

Анализ формы пульсовой волны артериальных сосудов по спектру автодинного сигнала лазерного интерферометра

А.В.Скрипаль, С.Ю.Добдин, А.В.Джафаров, И.А.Чернецова

Приведены результаты измерения производной от пульсовой волны с помощью лазерного автодина на основе фурье-анализа низкочастотного спектра интерференционного сигнала. Обсуждаются особенности использования оконного преобразования Фурье (типы и ширины окон) путем вычисления коэффициента корреляции между производной, полученной прямым дифференцированием сфигмографического сигнала, и зависимостью от времени частоты оконного преобразования Фурье с максимальной амплитудой, полученной из анализа интерференционного сигнала. Показано, что наибольшее влияние на корреляцию частот оконного спектра автодинного сигнала с прямыми измерениями параметров пульсовой волны сфигмографическим методом оказывает амплитуда биовибраций поверхности кожи. С использованием программно-аппаратного комплекса проведены измерения сфигмограммы пульсовой волны в области лучевой артерии у юноши 19 лет, не страдающего сердечно-сосудистыми заболеваниями. Полученная из сфигмограммы производная от пульсовой волны сравнивалась с зависимостью частот оконного спектра автодинного сигнала. Сравнительный анализ зависимостей частот спектральных гармоник оконного метода с производной от сфигмографической пульсовой волны показал хорошую корреляцию при амплитудах биовибраций поверхности кожи, превышающих 10 мкм.

Ключевые слова: лазерная интерферометрия, автодин, полупроводниковый лазер, модуляция излучения лазера, измерение расстояния, пульсовая волна, производная от пульсовой волны, спектральный анализ сигнала, оконное преобразование Фурье.

1. Введение

В настоящее время для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний все большее применение находят портативные неинвазивные методы регистрации формы пульсовой волны [1]. К таким методам относятся фотоплетизмография, сфигмография, реография, лазерная доплеровская флоуметрия и др. [2–5]. Для повышения точности измерений формы пульсовой волны предлагается использовать методы оптической интерферометрии [6–9], среди которых выделяются автодинные системы, отличающиеся высокой чувствительностью к отраженному излучению и компактностью, поскольку в них отсутствует разделение лазерного луча на опорный и измерительный.

Под термином «автодины» понимаются открытые автоколебательные системы, доступные каким-либо внешним воздействиям [10]. Однако в отечественной и зарубежной литературе приняты также термины «лазер с запаздывающей обратной связью» [11], «self-mixing laser» [8, 9, 12] и др. Поскольку анализ динамики излучения лазеров проводился параллельно с анализом работы СВЧ автодинов, то одновременно с термином «автодин» стал использоваться термин «лазер с внешней обратной связью» [13].

А.В.Скрипаль, С.Ю.Добдин, А.В.Джафаров, И.А.Чернецова. Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г.Чернышевского, Россия 410012 Саратов, ул. Астраханская, 83; e-mail: skripalav@info.sgu.ru, sergant1986@ya.ru, jafaralex@mail.ru

Поступила в редакцию 9 ноября 2020 г.

Возможности лазерной автодинной интерферометрии позволяют обеспечивать высокую точность измерений при микросмещениях и обусловлены тем, что измерительный сигнал сравнивается с эталонной величиной, в качестве которой выступает длина волны лазерного излучения [14].

Основными методами анализа автодинного сигнала являются методы восстановления формы пульсовой волны по максимумам интерференционного сигнала [15, 16], а также по их частотной зависимости от времени [9]. Особенностью гомодинных методов интерферометрии является трудность в определении направления движения исследуемой поверхности кожи человека. Для этого восстановленная форма пульсовой волны сопоставляется с результатами ее измерения другими неинвазивными методами, к которым относятся ЭКГ, ФПГ, сфигмография и другие [17]. Альтернативой этому подходу является восстановление производной от формы пульсовой волны, которую получают методами фурье-анализа интерференционного сигнала [7, 8].

Определение производной от формы пульсовой волны из автодинного сигнала является наиболее перспективным методом диагностики состояния сердечно-сосудистой системы, поскольку не требует дополнительных неинвазивных способов сравнения и однозначно коррелирует с модулем производной от пульсовой волны.

Особенностью техники измерения автодинного сигнала пульсовой волны является различная амплитуда колебаний поверхности кожи в разных участках тела человека, зависящая от возраста, а также от веса и других его анатомических особенностей. Изменение амплитуды колебаний поверхности кожи сильно изменяет форму и частоту автодинного сигнала.

