

ДЕНТИН ЧЕЛОВЕКА КАК ОБЪЕКТ ИССЛЕДОВАНИЯ ФИЗИЧЕСКОГО МАТЕРИАЛОВЕДЕНИЯ

Обзорная статья

Введение

В настоящее время междисциплинарные подходы в науке широко используются при решении прикладных и фундаментальных задач [1, 2]. Одним из примеров является медицина, где физические методы, например томография или лучевая терапия, применяются как в диагностике, так и при лечении заболеваний. Значительно меньше медицинскому сообществу известно о подходе, принятом в физическом материаловедении. В его основе лежит поиск взаимосвязи между макроскопическими свойствами и структурой материала. Структура лабораторных образцов изучается прямыми методами (оптическая и электронная микроскопия, рентгеноструктурный анализ), начиная с макроскопического уровня (увеличения до $\times 20$), далее в промежуточном диапазоне (мезоскопический уровень – увеличения $\times 100$ - $\times 50000$) и заканчивая атомным масштабом (микроскопический уровень – увеличения $> \times 100000$). Тогда как основным предметом изучения в материаловедении являются прочностные свойства твердых тел [3].

Зубы человека в процессе жизнедеятельности постоянно подвергаются механическим воздействиям сложной геометрии (табл. 1) [4]. Уникальная микроструктура твердых тканей позволяет здоровому зубу функционировать без разрушения в течение жизненного цикла, однако при возникновении повреждений, вызванных либо патологиями, либо экстремальными воздействиями, сопротивляемость зуба механическим нагрузкам может снижаться. Сохранение прочности зубов человека является основной задачей, на решении которой сосредоточены усилия стоматологов, поэтому использование методов физического материаловедения будет полезным в данной области медицинской науки. К настоящему времени опублико-



Зайцев Д.В.

к.ф.-м.н., докторант, Уральский федеральный университет, Институт естественных наук, г. Екатеринбург, Dmitry.Zaitsev@usu.ru



Григорьев С.С.

д.м.н., доцент, Уральская Государственная Медицинская Академия, г. Екатеринбург



Панфилов П.Е.

д.ф.-м.н., профессор, Уральский федеральный университет, Институт естественных наук, г. Екатеринбург

Резюме

Данная обзорная статья посвящена описанию механического поведения дентина человека при сжатии и изгибе с позиции физического материаловедения с учетом последних экспериментальных данных. Установлено, что прочностные свойства дентина существенно отличаются от свойств большинства природных и синтетических материалов. Так, при сжатии его свойства могут меняться от высокоупругого и пластичного материала до хрупкого в зависимости от геометрии образца, тогда как при изгибе он ведет себя как хрупкий материал. Механизм роста трещины указывает на способность дентина к значительной пластичности на микроскопическом уровне. Данное свойство позволяет дентину функционировать при сжатии со значительными повреждениями, такими как трещины, вплоть до напряжения 350 МПа, тогда как при изгибе разрушение дентина происходит сразу же после зарождения трещины. Стоит отметить также существенное влияние жидких сред на деформационное поведение дентина при напряжениях выше 100 МПа, что, однако, не существенно при нормальной эксплуатации зуба (< 30 МПа), поэтому можно говорить о возможности функционирования зуба при нарушении в нем естественной циркуляции дентинной жидкости.

Ключевые слова: дентин, структура, прочность, сжатие, изгиб, разрушение.

HUMAN DENTIN AS AN OBJECT FOR MATERIALS SCIENCE

Zaytsev D.V., Grigoriev S.S., Panfilov P.E.

The summary

This review is devoted description of the mechanical behavior of human dentin under compression and bending from a position of materials science taking into account last experimental data. It is established that strength properties of dentin differ from properties of the majority of a natural and synthetic materials significantly. Its property under compression can vary from high elastic and plastic to brittle depending on geometry of the sample, however it behaves as a brittle material under bending. The crack growth mechanism shown that dentin is able to considerable plasticity at microscopic level. Such property allows dentin to function at compression with considerable damages, such, as cracks, up to stress 350 MPa whereas at a bend, separation of a dentin samples occurs immediately after a crack nucleation. It is necessary to note that there is essential influence of the liquid environments on deformation behavior of dentin at pressure above 100 MPa, that, however it is not sufficient at a normal operation of a tooth (<30 МПа), therefore it is possible to consider tooth normal functioning at infringement of natural circulation the dentin liquids.

Keywords: dentin, structure, strength, compression, bending, fracture.

вано большое количество работ, в которых твердые ткани зуба служили объектами материаловедческих исследований. Несмотря на то, что исследования проводились на лабораторных образцах (*in vitro*), они позволили выявить основные закономерности механического поведения и микроструктуры дентина и эмали [4-6]. Кроме того, точные данные о механических свойствах твердых тканей зуба необходимы при выработке требований, предъявляемых к реставрационным материалам.

Дентин – это твердая основа зуба, главной функцией которого является поддержка эмали – самой твердой ткани в организме человека. При пережевывании пищи в эмали происходит перераспределение механической нагрузки на зуб – напряжения становятся более однородными, и далее они компенсируются дентином, что существенно снижает нагрузку на хрящевое соединение между зубом и челюстью [4, 7]. Прочностные свойства дентина начали изучать с конца XIX века [8]. Несмотря на социальную значимость проблемы, разброс его механических характеристик в литературе увеличивается, хотя экспериментальная техника постоянно совершенствуется, а количество исследовательских групп растет (см. рис. 1). По этой причине до сих пор нет единой точки зрения на механизмы деформационного поведения дентина. Это можно связать как с этическими проблемами, так и с трудностями в приготовлении и проведении стандартных механических испытаний малогабаритных лабораторных образцов. Сжатие и изгиб являются основными модельными схемами деформации для испытания дентина, поскольку они наиболее приближены к реальным условиям нагружения в зубе. Экспериментальные

Таблица 1
Условия, при которых функционируют зубы

Интенсивность жевания	60÷80 мин ⁻¹
Максимальная ударная сила всех зубов	1000 Н
Максимальная ударная сила одного зуба	265 Н
Нормальная сила одного зуба	3÷18 Н
Время контакта	0,2 с
Полное время контакта	10 мин
Площадь контакта (область одного моляра)	15 мм ²
Максимальное напряжение	2,5 ГПа
Максимальное напряжение при пережевывании пищи	30 МПа

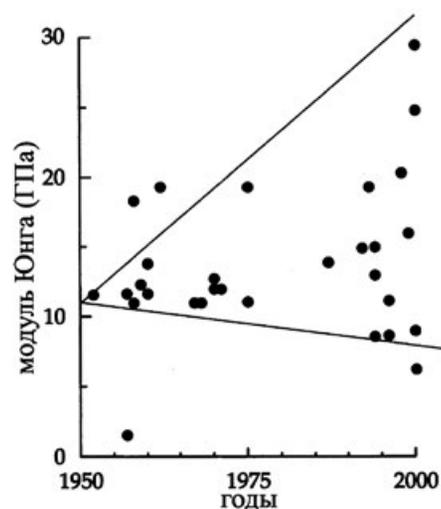


Рис. 1. Модуль Юнга, приведенный в литературе за последние 50 лет [5]

