

УДК 620.22; 616.71–001. 5–089.84; 678.07:617

Хлусов И.А.  
Х55 **Основы биомеханики биосовместимых материалов и биологических тканей** : учебное пособие (переработанное и дополненное) / И.А. Хлусов, В.Ф. Пичугин, М.А. Сурменова, Р.А. Сурменев – Томск : Издательство Томского политехнического университета, 2023. – 163 с.

Основной упор в учебном пособии сделан на биомеханические аспекты основных классов биоматериалов, широко применяемых в современной стоматологии, трансплантологии, травматологии и ортопедии, в приложении к опорным тканям организма. К каждой теме прилагаются наглядные пособия в виде таблиц, список контрольных вопросов и рекомендуемой литературы. Руководство иллюстрировано рисунками и схемами. Подобное сочетание позволяет нацелить студентов на оптимальное усвоение учебной программы.

Учебное пособие предназначено для бакалавров и магистров, обучающихся по направлениям «Химическая технология», «Перспективные химические и биомедицинские технологии», слушателей курсов повышения квалификации, а также будет полезно бакалаврам, магистрам, аспирантам и инженерно-техническим работникам, связанным с получением и практическим использованием современных биоматериалов и покрытий.

УДК 620.22; 616.71–001. 5–089.84; 678.07:617

#### *Рецензенты*

Доктор физико-математических наук, профессор, главный научный сотрудник и заведующий лабораторией физики наноструктурных биокomпозитов Института физики прочности и материаловедения Сибирского отделения Российской академии наук (ИФПМ СО РАН)

Шаркеев Юрий Петрович

К.ф.-м.н., доцент, почетный работник высшего профессионального образования РФ, заместитель директора по НИР НИИ «Нанотехнологии и наноматериалы» ТГУ имени Г.Р. Державина

Тюрин Александр Иванович

© Томский политехнический университет, 2023  
© Оформление. Издательство Томского политехнического университета, 2023

## ОГЛАВЛЕНИЕ

1. ВВЕДЕНИЕ В БИОМЕХАНИКУ .....	5
2. ОБЩИЕ ВОПРОСЫ БИОМЕХАНИКИ.....	10
2.1. Классификация механических испытаний.....	10
2.2. Основные параметры биомеханики.....	12
2.3. Основные термины и определения биомеханики .....	19
2.4. Условия подбора механических испытаний.....	24
2.5. Статистическая обработка результатов механических испытаний.....	26
2.6. Механические испытания материалов на твердость .....	32
2.6.1. Твердость по Бринеллю .....	34
2.6.2. Твердость по Виккерсу .....	36
2.6.3. Твердость по Роквеллу.....	37
2.6.4. Микротвердость.....	39
2.6.5. Другие методы определения твердости .....	41
2.6.6. Динамическое наноиндентирование .....	42
2.7. Законы деформации металлических материалов и живых тканей.....	44
2.8. Физико-механические критерии выбора имплантационных материалов.....	48
3. ЧАСТНАЯ БИОМЕХАНИКА.....	55
3.1. Основы биомеханики живых тканей .....	55
3.2. Механические свойства кортикальной кости .....	62
3.3. Механические свойства трабекулярной кости .....	64
3.4. Основы биомеханической концепции переломов. Клинические приложения .....	66
3.5. Основы биомеханики биоматериалов .....	69
3.6. Основы биомеханики металлов и их сплавов.....	74
3.6.1. Общие сведения о металлах, сплавах металлов и их свойствах.....	74
3.6.2. Физико-механические свойства металлов и сплавов металлов .....	78
3.6.3. Химические свойства металлов и сплавов металлов .....	80
3.6.4. Технологические свойства металлов и их сплавов .....	82
3.6.5. Характеристика сплавов, применяемых в ортопедической стоматологии и хирургии.....	84
3.6.6. Механические свойства титана и его сплавов.....	89
3.6.7. Сравнительные механические характеристики металлов и природных материалов .....	92
3.7. Основы биомеханики керамических материалов и изделий.....	93
3.7.1. Механические свойства биостекло и стеклокерамики .....	97
3.7.2. Механические свойства кальцийфосфатных материалов .....	101
3.7.2.1. Пористая керамика из гидроксилпатита .....	102
3.7.2.2. Плотная керамика из гидроксилпатита .....	103
3.7.2.3. Кальцийфосфатные керамические покрытия .....	106
3.7.3. Механические свойства корундовой керамики.....	108
3.7.4. Механические свойства циркониевой керамики.....	109
3.7.5. Механические свойства специальной керамики .....	110
3.8. Физико-механические свойства биосовместимых кальцийфосфатных покрытий .....	111
3.8.1. Исследование нанотвердости и модуля Юнга покрытий.....	111
3.8.2. Исследование адгезионных свойств покрытий .....	117

3.8.3. Сравнительный анализ физико-механических свойств ГАП и SiГАП покрытий .....	120
3.9. Основы биомеханики полимеров.....	123
3.9.1. Общие сведения о полимерах .....	123
3.9.2. Полимерные материалы биомедицинского назначения .....	126
3.9.3. Физические и механические свойства полимерных материалов.....	129
3.9.4. Физические и механические свойства полимерных изделий .....	135
3.9.5. Осложнения при использовании полимерных материалов и покрытий.....	141
3.9.6. Механические испытания пластических масс .....	143
3.10. Биокompозитные материалы .....	148
3.11. Патофизиологические основы взаимодействия материалов с организмом человека (биосовместимость) на примере стоматологических протезов .....	150
Библиографический список.....	159

## 1. ВВЕДЕНИЕ В БИОМЕХАНИКУ

Существует несколько определений биомеханики. Их компиляция позволяет заключить, что **биомеханика** – раздел биофизики, изучающий механические аспекты строения и функционирования биологических систем и их взаимодействия с окружающей средой. Более детально **биомеханика** (*био-* + механика) – это:

1. Раздел биофизики, изучающий механические свойства живых тканей, органов и организма в целом, а также физические (механические) явления, происходящие в них в процессе жизнедеятельности и перемещения тела в пространстве (при движении, дыхании, пищеварении, кровообращении и т.п.).

2. Предмет изучения строения, развития и деятельности двигательного аппарата животных и человека.

Обычно термин «биомеханика» применяют к учению о *движениях* человека и животных. В середине XX века исследования в области биомеханики существенным образом расширились.

### История вопроса

Начало исследованиям по биомеханике было положено итальянским ученым *Леонардо да Винчи*, изучавшим движения человека с позиций анатомии и механики. Значительное влияние на развитие биомеханики оказал итальянский натуралист Дж. Борелли, который рассматривал организм как машину и стремился объяснить дыхание, движение крови и работу мышц с позиций механики. В книге «О движении животных» (1680–1681) он дает механический анализ движений звеньев тела человека и животных при ходьбе, беге, плавании. Экспериментальное изучение ходьбы человека осуществили немецкие ученые Э. и В. Веберы (1836), В. Брауне и О. Фишер (1895), французский ученый Э. Марей (1894), американские – У.О. Фенн (1935), Х. Элфтмен (1938).

Изучению механики живых тканей посвящены работы американских ученых Ф.Г. Эванса (1957), Г. Фроста (1964). Биомеханику дыхания исследовал американский ученый Дж. Л. Клеменс (1965), гемодинамику изучали его соотечественники Г.М. Тейлор (1953), Э.О. Эттигер (1964). Развитие биомеханики в России связано с работами по теоретической анатомии П.Ф. Лесгафта (1905) и книгой И.М. Сеченова «Очерк рабочих движений человека» (1901), содержащей сводку важнейших биомеханических характеристик движений человека. Исследования по биомеханике носили вначале прикладной характер и были направлены на рационализацию рабочего места, рабочей позы, формы инструмента, приемов работы. Детальные исследования движений человека были осуществлены Н.А. Бернштейном и его сотрудниками. Проведен био-

динамический анализ ходьбы здоровых людей, ее эволюции у детей и стариков, а также бега, прыжков, марша.

В 1940-х годах шведский ортопед К. Хирш начал применять специальные приборы и датчики для измерения физических характеристик опорно-двигательного аппарата человека. Полученные в результате этих исследований данные послужили основой развития биомедицинской инженерии биосовместимых материалов и искусственных органов.

Не существует специальных законов механики, особых для живых систем. Законы механики, с учетом знаний о строении и функциях живого организма, занимают одно из ключевых мест в биомеханике. Классическая механика включает общую и прикладную механику, механику жидкости и газа, механику деформируемого твердого тела.

Соответственно, биомеханика опирается на следующие основные разделы:

- Прочность биологических объектов
- Биомеханика клеток и тканей
- Биомеханика опорно-двигательной и зубочелюстной систем
- Биомеханика мягких тканей
- Механика роста и развития растений
- Биомеханика движений человека и животных
- Биомеханика кровообращения (биореология, движение крови и других биологических жидкостей, биомеханика сердечно-сосудистой системы)
- Дыхание, работа желудочно-кишечного тракта и других внутренних органов, вопросы их моделирования
- Приложения в медицине (кардиологии, пульмонологии, травматологии и ортопедии, стоматологии и т.д.), биотехнологии, эргономике, экологии
- Биомеханика спорта
- Модели сообществ живых организмов
- Биомеханика биоматериалов и протезов

Биомеханика дыхательного аппарата изучает его эластичное и неэластичное сопротивление, кинематику (т.е. геометрическую характеристику движения) и динамику дыхательных движений, а также другие стороны деятельности дыхательного аппарата в целом и его частей (легких, грудной клетки). Биомеханика кровообращения изучает упругие свойства сосудов и сердца, гидравлическое сопротивление сосудов току крови, распространение упругих колебаний по сосудистой стенке, движение крови, работу сердца и др. Биомеханика движений, основываясь на данных анатомии и теоретической механики, исследует структуру органов движения, характер приложения мышечных сил, вызывающих

движения в суставах, кинематику сочленений, распределение массы тела по его звеньям, закономерности движения этих звеньев и тела в целом, определяет характер, направление и значение действующих сил. Биомеханическая характеристика движения составляется на основе данных структурного, кинематического и динамического анализа. При структурном анализе определяют количество степеней свободы кинематических цепей тела, их характер (открытые, замкнутые); кинематический анализ дает характеристику движения (траектории, скорости и ускорения); динамический – выявляет картину взаимодействия внутренних и внешних сил.

**Уровни изучения биомеханики:** биологические молекулы, клетки, ткани, органы, системы органов, а также целые организмы и их сообщества.

Биомеханика – область естественных наук, изучающая на основе идей и методов механики механические свойства биологических объектов и механические явления в них на всех уровнях организации и в разных состояниях (включая периоды развития и увядания, при патологиях и т.п.).

**Задачи биомеханики:**

1. Применение результатов исследований для развития механики, биологии и медицины, в том числе для целей диагностики, для создания заменителей тканей и органов, для разработки методов влияния на процессы в живых объектах, для создания методов анализа и коррекции естественных, трудовых и спортивных движений, для разработки методов защиты человека от неблагоприятных воздействий механических факторов.

2. Определение механических параметров биологических объектов и биоматериалов, в частности, для последующего их воссоздания методами биоинженерии. Биомедицинская инженерия – это разработка и применение технических устройств (материалов) для биологической и медицинской практики на основе фундаментальных знаний о физических характеристиках и функционировании биологических материалов и структур. С другой стороны, многие характеристики опорно-двигательного аппарата используются при проектировании других технических систем, что является предметом *бионики*. Так, данные о структуре и механизмах управления «живыми кинематическими цепями» со многими степенями свободы (например, рука, начиная от ключично-лопаточного сочленения, имеет 33 степени свободы, что обеспечивает возможность чрезвычайно разнообразных движений и поворотов) применяются при создании автоматов-манипуляторов и роботов, используемых в разных областях техники.

3. Изучение реакции клеток, тканей, органов, систем органов и организма человека в целом на внешние механические воздействия (вибрацию, удар, акустическое излучение, перегрузки или невесомость).

4. Исследование механических ответов биологических структур на немеханические воздействия, например изменение гидравлического сопротивления сосудов в результате действия химического вещества на их гладкую мускулатуру.

5. Изучение механических факторов, вызывающих развитие патологического процесса, и механических проявлений этого процесса (например, образования атеросклеротических бляшек вследствие изменения условий движения крови) в целях развития и совершенствования физических методов диагностики заболеваний (ультразвук, электронная микроскопия, атомная силовая микроскопия и т.д.).

#### **Методы биомеханики:**

1) использование классических методов теоретической и прикладной механики (например, измерение скорости движения жидкостей и газов в организме, создание физических моделей) в сочетании с известными методами, применяемыми в биологии и медицине (например, плетизмография, ультразвуковая диагностика);

2) разработка основ новых методов диагностики и наблюдения за состоянием биологических объектов – таких, например, как определение радиационных нарушений в структуре молекул дезоксирибонуклеиновой кислоты (ДНК) по вязкости ее растворов, совершенствование ультразвукового зондирования сердца и сосудов, компьютерная томография и т.д.;

3) создание математических моделей, позволяющих вычислять недоступные прямому измерению (например, во время операции) биомеханические параметры.

Роль компьютерного моделирования в биомеханике трудно переоценить. На основе количественных данных создаются модели биологических процессов и структур; соответствующие программы могут предсказать поведение биологической структуры, системы или организма в зависимости от внешних воздействий, лечения, развития болезни или старения. Компьютерные модели способны с высокой степенью точности описать механику работы разных частей тела, например бедренной кости в области тазобедренного сустава, или то, каким образом замена головки берцовой кости на искусственную повлияет на функционирование кости в целом.

Можно использовать моделирование и для анализа возможных изменений в конструкции протеза, а также связанного с ними риска для больного. Ключевым достоинством компьютерного моделирования яв-

ляется возможность избежать проведения экспериментов на людях и животных.

### **Фундаментальные и прикладные области биомеханических исследований:**

1. Изучение механических свойств и структуры биологических макромолекул, клеток, биологических жидкостей, мягких и твердых тканей (биореология), отдельных органов и систем.

2. Изучение движения биологических жидкостей, тепло- и массопереноса, напряжений и деформаций в клетках, тканях и органах.

3. Изучение механики движения клетки и субклеточных структур (мембран, цитоскелета, цитоплазмы, ресничек и т.п.), включая митотические движения, фагоцитоз, везикулярный транспорт.

4. Изучение механики опорно-двигательной системы, плавания, полета и наземного движения животных, механики целенаправленных движений человека, движения совокупностей живых организмов, двигательной активности растений.

5. Изучение механических основ и проявлений регуляции (управления) в биологических объектах.

6. Разработка на основе методов механики средств для исследования свойств и явлений в живых системах, для направленного воздействия на них и их защиты от влияния внешних факторов.

7. Изучение механических основ и проявлений процессов роста, развития и адаптации биологических объектов.

8. Создание заменителей (имплантатов и протезов) органов и тканей.

Результаты биомеханики лежат в основе инженерных расчетов при разработке новых или усовершенствовании имеющихся медицинских приборов и инструментов, а также используются для расчета и оптимизации конструкций тренажеров и спортивных снарядов, специальной одежды. Достижения биомеханики довольно успешно реализуются в целом ряде биомедицинских областей, таких как, например, биоинженерия, травматология и ортопедия при создании имплантатов и эндопротезов, поскольку механические параметры костной ткани как твердого физического тела наиболее всего изучены и воспроизводимы.

### **Контрольные вопросы**

1. Определение биомеханики.
2. История биомеханики как предмета.
3. Основные разделы биомеханики.
4. Уровни и задачи изучения биомеханики.
5. Методы биомеханики.
6. Области биомеханических исследований.



## 2. ОБЩИЕ ВОПРОСЫ БИОМЕХАНИКИ

Совокупность свойств, характеризующих сопротивление материала действию приложенных к нему внешних механических сил (нагрузок), принято называть **механическими свойствами**.

Силы могут быть приложены в виде нагрузки:

- 1) статической (плавно возрастающей от нуля до своего конечного значения, после чего остается неизменной в течение длительного промежутка времени);
- 2) динамической (характеризующейся быстрым изменением во времени ее значения);
- 3) повторно-переменной (многократно изменяющейся во времени по какому-либо закону).

В основном используют два способа нагружения образца:

- 1) путем его деформации с заданной скоростью и измерением сил сопротивления образца этой деформации;
- 2) подачей постоянной нагрузки (напряжения) на образец с измерением возникающей при этом деформации.

Наиболее распространен первый способ, обеспечивающий возможность непрерывного измерения и одновременной записи силы сопротивления образца деформированию. Он используется почти во всех разновидностях статических испытаний.

Примерами применения второго способа нагружения являются испытания на ползучесть, длительную прочность и замедленное разрушение.

### 2.1. Классификация механических испытаний

Механические испытания разделяют на:

1. **Статические:** растяжение, сжатие, изгиб, кручение, твердость (рис. 2.1) – относительно медленное возрастание нагрузки от нуля до некоторой максимальной величины (секунды – минуты).

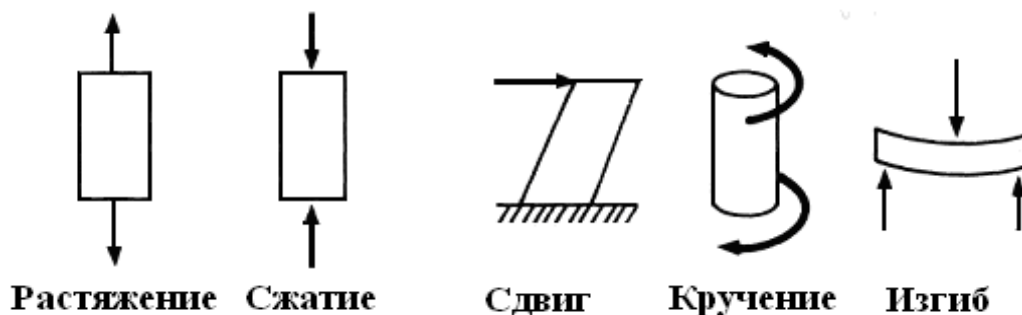


Рис. 2.1. Способы приложения нагрузки при испытаниях материалов

Наиболее важными являются следующие разновидности статических испытаний, отличающиеся схемой приложения нагрузки к образцу (т.е. схемой напряженного состояния): одноосное растяжение, одноосное сжатие (в дальнейшем – просто растяжение, сжатие), изгиб, кручение, растяжение и изгиб образцов с надрезом и трещиной (плоские и объемные схемы напряженного состояния).

2. **Динамические** (ударный изгиб) – возрастание нагрузки происходит за очень короткий промежуток времени (доли секунды).

В результате динамических испытаний определяют величину полной или удельной работы динамической деформации, а также величину остаточной деформации образца (абсолютной или относительной). Данных о величине напряжений и деформаций в процессе этих испытаний обычно не получают, хотя в принципе это возможно. Динамические испытания чаще всего проводят по схеме изгиба.

3. **Циклические** (усталостные, при повторно-переменном приложении нагрузки) – многократное изменение нагрузки по направлению и (или) по величине в течение от нескольких до сотен часов.

Испытания на усталость проводят при многократном приложении к образцу изменяющихся нагрузок. Такие испытания обычно длительны (часы – сотни часов), по их результатам определяют число циклов до разрушения при разных значениях напряжений, а в конечном итоге устанавливают то предельное напряжение, которое образец выдерживает без разрушения в течение определенного числа циклов нагрузки.

В результате циклических напряжений металл «устает», прочность его снижается, и наступает разрушение образца (имплантата). Такое явление называют усталостью, а сопротивление усталости – выносливостью. Разрушение от усталости происходит всегда внезапно вследствие накопления металлом необратимых изменений, которые приводят к возникновению микроскопических трещин – трещин усталости, возникающих в поверхностных областях образца. При этом чем больше на поверхности царапин, микротрещин и других дефектов, вызывающих концентрацию напряжений, тем быстрее образуются трещины усталости.

Помимо рассмотренных статических, динамических и усталостных, различают еще две большие специфические группы испытаний. Первая из них – испытания на твердость, в которых оценивают различные характеристики сопротивления деформации или, реже, разрушению поверхностных слоев образца при взаимодействии их с другим телом – индентором (от английского indentation – вдавливание). Большинство испытаний на твердость являются статическими.

Вторая группа – испытания на ползучесть и длительную прочность. Их обычно проводят при повышенных температурах для оценки характеристик жаропрочности. В этом случае образцы в течение всего испытания находятся под постоянным механическим напряжением или нагрузкой. При испытании на ползучесть измеряют величину деформации в зависимости от времени при разных напряжениях в образце, а при испытании на длительную прочность оценивают время до разрушения под действием разных напряжений.

Как правило, все испытания проводят в определенных условиях на образцах заданной формы и размера, т.е. по международным и по принятым в данной стране стандартам, что обеспечивает сопоставимость полученных результатов и их правильную интерпретацию.

Как видно, методы проведения механических испытаний весьма разнообразны. К тому же они проводятся при разных температурах, начиная от очень низких отрицательных и заканчивая температурами, близкими к температурам плавления, в разных средах и т.д. Все это является вполне естественным, так как отражает разнообразие условий эксплуатации и обработки материалов, которые и пытаются моделировать испытаниями.

Для металлов характерна высокая прочность. При этом одни из них могут быть пластичными или упругими (пружинящими), другие, наоборот, хрупкими. Например, предельная прочность золотых сплавов ниже прочности литых кобальт-хромовых сплавов. Высокая прочность затрудняет отделку деталей конструкции протеза, но противостоит повреждениям при его эксплуатации (в первую очередь истиранию).

## 2.2. Основные параметры биомеханики

Основными параметрами в биомеханике являются нагрузка, напряжение, модуль упругости, относительное (процентное) удлинение до разрушения.

Когда к любому твердому телу прикладываются силы, объект деформируется относительно своих исходных размеров. В то же время внутри объекта возникают внутренние силы (напряжения). Относительные деформации в любой точке указываются как относительные деформации в этой точке. Интенсивности внутренних сил (сила/площадь) определяются как напряжение:

$$\sigma = F / S, \quad (2.1)$$

где  $F$  – приложенная сила;

$S$  – площадь поперечного сечения.

Если сила направлена перпендикулярно к поверхности, напряжение называется нормальным, если по касательной к поверхности – тангенциальным.

Когда на образец (материал, биообъект) воздействуют силы, эти напряжения и относительные деформации вводятся через структуру и могут изменяться сложным образом. Для того, чтобы избежать некоторых из этих сложностей и продемонстрировать некоторые важные механические концепции, полезно сфокусировать внимание на регулярной структуре, нагружаемой в хорошо определенных условиях. Для определения физических свойств материала используются аналогичные образцы с правильной геометрией. Например, цилиндрический стержень длиной  $l$  и постоянной площадью поперечного сечения  $A$ , нагружаемый чисто растягивающей силой  $F$ . Когда прикладывается нагрузка, цилиндр начинает растягиваться. Эту ситуацию можно описать по аналогии с простым уравнением, описывающим растяжение пружины:

$$F = kx, \quad (2.2)$$

где  $F$  – это приложенная сила;

$x$  – изменение длины или удлинение пружины;

$k$  – коэффициент упругости или жесткость пружины.

Уравнение (2.2) выражает закон Гука. Инверсия этого простого соотношения ( $x = F/k$ ) демонстрирует, что для очень жесткой пружины (высокий  $k$ ) удлинение  $x$  для данной приложенной силы мало. Для растяжения цилиндра можно использовать аналогичное соотношение:

$$\Delta l = Fl / AE, \quad (2.3)$$

где  $\Delta l$  – удлинение цилиндра;

$l$  – исходная, нерастянутая длина;

$A$  – площадь поперечного сечения;

$F$  – сила;

$E$  – коэффициент (который мы впоследствии определим как модуль), который описывает, является ли материал жестким (таким как сталь) или гибким (как резина).

Согласно соотношению (2.3) удлинение  $\Delta l$  прямо пропорционально приложенной силе и исходной длине и обратно пропорционально площади поперечного сечения и коэффициенту  $E$ . Отметим также, что полное удлинение  $\Delta l$  зависит как от исходной длины, так и от площади поперечного сечения стержня. Количественной мерой, характеризующей степень деформации, испытываемой телом, является его относительная деформация:

$$\varepsilon = \Delta l / l \quad (2.4)$$

Кривая зависимости напряжение – деформация, которая похожа

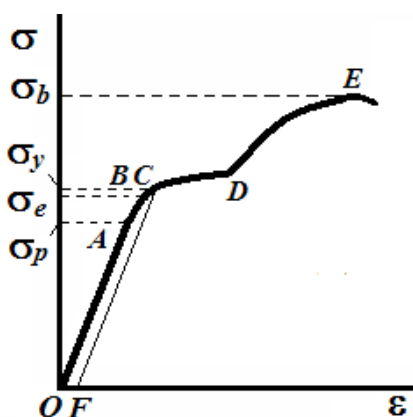


Рис. 2.2. Условный график зависимости деформации от напряжения для некоторого гипотетического материала. Точка *A* соответствует пределу применимости закона Гука

на аналогичные зависимости для некоторых реальных материалов, приведена на рис. 2.2. Эта зависимость показывает поведение цилиндрического стержня при его растяжении. Цилиндр кости, испытываемой на растяжение, показывает линейную область *OA* до *предела пропорциональности*  $\sigma_p$  на кривой (также известную как упругая область). При дальнейшем увеличении напряжения деформация еще упругая и до *предела упругости*  $\sigma_e$  остаточные деформации не возникают (область *AB* на кривой). За пределом упру-

гости в теле возникает остаточная деформация, и кривая возвращения тела в первоначальное состояние после снятия нагрузки не будет совпадать с *OB*, а изобразится параллельной *OB* линией *CF*. Напряжения, при котором появляется заметная остаточная деформация,  $\approx 0,2\%$ . *Пределу текучести*  $\sigma_y$  соответствует точка *C* на кривой. Далее следует нелинейная область, в которой наблюдается «текучесть» (точка *D* на кривой) и происходит внутренняя переориентация структуры, часто включающая накопление повреждений. В области *CD* деформация возрастает без увеличения напряжения. После текучести (за точкой *D*) происходит неупругая деформация до тех пор, пока невозможность стержня выносить нагрузку не приведет к перелому (точка *E*). Максимальное напряжение, приводящее к разрушению, называется *пределом прочности*  $\sigma_b$ . Нагрузка, при которой начинается текучесть, называется *нагрузкой текучести*. Нагрузка, при которой происходит разрушение, называется *предельной нагрузкой* или *ломающей нагрузкой*.

Описанный анализ поведения тела под действием приложенной силы можно провести в координатах сила *F* – удлинение  $\Delta l$ , однако кривая будет отличаться для цилиндрических стержней с разными площадями поперечного сечения или разными длинами (структурное поведение). График напряжение – относительная деформация позволяет получить стандартизованное представление механического поведения материала (в противоположность структурному поведению). Она нормирует соотношение сила – деформация (т.е. исключает геометрию цилиндра) посредством деления приложенной силы *F* на площадь поперечного се-

чения  $A$  и деформации  $\Delta l$  на исходную длину  $l$ . Мы определяем эту интенсивность внутренней силы как напряжение  $\sigma$ . Единицы напряжения Н/м<sup>2</sup> или паскали (Па) (1 Ньютон = 0,225 фунтов силы; 1 Па = 145,04 · 10<sup>-6</sup> фунтов на квадратный дюйм (*psi*)). Напряжение часто выражается в мегапаскалях (Н/мм<sup>2</sup>, МПа) или гигапаскалях (ГПа).

$$\sigma = p / A_0, \quad (2.5)$$

где  $\sigma$  – механическое напряжение;

$p$  – нагрузка;

$A_0$  – первоначальная (до нагрузки) площадь испытуемого образца.

Отношение удлинения к исходной длине определяется как относительная деформация ( $\varepsilon$ ). Отметим, что относительная деформация является безразмерной величиной.

$$\varepsilon = \Delta l / l_0, \quad (2.6)$$

где  $\varepsilon$  – деформация образца;

$\Delta l$  – удлинение образца;

$l_0$  – первоначальная длина.

Относительная деформация в процентах (рис. 2.1):

$$\varepsilon = (\Delta l / l_0) \cdot 100\% \quad (2.7)$$

$$\% \text{ удлинение} = \varepsilon_{\text{общ}} - \varepsilon_{\text{эласт}} \cdot 100 \% \quad (2.8)$$

На кривой напряжение – относительная деформация (рис. 2.2) наклон линейной упругой области называется модулем упругости  $E$ . При растяжении или сжатии образец обладает способностью сопротивляться упругим деформациям, что определяет *жесткость* материала. Поскольку модуль определяется как наклон кривой, напряжение – относительная деформация в упругой области, и поскольку единицей напряжения является МПа, а относительная деформация – величина безразмерная, размерность модуля упругости (эластического модуля)  $E$  в системе СИ – Паскаль (Па, Н/м<sup>2</sup>) или Мегапаскаль (МПа, Н/мм<sup>2</sup>). На кривой напряжение – относительная деформация материал течет при уровне напряжения, известном как предел текучести (снова в МПа):

$$E = \sigma / \varepsilon \quad (2.9)$$

Пластичность определяют путем проведения от точки разрушения линии, параллельной прямолинейному участку диаграммы растяжение – деформация (рис. 2.2). Значение по оси деформации от нулевой точки до точки, в которой эта линия пересечет ось деформации, является мерой вязкости материала. Часто ее также используют в качестве обозначения процентного удлинения материала.

Материал разрушается при уровне напряжения, известном как предел прочности на растяжение (единицы МПа). Предел прочности на растяжение – это максимальное напряжение, которое способен выдержать образец. Это напряжение принято называть пределом прочности

материала на растяжение, и зачастую оно отличается от прочности при разрушении, которая соответствует напряжению в момент разрушения материала. Предел упругости указывается следующим образом –  $\sigma_{005}$ .

