



УДК 535.3;681.787.7;616.31-085

DOI 10.18413/2075-4639-2019-51-2-323-330

ИССЛЕДОВАНИЕ СПЕКЛ-ГОЛОГРАФИЧЕСКОЙ ИНТЕРФЕРЕНЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ОБРАБОТКИ СПЕКЛОГРАММ ДЛЯ КОНТРОЛЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

THE STUDY OF SPECKLE HOLOGRAPHIC INTERFEROMETRIC PROCESSING SYSTEM SPECKLEGRAM FOR THE CONTROL OF BIOLOGICAL OBJECTS

Е.Е. Майоров¹⁾, М.С. Туровская¹⁾, Н.Э. Попова¹⁾, Т.А. Черняк²⁾, В.П. Пушкина²⁾,
 А.В. Дагаев³⁾, В.К. Абрамян⁴⁾, Ю.Е. Зайцев⁵⁾
 E.E. Maiorov¹⁾, M.S. Turovskaia¹⁾, N.E. Popova¹⁾, T.A. Chernyak²⁾, V.P. Pushkina²⁾
 A.V. Dagaev³⁾, V.K. Abramian⁴⁾, Y.E. Zaitsev⁵⁾

¹⁾ Университет при Межпарламентской Ассамблее ЕвразЭС, Россия, 194044, Санкт-Петербург, ул. Смолячкова, д. 14, корп. 1

²⁾ Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения (ГУАП), Россия, 190000, Санкт-Петербург, ул. Большая Морская, д. 67, лит. А.

³⁾ Санкт-Петербургский университет технологий управления и экономики, Россия, 190103, Санкт-Петербург, Лермонтовский пр-т, д. 44, Лит. А

⁴⁾ Военная академия связи им. С.М. Буденного, Россия, 194064, г. Санкт-Петербург, К-64, Тихорецкий проспект, д. 3

⁵⁾ Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), Россия, 197376, Санкт-Петербург, улица Профессора Попова, д. 5

¹⁾ University of the Interparliamentary Assembly of the EurAsEC, 14 Smolyachkova St., , k 1, lit. B. Saint-Petersburg, 194044, Russia

²⁾ Saint-Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, 67 Bolshaya Morskaya St., lit. A., Saint-Petersburg, 190000, Russia

³⁾ Saint-Petersburg university of management technologies and economics, 44 Lermontovsky Ave., lit. A. Saint-Petersburg, 190103, Russia

⁴⁾ Military academy of telecommunications named. S.M. Budyonny, 3 Tikhoretskiy Ave., Saint-Petersburg, 194064, Russia

⁵⁾ Saint Petersburg state electrotechnical university "LETI" them. V.I. Ulyanov (Lenin), 5 Professor Popov St, Saint-Petersburg, 197376, Russia

E-mail: majorov_ee@mail.ru

Аннотация

В работе представлено исследование спекл-голографической интерференционной системы обработки спеклограмм для контроля биологических объектов. Показано, что данная система для измерения микросмещений актуальна, так как погрешность измерений составляла порядка 0,1 мкм. Рассмотрена работа системы: настройка ориентации интерференционных полос, юстировка оптической схемы. Получены экспериментальные результаты вектора смещения с целью проверки точностных характеристик системы обработки спеклограмм. Экспериментальному исследованию подлежала также деформация поверхности биологического объекта – зубной ткани. Получены результаты на спеклограмме, где велась регистрация двух состояния объекта: в ненагруженном состоянии и при нагрузке $P = 32$ кгс.

Abstract

The paper the study of speckle holographic interferometric processing system specklegram for the control of biological objects is presented. This system for measuring micro-displacements is relevant, since the measurement error was about 0,1 μm is shown. The work of the system: adjustment of orientation of interference fringes, adjustment of the optical scheme is considered. The deformation of the surface of the biological object – dental tissue was also subject to experimental study. The experimental results of the



displacement vector to verify the accuracy characteristics of the system processing specklegram are carried out. Experimentally determined projection d_x , which is quite well coincides with the value of d_0 – indication of the displacement indicator is determined. The magnitude of the variance of the displacement from the average value for $d_0 = 5 \mu\text{m}$ is not greater than $0.1 \mu\text{m}$, for $d_0 = 300 \mu\text{m} - 1.5 \mu\text{m}$, which agrees well with the theory. The results on specklegram, which was carried out registration of the two object condition in the unloaded state and under load $R = 32 \text{ kgs}$ are obtained.

