



ПОЛУЧЕНИЕ ФАЗОВЫХ ПОРТРЕТОВ КАРДИОВИБРАЦИЙ ЧЕЛОВЕКА С ПОМОЩЬЮ СПЕКЛ-ИНТЕРФЕРОМЕТРИИ

С.С. Ульянов, В.В. Тучин

В статье приведены результаты теоретического исследования зависимости структуры фазовых портретов выходного сигнала спекл-интерферометра биовибраций от тяжести сердечно-сосудистых заболеваний. Предложены новые методы кардиодиагностики. Описаны результаты экспериментальных исследований пульсовых волн человека в норме с помощью дифференциального спекл-интерферометра. Проведено сравнение методов анализа кардиовибраций, основанных на дифракции сфокусированных когерентных полей и методов, использующих дифференциальный спекл-интерферометр и традиционный спекл-интерферометр Майкельсона.

Введение

В работах [1, 2] были исследованы возможности использования гомодинного спекл-интерферометра в измерениях биовибраций и в задачах кардиодиагностики. Исследован механизм формирования выходного сигнала спекл-интерферометра для анализа биовибраций. В частности, было показано, что нормализованный выходной сигнал спекл-интерферометра определяется выражением вида

$$U_i = A_i \sin(\phi_i + 2\pi AL H(t)), \quad (1)$$

где A_i и ϕ_i – некоторые случайные величины, определяемые случайной реализацией рассеивающей поверхности (с номером i), $H(t)$ – нормализованный сигнал вибраций с единичной дисперсией, AL – амплитуда вибраций, измеренная в длинах волн лазерного излучения λ .

Отметим, что соотношение (1) справедливо как для традиционного интерферометра Майкельсона, так и для дифференциального спекл-интерферометра. Отличия состоят в том, что для традиционного интерферометра Майкельсона величина AL означает амплитуду вибраций исследуемой поверхности, а для дифференциального спекл-интерферометра AL – амплитуда разностного сигнала колебаний поверхности в двух точках освещения.

В работе [3] установлено, что вид функции $H(t)$ изменяется при различных сердечных заболеваниях (в частности при стенозах), следовательно, как результат, изменяется ее спектр и фазовый портрет. В настоящей статье будет показано, каким образом топология фазового портрета выходного сигнала интерферометра зависит от тяжести сердечно-сосудистых заболеваний.

Экспериментальные исследования кардиовибраций производились с помощью дифференциального спекл-интерферометра, схема которого приведена на рис. 1. Длина волны излучения составляла 0.63 мкм. Пучки лазера в обоих плечах интерферометра фокусировались на исследуемую поверхность кожи в пятна малого диаметра ($d \approx 50$ мкм). Расстояние между освещенными элементами поверхности примерно равно диаметру сфокусированных пучков, то есть составляет порядка 50 мкм. Для подавления объемного рассеяния в биоткани (и, следовательно, устранения деполаризационных эффектов), поверхность кожи покрывалась специальным клеем, смешанным с металлической пудрой. Отметим, что использование фазовых портретов в диагностике биовибраций, с помощью оптической интерферометрии, впервые было предложено в работах Ханна с соавторами [4].

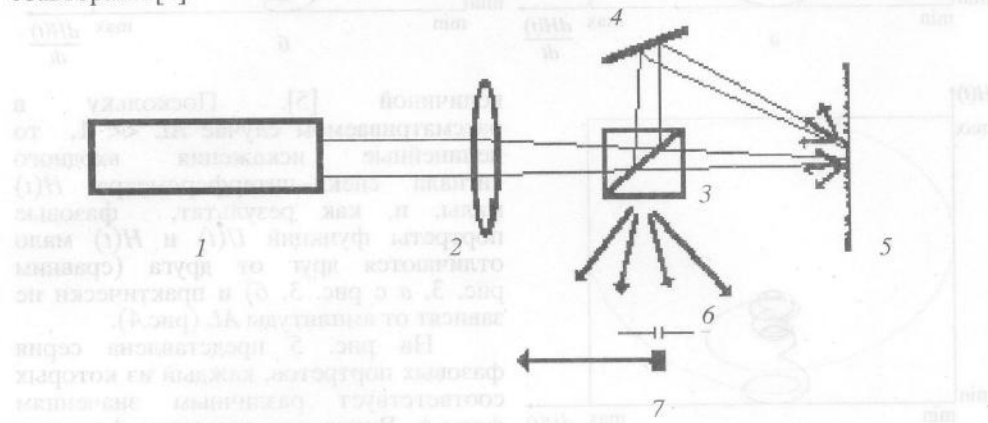


Рис.1. Схема дифференциального спекл-интерферометра: 1 – лазер, 2 – фокусирующая линза, 3 – светоделительный кубик, 4 – зеркало, 5 – исследуемая поверхность кожи, 6 – диафрагма с малым отверстием, 7 – фотодетектор

1. Характеристики функции, описывающей вибрации поверхности кожи человека в прикардиальной области

Результаты экспериментальных исследований кардиовибраций в норме при недостаточности митрального клапана и стенозах с использованием тензодатчиков приведено в работе [3]. Рассмотрим фазовые портреты нормализованных колебаний поверхности кожи $H(t)$, построенных на основе приведенных в [3] спектров и сигналов кардиовибраций (рис. 2).