Цель настоящей работы – анализ метода нахождения производной от пульсовой волны по спектру автодинного сигнала методами оконного преобразования Фурье с определением корреляции этого метода с прямыми измерениями формы пульсовой волны сфигмографическим методом.

2. Формирование автодинного сигнала и его спектра

Переменная нормированная составляющая автодинного сигнала при движении внешнего отражателя записывается в виде [18]

$$P = \cos[\omega(t)\tau(t)], \quad (1)$$

где $\omega(t)$ – частота излучения полупроводникового лазера, зависящая от величины возратившейся в резонатор части лазерного излучения; $\tau(t)$ – время прохождения лазерным излучением расстояния до внешнего отражателя, изменяющееся при движении последнего.

Функция $\omega(t)$ находится из фазового уравнения [19, 20]

$$\omega_0\tau(t) = \omega(t)\tau(t) + C\sin[\omega(t)\tau(t) + \psi], \quad (2)$$

где ω_0 – частота излучения полупроводникового лазера без обратной связи; C – коэффициент, определяющий уровень внешней оптической обратной связи; $\psi = \arctan\alpha$; α – коэффициент уширения линии излучения полупроводникового лазера.

Уровень обратной связи влияет на форму автодинного сигнала и частоту излучения лазерного диода. При малом ее уровне ($C \ll 1$) зависимость фазы излучения лазерного диода от набега фазы волны во внешнем резонаторе лазера с обратной связью становится линейной [21, 22], т. е. при $C \ll 1$ изменением частоты излучения полупроводникового лазера во времени можно пренебречь ($\omega = \omega_0$). При этом нормированная составляющая автодинного сигнала совпадает с нормированной составляющей интерференционного сигнала с развязкой от источника излучения.

Предположим, что объект прямолинейно и равномерно движется с постоянной скоростью V в течение времени наблюдения t . В этом случае зависимость времени обхода лазерным излучением внешнего резонатора от времени примет следующий вид:

$$\tau(t) = (2/c)(L_0 + Vt) \quad (3)$$

(c – скорость света, L_0 – расстояние до объекта). Тогда переменную нормированную составляющую автодинного сигнала можно представить в виде

$$P = \cos[(2\omega_0/c)(L_0 + Vt)]. \quad (4)$$

Сопоставляя полученное выражение (4) для переменной нормированной составляющей автодинного сигнала с функцией косинуса

$$P = \cos(\Omega t + \varepsilon) \quad (5)$$

(где ε – начальная фаза) и учитывая, что $\omega_0 = 2\pi c/\lambda_0$, $\Omega = 2\pi\nu$, а ν – частота изменения автодинного сигнала при по-

ступательном движении отражателя, находим скорость движения объекта:

$$V = \nu\lambda_0/2. \quad (6)$$

Таким образом, скорость движения внешнего отражателя можно получить, определив частоту переменной нормированной составляющей автодинного сигнала ν из выражения (6).

3. Компьютерное моделирование производной пульсовой волны и ее определение по спектру автодинного сигнала с применением оконных функций

Моделирование автодинного сигнала выполнялось для пульсовой волны лучевой артерии, сглаженной функцией Гаусса с коэффициентом 0.05. В максимуме смещение поверхности кожи достигало 30 мкм (рис. 1).

Расчет переменной нормированной составляющей автодинного сигнала проводился в соответствии с соотношением (4). Вид автодинного сигнала и его спектр приведены на рис. 2. Шаг изменения автодинного сигнала задавался равным 100 мкс, а частота дискретизации составляла 7 кГц. Как видно из рис. 2, б, максимальная частота в спектре автодинного сигнала (~ 1200 Гц) много меньше частоты дискретизации автодинного сигнала, представленного на рис. 2, а.

Для определения временной зависимости скорости движения поверхности кожи по спектру автодинного си-

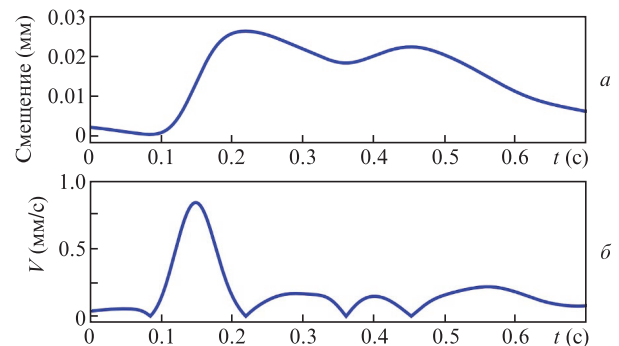


Рис. 1. Форма пульсовой волны (а) и модуль ее производной (б) (в максимуме величина смещения составляет 30 мкм).

