

С.А. Наумович, Ф.Г. Дрик, Д.М. Полховский

Исследование напряженно-деформированного состояния зубов методом голографической интерферометрии

Белорусский государственный медицинский университет

С помощью метода лазерной голографической интерферометрии изучено напряженно-деформированное состояние интактных зубов и зубов, восстановленных керамическими и пластмассовыми коронками, возникающее в них при воздействии механических и термических нагрузок.

Ключевые слова: керамические коронки, лазерная голографическая интерферометрия.

Зуб и окружающие его ткани составляют единую биомеханическую структуру, обеспечивающую восприятие, распространение и поглощение циклической жевательной нагрузки. При механическом воздействии эта структура способна в определенной степени деформироваться и полностью восстанавливаться в исходное состояние после снятия нагрузки. Микроструктура твердых тканей зуба направлена на распределение и поэтапное поглощение жевательной нагрузки. Первым воздействию жевательной нагрузки противостоит самый твердый и самый хрупкий структурный элемент зуба – эмаль. Прочностные характеристики эмали зависят от ее химического состава и ориентации эмалевых призм. Исследования показали, что твердость и хрупкость (т.е. неспособность к эластической деформации) эмали уменьшаются по направлению от ее наружной поверхности к эмалево-дентинной границе [1]. Твердость и эластичность дентина уменьшаются от эмалево-дентинной границы по направлению к пульповой камере [2, 3].

Дефекты зубных тканей нарушают целостность биомеханической структуры зуба и приводят к концентрации внутренних напряжений и формированию зон локальной усталости твердых тканей зуба. Это ведет к образованию микротрещин, которые, сливаясь между собой, еще больше ослабляют прочность зуба, и заканчивается переломом. Важной задачей при лечении дефектов твердых тканей является восстановление биомеханической целостности зуба. Оптимальное сочетание трех конструктивных элементов: твердых тканей зуба, собственно восстановительной конструкции и прочного соединения между ними является залогом надежного и долговечного функционирования восстановленного зуба.

Для восстановления разрушенных тканей зуба в зависимости от их локализации и величины дефекта применяются как прямые, так и непрямые методы реставрации. В клинике ортопедической стоматологии для этой цели наиболее часто используются искусственные коронки из различных материалов. Иногда, например, при непереносимости пациентом стоматологических сплавов, возникает необходимость в изготовлении безметалловых конструкций. В последние годы появились новые технологии ортопедического лечения дефектов коронковой части зуба и новые современные материалы. Одним из таких современных направлений в

стоматологии является технология автоматизированного проектирования и изготовления зубных протезов - CAD/CAM технология (от англ. – Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing). Естественно, что стоматологам требуются новые подходы к проектированию и обеспечению прочности таких протезов. Изучение поведения различных материалов ортопедических конструкций в процессе их функционирования поможет оптимизировать ортопедическое лечение пациентов с дефектами твердых тканей зубов.

Объект, цель, метод и методика исследования

Объектом исследования служили 9 макетов с естественными зубами из различных функциональных групп. Все изучаемые зубы были ранее удалены у пациентов по ортодонтическим показаниям. Макеты изготавливались путем фиксации зубов в вертикальном положении в блоках из пластмассы холодной полимеризации (Протакрил, Стома). Глубина погружения зуба в пластмассу составляла примерно $\frac{1}{4}$ длины корня. Нижняя поверхность пластмассовых блоков была равномерно сошлифована в горизонтальной плоскости до обнажения дентина корня зуба для обеспечения плотного контакта его с платформой нагрузочного стенда. Для защиты зубов от возможных механических повреждений при нагружении (сколы, трещины) на окклюзионной поверхности коронки жестко крепилась небольшая металлическая шайба (Рис. 1).



Рис. 1. Объект исследования.