При увеличении тяжести заболевания в структуре фазового портрета происходят топологические изменения: в фазовом портрете появляется петля, размер которой определяется тяжестью заболевания (см. рис. 2, б, в). Подобные изменения в топологии фазового портрета сигнала вибраций могут служить основой диагностики сердечно-сосудистых заболеваний.

2. Характеристики выходного сигнала дифференциального спекл-интерферометра для анализа кардиовибраций

Как уже упоминалось, выходной сигнал спекл-интерферометра связан с функцией, описывающей колебания поверхности кожи, соотношением вида (1). Очевидно, что характеристики нормализованного выходного сигнала интерферометра зависят не только от формы сигнала $H(t)$, но также и от амплитуды AL разностного сигнала колебаний поверхности в двух точках освещения и от начальной фазы ϕ_0 , которая является равномерно распределенной



Рис. 2. Фазовые портреты сигнала кардиовибраций: *a* – норма, *б* – умеренный стеноз, *в* – резкий стеноз

значениях $\phi_i > 0.5\pi$ фазовый портрет по форме совпадает с фазовым портретом, соответствующим значению фазы $\pi - \phi_i$, но только является перевернутым.

Описанное явление имеет простую физическую трактовку. Разложим функцию $U(H(t))$ в ряд Тейлора в окрестности некоторой точки ϕ_i , ограничившись членами не выше второго порядка малости

$$U_i(H(t), \phi_i) = A_i[\sin(\phi_i) + \cos(\phi_i)(2\pi AL H(t)) - 0.5\sin(\phi_i)(2\pi AL H(t))^2]. \quad (2)$$

Из выражения (2) видно, что уровень нелинейных искажений в рассматриваемой системе может быть описан функцией вида

$$DST(\phi_i, AL) = \left| \frac{\sin(\phi_i)(2\pi AL H(t))^2}{2\cos(\phi_i)(2\pi AL H(t))} \right| \approx \pi AL \operatorname{tg}(\phi_i). \quad (3)$$

Поскольку ϕ_i – равномерно распределенная случайная величина, то, как следует из соотношения (3), вероятность того, что нелинейные искажения превышают 10%-й уровень, равна

$$P(AL) = 1 - 2 \frac{\arctg(0.1/(\pi AL))}{\pi}. \quad (4)$$

График зависимости $P(AL)$ приведен на рис. 6. При малых амплитудах вибраций ($AL < 0.001$) вероятность превышения нелинейных искажений 10%-го уровня составляет менее 2%.

величиной [5]. Поскольку в рассматриваемом случае $AL \ll 1$, то нелинейные искажения входного сигнала спекл-интерферометра $H(t)$ малы, и, как результат, фазовые портреты функций $U(t)$ и $H(t)$ мало отличаются друг от друга (сравним рис. 3, *a* с рис. 3, *б*) и практически не зависят от амплитуды AL (рис.4).

На рис. 5 представлена серия фазовых портретов, каждый из которых соответствует различным значениям фазы ϕ_i . Видно, что структура фазового портрета мало зависит от $\phi_i \in [0; 0.48\pi]$.

Топологические изменения происходят, когда ϕ_i попадает в интервалы $[0.48\pi; 0.52\pi]$ и $[1.48\pi; 1.52\pi]$. Заметим, что при

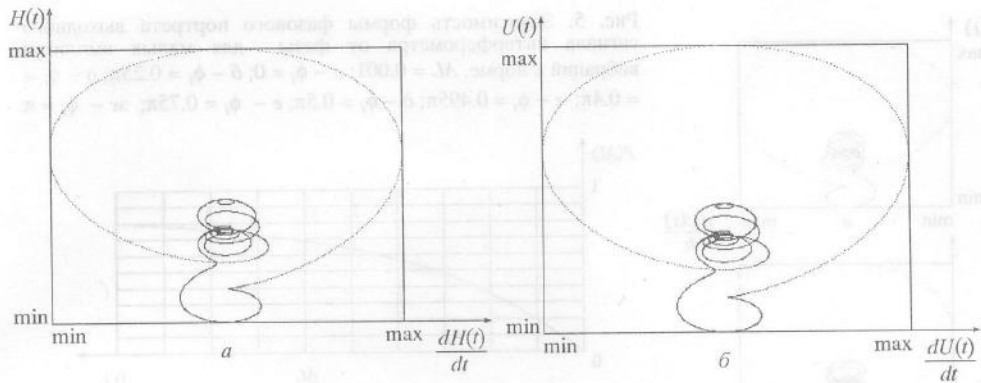


Рис. 3. Фазовые портреты сигнала кардиовibrаций (а) и выходного сигнала измерительной системы (б)