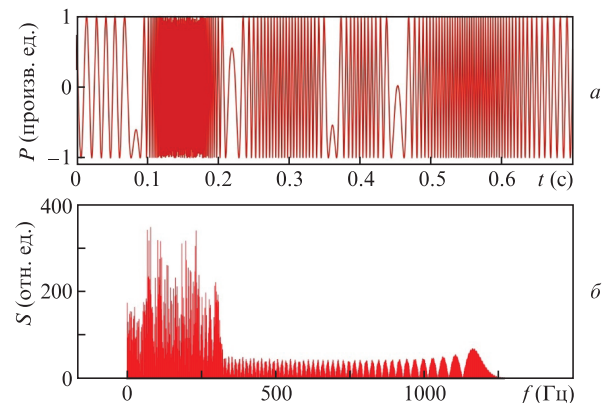


Рис. 2. Автодинный сигнал модельной пульсовой волны смещений поверхности кожи (а) и его спектр (б), соответствующие рис. 1.

гала использовалось оконное фурье-преобразование. Поскольку прямоугольное окно искажает спектр сигнала из-за «вытекания» энергии из центра спектрального окна, анализировались окна Ханна, Хэмминга и Блэкмана. Применение временных оконных функций позволяет снизить уровень боковых лепестков при построении спектра Фурье и уменьшить смещение соседних спектральных пиков.

При построении модельных кривых с применением оконных функций было отмечено, что оконное преобразование Блэкмана позволяет достичь лучшего амплитудного разрешения, чем при использовании окон Ханна и Хэмминга. Это существенно при анализе спектральных характеристик сигнала. В результате определения оптимальной ширины обрабатываемого окна выявлено, что для корректной работы программы с оконным преобразованием Блэкмана требуется меньшая ширина окна Блэкмана, чем окон Ханна и Хэмминга. Следовательно, будет обработано больше окон с одинаковым перекрытием и повысится точность построения результирующей кривой.

Было проведено оконное преобразование Блэкмана моделируемого сигнала с различными ширинами окон и степенями их перекрытия. В каждом окне выделялась гармоника с максимальной амплитудой и определялась ее частота. Частоты этих гармоник заносились в массив данных, с использованием которых строились зависимости от времени частот гармоник с максимальными амплитудами за период кардиоцикла.

Было исследовано влияние ширины окна Блэкмана на величину корреляции приведенных на рис.3 зависимостей частот гармоник с максимальными амплитудами (номера гармоник n) от времени с модулем производной от пульсовой волны смещений. Точками обозначены частоты из рассчитанного массива данных. Для сравнения на этом же рисунке приведен модуль производной от пульсовой волны смещений, представленной на рис.1. Для каждой зависимости частоты гармоник с максимальной амплитудой от времени вычислялся коэффициент корреляции Пирсона (линейный коэффициент корреляции) с модулем производной от пульсовой волны смещений.

Использование не частоты спектральной составляющей, а номера гармоники, позволяет наглядно увидеть изменение разрешающей способности при различных ширинах окна фурье-преобразования. С увеличением ширины окна число гармоник, откладываемых по оси ординат, возрастает, что обеспечивает увеличение разрешающей способности.

Как видно из результатов, приведенных на рис.3, при малой ширине окна фурье-преобразования (0.94%) вследствие малого количества дискретных значений сигнала в спектре в окне наблюдается небольшое число гармоник, что приводит к появлению дискретных уровней сигнала (ступенек). Коэффициент корреляции Пирсона между зависимостью частот гармоник с максимальной амплитудой от времени с производной от пульсовой волны составил 0.9947 (рис.3,а). При ширине окна 9.4% уменьшается разрешение по оси абсцисс, интерполяция производится по ограниченному числу точек, а коэффициент корреляции Пирсона равен 0.9956 (рис.3,в). Оптимальной оказалась ширина окна 4.4% – коэффициент корреляции Пирсона составил 0.9982 (рис.3,б). Поскольку существенного влияния на коэффициент корреляции Пирсона степень перекрытия окон не оказывала, в расчетах использовалась величина, равная 30%.

