

Часть I

ОСНОВЫ

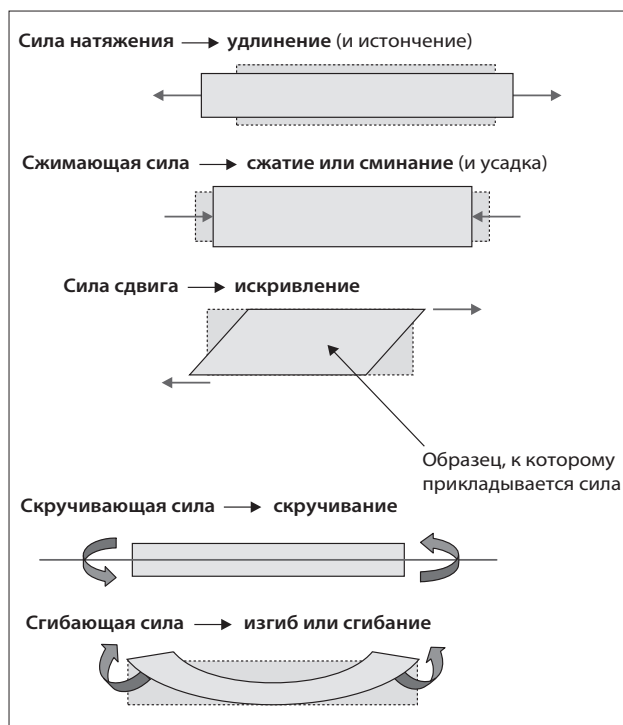


Рис. 1.1. Приложенные силы и виды деформации



Рис. 1.2. Нагрузка от давления ног

Вставка 1.1. Желательные свойства стоматологических материалов:

- биосовместимость;
- отсутствие токсичности;
- эстетичный внешний вид;
- твердость и прочность;
- низкая растворимость;
- простота работы с материалом;
- длительный срок хранения;
- простота лабораторной обработки;
- долговечность;
- быстрая установка

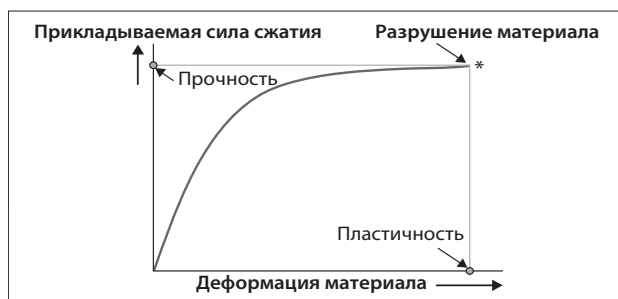


Рис. 1.3. Кривая сжатия-растяжения цветных металлов

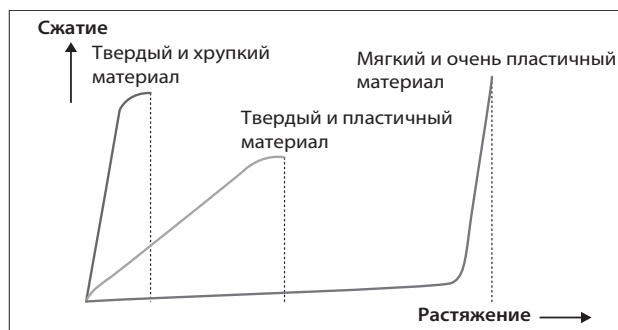


Рис. 1.4. Кривая сжатия-растяжения для хрупких, упругих и пластичных материалов

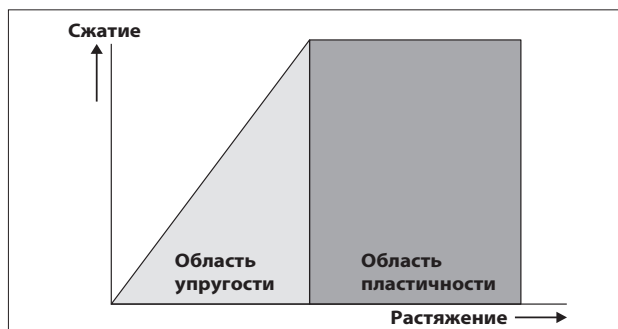


Рис. 1.5. Упругие и пластичные области на кривой сжатия-растяжения

Стоматологические биоматериалы используются в лабораторных процедурах и для восстановления или замещения зубов и кости. Выбор материала должен зависеть от функций, свойств и возможных рисков, связанных с применением выбранного материала. Все стоматологические биоматериалы должны соответствовать определенным критериям (см. вставку 1.1).

Механические свойства важны, так как зубы и замещающие материалы/конструкции должны выдерживать силу кусания и жевания. Типичные свойства материалов приведены в табл. 1.1.

Сила кусания варьирует в зависимости от возраста пациента, числа и расположения зубов. Она снижается при наличии восстановленных зубов, мостов, частичных съемных протезов (ЧСП) или полных протезов. Эффекты

Таблица 1.1. Типичные механические свойства стоматологических биоматериалов

Материал	Прочность при растяжении, МПа	Прочность при сжатии, МПа	Прочность при сдвиге, МПа	Модуль упругости, ГПа	Твердость, КНН
Сплав золота	448			77	22
Стоматологическая амальгама	54,7	318	188	34	110
Дентин	51,7	297	138	1,4	68
Эмаль	10,3	384	90	4,6	343
Фарфор	24,8	149	111	140	460
Композитный материал	45,5	237		14	
Цинк-фосфатный цемент	8,1	117	13	13,7	40
Слепочный материал	7,7	48			
Ca(OH)	1,0	10,3			
Стеклоиономер	18	150		20	

могут различаться в зависимости от вида приложенной силы и ее величины.

Виды сил и вызываемые ими деформации приведены на рис. 1.1.

1. Давление: σ , сила, приложенная на единицу площади поперечного сечения.

— Давление, приложенная сила и площадь, на которую сила воздействует, определяют эффект приложенной нагрузки. Например, при силе жевания в 72 кг (10 Н), приложенной на площадь 4 см², давление составляет 18 кг/см² (1,76 МПа). Однако при той же силе, приложенной на выступающий фрагмент протеза или 1 мм² фрагмент твердой пищи, давление составляет 7200 кг/см² (706 МПа), т.е. нагрузка увеличивается в 400 раз.

Этот эффект давления — одна из причин необходимости выполнения окклюзионной балансировки в реставрационной стоматологии.

Наглядные примеры различий между приложенной силой и давлением приведены на рис. 1.2.

Этот пример также ясно указывает, почему, если на ногу наступила женщина с высокими каблуками, это более болезненно, чем если на ногу наступил мужчина.

2. Прочность: величина, которую должна преодолеть нагрузка на материал, чтобы вызвать разрушение.

3. Предельная прочность: максимальная нагрузка, которая выдерживается без разрушения.

4. Пропорциональный предел: максимальная нагрузка, которую способен выдержать материал без отклонения от линейной пропорциональности сжатия-растяжения.

5. Предел упругости: максимальная нагрузка, которая не вызовет стойкой деформации.

6. Предел пластичности: σ_y , давление, при котором возникает определенное отклонение от пропорциональности сжатия-растяжения, обычно 0,1, 0,2 или 0,5% от постоянного растяжения.

7. Растяжение: ϵ , отношение деформации к исходной длине, $\Delta L/L$; определяет деформацию на момент разрушения.

8. Пластичность: относительное удлинение, например $\Delta L/L \times 100\%$.

— Пластичные материалы обладают большим относительным удлинением, чем хрупкие, и могут выдерживать большую деформацию без разрушения.

9. Индекс полировки: возможность обработки или полировки материала в полости рта, выражается в отношении процента удлинения к пределу пластичности.

10. Коэффициент Пуассона: ν , величина отношения относительного поперечного сжатия к относительному продольному растяжению; определяет уменьшение поперечного сечения при удлинении.

— Хрупкие материалы имеют низкое значение ν , т.е. незначительное изменение поперечного сечения при

удлинении, тогда как пластичные материалы имеют более выраженное уменьшение поперечного сечения, которое называется «образование шейки» (сужение).

11. Модуль упругости: E , отношение сжатия к растяжению, так же известное, как модуль продольной упругости, или модуль Юнга; определяет жесткость материала и является касательной к упругой (линейной) части кривой сжатия-растяжения.

12. Кривые сжатия-растяжения: формируются посредством применения постепенно возрастающего усилия натяжения при измерении приложенного напряжения и деформации материала, пока не происходит разрушение.

Форма кривой сжатие-растяжение определяет свойства материала (рис. 1.3 и 1.4):

- у цветных металлов (например, золото и медь) кривая непрерывна до разрушения, тогда как у черных металлов на кривой определяется излом, известный как **предел пластичности**;

- пересечение линии, параллельной оси абсцисс (растяжения) и точки разрушения на оси ординат (сжатия), определяет прочность, тогда как вертикальная линия от точки разрушения на ось растяжения определяет пластичность;

- у твердых хрупких материалов кривая сжатия-растяжения крутая, при разрушении растяжение минимально, например, у керамики;

- у прочных пластичных материалов, например металлов, кривая сжатия-растяжения плавная и имеет хорошее растяжение до разрушения;

- у мягких пластичных материалов, например эластомеров, кривая сжатия-растяжения плавная, изгиб невелик с последующим резким повышением кривой, когда с увеличением приложенной силы эластомер больше не растягивается линейно (или упруго) и происходит его разрушение.