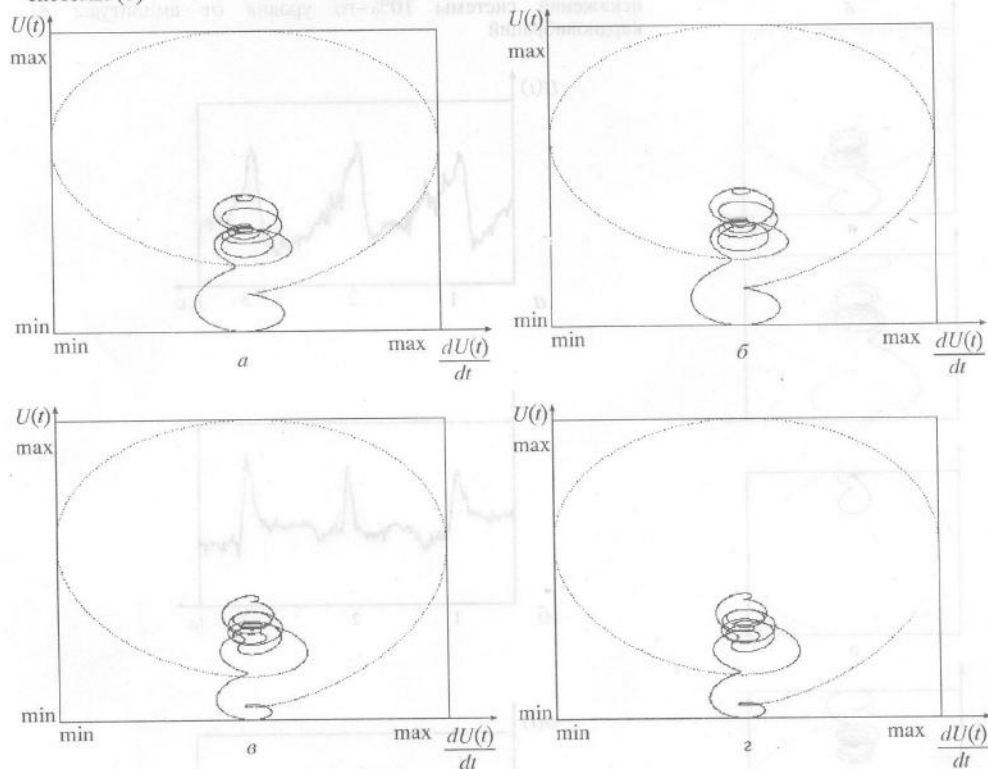


Рис. 4. Зависимость формы фазового портрета выходного сигнала интерферометра от амплитуды сигнала вибраций: а - $AL = 0.001$, $\phi_i = 0$, норма; б - $AL = 0.01$, $\phi_i = 0$, норма; в - $AL = 0.001$, $\phi_i = 0$, умеренный стеноз; г - $AL = 0.01$, $\phi_i = 0$, умеренный стеноз

Переворот фазового портрета (см. рис. 5, е) обусловлен тем, что первая производная в разложении (2) (то есть функция $\cos(\phi_i)$) меняет знак при переходе фазы через точку $\phi_i = 0.5\pi$.

Экспериментальные интерферограммы кардиовibrаций для простоты регистрировались не в прикардиальной области, а в области запястья (рис. 7). Регистрация производилась в трех точках, называемых в тибетской пульсовой медицине «цон», «кан» и «чаг» [6]. В общем случае, формы пульсовых волн

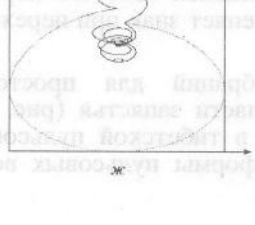
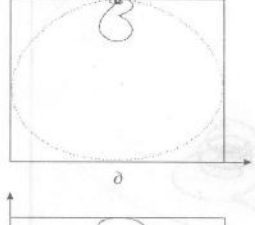
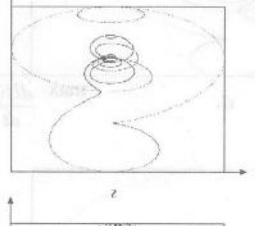
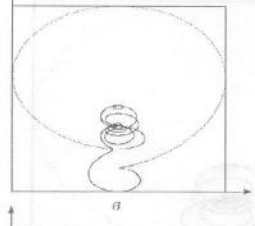
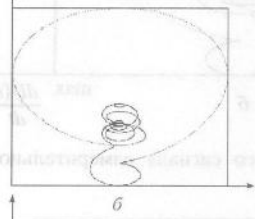
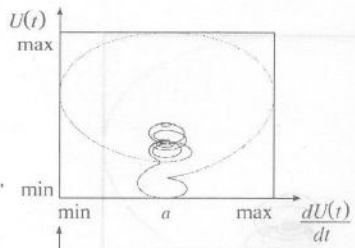