Таблица 2

Механические свойства дентина при сжатии и изгибе

Авторы	Тип испытания	σ_c , МПа	E, ГПа
Black (1895) [8]	сжатие	256±30,3	-
Peyton и др. (1952) [9]	сжатие	250±22,6	11,5±1,2
Stanford и др. (1958) [10]	сжатие	348±24,5	11,4±1,7
Craig & Peyton (1958) [11]	сжатие	297±24,8	16,6±18,5
Stanford и др. (1960) [12]	сжатие	коронка 282,6 корень 233,5	коронка 12,5 корень 7,75
Watts и др. (1987) [13]	сжатие	270,9±7,0	13,94±1,5
Arola & Reprogel (2006) [14]	изгиб	параллел. 160±22 перпенд. 109±10	18,7±3,5 15,5±2,8
Plotino и др. (2007) [15]	изгиб	212,9±41,9	17,5±3,8
Stanines и др. (2008) [16]	изгиб	164,4	-
Ryou и др. (2011) [17]	изгиб	170±29	15,8±2,6
Eltit и др. (2013) [18]	изгиб	коронка 145±24 корень 326±32	-

данные, приведенные в табл. 2, показывают, что при сжатии и изгибе дентин ведет себя как практически недеформируемый хрупкий материал [8-11]. Однако такое заключение не согласуется с клинической практикой, согласно которой зубы с нарушениями целостности не распадаются на части и могут продолжать выполнять свои функции. Тогда как хрупкие материалы, например, стекла и керамики, разрушаются под нагрузкой практически сразу после появления в них трещин. Недавно было показано, что при одноосном сжатии дентин способен к значительной упругой и пластической деформации. Это позволяет сделать вывод, что деформация может быть основным каналом релаксации механических напряжений в дентине, а потому его нельзя рассматривать как истинно хрупкий материал. Данная статья посвящена анализу прочностных свойств дентина человека с учетом последних экспериментальных данных.

Приготовление образцов и методики экспериментов

Одним из элементов, обеспечивающим объективность и, следовательно, успех исследования, в материаловедении является приготовление образцов. Для зубов человека – это резка и подготовка рабочих поверхностей образцов (шлифов) для металлографических исследований и механических испытаний. В работе были использованы премоляры и моляры без видимых повреждений взрослых пациентов, удаленные по медицинским показаниям. Резку осуществляли при помощи алмазной пилы с дисками диаметром 45 мм и тол-

щиною 0,1 мм под водной ирригацией, смонтированной на инструментальном микроскопе БМИ-1. Это позволило получать плоскопараллельные срезы зубов толщиной до 0,5 мм. На рис. 2 показаны схемы разрезки зубов на образцы (рис. 2а – для металлографического исследования; а рис. 2б – для механических испытаний). Чистовую обработку поверхности образцов проводили на наждачных бумагах и алмазных пастах разной абразивности. Утонение образцов и очистка дентинных каналов от продуктов механической полировки для исследований на оптических микроскопах (ОМ) и просвечивающем электронном микроскопе (ПЭМ) проводились в концентрированной ортофосфорной кислоте. После чего образцы промывали в проточной воде и сушили на воздухе. Металлографические исследования структуры

дентина выполняли на оптических микроскопах МИМ-8М (на отражение) и МБИ-6 (на просвет), на сканирующем электронном микроскопе JSM-6490 и на просвечивающем электронном микроскопе JEM-200СХ. Кристаллическую структуру гидроксиапатита кальция в дентине изучали методом рентгеноструктурного анализа (РСА) на дифрактометре ДРОН-4 (Cu k_α -излучении). Механические испытания на одноосное сжатие и трехточечный изгиб проводили на разрывной машине Shimadzu AG-X 50kN. Индентирование или точечное нагружение выполняли по методу Виккерса на микротвердомере ПМТ-3.

Структура дентина

В материаловедческой литературе дентин человека принято рассматривать как иерархический биоккомпозит, в структуре которого можно выделить три масштабных уровня [5]. На низшем микроскопическом уровне дентин представляет собой поликристаллический агрегат, состоящий из ультрамелкодисперсных кристаллитов гексагональной формы со средним размером порядка 50 нм, хотя в отдельных случаях он может достигать размеров 250 нм (рис. 3). Анализ рентнограмм показывает, что основой дентина человека является гидроксиапатит кальция со структурным типом $Ca_9HPO_4(PO_4)_5OH$ (Space Group P63/m (176); $a = 9,441\text{Å}$; $c = 6,881\text{Å}$; $c/a = 0,729$; Crystallite (Scherrer) 200Å (рис. 4). При этом тип гидроксиапатита не зависит от места в зубе, откуда был вырезан образец. Сетка коллагеновых волокон (диаметр 50-100 нм), расположенная преимуще-



Рис. 2. Схемы распиловки зуба человека для приготовления образцов: а – для изучения микроструктуры; б – для механических испытаний

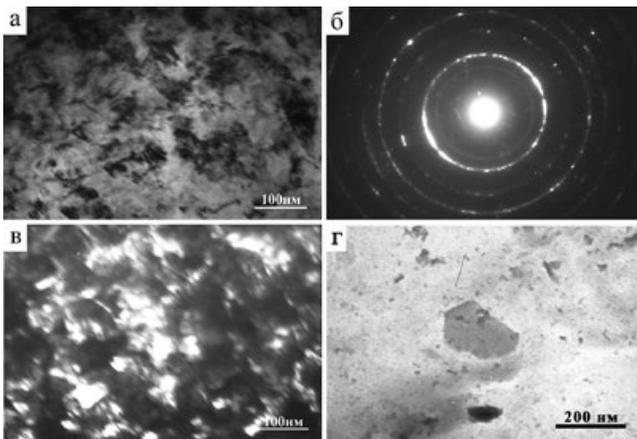


Рис. 3. Микроструктура дентина, ПЭМ: а – светлое поле; б – электронограмма; в – темное поле; г – кристалл гидроксиапатита кальция

ственно перпендикулярно дентинным каналам, – это второй структурный уровень (рис. 5). Наивысший масштаб – уровень дентинных каналов диаметром $3\div 5$ мкм, окруженных высокоминерализованной тканью и располагающихся друг от друга на расстоянии порядка 10 мкм (см. рис. 6). При этом диаметр, ориентировка и плотность дентинных каналов зависят от местоположения в зубе.

