

Исследование зубной эмали *in vitro* интерферометром сдвига

Аннотация

Рассматриваемая работа посвящена исследованию поверхности зубной ткани *in vitro* интерферометром сдвига. Актуальность работы состоит в том, что применение данного прибора для измерения поверхности эмали зуба велось с высокой точностью – до десятых микрометров. Описана работа функциональной схемы интерферометра. Определен критерий настройки прибора. Приведены экспериментальные результаты определения шероховатости поверхности второго моляра, обработанной материалом Tokuyama bond force II, и в естественном состоянии. Получены погрешности измерений обработанного образца, которая составила 0,1 мкм, и без обработки – 0,25 мкм. Дана оценка погрешности измерений, обусловленной необходимостью поворота плоскости поляризации излучения при помощи полуволновой пластины в одном из каналов интерферометра сдвига.

Введение

В последнее время свою востребованность в исследовании биологических объектов находят оптические приборы и системы в разном техническом исполнении. В частности, интерферометрия заняла особую нишу для исследования с высокой точностью поверхности объекта различной шероховатости [1], [2].

Со времени первых шагов голографической интерферометрии по внедрению в научную и лабораторную практику большие успехи достигнуты в методике регистрации интерферограмм [3], [4]. Современный уровень развития вычислительной техники и компьютеризация научных исследований позволяют успешно решать задачи качественного анализа и количественной интерпретации полученных экспериментальных данных. Однако нет достаточных оснований утверждать, что решены все проблемы в разработке средств и методов оптической обработки голографических интерферограмм при исследовании биологических объектов [5], [6].

Изучение существующих подходов к считыванию информации с голографической интерферограммы после записи поверхности биологического объекта показывает, что наиболее точными и информативными являются автоматизированные интерферометры сдвига, в которых фазовые характеристики интерференционного поля трансформируются в фазу электрического сигнала [7], [8]. Измерение последней осуществляется посредством электронной аппаратуры. Использование указанного технического решения позволяет в значительной степени снизить погрешность измерений и расширить диапазон определяемых величин.

Среди различных интерферометрических приборов при исследовании вариации высоты рельефа возмущенного объекта можно выделить интерферометр сдвига [9], [10]. При исследовании поверхности объекта классическая интерферометрия дает погрешность измерений $2\pi \cdot 0,22$. Интерферометрия сдвига при прочих равных условиях повышает точность измерений на два порядка ($2\pi \cdot 0,22 \cdot 10^{-2}$).

Поэтому целью работы явилось исследование биологического объекта *in vitro* интерферометром сдвига.

Интерферометр сдвига

Для проведения экспериментальных исследований был разработан интерферометр сдвига, функциональная схема которого представлена на *рис. 1*. Воспроизведение волновых фронтов, записанных на регистрирующую среду (голограмма), происходило посредством светового излучения лазера 1 (ЛГ-79). Принцип гетеродинной интерферометрии реализовывался путем использования светового пучка двух длин волн блоком 3. Последний представлен интерферометром Маха-Цендера, в каналах которого находились акусто-оптические модуляторы 6 и 7 (применялись устройства типа МЛ-201). Модуляторы возбуждались напряжением ВЧ-генераторов 8 и 9. Голограмма 13 освещалась сформированным двухчастотным излучением и ус-

танавливалась с возможностью перемещения в своей плоскости, а также в направлении, перпендикулярном плоскости, с возможностью вращения вокруг двух взаимно перпендикулярных осей, лежащих в ее плоскости.

Для проведения фазовых измерений необходимо наличие двух каналов: опорного и измерительного. Сигнал опорного канала формировался из прямопроходящего света (*рис. 1*). Такой подход удобно применять в случае, когда геометрия освещения голограммы в процессе эксперимента остается неизменной. В противоположном случае для формирования опорного сигнала использовалось излучение, отраженное от светоделительной пластинки 11. Измерительный канал формировался в направлении распространения света, дифрагированного на голограмме. Для обеспечения повышенной стабильности параметров возбуждающего сигнала в ВЧ-генераторах использовались кварцевые резонаторы с частотами $f_8 = 62\,002$ кГц и $f_9 = 62\,107$ кГц.

