

С.А. Наумович, Т.В. Крушинина, Ф.Г. Дрик

Изучение напряженнодеформированного состояния депульпированных зубов методом голографической интерферометрии

Кафедра ортопедической стоматологии УО «Белорусского государственного медицинского университета»

В статье представлены результаты исследований напряженно-деформированного состояния девитальных интактных зубов, зубов после эндодонтического лечения и зубов, восстановленных с помощью стекловолоконных штифтов с применением метода лазерной голографической интерферометрии.

Ключевые слова: стекловолоконный штифт, депульпированный зуб, лазерная голографическая интерферометрия.

Существуют различные методики восстановления коронковой части зуба после эндодонтического лечения. Традиционно при значительном разрушении коронковой части депульпированного зуба используются индивидуальные или стандартные металлические внутриканальные штифты. Металлические индивидуальные литые штифтовые вкладки — проверенная временем, надежная технология, но у них есть некоторые нежелательные свойства. Например, они могут создавать гальваническую пару с металлом будущего каркаса металлокерамического, металлоакрилового протеза или с амальгамовыми пломбами, могут подвергаться коррозии в полости рта и могут вызвать аллергическую реакцию на свои составляющие, особенно сплавы на основе никеля. Кроме того, нельзя забывать, что модуль эластичности корневого дентина и металла существенно отличается. При боковой нагрузке появляются точки с повышенным внутренним напряжением. Поэтому стенки депульпированного зуба могут просто не выдержать, особенно, когда вектор силы направлен по косой. В таком случае возможно откалывание части зуба, может появиться трещина в области верхушки корня, что в итоге может приводить к продольному перелому корня [1]. Как правило, такие переломы являются показанием к удалению зуба. Но самый большой минус литой культевой вкладки для врача - это огромная сложность ее извлечения при необходимости ревизии и повторного эндодонтического лечения корневого канала, особенно в многокорневых зубах. Немного проще извлечь стандартные металлические штифты-анкера. Такие штифты изготавливаются из различных сплавов, могут быть с резьбой или не иметь резьбу, то есть быть «активными» или «пассивными». Хотя использование штифтов с резьбой и обеспечивает хорошую ретенцию, но их вкручивание с усилием ведет к увеличению внутреннего напряжения корневого дентина, что ослабляет в целом корень и может вести к перелому восстановленного зуба [4,5]. Пассивные металлические штифты в свою очередь часто расцементируются из-за отсутствия механической ретенции с фиксирующими цементами.

Развитие современных композитных материалов для прямых реставраций, а также протезирование безметалловыми керамическими конструкциями, изменило требования к внутриканальным штифтам. Кроме прочности стали учитываться модуль эластичности, эстетика и светопроводность, а также возможность одновременного надежного соединения штифта с дентином зуба и материалом культи. Стекловолоконные штифты обладают модулем эластичности наиболее близким к модулю эластичности дентина (14 мПа), что обеспечивает равномерное распределение нагрузки по всей длине корня и снижает риск перелома корней. Высокие показатели светопроводности позволяют достичь высокоэстетического результата протезирования, что особенно актуально при протезировании передней группы зубов безметалловыми конструкциями. Стекловолоконные штифты не подвергаются коррозии, являются биосовместимыми и могут быть без труда извлечены из корневых каналов в случае необходимости проведения повторного эндодонтического лечения зубов. Современные исследования в области адгезивных технологий позволили выйти на новый уровень фиксации штифтов, основанный на «тотальном» протравливании и «влажном» бондинге, что позволяет достичь химической взаимосвязи композитного цемента со штифтом. Эта методика фиксации наиболее хорошо подходит к современным неметаллическим эластическим штифтам, к которым относятся стекловолоконные штифты. Использование адгезивной техники фиксации позволяет создать моноблок в системе «дентин-фиксирующий материал-стекловолоконный штифт», что обеспечивает надежный долгосрочный результат протезирования.

Однако, зачастую разрушенные депульпированные зубы восстанавливаются композитной реставрацией без использования внутрикорневых штифтов, что может приводить к расколу зуба. Риск переломов зуба, как в вертикальном, так и в горизонтальном направлении, связан с утратой дентинной массы и зависит от зубов-антагонистов (естественный зуб, съемный или несъемный протез) и характера основной окклюзионной нагрузки, приходящейся на зуб [1].