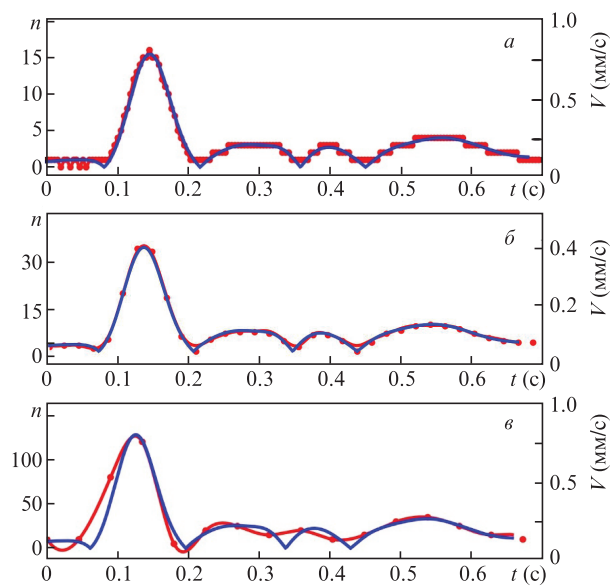


Рис.3. Зависимость номера n гармоники с максимальной величиной (кривые с точками дискретных значений) от времени за период кардиоцикла при ширинах окна фурье-преобразования 0.93% (а), 4.4% (б) и 9.4% (в), а также модули производной от пульсовой волны V (сплошные кривые).

4. Влияние амплитуды биовибраций поверхности кожи

Амплитуда биовибраций поверхности кожи в значительной мере влияет на форму и частоту автодинного сигнала. При этом изменение формы автодинного сигнала будет обусловлено изменением фазы в области экстремумов биовибраций. Наибольшее влияние амплитуда вибраций оказывает на частоту автодинного сигнала и, в частности, на разрешение вычисляемого сигнала и коэффициент корреляции Пирсона. Было исследовано влияние амплитуд биовибраций поверхности кожи на величину корреляции приведенных на рис.4 зависимостей от времени частот гармоник с максимальными амплитудами и модуля производной от пульсовой волны смещений. Максимальные амплитуды биовибраций поверхности кожи составляли 10, 60 и 100 мкм. Для сравнения там же приведен модуль производной от пульсовой волны. В расчетах использовалась ширина окна 4.4%.

При малых амплитудах смещения поверхности кожи (рис.4,а) частота интерференционного сигнала уменьшается, при этом особенно сильно – на диастолическом участке, который играет главную роль в оценке эластичности артериальных сосудов. В этом случае на диастолическом участке в спектре в окне присутствует минимальное количество спектральных составляющих, что уменьшает точность определения производной пульсовой волны на анализируемом участке интерференционного сигнала. Коэффициент корреляции Пирсона между зависимостью частот гармоник с максимальными амплитудами от времени и производной от пульсовой волны составил 0.9910 (рис.4,а).

При больших амплитудах смещения поверхности кожи (рис.4,в) частота гармоники с максимальной амплитудой в спектре интерференционного сигнала на участке систолы значительно увеличивается и достигает 4 кГц. И поскольку заданная частота дискретизации автодинного сигнала составляет 7 кГц, происходит нарушение условия

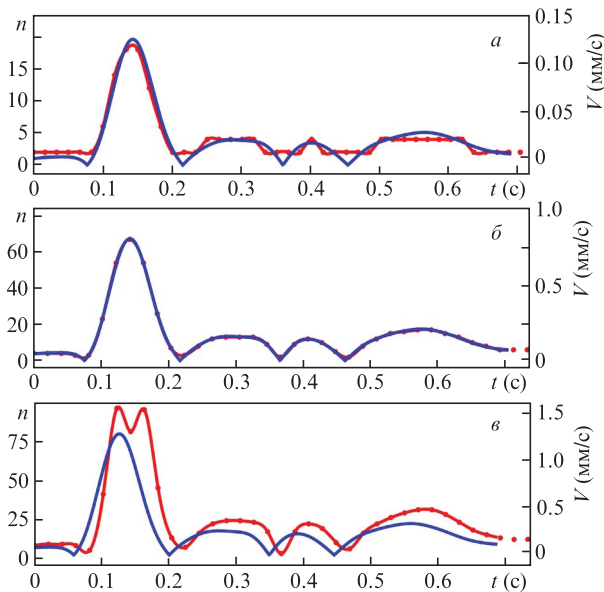


Рис.4. Зависимость номера n гармоники с максимальной амплитудой (кривые с точками дискретных значений) от времени за период кардиоцикла при максимальных амплитудах биовибраций поверхности кожи 10 (а), 60 (б), и 100 мкм (в), а также модули производной пульсовой волны (сплошные кривые).