Механические свойства дентина при сжатии

Испытание на одноосное сжатие было проведено на образцах дентина в форме параллелепипеда с размерами $2 \times 2 \times 0,65$ мм³, которые деформировали со скоростью 0,1 мм/мин. Нагружение прекращали, как только на деформационной кривой происходило резкое снижение напряжения (наблюдался перегиб). На рис. 7 показана деформационная кривая образца, нагружение которого было прекращено при напряжении, близком к максимальному, но до появления перегиба. После чего образец разгружали до нуля с той же скоростью и выдерживали в этом поло-

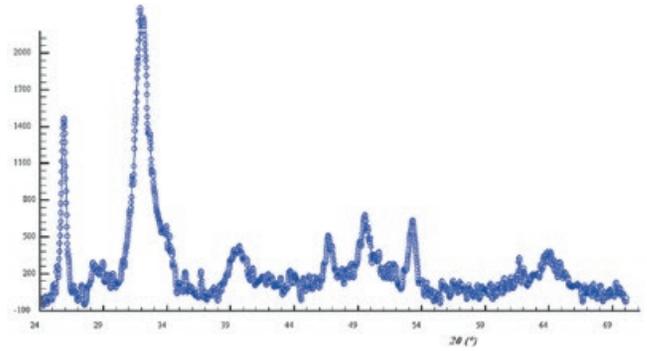


Рис. 4. Рентгенограмма, снятая с дентина человека

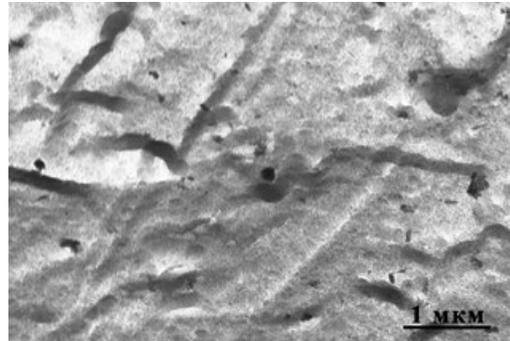


Рис. 5. Сетка коллагеновых волокон

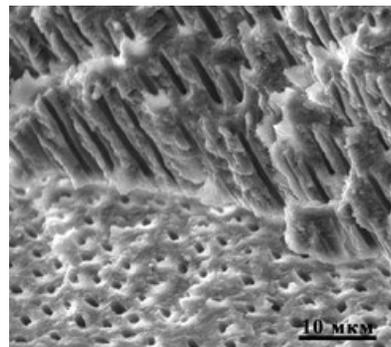


Рис. 6. Дентинные каналы в дентине

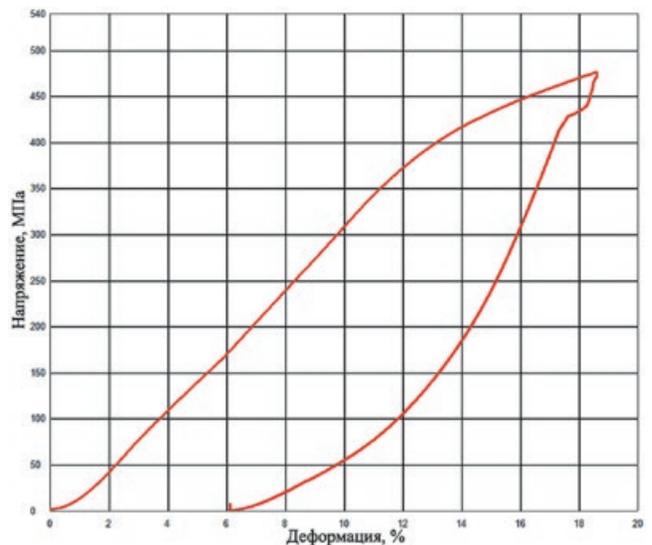


Рис. 7. Деформационная кривая дентина человека на сжатие, механический гистерезис

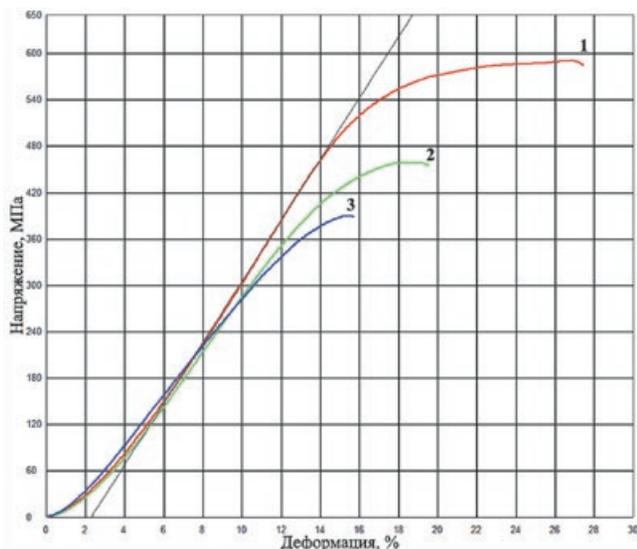


Рис. 8. Деформационные кривые сжатия образца дентина: 1 – первое сжатие; 2 – второе сжатие; 3 – третье сжатие

жении около десяти минут. Видно, что образцы данной формы обладают способностью как к значительной упругой, так и пластической деформации. Благодаря чему они не распадались на части после появления перегиба и их удавалось деформировать еще несколько раз. Это является весомым доводом в пользу того, что дентин человека не является собственно хрупким материалом, а его механическое поведение во многом подобно наполненным полимерам. Действительно, в настоящее время пломбировочные материалы на основе полимеров нашли широкое применение в практической стоматологии.

Повторные испытания образцов останавливали после появления перегиба на деформационной кривой, при этом распада образцов на части также не происходило. Типичные деформационные кривые для трех последовательных сжатий одного и того же образца дентина приведены на рис. 8. Ход кривых качественно не отличается друг от друга. Механические характеристики дентина, полученные при этих испытаниях, приведены в табл. 3. Модуль Юнга и предел прочности дентина уменьшаются после каждого сжатия, тогда как величина его упругой деформации остается постоянной, а пластическая

деформация резко снижается после первого сжатия. В результате полная деформация образца резко уменьшается после первого сжатия и продолжает снижаться после следующих испытаний. Важно отметить, что механические свойства дентина не зависели от местоположения в зубе и ориентировки дентинных каналов в образце (рис. 9).

Металлографическая аттестация поверхности образцов до и после сжатия показала, что в процессе первого испытания там появлялись трещины (рис. 10 а, б). Поэтому их зарождение и рост нужно рассматривать как основную причину появления перелома на деформационной кривой. Несмотря на появление трещин, распада образцов на части не происходило, при том что при последующих сжатиях количество и длина трещин увеличивались (рис. 10 в, г). Следовательно, дентин человека оказывается способным выдерживать значительные нагрузки (вплоть до 350 МПа) даже при наличии в нем большого числа таких опасных повреждений, как трещины. Поскольку средний уровень механических напряжений при пережевывании пищи не превышает 30 МПа, можно заключить, что дентин способен выполнять свои функции и при наличии в нем значительных повреждений. Этот вывод подтверждается клинической практикой.