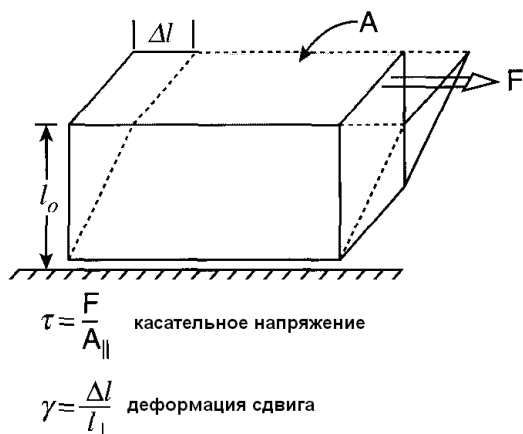


Рис. 2.3. Сдвиг под действием касательного напряжения

Для случая сдвига, приложенная сила параллельна поверхности материала, к которой она приложена ( $\tau$  – касательное напряжение), и изменение размеров тела перпендикулярно приложенной силе ( $\gamma$  – деформация сдвига) (рис. 2.3). Относительная деформация определяется как отношение абсолютного сдвига параллельных слоев тела относительно друг друга  $\Delta l$  и расстояния между слоями  $l_0$ .

$$\operatorname{tg} \gamma = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (2.10)$$

Причем для малых углов  $\operatorname{tg} \gamma \approx \gamma$ .

Использование понятия напряжения и деформации позволяет записать закон Гука в виде:

$$\sigma = E \varepsilon, \text{ растяжение, сжатие} \quad (2.11)$$

$$\tau = G \gamma, \text{ сдвиг} \quad (2.12)$$

$E$  и  $G$  – константы пропорциональности, которые связаны с упругими постоянными. Упругая постоянная  $E$  называется модулем упругости (модулем Юнга) и  $G$  – модулем сдвига. Эти модули определяются как тангенс угла наклона зависимости напряжение – деформация в линейной области (до предела пропорциональности) (рис. 2.4). Модуль Юнга и модуль сдвига – прямое следствие интенсивности межатомного взаимодействия. Для материалов с сильными связями (алмаз, оксид алюминия, вольфрам) модули высокие, т.е. данное напряжение приведет к небольшой деформации. Для материалов со слабыми связями (полимеры, золото) модули более низкие.

Отметим, что представление напряжение – относительная деформация позволяет проводить сравнение разных материалов как по наклону кривой напряжение – относительная деформация, так и по параметрам прочности. Из кривых напряжение – относительная деформация известно, что модуль стали примерно в 10 раз больше, чем у кортикальной

кости. Предельная прочность на растяжение у стали приблизительно в 5 раз выше, чем у кортикальной кости.

Потенциальная энергия  $U$  упруго растянутого (сжатого) стержня равна работе  $W$ , совершаемой внешними силами при деформации.

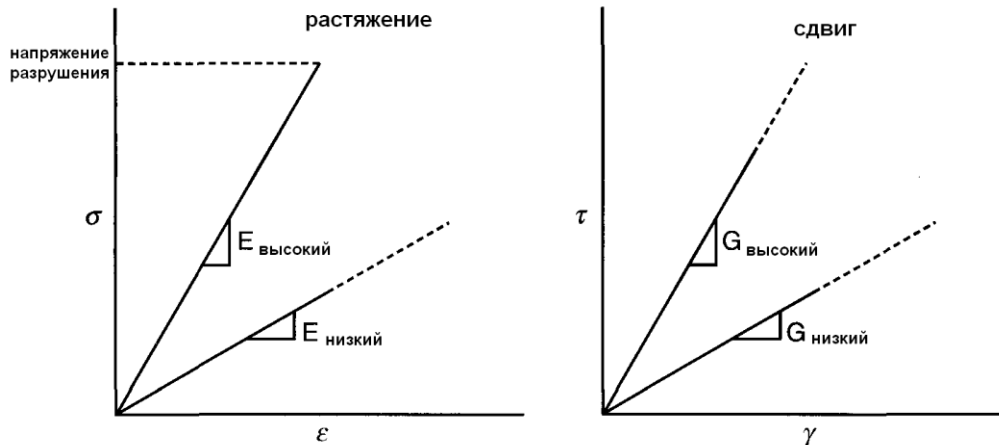


Рис. 2.4. Зависимость напряжение-деформация для упругих тел

$$U = W = \int_0^{\Delta l} F dx, \quad (2.13)$$

где  $x$  – абсолютное удлинение стержня в процессе деформации от 0 до  $\Delta l$ . С учетом того, что  $\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} = \frac{\sigma}{E} = \frac{F}{EA}$ , имеем  $F = \frac{EA}{l} x$ , отсюда

$$U = \int_0^{\Delta l} \frac{EA}{l} x dx = \frac{1}{2} \frac{EA}{l} (\Delta l)^2. \quad (2.14)$$

Таким образом, потенциальная энергия упруго растянутого стержня пропорциональна квадрату деформации.

*Ползучесть и вязкое течение.* Для всех случаев, рассмотренных ранее, предполагалось, что при приложении механического напряжения появление деформации происходит мгновенно. Однако для многих важных биоматериалов, включая полимеры и ткань, это не так. Если вес подвешен к иссеченной связке,

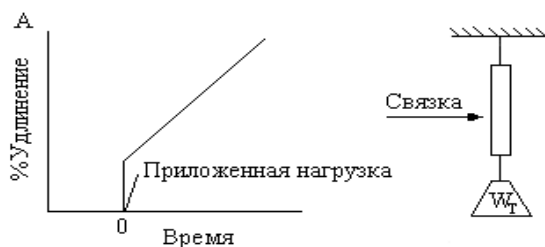


Рис. 2.5. Ползучесть

связка удлиняется почти мгновенно. Это упругий ответ. Далее связка продолжает удлиняться значительное время, хотя вес не изменяется (рис. 2.5). Это непрерывное, зависящее от времени удлинение под действием



нагрузки называется «ползучестью».

Аналогично, если связка растянута в испытательной машине до определенного постоянного удлинения (в то время как нагрузка контролируется), нагрузка непрерывно снижается со временем (рис. 2.6). Непрерывное уменьшение нагрузки при постоянном растяжении называется релаксацией напряжения. Оба эти ответа ткани на приложенную нагрузку являются результатом вязкого течения материала.

Несмотря на такое поведение, подобное поведению жидкости, эти материалы являются функционально твердыми. Их поведение подобно поведению системы, состоящей из последовательно соединенных пружины и амортизатора. Материалы, поведение которых подобно поведению такой системы, называются вязкоупругими. Свойство вязкоупругости необходимо учитывать при оценке величины модуля Юнга таких материалов.

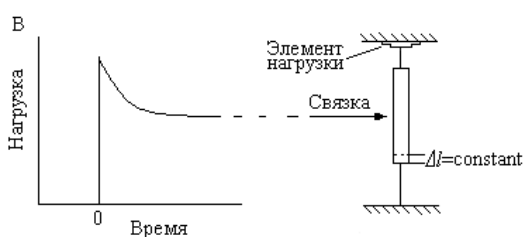


Рис. 2.6. Вязкое течение. (Релаксация)

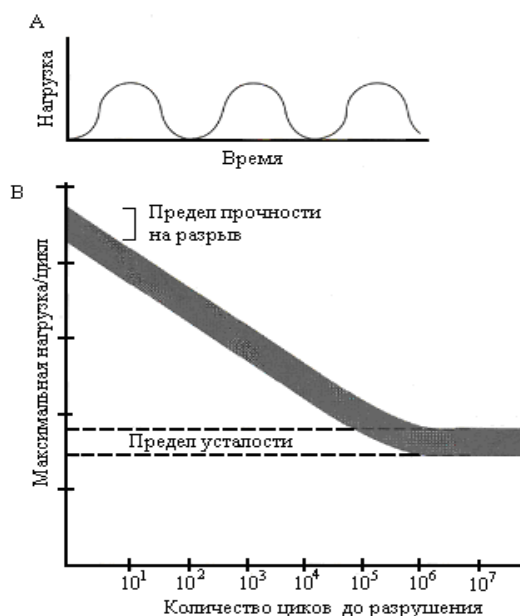


Рис. 2.7. Циклические испытания

Необходимо также отметить, что иногда трудно отличить ползучесть от пластической деформации в обычных испытаниях на растяжение вязкоупругих материалов (например, ткани).

**Усталость.** Часто материалы разного класса, включая хрупкие и пластичные (например, нержавеющая сталь), разрушаются под действием напряжений значительно меньших, чем предел текучести. Это происходит, когда прикладывается циклическая нагрузка (искусственные клапаны сердца, искусственные суставы). Циклические нагрузки приводят к образованию микротрещин, которые растут в каждом цикле нагружения и являются концентраторами напряжений.

Усталость, таким образом, – процесс, при котором структура разрушается в результате циклического приложения напряжения, которое может быть существенно ниже предела прочности при растяжении. Разрушение в результате накопления усталости является настоящим бедствием для многих

структур, работающих циклически.

Чувствительность материалов к усталости определяется тестированием образцов в условиях циклического натяжения или изгиба (рис. 2.7А) при разных значениях прикладываемого напряжения. Затем строится зависимость максимально прилагаемого напряжения от числа циклов до разрушения (рис. 2.7В). Для оценки времени жизни материала относительно усталости используются методы статистического анализа. Напряжение, которое приводит к низкой вероятности разрушения после  $10^6$ – $10^8$  циклов нагрузки, часто принимается за усталостную прочность или предел усталости. Она может составлять величину, меньшую на 0,25–0,33 предела текучести, измеренного в одном цикле. Усталостная прочность чувствительна к свойствам окружающей среды, температуре, повреждениям материала, его износу, скорости и частоте нагружения.

Необходима особая осторожность и осмотрительность для успешного использования результатов циклических испытаний в медицинской практике.

### **2.3. Основные термины и определения биомеханики**

Все твердые тела, как кристаллические, так и аморфные, имеют свойство изменять свою форму под воздействием приложенной к ним силы. Другими словами, они подвергаются деформации. Поэтому все вышеизложенное позволяет ввести в биомеханику следующие термины и определения:

*Деформация* – изменение формы и/или размеров структуры, а также любой ее части.

*Нормальная относительная деформация* – мера локализованного изменения формы во время деформации материала. Она выражается как частное от деления полного изменения длины линии, ориентированной в определенном направлении, на его исходную длину в точке  $B$  или на деформируемом теле; следовательно, она является величиной безразмерной.

*Относительная деформация сдвига* – мера изменения угла между двумя ортогональными и взаимно пересекающимися линиями в точке  $B$  или на деформируемом теле. Выражается в радианах и поэтому также является безразмерной.

*Нормальное напряжение* – интенсивность внутренних сил нормально к плоскости, проходящей через точку в теле, выражаемая как сила на единицу площади. Напряжение растяжения – положительное, а сжатия – отрицательное. Обычно используются единицы psi или  $\text{H}/\text{m}^2$  (Паскаль, Па):  $1 \text{ MPa} = 1 \text{ H}/\text{mm}^2 = 10^6 \text{ Pa} = 10^6 \text{ H}/\text{m}^2 = 145 \text{ psi}$ .

*Напряжение сдвига* – интенсивность внутренних сил параллельно к плоскости, проходящей через точку в теле, выражаемая как сила на единицу площади, та же самая, что и для нормального напряжения.

*Кривая напряжение – относительная деформация* – диаграмма, в которой соответствующие величины напряжений и относительной деформации (полученные путем простого растяжения, сжатия или тестов на сдвиг) наносятся на график друг против друга при нагружении образца материала до разрушения. Обычно напряжение наносится вдоль ординаты, а относительная деформация – вдоль абсциссы.

*Модуль упругости* – отношение напряжения к соответствующей относительной деформации ниже предела пропорциональности. Если испытание производится при растяжении или сжатии, отношение напряжение/относительная деформация определяется как *модуль Юнга*. Если испытание представляет собой чистый сдвиг, оно называется *модуль сдвига* или *модуль жесткости*. Единицы измерения этих модулей те же самые, что и напряжений. В случае изотропного материала для полной характеристики достаточны только два модуля.

*Предел упругости* – если напряжение превышает определенную величину, опытный образец не восстанавливает свою исходную форму или размеры после снятия приложенной силы. Это напряжение определяется как предел упругости материала. Линейная часть кривой напряжение–деформация ниже этой величины определяется как *линейный диапазон упругости*, а нелинейная часть – как *нелинейный диапазон упругости*. Предел упругости также называется *предел текучести*.

*Разрушающее напряжение* – максимально достижимое напряжение материала, за которым увеличение деформации не приводит к увеличению напряжения или материал разрушается через перелом. Такое напряжение также называется *прочностью материала*.

*Упругая деформация* – деформация, исчезающая после прекращения действия на тело внешних сил. При этом тело принимает первоначальные размеры и форму.

*Пластическая деформация* – деформация, при которой тело после окончания действия на него внешней силы не возвращается в исходное состояние (не восстанавливает свои первоначальные размеры).

Когда напряжение используется для описания деформации материала, упругие и пластические деформации будут определяться аналогичным образом.

*Пластичность* – способность материала пластически деформироваться перед разрушением.

*Хрупкий материал* – материал, который может поддерживать только ограниченную деформацию перед разрушением.

*Твердость* – сопротивление поверхности материала деформации при надавливании или царапании объектом заданной формы и размера.

*Энергия относительной деформации (на единицу объема)* – площадь под кривой напряжение–относительная деформация. Если образец нагружается выше предела упругости, до разгрузки, площадь под неразгруженной кривой называется плотностью энергии упругой относительной деформации, а остающаяся часть кривой напряжение–относительная деформация, во время начального процесса нагрузки, называется *плотностью энергии пластической относительной деформации*, которая представляет собой энергию, рассеянную во время пластической деформации.

*Модуль упругой деформации* – энергия относительной деформации в точке предела упругости.

*Вязкость* – энергия относительной деформации в точке разрушающего механического напряжения.

*Усталость* – прогрессивно локализованное постоянное микроструктурное изменение, происходящее в материале при повторяющейся нагрузке и которое может достичь кульминации в виде трещин или полного разрушения после достаточного количества циклов нагрузки.

*Коэффициент напряжения*. В тесте циклической усталости отношение минимального напряжения (напряжение сжатия меньше напряжения растяжения из-за его отрицательного знака) к максимальному напряжению. Коэффициент напряжения  $-1$  – наихудшее условие усталостной нагрузки.

*Предел выносливости* – в тесте на усталость уровень механического напряжения, ниже которого разрушение не может произойти в независимости от количества циклов приложенной нагрузки.

*Ползучесть* – увеличение относительной деформации материала при постоянном механическом напряжении, зависящее от времени.

*Релаксация* – уменьшение механических напряжений в материале при постоянной относительной деформации с течением времени.

*Тело Гука (упругое)* – модель материала, в котором относительная деформация прямо пропорциональна приложенному напряжению.

*Тело Ньютона (вязкое)* – модель материала, в котором коэффициент относительной деформации прямо пропорционален приложенному напряжению.

*Тело Кельвина*: при моделировании вязко упругого материала относительная деформация зависит от коэффициента напряжений и имеет отклик с задержкой во времени.

*Тело Максвелла*: при моделировании вязко упругого материала относительная деформация зависит от коэффициента напряжений, но

материал может иметь немедленный отклик. Материал не имеет памяти и будет оставаться постоянно деформированным.

*Петля гистерезиса.* Когда материал циклически нагружается в диапазоне упругости, небольшое количество энергии (на единицу объема) рассеивается во время каждого цикла нагрузки, что приводит к несовпадению кривых нагрузки и разгрузки. Петли, образованные этими кривыми, называются петлями гистерезиса. Площадь внутри петли представляет собой энергию, рассеянную в единице объема.

*Комбинированные напряжения.* Структура, находящаяся под одновременным воздействием разных типов нагрузки, часто анализируется отдельно в соответствии с индивидуальными нагрузками, и результирующие напряжения в одном и том же месте могут объединяться для того, чтобы образовать состояние напряжений. Такой анализ называется линейной суперпозицией.

*Коэффициент концентрации напряжений.* Геометрические дефекты, такие как отверстия, узлы и острые углы, а также внезапные изменения свойств материала могут создавать высоко локализованные напряжения в элементах структуры, находящихся под нагрузкой. Отношение истинного максимального напряжения, вызванного этими концентраторами напряжения, к номинальному напряжению, рассчитанному в этой точке по обычным формулам механики, называется коэффициентом концентрации напряжений.

*Биоматериал* – нежизнеспособный материал, предназначенный для контакта с живой тканью для выполнения биомедицинских функций. Биоматериал должен быть биосовместимым и может быть биodeградируемым.

*Имплантат* – изделие из биоматериала, выполняющее (замещающее) определенную структурно-функциональную нагрузку живой ткани или органа.

*Биodeградация* – процесс разложения нежизнеспособных (искусственных) материалов при контакте с живыми тканями, клетками и биологическими жидкостями.

*Биосовместимые материалы и устройства* – действуют или функционируют гармонично и согласованно при нахождении в организме или контакте с биологическими жидкостями, не вызывая заболеваний или болезненных реакций, в том числе отторжения.

Используемые в настоящее время материалы можно условно разделить на разные группы в соответствии с определенными критериями. Например, можно выделить три большие группы биоматериалов по критерию – реакция (отклик) организма на введенный в него имплантат: биотолерантные, биоинертные и биоактивные.

*Биоактивные материалы* (БАМ) – материалы, предназначенные для связывания их с биологическими системами с целью повышения эффективности лечения, образования или замещения любой ткани, органа при выполнении тех или иных функции организма.

В настоящее время среди семейства БАМ выделяют следующие основные категории:

- 1) кальцийфосфатная (КФ) керамика;
- 2) стекло и стеклокерамика;
- 3) биоактивные полимеры (полиоксиалканоаты, поли- $\text{l}$ -лактид и др.);
- 4) биоактивные гели и гидрогели;
- 5) композиционные материалы, например биополимер – фосфат кальция, керамика на основе фосфатов кальция, биостекла и т.д.

*Биоинертные материалы* – почти не вызывают образование фиброзного слоя и развитие контактного остеогенеза (биологически неактивные). При этом кость может формироваться в непосредственной близости от поверхности имплантата. Примером таких соединений может быть металлокерамика (металл с оксидным слоем на поверхности) из оксида титана, ванадия, циркония и алюминия. Эти материалы, как правило, имеют на своей поверхности защитный слой, который препятствует выходу из имплантата ионов и проникновению в него агрессивных молекул из окружающей биологической жидкости. Еще одним примером биоинертных материалов может являться керамика на основе оксидов циркония  $\text{ZrO}_2$  (стабилизированная оксидом иттрия) или алюминия  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , стеклообразный углерод, алюмооксид, нитрид кремния и другие материалы, включающие в себя растворимый алюминат кальция и трикальцийфосфат.

*Биотолерантные материалы* включаются в кость через механизмы дистантного остеогенеза. При этом они отделяются от костной ткани прорастающим массивным фиброзным слоем. Примером таких материалов могут быть метакрилаты ( $(\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COO}^-)$  – общее название сложных эфиров метакриловой кислоты или ее солей), большинство металлов и металлических сплавов – нержавеющей стали, сплавы хрома, кобальта и молибдена («Виталлиум»), а также сплавы последних с никелем; сплавы титана ВТ6 ( $\text{Ti6Al4V}$ ), никелид титана ( $\text{NiTi}$ ) и т.д.

*Медицинские материалы* включают:

- 1) нежизнеспособные полимерные, керамические, металлические, углеродные, текстильные, стеклянные и другие материалы и их композиты;
- 2) биологические материалы (трансплантаты);
- 3) резины, латексы, бумаги, красители, лаки, эмали, клеи и другие материалы, применяющиеся для изготовления медицинских изделий.

*Медицинские изделия* – любой прибор, аппарат, устройство, приспособление, материалы, используемые изолированно либо в комбинации, контактирующие с организмом человека, непосредственно либо опосредованно и предназначенные для применения в медицинских целях.

#### **2.4. Условия подобия механических испытаний**

Большинство характеристик механических свойств металлов и сплавов не является их физическими константами. Они в большой степени зависят от условий проведения испытаний. Поэтому нельзя судить о свойствах металлических материалов по полученным результатам механических испытаний, которые проводятся разными исследователями по разным методикам. Необходимо выполнение определенных условий проведения испытаний, которые обеспечивали бы постоянство результатов при многократном повторении испытаний таким образом, чтобы эти результаты в максимальной степени отражали свойства самого материала, а не влияние использованных условий испытания. Кроме того, соблюдение этих правил должно гарантировать сопоставимость результатов испытаний, проведенных в разное время, в разных лабораториях, на разном оборудовании, образцах и т.д. Условия, обеспечивающие такое постоянство и сопоставимость результатов, называются условиями подобия механических испытаний. Для соблюдения условий подобия образцы следует подвергать испытаниям при одинаковой схеме напряженного состояния и в одинаковых физических условиях. Отсюда следует необходимость соблюдения трех видов подобия:

- 1) геометрического (форма и размеры образца);
- 2) механического (схема и скорость приложения нагрузок);
- 3) физического (внешние физические условия).

Условие геометрического подобия сводится к тому, что испытываемые образцы должны иметь геометрически подобную форму. Например, два образца на рис. 2.8 геометрически подобны, если они имеют качественно одинаковую конфигурацию, а отношения любых двух соответствующих размеров каждого из них равны  $d_1/D_1=d_2/D_2$ ,  $l_1/d_1=l_2/d_2$  и т.д. Форма и размеры образца влияют на результаты испытаний через схему напряженного состояния, которая зависит от формы тела и расположения точек приложения нагрузок.

Естественно, что еще в большей степени на напряженное состояние в образце влияет схема приложения нагрузки. В общем виде механическое подобие заключается в том, что в сходных сечениях рабо-

чей части образцов возникают тождественное напряженное состояние и одинаковая относительная деформация.

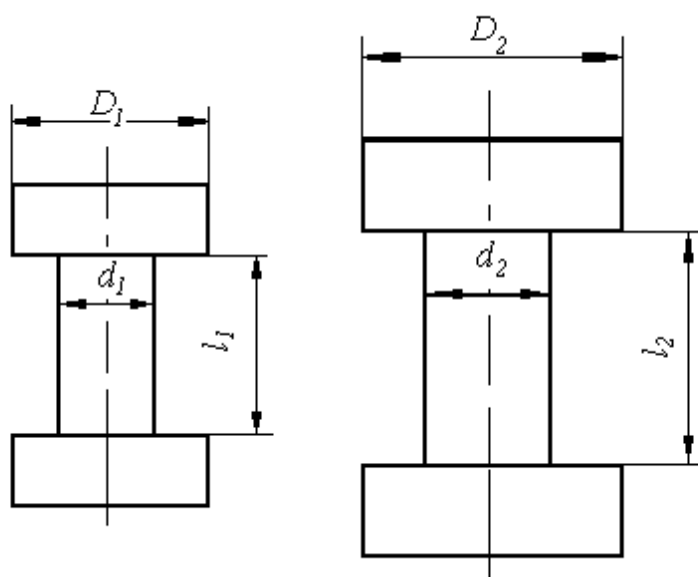


Рис. 2.8. Соблюдение геометрического подобия образцов

Следует отметить, что сформулированные условия геометрического и механического подобия обеспечивают тождество напряженных состояний и относительных деформаций не во всех случаях. Отклонения наблюдаются, в частности, при хрупком разрушении, при очень больших различиях в абсолютных размерах образцов (масштабный фактор) и в ряде других случаев, каждый из которых имеет свое объяснение. Например, влияние масштабного фактора можно объяснить на основе статистических теорий прочности. Снижение механических свойств при увеличении размеров образцов связывают с увеличением вероятности существования опасных поверхностных и внутренних дефектов – концентраторов напряжений, вызывающих преждевременную деформацию и разрушение.

Необходимость физического подобия для получения воспроизводимых и сопоставимых результатов испытаний совершенно очевидна и не требует специальных разъяснений.

Когда необходимо получение сопоставимых данных по свойствам разных материалов, соблюдение физического подобия усложняется. Например, сравнение механических свойств разных металлов и сплавов при одной температуре может быть при решении определенных задач лишено физического смысла. Механические свойства, в частности прочностные, связаны с температурой начала плавления металла или сплава: при прочих равных условиях чем выше эта температура, тем выше прочностные характеристики при заданной темпе-



ратуре испытания. Поэтому сопоставление свойств разных металлических материалов более правильно проводить при одинаковых гомологических температурах, т.е. одинаковых отношениях абсолютных температур испытания  $T_{исх}$  и плавления  $T_{пл}$   $T_{исх}/T_{пл}$  (в градусах Кельвина).

Для получения сопоставимых результатов и правильного их анализа, кроме соблюдения трех перечисленных условий подобия, большое значение имеет методика изготовления образцов для испытаний.

Способ изготовления образца должен быть таким, чтобы в последнем создавалась структура, идентичная структуре соответствующей детали.

Важность соблюдения условий подобия при проведении механических испытаний наглядно демонстрируется стандартизацией их методики в государственном, а некоторых испытаний и в международном масштабе. В Российской Федерации имеются ГОСТы на большинство наиболее распространенных испытаний. Кроме того, существуют разные международные стандарты качества (ASTM, ISO и др.).

В них с учетом всех условий подобия унифицированы формы и размеры образцов, качество их изготовления, основные методические приемы испытания, а также требования к применяемой аппаратуре, точности замера механических напряжений и деформаций, температуры и т.д.

## **2.5. Статистическая обработка результатов механических испытаний**

Структура реальных металлов и сплавов, наличие и распределение дефектов неодинаковы по всему объему материала, даже в пределах одного образца. Поэтому механические свойства, определяемые структурой и наличием в ней дефектов, могут существенно отличаться для разных объемов одного образца. В результате те механические свойства, которые должны оцениваться при испытаниях, являются среднестатистическими величинами, дающими суммарную, математически наиболее вероятную характеристику всего объема образца, который принимает участие в испытании. Даже при абсолютно точных измерениях механических свойств они будут неодинаковы у разных образцов из одного и того же материала. Инструментальные ошибки определения характеристик, связанные с измерением нагрузок, деформаций, размеров и т.д., еще более увеличивают разброс экспериментальных результатов. Основная задача статистической обработки результатов механических испытаний заключается в расчете среднего значения определенного свойства и ошибки в определении

этого среднего, а также в выборе минимально необходимого количества образцов (или количества измерений) для расчета среднего с заданной точностью.

Эти задачи являются стандартными для статистической обработки результатов любых измерений. Основные положения методов обработки результатов измерений и оценки их погрешностей сформулированы в ГОСТ 8.207–76 и подробно рассмотрены в литературе. Здесь будут даны лишь некоторые элементы обработки, которые необходимы с практической точки зрения при любых механических испытаниях. Специфические особенности обработки результатов длительных высокотемпературных и усталостных испытаний рассмотрены в соответствующих главах.

Обычно численное значение определенного механического свойства определяется по результатам нескольких измерений. Совокупность из  $n$  значений этого свойства для испытываемого материала есть *статистическая выборка*, которая должна быть частью *генеральной совокупности* значений свойства, объем которой теоретически бесконечно велик. Объем выборки при механических испытаниях может меняться в широких пределах: от 3–5 до нескольких десятков и даже сотен измерений, когда обрабатываются, например, результаты испытаний какого-нибудь изделия на заводе за длительный период времени.

Множество определенных в результате испытаний значений  $x_i$  ( $i = 1, 2, \dots, n$ ) некоторого свойства (например, величины твердости или предела текучести) обычно подчиняется нормальному распределению (рис. 2.9). При числе измерений  $n \leq 15$  проверки нормальности их распределения не проводят. Если же  $n > 15$ , ГОСТ 8.207–76 требует выполнения такой проверки с помощью специальных критериев.

При нормальном законе распределения  $n$  отдельных значений свойства его среднее значение  $\bar{x}$  в большинстве случаев рассчитывают как *среднее арифметическое* ( $x_{cp}$ ):

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad . \quad (2.15)$$

Прежде чем определять среднее значение, рекомендуется проверить совокупность полученных значений на присутствие резко выделяющихся результатов испытаний. Они обычно являются следствием какой-либо грубой ошибки в измерениях или наличия крупных дефектов в образце. Такие результаты следует исключить из дальнейших рассмотрений.

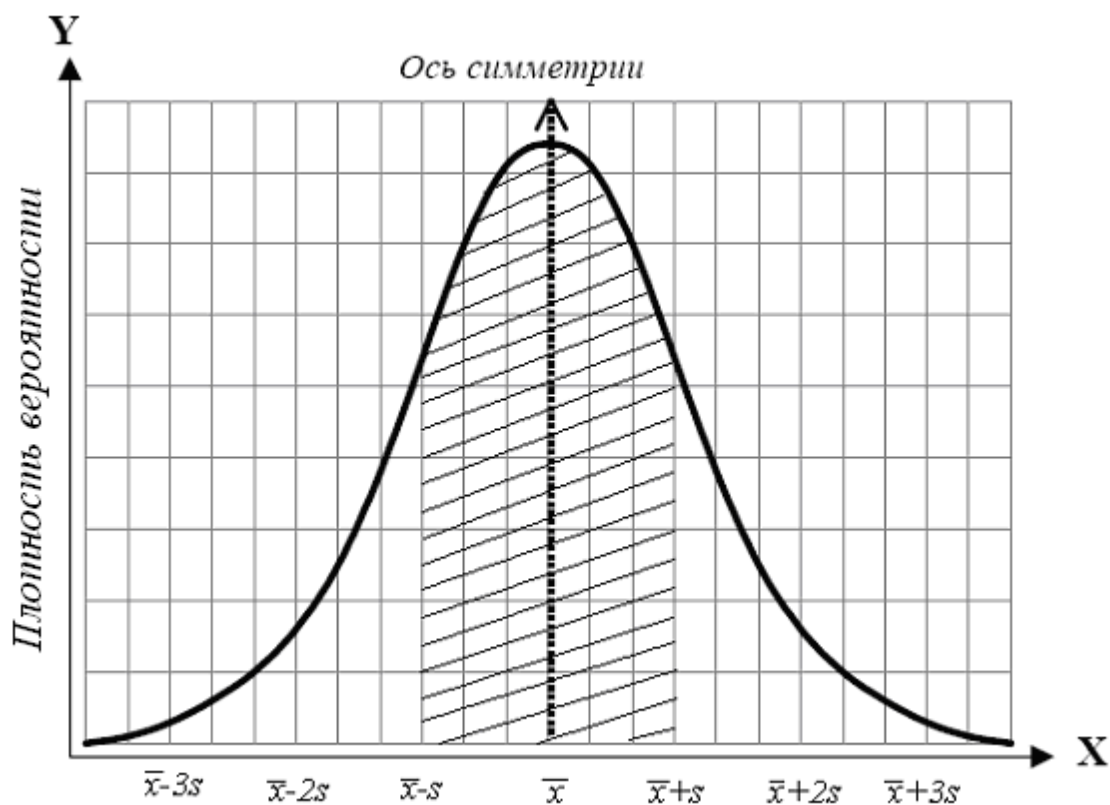


Рис. 2.9. Кривая нормального распределения Гаусса–Лапласа

Помимо грубых различают *ошибки систематические и случайные*. К систематическим относят ошибки, природа которых известна, а величина, по крайней мере в некоторых случаях, может быть определена. Например, если после испытаний окажется, что стрелка силоизмерителя испытательной машины была смещена относительно нуля, то это вызовет систематическую ошибку в определении прочностных свойств, которая должна быть устранена введением соответствующей поправки.