Рис. 5. Зависимость формы фазового портрета выходного сигнала интерферометра от фазы для малых амплитуд вибраций в норме, $AL = 0.001$: $a - \phi_i = 0$; $b - \phi_i = 0.25\pi$; $v - \phi_i = 0.4\pi$; $z - \phi_i = 0.495\pi$; $d - \phi_i = 0.5\pi$; $e - \phi_i = 0.75\pi$; $ж - \phi_i = \pi$

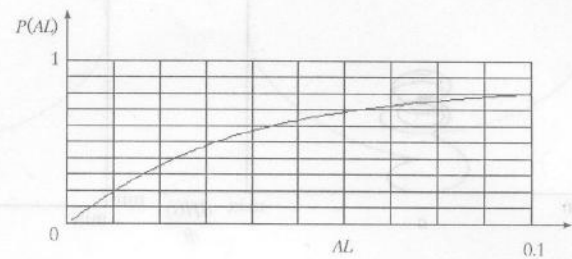


Рис. 6. Зависимость вероятности превышения нелинейных искажений системы 10%-го уровня от амплитуды AL кардиовибраций

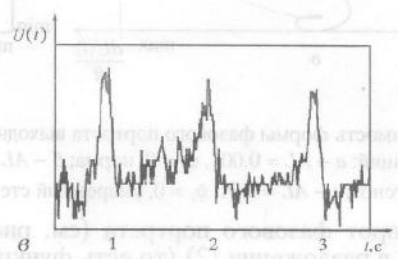
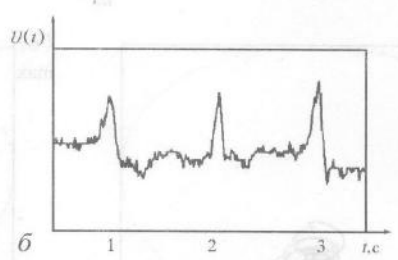
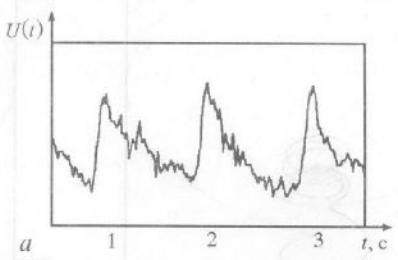


Рис. 7. Экспериментальные пульсограммы, зарегистрированные с помощью дифференциального спекл-интерферометра в точках: a - «цон», b - «кан», v - «чаг»

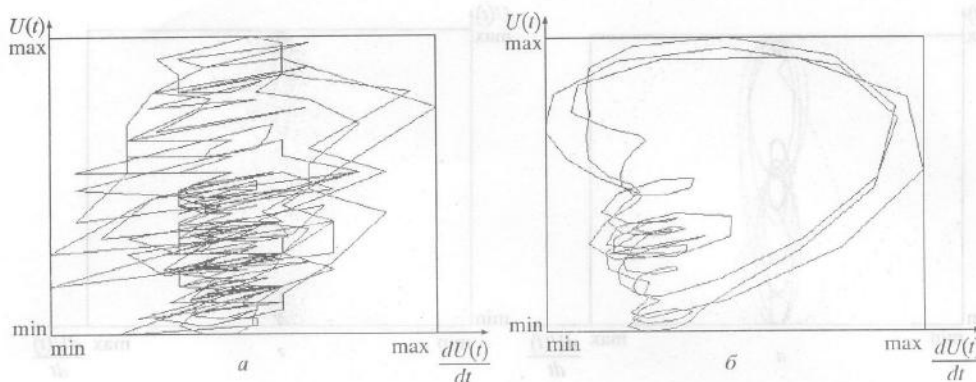


Рис. 8. Фазовый портрет пульсограммы: *а* – до фильтрации; *б* – после фильтрации

существенно отличаются не только от формы сейсмокардиовибраций в прикардиальной области, но различаются и в различных точках регистрации пульса. К сожалению, в эксперименте наблюдение этих эффектов затруднено, поскольку выходной сигнал спекл-интерферометра содержит шум. Этот шум вызван динамикой спеклов, обусловленной малыми поперечными случайными смещениями вибрирующей поверхности кожи относительно освещающих пучков.