Пусть скорость распространения возбужденной акустической волны в модуляторе равна v_M . Тогда шаг первой гармоники образующейся акустической решетки равен

$$\lambda_M = \frac{v_M}{f_B}, \quad (1)$$

где f_B – частота возбуждающего сигнала.

Частота первой гармоники светового сигнала f_g на выходе движущейся со скоростью v_M периодической структуры с шагом λ_M равна

$$f_g = \frac{v_M}{\lambda_M}. \quad (2)$$

Сравнивая выражения (1) и (2), получим, что частота интерференционного сигнала Ω будет равна

$$\Omega = f_9 - f_8 = 105 \text{ кГц.}$$

Электрические сигналы с выходов фотоприемников 20 и 21 обоих каналов после усиления подаются на входы измерителя разности фаз (применялся прибор Ф2-16). Резонансные усилители 22, 23 настроены на частоту интерференционного сигнала 105 кГц.

При сканировании голограммы фаза интерференционного сигнала изменялась, так как изменялось смещение записанной на регистрирующей среде поверхности биологического объекта. Фаза опорного сигнала оставалась постоянной независимо от величины и ориентации смещения точек поверхности. Поэтому показания измерителя разности фаз изменялись в соответствии с изменением вектора смещения.

Настройка системы заключалась в согласовании вектора смещения, зарегистрированного на голограмме, с вектором сдвига, вносимого интерферометром. Для этого на первом этапе производилось согласование ориентаций векторов посредством вращения оборачивающей призмы 12. Контроль настройки осуществлялся по максимуму сигнала фотоприемника 21. Затем производилось согласование по величине смеще-

ния посредством настройки интерферометра. Критерий настройки также заключался в достижении наибольшей величины сигнала фотоприемника 21.

Экспериментальные результаты

Экспериментальные измерения *in vitro* проводились на втором моляре интерферометром сдвига, функциональная схема которого представлена на рис. 1. Исследуемая поверхность второго моляра, обработанная материалом Tokuyama bond force II (бонд) (рис. 2), записывалась на голограмме. Материал Tokuyama bond force II является светоотверждающим реставрационным и пломбирочным материалом, применяемым в стоматологии. Регистрировалась поверхность этого моляра до обработки бондом (рис. 3). Для независимого контроля использовали датчик линейных смещений 1МИГ с ценой деления 1 мкм. Получение информации с регистрирующей среды об изменениях поверхности зубной ткани производилось с учетом априорных данных об искомом векторе смещения. Количественная интерпретация голограмм осуществлялась путем использования уравнения, приведенного в [11], [12].

Для нахождения исходной величины смещения d решалась следующая система уравнений:

$$\begin{cases} \Phi = \frac{2\pi}{\lambda} \sin \alpha_1; \\ \Phi = \frac{2\pi}{\lambda} \sin \alpha_2, \end{cases} \quad (3)$$

где α_1, α_2 – различные направления освещения; Φ_1, Φ_2 – соответствующие показания измерителя разности фаз; λ – длина волны восстанавливающего излучения.

Из системы (3) получаем

$$d = \frac{\Phi_2 - \Phi_1}{\frac{2\pi}{\lambda} (\sin \alpha_2 - \sin \alpha_1)}$$

Изменение угла освещения выполнялось при помощи оборачивающей призмы 12. Отметим, что в этом случае опорный сигнал системы измерений формировался с использованием излучения, отраженного от светоделителя 11.