К сожалению, величина систематической ошибки не всегда может быть найдена, а иногда мы даже не подозреваем об ее существовании, хотя величина эта может быть существенной. Например, при испытании партии пористых образцов их свойства могут оказаться заниженными на какую-то примерно одинаковую величину у разных образцов, и, следовательно, мы оценим среднее значение свойства с определенной систематической ошибкой. Систематические ошибки должны быть по возможности выявлены и учтены.

Ошибки результатов измерений, исправленных исключением грубых ошибок и введением поправок на систематические ошибки, называют случайными. Они вызываются действием большого числа факторов, влияние которых на измеряемое свойство нельзя выделить

и учесть в отдельности. Случайные ошибки неустранимы, но с помощью методов теории вероятностей их можно рассчитать и учесть их влияние на истинное значение измеряемой величины.

Для оценки случайной ошибки (погрешности) отдельных измерений определяют их отклонение от среднего в виде *дисперсии*:

$$s^2 = [1/(n-1)] \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (2.16)$$

или среднего квадратичного отклонения (стандартного отклонения)

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}}. \quad (2.17)$$

Важной характеристикой точности измерений является также относительная величина среднего квадратичного отклонения – *коэффициент вариации*  $W = (s/x_{cp}) \cdot 100\%$ .

Все перечисленные характеристики ошибок измерений еще ничего не говорят о надежности полученных результатов. Наиболее точную оценку величины ошибок даст *доверительный интервал* или *доверительные границы* в сочетании с *доверительной вероятностью*.

Обозначим истинную величину измеряемого свойства через  $x$ , среднее арифметическое значение, которое мы получим по результатам испытаний,  $\bar{x}$ . Зададим приблизительное значение ошибки  $\Delta x \approx |x - \bar{x}|$  такое, чтобы результат  $\bar{x}$  не превышал истинного значения  $x$  на величину, не большую, чем  $\Delta x$  с вероятностью  $\alpha$ , т.е.

$$P\{|x - \bar{x}| \leq \Delta x\} = \alpha. \quad (2.18)$$

Это означает: вероятность того, что абсолютная величина разности между истинным и средним арифметическими значениями (т.е. ошибка) не больше некоторого  $\Delta x$  есть  $\alpha$ . Неравенство 2.18 можно записать

$$-\Delta x \leq x - \bar{x} \leq +\Delta x \quad (2.19)$$

или

$$\bar{x} - \Delta x \leq x \leq \bar{x} + \Delta x. \quad (2.20)$$

Выражение (2.20) обозначает, что с вероятностью  $\alpha$  истинное значение  $x$  находится в интервале от  $(x - \Delta x)$  до  $(x + \Delta x)$ .

Вероятность  $\alpha$  называется *доверительной вероятностью* или *надежностью*, а интервал значений от  $(x - \Delta x)$  до  $(x + \Delta x)$  – *доверительным интервалом*.

Уровни доверительной вероятности обычно принимают равными 0,9; 0,95 или 0,99. Величина доверительного интервала определяется средним значением  $x$ , средним квадратичным отклонением  $s$  и крите-

рием Стьюдента  $t$ , который зависит от выбранной *доверительной вероятности* ( $\alpha$ ) и *числа измерений* ( $n$ ):

$$\text{от } \bar{x} + (s/\sqrt{n})t \text{ до } \bar{x} - (s/\sqrt{n})t. \quad (2.21)$$

Из анализа функции нормального распределения (рис. 2.9) следует, что около 66 % всех измеренных величин отклоняются от среднего значения менее чем на  $s$ , 95 % – менее чем на  $2s$ , а вероятность появления отклонения от среднего значения  $x$  на  $3s$  уже пренебрежимо мала (0,003 %). Поэтому доверительные границы погрешности измерения механических свойств при достаточном объеме выборки не превышают  $\pm 3s$  и чаще всего принимаются равными  $\pm 2s$ .

Помимо доверительного интервала случайной погрешности результата измерения, по ГОСТ 8.207–76 должны быть вычислены доверительные границы не исключенной систематической погрешности. В практике механических испытаний это делается редко, поскольку считается, что неучтенные систематические ошибки переводятся в случайные.

Среднее значение свойства можно определять по разному количеству измерений. Естественно, что среднее будет тем ближе к истинному значению определяемой величины, чем больше будет число замеров  $n$ . Однако на практике увеличивать  $n$  невыгодно, так что стремятся получить среднее с определенной точностью при минимальном  $n$ .

Один из методов определения достоверного среднего при минимальном  $n$  базируется на априорном задании возможного разброса  $x_{cp}$  в пределах доверительного интервала.

Допустим для примера, что за достоверное среднее значение числа твердости мы считаем нужным принять такую его величину, которая с доверительной вероятностью  $\alpha=0,99$  не будет отклоняться от  $\bar{x}$  больше, чем на 50 МПа (последнюю величину выбирают, исходя из точности используемого метода). Определив  $s$  по ряду измерений  $n$  и постепенно увеличивая их число, с помощью специальных таблиц находим такое  $n$ , при котором  $ts/\sqrt{n} \leq 50$  МПа.

Если из предварительных экспериментов известны характеристики точности данного метода испытаний применительно к испытываемому материалу, то *минимально необходимое число экспериментов* можно определить априори по формуле:

$$n = (mW_m^2 K_\omega^2 / J_p^2)(1 \pm 1/\sqrt{2m})^2, \quad (2.22)$$

где  $m$  – число испытаний в предварительных опытах;

$W_m$  – разница между максимальным и минимальным значением результатов предварительных испытаний;

$J_p$  – задаваемое с вероятностью  $P$  максимальное допустимое отклонение среднего значения от истинного;

$K_w = [t(m-1)] / d_m \sqrt{m}$ , где  $d_m$  – коэффициент для оценки среднего квадратичного отклонения по числу измерений  $m$  (дается в специальных таблицах).

Таким образом, степень надежности определения  $n$  по формуле зависит в основном от числа  $m$  предварительных испытаний.

При решении разных задач часто возникает необходимость сравнения какого-либо свойства разных материалов. При этом надо решить, имеется ли значимая разница между этими свойствами или их величины почти одинаковы с учетом ошибки определения и числа измерений. Иногда число измерений не учитывают, что приводит к неверным выводам. Например, считают незначимой разницу между  $x_1 = 10$  и  $\bar{x} = 12$ , поскольку  $s_x > 2$ . На самом деле разница между средними может быть значимой, если  $n$  было достаточно большим.

Сравнение двух средних значений можно проводить с помощью разных статистических критериев. Пусть у нас имеются два средних  $x_1$  и  $x_2$ , определенных по результатам  $n_1$  и  $n_2$  измерений со средними квадратичными отклонениями  $s_1$  и  $s_2$  соответственно. Если объединить все измерения в одну выборку, то среднее квадратичное отклонение единичного значения будет:

$$s_m = \sqrt{\frac{(n_2 - 1)s_1^2 + ((n_2 - 1)s_2^2)}{(n_1 - 1) + (n_2 - 1)}}. \quad (2.23)$$

Если при использовании  $t$ -критерия Стьюдента:

$$(\bar{x}_1 - \bar{x}_2) \leq t s_m \sqrt{\frac{n_1 + n_2}{n_1 n_2}}, \quad (2.24)$$

то оба ряда измерений относятся к одной генеральной совокупности и, следовательно, разница между средними значениями свойства незначима. Если же левая часть в уравнении больше правой, то различия между средними не случайны (конечно, с какой-то доверительной вероятностью  $\alpha$ , которая определяет и значение  $t$ -критерия).

Механические свойства часто используются для оценки качества материалов и изделий из них, пригодности в качестве имплантатов. В стандартах и технических условиях на многие изделия оговорены минимально допустимые (гарантируемые) значения тех или иных отдельных механических свойств или их совокупности. Поэтому при проверке качества таких изделий надо определять соответствующие свойства и следить за тем, чтобы минимальные их значения были не ниже требуемого уровня.

## 2.6. Механические испытания материалов на твердость

Из всех механических испытаний твердость определяется чаще всего. По широте применения испытания на твердость, особенно при комнатной температуре, конкурируют с наиболее распространенными испытаниями на статическое растяжение. Это объясняется простотой, высокой производительностью, отсутствием разрушения образца, возможностью оценки свойств отдельных структурных составляющих и тонких слоев на малой площади, легко устанавливаемой связью результатов определения твердости с данными других испытаний.

Под *твердостью* понимается свойство поверхностного слоя материала сопротивляться упругой и пластической деформации или разрушению при местных контактных воздействиях со стороны другого, более твердого и не получающего остаточной деформации тела (индентора) определенной формы и размера. Эта формулировка пригодна не для всех существующих методов оценки твердости. Разнообразие этих методов и разный физический смысл величин твердости затрудняют выработку общего определения твердости как механического свойства. В разных методах и при разных условиях проведения испытания величина твердости может характеризовать упругие свойства, сопротивление малым или большим пластическим деформациям, сопротивление материала разрушению.

При измерении твердости в поверхностном слое образца под индентором возникает сложное напряженное состояние, близкое к объемному сжатию, которое характеризуется наибольшим коэффициентом мягкости ( $a > 2$ ) по сравнению с другими видами механических испытаний. Поэтому возможны получение «пластических» состояний, исключение разрушения и оценка твердости почти любых, и том числе и хрупких металлических материалов.

Способы определения твердости делят на статические и динамические – в зависимости от скорости приложения нагрузки, а по способу ее приложения – на методы вдавливания и царапания. Наиболее распространены методы, в которых используется статическое вдавливание индентора нормально поверхности образца.

Во всех методах испытания на твердость очень важно правильно подготовить поверхностный слой образца. Он должен по возможности полно характеризовать материал, твердость которого необходимо определить. Все поверхностные дефекты (окалина, выбоины, вмятины, грубые риски и т.д.) должны быть удалены. Требования к качеству испытываемой поверхности зависят от применяемого индентора и величины прилагаемой нагрузки. Чем меньше глубина вдавливания инденто-

ра, тем выше требуется чистота поверхности и тем более строго нужно следить, чтобы свойства поверхностного слоя не изменились вследствие наклепа или разогрева при шлифовании и полировке.

Нагрузка прилагается по оси вдавливаемого индентора перпендикулярно к испытываемой поверхности. Для соблюдения этого условия плоскость испытываемой поверхности образца должна быть строго параллельна опорной поверхности. Неплоские образцы крепят на специальных опорных столиках, входящих в комплект твердомеров.

Результаты испытаний на твердость зависят от продолжительности приложения нагрузки к вдавливаемому индентору и выдержки под нагрузкой. При постоянной нагрузке  $P$  линейный размер отпечатка

$$d = b\tau^n, \quad (2.25)$$

где  $\tau$  – время выдержки индентора под нагрузкой;

$b, n$  – коэффициенты, зависящие от свойств материала и величины  $P$ .

В зависимости от  $\tau$  различают кратковременную и длительную твердость. В стандартных методах определяют кратковременную твердость при комнатной температуре. Время выдержки индентора под нагрузкой обычно берут в интервале 10–30 с. Длительная твердость оценивается при повышенных температурах и используется как характеристика жаропрочности материала.

Определяя твердость всеми методами (кроме микротвердости), измеряют суммарное сопротивление металла внедрению в него индентора, усредняющее твердость всех имеющихся структурных составляющих. Поэтому получающийся после снятия нагрузки отпечаток должен быть по размеру значительно больше размеров зерен отдельных структурных составляющих (диаметр или длина диагонали отпечатков при измерении твердости меняется от 0,1–0,2 до нескольких миллиметров). Неизбежные различия в структуре разных участков образца приводят к разбросу значений твердости, который тем больше, чем меньше размер отпечатка.

Основными методами определения твердости являются методы внедрения в поверхность испытываемого металла стандартных наконечников из твердых недеформирующихся материалов под действием статических нагрузок:

1) метод Бринелля (вдавливание стального шарика определенного диаметра);

2) метод Роквелла (вдавливание алмазного конуса или стального закаленного шарика диаметром 1,58 мм, т.е. 1,16 дюйма);

3) метод Виккерса (вдавливание четырехгранной алмазной пирамиды с квадратным основанием).



Показателем твердости по Бринеллю является число твердости, обозначаемое  $HB$  ( $H$  – Hardness, *англ.* «твердость»,  $B$  – инициал фамилии автора метода – Brinell). Методом Бринелля можно испытывать материалы с твердостью не более  $HB 450$ . Твердость по Бринеллю выражается в  $\text{кгс}/\text{мм}^2$ . Если нагрузка выражена в ньютонах ( $N$ ), то число твердости по Бринеллю выражается в МПа. При этом размерность записывается так:  $HB 320$  МПа.

Твердость по Роквеллу обозначают  $HRB$ ,  $HRC$ ,  $HRA$  (в зависимости от применяемой шкалы А, В или С).

Твердость по Виккерсу ( $HV$ ) имеет такую же размерность, как числа твердости по Бринеллю, т.е. МПа или  $\text{кгс}/\text{мм}^2$ . Числа твердости по Виккерсу и Бринеллю для материалов с твердостью до  $HV 400$ – $450$  почти совпадают.

Твердость как характеристика сплава тесно связана с другими его параметрами. Так, например, по мере повышения твердости сплавов золота предел текучести и прочность на растяжение также увеличиваются, а при повышении твердости и прочности удлинение снижается.

### 2.6.1. Твердость по Бринеллю

При стандартном (ГОСТ 9012–59) измерении твердости по Бринеллю стальной шарик диаметром  $D$  вдавливают в испытуемый образец под приложенной определенной время нагрузкой  $P$ . После снятия нагрузки измеряют диаметр  $d$  оставшегося на поверхности образца отпечатка (рис. 2.10). В поверхностном слое под индентором идет интенсивная пластическая деформация и вытеснение материала из-под индентора.

Распределение напряжений при пластической деформации под индентором не должно существенно меняться по сравнению с упругой деформацией. Пластически деформирующийся объем окружен «твердым», упруго-напряженным материалом, в результате чего и возникает схема напряженного состояния, близкая к гидростатическому сжатию.

При этом сопротивление пластической деформации ( $S_{\text{вдавл}}$ ) оказывается примерно в 4 раза больше сопротивления одноосному сжатию:

$$(S_{\text{сж}}): S_{\text{вдавл}} = (1 + \pi) S_{\text{сж}}. \quad (2.26)$$

Металл, вытесненный индентором, оказывается над первоначальной плоскостью образца (рис. 2.10) и может искажать форму отпечатка (при любой форме индентора). Чем выше пластичность испытываемого материала, тем больший объем участвует в пластической деформации, меньше высота образующегося около отпечатка гребня над первоначальной плоскостью и дальше этот гребень от края отпечатка.

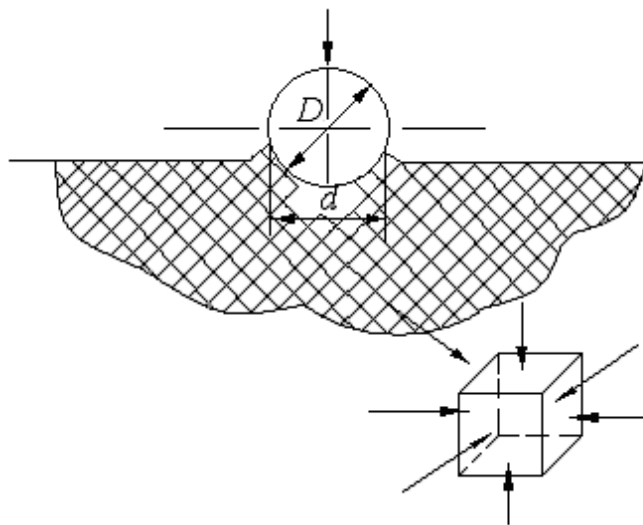


Рис. 2.10. Схема напряженного состояния в зоне пластической деформации (заштрихована) при определении твердости по Бринеллю

Диаметр отпечатка получается тем меньше, чем выше сопротивление материала образца деформации, производимой индентором. Число твердости по Бринеллю ( $HB$ ) есть отношение нагрузки  $P$ , действующей на шаровой индентор диаметром  $D$  к площади  $F$  шаровой поверхности отпечатка:

$$HB = P / F = P / \left[ \frac{\pi D}{2} (D - \sqrt{D^2 - d^2}) \right]. \quad (2.27)$$

Тогда

$$HB = P / D^2 \left[ \frac{2 / \pi}{1 - \sqrt{1 - (d / D)^2}} \right]. \quad (2.28)$$

Площадь отпечатка определяется и по глубине вдавливания индентора  $h$  (без снятия нагрузки):  $F = \pi D h$ .

При определении твердости по Бринеллю шариком с  $D = 10$  мм под нагрузкой  $P = 30$  кН и времени выдержки  $\tau = 10$  с число твердости записывают так:  $HB 400$ ,  $HB 250$ , или  $HB-30000$  МПа. При использовании других условий испытания индекс  $HB$  дополняют цифрами, указывающими диаметр использованного шарика, мм, нагрузку, кгс, и продолжительность выдержки, с. Например,  $HB 5/750/30 - 350$  – это число твердости по Бринеллю (350), полученное при вдавливании шарика с  $D = 5$  мм, нагрузкой  $P = 750$  кгс (7500 Н) в течение  $\tau - 30$  с.

Твердость по Бринеллю определяют при помощи шарового индентора диаметром 2,5 мм, 5 мм или 10 мм. Инденторы изготавливают из стали с твердостью не менее 8500 МПа. Методом Бринелля можно испытывать материалы с твердостью от  $HB 8$  до  $HB 450$ . При

большей твердости образца шарик-индентор остаточной деформируется на величину, превышающую стандартизованный допуск.

Из формулы следует, что для получения одинаковых значений  $HV$  одного и того же образца при использовании шариков разного диаметра необходимо постоянство отношений  $P/D^2$  и  $d/D$  (условие геометрического подобия отпечатков при использовании шарового индентора). Но на практике такого постоянства добиться невозможно. Отношение  $d/D$  поддерживают в пределах 0,2–0,6. Для получения отпечатка оптимальных размеров необходимо правильно подобрать соотношение между нагрузкой и диаметром шарика. Рекомендуемые нагрузки и диаметры шариков для определения  $HV$  разных металлических материалов устанавливаются с учетом ГОСТ 9012–59.

Рекомендуемое время выдержки образца под нагрузкой для сталей – 10 с, для цветных металлов и сплавов – 30 с (при  $P/D^2=10$  и 30) или 60 с (при  $P/D^2=2,5$ ). Зная заданные при испытании  $P$  и  $D$  и измерив  $d$ , находят число твердости  $HV$  по стандартным таблицам.

Для определения твердости по Бринеллю применяют специальные приборы, например, типа ТШ-2, широко используемый в лабораторной практике.

### 2.6.2. Твердость по Виккерсу

Этот второй метод по распространенности после метода Бринелля. При стандартном измерении твердости по Виккерсу (ГОСТ 2999–75) в поверхность образца вдавливают алмазный индентор в форме четырехгранной пирамиды с углом при вершине  $\alpha \approx 136^\circ$ . После удаления нагрузки  $P = 10 : 1000$  Н, действовавшей определенное время (10–15 с), измеряют диагональ отпечатка  $d$ , оставшегося на поверхности образца. Число твердости  $HV$  (записываемое по ГОСТу без единиц измерения, например 230  $HV$ ) определяют делением нагрузки в килограммах на площадь боковой поверхности полученного пирамидального отпечатка  $F = (d^2 / 2)(1 / \sin \alpha / 2) / d^2$  (мм<sup>2</sup>):

$$HV = (2P \sin \alpha / 2) / d^2 = 1,854P / d^2. \quad (2.29)$$

Если число твердости выражают в МПа, то после него указывают единицу измерения (например,  $HV = 3200$  МПа).

Измерив диагональ  $d$  восстановленного отпечатка и зная использованную нагрузку  $P$ , можно найти число твердости по специальным таблицам, составленным с использованием формулы.

Относительно небольшие нагрузки и малая глубина вдавливания индентора обуславливают необходимость более тщательной подготовки поверхности, чем при измерении твердости по Бринеллю. Об-

разцы для замера твердости  $HV$ , как правило, отполированы, и их поверхность свободна от наклепа.

Обычно  $d < 1$  мм, т.е. размеры отпечатка при определении твердости по Виккерсу, как правило, значительно меньше, чем в методе Бринелля. При грубой структуре образца это может вызвать больший разброс значений  $HV$  в разных точках образца по сравнению с разбросом  $HB$ . Для получения достоверных средних значений  $HV$  приходится делать на каждом образце не менее 5–10 замеров.

Физический смысл величины твердости по Виккерсу аналогичен  $HB$ . Величина  $HV$  тоже является усредненным условным напряжением в зоне контакта индентор – образец и характеризует обычно сопротивление материала значительной пластической деформации.

Числа  $HV$  и  $HB$  близки по абсолютной величине. Это обусловлено равенством угла при вершине пирамиды углу между касательными к шарикам для случая «идеального» отпечатка с  $d = 0,375 D$ . Но  $HB \approx HV$  только до 400–450  $HV$ . Выше этих значений метод Бринелля дает искаженные результаты из-за остаточной деформации стального шарика. Алмазная же пирамида в методе Виккерса позволяет определять твердость почти любых металлических материалов. Еще более важное преимущество этого метода – геометрическое подобие отпечатков при любых нагрузках. Величина показателя степени  $n$  в уравнении Мейера постоянна и равна двум. Поэтому возможно строгое количественное сопоставление чисел твердости  $HV$  любых материалов, испытанных при разных нагрузках.

### 2.6.3. Твердость по Роквеллу

При измерении твердости по Роквеллу индентор – алмазный конус с углом при вершине  $120^\circ$  (ГОСТ 9013–59) и радиусом закругления 0,2 мм или стальной шарик диаметром 1,5875 мм ( $1/16$  дюйма) – вдавливаются в образец под действием двух последовательно прикладываемых нагрузок: предварительной  $P_0$  и общей  $P = P_0 + P_1$ , где  $P_1$  – основная нагрузка.

Число твердости по Роквеллу измеряют в условных единицах, оно является мерой глубины вдавливания индентора под определенной нагрузкой.

Схема определения твердости по Роквеллу при вдавливании алмазного конуса приведена на рис. 2.11. Сначала индентор вдавливаются в поверхность образца под предварительной нагрузкой  $P_0 = 100$  Н, которая не снимается до конца испытания. Это обеспечивает повышенную точность испытания, так как исключает влияние вибраций и тонкого поверхностного слоя.

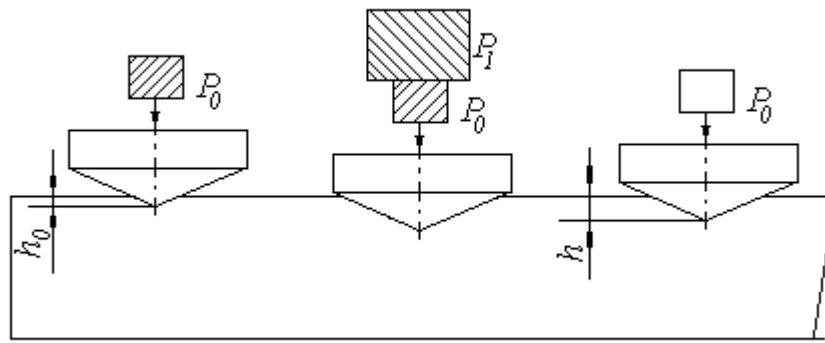


Рис. 2.11. Схема измерения твердости материалов по Роквеллу

Под нагрузкой  $P_0$  индентор погружается в образец на глубину  $h_0$ . Затем на образец подается полная нагрузка  $P = P_0 + P_1$  и увеличивается глубина вдавливания. Последняя после снятия основной нагрузки  $P_1$  (когда на индентор вновь действует только предварительная нагрузка  $P_0$ ) определяет число твердости по Роквеллу ( $HR$ ). Чем больше глубина вдавливания  $h$ , тем меньше число твердости  $HR$ .

При использовании в качестве индентора алмазного конуса твердость по Роквеллу определяют по двум «шкалам» – А и С. При измерении:

- 1) по шкале А:  $P_0 = 100$  Н,  $P_1 = 500$  Н,  $P = 600$  Н
- 2) по шкале С:  $P_0 = 100$  Н,  $P_1 = 1400$  Н,  $P = 1500$  Н

Число твердости выражается формулой:

$$HRC(HRA) = 100 - e, \quad (2.30)$$

где  $e = (h - h_0)/0,002$  (0,002 мм – цена деления шкалы индикатора твердомера Роквелла).

3) при использовании в качестве индентора стального шарика число твердости  $HR$  определяют по шкале В, т.е. при  $P_0 = 100$  Н,  $P_1 = 900$  Н,  $P = 1000$  Н, по формуле:

$$HRB = 130 - e. \quad (2.31)$$

Единица твердости по Роквеллу – безразмерная величина, соответствующая осевому перемещению индентора на 0,002 мм.

Числа твердости по Роквеллу записываются так же, как  $HB$  и  $HV$ :  $HRC$  65,  $HRA$  80. По шкале А измеряют твердость в пределах 70–85, чему приблизительно соответствуют числа твердости  $HV$  390–900 по шкале В – 25–100 ( $HV$  60–240), по шкале С = 20–67 ( $HV$  240–900).

Из представленной методики определения твердости по Роквеллу видно, что это еще более условная характеристика, чем  $HB$ . Наличие разных шкал твердости, определяемой без геометрического подобия отпечатков, условный и безразмерный численный результат испытания, сравнительно низкая чувствительность – делают метод Роквелла лишь

средством быстрого упрощенного технического контроля. Его ценность велика благодаря простоте, высокой производительности, отсчету чисел твердости прямо по шкале прибора, возможности полной автоматизации испытания.

Числа твердости, полученные разными методами статического вдавливания индентора, связаны между собой. Зная, например, значение твердости по Бринеллю, можно перевести его с некоторым приближением в число твердости по Виккерсу или Роквеллу.

Числа твердости по разным методам можно определить на одном приборе. Например, универсальный твердомер УПТ-1 позволяет измерять твердость всеми тремя рассмотренными методами. Переход от одного метода к другому требует лишь смены индентора и грузов.

#### 2.6.4. Микротвердость

Метод определения микротвердости предназначен для оценки твердости очень малых (микроскопических) объемов материалов. Его применяют для измерения твердости мелких деталей, тонкой проволоки или ленты, тонких поверхностных слоев, покрытий и т.д. Главное назначение – оценка твердости отдельных фаз или структурных составляющих сплавов, а также разницы в твердости отдельных участков этих составляющих.

Метод стандартизован (ГОСТ 9450–76). В качестве индентора при измерении микротвердости чаще всего, как и в случае определения твердости по Виккерсу, используют правильную четырехгранную алмазную пирамиду с углом при вершине  $136^\circ$ . Эта пирамида плавно вдавливаются в образец при нагрузках 0,05–5 Н. Число микротвердости  $H_0$ , МПа, определяется по формуле:

$$H_0 = 1,854 \cdot 10^5 P / d^2, \quad (2.32)$$

где  $P$  – нагрузка, Н;

$d$  – диагональ отпечатка, обычно 7–50 мкм;

$d^2/1,854$  – площадь боковой поверхности полученного пирамидального отпечатка.

По ГОСТу число микротвердости, МПа, записывают без единицы измерения, например  $H_0 = 1050$ .

Микротвердость массивных образцов измеряют на металлографических шлифах, приготовленных специальным образом. Глубина вдавливания индентора при определении микротвердости ( $d/7$ ) составляет несколько микрометров и соизмерима с глубиной получаемого в результате механической шлифовки и полировки наклепанного поверхностного слоя. Поэтому методика удаления этого слоя имеет особенно важное значение.

Наклепанный слой удаляют обычно одним из трех методов: электрополировкой, отжигом готовых шлифов в вакууме или инертной атмосфере и глубоким химическим травлением. При использовании любого метода экспериментально устанавливают режим (время электрополировки или травления, плотность тока и концентрацию реактива, температуру и время отжига и т.д.), при котором полностью снимается наклеп в поверхностном слое образца. Для этого строят зависимость  $H_0$  от параметра, изменяемого при подборе режима снятия наклепанного слоя. Момент выхода на горизонталь величины  $H_0$  соответствует оптимальному режиму, который затем используется при подготовке аналогичных образцов.

При измерении микротвердости расстояние между центрами соседних отпечатков должно быть не менее двух длин диагонали большего отпечатка. Таким же должно быть расстояние от центра отпечатка до края образца, длина диагонали отпечатка – не более полуторной толщины образца.

