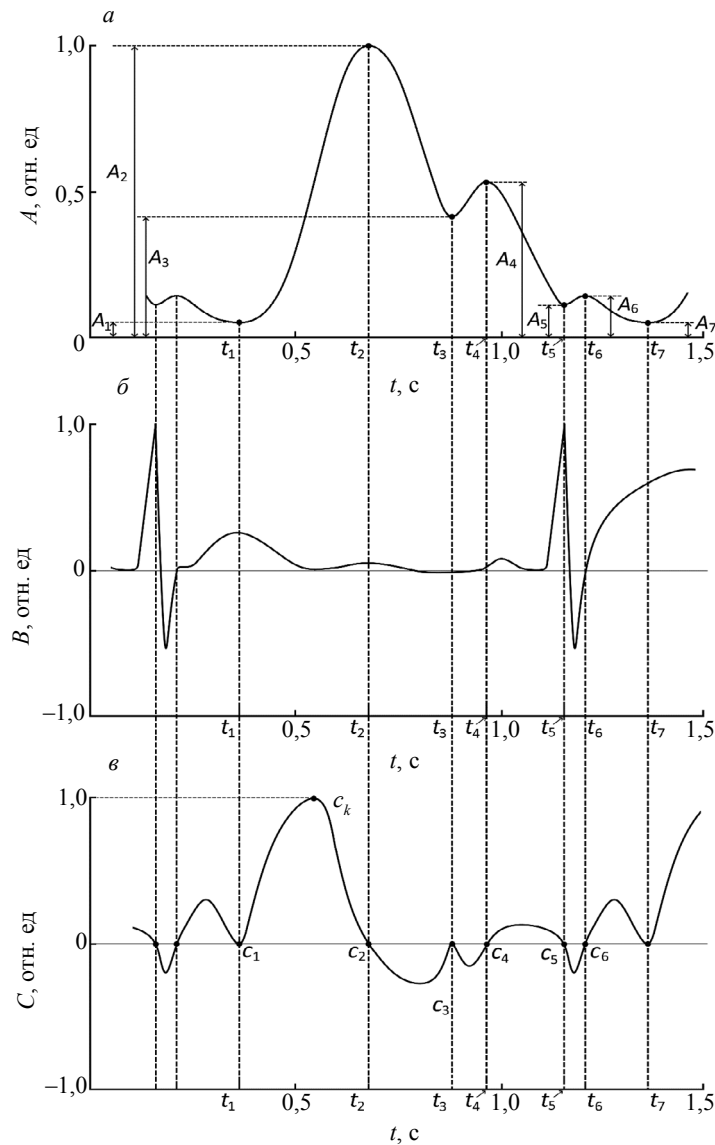


Рис. 1. Одновременно зарегистрированные сигналы пульсовой волны (а) с использованием индукционного сенсора или фотоприемника, дифференциальная фотоплетизмограмма (б) и электрокардиограмма (в).

$\Delta t_4 = t_5 - t_4$ ,  $\Delta t_5 = t_6 - t_5$  и  $\Delta t_6 = t_7 - t_6$  с погрешностью менее 2 % реализовать крайне сложно. Поэтому методик с использованием этих параметров для контроля значения эластичности  $E$  артерий и вен в настоящее время нет. При оценке индекса ригидности  $SI$  в клинических условиях часто применяется оценка масштаба на временной оси по кардиограмме (рис. 1б). Временной интервал между двумя максимумами определяется по ДФПГ по точкам  $C_1$  и  $C_2$  (рис. 1в), когда амплитуда сигнала пульсовой волны равна нулю. Человек самостоятельно такую процедуру реализовать не сможет.

Поэтому для решения задачи контроля значения  $E$  с использованием только ФПГ, которую человек может выполнить самостоятельно в необходимое ему время, нами было разработано следующее.

Для регистрации сигналов поглощения на двух длинах волн было использовано фотоприемное устройство на основе разработанного нами прибора с зарядовой связью (ПЗС). В новой конструкции ПЗС было проведено утонение фоточувствительного слоя до 100 мкм (стандартное значение 300—350 мкм) и легирование его бромом (концентрация легирования 6 %). Для передачи инфор-

мации использовались четыре скрытых канала под фоточувствительным слоем. Это позволило повысить отношение сигнал/шум при регистрации сигнала пульсовой волны, структура которого в данном случае формируется в виде ступенек, соответствующих уровням заполнения ячеек зарядом (квантование формы фронтов пульсовой волны). На рис. 2 представлен регистрируемый сигнал пульсовой волны с использованием ПЗС. В отличие от ранее регистрируемых сигналов поглощения лазерного излучения с использованием фотоприемников (см. рис. 1а) или акустических и индукционных датчиков в этом случае отображается физика процесса, которая связана с пульсацией стенок артерии при прохождении потока крови при сокращении мышцы сердца, эластичностью артерий и вен, а также составом крови (концентрация гемоглобина в крови у людей разная). Проведенные нами исследования это подтверждают. Для различных людей параметры ступенек (амплитуда и длительность), а также их число в пульсовой волне разные.