Известно, что механические характеристики материала зависят от геометрии образца. Поэтому была изучена зависимость прочностных свойств дентина от формы и размеров образцов. С этой целью из дентина были изготовлены две группы лабораторных образцов: первая, с постоянным отношением d/h (см. рис. 11), но с разными размерами; вторая – с различным отношением d/h . Свойства образцов дентина с постоянным соотношением $d/h = 3,5$ и размерами граней от 4 мм до 1 мм (рис. 12) приведены в табл. 4. Анализ результатов позволяет сделать вывод, что деформационное поведение дентина не зависит от размеров образца с постоянным d/h отношением. При уменьшении размера образца наблюдается небольшое увеличение величины модуля Юнга, тогда как остальные механические характеристики остаются постоянными. Изменение модуля Юнга, возможно, связано с наличием в образцах зерен

Таблица 3

Механические характеристики образцов дентина из основной группы для трех сжатий

	E, ГПа	σ_r , МПа	$\epsilon_{упр}$, %	$\epsilon_{пласт}$, %	ϵ , %
Первое сжатие	4,02±0,24	582±27	14,2±1,0	13,2±1,9	27,5±2,2
Второе сжатие	3,21±0,22	438±22	14,7±1,0	4,3±0,7	19,0±0,8
Третье сжатие	3,04±0,27	365±27	13,9±1,2	2,4±0,9	16,3±0,6

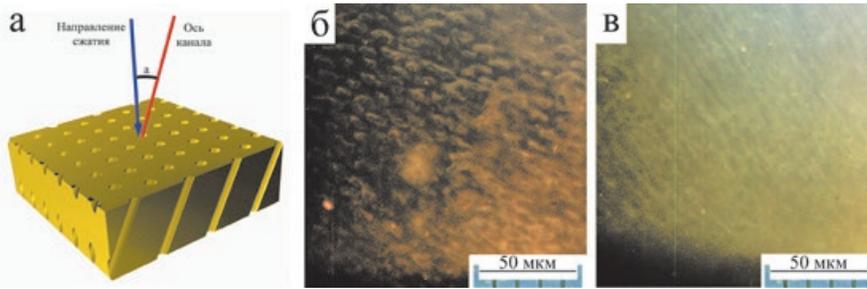


Рис. 9. Определение угла наклона дентинных каналов относительно направления сжатия: а – схема определения угла; б – плоскость сжатия образца; в – боковая поверхность образца

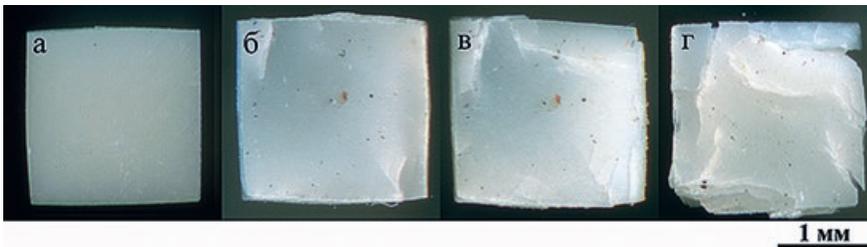


Рис. 10. Рабочая поверхность образца коронкового дентина: а – в исходном состоянии; б – после первого сжатия; в – после второго сжатия; г – после третьего сжатия

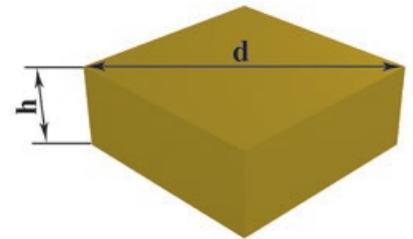


Рис. 11. Геометрические параметры образца на сжатие

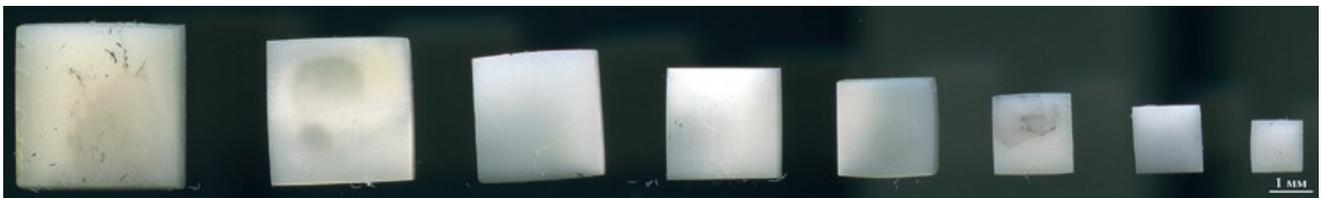


Рис. 12. Образцы различного размера с соотношением $d/h=3,5$ для сжатия

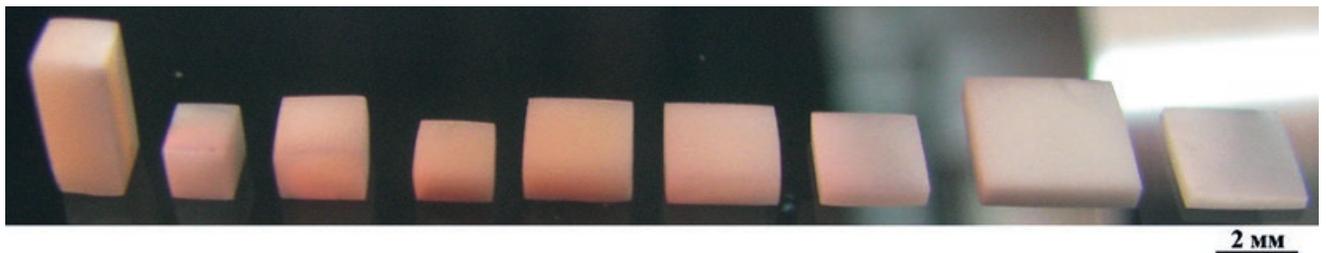


Рис. 13. Образцы для сжатия с различным отношением d/h

с различной минерализацией (неоднородностей в образце), количество которых увеличивается в больших образцах. Это приводит к снижению жесткости образца. Образцы с d/h отношением от 0,4 до 10 изображены на рис. 13, тогда как их механические свойства приведены в табл. 5. Деформационное поведение этой группы образцов не отличается от основной, но его характеристики сильно зависят от соотношения d/h (рис. 14). Видно, что максимальные значения полной деформации и предела прочности и минимальная величина модуля Юнга у образца с $d/h = 9,8$, и, наоборот, у образца с $d/h = 0,4$.

