

Использование автодинного эффекта в диодном лазере для измерения формы артериальной пульсовой волны*

Ю.Хаст, Р.Миллиля, Х.Сорвойа, Я.Миеттинен

Сообщается об использовании автодинного эффекта в диодном лазере в сочетании с доплеровской методикой для невозмущающей количественной регистрации импульсов радиального движения лучевых артерий человека. Форма спектрограмм доплеровского сигнала, порождаемого радиальным движением лучевой артерии, сравнивалась с формой первой производной импульсов кровяного давления, измеряемого на среднем пальце руки по традиционной методике. Показано, что средний коэффициент корреляции между доплеровскими спектрограммами и первой производной сигнала кровяного давления достигает 0.84 ± 0.05 , а число достоверно зарегистрированных импульсов составляет 95.7%. Из полученных результатов следует, что форма импульсов радиального движения лучевой артерии может быть бесконтактно измерена с помощью автодинной доплеровской интерферометрии.

Ключевые слова: автодинная интерферометрия, полупроводниковый лазер, доплеровский сигнал, кровяное давление.

1. Введение

Нарушения формы и ритма импульсов кровяного давления являются традиционными индикаторами сердечно-сосудистых заболеваний. Слабые импульсы могут быть показателем сердечной недостаточности, гиповолемии (т.е. пониженного объема крови) или тяжелого стеноза устья аорты. Широкие импульсы могут быть признаком лихорадки, анемии, гипертиреоза, регургитации (т.е. обратного заброса крови) аорты, брадикардии, блокировки сердца или атеросклероза. Так называемые спаренные импульсы, характеризующиеся большой амплитудой и двойным систолическим пиком, могут быть вызваны регургитацией аорты, стенозом устья аорты и регургитационной или гипертрофированной кардиомиопатией [1]. Возможны и некоторые другие типы аномальных импульсов давления крови, детальное описание которых приведено в [2]. С этой точки зрения датчик, способный точно измерять форму импульса, потенциально может широко применяться в медицинской диагностике.

Удобным местом регистрации импульса является лучевая артерия на запястье, поскольку она находится близко к поверхности кожи. Кроме того, кость запястья, расположенная под артерией, служит хорошей механической поддержкой для датчика. Легкий доступ к сердечно-сосудистой пульсации на запястье обеспечивает широкое использование различных типов детекторов для изучения сердечного ритма и кровяного давления – пьезоэлектрических [3], оптических [4] и волоконно-оптиче-

ских [5] датчиков, а также тензодатчиков перепада давления [6]. Недавно для регистрации импульсов движения лучевой артерии были использованы детекторы на основе электромеханических пленок и поливинилиденфторида [7, 8].

Лазерная доплеровская спектроскопия позволяет измерять движения артериальной стенки с высокой точностью и потому является хорошей базой для создания альтернативного типа датчиков регистрации сердечно-сосудистой пульсации. Этот метод широко используется в биомедицинской оптике для измерения скорости кровотока; он был применен также для регистрации пульсации различных артерий [9] и исследования параметров импульсов посредством автодинной интерферометрии [10].

Лазерная доплеровская спектроскопия берет начало в 60-х годах. Уже через четыре года после изобретения лазера был предложен метод измерения скорости движения частиц в растворе по доплеровскому сдвигу частоты рассеянного света [11]. Лазерная доплеровская анемометрия, использующая доплеровский сдвиг лазерного излучения в качестве носителя информации, была впервые применена для измерения скорости протока красных клеток крови в стеклянной трубке [12], а несколько лет спустя – для измерения перфузии тканей при циркуляции крови в капиллярных сосудах [13]. Впоследствии лазерная доплеровская методика стала широко использоваться в клинических и экспериментальных медицинских исследованиях и в исследованиях по биомедицинской оптике в виде лазерной доплеровской флоуметрии [14, 15] и лазерной доплеровской микроскопии [16]. Были разработаны методы визуализации перфузии [17] и измерения колебаний биотканей с помощью лазерной доплеровской и спекл-интерферометрии [18].