Зубы были исследованы в трех состояниях:

- интактный зуб;
- зуб восстановлен искусственной коронкой из пластмассы горячей полимеризации (Синма-М, Стома) фиксированной на цинк-фосфатный цемент (Уницем, ВладМиВа);
- зуб восстановлен искусственной коронкой из керамики (ProCAD, Ivoclar Vivadent), изготовленной по CAD-CAM технологии на аппарате CEREC 3 (Sirona). Для адгезивной фиксации коронки использовали композит двойного отверждения (Multilink, Ivoclar Vivadent).

Цель исследования состояла в качественной оценке структуры деформационного поля, создаваемого имитацией естественных механических и термических нагрузок на интактных зубах и зубах восстановленных пластмассовыми и керамическими коронками. Предполагалось также ориентировочно оценить характер количественной зависимости деформационного сжатия зубов от величины нагрузки.

Для изучения деформационных характеристик объекта исследования мы использовали лазерную голографическую интерферометрию. Получение интерферограмм производилось методом двойной экспозиции по контрнаправленной схеме Денисюка (Рис. 2). 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.

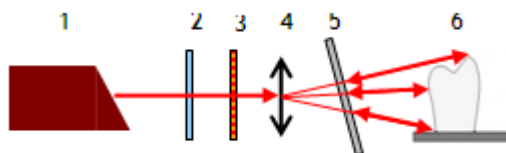


Рис. 2. Схема получения интерферограмм. 1 - лазер, 2- затвор, 3 - полуволновая пластина, 4 - линза, 5 - фотопластинка, 6 - объект.

В качестве источника монохроматического освещения объекта использовался гелий-неоновый лазер ЛГН-202 с длиной волны 632 нм. Интерферограммы фиксировались на фоточувствительных пластинах ПФГ-03. Полуволновая пластинка 3 использовалась для поворота плоскости поляризации лазерного излучения с целью минимизации потерь света на отражение от фотопластины. После химической обработки и сушки записанные голографические интерферограммы восстанавливались, и изображение переснималось с помощью цифрового фотоаппарата.

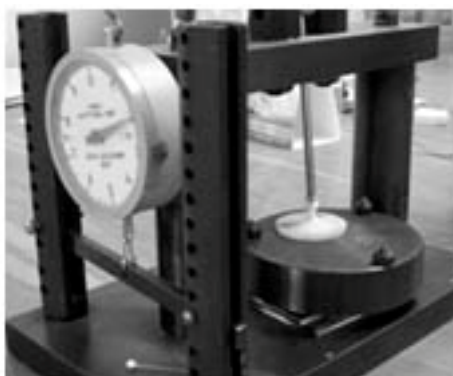


Рис. 3. Нагрузочный стенд.

Для экспериментов с механическими нагрузками макеты помещались на платформу нагрузочного стенда (Рис. 3), позволяющего варьировать нагрузку в пределах $0 < P < 30$ кгс. Нагрузка прикладывалась параллельно длинной оси зубов. Оценка деформационного эффекта производилась по структуре полос интерференционных картин, получаемых двояко: при прямом боковом освещении объекта и с применением объекта-свидетеля. Учитывая, что в первом случае нагрузочный вектор ориентирован по нормали к направлению освещения и, следовательно, чувствительность метода при этом минимальна. Количество полос на получаемых таким образом интерферограммах

использовалось, в основном, для качественной оценки деформации зубов и лишь ориентировочно – для количественной, т. к. на таких интерферограммах отсутствует видимая нулевая точка отсчета полос. Во втором случае эта проблема устранялась жесткой односторонней фиксацией объекта-свидетеля.

При получении интерферограмм первая экспозиция производилась при некоторой нагрузке P_1 , а вторая – при нагрузке P_2 , большей или меньшей чем P_1 . Разность $\Delta P = P_2 - P_1$, или $P_1 - P_2$ выбиралась в каждом случае исходя из условия получения четко различимой системы интерференционных полос и составляла величину от 3 до 24 кгс, в зависимости от функциональной принадлежности зуба.