13. Устойчивость: невосприимчивость к постоянной деформации (т.е. энергия, необходимая для деформации к пропорциональному пределу); определяется площадью под областью упругости кривой сжатия-растяжения (рис. 1.5).

14. Прочность: устойчивость к разрушению (т.е. энергия, необходимая для разрушения); определяется площадью под всей кривой сжатия-растяжения (т.е. и под областью упругости, и под областью пластичности) (см. рис. 1.5).

15. Твердость: устойчивость к нарушению целостности; определяет стойкость к царапинам.

— Твердость измеряется несколькими методами, в том числе тестами по Барколу, Биербауму, Бринеллю, Кнупу, Роквеллу, Шору и Виккерсу.

Прочность, упругость/пластичность и твердость

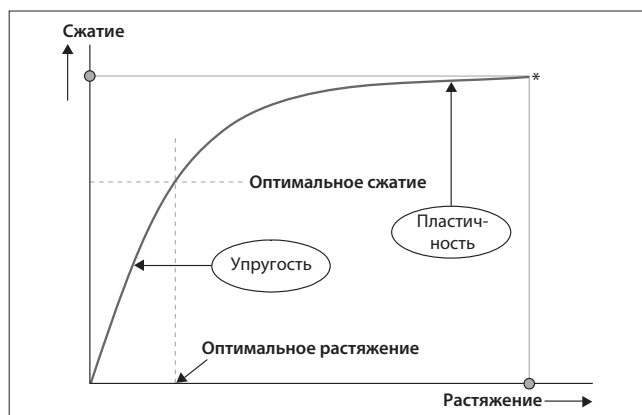


Рис. 2.1. Оптимальная область нагрузки (сжатие и растяжение) для упругого материала

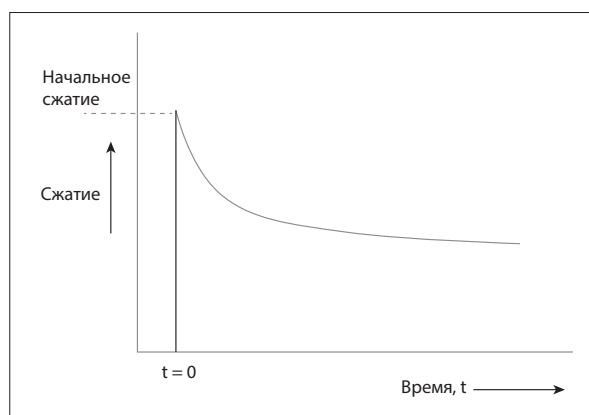


Рис. 2.2. Уменьшение сжатия: снижение индуцированного сжатия вследствие ползучести металлов

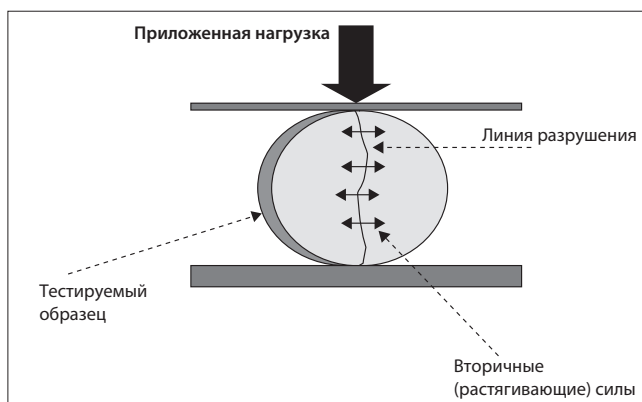


Рис. 2.3. Тест по диаметру диска для определения предела прочности при растяжении хрупких материалов

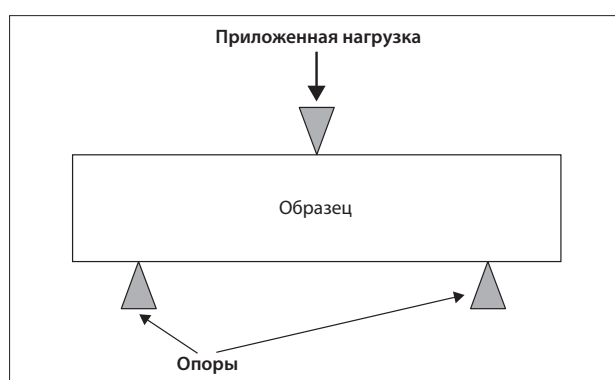


Рис. 2.4, а. Испытание образца в поперечной проекции

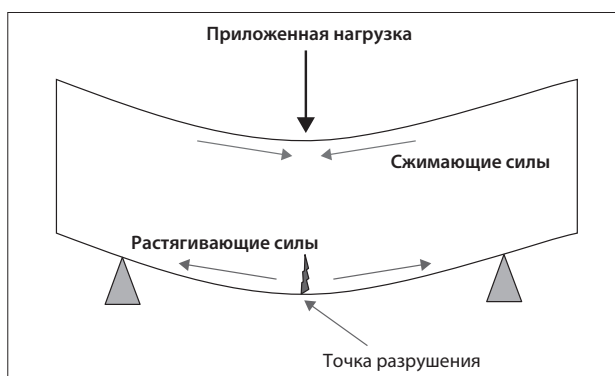


Рис. 2.4, б. Нагрузка и результирующее сжатие образца при тестировании в поперечной проекции

2.1. Упругость и пластичность

Упругие материалы мгновенно деформируются (растягиваются) при приложении нагрузки, однако при ее устранении образец возвращается к изначальным размерам, хотя скорость восстановления варьирует в зависимости от материала. Деформация (растяжение) прямо пропорциональна приложенной нагрузке (сжатию) в соответствии с законом Гука до предела пропорциональности. Упругость обычно является следствием связи, протянувшейся вдоль кристаллографических плоскостей в упорядоченном порядке.

Приложение к упругому материалу нагрузки, превышающей его предел упругости, вызовет некоторую степень пластической (стойкой) деформации.

В идеале приложенная нагрузка никогда не должна превышать предел упругости (рис. 2.1).

Пластичные материалы, обычно полимеры или смолы, деформируются при приложении нагрузки, однако деформация не пропорциональна приложенной нагрузке — феномен, известный как нелинейная, или «негукская», деформация, что связано с их вязкоупругостью. После устранения действия приложенной силы образец восстанавливает свои первоначальные размеры не полностью и, как говорят, пластически деформируются.

2.2. Вязкоупругость

Вязкие вещества, например мед, противостоят сдвиговым силам и демонстрируют линейное растяжение в течение длительного времени при приложении нагрузки, т.е. зависят от времени приложения нагрузки за счет диффузии атомов и молекул в аморфном веществе. В то же время упругие материалы при нагрузке деформируются мгновенно. Вещества, которые имеют и вязкие, и упругие свойства, при деформации называют вязкоупругими.

2.3. Уменьшение сжатия (релаксация)

Полимеры — вязкоупругие вещества, которые имеют и упругие, и пластические свойства, а также способность к времязависимому растяжению.

Когда полимеры подвергаются постоянной нагрузке, в течение некоторого времени происходит их растяжение, которое называется ползучестью, сжимающие силы, действующие на полимер, уменьшаются. Этот эффект известен как уменьшение сжатия, или релаксация. Другими словами, сжатие уменьшается со временем (рис. 2.2).

2.4. Трещиностойкость

Трещиностойкость — это способность пластически деформироваться без разрушения; пропорциональна энергии, поглощаемой при пластической деформации.

Трещины или дефекты, появляющиеся сразу или в течение длительного времени, приводят к ослаблению структуры, после чего разрушение может произойти ниже предела пластичности, так как дефект выступает в роли провоцирующего фактора.

Трещины вызывают некоторые проблемы, так как хрупкие материалы не деформируются пластически и не способны перераспределять нагрузку. При увеличении размера трещины или дефекта усилие, которое требуется для нарушения структуры материала, снижается. Этот феномен выражается коэффициентом интенсивности напряжений, K , который определяется величиной усилия и длиной трещины.

Разрушение происходит при достижении критического значения усилия, K_c , которое определяется как $Y \cdot \sigma \cdot \sqrt{\pi a}$, где Y — это функция размера и геометрии трещины, a — длина трещины.

Это критическое значение называется трещиностойкостью вещества.

2.5. Определение механических свойств

1. Механические свойства при растяжении обсуждались в главе 1; измеряются на плоских образцах с перешейком или деформацией в форме гантели.

Хрупкие материалы (например, амальгаму и керамику) невозможно проверить на растяжимость, поэтому их свойства при растяжении определяются диаметральной тестом на растяжение. При испытании сжимающая нагрузка (P) прикладывается к диску из тестируемого вещества вертикально и индуцирует растягивающие силы по диаметру диска (рис. 2.3).