Особенно сильное влияние шум оказывает на топологию фазового портрета выходного сигнала интерферометра (рис. 8, *а*). После фильтрации выходного сигнала интерферометра (рис. 8, *б*) в структуре его фазового портрета проявляются тонкие детали. Тем не менее, для полного наблюдения тонкой структуры фазового портрета в эксперименте целесообразно дополнительно к фильтрации подавлять поперечные смещения кожи относительно освещающих пучков.

3. Характеристики выходного сигнала спекл-интерферометра Майкельсона для анализа кардиовибраций

Анализ вибраций, проводимый с помощью недифференциальных схем интерферометров, производится, как правило, при немалых значениях параметра AL , потому что теперь AL – полная амплитуд вибраций рассеивающей поверхности. Таким образом, при работе спекл-интерферометра в этом режиме значительную роль играют нелинейные эффекты. Входной сигнал спекл-интерферометра $H(t)$ сильно искажается. На рис. 9 представлена серия фазовых портретов выходного сигнала измерительной системы, демонстрирующая зависимость формы портретов от амплитуды вибраций AL . Некоторое сходство между фазовыми портретами функций $U(t)$ и $H(t)$ наблюдается только при значениях $AL \leq 0.5$, но уже в этой области все характерные особенности, присущие различным степеням заболевания исчезают (сравним рис. 9, *а* с рис. 2, *а*; рис. 9, *б* с рис. 2, *б*; рис. 9, *в* с рис. 2, *в*).

При больших значениях $AL > 5$ топологическое сходство фазовых портретов входного и выходного сигналов спекл-интерферометра полностью исчезает (сравним рис. 9, *г*, *д* с рис. 2, *а*), а при $AL > 100$ (эта область соответствует характерным амплитудам кардиовибраций человека) фазовые траектории равномерно заполняют все максимально возможное фазовое пространство (рис. 9, *е*). Структура фазового портрета мало зависит от фазы колебания ϕ , и изменяется только тогда, когда $\phi \in [0.48\pi; 0.52\pi] \cup [1.48\pi; 1.52\pi]$ (см. рис. 10, *а-г*).