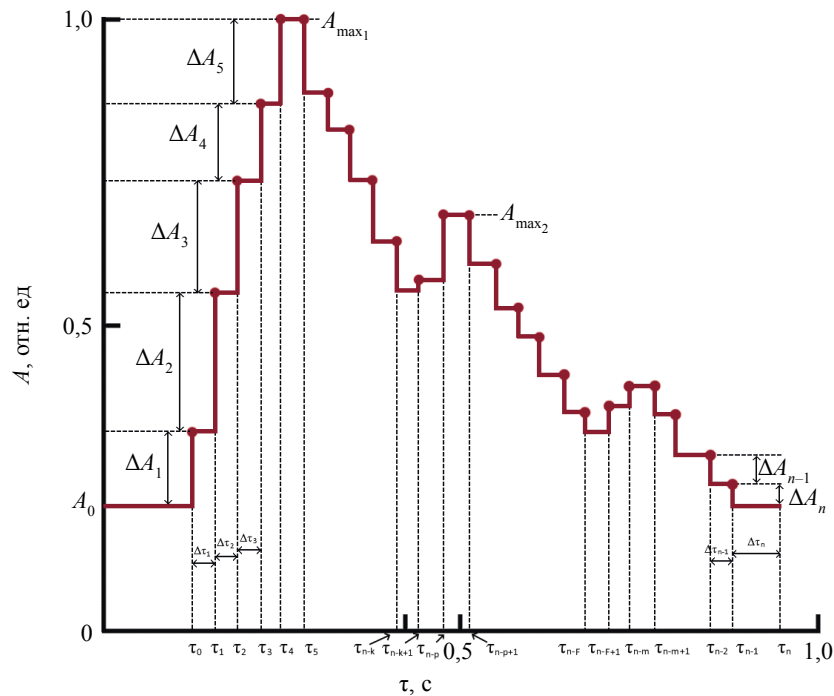


Рис. 2. Форма пульсовой волны при регистрации сигналов поглощения с использованием ПЗС-матрицы.

Кроме того, проведенные нами исследования позволили установить, что значение отношения сигнал/шум сигнала пульсовой волны будет максимально, если направление распространения лазерного излучения перпендикулярно потоку крови в сосуде. И при этом выбор правильной конфигурации датчика, который устанавливается на пальце или мочке уха, позволяет получить увеличение отношения сигнал/шум минимум на 5—10 %, что в ряде случаев может сказаться на точности диагностики при слабом сигнале поглощения (очень тонкие кровеносные сосуды) [19—21].

В ходе этих исследований было установлено, что наибольшее влияние на отношение сигнал/шум регистрируемых сигналов поглощения лазерного излучения оказывает длина волны  $\lambda$ . В современных промышленных приборах для регистрации пульсовой волны используется два источника лазерного излучения с  $\lambda_1 = 660,2 \pm 0,4$  нм и  $\lambda_2 = 940,2 \pm 0,4$  нм. Эти длины волны ранее были рассчитаны для параметров среднестатистического человека. Как мы уже отмечали, от этого термина надо отказываться.

На рис. 3 в качестве примера представлены результаты исследования изменения амплитуды пульсовой волны от длины волны  $\lambda$  в видимой области спектра для различных людей. Для экспериментов использовался стандартный датчик пульсоксиметра, в котором размещались полупроводниковые лазерные диоды с различной длиной волны видимого диапазона с мощностью излучения  $P = 0,2$  мВ с плоским углом диаграммы направленности от 10 до 12 град.