Оптический интерферометр, необходимый в лазерном доплеровском спектрометре, может быть построен по различным схемам. Наиболее распространены приборы на основе интерферометров Майкельсона или Маха–Цендера. Кроме того, возможно использование ав-

*Перевел с англ. Н.Н.Брандт

J.Hast, R.Myllyla, H.Sorvoja University of Oulu, Department of Electrical Engineering, Optoelectronics and Measurements Laboratory, PO BOX 4500, 90014 University of Oulu; e-mail: jukka.hast@ee.oulu.fi, tel.: + 358 8 553 2756, fax: + 358 8 553 2774, http://www.ee.oulu.fi/EE/OEM.Laboratory/index.shtml

J.Miettinen Polar Electro Oy, Professorintie 5, 90440 Kempele, Finland; www.polar.fi

тодинного эффекта в резонаторе лазера. При автодинировании (самогетеродинировании) свет, отраженный от объекта, направляется обратно в резонатор лазера, где взаимодействует с исходным светом. При выполнении необходимых условий в резонаторе происходит интерференция, которая регистрируется фотодетектором, расположенным на противоположной стороне резонатора. Это явление было открыто Кингом и Стюардом, заметившими, что внешняя обратная связь с резонатором газового лазера индуцирует модуляцию интенсивности на его выходе [19]. Несколькими годами позже был предложен первый лазерный доплеровский анемометр, в котором резонатор лазера применялся для оптического смещения [20]. Автодинная интерферометрия использовалась многими исследовательскими группами для разработки различных применений в анемометрии [21], измерении смещения и расстояния [22], в дальнометрии [23], построении трехмерных изображений [24] и в лазерной обработке материалов [25]. Она применялась также в биомедицинской оптике для флоуметрии крови [26], измерений колебаний кожи вследствие мышечных сокращений [27], для измерений скорости пульсовой волны [28], барорефлекторной регуляции [29] и упругих свойств артерий [30].

Автодинный эффект имеет место не только в лазерах, но и в источниках света низкой когерентности, таких как суперлюминесцентные диоды, служащие в качестве источников света в интерферометрах низкой когерентности [31].

В настоящей работе мы используем лазерную доплеровскую спектроскопию, основанную на автодинном эффекте в полупроводниковом лазере, для измерения формы импульса радиального движения лучевой артерии (далее для краткости – артериального импульса). Огибающая этого импульса, восстановленная из доплеровского сигнала, похожа по форме на первую производную огибающей импульса кровяного давления. Для контроля кровяное давление измерялось также на среднем пальце руки посредством стандартного прибора. Сходство между формами артериальных импульсов на лучевой артерии и на среднем пальце руки определялось путем расчета коэффициента корреляции для каждого импульса.

2. Материалы и методы

2.1. Принцип работы лазерного доплеровского спектрометра, основанного на автодинном эффекте в полупроводниковом лазере

Лазерная доплеровская спектроскопия основана на соотношении между сдвигом частоты света, рассеянного движущимся объектом, и скоростью движения последнего:

$$f_D = \frac{2nv_s}{\lambda} \cos \theta. \tag{1}$$

Здесь f_D – измеряемая доплеровская частота биений, обусловленных оптическим смещением исходного и рассеянного света; n – показатель преломления среды (в нашем случае прибор работает на воздухе и, следовательно, $n = 1$); v_s – скорость движения частиц; λ – длина волны полупроводникового лазера; θ – угол между направлением скорости частиц и волновым вектором зондирующего лазерного излучения. При измерении формы импульса лазерный пучок направлялся на луче-

вую артерию. Поскольку радиальное смещение стенки артерии перпендикулярно направлению распространения зондирующего лазерного луча, $\cos \theta = 1$. Таким образом, соотношение (1) сводится к виду

$$f_D = \frac{2v_s}{\lambda},$$

где в нашем случае v_s – радиальная скорость артериальной стенки, связанная со скоростью изменения кровяного давления, т. е. с первой производной кровяного давления по времени dP/dt .

Автодинный эффект может быть смоделирован с помощью трехзеркального интерферометра Фабри – Перо (рис.1). Лазерные зеркала 1 и 2 ограничивают резонатор лазера, длина которого есть L , а эффективный показатель преломления активной среды – μ_{eff} . Внешний объект 3 расположен на оптической оси z на расстоянии L_{ext} , определяющем длину внешнего резонатора. Внешним объектом в нашем случае является лучевая артерия. Флуктуации мощности излучения регистрируются фотодиодом 4.

Использование полупроводниковых лазеров позволяет создавать небольшие по размеру, недорогие и точные интерферометры. Теория автодинного эффекта изложена в [32], в настоящей работе мы рассмотрим только основные уравнения.