Для определения числа микротвердости по длине диагонали при разных нагрузках  $P$  существуют специальные таблицы и номограммы.

Фактически метод микротвердости – разновидность метода Викерса и отличается от него только использованием меньших нагрузок и соответственно меньшим размером отпечатка. Поэтому физический смысл числа микротвердости аналогичен  $HV$ . Для гомогенных однофазных материалов с крупным зерном  $H_0 \approx HV$ . Часто наблюдаемые отклонения от этого равенства, особенно в области  $P < 0,05 - 0,1$  Н, объясняются в основном большими погрешностями измерения микротвердости. Источники этих погрешностей – вибрации, инструментальные ошибки в измерении длины диагонали отпечатка, неидентичность условий ручного нагружения, искажения структуры поверхностного слоя и др. По мере уменьшения нагрузки все погрешности возрастают. Поэтому не рекомендуется работать с нагрузками, которые дают отпечатки с  $d < 8-9$  мкм. Использование приставок для автоматического нагружения, всемерное устранение вибраций, тщательная отработка методики приготовления шлифов позволяют свести ошибки в определении числа микротвердости к минимуму.

Как уже отмечалось, главная ценность метода микротвердости – возможность оценки твердости отдельных фаз и структурных составляющих, что очень важно при решении многих металловедческих задач и чего нельзя сделать другими методами.

### 2.6.5. Другие методы определения твердости

Помимо методов определения твердости при статическом вдавливании индентора, ограниченно применяют также методы царапания и динамические способы оценки твердости.

*Метод царапания* состоит в нанесении царапины на поверхности образца алмазным или другим недеформирующимся индентором, находящимся под постоянной нагрузкой. Метод не стандартизован и на практике используют разные критерии твердости царапанием  $H_{ц}$ . Часто за  $H_{ц}$  принимают одну из следующих характеристик:

- 1) величину нагрузки  $P$ , при которой получается царапина заданной ширины (обычно  $b = 10$  мкм);
- 2) ширину царапины при заданной нагрузке;
- 3) величину, обратно пропорциональную ширине или квадрату ширины царапины при определенной нагрузке, например  $H_{ц} = 10000/b^2$  при  $P = 0,3$  Н.

Наиболее правильно, по-видимому, оценивать число твердости царапанием как отношение вертикальной нагрузки  $P$  к проекции царапины на поверхности образца:

$$H_{ц} = \frac{P}{b^2/4} = 4P/b^2. \quad (2.33)$$

В этом случае единица измерения  $H_{ц}$  получается такой же, как и других чисел твердости, определяемых при вдавливании индентора.

В качестве индентора используют либо конус с углом при вершине  $90^\circ$  (реже  $120^\circ$ ), либо трех- или четырехгранную пирамиду. Образцы перед испытанием полируют. Для измерения ширины царапины, не превышающей обычно несколько десятков микрометров, применяют измерительный микроскоп.

Твердость методом царапания определяют в условиях местного разрушения металла, а не в условиях упругого или пластического деформирования. При образовании царапины металл сначала пластически деформируется, а затем, когда напряжения достигают величины, соответствующей сопротивлению разрушению (путем среза), происходит разрыв. Так как для одного и того же металла истинное сопротивление разрыву  $S_k$  почти не зависит от степени предварительного наклепа, величина  $H_{ц}$  не связана со способом подготовки поверхности.

Между характеристиками твердости царапанием и  $S_k$  существуют определенные связи. Например, по Н.Н. Давиденкову, в случае использования алмазного конуса с углом  $90^\circ$   $S_k = 40(1/b_{0,5} - 22,5)$ , МПа, где  $b_{0,5}$  – ширина царапины при нагрузке 0,5Н.

Величина  $H_{ц}$  характеризует также износостойкость материала, его обрабатываемость резанием.



Из динамических методов определения твердости наиболее известен *метод упругого отскока бойка* (твердость по Шору, ГОСТ 2373–78). Твердость определяется при помощи бойка с алмазным наконечником, который падает на поверхность образца с фиксированной высоты. Энергия бойка расходуется на упругую и пластическую деформацию в месте удара и на последующее поднятие бойка. Чем больше высота подъема бойка после удара, тем, следовательно, меньшая энергия израсходована на деформацию образца и тем больше должна быть его твердость. Число твердости по Шору *HSD* измеряют в условных единицах, соответствующих высоте подъема бойка, причем  $HSD = 100$  принято для закаленной на мартенсит эвтектоидной инструментальной стали.

При комнатной температуре метод Шора используют для сравнения твердых металлических сплавов с близкими упругими характеристиками. Кратковременность соприкосновения бойка с образцом и простота метода делают его перспективным для оценки твердости при высоких температурах ( $> 1400$  К), когда существующие материалы инденторов уже не позволяют проводить статические испытания.

#### 2.6.6. Динамическое наноиндентирование

Международная организация по стандартизации (International Organization for Standardization (ISO)) выработала международный стандарт ISO 14577, который используется для тестирования материалов методами индентации.

Определены три области определения свойств:

- 1) макрообласть:  $2 \text{ Н} < F < 30 \text{ кН}$ ;
- 2) микрообласть:  $2 \text{ Н} > F; h > 200 \text{ нм}$ ;
- 3) нанообласть:  $h < 200 \text{ нм}$ .

Тест может контролироваться либо величиной прикладываемой силы  $F$ , либо глубиной  $h$  проникновения индентора.

Рис. 2.12 и 2.13 показывают основные параметры, необходимые для анализа кривой нагрузка – глубина проникновения индентора. Твердость на вдавливание определяется как среднее контактное давление:

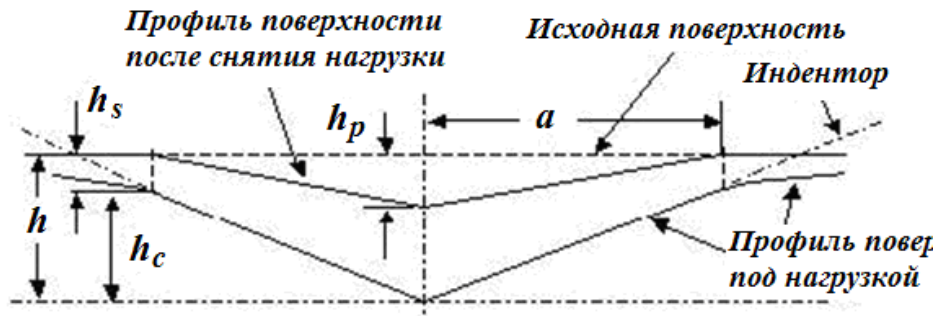
$$H = \frac{F_{max}}{A_p}, \quad (2.34)$$

где  $F_{max}$  – максимальная нагрузка;

$A_p$  – контактная площадь при данной нагрузке.

Твердость Мартенса ( $HM$ ) определяется как максимальная нагрузка  $F_{max}$ , деленная на площадь контакта:

$$HM = \frac{F_{max}}{A_p} \quad (2.35)$$



**Рис. 2.12.** Процесс индентирования:  $h_p$  – глубина с учетом пластичности,  $h_c$  – контактная глубина,  $h_s$  – смещение поверхности при первом контакте и  $a$  – радиус контакта

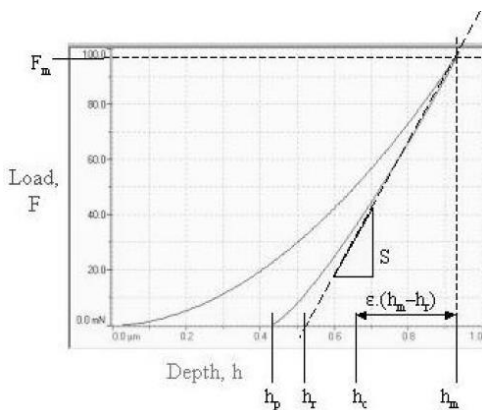
Твердость ( $HM$ ) определяется для индентора Виккерса или Берковича, а не для сферического индентора. Для индентора Берковича твердость определяется выражением:

$$HM = \frac{F}{A_s(h)} \approx \frac{F}{26.43 \cdot h^2}, \quad (2.36)$$

где

$$A_s(h) = \frac{3 \cdot \sqrt{3} \cdot \tan(\alpha)}{\cos(\alpha)} \cdot h^2. \quad (2.37)$$

Параметр  $\alpha$  относится к плоскому углу многогранного угла индентора ( $65,03^\circ$  в данном случае) и  $h$  – глубина погружения.



**Рис. 2.13.** Типичная кривая глубина–нагрузка при наноиндентировании. Параметры определены на рис. 2.12. Контактная жесткость  $S$  определяется из наклона кривой разгрузки

Твердость Мартенса может ( $HM$ ) регистрироваться символом ( $HM$ ), при точном определении используемых условий тестирования:

- 1) геометрии индентора (если не Виккерс);
- 2) прикладываемой силы (в Ньютонах);
- 3) время приложения силы (в секундах);
- 4) число шагов, в результате которых достигается максимальная нагрузка, если она прикладывается не постоянно ( $CSM$  оборудование использует непрерывное нагружение).

Примеры:  $HM\ 0,5/20/20 = 8700\ \text{Н/мм}^2$ .

Твердость Мартенса, равная  $8700\ \text{Н/мм}^2$ , определена с нагрузкой  $0,5\ \text{Н}$ , приложенной за  $20\ \text{с}$  в  $20$  шагов. Если используется индентор Берковича:  $HM$  (Беркович)  $0,5/20/20 = \text{Н/мм}^2$ .

Общее количество энергии, которое может быть поглощено материалом до разрушения, называется жесткостью ( $S$ ) (рис. 2.13) материала. Жесткость представлена на графике площадью всей области, расположенной под кривой напряжение – деформация и имеет единицу измерения Дж/м.

Динамическое наноиндентирование используется также при исследовании нанотвердости по методу Оливера и Фарра с помощью четырехгранной пирамиды Виккерса (с квадратным основанием и углом между противоположными гранями  $136^\circ$ ), что позволяет получать кривые нагружение – разгрузка, как на рис. 2.13. Фото типичного отпечатка алмазного индентора Виккерса, полученного для образцов чистого титана VT1-0, показано на рис. 2.14.

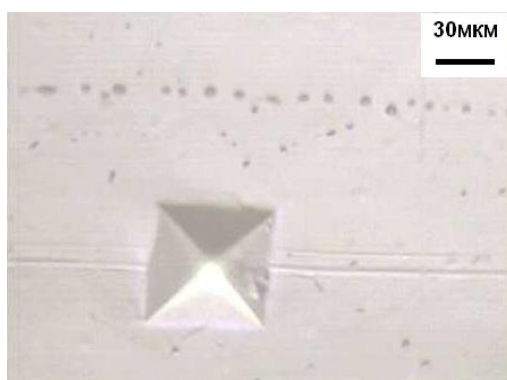


Рис. 2.14 – Отпечаток на подложке, остающийся после вдавливания алмазного индентора (подложка, исходный титан VT1-0, нагрузка  $300\ \text{мН}$ )

## 2.7. Законы деформации металлических материалов и живых тканей

Одной из важнейших задач науки является установление закономерностей, связывающих одни явления природы с другими. Ранее (глава 2.2) обсуждался закон Гука. В науке о металлах и сплавах в 1660 г. британский ученый Роберт Гук (R. Hooke) установил важную закономерность в поведении материалов (закон Гука), заключающуюся в том, что при приложении к материалу нагрузки, между напряжением и деформацией существует прямая зависимость:  $\sigma = E \cdot \varepsilon$ , где  $\sigma$  – напряжение, возникающее в материале при приложении нагрузки;  $E$  – модуль упругости;  $\varepsilon$  – деформация, вызванная приложением нагрузки.

Теория упругих деформаций, созданная Р. Гуком, получила развитие в трудах его соотечественника Томаса Юнга. В честь Гука и Юнга были названы соответственно закон и коэффициент, определяющий степень упругости тел. Он активно применяется в инженерном деле в ходе расчетов прочности конструкций и изделий.

Диаграммы, устанавливающие связь между напряжением и деформацией (в условиях испытания, например, на изгиб, кручение, растяжение или сжатие), дают общую информацию о физико-механических свойствах материалов. Диаграмма, полученная при растяжении металлов, схематически приведена на рис. 2.15. Данная кривая растяжения состоит из 3-х стадий. Первая стадия – участок  $OA$  – характеризуется прямой пропорциональной зависимостью между нагрузкой и удлинением. Основной особенностью этого участка является обратимость деформации, т.е. после снятия нагрузки (на отрезке  $OA$ ) длина образца материала восстанавливается (образец укорачивается до исходного состояния). На второй стадии – участок  $AB$  – зависимость напряжения от деформации довольно сложная. Эта зависимость связана с пластическими процессами, происходящими при деформации материала. Деформация необратима при снятии нагрузки, остаточная деформация соответствует величине  $OB'$  (рис. 2.15). На третьей стадии – участок  $BC$  – зависимость, как и в предыдущем случае, сложная и определяется процессами разрушения микроструктуры, а в последующем и макроструктуры материала.

Физическая природа пропорциональной зависимости напряжения и деформации на участке  $OA$  для многих материалов хорошо изучена, но некоторые аспекты этих исследований представляют большой интерес. Что касается стадий  $AB$  и  $BC$ , то для разных материалов они неодинаковы и в каждом конкретном случае определяются своими механизмами деформации.

Рассмотрим особенности обратимой деформации материалов на первой стадии деформирования применительно к двум типам систем – металлическим и биологическим. Металлические материалы представляют собой кристаллические тела, которые имеют определенную пространственную решетку с закономерным расположением атомов. Упругая деформация образца металлического материала представляет сумму упругих смещений атомов, выведенных из положения равновесия, которое они занимали до приложения нагрузки. Изменение нагрузки приводит к изменению положения равновесия атомов. При этом силы межатомного взаимодействия компенсируют созданную нагрузкой внешнюю силу. Снятие нагрузки приводит к возврату атомов в исходное положение, и материал приобретает первоначальные размеры, которые он имел до нагружения.

Модуль упругости  $E$  в законе Гука, характеризующий через смещение атомов жесткость материала, является константой и одной из важнейших характеристик материала. Особенно величина модуля упругости  $E$  интересует специалистов, занимающихся расчетом работоспособности конструкций. Такой интерес связан с тем, что модуль упругости прямо зависит от сил межатомного взаимодействия (которые, в свою очередь, определяются расстоянием между атомами) и реагирует на изменение температуры внешней среды, состава материала и т.д.

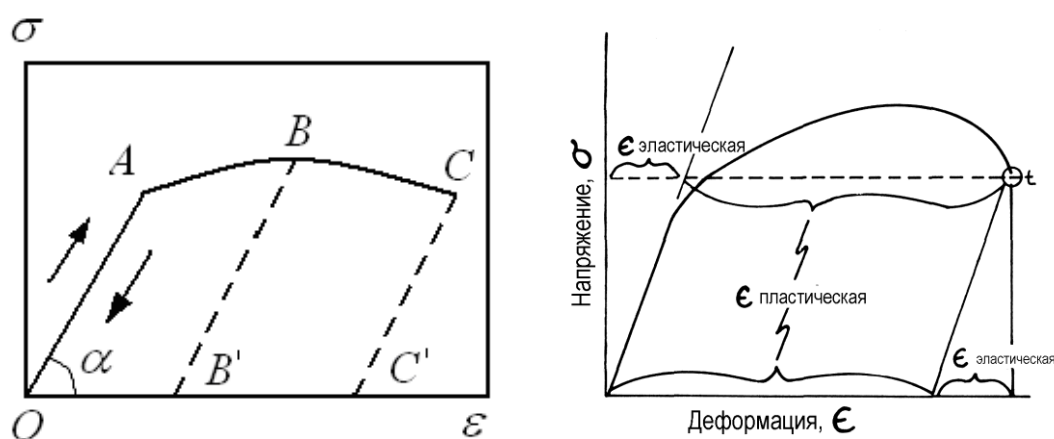


Рис. 2.15. Схематические диаграммы деформации материалов

Устанавливая в металлических материалах однозначную связь между напряжением и деформацией в упругой области деформирования, закон Гука утверждает, что изменение состояния системы успеваеет следовать за процессом роста нагрузки. Иными словами, при изменении нагрузки изменение состояния системы (реакция системы) происходит мгновенно. Поэтому модули упругости  $E$  как при нагрузке, так и при разгрузке совпадают по величине. В энергетическом смысле совпадение процессов нагрузки и разгрузки, т.е. обратимость деформируемой системы ведет к тому, что затраченная при нагрузке энергия высвобождается при ее снятии и соответствующие линии на диаграмме  $\sigma - \epsilon$  совпадают.

Независимо от типа металлических материалов закон Гука всегда выполняется на начальной стадии деформирования (рис. 2.16). Однако у каждого материала модуль упругости  $E$  в уравнении  $\sigma = E \cdot \epsilon$  индивидуален, т.е. тангенс угла наклона  $\alpha$  для каждого из приведенных на рис. 2.16 материалов вполне определенный.

В отличие от металлических, «неживых» материалов, у биологических, «живых» систем (тканей организма человека и животных, тканей растений) физико-механические закономерности поведения со-

вершено иные. Как показали экспериментальные исследования, закон Гука для «живых» систем не соответствует линейной зависимости даже на самой начальной стадии деформирования. Это означает, что переход в новое равновесное состояние при деформировании биологических объектов в условиях изменяющейся внешней нагрузки происходит не мгновенно, а за довольно длительный промежуток времени. Запаздывающая реакция «живой» системы, по сравнению с «неживой» металлической, обусловлена причинами как биологического, так и физического характера.

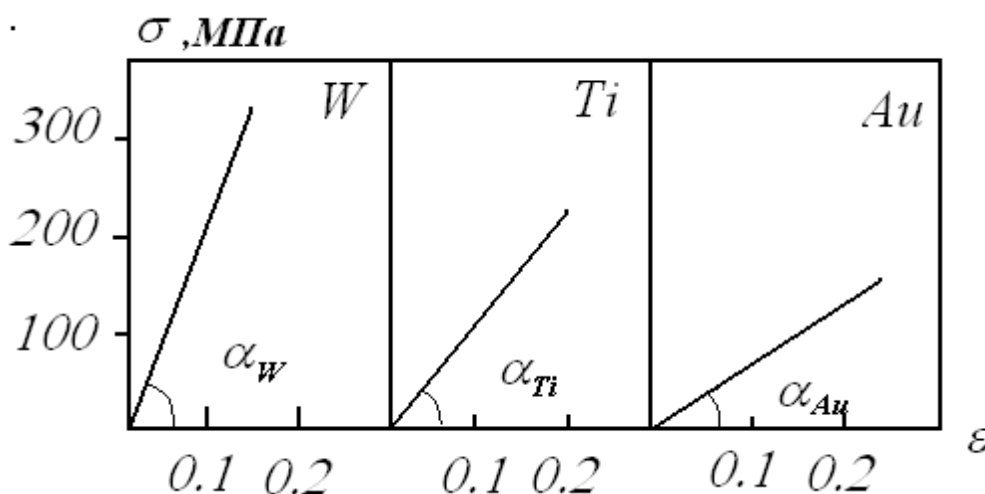


Рис. 2.16. Деформационная зависимость упругого поведения разных металлических материалов: W – вольфрам; Ti – титан; Au – золото

Независимо от конкретного механизма, вызывающего запаздывание, нарушается прямая связь между напряжением и деформацией, т.е. закон Гука для «живых» систем не выполняется.

На диаграммах  $\sigma - \varepsilon$  (рис. 2.17), полученных в условиях нагрузки-разгрузки «живых» систем, появляется петля гистерезиса, величина которой растет с увеличением степени деформации. Появление гистерезиса связано с необратимым рассеиванием энергии в процессе деформации материала. Причем величина гистерезиса, являющаяся мерой рассеивания энергии или мерой внутренних потерь энергии, характеризует внутреннее состояние материала – внутреннее трение. А величина максимально возможной деформации, возвращаемой после снятия нагрузки, служит мерой гибкости или мерой эластичности индивидуальной ткани.

Графики на рис. 2.17 представляют результаты экспериментальных исследований поведения биологических систем – «живых» тканей (тканей организма и растений) в условиях деформации растяжением (тканей организма) и изгибом (тканей растений). Каждая из

тканей характеризуется вполне определенной величиной гистерезиса (узкий гистерезис – волосы, широкий – костная ткань).

Высокое внутреннее трение «живых» тканей организма, т.е. их способность рассеивать большую механическую энергию, сообщаемую тканям при их деформации, подчеркивает свойство организма поглощать энергию механических колебаний и проявлять демпфирующую реакцию на воздействие внешних колебательных систем. Природа заложила в живые организмы специальное свойство гасить воздействующие на них колебания, которое присуще всем биологическим системам, в чем легко можно убедиться экспериментально и подтвердить на любом уровне. Нужно только регистрировать величину напряжения и деформацию в условиях нагрузки и последующей разгрузки любого материала.

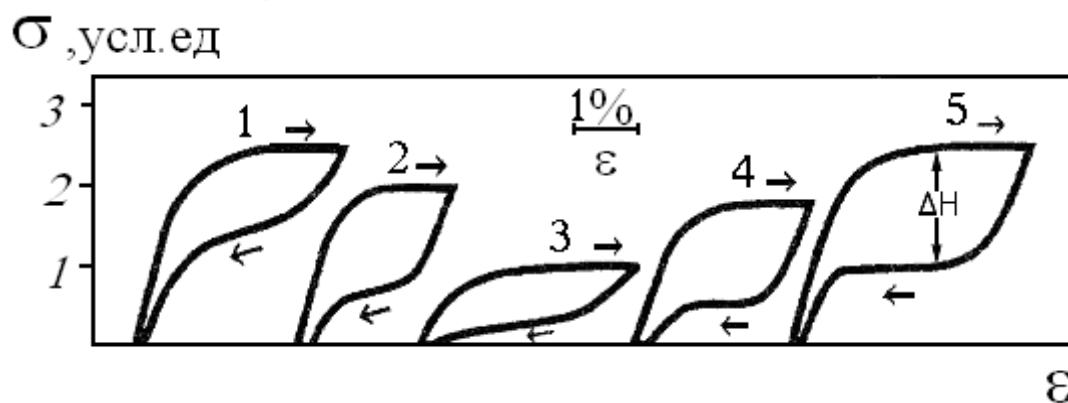


Рис. 2.17. Деформационные зависимости эластичного поведения образцов разных биологических материалов: 1 – волос; 2 – костная ткань; 3 – коллаген; 4 – осина; 5 – береза

Таким образом, закон биологических систем – тканей организма и растений заключается в том, что между величиной напряжения и деформацией при приложении к живым тканям нагрузки нет прямой зависимости, соответствующей закону Гука. Существует гистерезисная зависимость между напряжением и деформацией в условиях нагрузки и разгрузки, которая выражается в эластичном поведении и возврате деформации (более 2 %) в исходное состояние. Причем деформация возврата в «живых» материалах более чем в 10 раз превышает деформацию возврата в «неживых» – металлических материалах.

## 2.8. Физико-механические критерии выбора имплантационных материалов

В настоящее время при лечении различных заболеваний и травм применяют имплантаты – изделия из современных биосовме-

стимых металлов, керамики, углерода, полимеров и их композитов, способные выполнять в живом организме определенную функцию. Имплантат должен быть совместим с окружающей средой (живыми тканями), в которой он будет функционировать, и обладать физико-механическими свойствами и электрохимическим поведением, необходимым для выполнения заданной функции.

Вполне понятно, что биомеханическая совместимость реализуется в случае, когда имплантат является эластичным. Таким образом, с точки зрения биомеханики, оптимальный имплантат по своим свойствам должен быть подобен живой ткани, то есть обладать эластичностью, иметь близкую к ней диаграмму напряжение – деформация и присущую тканям величину гистерезиса на диаграмме нагрузка – разгрузка. По-видимому, механическое, «резиноподобное» поведение тканей организма (их эластичность) объясняет причины разрушения имплантированных фиксаторов из традиционных материалов, несмотря на их многократный запас прочности и высокий модуль упругости. Отсутствие при нагрузке и разгрузке большой обратимой деформации, соответствующей по величине живым тканям, – одна из основных причин неуспеха имплантатов.

Основными задачами при разработке имплантатов являются:

- 1) поиск материалов, которые обладают эластичными свойствами и вызывают минимальную реакцию окружающих тканей;
- 2) поиск надежных способов фиксации имплантатов к тканям организма, обеспечивающих длительное функционирование.

Металлы и их сплавы составляют один из важнейших классов материалов, применяемых в медицине в качестве имплантируемых в организм конструкций (имплантатов). Как известно, металлы и сплавы представляют собой поликристаллические тела, состоящие из хаотически расположенных и имеющих неправильные границы кристаллитов – зерен. Размеры зерен очень малы: в  $1 \text{ см}^3$  – миллионы зерен.

Прочность металлов (сплавов) определяется прочностью самих зерен и прочностью границ зерен. Зерна одного металла имеют, как правило, один тип кристаллической решетки, т.е. регулярное расположение атомов в пространстве зерна является вполне определенным. Рисунок границ зерен для каждого металла также свой. При этом на границе между зернами существует множество пустот или множество скоплений примесей и других дефектов, которые образовались из-за неизбежного нарушения порядка атомов в плоскости соприкосновения зерен. Дефекты имеют и сами зерна, в пространстве которых есть и примеси, и пустоты, и множество других нарушений в структуре расположения атомов. Разрушение металлических имплан-



татов идет, как правило, по границам зерен как по наиболее дефектным местам. В трещины проникает тканевая жидкость, ведущая к коррозии. Даже коррозионно-стойкие материалы в таких условиях (после пластической деформации свыше 0,5 %) активно разрушаются.

В последние 20 лет разработаны и активно применяются новые материалы для имплантологии – беспористые и пористые сплавы с памятью формы на основе никелида титана (TiNi), проявляющие

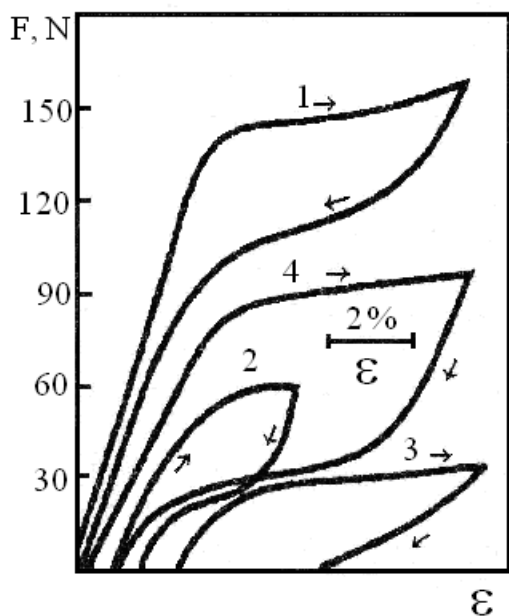


Рис. 2.18. Деформационная зависимость ( $\epsilon - \sigma$ ) сплава на основе никелида титана и различных биологических тканей: 1 – волос; 2 – живая костная ткань; 3 – мягкая ткань (сухожилие); 4 – сплав никелида титана

в изотермических условиях, в том числе при температуре тела, эластичные свойства в пределах деформаций до 10 % (рис. 2.18).

Такая необходимость была вызвана тем, что в изотермических условиях при температуре 34–42 °С почти все ткани организма проявляют высокие эластичные свойства и характеризуются значительной обратимой деформацией (возврат прежней формы отмечается при деформации 2 % и более). При этом изменение формы тканей сопровождается широким гистерезисом  $\Delta H$  – величина между накоплением и возвратом деформации на деформационной зависимости  $\sigma - \epsilon$  (рис. 2.17) составляет более 100–200 МПа. Такое поведение тканей принципиально меняет

традиционный подход к выбору имплантационных материалов.

В случае замещения твердых тканей организма (кость, зубы) на искусственные изделия их жесткая биологическая фиксация всегда остается главной целью имплантологии. Смещение на межфазной границе костная ткань – имплантат не должно превышать приблизительно 30 мкм, иначе прорастание костной ткани в структуру имплантата подавляется. Движение имплантата относительно кости на большую величину приводит обычно к образованию фиброзной ткани или ложного сустава.

Любой металлический имплантат, жестко закрепленный в тканях, будет со стороны тканей подвергаться знакопеременной деформации, по величине значительно превосходящей возможности метал-

лов. Металлы допускают знакопеременное изменение формы без остаточной деформации в пределах 0,3–0,5 % (область упругой деформации Гука, рис. 2.16). А ткани деформируют металлический имплантат более чем на 2 %, поэтому он пластически деформируется уже на первом цикле деформации.

Задача фиксации имплантата в биологической ткани может быть частично решена, если в качестве имплантата использовать эластичные материалы с памятью формы, которые способны взаимодействовать с живой тканью, т.е. обладать биоактивностью. При этом будут реализовываться три способа создания связей между имплантатом и живой тканью: 1) механическое сцепление в результате прорастания ткани в структуру имплантата; 2) химическое взаимодействие ткани с компонентами элементного состава имплантата; 3) в том случае, если химический (биохимический) состав поверхности имплантата соответствует живой ткани, то реализуется 3-й тип взаимодействия искусственных и живых систем – биологический, связанный с процессами клеточного ремоделирования и интегрирования структуры имплантата в биологическую ткань.

Костная структура является одновременно жесткой и эластичной, поэтому требует применения материалов с эластичными свойствами. Следует отметить, что в ряде случаев биологическая фиксация достигается за счет прорастания в имплантат только мягкой, эластичной соединительной ткани. В ее состав не входит ГАП, в отличие от костной ткани, поэтому соединительная ткань не обеспечивает необходимой жесткости фиксации имплантата. При такой фиксации имплантат легче смещается, если в этом есть необходимость, и хорошо поглощает ударные нагрузки. Прочность связи на поверхности раздела имплантат – ткань в этом случае намного ниже, чем при прорастании в поры биологической костной ткани.