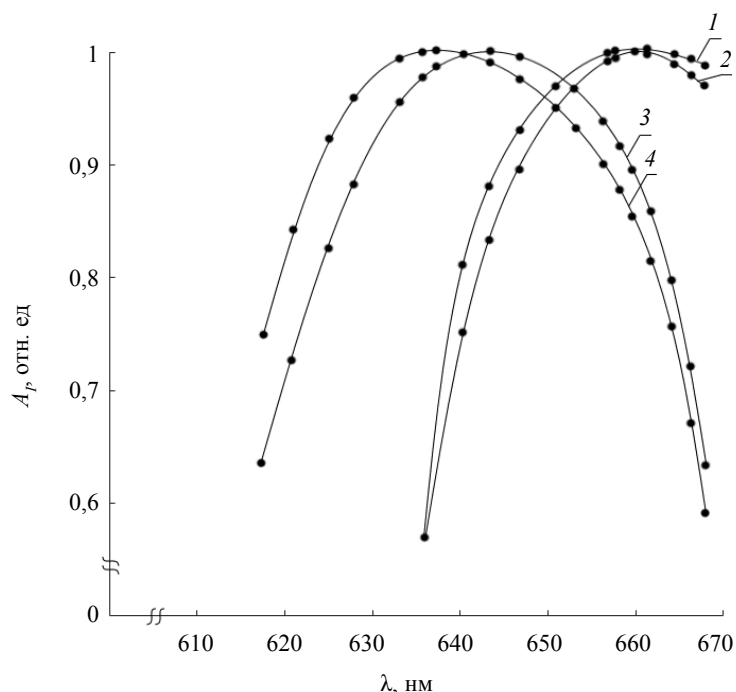


Рис. 3. Зависимость изменения амплитуды пульсовой волны  $A_p$  от длины волны  $\lambda$  лазерного излучения для различных людей. Графики 1, 2, 3 и 4 соответствуют пациентам разного пола и возраста: мужчина 56 лет, женщина 21 год, женщина 47 лет, женщина 54 года.

Было установлено, что у большинства людей максимальная амплитуда пульсовой волны смещена в область меньших длин волн красного диапазона лазерного излучения. В конструкции современных пульсоксиметров предусмотрена возможность автоматической настройки фотоприемного устройства по сигналу поглощения лазерного излучения. В ряде случаев пульсоксиметр будет настраиваться по спаду регистрируемого сигнала (например, график 4 при  $\lambda_1 = 660,2$  нм) в точке, где амплитуда менее чем на 30 % меньше максимальной. В случае использования ПЗС это уменьшит разрешающую способность прибора в формировании ступенек в сигнале пульсовой волны, часть ступенек с небольшой амплитудой будет или не сформирована, или произойдет их объединение с соседней, что приведет к большим погрешностям измерения значений  $\Delta t_n$ . В случае использования фотоприемников для регистрации пульсовой волны это приведет к появлению артефактов в регистрируемом сигнале. Измерения будут недостоверными.

Аналогичные исследования были проведены для лазерного излучения в ближней ИК (в диапазоне длин волн от 842,4 до 986,2 нм). Установлено, что у большинства людей происходит смещение максимума амплитуды сигнала поглощения в сторону меньших длин волн относительно  $\lambda_2 = 940,2$  нм.

Полученные экспериментальные данные показали, что выбор для каждого человека оптимальных длин волн с точки зрения процессов окисления и восстановления форм гемоглобина в крови позволяет увеличить отношение сигнал/шум минимум в 2 раза. Это уменьшит погрешность измерения амплитуд пиков и временных интервалов  $\Delta t_n$ .

Для повышения точности измерения временных интервалов фронтов пульсовой волны  $\Delta t_n$  нами была разработана следующая методика. На рис. 2 представлен сигнал пульсовой волны, сформированный в виде ступенек. Масштаб по временной шкале определяется следующим образом. Счетчик считает  $N_m$  — число пиков за минуту (максимумов по амплитуде  $A_2$  — см. рис. 1а). Далее строится временная шкала с масштабом  $60/N_m$  в секундах. Временные метки на шкале соответствуют систолическим максимумам сигнала пульсовой волны. В этом подходе уже заложена погрешность, так как очень часто целое число максимумов не укладывается в интервал времени 60 с. Поэтому нами предлагается ввести поправочный коэффициент  $\Delta T_n = 30/(N_m)^2$  для

определения масштаба. В этом случае для определения расстояния между пиками  $T$  следует использовать следующую формулу:

$$T = 60 / N_m + 30 / (N_m)^2. \quad (2)$$

В случае малых значений пульса (менее 70 ударов в минуту) предлагается в (2) ввести дополнительные коэффициенты:

$$T = 60(1 / N_m + 2 / (N_m)^2 + \dots + n / (N_m)^n), \quad (3)$$

где  $n$  может изменяться от 3 до 10 и более.