При движении внешнего объекта вдоль оптической оси выходная мощность лазера из-за оптической обратной связи изменяется на величину [33]

$$\Delta P \approx g_c - g_{\text{th}} = -\frac{\kappa}{L} \cos \left[2\pi f \left(\tau_{\text{ext}} + \frac{2v_s t}{c} \right) \right], \tag{2}$$

где g_c и g_{th} – пороги усиления в присутствии и в отсутствие внешней обратной связи; $\tau_{\text{ext}} = 2L_{\text{ext}}/c$ – время прохождения сигнала в прямом и обратном направлениях во внешнем резонаторе; c – скорость света; f – частота лазерного излучения; $\kappa = r_{2\text{ext}}(1 - |r_{2s}|^2)/r_{2s}$ – коэффициент связи; r_{2s} и $r_{2\text{ext}}$ – амплитудные коэффициенты отражения лазерного зеркала 2 и внешнего объекта 3 соответственно. Поскольку скорость v_s движущегося объекта связана с доплеровским сдвигом частоты равенством (1), изменение мощности в выражении (2) содержит информацию о скорости движения объекта.

Сила внешней обратной связи играет существенную роль в интерферометрах, построенных на автодинном эффекте. Параметр обратной связи определяется как

$$C_{\text{fb}} = \frac{\tau_{\text{ext}}}{\tau_{\text{las}}} \kappa (1 + \alpha^2)^{1/2}, \tag{2}$$

где $\tau_{\text{las}} = 2L/c$ – время прохождения сигнала в прямом и

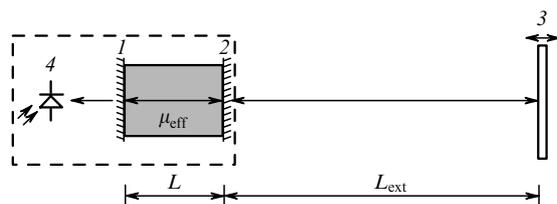


Рис.1. Принципиальная схема использования автодинного эффекта в полупроводниковом лазере.

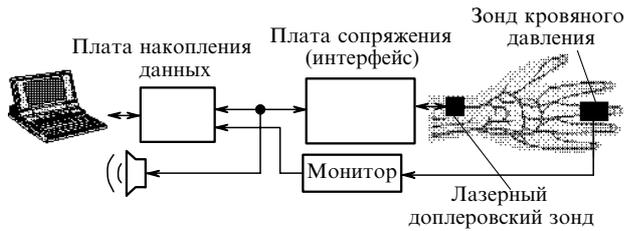


Рис.2. Схема системы измерения.

обратном направлении в резонаторе лазера; α – фактор уширения лазерной линии, равный отношению действительной и мнимой частей изменения комплексного показателя преломления активной среды при изменении ее плотности [30]. Если параметр $C_{\text{fb}} \ll 1$, то мощность флуктуаций на выходе лазерного источника синусоидальна во времени. С возрастанием C_{fb} флуктуации становятся пилообразными, а при $C_{\text{fb}} > 1$ лазерная генерация теряет стабильность, что приводит к увеличению шумовой компоненты и перескоку мод [34].

2.2. Система измерения

Схема системы измерения показана на рис.2. Она включает в себя лазерный доплеровский спектрометр, работающий по принципу автодинной интерферометрии, и трансимпедансный преусилитель. В процессе измерения зонд закрепляется над лучевой артерией. Для сильнорассеивающих поверхностей типа бумаги или кожи автодинный интерферометр измеряет смещение до 150 мкм с погрешностью 1 мкм. Использование определенных оптических элементов между интерферометром и объектом позволяет увеличить максимальное регистрируемое смещение до 250 мкм [35]. Плата сопряжения с персональным компьютером содержит основные усилители, систему управления полупроводниковым лазером и блок фильтров, управляемый соответствующим программным обеспечением. Плата накопления данных осуществляет сбор информации и ее хранение на жестком диске компьютера. Окончательная обработка и анализ данных выполнялись с помощью компьютера.

Сравнительные измерения кровяного давления на пальце осуществлялись посредством измерителя Finapres Ohmeda 2300, работающего на основе так называемого метода Пеназа, в соответствии с которым прикладываемое внешнее давление поддерживается равным артериальному давлению в течение всего сердечного цикла. Стенки артерии остаются ненагруженными вследствие

нулевого трансмурального (пронизывающего стенку) давления, размер артерии не меняется, а объем крови остается постоянным. Объем крови измеряется с помощью фотоплетизмографа, а аналоговый выход устройства калибруется таким образом, чтобы напряжение 1 В соответствовало давлению 100 мм рт. ст.