Ключевые слова: спеклограмма, фокальная плоскость, щелевой растр, призма Дове, интерферометр Жамена, спекл-интерференционное поле, дифракционное гало.

Keywords: specklegram; focal plane; slit raster; a Dove prism; the Jamin interferometer; speckle interference field; diffraction halo.

Введение

Повышение качества и надежности современных методов лечения в медицине неразрывно связано с расширением информационной базы исследований. Так, знания механических свойств тканей человека необходимы в хирургии, стоматологии, ортопедии. В механике с этой целью успешно используется метод спекл-голографической интерферометрии, позволяющий измерять перемещение объекта. Такое внимание к этому методу обусловлено исключительной простотой его реализации [Barker, Fourney, 1977; Богомолов, 1978; Archbold, Ennos, 1988.].

Объект освещается когерентным светом. При этом смещение объекта сопровождается перемещением картины спеклов в плоскости изображения. Регистрация этого смещения на фотопластинку методом двойного экспонирования превращает ее в двухэкспозиционную спеклограмму. Для того чтобы определить искомое смещение, спеклограмма освещается лазерным световым пучком. При этом за спеклограммой образуется система интерференционных полос [Вест, 1982; Jones, Wicks, 1986; Большаков, 2003].

Задача определения вектора смещения сводится к измерению фазовых характеристик интерференционной картины.

В простейшем случае измерение фазы полос сводится к непосредственному подсчету количества полос. Однако специфика свойств биологических объектов накладывает большие ограничения на круг задач, которые можно решать методом спекл-фотографии. Так, расшифровка спеклограмм традиционными методами, с одной стороны, не обеспечивает требуемую чувствительность для исследования костной ткани и металлических протезов. С другой стороны, деформации мягких тканей выходят за верхнюю границу диапазона измерений в методе спекл-фотографии [Клименко, 1985; Котов, 2004; Majorov, Prokorenko, 2012.].

Поэтому целью работы является исследование спекл-голографической интерференционной системы обработки спеклограмм для контроля биологических объектов.

Описание спекл-голографической интерференционной системы

В работе перед экспериментом ставились задачи исследования метрологических характеристик системы, а также демонстрации возможности использования этих характеристик. Экспериментальные исследования проводились системой, схема которой представлена на рис. 1. Спеклограмма б освещается пучком света от источника когерентного излучения 1, в качестве которого использовался лазер ЛГ-52 (He-Ne, $\lambda = 0,6328 \text{ мкм}$, $P = 4 \text{ мВт}$, $\alpha_0 = 2 \text{ мрад}$). Спеклограмма закреплялась в рамке, снабженной двумя подвижками, с помощью которых осуществлялось перемещение спеклограммы относительно освещающего пучка в двух взаимно перпендикулярных направлениях.

Интерференционные полосы формируются в задней фокальной плоскости линзы 9. Плоскость локализации интерференционных полос является касательной плоскостью к цилиндрической поверхности раstra 11 (рис. 1). В системе использовался

цилиндрический щелевой растр радиусом $R = 40$ мм и с шагом следования щелей $x_0 = 1,4$ мм. Растр приводился во вращение с помощью электродвигателя Г205У4, питаемого от сети переменного тока с напряжением 220 В, со скоростью 3000 об/мин. Сформированные световые сигналы преобразовывались в электрические с помощью фотоприемников, в качестве которых использовались фотодиоды ФД-256. Частота сигнала $f = 9$ кГц. На эту частоту настроены резонансные усилители 14, 15, в качестве которых использовались селективные усилители У2-8 с полосой пропускания 100 Гц. Разность фаз сигналов измерялась с помощью измерителя разности фаз Ф2-13.