Разные биосовместимые материалы (пористые керамики, титан и его сплавы (никелид титана, ВТб и т.д.)) обладают другими, более высокими механическими свойствами и в этом смысле не соответствуют медико-техническим требованиям, предъявляемым к имплантатам для замещения твердых тканей. Пластическая деформация имплантата внутри организма ведет не только к разрушению поверхностных пленок (например, фосфатной или оксидной), образующихся в биологических жидкостях на поверхности, например, титана и его сплавов, но и подвергает разрушению в виде трещин более глубокие области материала.

Никелид титана, несмотря на свои эластические свойства, по химической структуре и составу (сплав металлов) не соответствует костной ткани, которой входящие в ее состав фосфаты кальция придают

свойства, близкие к керамике. Это мешает их взаимодействию по второму и особенно третьему способам фиксации имплантатов в организме (см. выше), что приводит к образованию тонкой прослойки соединительной ткани на границе раздела изделие – кость. Это ограничивает использование никелида титана в ортопедии, травматологии и стоматологии в связи с частым неуспехом имплантатов – расшатыванием конструкции, требующим ее удаления из-за угрозы развития инфекционного воспаления.

### Контрольные вопросы и задания

- 1) Назовите методы механических испытаний.
- 2) Чем отличаются статические испытания от динамических?
- 3) Перечислите основные физико-механические свойства.
- 4) Какие виды деформаций наблюдаются при механических испытаниях?
- 5) Назовите методы определения твердости материалов.
- 6) Дайте определение основным биомеханическим понятиям.
- 7) В чем различие кривых напряжение – деформация для неживых материалов и биологических тканей? Какое значение это имеет для решения практических вопросов материаловедения?
- 8) Определить относительное удлинение алюминиевого стержня, если при его растяжении затрачена работа  $W = 62,1$  Дж. Длина стержня  $l = 2$  м, площадь поперечного сечения  $A = 1$  мм<sup>2</sup>, модуль Юнга для алюминия  $E = 69$  ГПа [ $\Delta l/l = \sqrt{2W/(EA l)} = 0,03$ ].
- 9) При испытаниях на сжатие кость ноги чаще всего ломается в голени. В самом узком месте голень имеет поперечное сечение 3 см<sup>2</sup>. Какова максимальная сила сжатия, которую могут выдержать кости двух ног, не сломавшись? (Прочность на сжатие у голени почти такая же, как у бедра.)
- 10) Было установлено, что череп человека может быть пробит движущимся предметом с площадью сечения несколько квадратных сантиметров, если давление равно  $5 \cdot 10^7$  Па. Предположим, что молоток (масса 2 кг, диаметр головки 2,5 см) падает с высоты  $h$  и ударяет человека по голове, при этом торец головки молотка параллелен поверхности черепа. Какова минимальная высота  $h$ , падение с которой приведет к пробое черепа, если удар продолжается 1 мс?
- 11) Оцените изменение модуля Юнга мышечного волокна, взяв из рис. 2.3 значения напряжений 1,2 и  $3,5 \cdot 10^5$  Па.
- 12) Один из результатов теории переплетающихся эластомеров состоит в том, что модуль Юнга у них приблизительно задается форму-

лой  $E = 3\rho RT/M$ , где  $\rho$  – плотность,  $R$  – молярная газовая постоянная,  $T$  – абсолютная температура,  $M$  – средняя масса части молекулы, заключенной между двумя пересечениями. Резилин представляет собой резинообразное белковое вещество антропоидов, он служит для выполнения различных двигательных функций. Модуль Юнга у резилина приблизительно равен  $1,8 \cdot 10^6$  Па. Плотность белкового компонента в сухом виде – около  $0,5 \cdot 10^3$  кг/м<sup>3</sup>. Используйте эти данные для оценки относительно молекулярной массы, заключенной между двумя пересечениями молекул резилина. Среднее значение относительной молекулярной массы одного аминокислотного остатка приблизительно равно 90. Сколько этих остатков заключено между пересечениями? Правдоподобен ли ваш результат?

13) К балке, закрепленной с двух концов, посередине прикреплен груз. Покажите схематически, что верхняя часть балки испытывает сжатие, а нижняя часть – растяжение.

14) Объясните, почему кривая на диаграмме напряжение – деформация может иметь разные формы в областях растяжения и сжатия.

15) Знаете ли вы, что предел прочности бетона на растяжение равен его пределу прочности на сжатие? Почему в бетонные конструкции вводят армированные стержни?

16) Единичный кристалл вещества состоит из огромного числа атомов, выстроенных в определенном повторяющемся геометрическом порядке. Можно ли установить параметры растяжения такого вещества на основании одной характеристики, например модуля Юнга? Объясните это. (Будут ли зависимости напряжение – деформация для такого кристалла одинаковы во всех направлениях?).

17) Если цилиндрический стержень изогнуть в окружность, длина стержня, измеренная вдоль его оси, не изменяется. Внешний периметр окружности оказывается больше первоначальной длины стержня; следовательно, эта область испытывает напряжение – растяжение. Предположим, что стержень сделан из алюминиевого сплава, имеет диаметр 2 см и его изгибают в окружность радиусом  $R$ . Каково должно быть значение  $R$ , чтобы предел упругости материала при этом изгибании не был превышен? (Указание. Определите деформацию внешней стороны стержня и приравняйте ее значение отношению допустимого напряжения к модулю Юнга.)

18) Какая требуется сила, чтобы растянуть стальной стержень (диаметром 3 мм) настолько, чтобы его относительное растяжение составило 15 %?

19) Медная трубка длиной 5 м имеет внешний диаметр 1,4 см, а внутренний – 1,2 см. Определите относительное растяжение трубки, если на нее вдоль оси действует сила 1200 Н.

20) Какой максимальной массы груз может выдержать вертикально подвешенная стальная балка диаметром 2 см без превышения предела упругости этого материала ( $8,3 \cdot 10^8$  Па)?

21) Стержень длиной 3,5 м и диаметром 12 мм, изготовленный из алюминия, полученного методом холодной прокатки, растягивается до разрыва. Какова будет длина стержня непосредственно перед тем, как он разорвется?

22) Выразить коэффициент упругости  $k$  в законе Гука через модуль Юнга материала.

23) Медная проволока диаметром 1 мм и длиной 40 м закреплена за один конец, а на другой конец ее подвешен брусок 60 кг. Чему будет равно относительное растяжение проволоки?

24) Стержень из чистого алюминия, полученного методом холодной прокатки, имеет диаметр 1 см. Какой максимальной массы груз можно подвесить к этому стержню, не вызывая его разрыва?

25) Проволока имеет длину  $l$ , площадь поперечного сечения  $S$ , а материал проволоки характеризуется модулем Юнга  $E$ . Выведите выражение для работы, которую необходимо совершить, чтобы эта проволока удлинилась на величину  $\Delta l$ .

26) Объемная упругость вещества  $k$  – это величина, обратная модулю объемной упругости:  $k = 1/K$ . Покажите, что  $k = (1/\rho)(\Delta\rho/\Delta p)$ , где  $\rho$  – плотность вещества.

27) Используя результат, полученный в предыдущей задаче, определите изменение плотности воды, когда на нее действует давление  $10^8$  Па (таково давление на дне глубоких океанских впадин).

28) Чему должен быть равен коэффициент упругости пружины, если при сжатии ее на 6 см в пружине запасается потенциальная энергия, равная 20 Дж?

29) Стальной стержень длиной 8 м и диаметром 12 мм закреплён одним концом на жесткой опоре. К свободному нижнему концу этого стержня подвешен блок массой 1200 кг (это примерно равно массе небольшого автомобиля). На какую длину растянется стержень?

30) Брусок свинца помещен в заполненный жидкостью контейнер, где на него действует давление  $8 \cdot 10^7$  Па. Чему равно относительное изменение плотности свинца?

31) Найти модуль объемной упругости идеального газа при нормальном атмосферном давлении и постоянной температуре.

### 3. ЧАСТНАЯ БИОМЕХАНИКА

#### 3.1. Основы биомеханики живых тканей

Биомеханические параметры как биологических (живых) тканей, так и искусственных материалов, зависят от качественного и количественного соотношения их компонентов. Каждый орган тела (биологическая структура) построен из комбинации, в разных пропорциях, четырех типов тканей:

- эпителий;
- мышцы;
- нервная ткань;
- соединительная ткань и ее производные (кровеносные сосуды, кость, хрящ и др.).

Эпителиальные ткани покрывают участки тела, соприкасающиеся с внешней средой, также могут выделять широкое разнообразие биологически активных веществ прямо в систему через протоки или в кровь.

Мышечные ткани находятся там, где требуется движение. В скелете мышцы контролируются сознанием человека, тогда как сердечно-сосудистая, пищеварительная и дыхательная мышцы управляются автоматически.

Нервная ткань специализируется на передаче сигналов между внешним миром, мозгом и всеми системами организма.

Соединительная ткань названа так, поскольку составляющие ее ткани соединяют и служат другим тканям, а также всему телу в качестве каркаса (скелета). Как правило, именно каркас несет основную биомеханическую нагрузку в разных биологических структурах, параметры которых представлены в табл. 3.1, 3.2.

*Таблица 3.1*  
*Механические свойства некоторых биологических структур в организме человека*

Биологическая структура	Крайняя нагрузка на растяжение, МПа	Удлинение, %	Эластический модуль, МПа
Артерия	1–1,6	0,8–1,1	0,03–3,0
Сердечный клапан	2–4,5	10–18	41–64
Эластический хрящ	3	30	15
Кожа	6,2–14	110–140	23–44
Фасция	12–14	14–17	300
Сухожилие	59–69	8–9	966
Бедренная кость	120	1,4	1725

Мягкие биологические материалы, подобные тканям и мышцам, имеют упругие свойства, сильно отличающиеся от упругих свойств ко-

стей и других твердых материалов. Эти мягкие материалы аналогичны резине, а твердые (кость) или почти твердые подобны хрящам. Мягкие упругие материалы обычно относят к *эластомерам*.

Таблица 3.2

Механические свойства скелетных тканей

Свойство	Кортикальная кость	Губчатая кость	Суставный хрящ	Сухожилия
Компрессионная прочность (МПа)	100–230	2–12	–	–
Прочность при изгибе, растяжении (МПа)	50–150	10–20	10–40	80–120
Деформация до перелома, %	1–3	5–7	15–50	10
Модуль Юнга (при растяжении) (ГПа)	7–30	0,05–0,5	0,001–0,01	1
Жесткость при сжатии (Н/мм)	-	-	20–60	-
Модуль компрессионной ползучести (МПа)	-	-	4–15	-

Основное свойство, обнаруженное у этих материалов, заключается в том, что они состоят из длинных переплетающихся молекул, которые можно растягивать до тех пор, пока они не станут почти параллельными (рис. 3.1).

Эластомеры отличаются от костных материалов по трем основным группам свойств.

1. В то время как упругость костных материалов в значительном диапазоне нагрузок характеризуется линейными графиками сжатия и растяжения, эластомеры имеют *S*-образные зависимости (рис. 3.2).

2. Модуль Юнга для костных материалов имеет примерно одинаковое значение, равное  $10^{10}$  Па. Модуль Юнга для эластомеров благодаря эффекту, описанному в предыдущем пункте 1, меняется в зависимости от

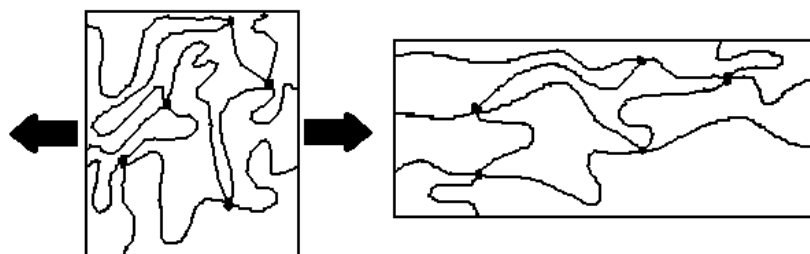


Рис. 3.1. Эластомер состоит из длинных пересекающихся молекул. Когда такой материал подвергается растяжению (показано стрелками), молекулы растягиваются до тех пор, пока при максимальном растяжении не станут почти параллельными

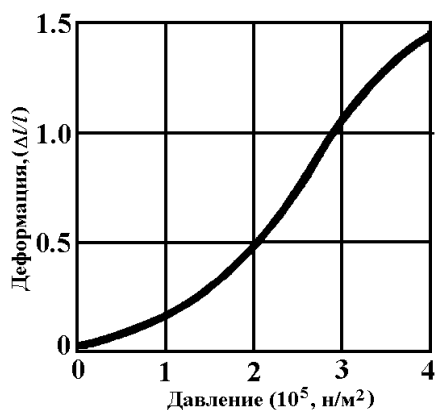


Рис. 3.2. Диаграмма сжатие-растяжение сокращающихся мышечных волокон. Заметим, что модуль Юнга зависит от приложенного напряжения

напряжения в диапазоне  $10^4$ – $10^6$  Па.

3. Максимальное растяжение, которое может выдержать костный материал, составляет 0,01, что соответствует изменению длины на 1 %. Эластомеры, напротив, могут выдержать двух- или трехкратное увеличение длины без разрыва.

*Кость* – это разновидность соединительной ткани, которая становится твердой в результате упорядоченного отложения минералов (апатитов). Она находится в постоянном динамическом равновесии, связанным с *ремоделированием*, – одновременно протекающими процессами образования новой

кости и резорбции (разрушения) старой.

Вслед за резорбцией происходит синтез нового матрикса с последующей его минерализацией – формирование кости. Ремоделирование сопровождается выходом в кровоток кальция, компонентов костной ткани, ферментов, секретированных костными клетками. Цикл ремоделирования состоит из трех фаз: резорбция, реверсия и формирование (рис. 3.3).

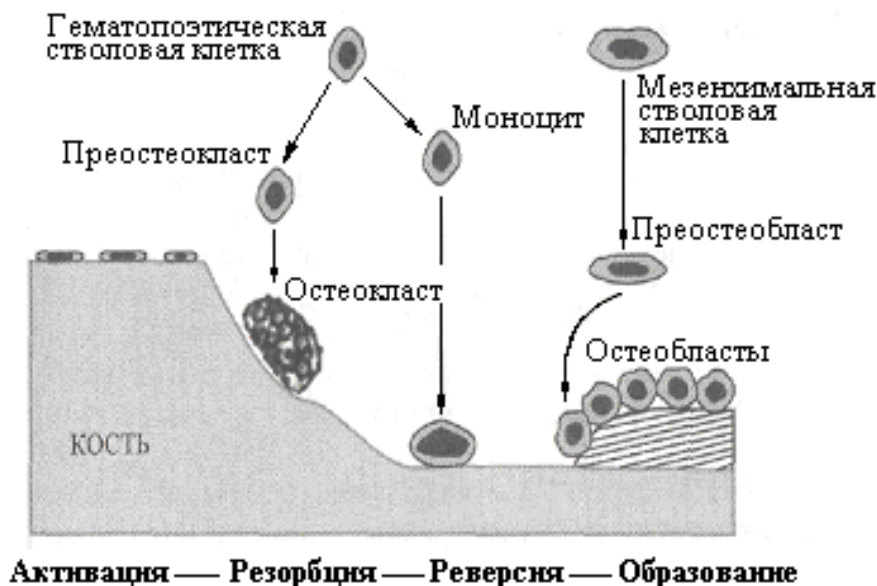


Рис. 3.3. Схема ремоделирования костной ткани

Процесс резорбции кости осуществляется остеокластами и мононуклеарными клетками, процесс формирования кости – остеобластами. Соотношение между резорбцией и формированием новой костной ткани



регулируется ионами кальция, кальцитонином, метаболитами витамина *D*, а также гормонами. Биологический смысл феномена ремоделирования кости состоит в приспособлении механических свойств кости к постоянно меняющимся условиям окружающей среды.

Биологическая твердая ткань – кость, является минерально-органическим композитом со сложной структурой. Существуют два типа кости: грубоволокнистая (незрелая) и пластинчатая (ламеллярная). Пластинчатая костная ткань наиболее распространена в организме и образует компактное (кортикальное) и губчатое (трабекулярное) вещество в составе плоских и трубчатых костей. Все они состоят из органической части, представленной клетками, межклеточным веществом и волокнами коллагена, и минерального (неорганического) матрикса, выполненного в основном из фосфатов кальция. Основные клетки кости: остеобласты строят, остеокласты разрушают костную ткань, остециты (потомки остеобластов) переплетением своих отростков создают вместе с белком коллагеном механический упруго-эластичный каркас.

Характерный признак кортикальной кости – остеоны. Это каналы, расположенные в продольном направлении к оси нагрузки. В трубчатых костях (кости конечностей: бедро, голень, плечо, предплечье) остеоны направлены вдоль длинной оси костей. В канале проходит кровеносный сосуд, питающий прилегающую костную ткань, вокруг канала располагаются концентрические пластинки кости, как бы вставленные друг в друга (по типу собранной подзорной трубы). Подобная структура позволяет выдерживать продольную нагрузку в несколько тонн. Однако к поперечным нагрузкам трубчатые кости менее приспособлены, что лежит в основе их переломов.

Губчатая кость состоит из трехмерной сети трабекул, ориентированных под разными углами друг к другу. Трабекулы делят внутреннее пространство на связанные друг с другом поры (костномозговые пространства) разных размеров, образующие структуру с переменной плотностью и пористостью. Считается, что трабекулы имеют оптимальную ориентацию и взаимосвязь для сопротивления компрессионным (сдавливающим) нагрузкам.

Эпифизы («концы») длинных трубчатых костей состоят из губчатой ткани, переходящей в области суставных поверхностей в хрящевую ткань, компактное вещество. При этом общая масса костной ткани существенно больше, чем в диафизарной (средней) части кости. Такая структура позволяет увеличить площадь и уменьшает удельную нагрузку на единицу площади сустава. Как отмечают многие авторы, переход от диафиза к эпифизу соответствует такой фигуре, как *гантель*, что ис-

ключает концентрацию напряжения в какой-либо отдельной точке и распределяет силовые напряжения на большую площадь.

Классификация костной ткани на кортикальную или трабекулярную основана на *относительной плотности*, т.е. отношении плотности образца к плотности полной кортикальной кости (обычно предполагается, что она равна  $1,8 \text{ г/см}^3$ ). Относительная плотность трабекулярной кости колеблется от 0,05 до 0,7  $\text{г/см}^2$  в соответствии с пористостью, меняющейся в пределах 30–90 %. Относительная плотность кортикальной кости варьирует в пределах 0,7–0,95  $\text{г/см}^2$ . Очевидно, что различие между кортикальной костью низкой плотности и трабекулярной костью высокой плотности достаточно произвольно.

Тем не менее усредненные механические свойства двух типов костей различны. Кортикальная кость более жесткая, чем губчатая, выдерживает большее напряжение, но меньшую относительную деформацию до разрыва. Благодаря своей пористой структуре губчатая кость имеет большую способность к накоплению энергии.

С точки зрения материаловедения кость может рассматриваться как двухфазный вязко-текучий композитный материал, в котором одна фаза представлена минералом, а другая – коллагеном и основным веществом. При этом общие комбинированные свойства такого композита всегда прочнее, чем любое из этих веществ в отдельности. Свойства костной ткани с точки зрения материаловедения:

1. Удельный вес (плотность) компактного вещества кости  $1,8\text{--}2,0 \text{ г/см}^3$ ; губчатого  $1,5 \text{ г/см}^3$ .
2. Прочность на сдвиг  $5,05\text{--}11,8 \text{ кг/мм}^2$ .
3. Модуль Юнга  $(1,38\text{--}1,94) \cdot 10^3 \text{ кг/мм}^2$ .
4. Пластическая деформация  $0,16\text{--}0,02 \%$ .
5. Циклическая усталость  $(1\text{--}3) \cdot 10^6$  циклов при амплитуде напряжения  $3,5 \text{ кг/мм}^2$ .
6. Ударное внедрение в кость – максимальный секущий модуль составляет величину  $1,8 \cdot 10^3 \text{ кг/мм}^2$ .
7. Разрушающее напряжение  $27,5 \text{ кг/мм}^2$ .
8. Клеточные элементы и коллаген составляют 15–20 % веса компактной кости, до 70 % приходится на минеральную часть, состоящую из разнообразных форм фосфатов кальция (табл. 3.5), 9 % – вода, остальное – другие органические и неорганические вещества (гликозаминогликаны, гликопротеиды и др.).
9. Губчатая кость не ломается до относительной деформации  $< 75 \%$ , компактная (кортикальная) разрушается при деформации  $> 2 \%$ .

Для травматологов и ортопедов наиболее важными свойствами кости являются ее прочность и жесткость. Эти и другие характеристики лучше всего могут быть поняты для кости или любого другого вещества

изучением его поведения при нагрузке, сжатии или растяжении, определении ударной вязкости, твердости, предела прочности при статическом изгибе, предела текучести и ряда других параметров. В реальной жизни проведение прямых измерений является достаточно сложным. К результатам разных авторов, полученным на изолированных костях, следует относиться с определенными поправками, т.к. при этом нарушается структурно-анатомическая целостность и физиологические свойства ткани.

Некоторые механические характеристики разных костей представлены в табл. 3.3.

Таблица 3.3

*Механические характеристики разных костей*

Ткань	Направление нагрузки	Модуль упругости, (ГПа)	Прочность на растяжение, (МПа)	Прочность на сжатие, (МПа)
Бедро	Продольное	17,2	121	167
Большеберцовая кость	Продольное	18,1	140	159
Малоберцовая кость	Продольное	18,6	146	129
Плечевая кость	Продольное	17,2	130	132
Лучевая кость	Продольное	18,6	149	114
Локтевая кость	Продольное	18	148	117
Шейные позвонки	Продольное	0,23	3,1	10
Поясничные позвонки	Продольное	0,16	3,7	5
Губчатая кость	Продольное	0,09	1,2	1,9
Кости черепа	Тангенциальное	-	25	-
Кости черепа	Радиальное	-	-	97

Первая ткань, которая образуется в зачатке зуба, дентин – основа зуба, развивающаяся из клеток и основного вещества. Сверху дентин покрывается эмалью. В дальнейшем органический матрикс дентина и эмали пропитывается фосфатами кальция, кристаллы которых придают как кости, так и зубу твердость. Эмаль – самая твердая ткань, содержащая до 96 % минералов. Дентин содержит около 72 %, компактная кость – до 70 % неорганических веществ. Подобное распределение костных апатитов связано с высокими нагрузками на зубы во время пережевывания пищи.

Минералы эмали зубов человека, дентина или кости, были идентифицированы как фосфаты кальция с апатитовой структурой еще в 1926 г. посредством дифракции рентгеновских лучей. К настоящему времени, несмотря на наличие сложных технических методов (рентге-

новский и нейтронный дифракционный анализ, ядерно-магнитный резонанс, трансмиссионная электронная микроскопия высокого разрешения), применяемых для прямого анализа минеральных фаз зубов и кости (табл. 3.4), их точный состав и структура остаются неясными.

Таблица 3.4

*Аналитические методы и получаемая информация*

Аналитический метод	Информация, которая может быть получена
Дифракция рентгеновских лучей (X-ray diffraction, XRD)	Идентификация; чистота; наличие смешанных фаз; кристалличность (размер кристаллитов)); параметры решетки; наличие внутренних микронапряжений; количество и тип замещений (анионные или катионные подрешетки) в структуре
Инфракрасная спектроскопия (Infra-red spectroscopy, IR)	Наличие функциональных групп; определение $\text{CO}_3^{2-}$ ; вида замещения (например, $\text{CO}_3$ на $\text{PO}_4$ ); чистоты соединения (наличие примесей); кристалличности (степени совершенства структуры)
Сканирующая электронная микроскопия (scanning electron microscopy, SEM)	Морфология (топография) поверхности
Трансмиссионная электронная микроскопия (transmission electron microscopy, TEM)	Структурные свойства с атомарным разрешением; дефекты решетки; размер и форма кристаллитов; ориентация кристаллитов и зерен
Энергодисперсионная рентгеновская спектроскопия (Energy-dispersive X-ray spectroscopy, EDAX)	Полуколичественный метод, дающий информацию о распределении элементов, что позволяет производить расчет молярных отношений, например Ca/P, Ca/Mg и т.д.
Ядерно-магнитный резонанс (nuclear magnetic resonance, NMR)	Резонансное поглощение или излучение электромагнитной энергии веществом; позволяет установить, например, Н-связывание; влияние F
Термогравиметрический анализ и дифференциальная сканирующая калориметрия (TG+DSC)	Термостабильность компонентов и температуры фазовых переходов, пример: фосфаты кальция (удаление при нагреве $\text{CO}_3$ ; $\text{HPO}_4$ ; $\text{H}_2\text{O}$ ), степень кристалличности соединения (в %)
Поляризационная микроскопия	Степень минерализации; пористость; зоны кариозного поражения (кариес)
Атомная адсорбция (atomic adsorption, AA)	Элементный анализ вещества (например, $\text{Ca}^{2+}$ , $\text{K}^+$ , $\text{Mg}^{2+}$ , $\text{Sr}^{2+}$ и т.д.)

Фосфаты кальция представляют особый интерес для оральной биологии и медицины по следующим причинам: участие в нормальном (эмаль, дентин, кость) и патологическом (зубной камень, слюнный камень) окостенении; связь с образованием, развитием, и приостановкой кариеса зубов и эмали; (в) применение в профилактическом и восстановительном лечении зубов (табл. 3.5).

### 3.2. Механические свойства кортикальной кости

Некоторые факторы влияют на свойства материала кортикальной кости. Один из них – скорость нагружения костной ткани. Образец кортикальной кости, который нагружается очень быстро, демонстрирует повышенный модуль упругости и предельную прочность по сравнению с костной тканью, которая нагружается медленно. Для того, чтобы численно выразить скорость деформации, можно использовать скорость относительной деформации, которую испытывает ткань во время процесса нагружения.

Таблица 3.5

Фосфаты кальция в биологических системах человека

Фосфаты кальция	Химическая формула	Распространение в организме
Апатит	$(Ca,Z)_{10}(PO_4,Y)_6(OH,X)_2$	Эмаль <sup>a</sup> , дентин <sup>a</sup> , кость <sup>a</sup> , зубные и слюнные камни, мочевого камень, кальцинирование мягких тканей
Октакальций фосфат, ОСР	$Ca_8H_2(PO_4)_6 \times 5H_2O$	Зубной и мочевого камни
Брушит, дигидрат дикальций фосфата, DCPD	$CaHPO_4 \times 2H_2O$	Зубной камень, хондрокальциноз, кристаллурия, распад кости
Витлокит	$Ca_9Mg(HPO_4)(PO_4)_6$	Зубной и мочевого камни, слюнные камни, зубной кариес, артртический хрящ, кальцинирование мягких тканей
Трикальцийфосфат ( $\alpha$ - или $\beta$ -ТСП)	$(\alpha\text{- или } \beta) Ca_3(PO_4)_2$	
Аморфный кальций-фосфат, АСР	$Ca_x(PO_4)_y \times n H_2O$	Кальцинирование мягких тканей
Кальций пирофосфат дигидрат, CPPD	$Ca_2P_2O_7 \times 2H_2O$	Псевдоподагрические отложения в синовиальных жидкостях

Примечание: <sup>a</sup>Z = Na, Mg, K, Sr и др.; Y = CO<sub>3</sub>, HPO<sub>4</sub>; X = Cl, F; Y' = P<sub>2</sub>O<sub>7</sub>, CO<sub>3</sub>.

При нормальной жизнедеятельности кость испытывает скорости относительной деформации, которые обычно не превышают 0,01 с<sup>-1</sup>. Такие материалы, как кость, для которой характеристики напряжение – относительная деформация и прочностные свойства зависят от скорости приложенного относительного напряжения, называются *вязко-упругими* (или время-зависимыми материалами).

Поведение напряжение – относительная деформация кортикальной кости также сильно зависит от ориентации микроструктуры кости относительно направления нагрузки. Кортикальная кость более прочная

и жесткая в продольном направлении (направлении ориентации остеонов), чем в поперечном. Поэтому длинные кости способны лучше сопротивляться напряжениям вдоль оси кости, чем поперек. Такие материалы, как кость, для которых упругие и прочностные свойства зависят от направления приложения нагрузки, называются *анизотропными материалами*. Вязко-упругая и анизотропная природа кортикальной кости отличает ее как сложный материал. Из-за этих характеристик при описании поведения материала нужно указывать скорость относительной деформации и направление приложения нагрузки.

Предельные прочности кортикальной бедренной кости взрослого человека в разных режимах нагрузки как в продольном, так и в поперечном направлениях, представлены в табл. 3.6. Эти результаты показывают, что прочность материала костной ткани зависит от типа и направления нагрузки.

Прочность сдвига (определенная тестами кручения вокруг продольной оси и отражающая напряжения сдвига вдоль поперечной и продольной плоскостей) составляет около одной трети от компрессионной прочности. Величина модулей для кортикальной бедренной кости взрослого человека показаны в табл. 3.6. Продольный модуль упругости примерно на 50 % больше поперечного модуля упругости. Модуль сдвига для кручения составляет приблизительно одну пятую продольного модуля.

Свойства кортикальной кости изменяются с возрастом. В интервале 20–90 лет прочность на растяжение и модуль упругости уменьшаются примерно на 2 % за десятилетие, примерно со 140 МПа в 30 лет до 120 МПа в 90 лет. За тот же самый период модуль упругости уменьшается с 17 до 15,6 ГПа.

