

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2013

УДК 616.314-089.29-06-07

В.А. Парунов¹, К.О. Казиева², А.В. Осинцев³, И.Ю. Лебеденко²

ОЦЕНКА ВОЗМОЖНЫХ ДЕФОРМАЦИЙ КАРКАСОВ МЕТАЛЛОКЕРАМИЧЕСКИХ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ НА ОСНОВЕ ЗОЛОТА, СПАЯННЫХ СПЛАВОМ-ПРИПОЕМ БЕКАДЕНТ В (СУПЕР-ВП), МЕТОДОМ ГОЛОГРАФИЧЕСКОЙ ИНТЕРФЕРОМЕТРИИ

¹Лаборатория материаловедения Научно-исследовательского медико-стоматологического института Московского государственного медико-стоматологического университета им. А.И. Евдокимова; ²кафедра госпитальной ортопедической стоматологии Московского государственного медико-стоматологического университета им. А.И. Евдокимова; ³Научно-исследовательский ядерный университет (НИЯУ)

В статье авторы оценили возможные деформации каркасов металлокерамических протезов на основе золота, спаянных сплавом-припоем Бекадент В (Супер ВП), методом голографической интерферометрии

Ключевые слова: стоматологические золотые сплавы, золотой припой, голографическая интерферометрия

THE ASSESSMENT OF POSSIBLE DEFORMATIONS OF THE SKELETONS OF CERAMIC-METAL DENTURE ON THE BASIS OF GOLD, WELDED ALLOY SOLDER БЕКАДЕНТ В (SUPER-VI), THE METHOD OF HOLOGRAPHIC INTERFEROMETRY

V.A. Parunov, K.O. Kazieva, A.V. Osintsev, I.Yu. Lebedenko

In the article the authors evaluated the possible deformation of the skeletons of the metal-ceramic dentures on the basis of gold, welded alloy solder Бекадент В (Super-VI), the method of holographic interferometry

Key words: dental gold alloys, gold solder, holographic interferometry

Введение

Сложность различных клинических ситуаций определяет разнообразие мостовидных протезов, изготовленных в процессе лечения стоматологических пациентов. В клинике мы можем наблюдать мостовидные протезы с разным числом опор и промежуточных элементов, выполненных методом литья. При этом проблема точности прилегания каркасов может быть очень острой. Что выбрать, цельнолитой каркас или предварительно разрезанный, а затем спаянный? Используемый нами экспериментальный метод позволяет осуществлять исследование деформирования каркасов металлокерамических протезов, изготовленных различными способами, и влияния технологических этапов на степень деформирования в рамках одного способа изготовления исследуемых объектов с высокой точностью и достоверностью.

Материалы и методы

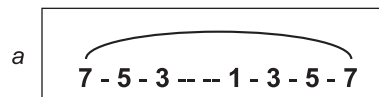
Исследования проводились на кафедре физики голографических методов исследования напряжения и деформации Научно-исследовательского ядерного университета (НИЯУ).

Для проведения исследования было изготовлено специальное устройство, имитирующее расположение препарированных зубов нижней челюсти (НЧ), позволяющее моделировать процессы деформирования опорных зубов при фиксации на них испытываемых протезов и осуществлять регистрацию процесса деформирования методом голографической интерферометрии. Устройство состояло из цоколя из алюминиевого сплава Д16Т и аналогов препарированных зубов. Размеры цоколя 60×100 мм, толщина 19 мм. В нем имелись отверстия, расположенные в центрах координат зубов НЧ, для фиксации опорных зубов. Аналоги культи зубов имитировались усеченным конусом с высотой 7 мм и конусностью 6 градусов, с различными диаметрами у основания культи зубов. Для фронтальной группы диаметр составил 4 мм, для группы клыков и премоляров 5 мм и 6 мм соответственно, и для моляров 7 мм и имитацией кругового уступа цилиндрическими шайбами толщиной 1,5 мм и диаметром на 1,6 мм больше диаметра основания конуса.

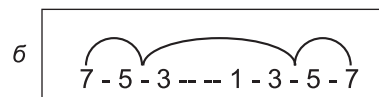
Далее на фрезеровочном аппарате CEREC 3 фрезеровали фрагменты мостовидного каркаса из полимерных беззольных блоков фирмы "Vita" (рис. 1 на вклейке).