С увеличением  $n$  точность определения  $T$  увеличивается. С учетом особенности регистрации сигналов поглощения с использованием ПЗС матрицы мы предлагаем определять положение точек  $t_1, t_2, t_3, t_4, t_5, t_6$  и  $t_7$  на временной шкале (см. рис. 1а), разделив процессы формирования фронтов нарастания и спада в пульсовой волне, так как физика этих явлений различается между собой, что не учитывалось ранее другими учеными. Положение на временной шкале точек  $t_2, t_4$  и  $t_6$  будем определять следующим образом. Рассмотрим для примера определение времени  $t_2$  в соответствии формой сигнала на рис. 2. Определяется момент окончания формирования ступеньки (заряд регистра) — это время  $\tau_5$ . В момент времени  $\tau_6$  заканчивается формирование ступеньки, которая соответствует фронту спада пульсовой волны. В этом случае значение времени  $t_2$  расположено между  $\tau_4$  и  $\tau_5$ . Так как не началось формирование с увеличением еще одной ступеньки, а произошло убывание по амплитуде  $\Delta A_6$  (см. рис. 2), которое меньше по амплитуде  $\Delta A_5$ , можно утверждать, что  $t_2$  расположено в промежутке между  $\tau_4$  и  $\tau_5$  —  $(\tau_5 - \tau_4)/2$ . В этом случае выбирается значение  $t_2 = \tau_4 + (\tau_5 - \tau_4)/4$ . Погрешность определения  $t_2$  в данном случае минимум в два раза меньше, чем при использовании фотодиодов для регистрации сигнала поглощения. Аналогично с использованием сравнения амплитуд ступенек  $\Delta A_n$  определяется значение  $t_4$  и  $t_6$ .

Положение точек  $t_1, t_3, t_5$  и  $t_7$  будем определять следующим образом. Рассмотрим это на примере определения значения  $t_3$ . Также определяется момент окончания формирования ступеньки (заряд регистра) — это время  $\tau_{n-k}$ . В момент времени  $\tau_{n-k+1}$  заканчивается формирование ступеньки, которая соответствует фронту нарастания пульсовой волны. В этом случае значение времени  $t_3$  расположено между  $\tau_{n-k}$  и  $\tau_{n-k+1}$ .

Так как не началось формирование с уменьшением амплитуды еще одной ступеньки, а произошло возрастание по амплитуде  $\Delta A_{n-k+1}$  (см. рис. 2), которое меньше по амплитуде  $\Delta A_{n-k}$ , можно утверждать, что  $t_3$  расположено в промежутке между  $\tau_{n-k}$  и  $\tau_{n-k+1}$  —  $(\tau_{n-k+1} - \tau_{n-k})/2$ . В этом случае выбирается значение  $t_3 = \tau_{n-k} + (\tau_{n-k+1} - \tau_{n-k})/4$ . Погрешность определения  $t_3$  в данном случае минимум в два раза меньше, чем при использовании фотодиодов для регистрации сигнала поглощения. Аналогично с использованием сравнения амплитуд ступенек  $\Delta A_n$  определяется значение  $t_3, t_5, t_7$  и  $t_1$ .

Проведенные экспериментальные исследования пульсовых волн различных людей и сравнение их с кардиограммами и ДФПГ, которые были сняты синхронно с пульсовой волной, полученной с использованием оптического датчика с ПЗС, показали, что использование формулы (3) уменьшает погрешность определения  $\tau_n$  для определения значений  $\Delta t_n$  в несколько раз.

## РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ И ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 4—7 в качестве примера представлены зарегистрированные сигналы пульсовой волны от людей с различными отклонениями в состоянии здоровья, которые были установлены с использованием другого медицинского оборудования. Визуальный анализ представленных на рис. 4—7 пульсовых волн позволяет заметить незначительные отклонения в их формах, которые связать с изменением эластичности  $E$  артерий и вен достаточно сложно. Поэтому нами было выполнено с использованием разработанных методик и соотношений (2) и (3) определение времен  $t_1, t_2, t_3, t_4, t_5, t_6$  и  $t_7$ . Используя эти значения, были определены временные интервалы  $\Delta t_1, \Delta t_2, \Delta t_3, \Delta t_4, \Delta t_5$  и  $\Delta t_6$ . Дополнительно определялись отношения между амплитудами максимумов  $\Delta A_1 = A_2 / A_4, \Delta A_2 = A_2 / A_6$  и  $\Delta A_3 = A_4 / A_6$ . Эти данные, а также значения пульса и процентное насыщение кислородом гемоглобина в крови, которые были измерены в момент регистрации пульсовой волны, представлены в табл. 1.

Необходимо отметить, что в двух зарегистрированных пульсовых волнах (см. рис. 4 и 5) отсутствует второй максимум (время  $t_6$ ). Наличие этого максимума в большинстве случаев связано или с неполным закрытием полулунных клапанов левого желудочка (по различным