Таблица 3.6

*Средние величины прочности кортикальной бедренной кости людей в возрасте 20–80 лет*

Режим нагрузки	Предельная прочность (МПа)
Продольная нагрузка	
Растяжение	133
Сжатие	68
Кручение	68
Поперечная нагрузка	
Растяжение	51
Сжатие	133
Продольный	17,0
Поперечный	11,5
Сдвиг	3,3

### 3.3. Механические свойства трабекулярной кости

Биомеханическое исследование предполагает моделирование механических свойств костных тканей. Что касается дентина и кортикальной кости, то они изучены более подробно. Достоверность данных о плотности и достаточной независимости механических свойств дентина и кортикальной кости от индивидуальных особенностей человека подтверждена в рамках популяционных исследований. Эти данные неоднократно использовались при расчетах различных биомеханических конструкций минерализованных тканей.

Проблемы возникают при определении упругих механических свойств губчатой кости. Дело в том, что ее пористость носит индивидуальный характер и может существенно зависеть от состояния здоровья пациента.

Повышенная пористость трабекулярной кости является основным ее физическим отличием от кортикальной. Пористость отражается измерениями полной плотности (т.е. массы костной ткани, деленной на объем образца, включающего кость и костномозговые пространства). В скелете человека полная плотность трабекулярной кости варьируется в пределах 0,1–1,5 г/см<sup>3</sup>, полная плотность кортикальной кости составляет около 1,8–2,0 г/см<sup>3</sup>. Трабекулярный образец с полной плотностью 0,2 г/см<sup>3</sup> имеет пористость приблизительно 90 %.

Полная плотность кости оказывает большое влияние на компрессионное напряжение – относительную деформацию трабекулярной кости. Эти свойства напряжение – относительная деформация существенно отличаются от таковых для кортикальной кости и аналогичны компрессионному поведению многих технических пористых материалов, которые могут использоваться для поглощения энергии удара. Кривая напряжение – относительная деформация для трабекулярной кости показывает начальную упругую область, за которой наступает текучесть. Текучесть наступает, когда трабекулярная кость начинает ломаться. За текучестью идет область длинного плато, которое создается как все большее и большее развитие трабекулярного перелома. Переломанные трабекулы начинают заполнять костномозговые пространства и, при относительной деформации порядка 0,50, большая часть костномозгового пространства оказывается заполненной обломками сломанных трабекул. Дальнейшее нагружение трабекулярной кости после закрытия пор связано с заметным увеличением модуля упругости образца.

Компрессионная прочность трабекулярной кости связана с ее полной плотностью степенной зависимостью вида:

$$\sigma = 60\rho^2, \quad (3.1)$$

где  $\sigma$  измеряется в МПа,  $\rho$  – в г/см<sup>3</sup>. Аналогично компрессионный модуль связан с полной плотностью зависимостью:

$$E = 1,915\rho^3, \quad (3.2)$$

где  $E$  измеряется в МПа, а  $\rho$  – в г/см<sup>3</sup>.

Хотя первоначально эти соотношения были выведены на основании результатов компрессионных испытаний, испытания трабекулярной кости на растяжение показывают, что ее прочность при растяжении приблизительно та же самая, что и при сжатии. Кроме того, модуль упругости трабекулярной кости приблизительно одинаков как при растягивающем, так и при сжимающем нагружении.

Таким образом, живые твердые ткани представляют собой биокompозиты (гибридные системы), органический матрикс (клетки и коллагеновые волокна), который придает системе гибкость и эластичность, а минеральный отдел – твердость и хрупкость. В зависимости от соотношения органического и неорганического компартментов кости ее биомеханика в физиологических (старение организма) и патологических условиях (болезни) является динамической величиной.

При старении, недостаточном использовании и определенных метаболических условиях происходит уменьшение минеральной плотности кости (bone mineral density, BMD). Увеличение плотности кости отмечается в результате тяжелых физических упражнений и после лечения с использованием определенных терапевтических средств (витамин D<sub>3</sub>, препараты кальция). Более того, при заживлении переломов, старении, после упражнений и некоторых оперативных процедур наблюдаются изменения в геометрии костей.

В связи с этим при создании имплантатов для замещения костей и зубов (одна из задач биоинженерии) необходимо учитывать особенности твердых тканей как биокompозитов, что предполагает сочетание в искусственной системе разных биоматериалов (металлов и их сплавов, керамики, производных углерода, полимеров и т.д.). Следует подчеркнуть, что мы не учитываем вклад в биомеханику кости и зубов параметров кровеносного русла (реология, гидравлика и т.д.). Без питательных веществ, доставляемых кровью, органический матрикс твердых тканей погибает, что существенно увеличивает их хрупкость.

Следовательно, возможны два направления развития биоинженерии:

- 1) формирование в составе имплантата искусственных (или естественных) кровеносных сосудов – в этом случае можно уже оперировать понятием не столько имплантата, сколько искусственного органа. Это сложная биотехнологическая задача, требующая значительных экономических и интеллектуальных ресурсов;



2) структура (архитектоника) создаваемых имплантатов должна создавать условия для врастания кровеносных сосудов самого организма.

Кость является уникальной по сравнению с техническими структурными материалами, поскольку способна самовосстанавливаться (регенерировать), может изменять свои свойства и геометрию в ответ на изменение механических требований. Разработка имплантатов с подобными свойствами является предметом будущих исследований.

Тем не менее сверхэластичность, одно из интересных с точки зрения биомеханики свойств живых тканей, включая костную, возможно моделировать с помощью искусственных материалов. Речь уже идет не только и не столько о сплавах титана с памятью формы (никелид титана и др.), но и о наноструктурных кальцийфосфатных покрытиях, способных выдерживать циклические нагрузки в определенных диапазонах без разрушения. Это интересное свойство может придать импульс разработке имплантатов для стоматологии, ортопедии и травматологии.

### **3.4. Основы биомеханической концепции переломов. Клинические приложения**

Взаимосвязь между механическим поведением костной ткани как материала и структурным поведением кости в целом предполагает, что биомеханика кости должна рассматриваться на двух уровнях:

1) тканевой уровень – биомеханика собственно костной ткани. В таком случае для определения материаловедческих свойств костной ткани можно производить стандартизованные механические испытания однородных образцов кости;

2) органнй уровень предполагает изучение структурного поведения костей в целом или их отдельных областей, в которых структура и геометрия костной ткани могут отличаться. Например, диафиз длинных костей состоит из кортикальной кости, метафиз и эпифиз (части кости в области суставов) – из трабекулярной.

В этом контексте процесс разрушения (или перелома) включает: а) определение характеристик материаловедческих свойств на тканевом уровне; б) информацию о геометрии кости; в) знания прикладываемой нагрузки; г) анализ внутренних напряжений; д) сравнение прогнозируемых напряжений с известными прочностными свойствами на тканевом уровне. Если прогнозируемые напряжения превышают известные значения прочности, имеется большая опасность возникновения перелома.

В технике разработка конструкций, сопротивляющихся разрушению, требует знания трех основных параметров: а) геометрии конструкции, б) механических свойств материала, из которого делается кон-

струкция, в) расположения и направления сил, которым подвергается конструкция во время службы. Отношение прочности материала к напряжениям, прилагаемым в каждой точке структуры, называется коэффициентом безопасности. Альтернативным и обычно более надежным методом определения коэффициента безопасности является расчет отношения силы, требуемой для разрушения структуры в конкретных условиях нагружения к ожидаемым рабочим силам. Величина, обратная коэффициенту безопасности (в технических проектах иногда называемая коэффициентом риска), дает удобную меру оценки опасности перелома при конкретном наборе условий нагружения. Фактор риска для конкретного условия нагружения определяется как отношение ожидаемых рабочих нагрузок к известным нагрузкам разрушения.

Коэффициент риска  $R$ :

$$R = F_0 / F_{\text{п}}, \quad (3.3)$$

где  $F_0$  – ожидаемые нагрузки в конкретных условиях нагружения;

$F_{\text{п}}$  – известная нагрузка разрушения при этих же самых условиях нагружения.

Если коэффициент риска низкий (т.е. намного ниже 1), то сила, требуемая для разрушения, намного больше рабочих нагрузок и можно ожидать, что существует небольшая опасность разрушения структуры при таких нагрузках. Наоборот, если коэффициент риска высокий (т.е. близок или больше 1), то существует большая опасность разрушения структуры. Как результат этого, особенно в обстоятельствах, когда размер и вес не имеют большого значения и существуют значительные неопределенности в отношении рабочих нагрузок и прочности, не является необычным иметь коэффициенты риска технических конструкций около 0,2 или 0,15.

Прогнозирование переломов костей человека осложняется значительной неопределенностью в отношении нагрузок, которые испытывают разные области скелета (в частности, бедро и позвоночник) при обычной жизнедеятельности. Свойства кости в значительной степени зависят от направления и скорости нагружения. Еще меньше известно о силах, генерируемых в ответ на такие травмирующие события, как падение. Более того, области скелета с высокой опасностью перелома, связанной с возрастом, имеют гораздо более сложную геометрию, чем большинство технических сооружений, и эта геометрия может изменяться с возрастом вследствие ремоделирования кости. Вследствие этого намного сложнее оценить внутренние напряжения, генерируемые в скелете как результат нормальных или травматических нагрузок *in vivo*. Кроме этого, ряд факторов, таких как плотность, микроструктура и морфология влияют на механические свойства кортикальной и трабеку-

лярной кости. Эти свойства не только показывают выраженную пространственную неоднородность, но и резко изменяются вследствие старения или болезни. Так, с увеличением возраста от 20 до 90 лет прочность кортикальной кости уменьшается примерно на 2 % за 10 лет (табл. 3.6). С точки зрения этих сложностей не удивительно, что мало известно о коэффициентах риска, существующих в таких областях скелета, как бедро и позвоночник при нагрузках, связанных с нормальной повседневной деятельностью или травматическими событиями.

Механические свойства трабекулярной кости могут быть определены с достаточной степенью точности, исходя из данных количественной компьютерной томографии (*QCT*). Тем не менее *QCT* обеспечивает гораздо менее точное определение механических свойств кортикальной кости. Это может быть связано с тем, что минеральная плотность кортикальной кости менее вариабельна, чем трабекулярной, и сопоставима с ошибкой метода *QCT*.

Позвоночник женщин, подверженных перелому тел позвонков (вертебральный перелом), обычно имеет более низкую костную массу, чем женщин из контрольной группы. У 90 % женщин с вертебральными переломами минеральная (рентгеновская) плотность кости (*BMD*) составляет менее 0,97 г/см<sup>2</sup>. Примерно у 60 % женщин старше 35 лет *BMD* позвонков была  $\geq 1,0$  г/см<sup>2</sup>, доля одного или нескольких переломов – 4 %. У 40 % женщин *BMD* составляла  $< 1,0$  г/см<sup>2</sup> с долей переломов 32 %. Более того, доля вертебральных переломов возрастала со снижением позвоночной *BMD*.

Зависимость между вертебральными переломами и минеральной плотностью позвоночника также была проверена с помощью количественной компьютерной томографии. Измерения показали, что порог перелома находится при эквивалентной плотности минерала около 110 мг/см<sup>3</sup>, выше которого переломы происходят редко, но ниже которой они являются довольно частым явлением.

Повседневная деятельность человека, такая как наклоны и подъемы, наиболее часто подвергают позвонки воздействию сил, которые близки к силам, вызывающим перелом, т.е. коэффициент риска *R* для этих нагрузок близок к единице. Некоторые нечасто встречающиеся виды деятельности, такие как подъем тяжелого груза или падение, могут привести к возникновению сил, намного превышающих нагрузки, приводящие к перелому.

Денситометрические исследования позволяют предположить, что частота переломов бедра возрастает, когда плотность костного минерала снижается ниже денситометрического порога, составляющего около 100 мг/см<sup>2</sup>. При этом пациенты старше 70 лет дают свыше 90 % случаев

переломов бедра. Ударное нагружение (падение на бок с ударом по бедру), а не минеральная плотность кости, в гораздо большей степени является этиологическим фактором при переломе бедра, чем при переломах тел позвонков. Подъем по лестнице и динамическая активность вызывают в бедре в два раза большую нагрузку в сравнении с ходьбой и стоянием на одной ноге. Тем не менее спонтанные переломы бедра составляют менее 10 % всех переломов бедра, что намного меньше, чем для позвоночника.

Бедро и позвоночник подвержены большим нагрузкам *in vivo*. У людей преклонного возраста даже некоторые обычные виды деятельности предполагают существенные коэффициенты риска. В позвоночнике, например, коэффициент риска при простом наклоне вперед на угол  $20^\circ$  с грузом 20 кг составляет около 0,33. Подъем вверх груза 20 кг с изгибом спины и прямыми коленями (как при подъеме детей) вызывает фактор риска  $R$ , близкий к 100 %. Для бедра в условиях простого стояния на одной ноге и нормального передвижения  $R = 0,3$ . При подъеме по лестнице и динамическом нагружении коэффициент риска равен 0,6. Для падений, особенно с прямым ударом по бедру, коэффициент риска варьирует от 1 до 7.

На основании этих результатов более важно посоветовать людям, особенно пожилым, избегать наклонов и поднятия тяжелых предметов, чем предлагать диетическое или терапевтическое вмешательство, которое могло бы оказать благоприятное воздействие на повышение плотности костей позвонков. Для переломов бедра, связанных с падением, также должно быть ясно, что вмешательство, направленное на повышение плотности кости, принесет сравнительно мало пользы людям старше 70 лет. Для индивидуумов с высокой склонностью к падению (на бок с ударом по бедру) опасность перелома очень высока, независимо от плотности кости индивидуума.

### **3.5. Основы биомеханики биоматериалов**

Биосовместимым является материал, который обладает способностью вырабатывать соответствующий отклик хозяина при специфическом использовании. Это определение, достигнутое при общем консенсусе материаловедов в 1986 г., подчеркивает, что биосовместимость – это не отсутствие токсичности, но требование того, чтобы материал вел себя соответствующим контролируемым образом. Важно признать, что в зависимости от условий применения материал может быть или не быть биосовместимым.

*Биосовместимые материалы (биоматериалы) и устройства* – материалы или устройства, которые действуют или функционируют гармонично и согласованно при нахождении в контакте или внутри жи-

вого тела, не вызывая *серьезных* заболеваний или осложнений. Классификация биоматериалов приведена в разделе 2.3.

В настоящее время активно развивается направление, связанное с нанотехнологиями и наноиндустрией. Однако наноматериалы – лишь малая часть всего семейства биосовместимых материалов, размеры которых соответствуют нанометровому диапазону ( $10^{-9}$  м) – меньшему, чем «микро» ( $10^{-6}$  м), и большему, чем «пико» ( $10^{-12}$  м).

Наноиндустрия – проектирование и производство структур, устройств и систем с формой и размером в нанометровом ( $10^{-9}$  м) масштабе (табл. 3.7). Согласно Правительственной Национальной нанотехнологической инициативе США нанотехнология определяется следующим образом: «Исследование и развитие технологии на атомном, молекулярном и макромолекулярном уровнях в шкале приблизительно от 1 до 100 нм, для обеспечения фундаментального понимания явления и материалов в наношкале, создания и применения структур, приборов и систем, имеющих новые свойства и функции благодаря своему маленькому и/или среднему размеру».

Искусственный материал, в том числе наноразмерный, может применяться в следующих основных направлениях (медицинская таксономия):

- имплантируемые материалы (имплантаты) должны соответствовать биологической ткани по механике и физиологии, т.е. на границе ткань/имплантат должно быть полное структурно-функциональное соответствие («идеальный имплантат»), что трудно выполнимо на практике;
- системы целенаправленной доставки и высвобождения лекарств и биомолекул (drug delivery system, DDS);
- имплантируемые приборы;
- хирургические инструменты и роботы;
- диагностические приборы.

Таблица 3.7

*Шкала наноразмерных структур в живой и неживой природе*

Примерные размеры наноматериалов	Примерные размеры биологических структур
Наночастицы 1–100 нм Дендример 10 нм Квантовая точка (для CdSe) 8 нм Фуллерен (C 60) 1 нм	Атом 0,1 нм ДНК (ширина) 2 нм Протеин 5–50 нм Вирус 75–100 нм Материалы, поглощаемые клетками, – менее 100 нм Бактерия 1 000 – 10 000 нм Лейкоцит 10 000 нм

С учетом стремления современной науки к наноразмерной шкале биоматериалов можно дать следующие определения:

- **Инструменты.** Инструменты нанотехнологии включают микроскопическую технику и оборудование, которые позволяют пользователю визуализировать объекты, такие как клетки, бактерии и вирусы, манипулировать ими в наномасштабе и определять отдельные молекулы для лучшего понимания сущности науки. К таким инструментам относятся атомно-силовой микроскоп (АСМ), растровый туннельный микроскоп, программное обеспечение для молекулярного моделирования и различные производственные технологии.

- **Материалы.** Наноматериалы можно разделить на три основные группы:

1. **Необработанные материалы** – включают наночастицы и нанокристаллические материалы, которые легко изготавливаются и могут замещать менее эффективные исходные материалы. Необработанные материалы можно использовать как биосовместимые материалы или покрытия при инкапсуляции лекарственных препаратов, замещении кости для протезов и имплантатов.

2. **Наноструктурные материалы** – типичная преобразованная форма необработанных материалов, которая обеспечивает специальную форму или функциональность. Образцами наноструктурных материалов являются квантовые точки (наноструктуры, которые заставляют атомы занимать дискретные энергетические уровни, как, например, в биологических маркерах) и дендримеры (разветвленные полимеры, используемые для доставки лекарственных веществ, фильтрации и химических маркеров).

3. **Нанотрубки и фуллерен** – первый «чудесный материал» нанотехнологии. Это новые формы молекул углерода, производящие материал, который в 100 раз прочнее стали и по весу составляющие 1/6 ее веса, с лучшими, чем у меди, проводящими свойствами, и которые могут быть без риска использованы в некоторых областях медицины. Поскольку они находятся только в стадии разработки, область применения нанотрубок и фуллерена ограничивается искусственными мышцами, инъекционными иглами для отдельных клеток и системами доставки лекарственных препаратов.

- **Приборы.** С нанотехнологией обычно связаны два класса миниатюрных приборов:

- 1) **Наноприборы** – приборы, находящиеся в пределах наномасштаба. В то время как наноприборы становятся все более доступными для применения в лаборатории, более широкая шкала микроприборов является, в большинстве случаев, эффективным решением и позволяет избежать

сложностей, связанных с производством и упаковкой приборов. В результате наноприборы, вероятно, будут применяться только в будущем.

2) Микроприборы – к ним относятся микро-электромеханические системы (МЭМС), микрожидкости, микроцепочки. Эти микротехнологии имеют многостороннее медицинское применение. Например, биосенсоры и детекторы для определения следового количества бактерий, болезнетворных организмов, передающихся воздушно-капельным путем, биологических факторов и признаков заболеваний; микрофлюидная «лаборатория на чипе» для исследования ДНК и имплантируемые системы нагнетания жидкости (флюидов); приборы МЭМС, содержащие миниатюрные подвижные части, – для сердечных пейсмейкеров (водителей ритма) и хирургической аппаратуры.

- Интеллектуальные материалы и машины – одна из самых интересных и противоречивых областей нанотехнологии, которая включает множество видов исследований, многие из которых считаются неосуществимыми. Далеко идущие идеи, такие как маленькие роботы, называемые nanorobots или nanobots, которые сконструированы таким образом, что их можно вводить в тело человека для борьбы с инфекцией или нежелательными клетками. Другое возможное применение – интеллектуальные материалы, которые могут «чувствовать» внешние стимулы и изменять их характеристики для адаптации к изменениям окружающей среды; молекулярные механизмы, которые могут конструировать материалы атом за атомом; молекулярные трансляторы (сборщики), которые могут обеспечить массовое производство молекулярных механизмов. Фактически, в этой области не существует проекта, близкого к коммерциализации.

Механизмы влияния биоматериалов, включая наноразмерных, на биологические структуры складываются из двух основных частей (рис. 3.4): 1) прямое влияние через физические и механические свойства поверхности; 2) опосредованное действие через продукты их деградации.

При попадании биоматериалов в организм неизбежно возникает взаимодействие биологической и искусственной систем. Поэтому искусственный материал должен отвечать следующим требованиям:

- с одной стороны, его свойства должны соответствовать биомеханическим и функциональным характеристикам замещаемого биологического объекта;

- с другой стороны, он должен отвечать требованиям биосовместимости.



Рис. 3.4. Схема влияния биоматериалов на организм

«Идеальный биоматериал» должен быть: 1) оптимальным по механическим свойствам; 2) биосовместимым; 3) биоинертным или биоактивным в зависимости от поставленных задач; 4) комфортабельным для пациента; 6) простым в применении и удалении из организма; 7) легко воспроизводимым и стерилизуемым.

Выделяют следующие требования к биоматериалам (в основном, на примере полимеров), которые определяют их судьбу в биологической системе:

- химическая структура и состав;
- распределение повторяющихся субъединиц (мономеров) в полимере;
- наличие ионных групп;
- существование примесей и дефектов;
- конфигурация;
- молекулярный вес и низкомолекулярные компоненты;
- морфология поверхности (аморфность/кристалличность, микроархитектоника, наличие зон деформаций и внутренних напряжений);
- условия изготовления;
- условия стерилизации;
- условия хранения;
- эффекты памяти формы;
- место введения;
- адсорбируемые и абсорбируемые компоненты (вода, липиды, ионы, антитела и т.д.);
- физико-химические факторы (ионная сила, pH);



- физические факторы (механическая прочность, эластичность, форма и размер пор, изменения коэффициента диффузии и т.д.);
- механизмы растворения (химический, ферментативный, клеточный);
- размер.

С точки зрения биомеханики, если имплантат препятствует правильному нагружению кости, возникает проблема, называемая экранированием напряжений. Более высокий модуль упругости имплантата приводит к тому, что он несет почти всю нагрузку в системе кость – имплантат. Модуль упругости кортикальной кости изменяется от 7 до 25 ГПа в зависимости от возраста, расположения кости и направления измерения (кость анизотропна). Этот модуль в 10–50 раз больше, чем у окиси алюминия. В этом случае возникает вопрос о биомеханической неэффективности имплантата.

В то же время у губчатой кости модуль  $E$  в несколько сот раз меньше, чем у оксида алюминия. В последнем случае возникают клинические проблемы, потому что кость должна нагружаться для того, чтобы оставаться здоровой. Экранирование напряжений ослабляет кость в области, где приложенная нагрузка минимальна. Кость, которая нагружается слабо или нагружается на сжатие, испытывает биологические изменения, которые приводят к ее резорбции (рассасыванию).

### **3.6. Основы биомеханики металлов и их сплавов**

#### **3.6.1. Общие сведения о металлах, сплавах металлов и их свойствах**

*Металлами* являются вещества, характеризующиеся в обычных условиях высокими электро- и теплопроводностью, ковкостью, «металлическим» блеском, непрозрачностью и другими свойствами, обусловленными наличием в их кристаллической решетке большого количества не связанных с атомными ядрами подвижных электронов проводимости.

В технике металлы принято делить на черные (железо и сплавы на его основе) и цветные (все остальные).

Свойства металлов объясняются особенностями их строения:

- расположением и характером движения электронов в атомах;
- расположением атомов, ионов и молекул в пространстве;
- размерами, формой и характером взаимодействия между кристаллическими зернами.

Особенности атомного строения определяют характер взаимодействия металлов, способность их давать разного рода соединения, в которые входят несколько металлов, металлы с неметаллами и т.д. При

разных температурах некоторые металлы имеют два и более устойчивых типа кристаллических решеток. Существование одного металла в разных кристаллических формах (модификациях) при разных температурах называется полиморфизмом, или аллотропией, а переход из одного строения в другое – полиморфным (аллотропическим) превращением. Аллотропические формы, получающиеся в результате полиморфного превращения, обычно обозначают начальными буквами греческого алфавита  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ,  $\delta$ .

К таким полиморфным металлам относятся, например, кобальт (Co), олово (Sn), марганец (Mn), железо (Fe). В свою очередь изменение строения кристаллической решетки вызывает изменение механических, химических и магнитных свойств, электропроводности, теплопроводности, теплоемкости и др.

К металлам, которые имеют только один тип кристаллической решетки и называются изоморфными, относятся алюминий (Al), медь (Cu), никель (Ni), хром (Cr), ванадий (W) и др.

Наиболее полную информацию о строении и свойствах металлов получают при использовании комплекса методов исследований:

- структурных (основаны на непосредственном наблюдении строения металла или сплава: макроскопический анализ, микроскопический анализ и пр.);
- физических (основаны на измерении физических свойств: тепловых, магнитных и пр.).

*Металлические сплавы* – макроскопически однородные системы, состоящие из двух или более металлов с характерными металлическими свойствами. В широком смысле сплавами называются любые однородные системы, получаемые сплавлением металлов, неметаллов, оксидов, органических веществ.

Структура и свойства чистых металлов существенно отличаются от структуры и свойств сплавов (табл. 3.8–3.10), состоящих из двух и более металлов.

По количеству элементов (компонентов сплава) различают двух-, трех- или многокомпонентные сплавы.

Образование новых однородных веществ при взаимном проникновении атомов называют *фазами сплава*.

В расплавленном состоянии все компоненты обычно находятся в атомарном состоянии, образуя неограниченный жидкий однородный раствор, в любой точке которого химический состав статистически одинаков. При затвердевании расплава атомы компонентов укладываются в порядке кристаллической решетки, образуя твердое кристаллическое вещество – сплав.

Существуют *три типа взаимоотношений компонентов сплава*:

1) образование механической смеси, когда каждый элемент кристаллизуется самостоятельно, при этом свойства сплава будут усредненными свойствами элементов, которые его образуют;

2) образование твердого раствора, когда атомы компонентов образуют кристаллическую решетку одного из элементов, являющегося растворителем, при этом тип решетки основного металла сохраняется;

3) образование химических соединений, когда при кристаллизации разнородные атомы могут соединяться в определенной пропорции с образованием нового типа решетки, отличающейся от решеток металлов сплава. Образование химического соединения – сложный процесс, при котором создается новое вещество с новыми качествами, а решетка при этом имеет более сложное строение. Соединение теряет основное свойство металла – способность к пластической деформации, становится хрупким.

Соответственно этому, свойства сплавов будут зависеть от того, какие фазы в них образуются: твердые растворы, химические соединения или смеси чистых металлов. Если атомные объемы двух металлов и их температуры плавления резко отличаются, то в жидком состоянии такие элементы обладают, как правило, ограниченной растворимостью.

В то же время неограниченную растворимость, т.е. способность образовывать твердые растворы в любых пропорциях, имеют только металлы с кристаллической решеткой одного типа. Металлы, расположенные недалеко друг от друга в таблице Менделеева ( $\text{Cu}_{29}$  и  $\text{Ni}_{28}$ ;  $\text{Fe}_{26}$  и  $\text{Ni}_{28}$ ;  $\text{Fe}_{26}$  и  $\text{Cr}_{24}$ ;  $\text{Fe}_{26}$  и  $\text{Co}_7$ ;  $\text{Co}_{27}$  и  $\text{Ni}_{28}$ ) или расположенные в одной группе ( $\text{As}_{33}$  и  $\text{Sb}_{51}$ ;  $\text{Au}_{79}$  и  $\text{Ag}_{47}$ ;  $\text{Au}_{79}$  и  $\text{Cu}_{29}$ ;  $\text{Bi}_{83}$  и  $\text{Sb}_{51}$ ), имеют неограниченную растворимость.

Таким образом, взаимодействие элементов в сплавах и характер образующейся структуры определяются положением элементов в таблице Менделеева, типом кристаллической решетки, размерами атомов, т.е. физической природой элементов.

*Зависимость свойств от состава сплавов:*

1. В сплавах, имеющих структуру механических смесей, свойства изменяются линейно. Некоторые свойства механических смесей, в первую очередь твердость и прочность, зависят от размеров частиц (т.е. от степени дисперсности) – значительно повышаются при измельчении.
2. В сплавах – твердых растворах свойства изменяются нелинейно.
3. При образовании химических соединений свойства изменяются скачкообразно.

Многие физические и механические свойства сплавов четко зависят от структуры, однако некоторые технологические свойства, такие как литейные (т.е. способность обеспечить хорошее качество отливки) или свариваемость, зависят не столько от структуры, сколько от того, в каких температурных условиях проходило затвердевание сплавов.

Например, стоматологические сплавы золота, отлитые в форму и быстро охлажденные в воде, будут иметь вид твердого раствора, отличающегося характерной мягкостью, ковкостью и меньшей прочностью, чем сплавы с упорядоченным расположением атомов. Если ту же отливку охлаждать медленно до комнатной температуры, то твердый раствор, превалирующий при температуре больше 424 °С, полностью переходит в фазу AuCu путем перераспределения атомов в пространственной кристаллической решетке в более упорядоченную структуру. Это приводит к повышению прочности и твердости при потере ковкости сплава. Сплавы с высоким содержанием золота (выше 88 %) не образуют упорядоченной фазы.

Поэтому о зависимости механических и физических свойств однофазных сплавов ( $\alpha$  и  $\beta$ ) говорят следующие положения, известные из курса металловедения:

- твердость, прочность и электросопротивление твердых растворов выше, чем у чистых металлов;
- электропроводность и температурный коэффициент электросопротивления у твердых растворов ниже, чем у чистых металлов;
- электрохимический потенциал при этом изменяется по плавной кривой.

Помимо свойств металлической матрицы, имеющей определенную кристаллическую решетку и тем самым определяющую основные параметры механических свойств, на последние могут оказывать влияние дополнительное легирование такими элементами, как молибден, вольфрам, ниобий, углерод, азот и др. Присутствие их в сплавах даже в небольших количествах значительно повышает прочность, износостойкость, жаропрочность и другие свойства, необходимые при эксплуатации конструкций. Добавка небольших количеств (0,005 %) иридия и рутения превращает грубую зернистую структуру сплавов золота в мелкозернистую, что даст возможность улучшить на 30 % прочность на растяжение и предел прочности при удлинении, не влияя при этом на твердость и предел текучести. Особенно эффективно увеличивается прочность при легировании кобальтохромовых сплавов 4–6 % молибденом и дополнительно 1–2 % ниобия в присутствии 0,3 % углерода. В металлических сплавах образуются различные химические соединения как между двумя или несколькими металлами (их называют *интерме-*

*таллидами*), так и между металлом и неметаллом (карбиды, оксиды и т.д.).