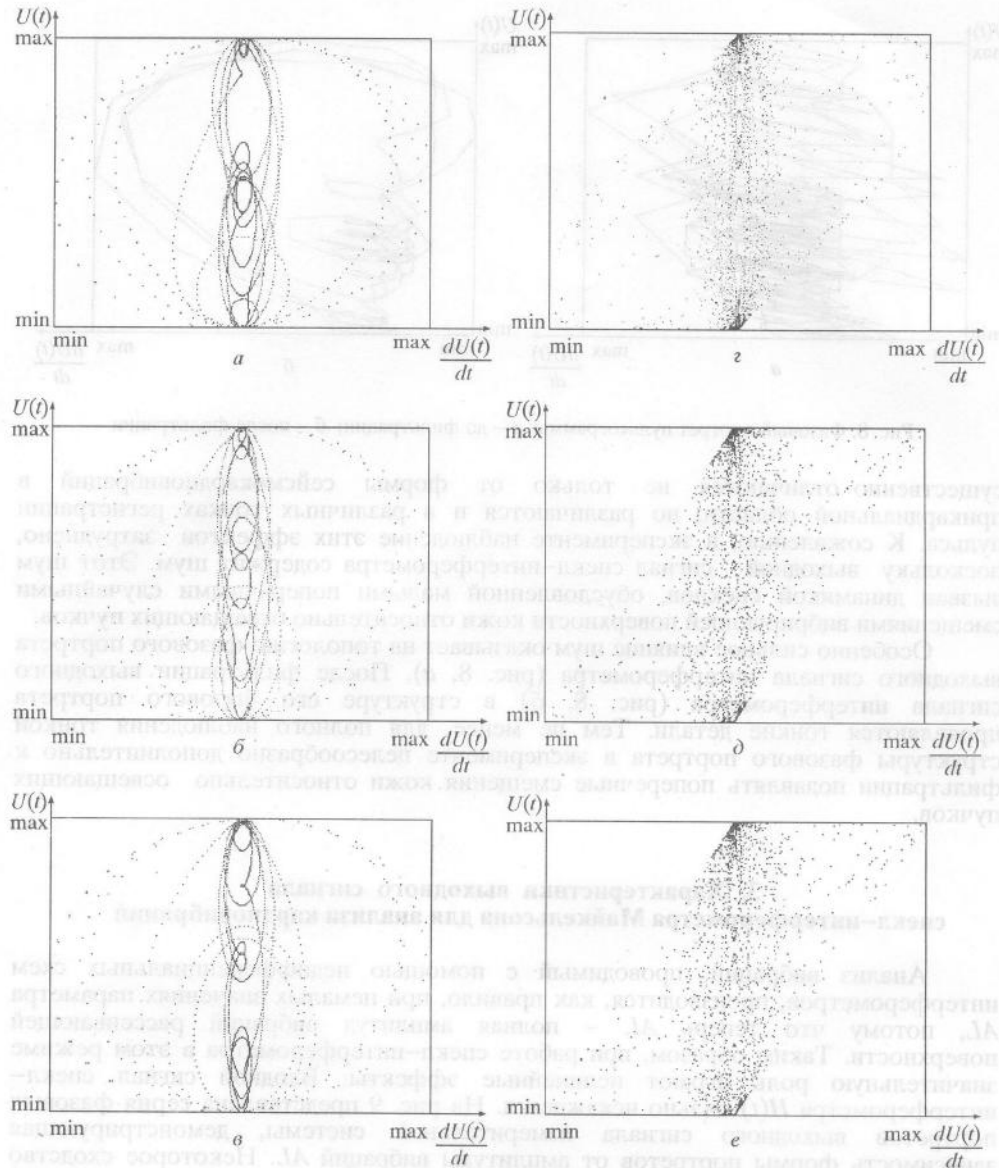


Рис. 9. Зависимость формы фазового портрета выходного сигнала интерферометра от амплитуды немалых вибраций. *a* – $AL = 0.5$, $\phi_i = 0$, норма; *б* – $AL = 0.5$, $\phi_i = 0$, умеренный стеноз; *в* – $AL = 0.5$, $\phi_i = 0$, резкий стеноз; *г* – $AL = 5.0$, $\phi_i = 0$, норма; *д* – $AL = 10.0$, $\phi_i = 0$, норма; *е* – $AL = 100.0$, $\phi_i = 0$, норма

4. Исследование возможности диагностики сердечно-сосудистых заболеваний с использованием дифракции сфокусированных когерентных полей

Нормальные вибрации кожи, как правило, сопровождаются малыми поперечными смещениями: колебания этих типов имеют похожие спектры. При дифракции сфокусированного гауссова пучка поперечные смещения рассеивающей поверхности приводят к неполной декорреляции частично-развитых спеклов в зоне Фраунгофера. Если поверхность колеблется по

Рис. 10. Зависимость формы фазового портрета $U(t)$ выходного сигнала интерферометра от фазы ϕ_i для немалых амплитуд вибраций в норме, $AL = 0.5$: а - $\phi_i = 0$; б - $\phi_i = 0.25\pi$; в - $\phi_i = 0.48\pi$; г - $\phi_i = 0.5\pi$

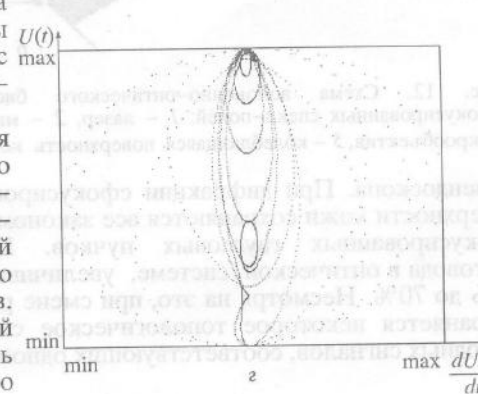
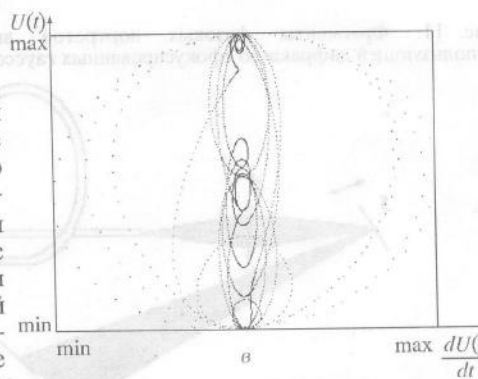
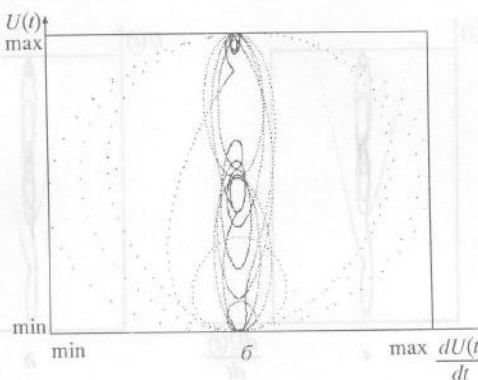
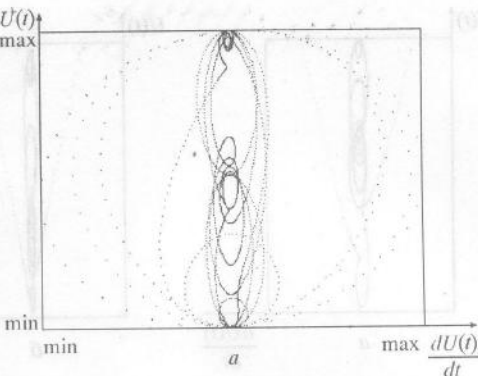
периодическому закону, то во временных флуктуациях интенсивности рассеянного поля также появляется периодический компонент. Флуктуации интенсивности $I(t)$ связаны с законом $X_n(t)$ движения поверхности в поперечном направлении некоторой функциональной зависимостью