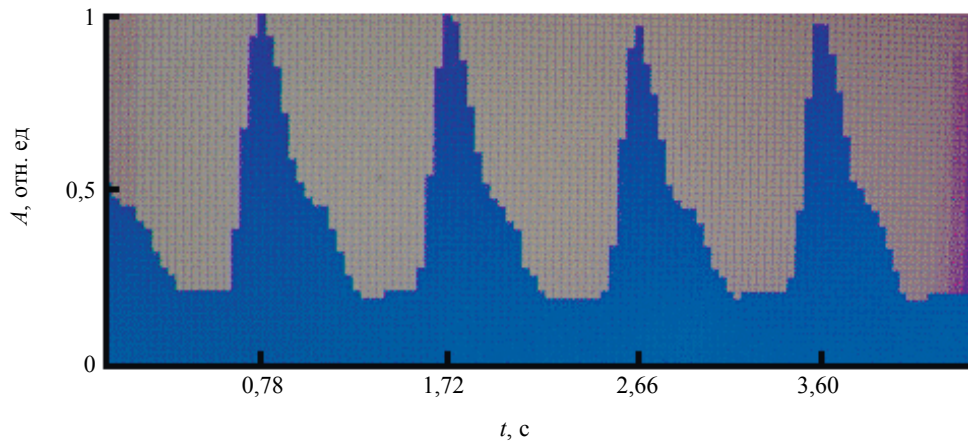


Рис. 4. Форма сигнала поглощения, регистрируемого ПЗС-матрицей, в трансмиссионной пульсоксиметрии. Пациент мужчина (возраст 50 лет).

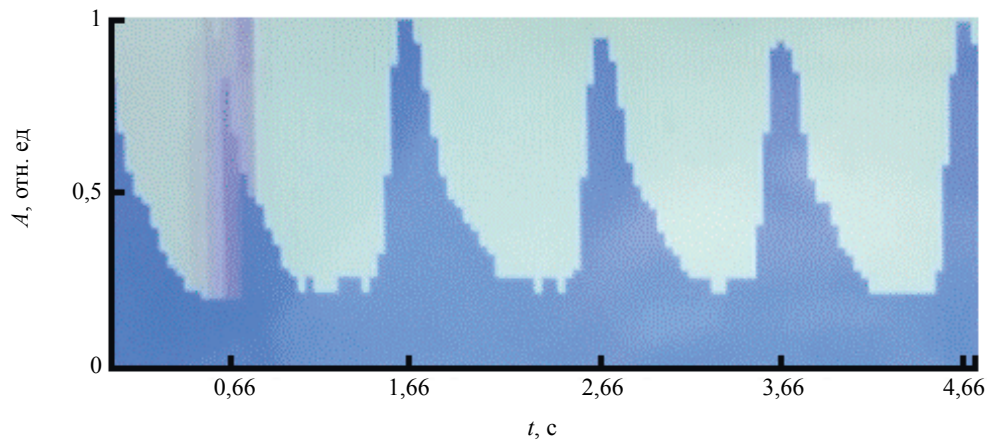


Рис. 5. Форма сигнала поглощения, регистрируемого ПЗС-матрицей, в трансмиссионной пульсоксиметрии. Пациент мужчина (возраст 55 лет).

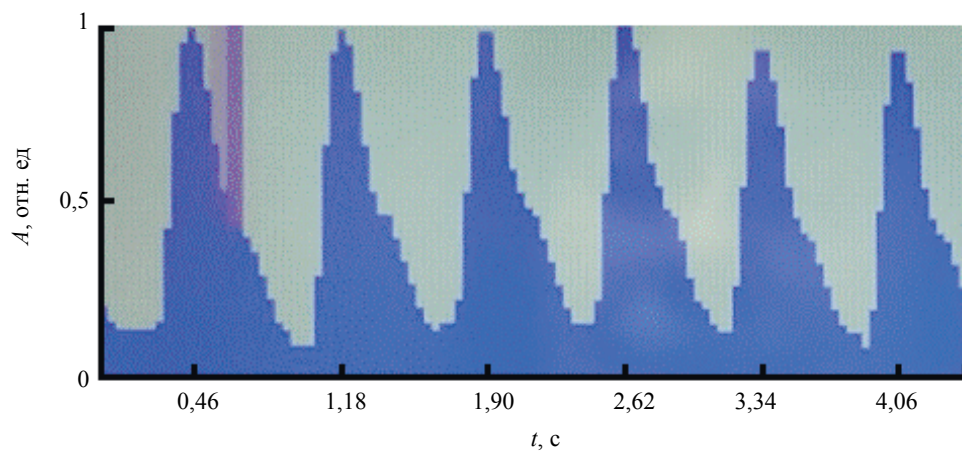


Рис. 6. Форма сигнала поглощения, регистрируемого ПЗС-матрицей, в трансмиссионной пульсоксиметрии. Пациент женщина (возраст 56 лет).