Наличие неметаллических включений в структуре сплава ведет к образованию усталости, трещин, внутренних пор и полостей, коррозионному растрескиванию отливок, что приводит, в конечном счете, к разрушению. Неметаллические включения играют существенную роль в процессе вязкого и усталостного разрушения.

В связи с усталостью металла появляются микротрещины на границе неметаллических включений, зерен металла, которые в процессе циклического нагружения увеличивают свои размеры, образуя магистральную трещину, приводящую к разрушению металла.

Основной характеристикой, определяемой при испытании на усталость материала, является *предел выносливости* – наибольшее напряжение, которое может выдержать материал без разрушения при произвольно большом числе перемен (циклов) нагрузки. Максимальное напряжение, не вызывающее разрушения, соответствует пределу выносливости.

Кроме механических испытаний, металлические материалы подвергаются *технологическим испытаниям* (изгиб, перегиб и др.) с целью определения их пригодности к технологическим операциям в процессе использования.

Приложение к образцу нагрузки при механическом испытании приводит к деформации.

### **3.6.2. Физико-механические свойства металлов и сплавов металлов**

Металлы имеют разные цветовые оттенки почти всего спектра, но для недорогих металлов это серый, голубоватый, синеватый цвета разной степени выраженности и разных комбинаций. Для драгоценных металлов характерны желто-оранжевая гамма и белесовато-серебристый оттенок, эти вещества обладают достаточно высокой плотностью (табл. 3.8). Плотность золотосодержащих сплавов составляет 14–18 г/см<sup>3</sup>, плотность кобальтохромовых сплавов равна 8,4 г/см<sup>3</sup>, плотность никельхромовых сплавов – 8,2 г/см<sup>3</sup>. Как указывалось выше, они теплопроводны и электропроводны, а также расширяются и сжимаются соответственно при нагревании и охлаждении.

Температура плавления металлов (табл. 3.8, 3.9) варьируется в широких пределах. В связи с этим выделяют легкоплавкие металлы с температурой плавления ниже, чем у чистого олова (232 °С), и тугоплавкие, температура плавления которых выше, чем у железа (1535 °С). Между этими полюсами расположены средние температу-

ры плавления, свойственные большинству металлов и сплавов. Температура плавления и температура затвердевания чистых металлов всегда постоянны, и пока не исчезнет одна фаза – расплавление твердой части при нагревании или затвердевание жидкой части при охлаждении – температура остается неизменной.

Пластическая деформация приводит к изменению физических свойств металла, а именно:

- повышению электрического сопротивления,
- уменьшению плотности,
- изменению магнитных свойств.

Все внутренние изменения, которые происходят при пластической деформации, вызывают упрочнение металла. Прочностные характеристики (временное сопротивление, предел текучести, твердость) повышаются, а пластические – снижаются.

Упрочнение металла под действием пластической деформации называют *наклепом*.

Нагартованные (имеющие наклеп) металлы более склонны к коррозионному разрушению при эксплуатации. Для полного снятия наклепа металлы подвергаются рекристаллизационному отжигу.

*Рекристаллизация* – процесс возникновения и роста новых недеформированных кристаллических зерен поликристалла за счет других зерен. Рекристаллизацию применяют для придания материалу наибольшей пластичности. Причем она протекает особенно интенсивно в пластически деформированных материалах при более высоких температурах. Температура рекристаллизации имеет важное практическое значение. Чтобы восстановить структуру и свойства наклепанного (нагартованного) металла (например, при продолжении штамповки коронки под прессом после наколачивания гильзы на мелотовой модели), его надо нагреть выше температуры рекристаллизации.

Совокупность свойств, характеризующих сопротивление металла и сплава действию приложенных к нему внешних механических сил (нагрузок), принято называть *механическими свойствами*.

Силы могут быть приложены в виде нагрузки:

- статической (плавно возрастающей);
- динамической (возрастающей резко и с большой скоростью);
- повторно-переменной (многократно прикладываемой, изменяющейся по величине и направлению).

Соответственно этому механические испытания разделяют на:

- 1) статические (растяжение, сжатие, изгиб, кручение, твердость);
- 2) динамические (ударный изгиб);

3) усталостные (при повторно-переменном приложении нагрузки);

4) высокотемпературные (например, на длительную прочность).

Все испытания проводят в определенных условиях на образцах заданной формы и размера, т.е. по международным и по принятым в данной стране стандартам, что обеспечивает сопоставимость полученных результатов и правильную их интерпретацию.

При растяжении или сжатии образец обладает способностью сопротивляться упругим деформациям, что определяет *жесткость* материала – модуль упругости  $E$ . Размерность модуля упругости  $E$  в системе СИ – Паскаль (Па, Н/м<sup>2</sup>) или Мегапаскаль (МПа, Н/мм<sup>2</sup>). Предел упругости указывается следующим образом –  $\sigma_{0.05}$ . В таблицах представлена теоретическая и реальная прочность некоторых материалов.

Для металлов характерна высокая прочность. При этом одни из них могут быть пластичными или упругими (пружинящими), другие, наоборот, хрупкими. Предельная прочность золотых сплавов ниже прочности литых кобальтохромовых сплавов (табл. 3.9, 3.10). Высокая прочность затрудняет отделку конструкции протеза, но противостоит повреждениям при его эксплуатации (в первую очередь истиранию). Из всех механических испытаний *твердость* определяется чаще всего, т.к. метод относительно прост в применении.

Твердость, как характеристика сплава, тесно связана с другими его параметрами. Например, по мере повышения твердости сплавов золота предел текучести и прочность на растяжение также увеличиваются, а при повышении твердости и прочности удлинение снижается. В результате циклических напряжений металл «устает», прочность его снижается, наступает разрушение образца (протеза). Такое явление называют *усталостью*, а сопротивление усталости – *выносливостью*. Разрушение от усталости происходит всегда внезапно вследствие накопления металлом необратимых изменений, которые приводят к возникновению в поверхностных зонах образца микроскопических трещин – трещин усталости.

При этом чем больше на поверхности царапин, выбоин и других дефектов, вызывающих концентрацию напряжений, тем быстрее образуются трещины усталости.

### **3.6.3. Химические свойства металлов и сплавов металлов**

К ним относятся *растворимость, окисляемость, коррозионная стойкость*.

Способность металлов растворять различные элементы позволяет атомам вещества, окружающего поверхность металла, при повышенных температурах диффундировать внутрь, создавая поверхностный слой измененного состава. При этой обработке изменяется не только состав, но и структура поверхностных слоев, а зачастую и объем материала. Такая обработка называется химико-термической.

*Коррозия* (от лат. *corrosio* – разъедание) – разрушение твердых тел, вызванное химическими и электрохимическими процессами, развивающимися на поверхности тела при его взаимодействии с внешней средой.

*Коррозионная стойкость* – способность материалов сопротивляться коррозии.

У металлов и сплавов коррозионная стойкость определяется *скоростью коррозии*, т.е. массой материала, превращенной в продукты коррозии, с единицы поверхности в единицу времени, либо толщиной разрушенного слоя в миллиметрах в год.

*Коррозионная усталость* – понижение предела выносливости металла или сплава при одновременном воздействии циклических напряжений и коррозионной среды.

Различают по меньшей мере три формы коррозионного разрушения:

1. Равномерная коррозия, разрушающая металл, но мало влияющая на его механическую прочность. Например, она встречается у серебряного припоя.

2. Местная коррозия приводит к разрушению только отдельных участков металла и проявляется в виде пятен и точечных поражений разной глубины. Она возникает в случае неоднородной поверхности, при наличии включений в металл или внутренних напряжений при грубой структуре металла. Этот вид коррозии снижает механические свойства деталей.

3. Межкристаллическая коррозия характеризуется разрушением металла по границе зерен (кристаллов). При этом нарушается связь между кристаллами, и агрессивная среда, проникая вглубь, разрушает металл, что особенно характерно для нержавеющей стали.

Кристаллы (от греч. *krystallos*, первоначально – лед) – твердые тела, атомы или молекулы которых образуют упорядоченную периодическую структуру (кристаллическую решетку).

Кристаллы обладают симметрией атомной структуры, соответствующей ей симметрией внешней формы, а также анизотропией физических свойств (т.е. зависимостью свойств от формы и вида кристалла). Кристаллы – равновесное состояние твердых тел: каждому веществу, находящемуся при данных температуре и давлении, в кристаллическом



состоянии соответствует определенная атомная структура. При изменении внешних условий структура кристаллов может измениться.

Химическая коррозия – взаимодействие металла с агрессивными средами, не проводящими электрического тока. Так, сильное нагревание железа в присутствии кислорода воздуха сопровождается образованием оксидов (окалины). Образующаяся окисная пленка может защищать металл от диффузии в него агрессивного агента.

В условиях полости рта металлы находятся во влажной среде ротовой жидкости. Последняя, являясь электролитом, создает условия для электрохимической коррозии металлических пломб, вкладок и других металлических протезов.

#### **3.6.4. Технологические свойства металлов и их сплавов**

Металлы в расплавленном состоянии обладают текучестью; используя это свойство, можно отливать детали по заранее заданной форме. Дальнейшее повышение температуры расплавленного металла резко повышает его текучесть, т.к. при этом уменьшается вязкость. Увеличивать температуру более чем на 100–150 °С выше точки плавления не рекомендуется, т.к. при этом усиливается поглощение газов, и в отливке образуются газовые раковины.

Расплав, по существу, является однородным веществом. При затвердевании однородность состава нарушается.

Возникновение неоднородности при затвердевании сплава в результате ряда причин называется ликвацией.

Основным фактором, приводящим к ликвации, является скорость охлаждения сплава. В результате ликвации свойства отливки в разных местах могут получаться разными. Основным способом борьбы с этим явлением в сплавах типа твердых растворов является быстрое охлаждение. При затвердевании металла внутри отливки иногда образуются пустоты, называемые усадочными раковинами. Образование их является следствием уменьшения объема затвердевающего металла. Основная усадка происходит в период образования кристаллической решетки, т.е. в период затвердевания.

Наибольшее практическое значение имеет усадка, получающаяся во время перехода металла из жидкого состояния в твердое: во-первых, потому, что усадка металлов в этот момент является наибольшей частью общей усадки, во-вторых, потому, что усадочные раковины являются следствием именно этого вида усадки.

Отлитый в форму жидкий металл начинает затвердевать с наружных слоев, и некоторое время поверхность отливки представляет собой как бы твердую корку, под которой еще содержится жидкий металл.

Жидкий металл, затвердевая, уменьшается в объеме и не заполняет целиком все пространство, окруженное твердой оболочкой металла, застывшего в первую очередь, и таким образом появляются пустоты. Иногда вместо видимых усадочных раковин в отливках возникают внутренние напряжения, особенно в местах, где имеются резкие переходы от тонких частей отливок к более толстым, когда металл в тонких частях кристаллизуется (затвердевает) раньше.

Внутреннее напряжение – внутренние силы, возникающие в деформируемом теле под влиянием внешних механических или температурных воздействий. Возникающие при этом напряжения могут снизить прочность отливки в этом месте или даже нарушить ее целостность. Это необходимо учитывать при одновременной отливке тонких деталей дуговых (бюгельных) протезов вместе с более массивными литыми частями каркаса.

Для предотвращения образования усадочных раковин создается избыток металла вне пределов отливки, чаще всего в области конуса, через который металл попадает в форму.

При пластическом деформировании нагретого выше температуры кристаллизации металла упрочнение и наклеп металла если и произойдут, то будут медленно сниматься. Такая обработка, при которой нет упрочнения (наклепа), называется горячей обработкой.

Обработка металла давлением (пластическая деформация) ниже температуры кристаллизации вызывает наклеп и называется холодной обработкой.

Пластическая деформация вызывает структурно неустойчивое состояние металла. При этом к процессам, которые приводят пластически деформированный металл к более устойчивому состоянию, относится снятие искажений кристаллической решетки путем нагревания. Данный процесс не требует высокой температуры, т.к. при этом происходит незначительное перемещение атомов. Уже небольшой нагрев (для нержавеющей стали 400–500 °С) снимает искажение решетки и уменьшает внутренние напряжения.

В последнее время все большее применение получает обработка, в которой в едином технологическом процессе сочетается деформация и структурные превращения. Деформация должна не только придать изделию внешнюю форму, но и создать наклеп. Термической обработке подвергается именно наклепанный металл. Такая обработка получила название термомеханической, или термопластической.

К основным видам термической обработки сплавов металлов – отжигу, закалке и отпуску металлов – в ряде специальной литературы относят обжиг, что не совсем правильно.

*Обжиг* – нагрев и выдержка при высокой температуре (в обжиговых печах) различных материалов для придания им необходимых свойств или удаления примесей (например, обжиг руды, глины, огнеупоров, керамики).

*Отжиг* – термическая обработка материалов (например, металлов, полупроводников, стекол), заключающаяся в нагреве до определенной температуры, выдержке и медленном охлаждении. Цель – улучшение структуры и обрабатываемости, снятие внутренних напряжений и т.д.

*Закалка* – термическая обработка материалов, заключающаяся в нагреве и последующем быстром охлаждении с целью фиксации высокотемпературного состояния материала или предотвращения (подавления) нежелательных процессов, происходящих при медленном охлаждении.

*Отпуск металлов* – термическая обработка закаленных сплавов (главным образом нержавеющей стали): нагрев (ниже нижней критической точки), выдержка и охлаждение. Цель – оптимальное сочетание прочности, пластичности и ударной вязкости.

Таким образом, к основным видам термической обработки (отжиг, закалка, отпуск) могут быть добавлены еще два ее сложных вида – химико-термическая и термомеханическая.

Ряд металлов, обладающих малым сопротивлением внешней деформирующей силе и пластичностью, можно подвергать прокатке, волочению, штамповке, ковке. Кроме того, многие металлы можно обрабатывать резанием, сваривать, паять.

### **3.6.5. Характеристика сплавов, применяемых в ортопедической стоматологии и хирургии**

В настоящее время в стоматологии используется свыше 500 сплавов. Международными стандартами (ISO, 1989) вес сплавы металлов разделены на следующие группы:

1. Сплавы благородных металлов на основе золота.
2. Сплавы благородных металлов, содержащих 25–50 % золота или платины, или других драгоценных металлов.
3. Сплавы неблагородных металлов.
4. Сплавы для металлокерамических конструкций:
  - а) с высоким содержанием золота ( $> 75 \%$ );
  - б) с высоким содержанием благородных металлов (золота и платины или золота и палладия,  $> 75 \%$ );
  - в) на основе палладия (более 50 %);
  - г) на основе неблагородных металлов:
    - на основе кобальта (+ хром  $> 25 \%$ , молибден  $> 2 \%$ );
    - на основе никеля (+ хром  $> 11 \%$ , молибден  $> 2 \%$ ).

Более упрощенно выглядит классическое подразделение на благородные и неблагородные сплавы.

Кроме того, применяемые в ортопедической стоматологии сплавы можно классифицировать по другим признакам:

- по назначению (для съемных, металлокерамических, металлополимерных протезов);
- по количеству компонентов сплава;
- по физической природе компонентов сплава;
- по температуре плавления;
- по технологии переработки и т.д.

Обобщая изложенное выше о металлах и их сплавах, следует еще раз подчеркнуть *основные общие требования, предъявляемые к сплавам металлов, применяемым в ортопедической стоматологии:*

- биологическая индифферентность и антикоррозионная стойкость к воздействию кислот и щелочей в небольших концентрациях;
- высокие механические свойства (пластичность, упругость, твердость, высокое сопротивление износу и др.);
- наличие набора определенных физических (невысокая температура плавления, минимальная усадка, небольшая плотность и т.д.) и технологических свойств (ковкость, текучесть при литье и др.), обусловленных конкретным назначением.

Металлический каркас зубного протеза – это его основа, которая должна противостоять жевательным нагрузкам. Кроме того, он должен перераспределять и дозировать нагрузку, обладать определенными деформационными свойствами и не менять своих первоначальных свойств в течение длительного времени функционирования зубного протеза. То есть кроме общих требований к сплавам предъявляются и специфические требования.

Если сплав металлов предназначен для облицовывания керамикой, ему необходимо отвечать следующим специфическим требованиям:

- быть способным к сцеплению с фарфором;
- иметь температуру плавления, которая выше температуры обжига фарфора;
- иметь близкие коэффициенты термического расширения (КТР) с фарфором.

Особенно важно соответствие коэффициентов термического расширения двух материалов, что предупреждает возникновение механических напряжений в фарфоре, которые могут привести к отколу или трещине покрытия. В среднем КТР у всех типов сплавов, которые используются для облицовывания керамикой, изменяется в диапазоне от  $13,8 \cdot 10^{-6} \text{ C}^{-1}$  до  $14,8 \cdot 10^{-6} \text{ C}^{-1}$ .

Коэффициент термического расширения керамической массы можно изменять посредством введения определенных добавок. Так, компания «Дентсплай» (США) запатентовала методику введения лейцита в керамическую массу, которая позволяет изменять КТР от  $12,5 \cdot 10^{-6} \text{ C}^{-1}$  до  $16 \cdot 10^{-6} \text{ C}^{-1}$ .

Сочетание высоких прочностных свойств литого металлического каркаса зубного протеза и внешнего вида облицовки, достаточно точно имитирующей внешний вид натуральных зубов, позволяет создать эффективные и эстетичные зубные протезы.

Как отмечалось выше, применяющиеся в ортопедической стоматологии сплавы делятся на две основные группы – благородные и неблагородные.

**Сплавы на основе благородных металлов** подразделяются на:

- золотые,
- золото-палладиевые,
- серебряно-палладиевые.

Сплавы металлов благородных групп имеют лучшие литейные свойства и коррозионную стойкость, однако по прочности уступают сплавам неблагородных металлов.

**Сплавы на основе неблагородных металлов** включают:

- хромоникелевую (нержавеющую) сталь;
- кобальтохромовый сплав;
- никелехромовый сплав;
- кобальтохромомолибденовый сплав;
- сплавы титана;
- вспомогательные сплавы алюминия и бронзы для временного пользования. Кроме того, применяется сплав на основе свинца и олова, отличающийся легкоплавкостью.

Сталь имеет достаточно большой удельный вес, низкую теплопроводность, высокую электропроводность. В последнем случае ее невозможно использовать для так называемого диэлектрического остеосинтеза, т.к. при помещении стальных изделий в хлорсодержащую среду (кровь, лимфа, физиологический раствор и т.д.) наблюдаются гальванические эффекты, препятствующие процессам нормальной репарации костной ткани. Перечень недостатков стали можно продолжить, поэтому в настоящее время специалисты не рекомендуют использовать ее для изготовления погружных имплантатов.

Таблица 3.8

## Физико-механические свойства некоторых металлов

Свойства металла	Плотность, $\rho$ , $\times 10^3$ кг/см <sup>3</sup>	Температура плавления, °С	Модуль Юнга, $E \cdot 10^{-11}$ , МПа	Твердость НВ, МПа	Предел прочности, $\sigma$ , МПа	Коэффициент термического расширения, $\alpha \cdot 10^{-6} K^{-1}$	Относительное удлинение, $\varepsilon$ , %
Золото	19,32	1064	0,08	189	122	14	45
Платина	21,43	1076	-	500	160	8,7	50
Серебро	10,5	960	0,8	260	140	19	50
Палладий	12,16	1555	-	490	210	11,7	35
Железо	7,86	1538	-	600	180–250	12	40–50
Хром	7,2	1903	-	2400	450	8,1	6–7
Никель	8,9	1455	-	680–780	500	13	35
Кобальт	8,65	1480	-	1300	260–80	12,8	5
Сталь	-	-	1,9–2,2	-	-	-	-

Таблица 3.9

## Физико-механические свойства нержавеющей стали и кобальтохромового сплава (КХС)

Сплав	Свойства					
	Плотность, $\rho$ , $10^3$ кг/см <sup>3</sup>	Температура плавления, °С	Твердость, НВ, МПа	Предел прочности, $\sigma$ , МПа	Коэффициент термического расширения, $\alpha \cdot 10^{-6} K^{-1}$	Относительное удлинение, $\varepsilon$ , %
Сталь 12Х18Н9Т	7,2–7,8	1450	1400–1800	550–750	16–18	40–50
КХС	8,0	1450	2500	700	11,2	8

Таблица 3.10

## Результаты испытаний механических свойств образцов стали 12Х18Н9Т

Вид образца	Предел упругости, кг/мм <sup>2</sup>	Предел прочности, кг/мм <sup>2</sup>	Предел текучести, кг/мм <sup>2</sup>	Напряжение разрушения, кг/мм <sup>2</sup>	Относительное удлинение, %	Относительное сужение, %
Образец без нагрузки	28	57	32	176	49	77
Циклическая нагрузка в 1825000 циклов	25	56	29	175	45	76

В связи с этим постоянно ведется работа по разработке новых сплавов и материалов, обладающих необходимыми свойствами, среди которых следует выделить кобальт-хром-молибденовые, титановые, тантал-ниобиевые и циркониевые сплавы. Следующим шагом в развитии металлических имплантатов стало использование кобальт-хром-молибденоникелевых сплавов. Некоторые характеристики кобальт-хромовых сплавов представлены в табл. 3.11–3.14.

Таблица 3.11

Состав некоторых хром-кобальт-никелевых сплавов, применяемых в стоматологии

Компоненты сплава	Сплав (% веса)			
	Виталлий	Тиконий	Нобелий	HS-21
Хром	30,0	17,0	30,0	27,0
Кобальт	Разл.	-	Разл.	Разл.
Никель	-	Разл.	-	2,5
Молибден	5,0	5,0	5,0	5,0
Алюминий	-	5,0	-	-
Железо	1,0	0,5	-	1,5
Углерод	0,5	0,1	0,35	0,3
Бериллий	-	1,0	-	-
Кремний	0,6	0,5	0,35	0,6
Марганец	0,5	5,0	-	0,7
Галлий	-	-	0,05	-

Таблица 3.12

Механические характеристики хром-кобальт-никелевых сплавов, применяемых в стоматологии

Название сплава	Предел текучести, МН/м <sup>2</sup>	Сопротивление растяжению, МН/м <sup>2</sup>	Удлинение, %	Модуль упругости, МН/м · 10 <sup>3</sup>	Твердость по Виккерсу, кгс/мм <sup>2</sup>
Виталлий	495	640	1,5	22,8	380
Тиконий	690	800	1,7	18,6	340
Нобелий	565	825	1,6	22,8	380
HS-21	565	710	2,0	22,8	370

Таблица 3.13

Состав кобальт-хромовых сплавов, используемых в качестве медицинских имплантатов и устройств

Компонент	ASTMF 90	ASTMF 75
	Количество в масс. %	Количество в масс. %
Хром	19–21	20–30
Никель	9–12	2,5
Молибден	-	5–7
Углерод	0,05–0,15	0,35
Марганец	2,00	1,0
Фосфор	0,03	0,03
Кремний	1,00	1,00
Вольфрам	14–16	-
Железо	3,0	0,75
Кобальт	до 46–53	до 57–65

Кобальт-хромовые сплавы все реже используются при остеосинтезе костной ткани. Входящие в их состав легирующие компоненты, как правило, являются потенциально токсичными для тканей. Они, за исключением Та и Nb, препятствуют диэлектрическому остеосинтезу, т.к. являют-

ся хорошими проводниками. На их поверхности наблюдаются выраженные электрохимические реакции с высвобождением токсичных продуктов.

Считается, что кобальт-хром-молибденовые сплавы, равно как и стальные, несмотря на то, что имеют высокие механические и прочностные характеристики, по своей биосовместимости значительно уступают металлам и сплавам капсульной группы (титан, тантал и др.), способным формировать на своей поверхности защитный оксидный слой. Последние по праву считаются металлами 21-го века.

Таблица 3.14

*Механические характеристики некоторых кобальт-хромовых сплавов, используемых в медицинских устройствах*

Параметр	ASTM F 90	ASTM F 75
Модуль упругости, МПа	$(2,13-2,48) \cdot 10^5$	$2,48 \cdot 10^5$
Упругое сопротивление (0,2%)	$(4,5-4,9) \cdot 10^2$	$(10,5-13,2) \cdot 10^2$
$\sigma$ , МПа	$(6,5-6,9) \cdot 10^2$	$(8,9-17,2) \cdot 10^2$
Предел усталостной прочности, МПа	$(2,4-2,8) \cdot 10^2$	$(4,8-4,9) \cdot 10^2$
Твердость (по Виккерсу)	300	98

### 3.6.6. Механические свойства титана и его сплавов

Титан, открытый в 1794 г., является девятым по распространенности элементом земной коры. Основные формы его проявления – рутил ( $\text{TiO}_2$ ) и ильменит ( $\text{FeO} \cdot \text{TiO}_2$ ). Получение титана в количествах, достаточных для коммерческого производства, началось после разработки процесса Кролла в 1936 г., представляющего собой пирометаллургический промышленный процесс, используемый для получения металлического титана из тетрахлорида титана.

Титан имеет высокое отношение прочности к весу, является очень стойким металлом благодаря образованию оксидного слоя на поверхности, что делает его перспективным для широкого спектра разных применений. По сравнению с другими металлами, используемыми в качестве имплантатов в медицине, титан имеет ряд преимуществ:

- высокая биосовместимость;
- хорошая коррозионная стойкость;
- биоинертность;
- немагнитность;
- низкая теплопроводность;
- малый коэффициент линейного расширения;
- практически отсутствие токсичности;
- относительно меньший, по сравнению со сталью, удельный вес.



Во многом аналогичными свойствами обладают Ta, Zr и Nb, однако их запасы в мире во много раз уступают запасам Ti, поэтому себестоимость изделий из них является довольно высокой, что ограничивает области их применения.

Коммерчески чистый титан является материалом выбора для имплантата вследствие своей высокой биосовместимости. Средняя предельная прочность коммерчески чистого титана составляет приблизительно 480 МПа. Если для имплантата необходима более высокая прочность, например, для протеза тазобедренного сустава, должны использоваться титановые сплавы. Наиболее широко используемый сплав Ti-6Al-4V достигает предела прочности, почти вдвое превышающего предел прочности коммерчески чистого титана. По сравнению с литыми кобальтовыми сплавами протезы, изготовленные из ковального Ti-6Al-4V, показывают почти удвоенную способность нести нагрузку.

Титан имеет гексагональную плотно упакованную (*hcp*) кристаллическую структуру, называемую  $\alpha$ -фазой, которая при 883 °C испытывает аллотропный переход к объемно-центрированной кубической (*bcc*) кристаллической решетке, известной как  $\beta$ -фаза. Манипуляции с этими кристаллографическими вариантами посредством добавок легирующих компонентов и термомеханической обработки создает широкий диапазон сплавов и свойств.  $\alpha$ -титан стабилизируют следующие элементы: алюминий, олово и цирконий.  $\beta$ -фазу стабилизируют элементы: ванадий, молибден, ниобий, хром, железо и марганец. Промежуточные элементы (B, C, N и O) являются  $\alpha$ -стабилизаторами и будут стимулировать образование  $\alpha$ -фазы.

Широкий диапазон механических свойств основан на трансформационных характеристиках  $\beta$ -фазы (метастабильной). Хотя при комнатной температуре стабильной фазой является  $\alpha$ , метастабильная  $\beta$ -фаза сохраняется даже после медленного охлаждения от температуры выше  $\beta$ -перехода.  $\beta$ -фаза более вязкая по сравнению с гексагональной плотно упакованной  $\alpha$ -фазой. Превращение  $\beta$ -фазы происходит медленно и может контролироваться для получения желаемых свойств. Структура трансформированного продукта и распределение зависят от состава сплава и термомеханической обработки.

Современная хирургия и стоматология нуждаются в металлах и сплавах с крайней химической инертностью и адекватной механической прочностью. Используются следующие металлы и сплавы: нержавеющие стали, сплав Co-Ni-Cr, литой и кованный сплав Co-Cr-Mo, коммерчески чистый сплав Ti-6Al-4V и другие титановые сплавы. Во избежа-

ние ревизии имплантата материал должен соответствовать определенным химическим (биосовместимость) и механическим требованиям.

Модуль упругости титана ( $E$ ) составляет приблизительно половину такового у нержавеющей стали или кобальт-хром-молибденового сплава, но намного больше, чем у кортикальной кости (примерно 20 ГПа). *Предел прочности на растяжение* – максимальная нагрузка, которой может противостоять металл в условиях неаксиального нагружения. *Предел текучести* – нагрузка, соответствующая небольшой удельной пластической деформации, деленной на исходную площадь поперечного сечения образца. Если необходимо предотвратить пластическую деформацию материала в течение срока службы, предел текучести является важной мерой прочности. Примерная нижняя граница допустимого диапазона относительного удлинения материалов для ортопедических устройств должна быть в диапазоне 10–12 %. Термообработка или старение, применяемое для повышения прочности титанового сплава, может уменьшить вязкость.

Изменения в химии сплавов влияют на механические свойства изделий, как это показано в табл. 3.15. Для улучшения механических свойств и повышения биосовместимости постоянно создаются новые титановые сплавы. Титан и его сплавы используются в ортопедической хирургии: 1) в качестве имплантатов в форме спиц, гвоздей, пластин и винтов для фиксирования и стабилизации переломов; 2) в форме искусственных суставов.