Рис. 4. Зуб подготовлен к термическим нагрузкам.

Для экспериментов с термическими нагрузками зубы на макетах сошлифовывались по всей длине примерно на $1/3$ толщины с целью обнажения в плоскости среза их внутренней структуры, состоящей из эмали, дентина, материала искусственной коронки и прослойки фиксирующего материала. Термическая нагрузка создавалась тепловым импульсом, подводимым к середине окклюзионной поверхности зубов через резистивную проволочную петлю, нагреваемую пропускаемым через нее электрическим током (Рис. 4).

Результаты и обсуждение

Механические нагрузки. Качественный анализ.

На рис. 5 приведены интерферограммы, иллюстрирующие типичную структуру деформационного поля, возникающего на зубах при воздействии осевых нагрузок.

В интактном состоянии (Рис. 5а) эта структура представляет собой систему интерференционных полос, ориентированных по нормали к вектору нагрузки. Частота полос и их ориентация почти не меняется по всей длине зуба. Это означает, что при воздействии нагрузок в указанном выше диапазоне, сжатие интактного зуба происходит практически равномерно.

При восстановлении зуба искусственной коронкой из пластмассы имеет место существенная разница частоты полос по всей его длине (Рис. 5в). В области пластмассовой коронки частота интерференционных полос выше, чем в области корня. Это означает, что прочность искусственной пластмассовой коронки меньше, чем прочность твердых тканей зуба. Кроме того, ориентация полос также разная на обоих фрагментах зуба, восстановленного такой коронкой. Повторный эксперимент на макете с тем же зубом, но после

проведенной перебазировки пластмассовой коронки показал, что нарушение ориентации полос было следствием недостаточно точного контакта коронки с зубом, в результате чего и произошел скачек тензора напряжения в области края коронки.

С клинической точки зрения наличие такого дефекта в прилегании пластмассовой коронки к культе зуба неминуемо привело бы к таким негативным последствиям как расцементировка, разрушение материала коронки или вторичный кариес.

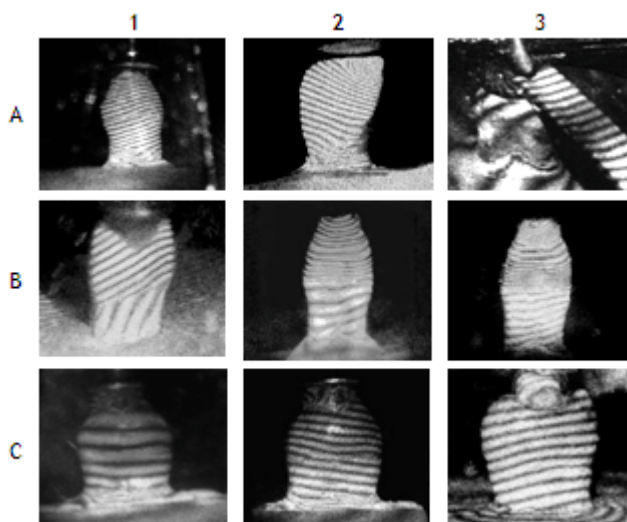


Рис. 5. Интерферограммы, возникающие на зубах при воздействии вертикальной нагрузки. А – intactные зубы; В – зубы, восстановленные пластмассовыми коронками; С – зубы, восстановленные керамическими коронками.

Таблица 1. Зависимость количества интерференционных полос на исследуемых зубах от величины приложенной нагрузки.