$$I(t) = F[X_n(t)], \quad (5)$$

где F - нелинейный случайный оператор. Его вид определяется не только параметрами сфокусированного гауссова пучка и условиями наблюдения спеклов, но и конкретной случайной реализацией рассеивающей шероховатой поверхности кожи. Таким образом, в основу диагностики поперечных колебаний поверхности положена не интерференция спекл-полей, а динамика спеклов.

На рис. 11 (а-е) представлен набор фазовых портретов выходного сигнала измерительной системы, соответствующих различным реализациям рассеивающей поверхности. Видно, что фазовые портреты выходного сигнала, соответствующие одному и тому же входному воздействию $X_n(t)$ остаются топологически похожими при смене реализаций рассеивающей поверхности. Это связано с относительно невысоким уровнем нелинейных искажений в измерительной системе. Как показывают экспериментальные исследования, этот уровень не превышает 33%. Подчеркнем, что на рис. 11 представлены только фрагменты фазовых портретов, информативные с точки зрения диагностики кардио-вибраций.

С практической точки зрения более удобно использовать дифракцию сфокусированных спекл-полей, формирующихся при прохождении лазерного излучения через волоконный световод (рис. 12), чем дифракцию сфокусированных гауссовых пучков. При реализации такой оптической схемы биовиброметр может быть выполнен в виде стандартного



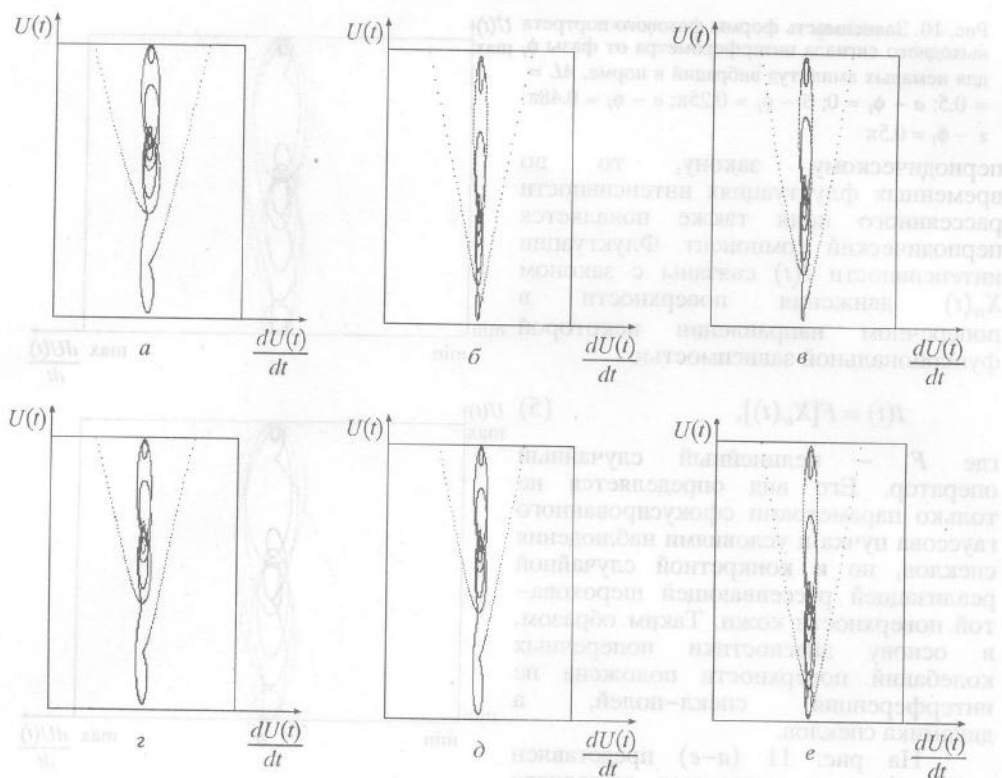


Рис. 11. Фрагменты фазовых портретов выходного сигнала измерительной системы, использующей дифракцию сфокусированных гауссовых пучков