Обработка данных измерения кровяного давления и доплеровского сигнала осуществлялась в соответствии со схемой, показанной на рис.3. После аналого-цифрового преобразования и сохранения на диске, для компенсации задержки, возникающей из-за различия в положениях доплеровского измерителя и зонда кровяного давления, сигналы сдвигались по времени один относительно другого на 20–40 мс. Затем импульс кровяного давления дифференцировался для получения сигнала, пропорционального скорости изменения кровяного давления dP/dt . Доплеровские спектрограммы получались из выборок доплеровского сигнала с помощью быстрого преобразования Фурье (БПФ) по 512 точкам на каждую выборку. После этой процедуры данные, соответствующие каждому импульсу, извлекались из массива данных и записывались в матрицу импульсов, где каждая колонка содержала информацию о соответствующем артериальном импульсе. Перед вычислением взаимной корреляции между импульсами производной кровяного давления и доплеровской спектрограммы каждый импульс в обеих матрицах усреднялся и нормировался. Коэффициенты взаимной корреляции X_{corr} вычислялись для каждого импульса с помощью соотношения [36]

$$X_{\text{corr}}(n) = \frac{r_{xy}(n)r_{xy}(n)}{|r_{xx}(0)r_{yy}(0)|^{1/2}}, \quad (4)$$

где $r_{xy}(n)$ – оценка взаимной ковариации, определяемая равенством

$$r_{xy}(n) = \begin{cases} \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-n-1} x(k)y(k+n), & n = 0, 1, 2, \dots, N, \\ \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N+n-1} x(k-n)y(k), & n = 0, -1, -2, \dots, N; \end{cases}$$

$$r_{xx}(0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [x(k)]^2; \quad r_{yy}(0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [y(k)]^2;$$

N – число точек в последовательностях $x(k)$ и $y(k)$.

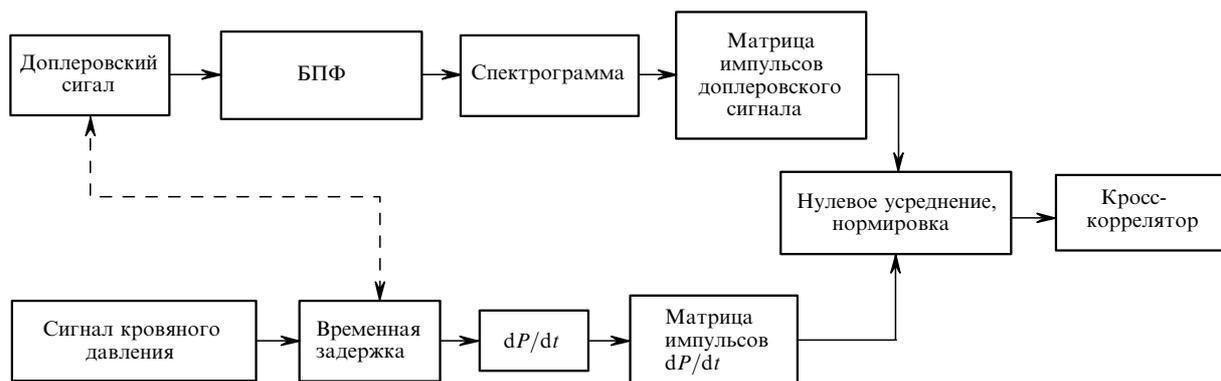


Рис.3. Схема обработки данных.

Форма импульса, восстановленная из доплеровской спектрограммы, описывается зависимостью $x(k)$, а форма импульса dP/dt – зависимостью $y(k)$. На заключительной стадии эксперимента для каждого испытуемого рассчитывались средние значения $\langle X_{\text{corr}} \rangle$ и стандартные отклонения σ_{std} для всех измеренных импульсов:

$$\langle X_{\text{corr}} \rangle = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^m X_{\text{corr}}^j, \quad \sigma_{\text{std}} = \left[\frac{1}{m} \sum_{j=1}^m (X_{\text{corr}}^j - \langle X_{\text{corr}} \rangle)^2 \right]^{1/2},$$

где m – число импульсов; X_{corr}^j – коэффициент корреляции j -го импульса.

Типичные импульсы, измеряемые на среднем пальце измерителем кровяного давления и на лучевой артерии с помощью автодинной интерферометрии, показаны на рис.4. На рис.4,а,б представлены импульс кровяного давления на среднем пальце и его первая производная, на рис.4,в,г – измеряемый в результате радиального движения лучевой артерии доплеровский сигнал и соответствующая ему доплеровская спектрограмма. Поскольку доплеровская частота пропорциональна радиальной скорости движения стенки лучевой артерии, то формы доплеровской спектрограммы и производной импульса кровяного давления схожи. Мы полагаем, что изменение формы импульса кровяного давления при его распространении от запястья до среднего пальца пренебрежимо мало.