Прочность при диаметральной разрыве (ПДР) определяется как

$$\text{ПДР} = \frac{2P}{\pi \cdot (\text{диаметр}) \cdot (\text{толщина})}.$$

2. Прочность на сжатие: определяется приложением сжимающей нагрузки на цилиндрическое или квадратное поперечное сечение; выражается как отношение нагрузки, приводящей к разрушению, к площади поперечного сечения.

3. Сдвиговая прочность: определяется приложением растягивающей силы на окружность при модифицированном консольном тесте или использовании системы «штифт—диск»; этот тест важен при сдвиговой нагрузке, например, на виниры.

4. Поперечная прочность: измеряется на образце с длиной L с опорами по краям и приложенной нагрузкой (P) посередине (рис. 2.4, а, б).

Поперечное разрушение начинается на нижнем крае, где приложенная сила приводит к напряжению растяжения, в то время как в верхней области возникают сжимающие силы. Прочность определяется пределом силы до разрушения:

• сжатия

$$\sigma = \frac{3PL}{2 \cdot (\text{диаметр}) \cdot (\text{толщина})^2};$$

• деформации

$$\delta = \frac{P \cdot L^3}{4E \cdot (\text{диаметр}) \cdot (\text{толщина})^3},$$

где E — модульная величина. Поперечная прочность важна для базисов зубных протезов.

5. Твердость на вдавливание: устойчивость к проникновению, определяемая измерением степени вдавливания с помощью индентора под давлением.

Наиболее важными тестами на твердость в стоматологии являются тесты Кнупа и Шора.

Тест твердости по Кнупу: в тесте используются несимметричный алмазный индентор (отношение длины к ширине 7:1) и число твердости по Кнупу (KHN, Knoop hardness number):

$$\text{KHN} = L/l^2 \cdot C_p,$$

где L — приложенная нагрузка; l — длина большей диагонали; C_p — константа, которая относится к l области индентации; для теста необходим плоский, хорошо отполированный образец, однако нагрузка не установлена, поэтому может использоваться микроскопическая шкала как для пластичных, так и для хрупких материалов.

Тест твердости по Шору: этот тест измеряет степень проникновения тупого индентора в мягкий или упругий материал; это важно для мягких, например, эластомерных материалов.

Показатель твердости показывает устойчивость материалов к царапинам, износу и истиранию.

2.6. Износостойкость

Этот показатель важен для полимерных и керамических реставраций при взаимодействии с зубами и при чистке зубов. Твердость поверхности не всегда подразумевает износостойкость, особенно при использовании твердых, хрупких материалов или эластомеров. Используются различные тесты на износостойкость, простейший из которых проводится с помощью ручного поршневого притирочного инструмента с нейлоновыми щетками или резиновыми чашками, установленные на противоположном конце поршня, который взаимодействует с тестируемым образцом.

Грузы, расположенные на конце, изменяют нагрузку, в то время как на тестируемую поверхность наносятся вода, искусственная слюна и зубная паста.

Более сложные схемы тестирования образцов заключаются в приложении сверху или снизу вращающихся или колеблющихся головок также с применением абразивов, наносимых на поверхность образца.

Износ определяется путем профилометрии (оценка изменения профиля поверхности), оценки потери веса образца или обоими методами.

Ни одна абразивная система полностью не имитирует условия в полости рта, и как подсчет, так и воспроизводимость данных могут быть проблематичными.

Тем не менее тест на износостойкость может дать полезную прогностическую информацию в отношении определенного материала.

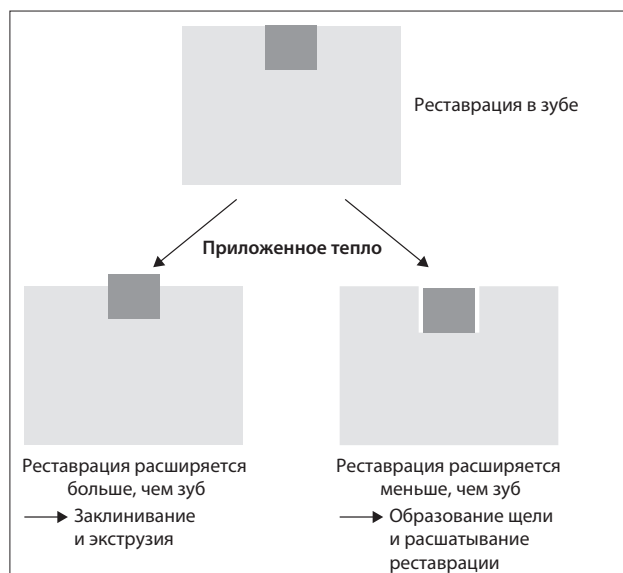


Рис. 3.1. Влияние повышения температуры на реставрацию и зуб с различными коэффициентами теплового расширения

Таблица 3.2. Коэффициенты теплового расширения

Материал	Коэффициент теплового расширения, $\times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
Зуб (коронка)	11,4
Амальгама	22,1–28,0
Золото	14,4
Композитная смола	17–50
Акриловая смола	76,0
Фарфор	12,0
Стеклоиономер	10,2–11,4
Воск для вкладок	350–450
Силиконовый оттисковый материал	210
Полисульфидный оттисковый материал	140

Таблица 3.4. Длина волны видимого спектра света

Цвет	Примерный интервал длин волн, нм
Красный	630–700
Оранжевый	590–630
Желтый	560–590
Зеленый	490–560
Синий	450–490
Индиго	420–440
Фиолетовый	400–450

Таблица 3.1. Термические характеристики различных стоматологических материалов

Материал	Теплопроводность, $\text{Дж/с/см}^2/^{\circ}\text{C/см}$	Удельная теплоемкость, $\text{Дж/г/}^{\circ}\text{C}$	Тепловая диффузия, $\text{мм}^2/\text{с}$
Медь	3,84	0,38	
Золото	2,97	0,13	119,0
Ртуть	0,084	0,14	
Платина	0,698	0,13	
Серебро	4,21	0,23	
Стоматологическая амальгама	0,23		9,6
Цинк-фосфатный цемент	0,012		0,290
Цинк-оксид-эвгенольный цемент	0,005		0,389
Акриловая смола	0,002	1,46	0,123
Композитная смола	0,011		0,675
Фарфор	0,010	1,09	0,64
Эмаль	0,0092	0,75	0,469
Дентин	0,0063	1,17	0,18–0,26
Вода	0,0044	1,00	0,14

Таблица 3.3. Электрические константы для стоматологических материалов и зубов

Материал	Сопротивление, $\text{Ом} \times \text{см}$	Диэлектрическая постоянная
Зубная эмаль	$2,6\text{--}6,9 \times 10^6$	
Дентин	$1,1\text{--}5,2 \times 10^4$	8,6
Стеклоиономер	$0,8\text{--}2,5 \times 10^4$	$2\text{--}7 \times 10^5$
Оксид цинка-эвгенол	$10^9\text{--}10^{10}$	10
Полиакрилат цинка	$0,4\text{--}4 \times 10^5$	$4 \times 10^3\text{--}2 \times 10^5$
Фосфат цинка	2×10^5	

Физические свойства стоматологических биоматериалов включают в себя термические, электрические и оптические характеристики.

3.1. Термические и электрические характеристики

Типичные тепловые параметры приведены в табл. 3.1.

1. Теплопроводность: K — скорость теплопередачи через 1 см^3 материала при разности температур 1°C , выражается в $\text{Дж/с/см}^2/^{\circ}\text{C/см}$ ($\text{Дж} \cdot \text{с}^{-1} \cdot \text{см}^{-2} \cdot ^{\circ}\text{C}^{-1} \cdot \text{см}^{-1}$).

— Металлические реставрации имеют более высокие значения K , чем зубы, и вызывают большие изменения температуры пульпы, чем твердых тканей при воздействии горячих или холодных жидкостей.

2. Удельная теплоемкость: C_p , количество тепла, которое повышает температуру 1 г вещества на 1°C , выраженное в $\text{Дж/г/}^{\circ}\text{C}$ ($\text{Дж} \cdot \text{г}^{-1} \cdot ^{\circ}\text{C}^{-1}$).

— Удельная теплоемкость определяет количество тепла, необходимое для достижения температуры плавления металла во время отливки. C_p ниже для золота,

чем для черных и основных сплавов, поэтому последним требуется больше тепла для достижения температуры плавления.

3. Тепловая диффузия: Δ , определяется как $K/C_p \times \rho$ (т.е. отношение теплопроводности к удельной теплоемкости, умноженное на плотность), выраженная в $\text{мм}^2/\text{с}$ ($\text{мм}^2 \cdot \text{с}^{-1}$).

— Коэффициент диффузии характеризует переходный тепловой поток, определяющий скорость, с которой материал приближается к тепловому равновесию; он рассчитывается для определения степени повышения температуры пульпы при использовании металлических реставраций.

4. Эффективность прокладки: Z , тепловая защита за счет прокладки; определяется как $Z = T/\sqrt{\Delta}$, где T — толщина прокладки.

5. Линейный коэффициент теплового расширения: α , изменение длины на единицу длины материала при изменении температуры на 1°C , выраженное как $^\circ\text{C}^{-1}$ ($^\circ\text{C}^{-1}$), а иногда и в миллионных долях (м.д.).