Все вышеперечисленное определило цель исследования, которая состояла в качественной оценке структуры деформационного поля, создаваемого имитацией естественных механических нагрузок на интактных девитальных зубах и зубах с незапломбированными, запломбированными и заштифованными стекловолоконными штифтами корневыми каналами. Предполагалось также ориентировочно оценить характер количественной зависимости деформационного изгиба зубов от величины нагрузки.

Объектом исследования служили макеты с естественными однокорневыми зубами верхней челюсти, удаленными по ортодонтическим показаниям. Макеты изготавливались путем фиксации зубов в горизонтальном положении в блоках из пластмассы холодной полимеризации по механической схеме балки с защемленными концами (рис. 1).



Рис.1. Макет с зафиксированным зубом

Для выполнения поставленной цели было отобрано 2 экземпляра объектов – центральный резец и клык верхней челюсти.

Зубы исследовались в четырех состояниях: интактный девитальный зуб; зуб после эндодонтической механической обработки с незапломбированным корневым каналом; зуб с запломбированным методом латеральной конденсации корневым каналом с использованием гуттаперчевых штифтов и силера (АН plus, Dentsply) с последующим закрытием трепанационного отверстия в коронке зуба фотокомпозитным пломбирочным материалом (Charizma, Heraus-Kultzer); зуб с зафиксированным в корневом канале на композит двойного отверждения (LuxaCore Z dual, DMG) стекловолоконным штифтом (LuxaPost, DMG). Согласно правилам подготовки корневого канала для фиксации стандартных штифтов, апикальная часть корневого канала оставалась запломбированной гуттаперчевыми штифтами и силером на длину 5 мм.

Для изучения деформационных характеристик объекта исследования использовалась лазерная голографическая интерферометрия [2,3]. Получение интерферограмм производилось методом двойной экспозиции по контрнаправленной схеме Денисюка (рис. 2).

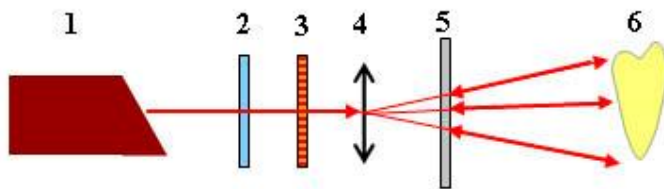


Рис. 2. Оптическая схема получения интерферограмм:

1 – лазер; 2- затвор; 3 – полуволновая пластина; 4 – линза; 5 – фотопластина; 6 – зуб.

Суть метода заключается в том, что на одну фотопластинку записываются две голограммы, соответствующие двум состояниям объекта. На стадии восстановления, такая двухэкспозиционная голограмма восстанавливает две волны, которые интерферируя между собой, образуют интерференционную картину, соответствующую изменениям состояния объекта. Интерферограмму

получали путем регистрации на одном кадре двух голограмм объекта: в нормальном и напряженно-деформационном состояниях. При восстановлении обе голограммы интерферируют друг с другом, образуя интерференционные полосы, отражающие структуру деформационного поля объекта с точностью до долей длины волны используемого источника света [2]. В качестве источника света использовался He-Ne лазер мощностью 25 мВт, дающий на выходе монохроматическое излучение на длине волны $\lambda = 632$ Нм, длиной когерентности 20см и вертикальной поляризацией излучения. Запись голограмм осуществлялась на высокоразрешающих фотопластинках ПФГ-03М с энергетической чувствительностью 35 Дж/м,2 дифракционной эффективностью 45% на $\lambda = 632$ Нм.

Макет помещался на нагрузочный стенд (рис. 3) так, чтобы его силовой шток упирался в зуб между коронковой и корневой частями в области шейки зуба. Изгибающее зуб усилие задавалось в диапазоне до 7 кГс.



Рис.3. Нагрузочный стенд с установленным макетом.

Количественная оценка деформационных изменений вдоль длины зуба произведена в виде функции $N = f(\Delta P)$, где N – число интерференционных полос на интерферограмме зуба, а ΔP – нагрузка (кГс). Изучали деформирующее воздействие внешних нагрузок направленных под прямым углом к оси зуба. Первая экспозиция производилась при некоторой нагрузке P_1 кГс., а вторая – при P_2 кГс., большей или меньшей P_1 . Разница между ними ΔP кГс выбиралась исходя из условия получения четко различимой картины интерференционных полос (в эксперименте от 0,7 кгс до 2,8 кгс).