Настройка ориентации интерференционных полос осуществлялась с помощью оборачивающей призмы 7 (см. рис. 1). В качестве оборачивающей призмы использовалась призма Дове. Настройка периода полос производилась с помощью интерферометра 8. В системе использовался интерферометр Жамена, образованный двумя плоскопараллельными пластинами толщиной $h = 10$ мм. Настройка полос производилась посредством наклона одной из пластин интерферометра.

При юстировке оптической схемы наиболее жесткие требования предъявлялись к системе на оптической оси оборачивающей призмы 5, с помощью которой осуществлялось изменение направления освещения анализируемой точки спеклограммы. Первоначально перпендикулярно оптической оси устанавливалась спеклограмма 6. Контроль нормального падения пучка по оси OO' (в отсутствии призмы 5) осуществлялся по переотраженному световому пучку от зеркала резонатора лазера. Затем устанавливалась призма 5, юстировка которой заключалась в ликвидации биения освещающего пучка в плоскости спеклограммы при вращении призмы. Контроль точности юстировки призмы производился следующим образом. Сигнал информативного канала системы формировался путем проецирования изображения освещенного участка спеклограммы на поверхность растра. Поэтому в разность фаз опорного и информативного сигналов закладывалась информация о пространственном положении пятна засветки. Юстировка считалась удовлетворительной, если при вращении призмы 5 изменение разности фаз сигналов в пересчете на линейное смещение не превышало 0,1 мм. В процессе работы измерение углового положения призмы 5 производилось по круговому отсчетному устройству с точностью до $0,1^0$.

В рассмотренной схеме освещение спеклограммы 6 осуществляется одним пучком. Направление освещения изменяется с помощью оборачивающей призмы 5.

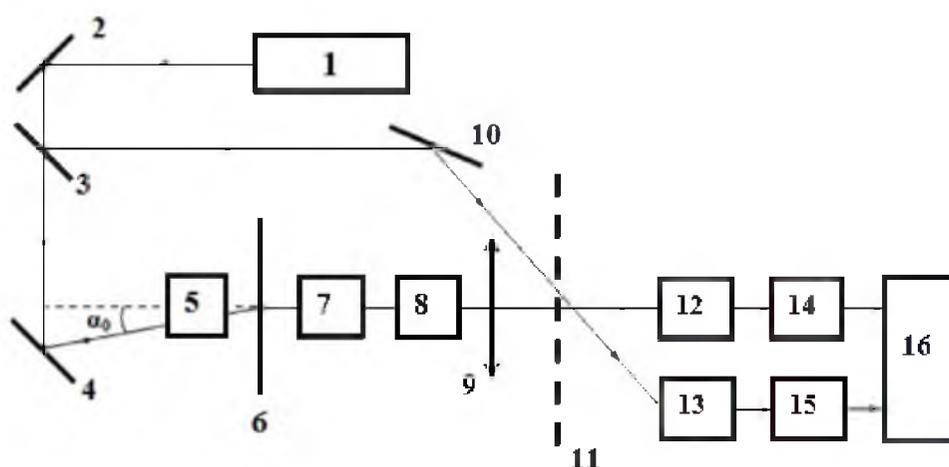


Рис. 1. Принципиальная схема устройства обработки спеклограмм

1 – лазер; 2, 3, 4, 10 – зеркала; 5, 7 – оборачивающие призмы; 6 – спеклограмма; 8 – интерферометр сдвига; 9 – линза; 11 – растр; 12,13 – фотоприемники; 14,15 – узкополосные усилители; 16 – фазометр

Fig. 1. Schematic diagram of the device processing specklegram

1 – laser; 2, 3, 4, 10 – mirrors; 5, 7 – wrapping prisms; 6 – specklegram; 8 – shift interferometer; 9 – lens; 11 – raster; 12,13 – photodetectors; 14,15 – narrowband amplifiers; 16 – phase meter



Опорный сигнал, фаза которого постоянна, формируется путем ответвления части световой энергии освещающего спеклограмму пучка с помощью светоделителя 3.