Котельникова и на рис.4,в наблюдается рассогласование кривых из-за высокой скорости изменения автодинного сигнала. Поэтому для получения корректных результатов необходима аппаратура с достаточной частотой дискретизации измеряемого сигнала. Коэффициент корреляции Пирсона при амплитуде смещения поверхности кожи 100 мкм составил 0.8394 (рис.4,в), а при амплитуде смещения 60 мкм – 0.9994 (рис.4,б).

5. Экспериментальные исследования

Измерения пульсовой волны проводили с использованием программно-аппаратного комплекса [23], включающего следующие элементы: инженерная станция для регистрации аналогового сигнала NI ELVIS (National Instruments, США); блок аналого-цифрового преобразователя (АЦП) на основе NI USB DAQmx-устройства; блок для создания компрессии и регистрации давления (манжета, резиновая груша, манометр, датчик давления MPX5050GP (Freescale Semiconductor, США)); персональный компьютер; программное обеспечение для создания виртуальных приборов LabView 8.5. На рис.5 приведена сфигмограмма пульсовой волны, измеренная в области лучевой артерии у юноши 19 лет, не страдающего сердечно-сосудистыми заболеваниями. Предварительно сигнал проходил частотную фильтрацию от шумов.

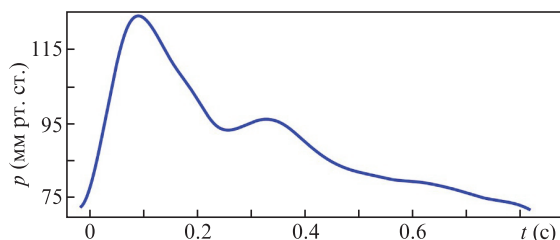


Рис.5. Сфигмограмма пульсовой волны, измеренная в области лучевой артерии.

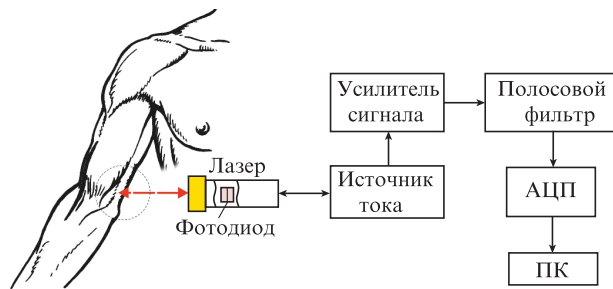


Рис.6. Схема экспериментальной установки.

Синхронно с измерениями сфигмограммы регистрировалось смещение поверхности кожи в области лучевой артерии ниже измерительной манжеты. Схема лазерной автодинной экспериментальной установки приведена на рис.6. При измерениях использовался лазерный диод типа Arima ADL65052TL со встроенным фотодетектором и следующими характеристиками: мощность излучения 5 мВт, длина волны излучения 650 нм. Излучение полупроводникового лазера, стабилизированного источником тока, направлялось на поверхность кожи в области лучевой артерии, приближенной к поверхности кожи. Отраженное от поверхности кожи излучение возвращалось в резонатор полупроводникового лазера. Изменение мощности излучения регистрировалось встроенным в лазерный диод фотодетектором. Сигнал с фотодетектора поступал через усилитель и полосовой фильтр на АЦП. Цифровой сигнал с АЦП для последующего анализа сигнала сохранялся в памяти ПК.

Результаты измерений смещения поверхности кожи с помощью лазерного автодина, соответствующие одному кардиоциклу, приведены на рис.7,а, спектр автодинного сигнала – на рис.7,б. Частота дискретизации автодинного сигнала составляла 54 кГц. Как видно из рис.7,б, максимальная частота в спектре автодинного сигнала (~2550 Гц) значительно меньше частоты дискретизации автодинного сигнала, представленного на рис.7,а.