Отфрезерованные образцы устанавливали на металлическую модель, соединяли липким воском, паковали в огнеупорную массу и замещали на металл по общепринятой методике. Из ранее изготовленных пластмассовых образцов были выполнены металлические каркасы 3 различными способами:

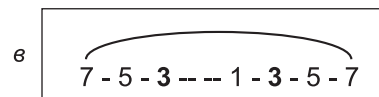
а. Замена цельного пластмассового каркаса на металлический методом литья:



б. Литые фрагментами, и пайка фрагментов на модели:



в. Литые металлического каркаса, затем его распиливание в области зубов 3.4 и 4.3 и пайка на модели в этих же местах:



Полученные 3 мостовидных каркаса, изготовленные различными способами, исследовали с помощью метода голографической интерферометрии на наличие и величину деформационных напряжений при плотном надевании на контрольную модель.

Для оценки влияния технологии изготовления мостовидных протезов на степень их деформирования была изготовлена модель зубного ряда НЧ из материала Протакрил, при этом расположение опорных зубов точно со-

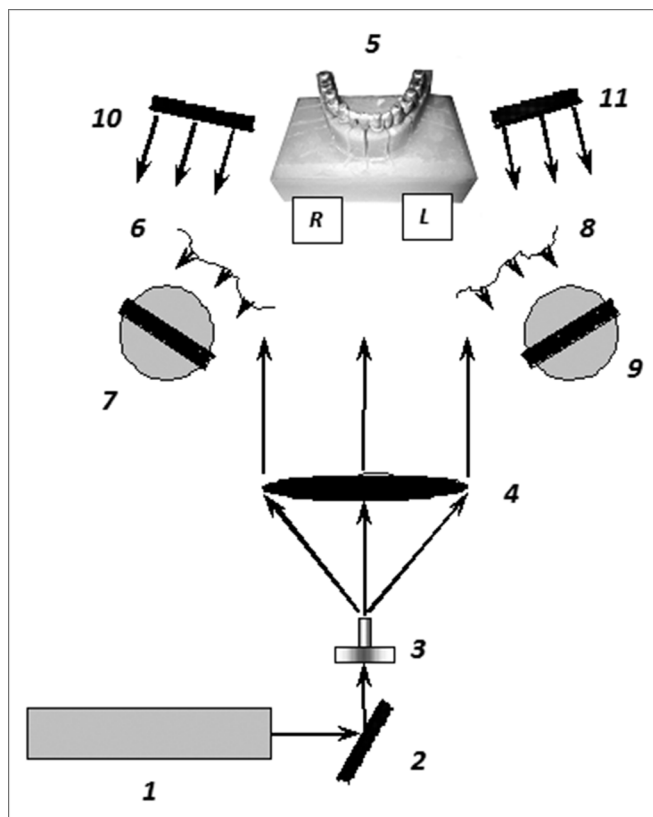


Рис. 4. Оптическая схема голографического интерферометра.

впадало с геометрией металлической модели НЧ (рис. 2 на вклейке).

В основе метода оценки лежит фиксация возможных отклонений геометрических размеров мостовидного протеза в результате его изготовления от исходного, при наличии которых при надевании этого протеза на податливую модель-регистратор возникнет изгиб балки, моделирующей корневую часть опорного зуба, что позволит оценить с высокой точностью степень деформирования протеза методом голографической интерферометрии. В случае, если деформации мостовидного протеза отсутствуют, т. е. его геометрия соответствует жесткой металлической модели, то при надевании такого протеза на податливую модель опорных зубов деформирования их корневой части не произойдет.

Для формирования корневой части опорных зубов на модели зубного ряда были выполнены поперечные пропилы шириной 1,5 мм, позволяющие каждому опорному зубу деформироваться отдельно друг от друга (рис. 3 на вклейке).

Для регистрации голографических интерферограмм при изучении процессов деформирования мостовидных протезов в зависимости от технологии их изготовления использовали классическую двулучевую схему Лейта–Упатниекса в сходящихся пучках. Луч от источника когерентного излучения лазера 1 (ЛТН-402; $\lambda = 0,53$ мкм; мощность 250 мВт) падает на зеркало 2, которое меняет его направление. Отраженный

от зеркала 2 лазерный луч падает на светоделитель 3. Прошедший через него луч расширяется микрообъективом 4, освещая объект исследования 5. Далее световая волна 6, отраженная от исследуемого объекта, падает на фотопластину 7, образуя предметную волну. Отраженный от светоделителя 3 луч зеркалами 8 и 9 направляется на микрообъектив 10 и после его расширения образует опорную волну 11 (рис. 4).