Результаты измерений и определения величины смещения поверхности показаны на рис. 4. Как следует из графических

представлений, результаты измерений хорошо согласуются с величиной контрольного отсчета по датчику линейных перемещений. Также видно, что величина среднеквадратичного отклонения от среднего значения высоты вариации рельефа не превосходит для $d = 30$ мкм – 0,1 мкм, для $d = 100$ мкм – 0,25 мкм. Это означает, что при использовании материала Tokuyama bond force II поверхность зубной ткани более гладкая (погрешности измерения высоты вариации рельефа составила 0,1 мкм), а при естественном состоянии поверхности зубной ткани – 0,25 мкм. Поэтому применение этого материала в стоматологии перспективно.

Погрешности измерений, связанные со спецификой съема информации с голографической интерферограммы, достаточно подробно рассмотрены в [13]-[20]. Анализ причин, влияющих на точность измерений, таких как спекл-шум, шум электронной части устройства, требования, предъявляемые к интерферометру сдвига и оборачивающей призме применительно к гетеродинным интерферометрическим системам, проведен в [21]. Поэтому в работе приведем данные для погрешности, характерной для рассматриваемого интерферометра сдвига. В предлагаемом приборе дополнительная ошибка измерений обусловлена необходимостью поворота плоскости поляризации излучения при помощи полуволновой пластинки в одном из каналов интерферометра сдвига (рис. 1).

Действительно, свет от голограммы распространяется в некотором апертурном угле – 0,1...0,2 рад. Отметим, что имеется в виду только свет, попадающий в приемную апертуру фотоприемника. Толщина полуволновой пластины рассчитывается исходя из конкретной длины волны и для нормального падения лучей света. Присутствие в падающем пучке лучей, отличных от нормальных, приведет к нарушению линейности поляризации выходного излучения.

Таким образом, погрешность измерения обусловлена изменением толщины пластинки $\lambda / 2$ (рис. 1) для различных углов падающих лучей. Толщина пластинки $\lambda / 2$, необходимая для линейной поляризации, равна [17]-[21]

$$h_0 = \frac{\lambda}{2} \cdot \frac{1}{n_0 - n_e} + \frac{m\lambda}{n_0 - n_e},$$

где m – целое; λ – длина волны светового излучения; n_0 и n_e – показатель преломления для обыкновенного и необыкновенного лучей.