Измеренный автодинный сигнал анализировался с помощью окна Блэкмана со степенью перекрытия 30% и шириной окна фурье-преобразования 4.4%. Результаты вычисления зависимости от времени номера гармоник с максимальной амплитудой оконного преобразования Фурье за период кардиоцикла (точки – дискретные значения для каждого окна) приведены на рис.8. Для сравнения там же приведен модуль производной от пульсовой волны смещений, полученный прямым дифференцированием сфигмографического сигнала. Коэффициент корреляции Пирсона составил 0.9947.

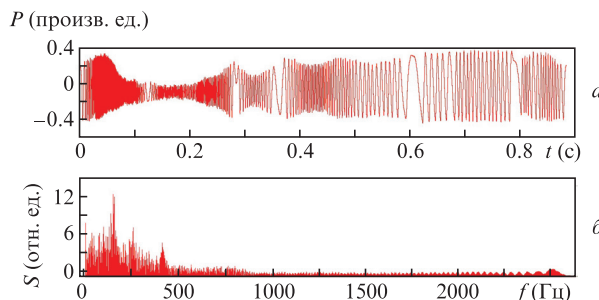


Рис.7. Автодинный сигнал, соответствующий одному кардиоциклу (а) и его спектр (б).

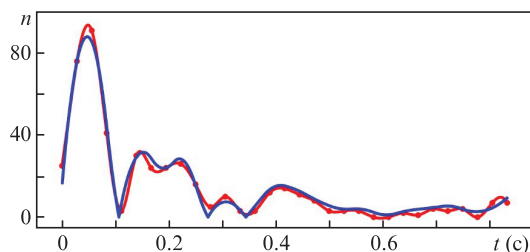


Рис.8. Зависимости номера n гармоники с максимальной амплитудой (кривая с точками дискретных значений) от времени за период кардиоцикла, рассчитанная из интерференционного сигнала, а также модуль производной пульсовой волны смещений, рассчитанный из сфигмографической зависимости (сплошная кривая).

6. Заключение

Автодинная интерферометрия является одним из перспективных методов диагностики параметров пульсовой волны, что обусловлено возможностью создания компактных мобильных датчиков смещения поверхности кожи с высоким разрешением. Особенностью автодинного интерференционного сигнала является трудность получения амплитудной зависимости смещения поверхности от времени, но возможность определения скорости движения участка кожи над артерией, коррелирующая с производной от пульсовой волны, реализуется сравнительно легко. Наиболее распространенным методом регистрации скорости движения поверхности кожи является регистрация частот спектральных гармоник в окне фурье-преобразования.

Однако вследствие ряда особенностей пульсовой волны корреляция этого метода с прямыми измерениями параметров пульсовой волны сфигмографическим методом не всегда дает удовлетворительный результат. В зависимости частот спектральных гармоник оконного метода от времени наибольший интерес представляет область диастолического участка, от разрешения которого зависят величина коэффициента корреляции и точность определения производной пульсовой волны.

Нами было установлено, что наилучшая корреляция достигается при использовании оконного преобразования Блэкмана. При этом ширина окна для получения наибольшей корреляции составляет 3%–5% от периода кардиоцикла. Степень перекрытия окон существенного влияния на коэффициент корреляции Пирсона не оказывает.

Наибольшее влияние на корреляцию частот оконного спектра автодинного сигнала с прямыми измерениями параметров пульсовой волны сфигмографическим методом оказывает амплитуда биовибраций поверхности кожи. При малых амплитудах смещения поверхности кожи на диастолическом участке в спектре в окне присутствует минимальное количество спектральных составляющих, что уменьшает точность определения производной от пульсовой волны. При больших амплитудах смещения высокая частота интерференционного сигнала может стать источником искажения спектра автодинного сигнала, обусловленным неравномерностью усилительных свойств детектора в широком диапазоне частот и недостаточной частотой дискретизации детектируемого сигнала. В связи с этим возникает необходимость в поиске такого участка биовибраций поверхности кожи над артерией, в котором сигнал дает хорошую корреляцию при заданной ширине окна фурье-преобразования.

Измерения параметров пульсовой волны в экспериментах на сфигмографе и с помощью лазерного автодина подтвердили возможность получения хорошей корреляции их сигналов на лучевой артерии у юноши 19 лет, не страдающего сердечно-сосудистыми заболеваниями.