После изучения воздействия нагрузки на макет с интактным зубом проводили эндодонтические манипуляции по разработке корневого канала

ручным и машинным инструментарием. После этого зуб с незапломбированным корневым каналом исследовался экспериментально. Следующий этап заключался в пломбировании корневого канала гуттаперчевыми штифтами и силером (АН plus, Dentsply) с плотной obturацией апикального отверстия и канала корня методом латеральной конденсации. На этом этапе зуб снова исследовался экспериментально. Далее корневой канал распломбировывался калибровочной разверткой соответствующего штифту диаметра на глубину 2/3 длины корня так, чтобы апикальная часть корневого канала оставалась запломбированной гуттаперчевыми штифтами и силером на длину 5 мм. После припасовки стекловолоконного штифта в корневом канале проводилась адгезивная фиксация, включающая следующие этапы:

1. Стенки канала протравливались 37%-ной фосфорной кислотой в течение 15 секунд, затем канал промывался из эндодонтического шприца, а полость из пистолета вода-воздух стоматологической установки.

2. Полость высушивалась не пересушивая дентин. Излишки влаги из корневого канала удалялись бумажными штифтами.

3. Далее в корневой канал вносился адгезив двойного отверждения. Излишки адгезива удалялись бумажными штифтами.

4. Фиксация штифта проводилась с использованием композитного материала двойного отверждения. Полость корневого канала заполнялась композитным материалом при помощи каналонаполнителя, затем вводился силанизированный стекловолоконный штифт, удалялись излишки материала. На этом этапе можно проводить полимеризацию галогеновым светом в течение 60 секунд или подождать 20 мин. до затвердевания композитного материала двойного отверждения за счет химического компонента.

После каждой манипуляции осуществляли экспериментальную процедуру, которую всякий раз повторяли. Указанная процедура заключалась в установке макета на стенд и последовательном получении голографических интерферограмм при разных нагрузках ΔP .

Для получения статистически достоверных данных в каждом из указанных выше состояний зуб исследовался многократно при разных и одинаковых значениях ΔP в разных диапазонах абсолютных величин P1 и P2.

В каждом опыте вычислялось отношение количества интерференционных полос N к ΔP , что и служило оценочным показателем эффективности применяемых клинических процедур. Эти показатели рассматривались как чисто сравнительные, безотносительно к реальным физическим прочностным характеристикам зубов.

Результаты исследования

Качественный анализ.

На рис. 4-6 приведены интерферограммы, характеризующие структуру изгибных деформационных полей резца в различных клинических состояниях.