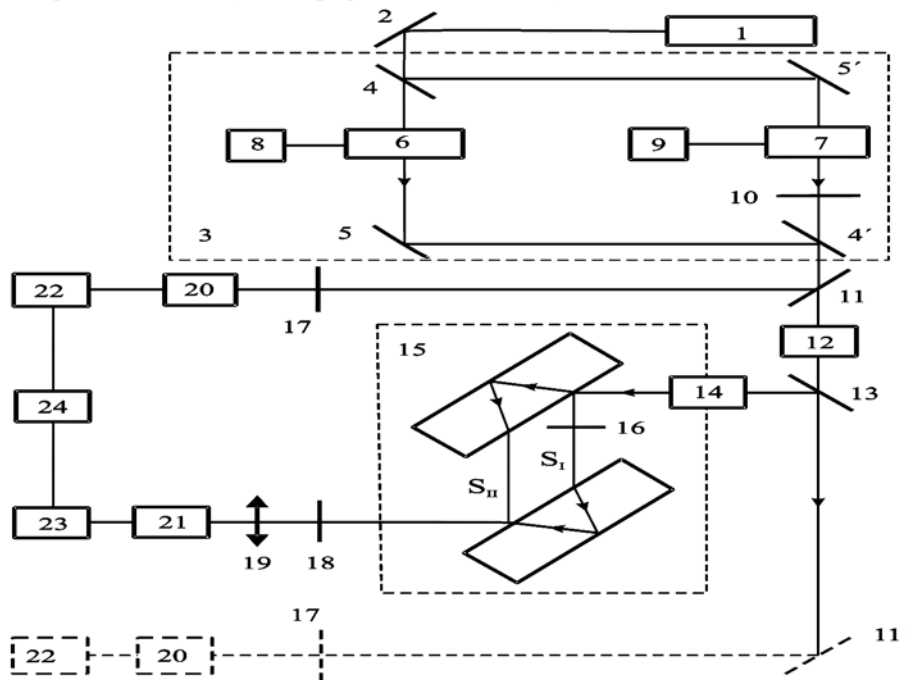


Рис. 1. Функциональная схема интерферометра сдвига: 1 – лазер; 2, 5, 5', 11 – зеркала; 3 – блок формирования двухчастотного излучения; 4, 4', 11 – светоделители; 6, 7 – акустооптические модуляторы; 8, 9 – ВЧ-генераторы; 10, 16 – полуволновые пластинки; 12, 14 – оборачивающие призмы; 13 – голограмма; 15 – интерферометр; 17, 18 – поляризаторы; 19 – линза; 20, 21 – фотоприемники; 22, 23 – усилители; 24 – измеритель разности фаз

Заклучение

В рассматриваемой работе представлена функциональная схема прибора для измерения шероховатости поверхности зубной ткани. Проведены экспериментальные исследования поверхностей второго моляра в естественном состоянии и обработанные материалом Tokuyama bond force II, которые записывались на регистрирующей среде, имеющей две экспозиции. Получено, что при применении материала Tokuyama bond force II поверхность зубной ткани имеет более гладкую поверхность, чем в естественном состоянии. Также дана оценка погрешности измерений, обусловленной необходимостью поворота плоскости поляризации излучения при помощи полуволновой пла-

стины в одном из каналов интерферометра сдвига. Данные измерения могут представлять интерес как для разработчиков этих материалов, так и для врачей-стоматологов.

Список литературы:

1. Борн М., Вольф Э. Основы оптики. – М.: Наука, 1970. 855 с.
2. Оптическая голография / Под ред. Г. Колфилда; пер. с англ. под ред. С.Б. Гуревича. Т. 1. – М.: Мир, 1982. 374 с.
3. Ландсберг Г.С. Оптика. – М.: Наука, 1976. 926 с.
4. Афанасьев В.А. Оптические измерения. – М.: Недра, 1968. 263 с.

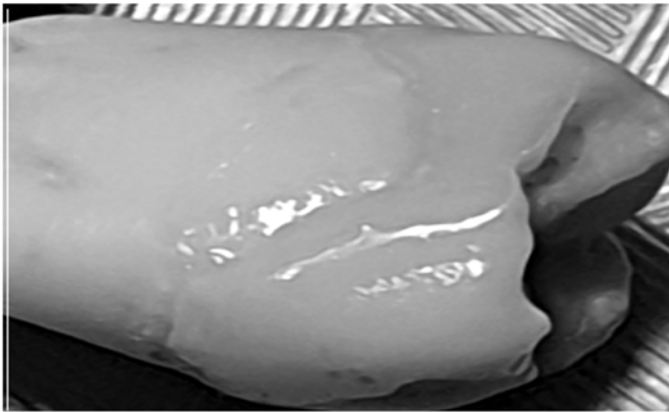


Рис. 2. Внешний вид поверхности второго моляра, обработанной материалом Tokuyama bond force II