Таблица 4
Значение механических величин для образцов различного размера с постоянным соотношением $d/h=3,5$

Размеры, мм			E , ГПа	σ_y , МПа	$\epsilon_{упр}$, %	$\epsilon_{полн}$, %	ϵ_r , %
a	b	h					
3,87	3,77	1,52	3,90	500	12,5	9,5	22
3,31	3,31	1,37	3,68	511	16,1	9,9	26
2,97	2,90	1,16	4,52	485	13,1	7,9	21
2,59	2,57	1,04	4,20	454	10,8	9,2	20
2,25	2,26	0,91	4,77	523	14,2	8,8	23
1,83	1,87	0,74	5,23	511	10,7	8,3	19
1,53	1,55	0,61	4,81	541	15,6	8,4	24
1,17	1,19	0,47	5,88	502	15,2	6,8	22

Таким образом, деформационное поведение образцов, приготовленных из дентина, существенным образом зависит от формы и меняется от высокоупругого и пластичного материала ($d/h = 9,8$) до практически хрупкого ($d/h = 0,4$). Этим можно объяснить, почему в научной литературе столь значителен разброс механических свойств дентина. Согласно литературным данным, предел прочности дентина при сжатии не превышает 350 МПа. В описанных выше экспериментах (см. табл. 5) максимальное напряжение, которое можно приложить к образцам из дентина до момента, когда в них появляются трещины, достигает 850 МПа, а это близко к пределу прочности низколегированной стали. Такую разницу можно объяснить зависимостью механических свойств дентина от формы образца (отношения d/h образцов). Действительно, при сжатии образцов с $d/h = 1,00 \pm 0,25$ полная деформация была меньше 1%, модуль Юнга 12 ± 16 ГПа, а предел прочности ~ 300 МПа [9, 11], что согласуется с данными настоящей работы (см. табл. 5). В другой работе (отношение $d/h \sim 3,00$) [11] значения предела прочности при сжатии и модуля Юнга совпадали с данными [9, 11] (хотя деформация до разрушения была выше 3%), но отличаются от данных в табл. 5. Однако из фотографии, приведенной в этой работе, видно, что образец распался на части при испытании, тогда как наши образцы с подобным d/h отношением никогда не распались на части. Возможно, это связано с методикой приготовления образцов, так как механизм роста трещины в дентине предполагает его способность подавлять рост трещин [7, 8]. Также на подобное поведение указывает и то, что модуль Юнга дентина зависит от скорости нагружения, что свойственно вязкоупругим материалам [5].

Таблица 5

Значение механических величин для образцов с различным отношением d/h

d/h	E , ГПа	$\sigma_{\text{г}}$, МПа	$\epsilon_{\text{упр}}$, %	$\epsilon_{\text{плас}}$, %	ϵ , %
9,8	2,14	815	39,9	16,1	56
8,0	2,65	792	28,1	17,9	46
6,3	3,13	740	23,9	14,1	38
4,9	3,43	626	18,2	13,8	32
3,6	3,95	569	14,3	11,7	26
2,7	4,31	510	10,7	11,3	22
1,9	5,59	425	6,7	4,3	11
1,4	9,09	396	2,3	3,7	6
0,6	10,65	343	2,0	2,9	4,9
0,4	11,28	331	1,5	1,9	3,4

Также была исследована способность образцов дентина выдерживать постоянные механические нагрузки при испытаниях на долговременную прочность. Диапазон прикладываемых нагрузок был от 200 МПа до 550 МПа. На рисунке 15а показаны зависимости деформации образца от времени выдержки под разными нагрузками (время испытания 5 часов). При нагрузке, близкой к пределу прочности, образец разрушался сразу после начала испытания, тогда как в остальных случаях образцы не разрушались и их деформационное поведение было подобным. Такой ход кривых характерен для вязкоупругих материалов, когда деформация возрастает, в то время как напряжения остаются постоянными. Металлографическая аттестация образцов после испытаний показала, что на их рабочих поверхностях трещин нет. Действительно максимальное приложенное напряжение (450 МПа) меньше, чем предел прочности дентина для образцов выбранной формы. Величина деформации, возникшая непосредственно при удержании постоянной нагрузки (ϵ_t) зависит от приложенного напряжения и меняется от 1% при 200 МПа до 8% при 450 МПа (рис. 15б). Зависимость ϵ_t от приложенных нагрузок приведена на рисунке 16. Величина деформации является незначительной до 300 МПа ($< 2\%$), но она начинает расти в районе предела пропорциональности ($\sigma_{\text{мп}} = 386 \pm 21$ МПа), достигая 8% в области предела упругости. После чего угол наклона кривой снижается до значений угла наклона на первом участке. Измерение линейных размеров образца до и после испытания показало, что ϵ_t является полностью необратимой. Таким образом, при постоянных нагрузках,

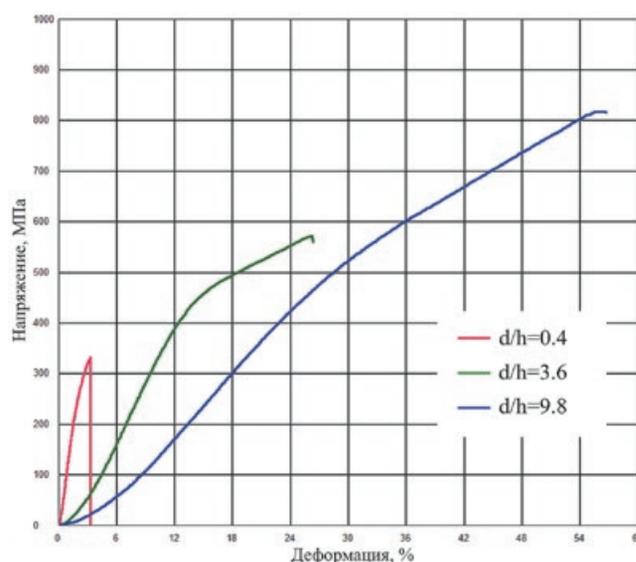


Рис. 14. Деформационные кривые образцов дентина при сжатии с различным отношением d/h