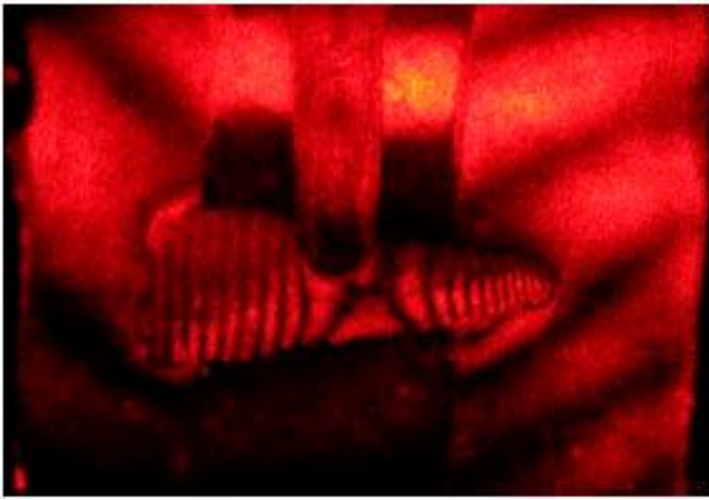


Рис. 4. Интерферограмма итактного девитального резца при вертикальной нагрузке

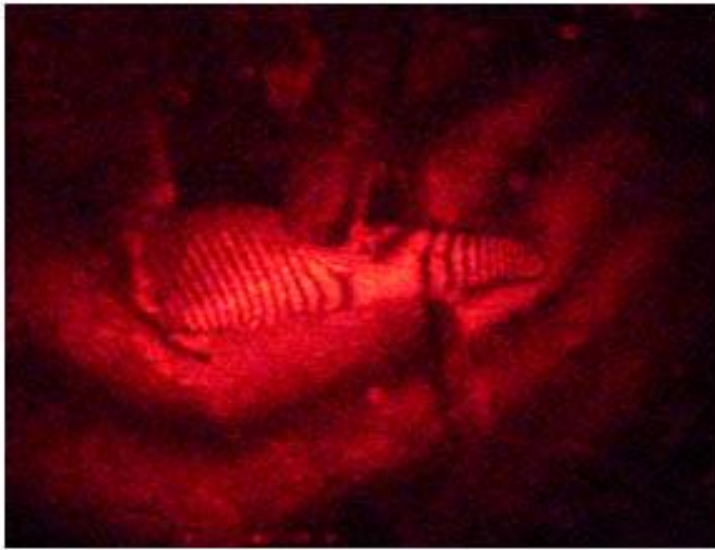


Рис. 5. Интерферограмма резца с запломбированным корневым каналом при вертикальной нагрузке

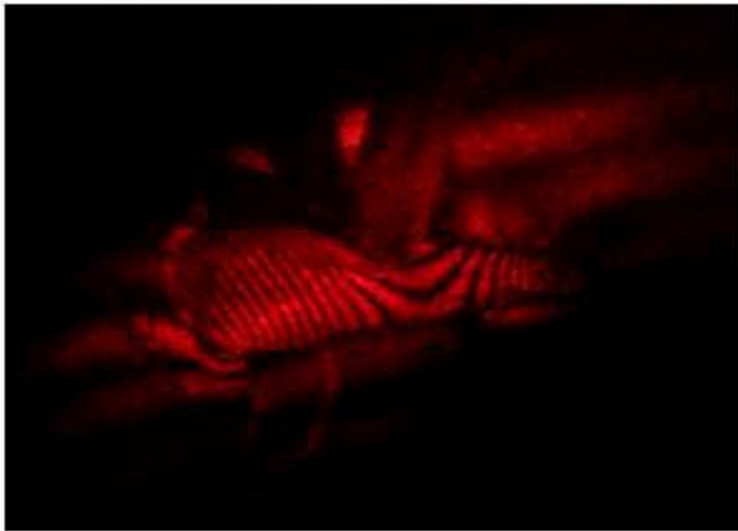


Рис. 6. Интерферограмма резца с заштифтованным корневым каналом

Как видно из фрагмента на рис.4 , в области шейки зуба имеется участок, относительно которого интерференционная картина делится надвое. При визуальном сканировании интерферограммы в вертикальной плоскости по нормам к оси зуба, поскольку деформация одномерна и направление априори известно, в указанной области происходит наиболее интенсивное движение интерференционных полос, расходящихся в разные стороны с убывающей скоростью. Мы полагаем, что такой характер деформационного поля резца в естественном состоянии связан не столько с геометрией его габитуса, сколько с

неравномерностью его прочностной характеристики. А именно, в упомянутой выше пришеечной области она ослаблена, вследствие чего происходит перегиб. Это объективный фактор. Пломбирование и штифтование корневого канала, как следует из фрагментов на рис.5 и рис.6, ситуации существенно не меняет и перегиб остается. Это означает, что в обоих случаях доминантой итоговой прочности зуба является количество корневого дентина, оставшегося после эндодонтических процедур и штифтования, а следовательно, сохраняется и влияет на деформацию зуба неоднородность его естественной прочностной характеристики.

Рис.7-10 иллюстрируют результаты эксперимента с клыком, методологически аналогичного рассмотренного выше.

Как следует из обзора всех фрагментов, перегиб явно наблюдается на интактном девитальном зубе и зубе с незапломбированным корневым каналом. В случае пломбирования и штифтования корневого канала наличие перегиба четко не регистрируется, а признаки слабо усматриваются только при визуальном сканировании интерферограмм.

Таким образом, с учетом возможной экспериментальной погрешности и насколько позволяет эксперимент на одном зубе, мы констатируем, что штифтование корневого канала с использованием эластичного стекловолоконного штифта упрочняет зуб настолько, что его прочностная характеристика по длине заметно выравнивается.