Таким образом, в настоящей работе показана возможность определения производной пульсовой волны по автодинному сигналу полупроводникового лазера, регистрируемому в области лучевой артерии. Сравнительный анализ зависимостей частот спектральных гармоник оконного метода с производной сфигмографической пульсовой волны показал хорошую корреляцию при амплитудах биовибраций поверхности кожи, превышающих 10 мкм.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда (проект № 19-79-00122).

- Georgieva-Tsaneva G., Gospodinova E., Gospodinov M., Cheshmedzhiev K. *Appl. Sci.*, **10** (3), 1051 (2020).
- Писарев М.А., Чувькин Б.В., Геращенко С.И., Геращенко М.С., Волкова Н.А. *Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль*, **1** (15), 89 (2016).
- Hashimoto J., Chonan K., Aoki Y., Nishimura T., Ohkubo T., Hozawa A., Suzuki M., Matsubara M., Michimata M., Araki T., Imai Y. *J. Hypertens.*, **20** (12), 2415 (2002).
- Scalia A., Thayse K., Ghafari C., Delmotte P., Brunner P., Carlier S.G. *Eur. Heart J.*, **40** (1), 799 (2019).
- Kubasch M.L., Kubasch A.S., Torres Pacheco J., Buchmann S.J., Illigens B.M.W., Barlind K., Siepmann T. *Frontiers Neurol.*, **8**, 370 (2017).
- Ulyanov S.S., Ryabukho V.P., Tuchin V.V. *Opt Eng.*, **33** (3), 908 (1994).
- Хаст Ю., Миллиля Р., Сорвойа Х., Миеттинен Я. *Квантовая электроника*, **32** (11), 975 (2002) [*Quantum Electron.*, **32** (11), 975 (2002)].
- Meigas K., Hinrikus H., Kattai R., Lass J. *J. Biomed. Opt.*, **8** (1), 152 (2003).
- Donati S., Norgia M. *IEEE J. Select. Top. Quantum Electron.*, **20** (2), 104 (2013).
- Носков В.Я., Смольский С.М. *Радиотехника*, № 8, 091 (2013).
- Сухарев А.Г., Напартович А.П. *Квантовая электроника*, **37** (2), 149 (2007) [*Quantum Electron.*, **37** (2), 149 (2007)].
- Xiang R., Wang C., Lu L. *J. Opt.*, **48** (3), 384 (2019).
- Быковский Ю.А., Дедушенко К.Б., Зверков М.В., Мамаев А.Н. *Квантовая электроника*, **19** (7), 657 (1992) [*Quantum Electron.*, **22** (7), 606 (1992)].
- Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Астахов Е.И., Добдин С.Ю. *Квантовая электроника*, **48** (6), 577 (2018) [*Quantum Electron.*, **48** (6), 577 (2018)].
- Arasanz A., Azcona F.J., Royo S., Jha A., Pladellourens J. *Opt. Laser Technol.*, **63**, 98 (2014).
- Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Кашацев Е.О. *Письма в ЖТФ*, **39** (5), 82 (2013) [*Techn. Phys. Lett.*, **39** (3), 268 (2013)].
- Capelli G., Bollati C., Giuliani G., in *2011 International Workshop on Biophotonics* (IEEE, 2011, p. 1).
- Скрипаль А.В., Добдин С.Ю., Джафаров А.В., Садчикова К.А., Чернецова И.А. *Изв. Саратовского ун-та. Новая серия. Сер. Физика*, **19** (4), 279 (2019).
- Lenstra D., Verbeek B., Den Boef A. *IEEE J. Quantum Electron.*, **21** (6), 674 (1985).
- Sigg J. *IEEE J. Quantum Electron.*, **29** (5), 1262 (1993).
- Giuliani G., Norgia M., Donati S., Bosch T. *J. Opt. A: Pure Appl. Opt.*, **4** (6), S283 (2002).
- Скрипаль А.В., Добдин С.Ю., Джафаров А.В., Садчикова К.А., Феклистов В.Б. *Изв. Саратовского ун-та. Новая серия. Сер. Физика*, **20** (2), 84 (2020).
- Скрипаль А.В., Бахметьев А.С., Брилёнок Н.Б., Добдин С.Ю., Сагайдачный А.А., Баатыров Р.Т., Усанов А.Д., Тихонова А.С. *Изв. Саратовского ун-та. Новая серия. Сер. Физика*, **20** (2), 125 (2020).