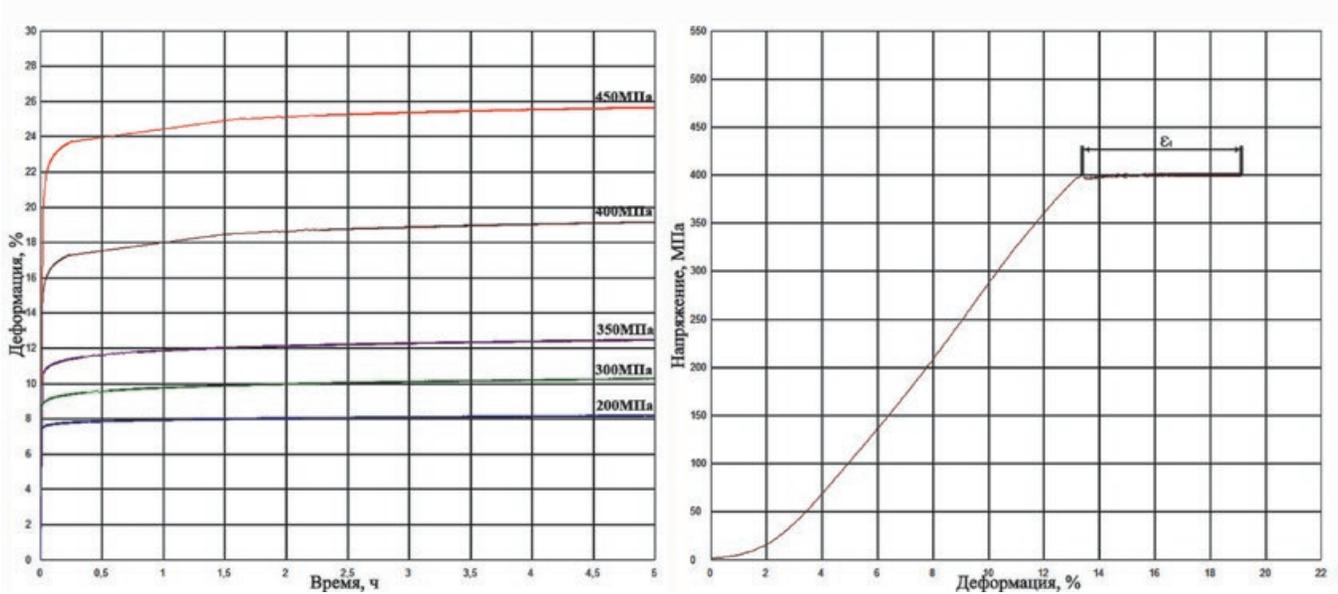


Рис. 15. Деформационные кривые дентина, полученные при испытании в режиме удержания постоянной нагрузки в течение 5 часов: а – кривая «деформация – время»; б – кривая «напряжение – деформация», где ϵ_r – остаточная деформация, возникающая при удержании нагрузки

не превышающих 300 МПа, дентин практически не деформируется, что гарантирует постоянство прочностных свойств зубов в диапазоне нагрузок, возникающих во рту при пережевывании пищи.

Известно, что здоровый дентин в организме содержит около 25% воды, до 75% которой располагается в дентинных каналах, тогда как ее оставшаяся часть – в межтрубочковом дентине. Вода является важным элементом в развитии и удерживании структуры молекул, составляющие сеть коллагеновых волокон. Она формирует высокоупорядоченные внутренние слои воды, которые формируют водородные связи между пептидными цепочками [6]. При нарушении целостности эмали, покрывающей зуб, дентин может контактировать с окружением. Известно, что растворители, которые также нередко используются в стоматологии, дегидрируют дентин, перемещая водные связи в коллагене [9]. Для изучения влияния жидких сред на механические свойства дентина образцы в течение суток выдерживали в различных средах. Типичные деформационные кривые для образцов сухого и вымоченного дентина приведены на рис. 17, а результаты испытаний представлены в табл. 6. Видно, что происходит снижение прочности и способности дентина к упругой деформации, тогда как пластичность и полная деформация увеличиваются. Причем наибольшее влияние оказывает вода, а наименьшее – ацетон. После выдерживания образцов в глицерине их механические свойства не отличались от свойств сухого дентина. Возможно, такое поведение связано с тем, что плотность ацетона ниже плотности воды

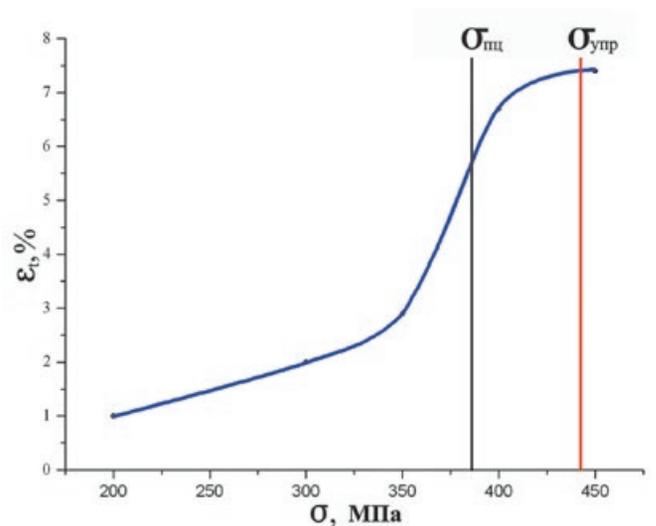


Рис. 16. Зависимость деформации, возникающей при удержании постоянной нагрузки (ϵ_t), от величины нагрузки

и спиртосодержащих водных растворов. Подобное поведение дентина при испытаниях по схеме трехточечного изгиба было описано в работах. Факт, что свойства дентина после выдержки в глицерине не отличались от сухого дентина, можно объяснить высокой вязкостью глицерина по сравнению с ацетоном, виски и водой, из-за чего он не проникает в дентинные каналы. К сожалению, определить прямыми методами, проникает ли жидкость в дентинные каналы, и если да, то как ее много и как глубоко, не удалось. Однако если после первого испытания образцы просушить, то при повторном сжатии они демонстрируют меха-

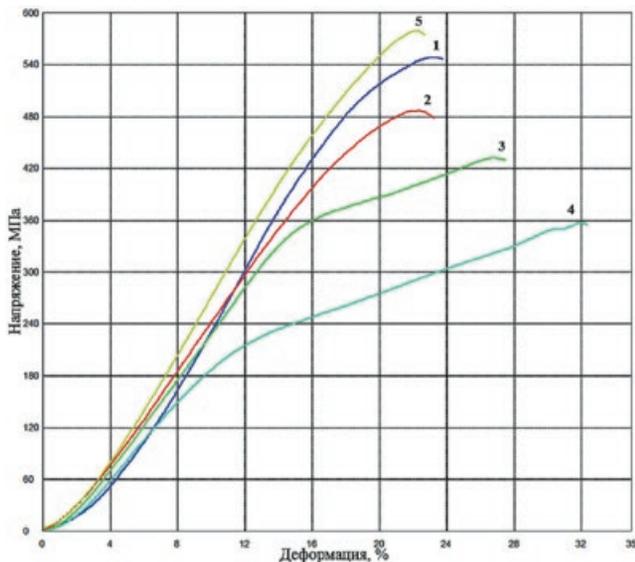


Рис. 17. Деформационные кривые образцов дентина, выдержанного в течение суток в различных жидких средах: кривая 1 – нормальный дентин; кривая 2 – вымоченный в ацетоне; кривая 3 – вымоченный в виски; кривая 4 – вымоченный в воде; кривая 5 – вымоченный в глицерине

нические свойства, подобные сухому дентину. Это позволяет сделать предположение, что такие жидкости, как вода, виски и ацетон, в отличие от глицерина, попадают в дентинные каналы и оказывают влияние на его деформационное поведение, не меняя его характера. Иными словами, дентинная матрица, в каналах которой находятся вода или жидкости с более низкой плотностью, продолжает оставаться высокоупругой и пластичной прочной твердой тканью.