Регистрация двухэкспозиционных голографических интерферограмм осуществлялась на фотопластинке ВРП-03, время одной экспозиции составляло 10 с. Оптическую схему интерферометра монтировали на виброизолированной плите стационарной голографической установки, созданный на кафедре физики прочности.

Для каждого варианта изготовления протеза осуществлялась регистрация голографических интерферограмм методом двойной экспозиции в следующем порядке:

- пластмассовая модель-регистратор НЧ без мостовидного протеза устанавливалась в оптическую схему интерферометра;
- осуществлялась регистрация исходного состояния модели-регистратора вблизи корневой части зубов с 2 сторон (1-я экспозиция фотопластинки);
- далее на модель-регистратор устанавливался исследуемый вариант мостовидного протеза;
- после выдержки в 2–3 мин осуществлялась регистрация модели-регистратора НЧ с установленным на ней мостовидным протезом (регистрация деформированного состояния исследуемого объекта);
- экспонированные фотопластинки подвергали фотохимической обработке, пересъемке, осуществлялась расшифровка картин интерференционных полос.

Для повышения достоверности измерений на каждом типе протезов регистрировалось по 12 серий интерферограмм. Всего было зарегистрировано 80 двухэкспозиционных голографических интерферограмм.

Анализ картины голографических интерференционных полос, зарегистрированных при изучении деформирования 3 вариантов изготовления мостовидных протезов, позволил исследовать характер деформирования протезов и перемещения корневой части опорных зубов. Для этого была использована механическая интерпретация вектора перемещения интерференционных полос в вертикальной плоскости. При этом выражение для определения нормальной компоненты вектора перемещений ΔW_i имеет следующий вид:

$$\Delta W_i = \frac{\lambda}{2} \cdot (n_i - 0,5),$$

где λ – длина волны используемого лазерного излучения, в нашем случае $\lambda = 0,53$ мкм; n_i – абсолютный порядок темной интерференционной полосы в рассматриваемой точке поверхности стержневой модели.

Таким образом, определив максимальное число интерференционных полос на опорных зубах, мы смогли установить количественно величину перемещений, а по характеру расположения интерференционных полос и тип перемещения.

Результаты экспериментальных исследований методом голографической интерферометрии

Для варианта изготовления протеза единой дугой (вариант А) имеют место значительные деформации и перемещения вблизи опорных зубов 4.3 и 3.3 – порядка 7 мкм. Около

Средние значения перемещений опорных зубов для 3 вариантов протезов, мкм

	Вариант протеза	Опорные зубы						
		4.7	4.5	4.3	3.1	3.3	3.5	3.7
Перемещения, мкм	А	0	1,7	6,5	0,1	6,7	1,9	0
	В	0	1,5	2,3	0,1	2,5	1,3	0,1
	С	-2,9	0	3,9	0	4,1	0	-1,8

зубов 4.5 и 3.5 они незначительны и не превышают 2 мкм, а в области зубов 4.7, 3.1 и 3.7 они малы – не более 0,1 мкм (рис. 5).

При анализе протеза, отлитого фрагментами и спаянного на модели в области зубов 3.4 и 4.3 (вариант В), мы увидели, что для данного варианта изготовления протеза есть деформации и перемещения вблизи опорных зубов 4.3 и 3.3 – не более 2,5 мкм. Около зубов 4.5 и 3.5 они незначительны и не превышают 2 мкм, а в области зубов 4.7, 3.1 и 3.7 они малы – не более 0,1 мкм (рис. 6 на вклейке).

При изучении деформирования протеза металлического каркаса, отлитого дугой, распиленного в области зубов 3.4 и 4.3 и спаянного на модели в этих же местах (вариант С), можно сделать вывод, что имеют место деформации и перемещения вблизи опорных зубов 4.3 и 3.3 – порядка 4 мкм. Около зубов 4.5, 3.1 и 3.5 они малы – практически нулевые, в области зубов 4.7 и 3.7 они не превышают 2 мкм и направле-

ны наружу. Происходит поворот протеза относительно зубов 4.5 и 3.5 (рис. 7 на вклейке).

В таблице показаны средние значения перемещений опорных зубов для всех 3 вариантов протезов.