На рис.4,б,г интенсивный максимум может быть отнесен к переднему фронту импульса кровяного давления. Максимальная доплеровская частота на переднем фронте достигает 1100 ± 0.45 Гц, что соответствует радиальной скорости стенки артерии 445 ± 0.18 мкм/с. Точность приведенных значений ограничивается погрешностью температурной стабилизации лазера (1°C). Для сравнения: скорость радиального движения лучевой артерии, измеренная в работе [9], составляла 350 мкм/с.

Радиальное смещение лучевой артерии может быть определено посредством интегрирования диаграммы скорости по времени на переднем фронте импульса кровяного давления с использованием метода трапеций во временных пределах 0.15–0.25 с. Рассчитанное так радиальное смещение лучевой артерии оказалось равным 56 ± 1 мкм.

На заднем фронте импульса амплитуда пика прибли-

зительно в два раза меньше. Соответствующие максимумы имеются на рис.4,б,г (около 0.4 и 0.6 с). Однако доплеровская спектрограмма содержит и некоторые дополнительные пики, например в интервале 0.6–0.8 с, связанные с колебаниями кожи. Их частотные составляющие лежат в диапазоне 100–200 Гц. В этом случае коэффициент корреляции между производной импульса кровяного давления и доплеровской спектрограммой в течение всего импульса составляет 0.89. Это означает, что имеет место сильная корреляция между формами доплеровской спектрограммы и производной dP/dt .

3. Результаты

В настоящей работе в измерениях участвовала группа из 10 здоровых мужчин (средний возраст испытуемых – 26 лет). Сигнал кровяного давления записывался со среднего пальца правой руки с помощью измерителя кровяного давления. Радиальное смещение над лучевой артерией правой руки измерялось с помощью автодинного интерферометра, размещенного над артерией. В течение измерения каждый испытуемый сидел на стуле в расслабленном состоянии, его руки находились на уровне сердца. Продолжительность каждого измерения составляла 60 с, всего было записано 738 импульсов.

Сигналы, измеренные у одного из испытуемых в течение 30 с, показаны на рис.5. Низкочастотные (0.1 Гц) изменения амплитуды импульсов кровяного давления, соответствующие барорефлекторной части автономной регуляции, представлены на рис.5,а. Барорефлекс контролирует кровяное давление и поддерживает его нормальный уровень, несмотря на изменения физической нагрузки.

Доплеровская спектрограмма, показанная на рис.5,б, также содержит амплитудные вариации, но в этом случае они находятся в противофазе с вариациями кровяного давления. Это может быть объяснено изменением эластичности стенки артерии, которая при высоком давлении находится в более напряженном состоянии, чем при низком. Такое изменение влияет на подвижность стенки артерии и может быть зарегистрировано интерферометром, работающим по принципу автодинирования. Следовательно, изменения амплитуды импульса давления влияют на измеряемый доплеровский сигнал. Наблюда-

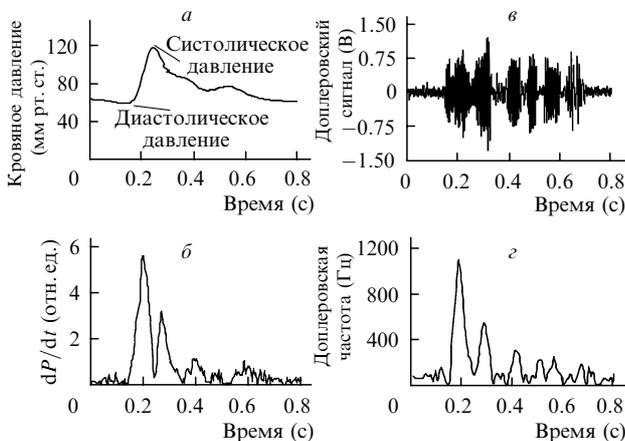


Рис.4. Типичные импульсы кровяного давления на среднем пальце (а), первая производная импульса кровяного давления dP/dt (б), а также доплеровский сигнал движения лучевой артерии (в) и спектрограмма доплеровского сигнала (г).

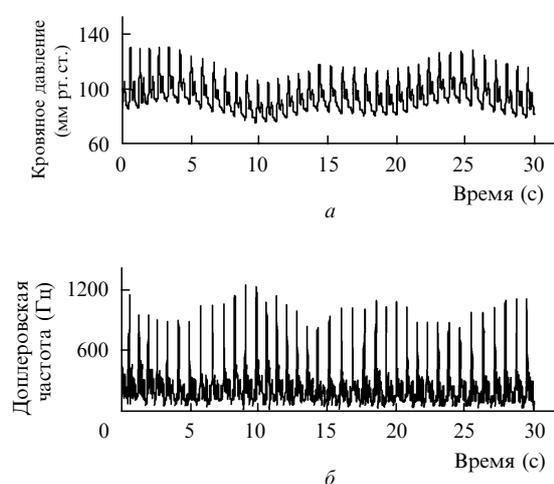


Рис.5. Импульс кровяного давления (а) и доплеровская спектрограмма (б), измеренные в течение 30 с.