— Типичные значения приведены в табл. 3.2; α зависит от температуры и состояния, изменяясь при температуре трансформации (T_g) для полимеров (см. ниже).

— Если коэффициенты расширения реставрации и зуба заметно отличаются, относительные расширения и сжатия могут привести к образованию зазора и щели (рис. 3.1). Высокое α значение линейного коэффициента теплового расширения восков компенсирует усадку стоматологических сплавов при отливке реставраций.

6. Электрическая проводимость (κ , $\text{Ом}^{-1} \cdot \text{см}$) **и сопротивление** (ρ , $\text{Ом} \cdot \text{см}$): проводимость $L = \kappa(A/l)$, тогда как сопротивление равно $\rho(l/A)$, где A — площадь поперечного сечения, а l — длина; проводимость обратна сопротивлению. Значения сопротивлений приведены в табл. 3.3.

— Дентин имеет более низкое сопротивление, чем эмаль, хотя сопротивление кариозной эмали отличается от такового у здоровой эмали. Проводимость материалов реставрационных материалов может повлиять на изоляцию базиса под металлическими реставрациями.

7. Диэлектрическая постоянная: ϵ , мера электрической изоляции.

— Высокие значения ϵ у стеклоиономера и полиакрилатных цемента указывают на их ионное содержание. Значение ϵ уменьшается при высыхании стоматологических цемента.

3.2. Оптические характеристики (цвет и внешний вид)

В идеале реставрация будет соответствовать естественным твердым и мягким тканям, но цвет только частично присущ материалу, так как он образуется различными способами, в том числе селективным отражением и поглощением, рассеянием, дифракцией и интерференцией. Таким образом, цвет определяется составом, толщиной, структурой поверхности и падающим светом.

Кроме того, очевидно, что цвет и отражение света будут меняться в зависимости от фона, на котором рас-

сматривается материал. Видимый свет воспринимается людьми в диапазоне 400–700 нм (табл. 3.4).

Фактически зрение людей трехцветное. Имеется 3 типа цветовых рецепторов: коротковолновые (S-типа), наиболее чувствительные к фиолетовому цвету (420 нм), средней длины волны (M-типа), наиболее чувствительные к зеленому цвету (534 нм), и длинноволновые (L-типа), наиболее чувствительные к желто-зеленому цвету (564 нм).

Несмотря на то что люди могут различать до 10^7 цветов, рецепторы глаза раскладывают свет на компоненты трех цветов. Это называется «цветовые компоненты».

Кроме того, из-за трихроматизма человеческого зрения спектральный цвет может различаться в зависимости от интенсивности.

Цвет материала часто измеряется в системе CIE (Международный комитет по освещению), которая определяет цвет по 3 параметрам: L^* , a^* и b^* . Яркость, или светлота (L^*), обозначает светлость или темноту цвета, тогда как доминирующая длина волны (тон) определяется направлением от белого на цветовом круге или диаграмме цветности.

Система CIE представляет это относительно значениями a^* и b^* и их признаками: $-a^*$ обозначает преобладание зеленого, в то время как $+a^*$ обозначает преобладание красного; $-b^*$ обозначает преобладание сине-фиолетового и $+b^*$ обозначает преобладание желто-зеленого.

Насыщенность (цветность) и чистота цвета представлены расстоянием от центра диаграммы цветности, т.е. величинами значений a^* или b^* .

Цвет также можно определить с помощью цветовой системы Манселла, в которой цвет сравнивается с палитрой с большим количеством цветов.

Светлота определяется сначала в пределах диапазона от 10 для белого до 0 для черного с последующим определением насыщенности в диапазоне от 0 для серого до 18 для очень насыщенного цвета.

Наконец, тон определяется путем сопоставления с цветными вкладками определенного тона и насыщенности. Для этого тон измеряется по шкале от 2,5 до 10 для каждого цвета, а именно красного, красно-желтого, желтого и т.д.

Таким образом, цвет может быть определен как $4R\ 7/3$, где $4R$ — тон, 7 — светлота, 3 — насыщенность цвета. Определение цветов с использованием системы Манселла можно сравнить с применением расчета цветовых различий, который проводится обученными наблюдателями.

Метамерия — это явление, которое может вызвать проблемы в подборе цветов. Метамерные цвета имеют одинаковые цветовые компоненты при одном источнике света, но отличаются в спектральном распределении энергии, так что они могут соответствовать в одном свете, но не в других.

Поскольку доминирующие длины волн искусственного и солнечного света отличаются, цветовое соответствие между реставрацией и зубами меняются в зависимости от падающего света, что затрудняет удовлетворительное сопоставление цвета зубов и реставрации. В идеале выбор соответствующего оттенка выполняется в условиях, которые воспроизводят реальные.

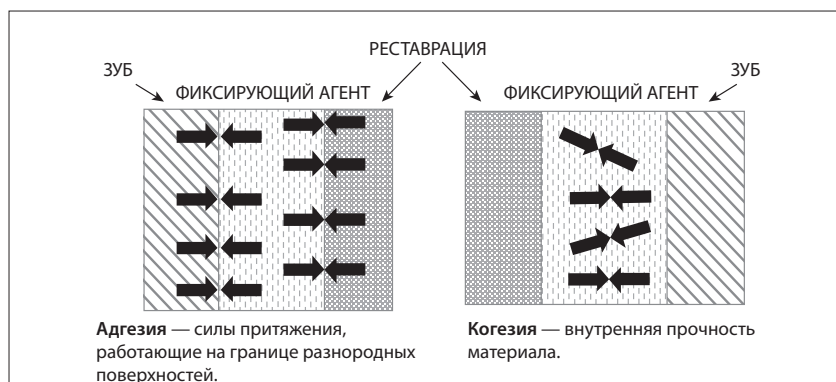


Рис. 4.1. Адгезия и когезия

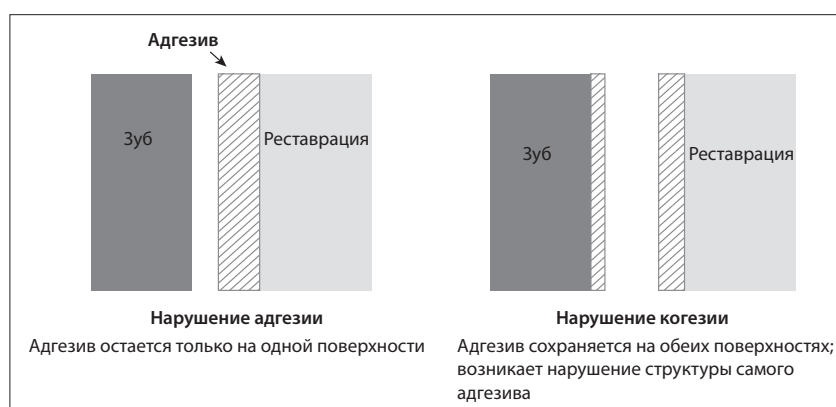


Рис. 4.2. Нарушения адгезии и когезии цементуемых реставраций

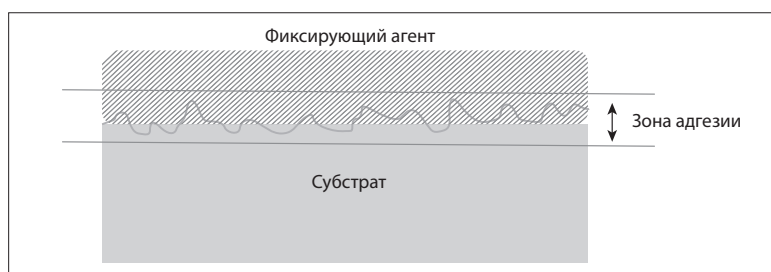


Рис. 4.3. Зона адгезии между адгезивом и субстратом (схематически)

Вставка 4.1. Молекулярные силы, определяющие когезивную прочность фиксирующего агента:

- 1) химические связи в фиксирующем агенте;
- 2) химические связи из-за сшивки полимера(ов) в материале на основе синтетических смол;
- 3) межмолекулярные взаимодействия между адгезивными молекулами;
- 4) механические связи и взаимодействия между молекулами в адгезиве

Таблица 4.1. Основные типы адгезии

Тип	Характеристики
Специфический	Молекулярное притяжение между контактирующими поверхностями
Механический	Адгезия через механическое препятствие между адгезивом и поверхностью субстрата
Эффективный	Связывание адгезива и субстрата за счет комбинации специфической и механической адгезии

Таблица 4.2. Энергии и длина связей в адгезионных силах

	Средняя энергия связи, кДж/моль	Средняя длина связи, нм
Ионная связь	600	0,25
Ковалентная связь	550	0,15
Металлическая связь	250	0,40
Водородная связь	25	0,20
Силы Ван-дер-ваальса	8,5	0,45

Адгезия — это молекулярное притяжение между разнородными контактирующими поверхностями, тогда как когезия — это молекулярное притяжение, объединяющее молекулы одного материала.

Адгезия связывает адгезив с субстратом, тогда как когезия связывает отдельные элементы фиксирующего вещества, т.е. обеспечивает внутреннюю прочность (рис. 4.1). И адгезия, и когезия определяют общую эффективность связи. При разобщении адгезива и субстрата возникнет отделение реставрационного материала (нарушение адгезии), а при разрушении самого адгезива возникает нарушение когезии (рис. 4.2).