В рассматриваемом варианте устройства симметричное освещение спеклограммы вторым пучком смещено во времени: сначала измеряется разность фаз информативного и опорного сигналов $\Delta\Phi'$ при освещении спеклограммы под углом α_0 , затем $-\Delta\Phi''$ – для угла $-\alpha_0$:

$$\Delta\Phi' = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta d_x \sin \alpha_0,$$

$$\Delta\Phi'' = -\frac{2\pi}{\lambda} \Delta d_x \sin \alpha_0.$$

Искомая величина смещения находится из выражения

$$\Delta\Phi = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta d_x \sin \alpha_0, \quad (1)$$

где $\Delta\Phi = (\Delta\Phi' + \Delta\Phi'')/2$.

Как следует из выражения (1), чувствительность изменения фазы сигнала (фазы полос) к изменению вектора смещения зависит от угла α_0 : чем больше α_0 , тем выше чувствительность. Максимальная величина α_0 определяется максимальным углом рассеяния освещающего излучения на спеклограмме, в результате которого освещающий пучок превращается в конус с углом расхождения A_S , равным

$$A_S = Df,$$

где Df – относительное отверстие линзы при регистрации спеклограммы.

На практике угол A_S , в пределах которого можно производить измерения, не превышает $0,3 \dots 0,35$ рад. Необходимая величина угла α_0 (рис. 1) выставляется поворотом и одновременным перемещением по оси ОМ зеркала 4.

Измерение вектора смещения

Измерение вектора смещения производилось с целью проверки точностных характеристик системы обработки спеклограмм. Результаты экспериментального определения вектора смещения сравнивались с показаниями аттестованного измерительного прибора. В качестве последнего использовался индикатор перемещений 1МИГ, показания которого верны с точностью до $0,5$ мкм

На рис. 2 представлены фотографии спекл-интерференционного поля при величинах смещения, близких к критическим. На первой фотографии величина смещения равна 12 мкм. При уменьшении величины смещения период интерференционных полос станет меньше размера дифракционного гало.

Такая величина смещения также близка к критической: при увеличении смещения период интерференционных полос уменьшится, и полосы будут неразличимы на фоне спекл-шума. Таким образом, в обоих случаях проведение измерений традиционным способом – непосредственным подсчетом интерференционных полос оказывается невозможным [Maigorov et al., 2013; Maigorov et al., 2014; Maigorov et al., 2016.]. Поэтому экспериментально исследовались перемещения объекта, которые невозможно измерить простым подсчетом интерференционных полос.

Спеклограммы регистрировались по схеме, изображенной на рис. 3. В качестве исследуемого объекта использовался плоский диффузный объект.

Первоначально исследовалось однородное смещение: объект между экспозициями смещался как жесткое целое на величину d_0 в направлении, совпадающем с осью X в плоскости спеклограммы (рис. 4.), т. е. проекции вектора смещения равны