Табл.1.

Номер испытуемого	Возраст	Кровяное давление (мм рт. ст.)		Число импульсов	$\langle X_{\text{corr}} \rangle \sigma_{\text{std}}$	
		Систолическое	Диастолическое			
1	27	133	80	77	0.80	0.07
2	25	126	77	75	0.85	0.05
3	27	122	70	78	0.83	0.05
4	29	131	81	75	0.84	0.05
5	21	115	75	80	0.87	0.04
6	32	121	82	67	0.77	0.10
7	26	125	79	65	0.81	0.07
8	25	110	65	71	0.86	0.05
9	22	132	85	76	0.86	0.04
10	28	121	76	74	0.82	0.05

ние барорефлекторной регуляции с помощью автодинной интерферометрии более подробно обсуждается в работе [27].

В табл.1 сопоставлены результаты измерений для всех 10 испытуемых.

На рис.6 даны коэффициенты корреляции для всех измеренных 738 импульсов. Среднее значение, равное 0.83, показано непрерывной линией. Видно, что большинство значений лежит вблизи среднего, однако для некоторых импульсов $X_{\text{corr}} < 0.7$.

Случай очень слабой корреляции между производной импульса кровяного давления и доплеровской спектрограммой, соответствующий импульсу № 47 на рис.6, рассмотрен на рис.7. Видно, что доплеровская спектрограмма по сравнению с производной импульса кровяного давления содержит дополнительные пики после 0.25 с. В данном случае коэффициент корреляции между сигналами составляет лишь 0.51. Это связано с искажением доплеровского сигнала, вызванным внешними артефактами в процессе измерения, что легко может иметь место из-за высокой чувствительности интерферометра к движению. Для корректного определения доплеровской спектрограммы было принято решение считать ошибочными те импульсы, коэффициент корреляции которых меньше 0.7. Такой предел был выбран эмпирически в результате сравнения форм исследуемых импульсов.

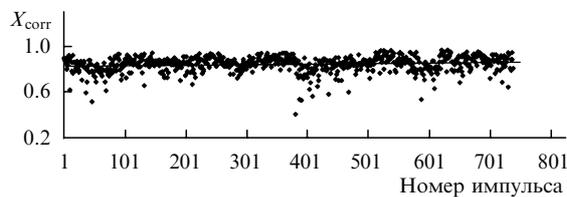


Рис.6. Коэффициенты корреляции всех измеренных импульсов (среднее значение X_{corr} показано сплошной линией).

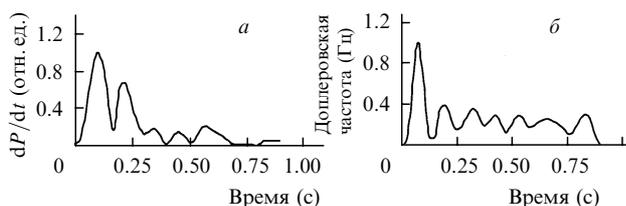


Рис.7. Временная зависимость нормированной производной огибающей импульса № 47 кровяного давления (а) и соответствующая нормированная доплеровская спектрограмма (б).

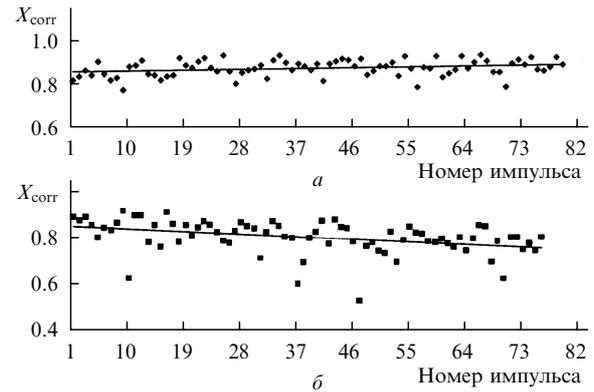


Рис.8. Зависимости коэффициентов корреляции от номера импульсов у испытуемых № 4 (а) и № 6 (б); сплошная линия – среднее значение X_{corr} .