Заключение

Анализируя полученные данные деформирования и перемещения опорных зубов, можно сказать, что предпочтительным является протез, изготовленный из литых фрагментов, которые в дальнейшем скреплялись пайкой на каркасе, при котором величины деформирования протеза и перемещений опорных зубов сравнительно малы в сравнении с другими каркасами, изготовленными способами, рассмотренными ранее, но также следует указать и на тот факт, что повторная пайка литого мостовидного протеза приводит к увеличению деформации в области опорных зубов.

Поступила 04.02.13

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2013

УДК 616.314-073.537

И.Н. Сарычева¹, О.О. Янушевич², Д.А. Минаков³, В.А. Шульгин⁴, В.М. Кашикар⁴

ЛАЗЕРНО-ИНДУЦИРОВАННАЯ ФЛЮОРЕСЦЕНЦИЯ ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБА

¹ГБОУ ВПО Воронежская государственная медицинская академия имени Н.Н. Бурденко, ул. Студенческая 10., Воронеж, Россия, 394000; ²ГБОУ ВПО Московский государственный медико-стоматологический университет имени А.И. Евдокимова, ул. Делегатская 20/1, Москва, Россия, 127473; ³ВУНЦ ВВС Военно-воздушная академия, ул. Старых Большевиков 54а, Воронеж, Россия, 394064; ⁴ФГБОУ ВПО Воронежский государственный университет, Университетская пл. 1, Воронеж, Россия, 394006

Получены спектры флюоресценции эмали, дентино-эмалевой границы (ДЭГ), дентина, а также различных анатомо-морфологических областей интактных зубов при возбуждении лазерными источниками с длинами волн 405, 445 и 531 нм. Обнаружено, что наибольшим свечением обладает область ДЭГ, а наименьшим – область эмали, в то же время формы спектров очень схожи друг с другом для всех источников возбуждения. Это дает основание сделать предположение о том, что центры люминесценции в эмали, дентине и ДЭГ имеют единую природу. При этом наблюдается смещение максимума флюоресценции в длинноволновую область при увеличении длины волны возбуждения. Показано, что интенсивность флюоресценции интактных зубов существенно зависит от области исследования. Сделано предположение о том, что вклад в флюоресценцию твердых тканей зубов вносят несколько эндогенных флюорофоров, прежде всего структурные вещества белков коллагена и амелогенина, а также нестехиометрические кристаллы гидроксипатита кальция.

Ключевые слова: лазерно-индуцированная флюоресценция, дентин, эмаль, дентино-эмалевая граница, кристаллы гидроксипатита кальция

LASER-INDUCED FLUORESCENCE OF HARD DENTAL TISSUES

I. N. Sarycheva, O. O. Yanushevich, D. A. Minakov, V. A. Shulgin, V. M. Kashkarov

Fluorescence spectra of enamel, dentin-enamel junction (DEJ), and dentin as well as various anatomic-morphological regions of intact teeth were obtained under excitation with the laser sources of 405, 445 and 532 nm wavelengths. It was observed that DEJ was characterized by the highest intensity of fluorescence while dental enamel demonstrated the least intensity; at the same time spectra shapes are very similar for all of the applied excitation sources. This makes it possible to make an assumption that the luminescence spectra in the enamel, dentin and DEJ are of the common nature. One can observe the shift of fluorescence peak towards long-wave range with the increase of the excitation wavelength. Intensity of fluorescence was shown to be considerably dependent on the area of the study. We made an assumption that fluorescence of the hard dental tissues is contributed by several endogenous phosphors, first of all, by structural agents of collagen and amelogenin, and also by non-stoichiometric crystals of hydroxyapatite.

Key words: laser-induced fluorescence, dentin, enamel, dentin-enamel junction, crystals of hydroxyapatite

Введение

В последние десятилетия возможности современной стоматологии неизмеримо возросли [13, 18]. Но несмотря на это процент встречаемости патологий твердых тканей, особенно на ранних стадиях их развития, остается достаточно высоким. В связи с этим решение задачи диагностики самых ча-

сто встречающихся патологий зубов – кариеса, некариозных поражений остается актуальной.

Одними из наиболее перспективных методов решения данной проблемы являются методы оптической спектроскопии, среди которых прежде всего следует выделить метод лазерно-индуцированной флюоресцентной спектроскопии, который уже достаточно давно и успешно используется в различных областях медицины, таких как гинекология, офтальмология, онкология и стоматология [5, 10, 17]. За последние сто лет было проведено множество исследований флюоресценции зубов,

Сарычева Ираида Николаевна (Sarycheva Irida Nikolaevna)
+70623275555, e-mail: iraidaa@mail.ru