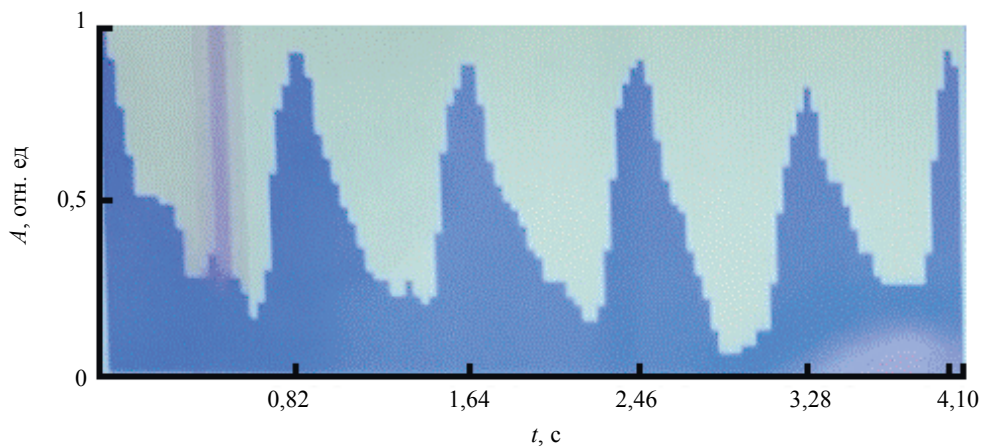


Рис. 7. Форма сигнала поглощения, регистрируемого ПЗС-матрицей, в трансмиссионной пульсоксиметрии. Пациент женщина (возраст 47 лет).

Таблица 1

**Временное положение максимумов и минимумов, фронтов нарастания и спада, отношение максимумов пиков пульсовой волны, значения пульса  $P$  и процент насыщения  $K$  гемоглобина в крови кислородом у различных людей**

Характеристика человека	$P$ , удары за минуту	$K$ , %	$\Delta t_1$ , мс	$\Delta t_2$ , мс	$\Delta t_3$ , мс	$\Delta t_4$ , мс	$\Delta t_5$ , мс	$\Delta t_6$ , мс	$\Delta A_1$ , отн. ед.	$\Delta A_2$ , отн. ед.	$\Delta A_3$ , отн. ед.
Мужчина (возраст 50 лет, активно занимается спортом). Вредные привычки отсутствуют	64	99	344,1	155,9	52,2	385,3	—	—	2,854	—	—
Мужчина (возраст 55 лет, активно занимался спортом). Вредные привычки отсутствуют	60	97	353,7	163,8	55,7	426,8	—	—	3,072	—	—
Женщина (возраст 56 лет, активно занималась спортом). Повышенное давление	83	95	291,4	121,4	41,3	72,5	31,8	164,5	2,616	6,366	2,433
Женщина (возраст 47 лет, спортом не занималась). Ранее курила	73	96	299,1	146,7	40,3	112,9	44,4	178,5	2,296	6,106	2,659

причинам), или с износом вен и артерий кровеносной системы человека. Поэтому в табл. 1 некоторые данные отсутствуют.

Проведенные исследования также показали, что в некоторых случаях (высокая степень усталости, нервный стресс, неудобное расположение человека или неправильное размещение датчика и т.д.) может привести к появлению в пульсовой волне второго максимума. Поэтому перед тем, как использовать для определения  $E$  полученные значения  $\Delta t_5$  и  $\Delta t_6$ , необходимо убедиться, что этот третий пик при регистрации пульсовой волны является повторяющимся фактором. Это позволяет исключить ошибку, которая может быть более 20 % от истинного результата.

Для проверки адекватности результатов измерения эластичности  $E$  вен было сделано следующее. В медианную подкожную вену руки был введен катетер, к выходу которого был подключен датчик давления. По измеренным значениям изменения давления  $dP$  и объема  $dV$ , которое характе-

ризует наполнение кровью катетера, было определено значение  $E_k$ . В этот момент регистрировалась пульсовая волна в дальней периферической зоне. С использованием разработанной нами методики были определены значения  $\Delta t_n$  и  $A_n$ . Далее выполняется градуировка (значения  $\Delta t_n$  и  $A_n$  с учетом температуры человека привязываются к значению  $E_k$ ). Без этой предварительной градуировки использование предлагаемого нами метода неэффективно. Определение с более низкой погрешностью измерения интервалов времени  $\Delta t_5$  и  $\Delta t_6$  (третий пик в пульсовой волне) позволяет получить дополнительно две градуировочные зависимости для более достоверного определения значения  $E_{\Delta t}$ . С другой стороны, при наличии заболевания форма этого пика нестабильна. Это оказывает влияние на значение других  $\Delta t_n$ , что вносит дополнительную ошибку в определение значения эластичности по градуировочным кривым. Поэтому, если есть в форме пульсовой волны третий (пусть даже маленький по амплитуде пик), необходимо проводить градуировку значения эластичности от всех значений  $\Delta t_n$ . И в дальнейшем с использованием всех значений  $\Delta t_n$  определять изменение значения  $E_{\Delta t}$ .