4.1. Когезионные силы

Когезионную прочность обеспечивает несколько молекулярных сил (вставка 4.1), которые влияют на некоторые свойства адгезива, в том числе консистенцию, текучесть и вязкость. Во время схватывания происходит затвердевание, благодаря межмолекулярным связям в адгезиве, формированию новых связей и усилению существующих, обычно путем сшивания молекул с короткой цепью с формированием длинных цепей и/или трехмерных сетей молекулярных цепей. Таким образом, когезионная прочность адгезива зависит от условий затвердевания, и, если эти условия не оптимальны, когезионная прочность уменьшается.

4.2. Адгезионные силы

Адгезия разделяется на 3 основных типа (табл. 4.1).

Специфическую адгезию можно подразделить на 3 различных типа в зависимости от взаимодействий между адгезивом и субстратом: химическую, дисперсионную и диффузионную. Микромеханические эффекты также могут иметь значение в феномене адгезии при контакте адгезива с шероховатой поверхностью субстрата, что увеличивает адгезию (см. главу 5).

4.3. Механизмы адгезии

4.3.1. Химическая адгезия

Если адгезив и субстрат могут среагировать своими поверхностями, образуя ионные и ковалентные связи формируют сильную связь (за счет химической адгезии), однако при образовании только водородных связей адгезия слабее. Более слабая химическая адгезия при водородных связях обусловлена тем, что, несмотря на сопоставимую с ковалентными и ионными связями длину, они на порядок слабее.

Прочность химических связей может быть высокой (табл. 4.2), их длина невелика и для хорошей адгезии поверхности должны оставаться в непосредственной близости для формирования стабильной связи.

Химическая адгезия в стоматологии применяется редко, так как существует ограничение, связанное с реакциями между карбоксилатными адгезивами и кальцием твердых тканей.

Если они присутствуют, то могут составлять $\leq 50\%$ всех взаимодействий, хотя долгосрочная стабильность зависит от устойчивости к влаге.

4.3.2. Дисперсионная адгезия

При дисперсионной адгезии (физисорбции) поверхности удерживаются вместе ван-дер-ваальсовыми связями, притягивающими силами между двумя молекулами, каждая из которых имеет область (области) слабого положительного или отрицательного заряда, так что молекулы являются полярными по отношению к средней плотности заряда.

Если молекула имеет отрицательный и положительный полюса, возникают силы Кeesома, тогда как если полярность — это преходящий эффект, возникающий благодаря случайным движениям электронов, возникают лондоновские силы. Лондоновские дисперсионные силы важны для адгезии, так как они возникают при отсутствии постоянной полярности фиксирующего вещества или субстрата.

Несмотря на то что длина ван-дер-ваальсовых связей сравнительно велика (табл. 4.2), эти силы действуют только на очень маленьких дистанциях. Около 99% работы, необходимой для разрушения ван-дер-ваальсовых связей, выполняется для разобщения поверхностей более чем на нанометр, т.е. эффективность адгезии с химическим или дисперсионным связыванием ограничена. При возникновении трещины она быстро распространяется вдоль поверхности ввиду хрупкости связей и, следовательно, большая площадь соприкосновения поверхностей зачастую имеет незначительный для адгезии эффект.

4.3.3. Диффузионная адгезия

Некоторые вещества могут объединяться (смешиваться) на границе соприкосновения путем диффузии, обычно когда молекулы мобильны и/или растворимы друг в друге.

Эта форма взаимодействия, или переплетения, возникает в том случае, когда упругие прокладки протеза укладываются на базис протеза из акриловой смолы.

В описанном случае связи возникают благодаря взаимной растворимости и взаимодействиям между мономером материала прокладки и поверхностью протеза с акриловым базисом, при этом диффузионная адгезия возникает при переплетении полимерных цепей.

Однако подвижность молекул полимера влияет на их переплетение и диффузионное связывание. Таким образом, сниженная подвижность сшитых полимеров ограничивает диффузию и вклинение по сравнению с более подвижными и лучше переплетающимися несшитыми полимерами.

Диффузионная адгезия также задействована при агломерационном обжиге, например при обжигании фарфора при креплении к металлу при изготовлении металлокерамической коронки.

Поскольку для диффузионной адгезии требуется взаимодействие атомов между двумя поверхностями, чем дольше происходит это взаимодействие, тем больше происходит диффузия и, соответственно, тем сильнее адгезия.

4.4. Зона адгезии

Фиксирующий агент, связанный с субстратом, имеет измененную молекулярную структуру поверхности соприкосновения. Область соприкосновения, или зона адгезии (рис. 4.3), характеризуется изменениями в фиксирующем агенте (а иногда и в субстрате), происходящими из-за взаимодействия при связывании.

Химические, механические и оптические свойства фиксирующего агента различаются от аналогичных свойств базисного материала в зоне адгезии; последний отличается толщиной от нескольких нанометров до нескольких сантиметров, в зависимости от природы субстрата, составом и характеристиками, а также условиями затвердевания.

Сила связи может, например, снижаться из-за неадекватной когезии в фиксирующем агенте.

Эти суждения влияют на выбор оптимального фиксирующего агента для реставраций.

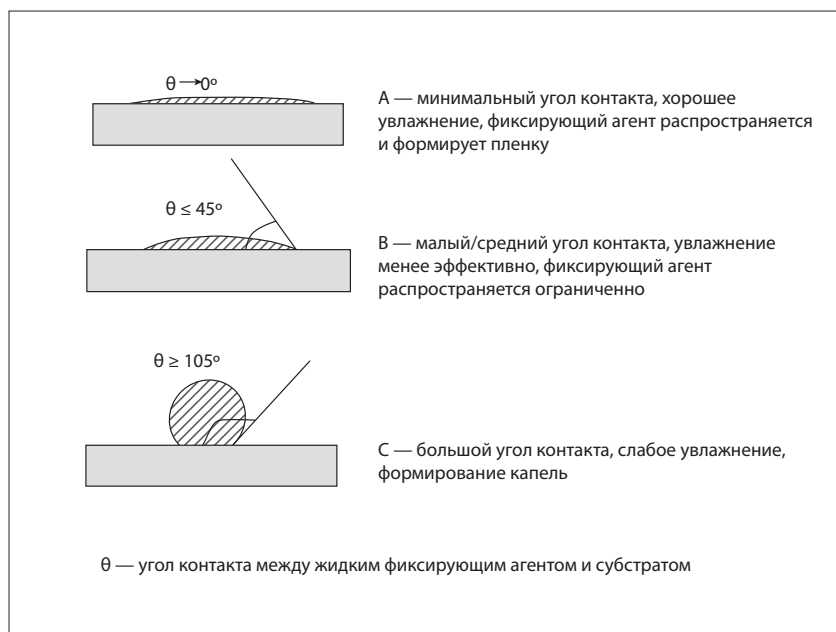


Рис. 5.1. Углы соприкосновения фиксирующего агента и субстрата для чистых, умеренно загрязненных и загрязненных поверхностей

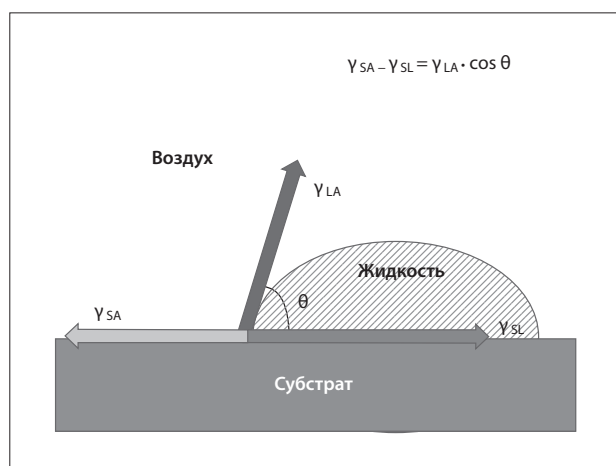


Рис. 5.2. Поверхностное натяжение для капли жидкости на поверхности: θ — угол соприкосновения жидкости и субстрата; γ_{SA} — поверхностное натяжение на границе фаз твердая поверхность–воздух (поверхностная энергия субстрата); γ_{LA} — поверхностное натяжение на границе фаз жидкость–воздух (поверхностное натяжение жидкости); γ_{SL} — поверхностное натяжение на границе фаз твердая поверхность–жидкость (адгезия между жидкостью и твердым веществом)

Таблица 5.1. Взаимосвязь между влажностью поверхности, поверхностной энергией субстрата, углами соприкосновения и адгезионными/когезионными силами

Поверхность	Субстрат	Угол соприкосновения	Силы
Увлажненная	Высокоэнергетический	$\theta < 90^\circ$	Адгезия > когезия
Слабо-/неувлажненная	Низкоэнергетический или загрязненный	$\theta > 90^\circ$	Когезия > адгезии

Механические (фактически микромеханические) эффекты могут значительно влиять на связь между фиксирующим агентом и субстратом, особенно при отсутствии или ограничении влияния химической, дисперсионной и диффузионной адгезии.