Из 738 зарегистрированных импульсов число импульсов с $X_{\text{corr}} < 0.7$ было равно 32. Это означает, что 95.7% импульсов было зарегистрировано успешно. Однако наличие импульсов с $X_{\text{corr}} < 0.7$ оказало небольшое влияние на полный коэффициент корреляции и стандартное отклонение. Когда импульсы с коэффициентом корреляции, меньшим 0.7, не учитывались, полный коэффициент корреляции возрастал до 0.84, а стандартное отклонение уменьшалось до 0.05.

Средний коэффициент корреляции $\langle X_{\text{corr}} \rangle$ между первой производной импульсов кровяного давления и их доплеровскими спектрограммами у всех, кроме испытуемого № 6, превысил 0.8. Среднее стандартное отклонение σ_{std} для всех испытуемых, кроме испытуемого № 6, оказалось меньше 0.1. На рис.8 показано, как изменяется в процессе измерения коэффициент корреляции для испытуемых № 4 и 6. Для испытуемого № 4 коэффициент корреляции флуктуировал около среднего значения, показанного сплошной линией, однако для испытуемого № 6 среднее значение коэффициента корреляции в процессе измерения уменьшалось. Уменьшение происходило вследствие неправильного контакта (смещения зонда) и позиционирования лазерного доплеровского измерителя. Подобный эффект наблюдался только для испытуемого № 6 и рассматривается в настоящей работе только для того, чтобы продемонстрировать влияние изменения положения лазерного доплеровского измерителя на коэффициент корреляции.

4. Обсуждение

Форма артериального импульса содержит существенную информацию о состоянии человеческого организма. Эта информация может быть получена с помощью лазерной доплеровской спектроскопии. В настоящей работе была исследована корреляция между первой производной огибающей импульса кровяного давления на среднем пальце и доплеровской спектрограммой, полученной в результате регистрации движения лучевой артерии. Радиальное движение лучевой артерии было зарегистрировано с помощью автодинной интерферометрии. Автодинная интерферометрия представляет собой многообещающий метод для рассматриваемых применений вследствие низкой стоимости, простоты, компактности прибора и высокой точности измерений.

В настоящем исследовании было проанализировано 738 артериальных импульсов от 10 испытуемых. Коэф-

коэффициент корреляции между формой первой производной импульса кровяного давления и доплеровской spectroграммой оказался равным 0.84 со стандартным отклонением 0.05 в пренебрежении импульсами с коэффициентами корреляции менее 0.7. Число успешно зарегистрированных импульсов составило 95.7%. Нижняя граница коэффициента корреляции (0.7) была подобрана эмпирически путем сравнения форм первой производной импульсов кровяного давления с соответствующими восстановленными доплеровскими spectroграммами.

Несмотря на то что автодинная интерферометрия является достаточно точным методом измерения формы импульсов, она имеет некоторые недостатки. Из-за высокой чувствительности интерферометра к движению внешние артефакты легко влияют на измеряемый доплеровский сигнал. Обычно такие артефакты вызывают погрешность в частотной полосе полезного сигнала, что влечет за собой искажение формы сигнала. Однако было показано, что передний (возрастающий) фронт импульса кровяного давления может быть зарегистрирован для всех измеряемых импульсов. Наибольшие различия между spectroграммой импульса и первой производной кровяного давления имеют место на заднем фронте импульса кровяного давления.

Таким образом, можно заключить, что форма импульса может быть определена с помощью автодинной интерферометрии. По сравнению с сигналом измерения кровяного давления на пальце, использованным в настоящей работе, доплеровский сигнал содержит значительную дополнительную информацию о состоянии сердечно-сосудистой системы, например о радиальной скорости движения стенки артерии. В связи с этим он может быть использован для определения изменения артериального просвета путем интегрирования скорости по времени. Если кровяное давление известно, может быть определено изменение артериальной гибкости, которая находится из отношения изменения давления ΔP к изменению артериального просвета ΔA и является важным параметром при сердечно-сосудистой диагностике. Однако для определения этого параметра необходимо также знать внутренний радиус артерии, который трудно измерить исключительно оптическими методами, но можно определить, например, акустическими или фотоакустическими методами.

Авторы выражают благодарность А.В.Приезжеву за плодотворное обсуждение и корректировку текста статьи. Один из авторов (Ю.Х.) благодарен Высшей школе электроники, телекоммуникации и автоматизации (GETA) за финансовую поддержку.