Далее нами были проведены следующие исследования. Женщина в возрасте 55 лет с повышенным давлением проходила курс лечения (принимала лекарства по улучшению эластичности вен, артерий и сосудов). В процессе лечения четыре раза с интервалом в пять дней проводился контроль изменения значения эластичности  $E$  медианной подкожной вены с использованием катетера и разработанного нами метода. Результаты измерений  $E$  представлены в табл. 2. Дополнительно по полученным данным были рассчитаны индексы RI и SI (рост женщины 176,4 см). С их использованием были определены значения  $E_n$  по градуировочным зависимостям для среднего статистического человека [13, 14]. В табл. 3 представлено сравнение полученных результатов.

Таблица 2

**Временное положение максимумов и минимумов, фронтов нарастания и спада, отношение максимумов пиков в пульсовой волне, значения пульса  $P$  и процент насыщения  $K$  гемоглобина в крови, а также индексы RI и SI человека в процессе курса лечения**

Дата измерения	$P$ , удары за минуту	$K$ , %	$\Delta t_1$ , мс	$\Delta t_2$ , мс	$\Delta t_3$ , мс	$\Delta t_4$ , мс	$\Delta t_5$ , мс	$\Delta t_6$ , мс	$\Delta A_1$ , отн. ед.	$\Delta A_2$ , отн. ед.	$\Delta A_3$ , отн. ед.	RI, %	SI, см/мс
06.05.2022	83	95	291,4	121,4	41,3	72,5	31,8	164,5	2,616	5,931	2,434	38,21	1,456
11.05.2022	82	96	304,7	114,7	48,1	67,3	35,8	161,1	2,436	5,931	2,434	41,04	1,538
16.05.2022	82	97	312,8	108,2	53,5	63,7	36,8	156,7	2,268	5,552	2,447	44,08	1,630
21.05.2022	80	97	332,1	104,7	61,3	61,1	38,4	152,4	2,180	5,276	2,420	45,86	1,684

Таблица 3

**Сравнение результатов определения эластичности подкожной вены руки человека различными методами в процессе курса их лечения, МПа/мм<sup>3</sup>**

Дата измерения	$E_k$	$E_n$	$E_{\Delta t}$
06.05.2022	1,29	3,74	1,48
11.05.2022	1,30	4,16	1,50
16.05.2022	1,31	4,45	1,52
21.05.2022	1,32	4,62	1,55

Анализ результатов показывает, что данные, полученные с использованием индексов RI и SI, отличаются от данных измерений с использованием катетера более чем в 3-4 раза, что позволяет контролировать процесс изменения  $E$  только качественно. Незначительные изменения в значении  $E$  установить невозможно. При использовании разработанной нами методики отклонение полученного с ее использованием значения  $E_{\Delta t}$  от измерений инвазивными методами ( $E_k$ ) составляет порядка 13-14 % (см. табл. 3), что более адекватно позволяет контролировать изменение  $E$  в отличие от ранее используемых бесконтактных методов. Используя полученные нами данные о временных интервалах  $\Delta t_n$  и  $A_n$ , можно контролировать минимальное изменение значения  $E$  на величину 0,02 МПа/мм<sup>3</sup>. Этого достаточно для контроля процесса лечения заболеваний вен, артерий, а также негативного влияния на их эластичность различных лекарств, медицинских процедур и других негативных факторов.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результаты исследований показали, что использование разработанного нами метода позволяет адекватно проводить контроль состояния эластичности вен и артерии, не внося повреждений в их структуру. Данный процесс контроля человек может проводить самостоятельно без ограничений на число измерений в необходимое ему время. Это создает предпосылки для получения положительных результатов без повреждений кровеносной системы (каждое введение катетера в вену — это своеобразный риск).

Использование предложенной нами новой методики позволяет уменьшить погрешность определения временных интервалов  $\Delta t_n$ , которые кроме контроля значения  $E$ , также необходимы для получения дополнительной информации о состоянии здоровья человека (например, характера работы полулунных клапанов левого желудочка и т.д.).