Нагрузка а Р, кгс		ΔР, кгс		Число интерференционных полос, N								
				Резец		Премоляры			Моляры			
				Интakтный	Интakтный	Пластмасса	Пластмасса	Керамика	Интakтный	Керамика	Интakтный	Керамика
№	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	
1	3-6	3	9	3	3	3	3	-	-	-	-	-
2	3-9	6	21	6	7	5	6	14	10	11	11	-
Нагрузка а Р, кгс		ΔР, кгс		Число интерференционных полос, N								
				Резец		Премоляры			Моляры			
				Интakтный	Интakтный	Пластмасса	Пластмасса	Керамика	Интakтный	Керамика	Интakтный	Керамика
№	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	
3	3-12	9	40	13	9	8	9	-	-	-	-	-
4	3-15	12	59	20	14	11	12	28	15	23	23	-
5	3-18	15	67	-	-	-	-	-	-	-	-	-
6	3-21	18	-	-	-	-	-	42	20	32	29	-
7	3-24	21	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
8	3-27	24	-	-	-	-	-	-	24	-	40	-

При восстановлении зуба керамической коронкой, изготовленной по CAD-CAM технологии, существенной разницы в структуре интерференционной картины на обоих фрагментах зуба не наблюдается (Рис. 5с). Это означает, что прочность керамики не уступает, или превосходит прочность твердых тканей зуба. Последнее утверждение основано на том очевидном факте, что если бы керамическая коронка была даже абсолютно несжимаемой, интерференционные полосы на ней возникли бы вследствие деформационной осадки твердых тканей зуба и, следовательно, ее пространственного смещения. Направление интерференционных полос в области перехода керамики коронки в твердые ткани зуба не меняется, что косвенно свидетельствует о высокой точности прилегания и достаточной прочности клеевого шва.

Механические нагрузки. Количественный анализ.

В таблице 1 сведены данные зависимости сжатия функционально разных зубов от величины нагрузки (P , кгс), выраженного через количество интерференционных полос (N) на интактных зубах (столбцы 3, 4, 8, 10), на зубах, восстановленных искусственными коронками из пластмассы (столбцы 5, 6) и керамики (столбцы 7, 9, 11).

Судя по представленным данным можно констатировать, что строгая линейность обсуждаемой зависимости скорее может быть частным случаем, чем закономерностью. Кроме возможных экспериментально-методических погрешностей итоговый результат измерений зависит от множества непредсказуемых и не поддающихся строгому учету факторов, таких как индивидуальные свойства и анатомическая форма естественных зубов, их функциональная принадлежность, методика препарирования, качество изготовления и фиксации искусственных коронок и т. д. мы полагаем, что отклонение от линейности в ту или иную сторону принципиального значения не имеет, тем более, что такое отклонение, кроме указанных выше факторов, имеет естественную природу. Поэтому мы еще раз подчеркнем лишь исключительную важность соблюдения технологических этапов изготовления искусственных коронок.

Тепловые нагрузки.

На рис. 6 представлены интерферограммы, иллюстрирующие деформационные поля зубов, подвергнутых нагреванию.

При нагревании интактного зуба (Рис. 6а) тепловой поток распространяется в твердых тканях зуба как в изотропной среде. Об этом свидетельствует преемственность геометрии интерференционных полос в области эмалево-дентинной границы. На этом участке интерферограммы практически отсутствуют какие-либо заметные градиентные скачки внутреннего напряжения в твердых тканях зуба.

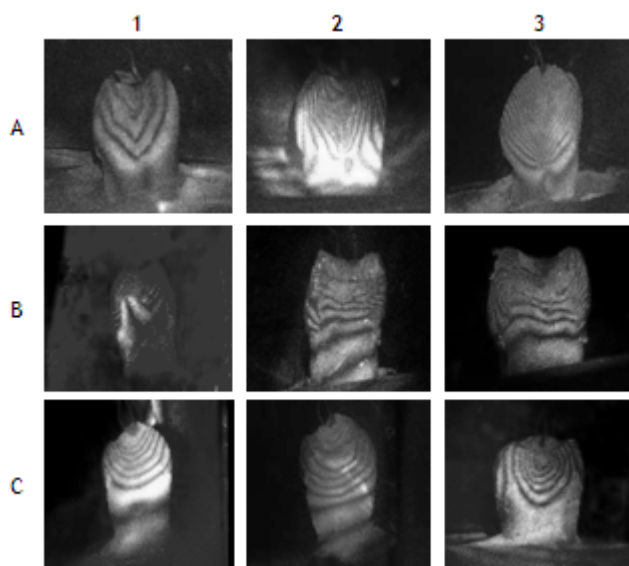


Рис. 6. Интерференционная картина зубов при тепловых нагрузках. А – интактные зубы; В - зубы с пластмассовыми коронками; С - зубы с керамическими коронками.