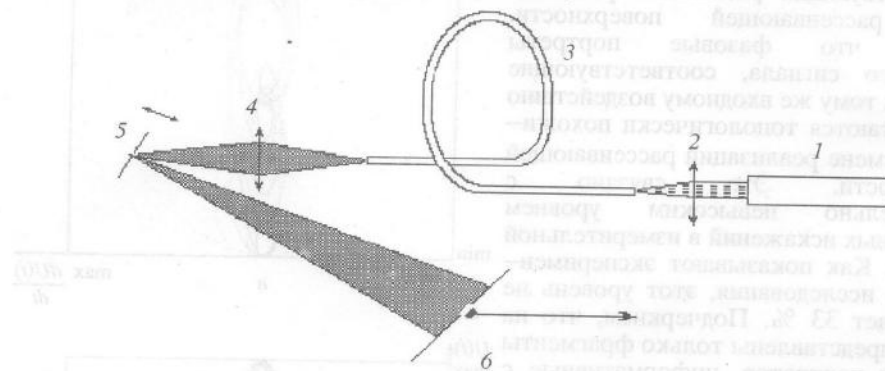


Рис. 12. Схема волоконно-оптического биовиброметра, использующего дифракцию сфокусированных спекл-полей: 1 – лазер, 2 – микрообъектив, 3 – оптическое волокно, 4 – микрообъектив, 5 – колеблющаяся поверхность кожи, 6 – фотоприемник

фонендоскопа. При дифракции сфокусированных спекл-полей на вибрирующей поверхности кожи сохраняются все закономерности, характерные для дифракции сфокусированных гауссовых пучков. Но при использовании волоконного световода в оптической системе, увеличивается уровень нелинейных искажений с 33% до 70%. Несмотря на это, при смене реализаций рассеивающей поверхности, сохраняется некоторое топологическое сходство между фазовыми портретами выходных сигналов, соответствующих одному и тому же входному воздействию.

Заклучение

При некоторых сердечно-сосудистых заболеваниях, таких как недостаточность митрального клапана и стеноз, сигнал кардиовибраций, зарегистрированный в области сердца, приобретает ряд особенностей, проявляющихся в появлении петли в фазовом портрете. Подобные изменения могут служить основой диагностики сердечно-сосудистых заболеваний.

При регистрации сигналов кардиовибраций с помощью дифференциального спекл-интерферометра, фазовый портрет выходного сигнала топологически подобен фазовому портрету исходного сигнала биовибраций с вероятностью 98%.

Использование традиционного гомодинного спекл-интерферометра Майкельсона в задачах кардиодиагностики в сочетании с предложенными методами анализа биовибраций представляется совершенно нецелесообразным. Из-за высокого уровня нелинейных искажений, исследуемый сигнал кардиовибраций сильно усложняется при прохождении через измерительную систему и утрачивает все специфические особенности, определяемые конкретным типом сердечного заболевания.

Рассмотренные методы измерений поперечных составляющих пульсовых вибраций поверхности кожи, показывают, что погрешность измерений при использовании этих методов существенно превышает погрешность интерференционных методов измерений. Тем не менее, использование дифракции жестко сфокусированных когерентных полей и анализ фазовых портретов могут найти широкое распространение в медицинской диагностике из-за простоты, надежности и компактности измерительной системы, реализующей эти методы.

Библиографический список

1. Ul'yanov S.S., Ryabukho V.P., Tuchin V.V. // Optical Engineering. 1994. Vol. 33, № 3. P. 908.
2. Ul'yanov S. S., Tuchin V. V. // Proc. SPIE. 1992. Vol. 1981. P. 165.
3. Юзбашев З. Ю. Сейсмокардиографическая диагностика приобретенных пороков сердца. Саратов: Изд-во СГУ, 1989.
4. Khanna S. M., Koester C.J., Teich M.C., et al. Cellular vibration and motility in the organ of corti // Acta Otolaryngol. 467 (suppl.), 1989.
5. Laser speckle and related phenomena. Topics in Applied Physics /Ed. J.C. Dainty. Vol. 9. Berlin: Springer Verlag, 1984.
6. Пульсовая диагностика в Тибетской медицине /Под ред. С. Т. Цыдинова. Новосибирск: Наука, 1988.

Саратовский филиал
Института машиноведения РАН
Саратовский государственный
университет

Поступила в редакцию 27.04.94
после переработки 10.07.94

OBTAINING OF SPACE-TIME PROJECTIONS OF HUMAN CARDIOVIBRATIONS BY SPECKLE-INTERFEROMETRY

S. S. Ul'yanov, V.V. Tuchin

In this paper the investigations of the dependence of the space-time projection structure of speckle-interferometer output signal on heart disease seriousness have been carried out. The novel technique of heart disease diagnostics is suggested. The results of experimental investigations of pulse waves in norm, using the differential speckle-interferometer are described. The method, basing on focused coherent field diffraction and methods, utilizing the traditional speckle-interferometer Michelson type and differential speckle-interferometer for cardiovibration measurement are compared.