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Charlton P.H., Bonnici T., Tarassenko L., Alastruey J., Clifton D.A., Beale R., Watkinson P.J. Extraction of respiratory signals from the electrocardiogram and photoplethysmogram: technical and physiological determinants // *Physiol. Meas.* 2017. V. 38. P. 669—690.
2. Houghton D., Jones T.W., Cassidy S., Siervo M., MacGowan G.A., Trenell M.I., Jakovljevic D.G. The effect of age on the relationship between cardiac and vascular function // *Mech. Ageing. Dev.* 2016. V. 153. P. 1—6.
3. Dostas A.S., Taylor H.L., Keys A. Carotid pressure plethysmograms. Effects of age, diastolic blood pressure, relative body weight and physical activity // *Arch Kreislaufforsch.* 1961. V. 36. P. 49—58.
4. Mazing M.S., Zaitceva A.Y., Diuldin M.V. The impact of the ecological state of the region of birth on the functional state of health // *Journal of Physics: Conference Series.* 2021. V. 1942. No 1. P. 012092.
5. Charlton P.H., Bonnici T., Tarassenko L., Watkinson P.J., Alastruey J. An impedance pneumography signal quality index: Design, assessment and application to respiratory rate monitoring // *Biomedical Signal Processing and Control.* 2021. V. 65. P. 102339.
6. Celka P., Charlton P.H., Farukh B., Chowienzyk P., Alastruey J. Influence of mental stress on the pulse wave features of photoplethysmograms // *Healthcare Technology Letters.* 2020. V. 7. No. 1. P. 7—12.
7. Marusina M.Y., Karaseva E.A. Automatic segmentation of MRI images in dynamic programming mode // *Asian Pacific Journal of Cancer Prevention.* 2018. V. 19. No. 10. P. 2771—2775.
8. Neronov Yu.I. Reliability and accuracy in determining metabolite concentrations in brain tissue by in vivo NMR spectrometry // *Measurement Techniques.* 2001. V. 44. No. 9. P. 959—964.
9. Мохд З.У., Вавилов В.П., Ариффин А.К. Ультразвуковая инфракрасная термография в неразрушающем контроле // *Дефектоскопия.* 2016. № 4. С. 31—40.
10. Седельников Ю.Е., Фадеева Л.Ю. Метод синтезированного видеосигнала в задачах неразрушающего контроля // *Дефектоскопия.* 2015. № 5. С. 69—78.
11. Калинин А.Н., Соснин Э.А., Авдеев С.М., Калинин Н.П., Истомин К.А. Особенности применения эксилламп в люминесцентном методе капиллярного контроля // *Дефектоскопия.* 2017. № 1. С. 51—56.
12. Кубарко А.И., Манрусов В.А., Светличный А.Д., Рагунович Л.Д. Распространение пульсовой волны по малым сосудам: результаты измерения и подходы к моделированию // *Неотложная кардиология и кардиоваскулярные риски.* 2020. Т. 4. № 2. С. 1037—1044.
13. Charlton P.H., Harana J.M., Vennin S., Chowienzyk P., Alastruey J. Modeling arterial pulse waves in healthy aging: a database for in silico evaluation of hemodynamics and pulse wave indexes // *American Journal of Physiology — Heart and Circulatory Physiology.* 2019. V. 317. No. 5. P. H1062—H1085.

14. *Charlton P.H., Birrenkott D.A., Bonnici T., Beale R., Clifton D.A.* Breathing Rate Estimation from the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: A Review // *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*. 2018. V. 11. No. 8081839. P. 2—20.
  15. *Grevtseva A.S., Smirnov K.J., Greshnevikov K.V., Rud V.Yu., Glinushkin A.P.* Method of assessment the degree of reliability of the pulse wave image in the rapid diagnosis of the human condition // *Journal of Physics: Conference Series*. 2019. V. 1368. No. 2. P. 022072.
  16. *Mazing M.S., Zaitceva A.Y., Kislyakov Y.Y., Avdyushenko S.A.* Monitoring of oxygen supply of human tissues using a noninvasive optical system based on a multi-channel integrated spectrum analyzer // *International Journal of Pharmaceutical Research*. 2020. V. 12. P. 1974—1978.
  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. V. 8. No 5. P. 142.
  18. *Kulik D., Zubko D., Markvart A., Liokumovich L., Ushakov N.* Non-invasive Blood Glucose Estimation Using Two Multiplexed Fiber-Optic Fabry-Perot Interferometric Sensors and Pulse Wave Signal Features Analysis // *Springer Proceedings in Physics*. 2022. V. 268. P. 449—456.
  19. *Davydov R.V., Yushkova V.V., Stirmanov A.V.* A new method for monitoring the health condition based on nondestructive signals of laser radiation absorption and scattering // *Journal of Physics: Conference Series*. 2019. V. 1410. No 1. P. 012067.
  20. *Davydov R.V., Antonov V.I., Yushkova V.V., Davydov V.V.* A new method of processing a pulse wave in rapid diagnosis of the human health // *Journal of Physics: Conference Series*. 2019. V. 1400. No. 6. P. 066037.
  21. *Grevtseva A.S., Smirnov K.J.* Development of methods for results reliability raise during the diagnosis of a person's condition by pulse oximeter // *Journal of Physics: Conference Series*. 2018. V. 1135. No. 1. P. 012056.
-