Рис. 3. Внешний вид поверхности второго моляра без обработки

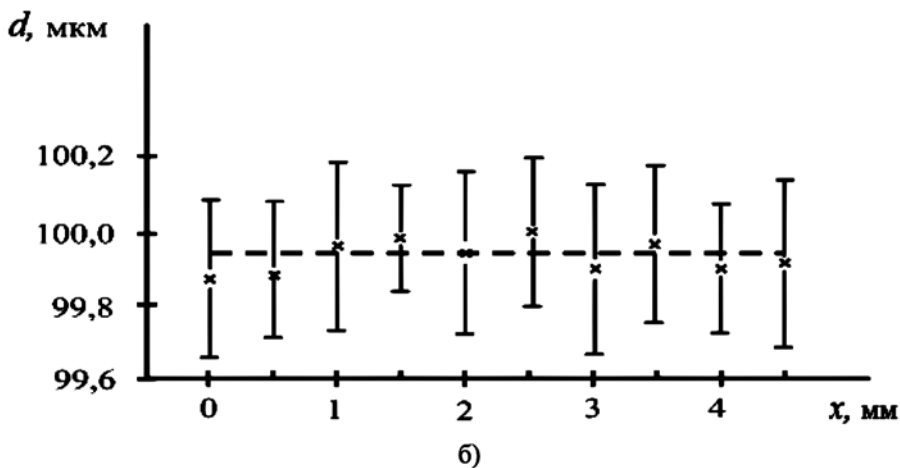
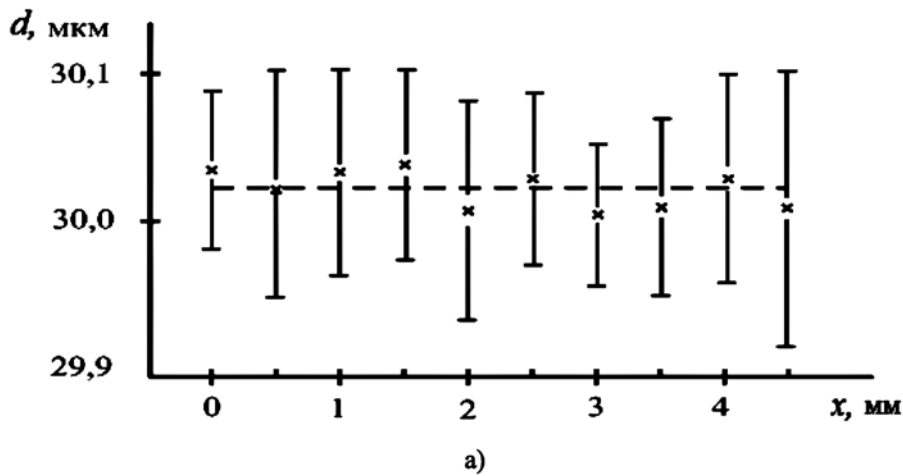


Рис. 4. Результаты измерений поверхности зубной ткани: а) при воздействии внешнего агента; б) в естественном состоянии