Это означает, что в естественном состоянии взаимное сочетание теплопроводности и коэффициентов термического расширения эмали и дентина обеспечивают непрерывность переноса тепловой энергии от наружной поверхности к глубокорасположенным слоям зуба.

Интерференционная картина, возникающая при нагревании зуба, восстановленного пластмассовой коронкой (Рис. бв) резко отличается от аналогичной картины в интактном зубе. На линии контакта между пластмассой искусственной коронки и дентином культи зуба отмечается резкий скачок не только частоты интерференционных полос, но и преобладающей их направленности. Это свидетельствует о том, что восстановленный пластмассовой коронкой зуб представляет собой анизотропный комплекс, пластмассовый фрагмент которого имеет существенно большие, по сравнению с дентином, значения теплопроводности и коэффициента термического расширения. Таким образом, применение пластмассовых коронок бесперспективно из-за потенциально неизбежного разрушения всего комплекса и может быть рекомендовано как временная мера. Эти данные имеют определенную клиническую значимость, т.к. при приеме пищи зубы в полости рта постоянно испытывают колебания температуры.

При восстановлении зуба керамической коронкой, изготовленной по CAD-CAM технологии, реакция комплекса материалов на тепловую нагрузку приближается к реакции интактного зуба (Рис. бс). Преобладающая интерференционных полос на границе между керамической коронкой и культей зуба существенно не нарушается. Частота полос на обоих фрагментах практически одинакова. Из этого следует, что теплопроводность и коэффициент термического расширения керамики и твердых тканей зуба близки по абсолютным величинам. Кроме того, большое значение, видимо, играет и адгезивный характер фиксации таких коронок. Таким образом, применение

керамических коронок, изготовленных с помощью CAD-CAM технологии, для восстановления разрушенных зубов является клинически обоснованным.

Выводы

На основании полученных результатов можно сделать следующие выводы:

1. Механические и термические нагрузки интактный зуб воспринимает как единая биомеханическая система. Напряжения, которые при этом возникают в эмали, равномерно передаются на дентин. В области эмалево-дентинной границы отсутствуют признаки концентрации внутренних напряжений.

2. При аналогичном воздействии на зуб, восстановленный пластмассовой короной, характер интерференционной картины указывает на преимущественную деформацию материала коронки. Отмечается выраженная концентрация внутренних напряжений в зоне контакта искусственной коронки и культи зуба.

3. Для зуба, восстановленного керамической короной, изготовленной по CAD/CAM технологии, характерна стабильная интерференционная картина. Отсутствуют зоны концентрации внутренних напряжений. Это свидетельствует об однородности системы в целом.

4. Во всех случаях механического нагружения отмечается линейная зависимость числа интерференционных полос от величины прикладываемой нагрузки.

Литература

1. Cuy, J. L. Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel / J. L. Cuy, A. B. Mann, K. J. Levi // Arch. Oral. Biol. 2002. Vol. 4. P. 281–291.

2. Staninec, M. Ultimate tensile strength of dentin: evidence for a damage mechanics approach to dentin failure / M. Staninec, G. W. Marshall // J. Biomed. Mater. Res. 2002. Vol. 63. P. 342–345.

3. Giannini, M. Ultimate tensile strength of tooth structures / M. Giannini, C. J. Soares, R. M. Carvajho // Dent. Mater. 2004. Vol. 4. P. 322–329.