$$d_x = d_0, d_y = 0.$$

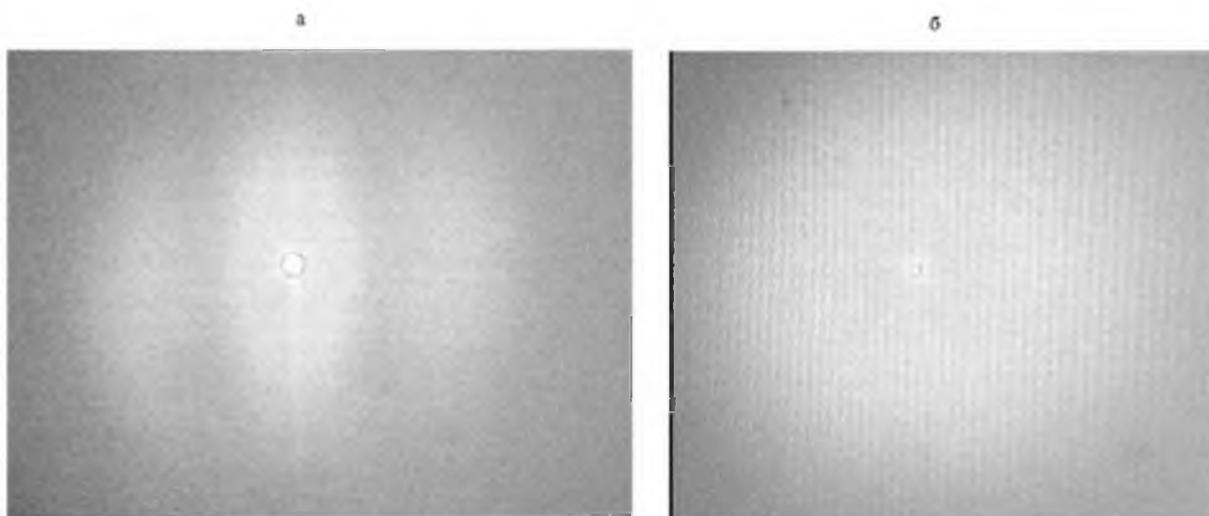


Рис. 2. Спеклограммы при критической величине вектора смещения: а – при $d = 12 \text{ мкм}$; б – при $d = 180 \text{ мкм}$. На второй фотографии смещение порядка 180 мкм

Fig. 2. Specklegram when the critical value of the displacement vector: а – $d = 12 \text{ }\mu\text{m}$; б – $d = 180 \text{ }\mu\text{m}$
In the second photo, the displacement is about 180 μm

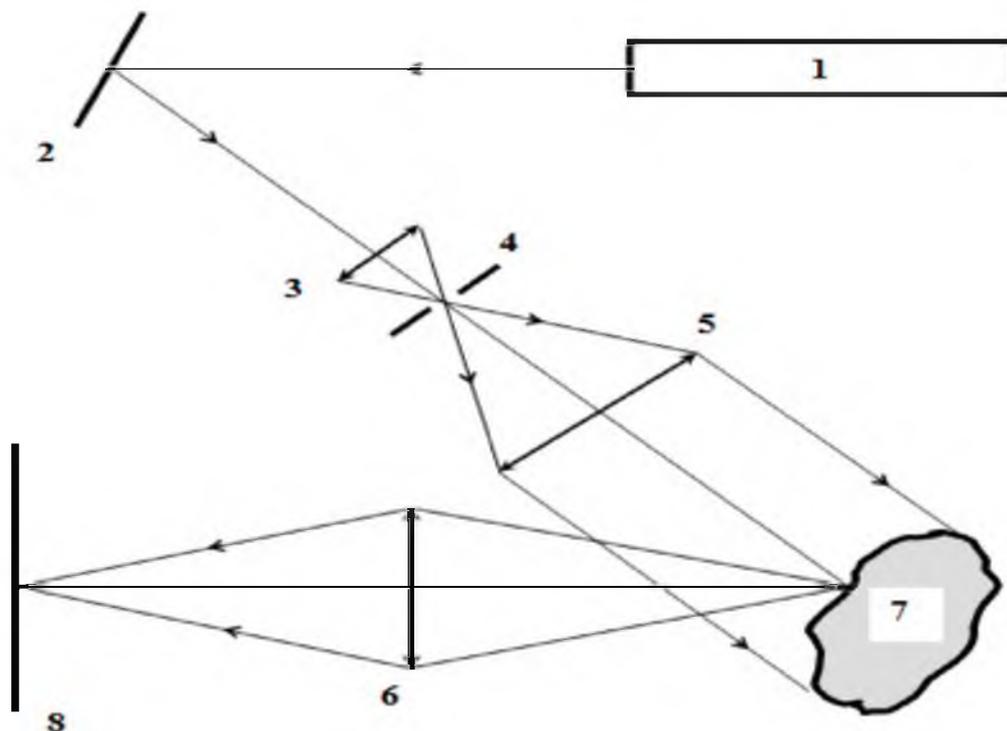


Рис. 3. Оптическая схема записи спеклограмм: 1– лазер ЛГН-215, $\lambda = 0,6328 \text{ мкм}$; 2 – поворотное зеркало; 3 – микрообъектив ($10\times$); 4 – точечная диафрагма (30 мкм); 5 – линза коллиматора; 6 – объектив; 7 – диффузный объект; 8 – фотопластинка

Fig. 3. Optical scheme of recording specklegrams: 1– laser LGN-215, $\lambda = 0,6328 \text{ }\mu\text{m}$; 2 – rotary mirror; 3 – micro lens ($10\times$); 4 – point aperture (30 μm); 5 – collimator lens; 6 – lens; 7 – diffuse object; 8 – photographic plate