5. Hausler G., Lindner M.W. Coherence radar and spectral radar – New tools for dermatological diagnosis // F. Biomed. Opt. 1998. Vol. 3. № 1. PP. 21-31.
6. Большаков О.П., Котов И.Р., Хонов В.В. Система для измерения рельефа поверхности и упругости кожи // Медицинская техника. 1997. № 5. С. 35-38.
7. Majorov E.E., Prokopenko V.T. A limited-coherence interferometer system for examination of biological objects // Biomedical Engineering. 2012. Vol. 46. № 3. PP. 109-111.
8. Захарьевский А.Н. Интерферометры. – М.: Оборонгиз, 1952. 296 с.
9. Majorov E.E., Prokopenko V.T., Mashek A.C., Tsygankova G.A., Kurlov A.V., Khokhlova M.V., Kirik D.I., Kapralov D.D. Experimental study of metrological characteristics of the automated interferometric system for measuring the surface shape of diffusely reflecting objects // Measurement Techniques. 2017. Vol. 60 (10). PP. 1016-1021.
10. Креопалова Г.В., Лазарева Н.Л., Пуряев Д.Т. Оптические измерения. – М.: Машиностроение, 1987. 264 с.
11. Майоров Е.Е., Прокопенко В.Т., Ушверидзе Л.А. Расчет параметров сканирования интерферометрической системы контроля формы диффузно отражающих объектов // Приборы. 2012. № 7 (145). С. 23-25.
12. Майоров Е.Е., Прокопенко В.Т. Интерферометрия диффузно отражающих объектов. – СПб.: Издат. НИУ ИТМО, 2014. С. 193.
13. Малакара Д. Оптический производственный контроль / Пер. с англ. под ред. А.Н. Соснова. – М.: Машиностроение, 1985. 340 с.
14. Majorov E.E., Prokopenko V.T., Ushveridze L.A. A system for the coherent processing of specklegrams for dental tissue surface examination // Biomedical Engineering. 2014. Vol. 47. № 6. PP. 304-306.
15. Майоров Е.Е., Машек А.Ч., Удахина С.В., Цыганкова Г.А., Хайдаров Г.Г., Черняк Т.А. Разработка компьютерной интерференционной системы контроля негладких поверхностей // Приборы. 2015. № 11 (185). С. 26-31.
16. Майоров Е.Е., Шаламай Л.И., Попова Н.Э., Коцкович А.В., Дагаев А.В., Хайдаров Г.Г., Хайдаров А.Г., Писарева Е.А. Исследование кариеса на ранней стадии образования когерентной сканирующей интерферометрией в низкокогерентном свете // Приборы и системы. Управление, контроль, диагностика. 2018. № 11. С. 25-30.
17. Майоров Е.Е., Машек А.Ч., Цыганкова Г.А., Поликарпова А.А., Константинова А.А., Хохлова М.В. Исследование интерферометра Майкельсона с когерентно-ограниченным источником излучения для контроля диффузно отражающих объектов // Известия ТулГУ. Технические науки. 2018. Вып. 4. С. 387-397.
18. Майоров Е.Е., Попова Н.Э., Шаламай Л.И., Цыганкова Г.А., Черняк Т.А., Пушкина В.П., Писарева Е.А., Дагаев А.В. Цифровая голографическая интерферометрия как высокоточный инструмент в стоматологии // Известия Тульского государственного университета. Технические науки. 2018. № 10. С. 249-256.
19. Майоров Е.Е., Прокопенко В.Т., Шаламай Л.И., Хохлова М.В., Туровская М.С., Ушакова А.С., Дагаев А.В. Применение сканирующей интерферометрии в низкокогерентном свете для измерения *in vivo* деминерализованных областей эмали под десной // Известия высших учебных заведений. Приборостроение. 2019. Т. 62. № 2. С. 128-135.
20. Прокопенко В.Т., Майоров Е.Е., Шаламай Л.И., Хохлова М.В., Катунин Б.Д., Капралов Д.Д. Исследование *in vivo* минерализованных областей эмали под десной с помощью интерферометрического прибора // Известия высших учебных заведений. Приборостроение. 2019. Т. 62. № 7. С. 643-649.
21. Майоров Е.Е., Туровская М.С., Попова Н.Э., Черняк Т.А., Пушкина В.П., Дагаев А.В., Абрамян В.К., Зайцев Ю.Е. Исследование спекл-голографической интерференционной системы обработки спеклограмм для контроля биологических объектов // Научные ведомости Белгородского государственного университета. Технические науки. 2019. Т. 51. № 2. С. 323-330.

Евгений Евгеньевич Майоров,
 канд. техн. наук, зав. кафедрой,
 Университет при Межпарламентской
 Ассамблее ЕврАзЭС,
 Людмила Ивановна Шаламай,
 канд. мед. наук, доцент,
 Первый Санкт-Петербургский
 государственный медицинский университет
 им. акад. И.П. Павлова,
 Татьяна Анатольевна Черняк,
 канд. эконом. наук, доцент,
 Санкт-Петербургский государственный
 университет аэрокосмического приборостроения,
 г. С.-Петербург,
 Александр Владимирович Дагаев,
 канд. техн. наук, доцент,
 Ивангородский гуманитарно-технический институт –
 филиал ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский
 государственный университет
 аэрокосмического приборостроения»,
 г. Ивангород,
 Марина Владимировна Хохлова,
 канд. техн. наук, доцент,
 Военно-космическая академия
 им. А.Ф. Можайского,
 Рамиз Балахан оглы Гулиев,
 канд. техн. наук, доцент,
 Университет при Межпарламентской
 Ассамблее ЕврАзЭС,
 г. С.-Петербург,
 e-mail: majorov_ee@mail.ru

* * * * *