1. Bates B. *A Guide to Physical Examination* (Philadelphia, USA: J.B. Lippincott Company, 1995).

2. O'Rourke M.F., Kelly R.P., Avolio A.P. *The arterial pulse* (Pennsylvania, USA: Lea & Febiger, 1992).

3. Im J.J., Lessard C.S. *Proc. of IEEE-EMBC and CMBEC* (Montreal, 1995, v. 2, p. 1033).

4. Arimoto M., Yonezawa Y., Caldwell W.M. *Proc. of the First Joint BMES/EMBS Conf.* (Atlanta, USA, 1999, p. 693).

5. Gagnadre C., Billon M., Thuillier S. *Electron. Lett.*, **32**, 1991 (1998).

6. Dupuis P., Eugene C. *IEEE Trans. Instr. Meas.*, **49**, 498 (2000).

7. Ruha A., Miettinen J., Sorvoja H., Nissilä S. *Proc. of BIOSIGNAL '96* (Brno, Czech Republic, 1996, p. 198).

8. Sorvoja H. *Licentiate Thesis* (University of Oulu, 1998).

9. Hong H., Fox M. *Biomed. Opt.*, **2**, 382 (1997).

10. Meigas K., Kattai R., Lass J. *Medical and Biological Engineering and Computing*, **37**, 93 (1999).

11. Cummins H.Z., Knable N., Yeh Y. *Phys. Lett.*, **12**, 150 (1964).

12. Riva C., Ross B., Benedek G.B. *Investigative Ophthalmology*, **11**, 91 (1972).

13. Stern M.D. *Nature*, **254**, 56 (1975).

14. Shepherd A.P., Öberg P. A. *Laser-Doppler Blood Flowmetry* (Netherlands: Kluwer Acad. Publ., 1990).

15. Belcaro G., Hoffmann U., Bollinger A., Nicolaides A. *Laser-Doppler* (London – Los Angeles – Nicosia: Med-Orion Publ. Comp., 1994).

16. Приезжев А.В., Степанян А.С. *Лазерная медицина*, **1**, 31 (1997).

17. Wardell K., Jakobsson A., Nilsson G.E. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **40**, 309 (1993).

18. Ul'yanov S.S., Ryabukho V.P., Tuchin V.V. *Opt. Eng.*, **33**, 908 (1994).

19. King P.G.R., Steward G.J. *New Scientist*, **17**, 180 (1963).

20. Rudd M.J. *J. Phys. E-Scientific Instr.*, **1**, 723 (1968).

21. Shinohara S., Mochizuki A., Yoshida H., Sumi M. *Appl. Opt.*, **25**, 1417 (1986).

22. Donati S., Giuliani G., Merlo S. *IEEE J. Quantum Electron.*, **31**, 113 (1995).

23. Beheim G., Fritsch K. *Appl. Opt.*, **25**, 1439 (1986).

24. Gagnon E., Rivest J.-F. *IEEE Trans. Instr. Meas.*, **48**, 693 (1999).

25. Гордиенко В.М., Дмитриев А.К., Коновалов А.Н., Курочкин Н.Н., Путивский Ю.Ю., Панченко В.Ю., Уланов В.А. *Квантовая электроника*, **23**, 869 (1996).

26. De Mul F.F.M., Koelink M.H., Weijers A.L., Greve J., Aarnoudse J.G., Graaff R., Dassel A.C. M. *Appl. Opt.*, **31**, 5844 (1992).

27. Courteville A., Gharbi T., Cornu J. Y. *J. Biomed. Opt.*, **3**, 281 (1998).

28. Hast J., Myllylä R., Sorvoja H., Miettinen J. *Molecular and Quantum Acoustics*, **22**, 95 (2001).

29. Hast J., Myllylä R., Sorvoja H., Nissilä S. *Proc SPIE Int. Soc. Eng.*, **5251**, 232 (2001).

30. Hast J., Myllylä R., Sorvoja H., Miettinen J. *Proc SPIE Int. Soc. Eng.*, **4619**, 259 (2002).

31. Rovati L., Docchio F. *IEEE Photon. Technol. Lett.*, **10**, 123 (1998).

32. Petermann K. *Laser diode modulation and noise* (Tokyo: Kluwer Acad. Publ., 1991).

33. Koelink M.H., Slot M., de Mul F.F.M., Greve J., Graaff R., Dassel A.C.M., Aarnoudse J.G. *Appl. Opt.*, **31**, 3401 (1992).

34. Acket G.A., Lenstra D., den Boef A.J., Verbeek B.H. *IEEE J. Quantum Electron.*, **20**, 1163 (1984).

35. Hast J., Myllylä R., Sorvoja H., Miettinen J. *J. Asian Phys.*, **10**, № 4 (2001).

36. Ifeachor E.C., Jervis B.W. *Digital Signal Processing: a Practical Approach* (USA, Addison-Wesley Publ. Comp., 1993).