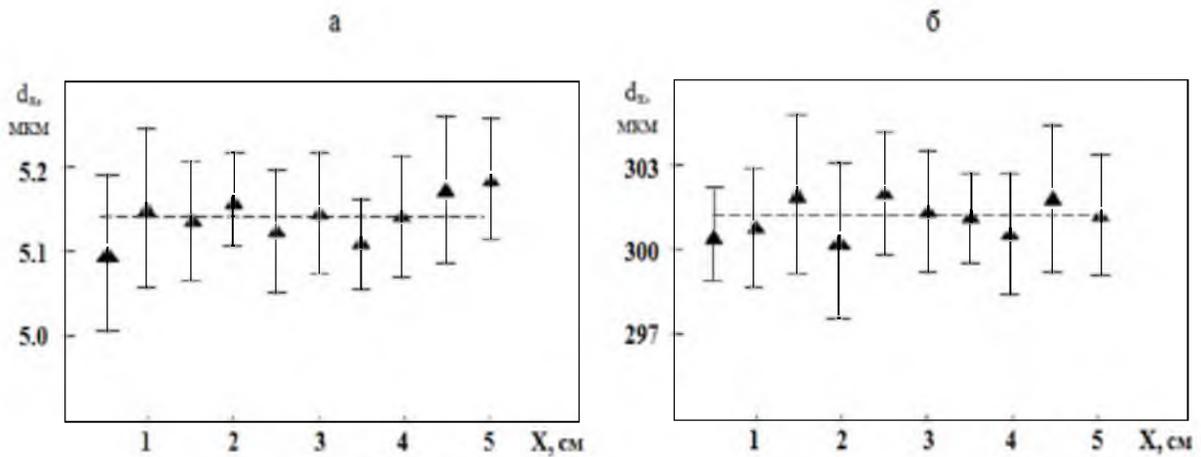


Рис. 4. Экспериментальное определение проекций вектора смещения при смещении объекта как целого вдоль оси X на величину: а – $d_0 = 5$ мкм; б – $d_0 = 300$ мкм

Fig. 4. Experimental determination of the projections of the displacement vector of the displacement of the object as a whole along the X -axis at the value: а – $d_0 = 5$ μm ; б – $d_0 = 300$ μm

На рис. 4. представлены результаты экспериментального определения смещения. Для определения проекций вектора смещения решалась система уравнений [Майоров и др., 2017; Maiorov et al., 2018; Майоров и др., 2018 а, б.; Maiorov et al., 2019] при $\sin\alpha_0 = 0,1$ ($\alpha_0 = 0,1$ рад.) Графики отражают зависимость проекций d_x и d_y от координаты x в плоскости спеклограммы для $y = \text{const}$. Из рис. 4. видно, что экспериментально определенная проекция d_x достаточно хорошо совпадает с величиной d_0 – показанием индикатора перемещений. При этом величина отклонений смещения от среднего значения (пунктирная линия) для $d_0 = 5$ мкм не превышает 0,1 мкм, для $d_0 = 300$ мкм – 1,5 мкм, что хорошо согласуется с теорией.

Экспериментальному исследованию подлежала также деформация поверхности биологического объекта – зубной ткани. Получены результаты на спеклограмме, где велась регистрация двух состояний объекта: в ненагруженном состоянии и при нагрузке $P = 32$ кгс. Регистрация объекта на фотопластинку производилась с увеличением $M = 3$. На рис. 5 показаны результаты определения вектора смещения при перемещении спеклограммы по осям X и Y .