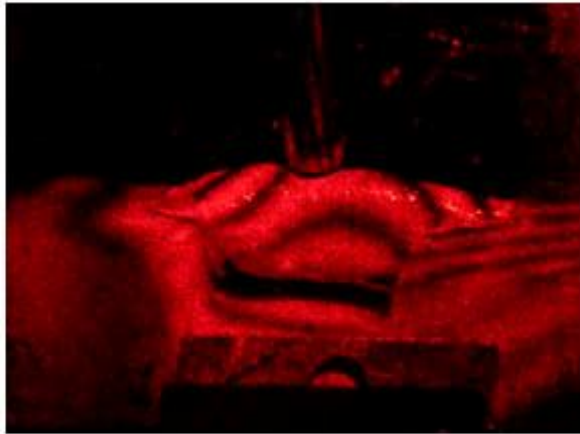


Рис. 7. Интерферограмма итакного девитального клыка при вертикальной нагрузке



Рис. 8. Интерферограмма клыка с распломбированным корневым каналом при вертикальной нагрузке

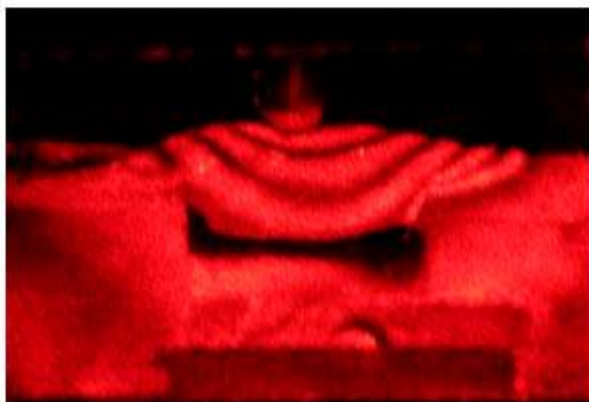


Рис. 9. Интерферограмма клыка с запломбированным корневым каналом при вертикальной нагрузке

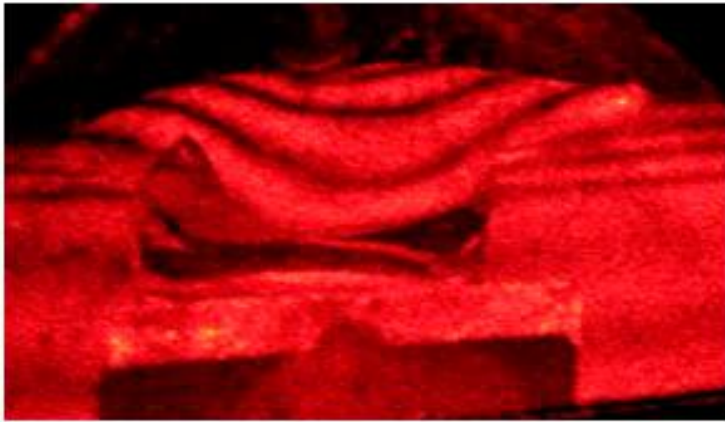


Рис. 10. Интерферограмма клыка с заштифованным корневым каналом при вертикальной нагрузке

Количественный анализ.

В табл.1 сведены экспериментальные данные, рассчитанные по методике, изложенной в п.1. С целью повышения достоверности эксперимент во всех случаях выполнялся при фиксированном значении ΔP и одинаковых абсолютных величинах P_1 и P_2 . Последовательность их попеременно менялась с тем, чтобы фиксированная разность ΔP была знакопеременной.

Таблица 1. Зависимость интерференционных полос на исследуемом резце от величины приложенной нагрузки.

Состояние зуба	Нагрузка			N	N/ΔP	N/ΔP _{ср}	%
	P ₁ кгс	P ₂ кгс	ΔP кгс				
1	2	3	4	5	6	7	8
Интактный девитальный	2,25	1,0	1,25	8	6,4	6,4	100
	1,0	2,25		8	6,4		
	2,25	1,0		8	6,4		
	1,0	2,25		8	6,4		
Запломбированный корневой канал	2,25	1,0	1,25	10	8	8	75
	1,0	2,25		9	7,2		
	2,25	1,0		11	8,8		
	1,0	2,25		10	8		
Штифтованный корневой канал	2,25	1,0	1,25	10	8	7,8	78
	1,0	2,25		10	8		
	2,25	1,0		9	7,2		
	1,0	2,25		10	8		

Как видим из итоговых показателей, приведенных на 7 и 8 позициях таблицы, следует, что пломбирование и штифтование корневого канала ослабляет зуб. Это логический парадокс. Очевидно, что это следствие какой-то причины. Для ее выяснения зуб был распилен продольно вдоль оси. Выяснилось, что при проведении эндодонтической обработки корневого канала произошло отклонение от оси зуба в сторону, в результате чего в зубе появился искусственный канал, который не совпадал с осью зуба и с направлением естественного корневого канала. Такое раздвоение снизило прочность оставшегося корневого дентина до такой степени, что пломбирование и штифтование зуба оказались неэффективными.