Для медицинской науки важно знать, насколько существенным будет описанное выше снижение прочностных свойств дентина для «эксплуатационных характеристик» зубов? При пережевывании нормальной пищи, напряжение на зубах не превышает уровня в 30 МПа [4], тогда как различия в механических свойствах между сухим и вымоченным в жидкости дентине начинают проявляться только при напряжениях свыше 100 МПа. Поэтому

можно утверждать, что присутствие жидкости в дентинных каналах не должно сказаться на механических свойствах зубов. Кроме того, важно отметить, что после определенных способов лечения нарушается естественная циркуляция дентинной жидкости, но это не скажется на способности зуба выдерживать нормальные нагрузки и он может быть использован для последующей реставрации.

Механические свойства дентина при точечном нагружении

Микроиндентирование по Виккерсу показало, что результаты испытаний образцов дентина зависят от того, насколько заполнены дентинные каналы. Если алмазную пирамидку внедрять в механически полированный образец, у которого каналы в поверхностном слое забиты остатками твердой ткани и абразива, то на поверхности остаются четкие глубокие отпечатки с хорошо видимыми диагоналями, на краях которых нет радиальных трещин (рис. 18а). Микротвердость дентина в этом случае порядка 1000 МПа. После выдержки отшлифованных образцов в ортофосфорной кислоте, когда дентинные каналы были прочищены, отпечатки становились размытыми, их глубина уменьшалась, а диагонали становились нечеткими, хотя их длина не изменилась по сравнению с предыдущим случаем (рис. 18б). В случае, когда дентинные каналы ориентированы параллельно рабочей поверхности образца, диагонали отпечатка также были размыты (рис. 18в). Длина диагоналей, как при перпендикулярной, так и при параллельной ориентировке дентинных каналов относительно поверхности образца, была одинакова. Радиальных трещин у отпечатков не наблюдали. Следовательно, можно заключить, что поведение дентина на внедрение алмазной пирамидки не зависит от ориентировки дентинных каналов, а дентинная матрица после снятия нагрузки практически полностью восстанавливает свои исходные размеры. Полученные результаты показывают важность в прочистке дентинных каналов после механической обработки поверхности дентина.

Таблица 6

Механические свойства образцов дентина, вымоченных в различных жидких средах

Тип	E, ГПа	σ_g , МПа	$\epsilon_{упр}$, %	$\epsilon_{пласст}$, %	ϵ , %
нормальный	4,02±0,24	582±27	14,2±1,0	13,2±1,9	27,5±2,2
ацетон	3,83±0,74	490±42	13,7±2,4	9,5±2,0	23,2±2,6
виски	3,54±0,68	425±31	12,2±1,8	15,1±2,4	27,3±3,4
вода	3,08±0,65	361±38	8,3±1,9	24,2±3,5	32,5±4,3
глицерин	4,21±0,54	565±37	14,5±1,8	9,9±2,0	24,3±2,9

Механические свойства дентина при изгибе

Испытания на трехточечный изгиб проводили вплоть до резкого падения, прикладываемого к образцу напряжения на деформационной кривой, что соответствовало распаду образца на части (рис. 19). Разрушение образцов всегда происходило по линии приложения нагрузки, то есть траектория движения магистральной трещины была близка к прямой линии. Поверхность разрушения дентина была макроскопически ровной (см. рис. 20), как это наблюдается в хрупких материалах. Модуль Юнга определялся по наклону первого участка ($14,46 \pm 2,49$ ГПа). Точка максимального напряжения принималась как предел прочности дентина при изгибе (195 ± 38 МПа) и полная деформация ($1,5 \pm 0,1\%$). Результаты согласуются с литературными данными [10-11]. Снижение сопротивления росту трещины при изгибе относительно сжатия связано с практически отсутствием расклинивающих напряжений при сжатии плоских пластичных образцов. Такое явление наблюдается при больших деформациях металлов под действием сдвига под давлением по методу Бриджмена. При этом деформация может достигать сотен процентов, а образец сохранять свою целостность. Действительно, выше было показано снижение прочности образцов при увеличении отношения высоты образца к его ширине. Столь кардинальное различие можно объяснить сложным иерархическим строением этих тканей и разными схемами нагружения. При сжатии, когда уровень расклинивающих напряжений в образце минимален, дентинные каналы не будут являться концентраторами напряжений, на которых возникают опасные трещины. Однако, если трещины все же появятся, их рост будет блокирован за счет достаточно высокой пластичности дентина, подобно тому, как это происходит в металлах. При изгибе уровень растягивающих напряжений в образце сопоставим с испытаниями на одноосное растяжение. И, значит, любые нарушения сплошности матрицы становятся мощными концентраторами механических напряжений – местами наиболее вероятного появления трещин, и пластичность твердой ткани уже не способна подавить их роста. Следовательно, стоит отметить опасность изгиба по сравнению со сжатием, что необходимо учитывать при реставрации передней группы зубов, которая в процессе жизнедеятельности может подвергаться как сжатию, так и изгибу, в отличие от боковой группы, которая работает только на сжатие.

Рост трещин в дентине

Трещины в массивных образцах дентина по форме близки к клиновидным трещинам в пла-

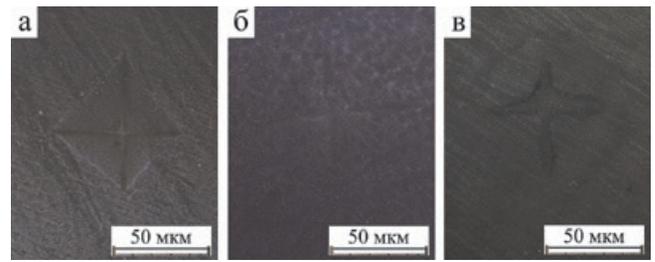


Рис. 18. Микрофотографии отпечатка индентора в дентине ($m=200$ г): а – образец после механической полировки, когда каналы заполнены; б – образец после травления, когда каналы прочищены, каналы ориентированы перпендикулярно рабочей поверхности образца; в – образец после травления, когда каналы прочищены, каналы ориентированы параллельно рабочей поверхности образца