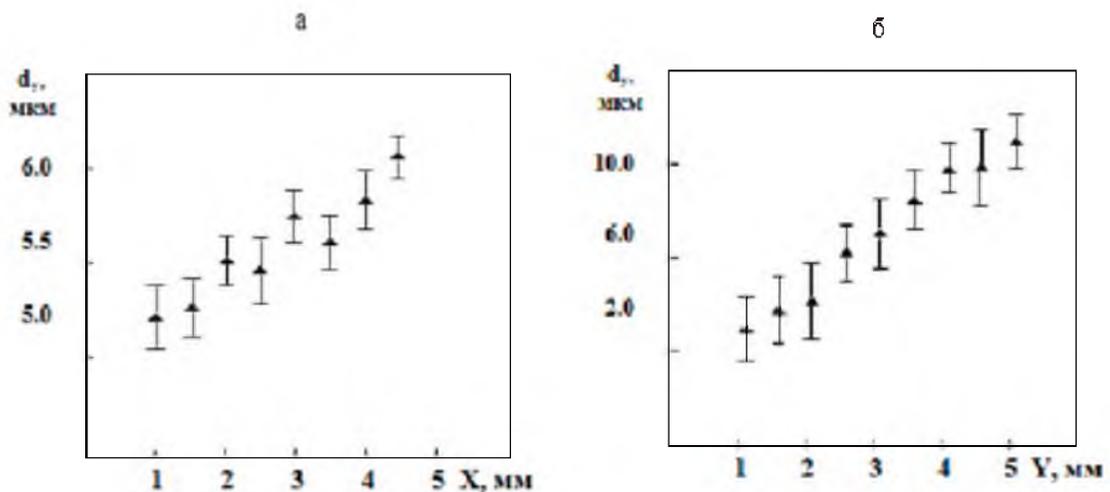


Рис. 5. Изменение проекций вектора смещения поверхности нагруженного объекта вдоль направлений: а – X ; б – Y

Fig. 5. Changing the projections of the displacement vector of the surface of the loaded object along the directions: а – X ; б – Y

Заключение

В настоящей статье предложена спекл-голографическая интерференционная система обработки спеклограмм для измерений микродеформаций зубной ткани. Детально описана работа системы, а также определен диапазон угла расхождения, в пределах которого можно производить измерения биологических объектов. Экспериментально определена проекция d_x , которая достаточно хорошо совпадает с величиной d_0 – показанием индикатора перемещений. При этом величина отклонений смещения от среднего значения для $d_0 = 5$ мкм не превышает 0,1 мкм, для $d_0 = 300$ мкм – 1,5 мкм, что хорошо согласуется с теорией. Получены данные о напряженно-деформированном состоянии объекта на голограмме, где велась запись двух состояний объекта: в ненагруженном состоянии и при нагрузке $P = 32$ кгс. Регистрация объекта на фотопластинку производилась с увеличением $M = 3$.

Приведенные выше результаты имеют важное практическое значение для оптического приборостроения, медицины, в частности стоматологии, поскольку позволяют определять микродеформации с высокой точностью.

Список литературы References

1. Богомолов А.С. 1978. Исследование рельефа диффузно отражающих объектов методом спекл-топографии с открытой апертурой. ЖТФ. 48(8): 1696–1699.
Bogomolov A. S. 1978. Study of the relief of diffusely reflecting objects by the method of speckle-topography with an open aperture. ZhTF. 48(8): 1696–1699 (in Russian).
2. Большаков О.П., Котов И.Р., Хопов В.В. и др. 2003. Обработка голографических интерферограмм и спеклограмм с использованием двухчастотного лазера. Научно-технический Вестник ИТМО. 11: 21–24
Bolshakov O.P., Kotov I.R., Hopov, V.V. et al. 2003. Processing of holographic interferograms and specklegrams using a two-frequency laser. Scientific and technical journal ИТМО. 11: 21–24 (in Russian).
3. Вест Ч. 1982. Голографическая интерферометрия. М., Мир, 504.
West Ch. 1982. Holographic interferometry. M., World Publ, 504 (in Russian).
4. Джоунс Р., Уайкс К. 1986. Голографическая и спекл-интерферометрия. М., Мир, 327.
Jones R., Wicks K. 1986. Holographic and speckle interferometry. M., World, 327 (in Russian).
5. Клименко И.С. 1985. Голография сфокусированных изображений спекл-интерферометрия. М., Наука, 224.
Klimenko, I. S. 1985. Holography of focused images of the speckle interferometry. M., Nauka Publ, 224 (in Russian).
6. Котов И.Р., Хопов В.В., Майоров Е.Е. 2004. Интерферометрические исследования биологических объектов. Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 15: 70–72.
Kotov I.R., Hopov, V.V., Mayorov E.E. 2004. Interferometric studies of biological objects. Journal scientific and technical of information technologies, mechanics and optics. 15: 70–72 (in Russian).
7. Mayorov E.E., Prokopenko V.T. 2012. A limited-coherence interferometer system for examination of biological objects. Biomedical Engineering. 46(3): 109–111.
8. Mayorov E.E., Prokopenko V.T., Sherstobitova A.S. 2013. Investigating an optoelectronic system for interpreting holographic interferograms. Journal of Optical Technology. 80(3): 162–165.
9. Mayorov E.E., Prokopenko V.T., Ushveridze L.A. 2014. A system for the coherent processing of specklegrams for dental tissue surface. Biomedical Engineering. 47(6): 304–306.
10. Mayorov E.E., Udakhina S.V., Chernyak T.A. et al. 2016. Optoelectronic computer system for detection of foreign agents in subsurface layers of skin. Biomedical Engineering. 50(2): 84–87.
11. Майоров Е.Е., Дагаев А.В., Пономарев С.Е. 2017. Разработка оптического прибора для обработки голографических интерферограмм применительно к локальным наклонам диффузно-отражающих объектов. Приборы. 6(204): 25–28