Однако следует отметить, что, хотя в итоге результат этого эксперимента оказался некорректным, его нельзя считать только отрицательным. Он продемонстрировал, к чему могут приводить врачебные ошибки при проведении эндодонтических манипуляций в корневом канале зуба.

Из сказанного выше вытекала необходимость продолжения исследования до получения непротиворечивых достоверных данных. С этой целью корневой канал нового объекта (клыка) препарировался максимально тщательно, а нагрузочные параметры (P₁, P₂, ΔP), в отличие от предыдущего случая с их фиксированным значением, варьировались в диапазоне до 7 кгс.

Полученные результаты сведены в табл.2.

Таблица 2. Зависимость интерференционных полос на исследуемом клыке от величины приложенной нагрузки.

Состояние зуба	Нагрузка			N	N/ΔP	N/ΔP _{ср}	%
	P ₁ кгс	P ₂ кгс	ΔP кгс				
1	2	3	4	5	6	7	8
Интakтный девитальный	2,28	1,4	1,4	5	3,57	3,57	100
	4,9	3,5	1,4	5	3,57		
	6,3	3,5	2,8	10	3,57		
	3,5	2,8	0,7	2,5	3,57		
	3,5	0,7	2,8	10	3,57		
Незапломбированный корневой канал	4,9	3,5	1,4	5	3,751	3,928	90
	6,3	3,5	2,8	11	3,928		
	3,5	2,8	0,7	2	2,857		
	2,8	1,4	1,4	6	4,285		
	3,5	0,7	2,8	13	4,642		
Запломбированный корневой канал	4,9	3,5	1,4	3,5	2,5	3,27	108
	6,3	3,5	2,8	6	2,14		
	3,5	2,8	0,7	2,5	3,57		
	2,8	1,4	1,4	5,5	3,92		
	3,5	0,7	2,8	11	3,92		
	2,1	1,4	0,7	2,5	3,57		
Штифтованный корневой канал	7,0	6,3	0,7	2	2,857	2,767	123
	4,9	3,5	1,4	4,5	3,214		
	6,3	3,5	2,8	8	2,857		
	7,0	5,6	1,4	3	2,142		

Из итоговых данных в позиции 7 видим, что они логически последовательны. Зуб с незапломбированным корневым каналом, естественно ослаблен, а пломбирование восполняет это ослабление. Штифтование корневого канала с использованием стекловолоконного штифта в свою очередь не только восполняет ослабление зуба, но и укрепляет его. Более наглядно это видно в процентном отношении в позиции 8. В заключение укажем, что полученные данные следует считать достоверными только качественно. Количественно они могут быть получены при более обширном исследовании и на зубах разных функциональных групп, что является самостоятельным исследованием в перспективе. В этой работе такая цель не ставилась.

Выводы:

1. Экспериментально подтверждено наличие в прочностных характеристиках зубов в области шейки естественно ослабленного участка. Под изгибающей нагрузкой в этой области существует риск разрушения зуба. Этот риск снижается при пломбировании корневого канала методом латеральной конденсации с использованием гуттаперчевых штифтов и силера и практически устраняется при штифтовании корневого канала с использованием стекловолоконного штифта.
2. Механическая обработка корневого канала с отклонением от оси зуба приводит к потере прочности корневого дентина, которая в полной мере не восполняется процедурами пломбирования и штифтования корневого канала. Качество выполнения эндодонтических манипуляций целесообразно контролировать с помощью рентгеновских снимков.

Литература

1. Брагин, Е. А. Ортопедические методы лечения при полном отсутствии коронки зуба / Е. А. Брагин [и др.]. Воронеж, 2002. 42 с.
2. Денисюк, Ю. Н. Принципы голографии / Ю. Н. Денисюк. Л.: ГОИ им. С. И. Вавилова, 1978. 124 с.
3. Lee, K. G. A study of holographic interferometry on the initial reaction maxillofacial complex during protection / K. G. Lee [et al.] // J.Orthod. Dentofacial Orthop. 1997. Vol. 111. P. 623–632.
4. Standlee, J. P. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter and design / J. P. Standlee, A. A. Caputo, E. C. Hanson // J. Prosthet Dent. 1978. P. 400–405.
5. Ruemping, D. R. Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces / D. R. Ruemping, M. R. Lund, R. J. Schnell // J. Prosthet Dent. 1980. P. 398–404.