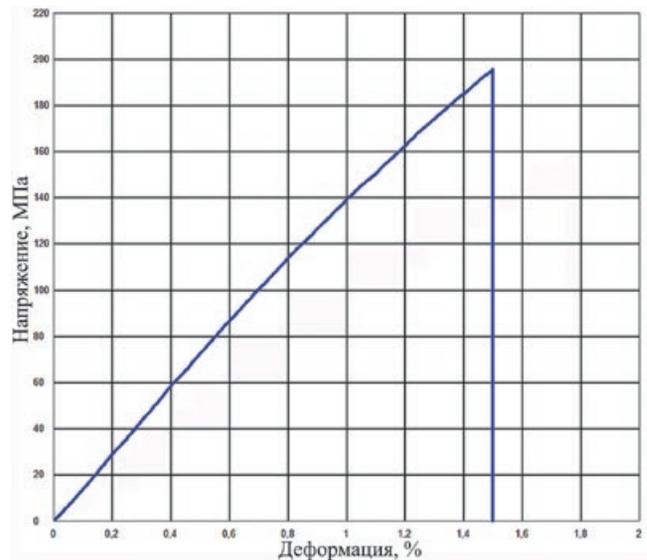


Рис. 19. Деформационная кривая дентина при испытании на трехточечный изгиб

стичных, но разрушающихся металлах, таких как вольфрам или иридий: их края неровные, вершины острые, но угол раскрытия большой – около 10° (рис. 21а). Анализ показывает, что направление роста трещины в дентине определяется геометрией приложенных напряжений и не зависит от ориентировки дентинных каналов. Перед вершиной трещины можно наблюдать более мелкие трещины, напоминающие поры (рис. 21а). У них также острые вершины и большие углы раскрытия ($\sim 10^\circ$). Поэтому можно предположить, что магистральная трещина в дентине развивается за счет объединения с порообразными мелкими трещинами, благодаря чему она приобретает сложный ломаный профиль. Изучение трещин в дентине в ПЭМ при увеличениях порядка $\times 10000$ показало, что их угол раскрытия всегда был порядка 10° , а перед вершинами происходит интенсивное утонение образца – образование развитой пластической зоны, где формируются порообразные



Рис. 20. Поверхность образца после испытания на трехточечный изгиб

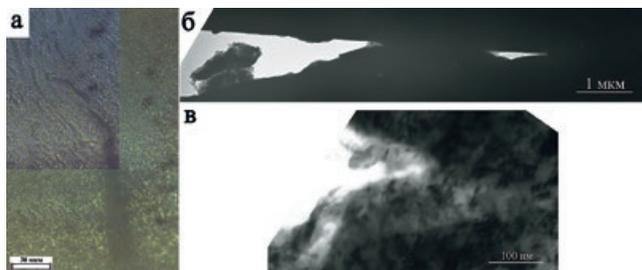


Рис. 21. Вершины трещин в дентине: а – увеличение $\times 500$, массивный образец; б – увеличение $\times 10.000$, тонкий образец; в – увеличение $\times 100.000$, тонкий образец

трещины (рис. 21б). Изучение области вершины трещины в дентине при больших увеличениях ($\times 100000$) подтвердило эти данные, полученные на мезоскопическом уровне. Края микроскопических трещин неровные, их вершины заметно затуплены, а перед ними происходит интенсивное утонение материала – образование пластической зоны (рис. 21в).

Характер роста трещины указывает на способность дентина к значительной пластической деформации на микроскопическом уровне. Тогда как дентин на макроскопическом уровне может демонстрировать хрупкое поведение при изгибе и сжатии образцов с d/h меньше 1. Поэтому можно заключить, что тип деформационного поведения дентина определяется внешними факторами, такими как форма образца и геометрия нагружения, когда его свойства на макроскопическом уровне могут изменяться от сильно деформируемого до хрупкого поведения, при этом остается всегда высокопластичным материалом на микроуровне.

Заключение

Показано, что на микроскопическом уровне дентин человека является высокопластичным материалом, тогда как на макроскопическом уровне его деформационное поведение может изменяться от сильнодеформируемого материала до хрупкого в зависимости от формы образца и геометрии прикладываемой нагрузки. Такая способность позволяет дентину функционировать со значительными повреждениями, вплоть до напряжения 350

МПа при сжатии, тогда как при изгибе разрушение дентина происходит практически сразу же после зарождения трещины. При этом при напряжениях выше 100 МПа на его деформационное поведение оказывает сильное влияние жидкое окружение, что, однако, не существенно при нормальной эксплуатации зуба (<30 МПа), поэтому можно говорить о возможности функционирования зуба при нарушении в нем естественной циркуляции дентинной жидкости и возможности его дальнейшей реставрации.

Благодарности

Исследование выполнено при поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации, соглашение 14.А18.21.1514.

Работа выполнена при поддержке АФГИР США. Авторы признательны О.В. Антоновой (ИФМ УрО РАН, г. Екатеринбург) за помощь в проведении ПЭМ исследований и профессорам А.И. Малкину (ИФХЭ РАН, г. Москва) и Д. Тейлору (Тринити Колледж, г. Дублин) за обсуждение результатов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Zhang Y., Venugopal J.R., El-Turki A., Ramakrishna S., Su B., Lim C.T. Electrospun biomimetic nanocomposite nanofibers of hydroxyapatite/chitosan for bone tissue engineering // *Biomaterials*, 2008, vol. 29. – P. 4314-4322.
2. Youngblood J.P., Sottos N.R. Bioinspired materials for self-cleaning and self-healing // *MRS Bulletin*, 2008, vol. 33. – P. 732-738.
3. Waters N.E. Some mechanical and physical properties of teeth // *Symp Soc Exp Biol*, 1980, vol. 34. – P. 99-135.
4. Kinney J.H., Marshall S.J., Marshall G.W. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature // *Crit. Rev. Oral. Biol. Med.*, 2003, vol. 14, №1. – P. 13-29.
5. He L.H., Swain M.V. Understanding the mechanical behavior of human enamel from its structural and compositional characteristics // *JMBBM*, 2008, vol. 1. – P. 18-29.
6. Neumann H.H., DrSalvo N.A. Compression of teeth under the load of chewing // *J. Dent. Res*, 1957, vol. 36. – P. 286-290.
7. Peyton F.A., Mahler D.B., Hershmanov B. Physical properties of dentine // *Journal of dental Research*, 1952, vol. 31. – P. 366-370.
8. Graig R.G., Peyton F.A. Elastic and mechanical properties of human dentin // *J Dent. Res*, 1958, vol. 37, №4. – P. 710-718.
9. Зайцев Д.В., Григорьев С.С., Антонова О.В., Панфилов П.Е. Деформация и разрушение человеческого дентина // *Деформация и разрушение материалов*. – 2011, том 6. – С. 37-44.
10. Золоторевский В.С. Механические свойства металлов // М.: Металлургия, 1983. – 352 с.
11. Нарисава И. Прочность полимерных материалов // М.: Химия, 1987. – 400 с.