Тем не менее для использования механической адгезии фиксирующее вещество должно смачивать субстрат за счет поверхностного натяжения несхватившегося адгезива и угла соприкосновения между ним и субстратом.

5.1. Угол соприкосновения и поверхностное натяжение

Адгезивы, которые смачивают субстрат, имеют большие области соприкосновения, чем несмачивающие материалы, при этом увлажнение зависит от относительной поверхностной энергии адгезива и субстрата. Материалы с низкой поверхностной энергией, такие как политетрафторэтилен, или ПТФЕ, и кремнийорганические полимеры, не обладают способностью к увлажнению и поэтому затрудняют адгезионное связывание без специальной подготовки поверхности.

Способность жидкости взаимодействовать с твердой поверхностью, т.е. степень увлажнения, определяется как угол соприкосновения θ между жидкостью и поверхностью вещества, при этом θ определяется как поверхностным натяжением жидкости, так и природой и состоянием поверхности субстрата.

Степень увлажнения увеличивается при меньшем угле соприкосновения и меньшем поверхностном натяжении (рис. 5.1). Хорошее увлажнение происходит на чистых поверхностях, при этом θ стремится к 0° (рис. 5.1, А), однако угол соприкосновения больше ($0 < \theta < 90^\circ$) при слегка загрязненной поверхности (рис. 5.1, В). При выраженном загрязнении или низкой поверхностной энергии субстрата, $\theta > 90^\circ$ (рис. 5.1, С), такие условия

иногда называются несмачивающимися, и жидкость образует капли на поверхности субстрата.

Угол соприкосновения θ — это функция как адгезии между адгезивом и субстратом, так и когезии жидкого адгезива.

При сильной адгезии к поверхности субстрата и слабой когезии жидкости степень смачивания высока (лиофильные условия). Наоборот, слабая адгезия и сильная когезия, т.е. лиофобные условия, приводят к тому, что угол соприкосновения достаточно велик, а смачивание поверхности субстрата незначительно.

Малый угол соприкосновения означает большую общую поверхностную энергию субстрата и большую силу взаимодействия между жидкостью и субстратом, что приводит к лучшей адгезии из-за большей области контакта между адгезивом и субстратом.

Для низкоэнергетической или загрязненной поверхности $\theta > 90^\circ$ и когезия адгезива может превышать значение адгезии между жидкостью и субстратом с плохим смачиванием (табл. 5.1).

Ученые, изучающие поверхности и их взаимодействия, описывают межфазные эффекты, используя термины «межфазное натяжение жидкость—воздух γ_{LA} » (т.е. поверхностное натяжение жидкости), «межфазное натяжение твердая поверхность—жидкость γ_{SL} » (т.е. поверхностное натяжение между субстратом и адгезивом, которое приблизительно соответствует поверхностной адгезии между жидкостью и твердой поверхностью) и «межфазное натяжение твердая поверхность—воздух γ_{SA} » (т.е. поверхностное натяжение между твердой поверхностью и воздухом, что приблизительно соответствует поверхностной энергии твердого вещества), что проиллюстрировано на рис. 5.2. Для угла соприкосновения θ° эти значения связаны в формуле Юнга:

$$\gamma_{SA} - \gamma_{SL} = \gamma_{LA} \cos \theta$$

При полном смачивании субстрата, т.е. когда $\theta = 0$ и $\cos \theta = 1$, уравнение Юнга выглядит так:

$$\gamma_{LA} = \gamma_{SA} - \gamma_{SL}, \text{ или } \gamma_{LA} \leq \gamma_{SA}.$$

Другими словами, если поверхностное натяжение адгезива (γ_{LA}) меньше поверхностной энергии субстрата (γ_{SA}), адгезив распространится по субстрату.

Значение γ_{SA} при $\cos \theta = 1$ — это критическая поверхностная энергия (КПЭ), которая равна значению γ_{SL} , когда жидкость распространяется по поверхности. КПЭ для ПТФЭ составляет 19 мДж/м^2 , угол соприкосновения для воды — $109,2^\circ$, тогда как эти два параметра составляют $37,5 \text{ мДж/м}^2$ и $70,9^\circ$ для акриловой смолы, что ясно указывает на их различия в смачивании (и связывании).

Смачивание происходит тогда, когда поверхностное натяжение адгезива (γ_{SL}) меньше, чем критическая поверхностная энергия. Это часто выражается коэффициентом адгезии, т.е. поверхностной энергией субстрата (γ_{SA}), необходимой для преодоления поверхностного натяжения жидкости (γ_{SL}) на 10 дин/см . Если происходит обратное, т.е. $\gamma_{SL} \geq \gamma_{SA}$, смачивание поверхности незначительно, адгезия уменьшается, так как адгезив открепляется от поверхности во время затвердевания.

5.2. Микромеханическая адгезия

В незатвердевшем состоянии адгезивы находятся в жидком состоянии и могут течь по субстрату, заполняя пустоты, шероховатости и поры на поверхности, прикрепляясь к этой поверхности с помощью механической связи. Это часто называют микромеханической адгезией (см. рис. 4.4). Фиксация реставрации к зубу с помощью стоматологических цемента в основном происходит за счет микромеханической адгезии, которая, вероятно, имеет большое значение в связывании со смоляными адгезивами, такими как, например, герметики для фиссур или реставрационные смолы. Эффективность микромеханической адгезии в большей степени определяется способностью фиксирующего вещества смачивать субстрат, так как незначительное смачивание препятствует качественному соединению цемента и субстрата.

Кроме того, фиксирующий агент должен быть способен заполнять пустоты и т.д. в поверхности. Для того чтобы это происходило, адгезив должен иметь небольшую вязкость. Вода, например, имеет вязкость 1 сантипуаз (сП) , спирт — $1,2 \text{ сП}$. Многие другие жидкости имеют большую вязкость, например эвгенол (гвоздичное масло) — $9,22 \text{ сП}$, глицерин — 1490 сП , мед — 10^4 сП . Большая разница в вязкости меда и воды объясняет, почему вода более текуча. Следует отметить, что единицы измерения вязкости в системе СИ — Па·с, однако этот показатель численно равен значениям в сП.

Неизбежно, что микромеханическая адгезия — это не просто следствие смачивания (т.е. углов соприкосновения) и реологических (текучесть) свойств адгезива. Другие факторы, такие как электростатические силы (как притягивающие, так и отталкивающие), которые могут действовать между адгезивом, микро топография субстрата, а также качество жидкости, известное как тиксотропия, которое также влияет на микромеханическую адгезию.

Тиксотропная жидкость — это та жидкость, которая находится под действием таких механических сил, как взбалтывание, вибрация или поперечная сила, которые временно трансформируют вещество в состояние меньшей вязкости и лучшей текучести, чем в статике. Тиксотропные свойства — важное свойство для эндодонтических герметиков (для корневого канала), так как они должны затекать в канал, часто под воздействием вибрации.

Кроме того, тиксотропия зачастую совмещается с цветами добавок, таких как кремниевая кислота, и, возможно, входит в состав различных стоматологических адгезивов и препаратов цемента.

Тиксотропия адгезивных материалов обеспечивает определенные преимущества для всей системы адгезии, в частности, если тиксотропический адгезив прикрепляется к субстрату, что позволяет ему остаться на месте даже на вертикальных поверхностях.

Кроме того, так как текучесть адгезива в некоторой мере определяется механическими силами, прикладываемыми во время установки, можно намного лучше контролировать толщину пленки адгезива в сочетании с увеличенной текучестью и заполнением микродефектов поверхности субстрата.

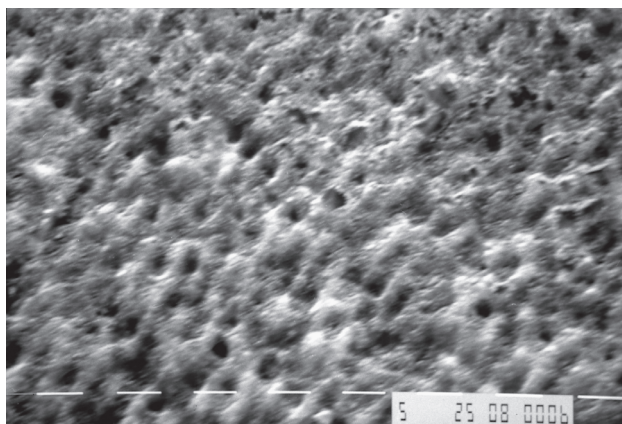


Рис. 6.1. Сканирующая электронная микроскопия (×1000) разрушенной эмали

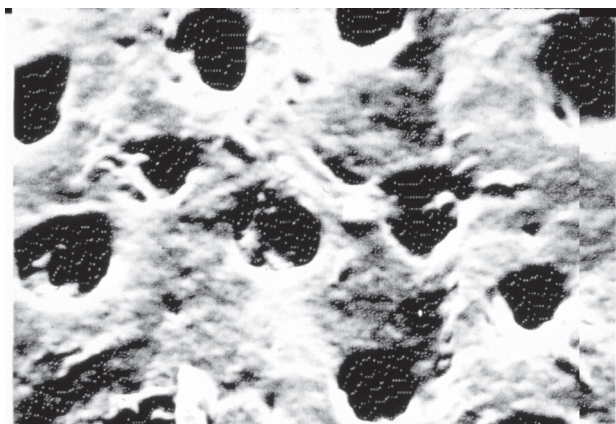


Рис. 6.2. Сканирующая электронная микроскопия (×1000) трубочек дентина с наличием вязкого слоя