Maierov E.E., Dagaev A.V., Ponomarev S.E. 2017. Development of an optical device for processing holographic interferograms in relation to local slopes of diffuse-reflecting objects. *Instrumentation*. 6(204): 25–28 (in Russian).

12. Maierov E.E., Prokopenko V.T., Tsygankova G.A. et al. 2018. Experimental study of metrological characteristics of the automated interferometric system for measuring the surface shape of diffusely reflecting objects. *Measurement Techniques*. 60(10): 1016–1021.

13. Maierov E.E., Turovskaya M.S., Tsygankova G.A. et al. 2019. Measurement of red blood cell geometry using holographic interferometry. *Biomedical Engineering*. 52(6): 423–426

14. Майоров Е.Е., Попова Н.Э., Шаламай Л.И. и др. 2018. Цифровая голографическая интерферометрия как высокоточный инструмент в стоматологии. *Известия тульского государственного университета. Технические науки*. 10: 249–256.

Maierov E.E., Popova N.E., Shalamay L.I. et al. 2018. Digital holographic interferometry as a high-precision tool in dentistry. *Izvestiya of Tula state University. Technical science*. 10: 249–256 (in Russian).

15. Майоров Е.Е., Машек А.С., Цыганкова Г.А. и др. 2018. Анализ интерференционного сигнала когерентно-ограниченной системы контроля негладких поверхностей. *Известия ЮФУ. Технические науки*. 2: 221–233.

Maierov E.E., Mashek A.S., Tsygankova G.A. et al. 2018. Analysis of interference signal of coherent-bounded control system of non-smooth surfaces. *Izvestiya SFU. Technical science*. 2: 221–233 (in Russian).

16. Archbold E., Ennos A.E. 1988. Displacement measurement from double-exposure speckle photography. *Opt. Acta*. 19(4): 253–271.

17. Barker D.B., Fourney M.E. 1977. Measuring fluid velocities with speckle patterns V. *Opt. Lett.* I(4): 135–137.

Ссылка для цитирования статьи

Reference to article

Майоров Е.Е., Туровская М.С., Попова Н.Э., Черняк Т.А., Пушкина В.П., Дагаев А.В., Абрамян В.К., Зайцев Ю.Е. 2019. Исследование спекл-голографической интерференционной системы обработки спеклограмм для контроля биологических объектов. *Научные ведомости Белгородского государственного университета. Серия: Математика. Физика*. 51 (2): 323–330. Doi: 10.18413/2075-4639-2019-51-2-323-330.

Maierov E.E., Turovskaya M.S., Popova N.E., Chernyak T.A., Pushkina V.P., Dagaev A.V., Abramian V.K., Zaitsev Y.E. 2019. The study of speckle holographic interferometric processing system specklegram for the control of biological objects. *Belgorod State University Scientific Bulletin. Mathematics. Physics*. 51 (2): 323–330 (in Russia). Doi: 10.18413/2075-4639-2019-51-2-323-330.