Таблица 6.1. Характеристики твердых тканей зуба

	Эмаль	Дентин	Цемент	Кость
Эмбриология	Эктодерма	Нервный гребень	Нервный гребень	Мезодерма, но в голове — нервный гребень
Формирующие клетки	Амелобласты	Одонтобласты	Цементобласты	Остеобласты
Разрушающиеся клетки	Одонтокласты	Одонтокласты	Одонтокласты	Остеокласты
Содержание апатитов, %	95	70	50	67
Соотношение Ca/P	1,66/0,03	1,97/0,06	Ca 1,97	1,97/0,02
Органический матрикс	Протеины эмали	Коллаген I типа и основное вещество	Коллаген I типа и основное вещество	Коллаген I типа и основное вещество
Жизнеспособность	Не восстанавливается, не ремоделируется	Не ремоделируется: восстанавливается через вторичный и третичный дентин	Не ремоделируется: восстанавливается путем накопления нового цемента	Высокая частота ремоделирования; высокий потенциал для восстановления

Таблица 6.2. Приблизительное содержание неорганических компонентов (% массы) минерализованной ткани

	Компонент						Среднее соотношение Ca/P
	Ca	P	CO ₃	Na	Mg	F	
Эмаль	36	18	4	0,6	0,2	0,01	2,0
Дентин	37	18	6	0,4	1,2		2,05
Кость	35	15	5	0,5	0,5		2,3

Таблица 6.3. Неорганический и органический состав (% массы) эмали и дентина

	Содержание минералов (гидроксиапатиты)	Органическое вещество	Вода
Эмаль	96	1	3
Дентин	70	20	10

Таблица 6.4. Характеристики трубочек дентина

	Плотность, трубочки/мм ²	Диаметр, мкм
Около дентиноэмалевой границы	20 000	0,5
Около пульпы	50 000	2,5

Вставка 6.1. Возрастные изменения зубной эмали:

- снижается проницаемость;
- снижается содержание воды;
- изменяется структура поверхности из-за ионного обмена с ротовой полостью (например, фторирование поверхности эмали);
- потемнение цвета, в частности, за счет увеличения органического компонента и склероза и окрашивания подлежащего дентина;
- в месте наибольшей нагрузки на эмали возникают фасетки

Вставка 6.2. Белковые компоненты дентина:

- коллагеновые протеины (в основном коллаген I типа с небольшим количеством V типа и тримера I типа);
- неколлагеновые дентин-специфические протеины (фосфофорин, сиалопротеин дентина и матриксный протеин дентина-1);
- неспецифические протеины, ассоциированные с минерализованными тканями (например, остеокальцин и остеопонтин)

Характеристики твердых тканей зуба приведены в табл. 6.1, а в табл. 6.2 указан минеральный состав.

6.1. Зубная эмаль

Эмаль, покрывающая коронку зуба, сильно минерализована (табл. 6.3). Большая часть воды в эмали присутствует в виде свободной воды, остальная — в виде гидроксильной группы в кристаллах. Минерал эмали, который обычно называют гидроксиапатитом, в основном состоит из $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, а также из витлокита магния, $\text{Ca}_9\text{Mg}(\text{HPO}_4)(\text{PO}_4)_6$, апатита, $\text{Ca}_{8,5}\text{Na}_{1,5}(\text{PO}_4)_{4,5}(\text{CO}_3)_{1,5}$ и небольшого количества карбонизированного гидроксиапатита, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH}, \text{V}, \text{CO}_3, \text{F})_2$. Магниева составляющая эмали лучше выражена внутри, чем на поверхности; карбонат и магний в основном теряются в слабокислых растворах.

Эмаль имеет призматическую структуру с игольчатыми кристаллами гидроксиапатита $260 \times 680 \text{ \AA}$, площадь поверхности составляет $4 \pm 1 \text{ м}^2 \times \text{г}^{-1}$, объем пор около 9% (рис. 6.1). Минеральный состав относительно постоянен, однако твердость варьируется от $<2,86 \text{ г} \times \text{см}^{-3}$ в области дентиноэмалевой границы до $3,01 \text{ г} \times \text{см}^{-3}$ на поверхности зуба. Содержание карбоната меняется от $<2\%$ на поверхности до $>4\%$ в области дентиноэмалевой границы. Эмаль проницаема для воды, ионов и маленьких молекул. При нормальных физиологических условиях эмаль находится в физико-химическом равновесии со слюной (т.е. стабильна). Накопление фосфатов кальция замедляется/ингибируется протеинами слюны, что предотвращает постоянный рост минерального компонента эмали. Поскольку эмаль не имеет клеточного строения, она не может восстанавливаться или регенерировать, однако с возрастом претерпевает некоторые изменения (вставка 6.1).

Ввиду высокого содержания минералов, эмаль растворима в кислотах и хрупка, легко разрушается при ослаблении подлежащего дентина кариесом или разрушении при неправильной подготовки полости.

6.2. Дентин

Дентин, который охватывает зуб, в большей мере, чем эмаль, состоит из органических веществ, при этом коллаген составляет 85% органического компонента.

Минеральный состав дентина [гидроксиапатит, $\text{Ca}_8(\text{PO}_4)_4(\text{CO}_3)_2 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$] имеет большее соотношение Са/Р, чем эмаль и другие уровни содержания карбонатов, магния и натрия. Кристаллы дентина плоские, $500\text{--}600 \text{ \AA}$ в длину и несколько меньше в ширину, толщина — $20\text{--}35 \text{ \AA}$.

Матрикс дентина содержит множество протеинов (вставка 6.2) и окружает трубочки, заполненные отростками одонтобластов жидкостью наподобие сыворотки. Характеристики трубочек варьируют в зависимости от локализации (табл. 6.4), предположительно из-за большего их количества у пульпы.

При отсутствии одонтобластических отростков трубочки постоянно контактируют с внеклеточной жидкостью пульпы. Пульпарная циркуляция поддерживает внутриклеточное гидравлическое давление на уровне 24 мм рт.ст. , что вызывает обратный ток жидкости в трубочках от пульпы к дентиноэмалевой границе при удалении эмали.

Такой же ток жидкости является следствием внешнего гидростатического и осмотического давления. По-

ложительный или отрицательный ток жидкости через пораженные трубочки влияет на нервные окончания одонтобластов или пульпы; это является основой гидродинамической теории пульпарной гиперчувствительности (гипералгезии).

При механической подготовке дентина формируется $3\text{--}15 \text{ мкм}$ слой органических и неорганических частиц, смазанный слой, который частично/полностью перекрывает трубочки дентина (рис. 6.2). Смазанный слой уменьшает гидростатическое давление, но меньше влияет на процессы диффузии. Кроме того, при удалении травлением кислотой химические и бактериальные вещества могут диффундировать к пульпе против градиента давления.

6.3. Цемент

Цемент — это твердая соединительная ткань, сходная с костной, которая покрывает корни зуба. Также к нему прикрепляются волокна периодонтальной связки. Цемент примерно на 50% состоит из гидроксиапатита, органический матрикс по большей части представлен коллагеном и основным веществом. Цемент не имеет васкуляризации, не регенерирует, но более устойчив к резорбции, чем кость.

Слой цемента на эмалево-цементной границе составляет $20\text{--}50 \text{ мкм}$, а к верхушке зуба увеличивается до $150\text{--}200 \text{ мкм}$.

Несмотря на то что цемент может быть разным, различают 2 основных его типа.

1. Неклеточный: узкий слой, расположенный непосредственно рядом с дентиновой поверхностью корня.
2. Клеточный: покрывает верхнюю треть корня и налегающий неклеточный цемент.

Цемент образован из цементобластов, которые выстилают поверхность корня. Его накопление продолжается в течение всей жизни зуба по фазам. После формирования неклеточного цемента цементобласты смещаются и накапливают цементный матрикс.

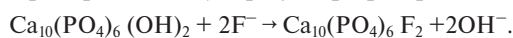
6.4. Фторирование эмали

Присоединение фтора снижает растворимость эмали в кислотах и повышает устойчивость к кариесу. Фтор, потребляемый из питьевой воды или с пищей, формирует фторгидроксиапатит $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH}, \text{F})_2]$ или $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$.

Оптимальный уровень фтора в питьевой воде составляет 1 м.д. Более высокий уровень мешает амелогенезу; уровень фтора выше 5 м.д. нарушает функцию амелобластов, что приводит к образованию поврежденной крапчатой эмали.

Топическое применение NaF на эмали формирует CaF_2 — это быстрый процесс, который ускоряется высоким содержанием фтора и низким pH. Глубина проникновения достигает около 10 мкм .

Топические агенты с более низким содержанием фтора (например, гель APF) образуют фторгидроксиапатит



Скорость реакции меньше, требует большего периода контакта, однако поглощение фтора выше и профиль реакции глубже ($\leq 100 \text{ мкм}$). Чувствительность эмали к топическим реагентам снижается с повышением концентрации естественного фтора.

Отрицательные коллоиды растворимости продуктов гидроксиапатита (ГОА) и фторгидроксиапатита (ФА) составляют: $K_{ГОА} = 117,2$ и $K_{ФА} = 121,2$, поэтому фторирование значительно снижает растворимость эмали, в частности, в среде с низкими pH и содержанием фтора.

6.5. Стронций

Показатель DMFT (показатель состояния зубов) линейно уменьшается с увеличением уровня стронция в

питьевой воде до 10 м.д., однако эффект исчезает при уровне $Sr > 35$ м.д. Эффекты стронция в основном проявляются в фазу перед прорезыванием зубов путем его внедрения в более глубокие слои эмали, в частности в подверженный кариесу витлокит магния $[Ca_9Mg(HPO_4)(PO_4)_6]$. Считается, что твердая смесь гидроксиапатита кальция и апатита стронция образуется со следующим составом: $Ca_{10-x}Sr_x(PO_4)(OH)_2$, где $0 \leq x \leq 10$.

Таблица 7.1. Состав кости

Неорганические компоненты 67% массы	Органический матрикс 33% массы
Кальций-дефицитный гидроксиапатит	25% коллаген I типа 5% неколлагеновые белки: остеонектин остеокальцин костный морфогенный протеин костный протеогликан костный сиалопротеин

Таблица 7.2. Неорганические компоненты кости (% массы)

Компонент	Среднее содержание, %	Референсные значения, %
Кальций	35	33–36,5
Фосфор	15	14,5–16
Карбонаты	5	3–8
Натрий	0,45	0,26–0,59
Магний	0,45	0,32–0,78

Таблица 7.3. Минеральный состав кости (средние показатели)

Компонент	Содержание, % массы
Витлокит магния, $\text{Ca}_9\text{Mg}(\text{HPO}_4)(\text{PO}_4)_6$	20
Натрий- и карбонатсодержащий апатит, $\text{Ca}_{8,5}\text{Na}_{1,5}(\text{PO}_4)_{4,5}(\text{CO}_3)_{1,5}$	15
Дефектный гидроксиапатит, $\text{Ca}_9(\text{HPO}_4)(\text{PO}_4)_5(\text{OH})$	65

Таблица 7.4. Клетки, отвечающие за формирование, поддержание и резорбцию кости

Клетки	Тип	Функции
Остеобласты	Одноядерные клетки	Продукция матрикса кости Синтез коллагеновых и неколлагеновых белков кости (остеоида) Минерализация остеоида
Остеоциты	Остеобласты, заключенные в костном матриксе	Комплекс остеоцит–остеобласт предотвращает избыточную минерализацию кости
Остеокласты	Многоядерные клетки	Удаляют минеральный компонент после того, как остеобласты удаляют остеоид путем внеклеточной секреции HCl и протеолитических ферментов, которые создают кислую среду, растворяющую минеральные вещества и переваривающую органический матрикс

Таблица 7.5. Классификация типов костей

Тип кости	Характеристики
Тип I	Гомогенная, компактная кость
Тип II	Ядро плотной трабекулярной кости окружено толстым слоем компактной кости
Тип III	Тонкий слой кортикальной кости окружает ядро плотной трабекулярной кости
Тип IV	Ядро трабекулярной кости низкой плотности и прочности окружено тонкой кортикальной костью

Свойства костей нижней и верхней челюсти имеют решающее значение в успешной имплантации протеза. Кость — это особый вид соединительной ткани, состоящий из органического матрикса, пронизанного слабо кристаллизированным кальций-дефицитным гидроксиапатитом. Минеральный состав кости отличается от такового других твердых тканей зуба. Кость содержит больше органических веществ (табл. 7.1, 7.2). Состав кости, приблизительно соответствующий $\text{Ca}_7\text{Na}_2(\text{PO}_4)_3(\text{CO}_3)_3(\text{OH})$, варьирует в каждом отдельном случае. Минеральный состав приведен в табл. 7.3.

Дефектный гидроксиапатит разрушается в основном при нейтральных значениях pH. pH костной жидкости несколько ниже, чем таковой показатель интерстициальной внеклеточной жидкости некальцифицированной соединительной ткани, вследствие медленного обмена кальция и фосфатов в кости.

На основании размера и формы кости разделяют на длинные и короткие, неправильной формы, сесамовидные или плоские, но все они имеют одинаковую структуру.

1. Наружный плотный слой компактной кости:
 - а) по периметру окружен мембраной остеогенной соединительной ткани (надкостницей);
 - б) внутренняя поверхность компактной кости покрыта одним слоем костных клеток, разделяющих кость и костный мозг (эндост).

2. Центральный мозговой канал, заполненный красным или желтым костным мозгом:

- а) мозговой канал разделяется ретикулярной сетью трабекулярной (губчатой) кости;
- б) вся поверхность губчатой кости покрыта эндостом;
- в) внутренние трабекулы поддерживают наружный, более толстый кортикальный слой компактной кости.

И компактная, и губчатая кость состоит из микроскопических слоев (пластинок), разделяющихся на 3 типа, в зависимости от вида их расположения:

- а) кольцевые пластинки (покрывающие всю кость и образующие внешний и внутренний периметры);
- б) концентрические пластинки (которые составляют основную массу компактной кости и являются основной метаболической единицей компактной кости — остеон);
- в) интерстициальные пластинки (заполняющие промежутки между соседними концентрическими пластинками).

Отдельные клетки в кости (остеобласты, остециты, остеокласты) отвечают за формирование, поддержание состояния и резорбцию кости (табл. 7.4).

Развитие кости происходит тремя способами:

- а) эндохондральное формирование кости: происходит на модели хрящевого матрикса:
 - ✦ хрящ резорбируется и замещается костной тканью;
 - ✦ также происходит при развитии хряща непосредственно перед появлением костной ткани;
- б) интрамембранозное формирование кости: происходит внутри соединительнотканых мембран;
- в) шовное формирование кости: происходит вдоль краев швов; особый вид интрамембранозного формирования кости.

С возрастом в кости может развиваться остеопороз (локальное снижение минерализации).

Клеточная активность с возрастом снижается, что приводит к снижению соотношения мукополисахаридный протеогликан/коллаген. Следовательно, в областях, удаленных от поверхности кости, рН снижается и происходит местное растворение минерального компонента кости.

7.1. Зубные имплантаты и кость

Качество кости, зависящее от ее объема и плотности, определяет успешность имплантации и подразделяется на 4 типа (табл. 7.5). Наибольший успех имплантации наблюдается при I и II типе кости. Плотность кости и комбинация плотности и объема имеют большое значение

для успеха имплантации. Малый объем кости, низкое качество кости, т.е. кости типа III и IV, увеличивают вероятность неудачного имплантирования. Неудачное имплантирование чаще происходит на верхней челюсти, так как кость там менее плотная, а также на сильно резорбированной нижней челюсти. Средняя частота неудачных имплантаций протезов, поддерживаемых имплантатом, составляет 19% в верхней челюсти и лишь 4% в нижней.

С возрастом возникают изменения в кости, коллагене и белках кости, поэтому сращение переломов у пожилых пациентов занимает больше времени. Таким образом, для пожилых пациентов может потребоваться больше времени на восстановление после установки имплантата и введения полной нагрузки.

У женщин в постменопаузе могут развиваться остеопороз или остеопения, однако постменопаузальный эстрогеновый статус имеет значение только для успешного имплантирования на верхней челюсти. Тем не менее в недавних исследованиях было выявлено, что лекарства для лечения остеопороза, такие как бисфосфонаты, независимо от способа введения (перорально или внутривенно), увеличивают вероятность некроза челюсти. Даже кратковременное использование препаратов для лечения остеопороза могут увеличить подверженность челюсти некрозу.

Некроз и сниженная остеоинтеграция имплантата могут развиваться при нагревании кости выше 47 °C при подготовке места имплантации, так как происходят денатурация коллагена и некроз клеток кости. Следствием термического поражения является формирование соединительной ткани между имплантатом и костью, что приводит к уменьшению интеграции и расшатыванию имплантата. Титан — оптимальный материал для имплантатов, так как он инертен и биологически совместим. Он не может спровоцировать рост новой кости или кровеносных сосудов вокруг имплантата, что могло бы ограничить остеоинтеграцию.

Покрытие имплантата синтетическим костным материалом (гидроксиапатит и/или биостекло) улучшает остеоинтеграцию имплантата. Костный трансплантат может нарушать остеоинтеграцию имплантата, особенно если требуется увеличение объема кости из-за его потери вследствие заболеваний пародонта, инфекции или остеопороза. Для интегрирования и созревания структуры подсаженной кости требуется достаточно времени, учитывая, что незрелая кость не способна выдержать вкручивающие усилия при установке зубных имплантатов. Для замещения пластинчатой кости требуется 6–12 мес. Чем более организованной будет структура пластинчатой кости, тем больший контакт имплантата с костью она сможет обеспечить, улучшив таким образом прогноз. Частота успешной имплантации с использованием костного трансплантата колеблется от 77 до 85% по сравнению с 95% при имплантации в зрелую кость без использования костного трансплантата.