Таблица 3.15

Механические свойства некоторых титановых сплавов

Тип материала или сплава, номинальный вес, %	$E$ , ГПа	Предел прочности $\sigma$ при растяжении, МПа	Предел текучести (0,2 %), МПа	Удлинение, %
коммерчески чистый Ti	105	240–617	165–520	12–27
Ti-6Al-4V	88–116	990–1184	789–1013	2–30
Ti-5Al-2,5Fe	110	943–1050	818–892	13–16
Ti-6Al-7Nb	108	900–1100	910–970	11–14
Ti-13Nb-13Zr	79	550–1035	345–932	8–15
Ti-11,5Mo-6 Zr-2Fe	74–85	1060–1100	1000–1060	18–22
Ti-15Mo-5Zr-3Al	15–113	882–1312	870–1284	11–20
Ti-15Mo-3Nb	79	1035	993	15

### 3.6.7. Сравнительные механические характеристики металлов и природных материалов

Материал должен использоваться в таком режиме, чтобы живая ткань «защищала» имплантат. При неправильном лечении переломов костей «плохой хирург всегда победит хорошего металлурга». Иными словами, относительное увеличение нагрузки в результате неправильного использования имплантата может возрасти в 2–4 раза, что приводит к быстрому изнашиванию и повреждению материала со всеми вытекающими негативными последствиями, в то время как материал или металлург в лучшем случае способен увеличить прочность материала на 30 %. При этом такое «улучшение» достигается за счет внесения легирующих добавок, что может привести к изменению пластичности или снижению толерантности тканей к металлу.

Другой путь улучшения функциональности изделия (биомеханики и биосовместимости) – создание разнообразных композитных материалов с учетом соответствия их механических характеристик свойствам живых тканей (табл. 3.16).

Таблица 3.16

*Некоторые механические характеристики металлов и других биоматериалов при комнатной температуре (Cook, 1986)*

Материал	Модуль упругости, ГПа	$\sigma$ , МПа	$\delta$ , %	Компрессионная прочность, МПа
Сталь (316 L): обжиг	200	550	50	550
Сталь (316 L): холодная обработка	200	965	20	965
Co-Cr-Mo (ASTM F75)	240	700	10	700
Ti (ASTM F67)	100	620	12	620
Ti-6Al-4V (ASTM F 136)	90	900	45	900
Чистое золото	90	130	2	130
Литое золото	90	685	0	685
Амальгама	20	55	2	340
Костный цемент	3	55	400	100
Полиэтилен	1	44	0	22
Зубная эмаль	50	70	0	265
Дентин	14	40	1	145
Кортикальная кость	18	140	-	130

Стержни, используемые для лечения переломов костей, часто расшатываются в месте их контакта с костью. Кроме электрохимиче-

ских и бактериальных процессов наибольший вклад в расшатывание вносит механическое разрушение кости из-за локальной перегрузки.

Этот процесс можно снизить за счет экранирования механической нагрузки на кость путем предварительного сгибания стержней или правильным подбором стержней таким образом, чтобы их диаметры были несколько больше просверленных отверстий.

Экранирование напряжений в результате действия механических нагрузок является одной из основных причин разработки биокomпозитных материалов. При этом модуль упругости биокomпозитов должен быть согласован с модулем упругости кости. В случае существенных отличий модуля Юнга имплантата и кости несущая нагрузка перераспределяется между ними неравномерно, причем большая часть как раз приходится на имплантат вследствие его более высоких значений модуля Юнга, а значит костная ткань начинает резорбировать. Это приводит к постепенному расшатыванию и в итоге к неуспеху имплантата, что сопровождается необходимостью проведения соответствующих дополнительных медицинских манипуляций, требующих дополнительных временных и финансовых затрат от пациентов.

Для нивелирования или минимизации риска возникновения эффекта экранирования в настоящее время исследователи работают в области создания так называемых биометаматериалов, которые представляют собой конструкции (в том числе пористые), позволяющие за счет специального дизайна структуры и пористости создавать имплантаты, которые в режиме механических нагрузок позволяют обеспечивать близкие механические свойства имплантата и кости.

### **3.7. Основы биомеханики керамических материалов и изделий**

В течение последних 50 лет в использовании керамики произошла революция, которая улучшила качество жизни человека. Такой революцией явилась разработка специальных керамик для восстановления и реконструкции больных, поврежденных или удаленных частей тела. Керамика, используемая в этих целях, называется биокерамикой.

Это направление начало развиваться с 1960-х годов, после того как выяснилось, что металлические и полимерные имплантаты имеют существенные недостатки. В большинстве случаев клиническое применение биокерамики связано с восстановлением скелетной системы, состоящей из костей, суставов и зубов, и наращиванием как твердых, так и мягких тканей организма. Керамика также используется для замены частей сердечно-сосудистой системы, например, сердечных клапанов. Биостекла специального состава также используются терапевтически в терапии опухолевых заболеваний. Существуют разные классификации

керамики. В современной технологии считают, что керамика – это оксиды кремния и некоторых металлов (алюминия, титана, циркония, иттрия и ряда других металлов), карбиды (SiC), нитриды (Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>), а также бориды. Керамика – хороший кандидат в биоматериалы: она прочная, не поддается коррозии, не вступает в химические реакции. Кроме того, керамика не истирается, что важно для искусственных суставов и сочленений, имеет относительно низкую плотность 2–4 г/см<sup>3</sup> (плотность железа, например, 7,5 г/см<sup>3</sup>), а также обладает биосовместимостью и даже некоторой биоактивностью (поверхность керамических имплантатов может адсорбировать биологические молекулы). Но есть и минусы: все керамические материалы хрупкие и легко ломаются, особенно при изгибе, к тому же трудно сделать керамическое изделие сложной формы. Керамические имплантаты делают так же, как и металлические, то есть с помощью порошковой металлургии. Чтобы получить хороший биоматериал, надо иметь высококачественный (тонкодисперсный и не содержащий примесей) исходный порошок с частицами одинакового размера. Технология приготовления такого порошка – секрет фирмы, разработавшей биоматериал.

Биокерамика выпускается в разной форме и в разных фазах для выполнения разных функций (табл. 3.17, рис. 3.5).

Фазовый состав биокерамики может быть довольно разнообразен и, в частности, может быть представлен:

- монокристаллами (сапфир);
- поликристаллами (двуокись алюминия или ГАП);
- стеклом (например, Bioglass<sup>®</sup>);
- стеклокерамикой (например, А/В стеклокерамика);
- композитами (например, полиэтилен – ГАП).

Таблица 3.17

*Форма, фазы и функции биокерамики*

Форма	Фаза	Функция
Порошок	Поликристалл Стекло	Заполнение промежутков между имплантатом и тканью, терапевтическое лечение, регенерация тканей
Покрытие	Поликристалл Стекло Стеклокерамика	Связывание тканей, препятствие образованию тромбов, защита от коррозии
Объемная	Монокристалл, поликристалл, стекло, стекло – керамика, композит (многофазная керамика)	Восстановление и наращивание тканей, замена нефункционирующих частей

Использование разных форм биокерамики зависит от требуемых свойств и функций. В частности, монокристалл сапфира используется как стоматологический имплантат вследствие своей высокой прочности. А/В стеклокерамика используется для замены позвонков из-за высокой прочности и способности связываться с костью. Биостекла имеют низкую механическую прочность, но они быстро связываются с костями, поэтому применяются для ускорения восстановления костных дефектов.

Керамика широко используется в стоматологии как восстановительные материалы, фарфорово-стеклянные коронки, иономерные цементы со стеклянным наполнителем (стеклоиономерный цемент) и т.д. Исследование керамики как имплантатов началось сравнительно недавно. Бедренные имплантаты из двуокиси алюминия нашли практическое применение немногим более 30 лет назад.

В соответствии с реакцией организма все виды биосовместимой керамики можно разделить на четыре основные группы (табл. 3.18):

Таблица 3.18

*Типы взаимодействия ткани с биокерамическими биосовместимыми протезами*

Тип имплантата	Тип прикрепления	Пример биокерамики
Инертный	Механическое взаимное сцепление (морфологическая фиксация)	Оксид алюминия $Al_2O_3$ Двуокись циркония $ZrO_2$
Пористый	Врастание ткани в поры (биологическая фиксация)	ГАП Пористый металл с ГАП-покрытием
Биоактивный	Поверхностное связывание с тканью (биоактивная фиксация)	Биоактивные стекла Биоактивные стеклокерамики ГАП
Резорбируемый	Замещение тканями	Трикальцийфосфат Биоактивные стекла

1. Инертная биокерамика. Не вступает в химическое взаимодействие даже спустя довольно продолжительное время (несколько тысяч часов), проведенное в экстремальных условиях (кислые или щелочные среды, присутствие неорганических, органических и биологических молекул). Пример:

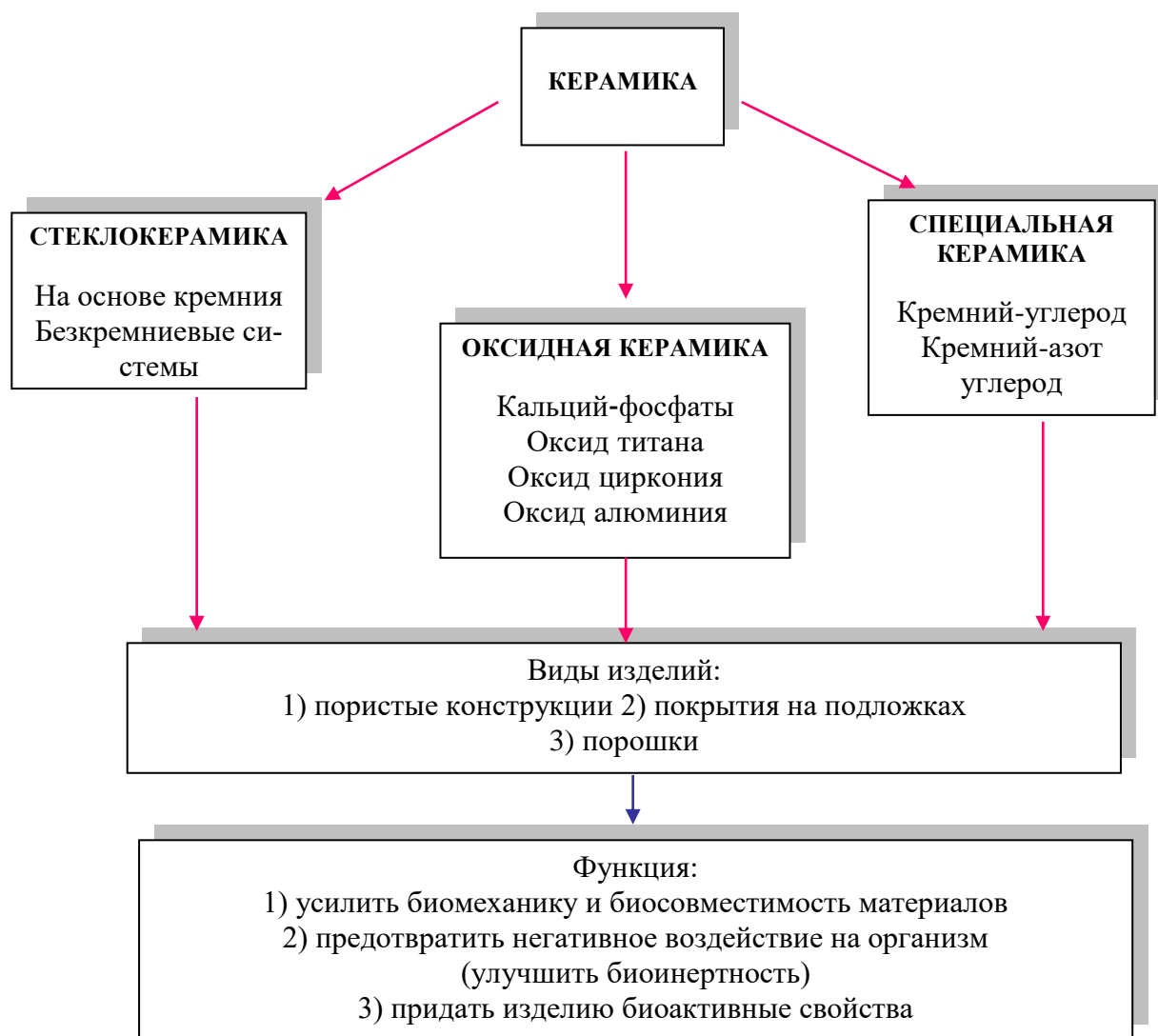


Рис. 3.5. Классификация основных керамических материалов

2.  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{ZrO}_2$ , углерод. Биоматериалы этой группы не образуют каких-либо химических связей с тканями живого организма.

3. Биокерамика с малой реакционной способностью. Пример – стекло на основе  $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaF}_2-\text{P}_2\text{O}_5-\text{SiO}_2$ . Оно образует связи с белками, то есть происходит хемосорбция.

4. Биокерамика со средней реакционной способностью, например стекло на основе  $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{P}_2\text{O}_5-\text{SiO}_2$ . В отличие от предыдущего

случая, стекло на основе оксида кальция не только образует связи с белками, но и является источником ионов кальция (происходит выщелачивание этого элемента из стекла), что стимулирует образование новой костной ткани.

5. Биокерамика, полностью усваиваемая живым организмом. Например, ГАП ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ) и ортофосфат кальция – трикальций-фосфат, ТКФ ( $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ). Такая биокерамика в высокой степени реакционноспособна, и спустя несколько лет после имплантации место протеза занимает вновь образовавшаяся костная ткань.

### 3.7.1. Механические свойства биостекло и стеклокерамики

Одним из наиболее интересных керамических материалов для замещения твердых тканей являются фосфаты кальция (прежде всего ГАП и ТКФ), классификация которых представлена на рис. 3.6.

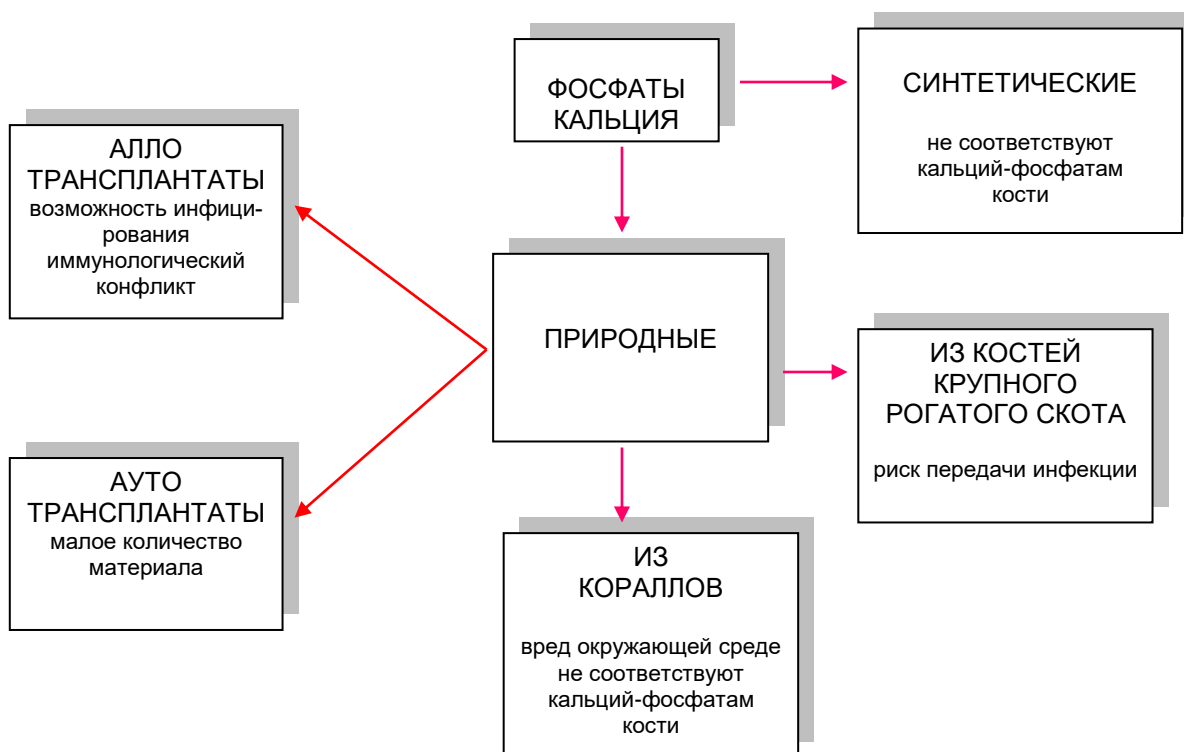


Рис. 3.6. Классификация и некоторые нежелательные свойства имплантатов из фосфатов кальция

Со временем фосфаты кальция должны полностью раствориться в процессе биодegradации и замениться новой костной тканью. В принципе это и есть идеальный тип искусственного имплантата, поскольку в этом случае возникновение проблем прочности и биосовместимости не происходит. Трудность состоит в том, что при «рассасывании» в кровь, лимфу и тканевые жидкости переходят большие количества ионов каль-



ция и фосфора. Неизвестно, каким образом это может повлиять на организм в целом.

Интересный материал – поверхностно-активная керамика (специальные стекла и стеклокерамика), образующая химические связи с тканями организма. По нашей классификации это вторая и четвертая группы. Основной компонент в ней – оксид кремния, но кроме него обязательно должны присутствовать оксиды натрия, кальция и фосфора. Преимущество подобной керамики не только в высокой механической прочности (нет пор, и все химические реакции происходят только на поверхности), но и в возможности нанести ее на поверхность других биоматериалов. В результате получается двухслойный продукт (например, металл-стекло), обладающий высокой прочностью и биоактивной поверхностью. Кроме того, можно приготовить стекла с разной степенью биоактивности.

Большинство стекол для получения биосовместимых и биоактивных стеклокристаллических и стеклокерамических материалов обычно имеет следующий состав и механические свойства (табл. 3.19):

1)  $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-MgO}$  – в качестве катализатора кристаллизации используется  $\text{TiO}_2$  или  $\text{ZnO}_2$ ;

2)  $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-CaO}$  – из этой системы получают достаточно прочные, химически стойкие, устойчивые к изнашиванию стеклокристаллические изделия, к которым для обеспечения тонкозернистой объемной кристаллизации в высоко кремнеземистой области необходима добавка до (11–18) %  $\text{TiO}_2$ ;

3)  $\text{P}_2\text{O}_5\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-CaO}$  ( $\text{TiO}_2$  – (1–2) %) – стеклокристаллические материалы этой группы после термической обработки образуют биоактивную пористую стеклокерамику, которая является достаточно устойчивой к действию биологических жидкостей и обладает высокими механическими свойствами. Но присутствие ионов алюминия позволяет предполагать возможную токсичность;

4)  $\text{P}_2\text{O}_5\text{-SiO}_2\text{-CaO}$  – основной кристаллической фазой этой стеклокерамики являются кристаллы ГАПа, которые деформированы и не образуют характерную гексагональную форму. Эта дефектность, очевидно, лежит в основе того, что они не проявляют какую-либо биоактивность;

5)  $\text{P}_2\text{O}_5\text{-SiO}_2\text{-Na}_2\text{O-CaO}$ . В этой системе в 1971 г. получено первое биостекло, которое при взаимодействии с костными тканями и жидкостями способно образовывать на своей поверхности слой из ГАПа и фосфата кальция, который, будучи недостаточно прочным, приводил к потере жесткости фиксации при использовании такого материала или покрытий из него для производства изделий для остеосинтеза;

6)  $P_2O_5$ -CaO – данная система была основана на том, что входящие в ее структуру кальцийфосфатные соединения наиболее близки к составу натуральной кости. Фосфатные стекла не нашли широкого применения, так как имеют низкую механическую прочность, даже если используются в виде кристаллических материалов;

7)  $P_2O_5$ -TiO<sub>2</sub>-CaO – при определении прочности на изгиб не выдерживают необходимых нагрузок;

8)  $P_2O_5$ -TiO<sub>2</sub>-CaO + ГАП – не подходит для использования в травматологии и ортопедии из-за низких прочности и деформируемости;

9)  $P_2O_5$ -TiO<sub>2</sub>-CaO – Nb<sub>2</sub>O<sub>5</sub> + ГАП – обладают невысокими прочностными характеристиками;

10)  $P_2O_5$ -TiO<sub>2</sub>-CaO – Nb<sub>2</sub>O<sub>5</sub> – имеют достаточно высокий модуль упругости Юнга, но низкую прочность на изгиб;

11)  $P_2O_5$ -SiO<sub>2</sub>-CaO-Nb<sub>2</sub>O<sub>5</sub>-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> – имеют высокие прочностные характеристики на изгиб, но являются чрезвычайно хрупкими материалами.

Таблица 3.19

*Значения прочности на изгиб и модуля упругости Юнга высокофосфатной стекло-керамики в сравнении с природными и искусственными материалами*

№ п/п	Вид материала	Механические свойства материала	
		Прочность на изгиб, МПа	Модуль Юнга, ГПа
1	Кость	60–100	5–15
2	ГАП керамика	100	-
3	$P_2O_5$ -TiO <sub>2</sub> -CaO	33	49
4	$P_2O_5$ -TiO <sub>2</sub> -CaO + ГАП	19	17
5	$P_2O_5$ -TiO <sub>2</sub> -CaO-Nb <sub>2</sub> O <sub>5</sub> + ГАП	72	76
6	$P_2O_5$ -SiO <sub>2</sub> -CaO-Nb <sub>2</sub> O <sub>5</sub> -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	22	28
7	Корундовая керамика (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	130	400

Следует отметить, что окись ниобия, хотя и имеет невысокую растворимость, обладает способностью накапливаться в костях, включаясь, очевидно в структуру ГАП, что может привести к ухудшению биомеханических свойств костной ткани. Кроме того, это соединение способствует разрастанию соединительной ткани и, следовательно, снижению прочности фиксации имплантатов.

Биоактивной стеклокерамику считают только тогда, когда в нее добавляют ГАП или она индуцирует его образование.

Стекло – кристаллические композиты могут содержать разные типы кристаллических фаз управляемого размера и состава. Стеклокерамика может демонстрировать свойства, превосходящие свойства

стекла-родителя и спеченной кристаллической керамики. Вообще, монофазная биоактивная керамика, такая как стекло типа Bioglass® и спеченный ГАП, не показывают такой высокой механической прочности, как кортикальная кость человека. Натуральная кость – это композит, в котором группа небольших кристаллических частиц ГАП эффективно усиливается органическими волокнами коллагена. Kokubo et al. попытались в 1982 г. приготовить аналогичный композит в процессе кристаллизации стекла. В этой попытке в качестве армирующей фазы был выбран  $\beta$ -волластонит ( $\text{CaO-SiO}_2$ ), состоящий из силикатной цепочной структуры.

Согласно данным рентгеновской дифракции порошка, содержание ГАП, волластонита и остаточной стеклянной фазы были 38, 34 и 28 вес. % соответственно, а состав остаточной стеклянной фазы оценивался как  $\text{MgO} - 16,6$ ,  $\text{CaO} - 24,2$  и  $\text{SiO}_2 - 59,2$  вес. %. Эта стеклокерамика получила название А/В от названий кристаллических фаз, и коммерчески называется Cerabone® А-В.

Стеклокерамика может легко обрабатываться в сложные формы алмазными инструментами. Так, А/В стеклокерамика обрабатывается в виде искусственных позвонков, межпозвоночных дисков, спинальных шайб и шурупов. Некоторые механические свойства А/В стеклокерамики показаны в табл. 3.20.

Таблица 3.20

*Механические свойства А/В стеклокерамики*

Плотность ( $\text{г/см}^3$ )	3,07
Прочность на изгиб (МПа)	215
Предел прочности на сжатие (МПа)	1080
Модуль Юнга (ГПа)	118
Твердость по Виккерсу ( $HV$ )	680
Изломная вязкость (вязкость разрушения) ( $\text{МПа}\cdot\text{м}^{1/2}$ )	2

Прочность на изгиб (215 МПа) этой стеклокерамики почти вдвое больше, чем у плотного спеченного ГАПа (115 МПа) и даже больше, чем у кортикальной кости человека (160 МПа) в воздушной среде. Очевидно, что высокая прочность на изгиб А/В стеклокерамики обязана кристаллизации волластонита, а также апатита. А/В стеклокерамика имеет изломную вязкость 2,0 МПа. Это означает, что высокая прочность на изгиб А/В керамики приписывается ее высокой изломной вязкости.

А/В стеклокерамика имеет шероховатую поверхность разлома. Это означает, что волластонит эффективно предотвращает прямолинейное распространение трещин, заставляя их поворачиваться или ветвиться-

ся. Примечательно, что волластонит оказывает такой армирующий эффект, даже если он имеет не волокнистую, а зернистую форму.

При нагружении в водной среде тела эта стеклокерамика показывает уменьшение механической прочности (*усталость*) из-за медленного роста трещин вследствие стрессовой коррозии, аналогичной другим керамикам. Однако если к телу непрерывно прикладывается изгибающее напряжение 65 МПа, А/В стеклокерамика сможет выдерживать ее в течение более 10 лет, тогда как плотный спеченный ГАП сможет выдержать нагрузку только в течение 1 минуты. Эксперименты на животных показали, что А/В стеклокерамика сохраняет свою высокую механическую прочность в течение длительного функционирования *in vivo*. При этом величина усталости А/В стеклокерамики может быть уменьшена модификацией поверхности, например имплантацией ионов Zr.

### 3.7.2. Механические свойства кальцийфосфатных материалов

Коммерческие кальцийфосфатные (КФ) материалы подразделяются на керамику, некерамические материалы, материалы из натуральных продуктов и стеклокерамику (табл. 3.21).

Таблица 3.21  
Кальцийфосфатные материалы, разрешенные к коммерческому использованию  
(LeGeros, 1991 с некоторыми дополнениями)

<i>Кальцийфосфатная (оксидная) керамика</i>
1. ГАП
2. β-трикальцийфосфат
3. Бифазные кальцийфосфаты (смесь ГАП и β- ТКФ, 60/40)
4. Фторапатит
<i>Некерамические кальцийфосфатные материалы</i>
1. Кристаллический апатит с небольшим количеством СаНРО <sub>4</sub>
<i>Кальцийфосфатные материалы из натуральных продуктов</i>
1. ГАП из кораллов
2. ГАП из бычьих костей
<i>Стеклокерамика</i>
Bioglass, Cervital (FRG)
Система P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> -SiO <sub>2</sub> -Na <sub>2</sub> O-CaO
Система P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> -SiO <sub>2</sub> -CaO
Система P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> -TiO <sub>2</sub> -CaO(+ГА)
Система P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> -SiO <sub>2</sub> -CaO-Nb <sub>2</sub> O <sub>5</sub> (+Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )
Волластонит

Стеклокерамика была рассмотрена ранее, поэтому рассмотрим непосредственно КФ биоматериалы.

Термин «апатит» впервые применил в отношении минералов Werner в 1788 году. Сейчас он обозначает семейство кристаллов с формулой  $M_{10}(RO_4)_6X_2$ , где М – обычно кальций, R – фосфор, а X – гидроксид или галоген, например фтор. Только в 1926 г., в связи с разработкой химических и рентгенодифракционных методов анализа, удалось доказать, что неорганическая часть костного матрикса включает в свой состав разные формы гидратированных фосфатов кальция с преобладанием ГАПа (Dejong, 1926).

### 3.7.2.1. Пористая керамика из гидроксилapatита

Биомеханические свойства спеченной и цементной форм пористого ГАПа во многом зависят от степени пористости и размеров пор, которые могут достигать более 200–500 мкм. Многие характеристики пористых ГАПов остаются неточными, варьируют в широких диапазонах (табл. 3.22) и требуют дальнейшего уточнения.

Биомеханические свойства ГАП керамики из кораллов являются анизотропными, т.е. в одном направлении отличаются от другого. При этом керамика из кораллов более хрупкая, чем пористые материалы, полученные из костной ткани или искусственным путем.

Область применения пористой КФ керамики пока ограничивается только пластической и заместительной хирургией. В связи с тем, что механические свойства КФ биокерамики (низкая прочность на растяжение и сопротивлению к удару, хрупкость и др.) не позволяют использовать ее в «чистом» виде для изготовления имплантатов (табл. 3.22), обычно ее используют в сочетании в виде композитов либо покрытий на различных металлах и сплавах металлов.

Таблица 3.22

*Биомеханические свойства пористой ГАП керамики из кораллов*

Свойство	Ориентация нагрузки	Среднее (X)	Диапазон
Прочность при дроблении (psi)	параллельно	1343	997–1675
	перпендикулярно	626	257–963
Предел прочности (Н/см)	перпендикулярно	373	251–544
Жесткость (Н/см)	перпендикулярно	8300	3310–11470
Поглощение энергии (Н/см)	перпендикулярно	9,9	4,5–13
Прочность на растяжение ( $г/см^2 \cdot 10^4$ )	-	-	2,4–3,3
Модуль Юнга ( $г/см^2 \cdot 10^4$ )	-	-	5,2–6,0
Модуль упругости ( $дин/см^2 \cdot 10^{10}$ )	параллельно	4,8	3,6–5,8
	перпендикулярно	2,6	1,9–3,2

Одну из разновидностей композитов, широко применяемых в травматологии, ортопедии и стоматологии, представляет стеклокерамика, в которой прочность превосходит таковую у стекла и ГАП (табл. 3.23).

Указанные композитные материалы нашли самое широкое распространение в медицине в качестве замещающего или пластического материала. Так, Bioverit используется для пластики корней зубов, позвоночника и косточек среднего уха, Cervital – косточек среднего уха и замещения костей верхней челюсти, Cerbone A-W – корней зубов, костей позвоночника, таза, межпозвоночных дисков.

Таблица 3.23

*Механические свойства биоактивных стекол, стеклокерамики и ГАП керамики*

Показатели	Bioglass	Cervital KGS	Cerbone A-W стеклокерамика	Bioverit	ГАП
	Na <sub>2</sub> O-СаО-Р <sub>2</sub> О <sub>5</sub> -SiO <sub>2</sub> стекло	ГАП+стекломатрикс	38 % ГАП + 34 % волластонита + 28 % стекломатрикса	-	
1	2	3	4	5	6
Плотность, г/см <sup>3</sup>	-	-	3,07	2,8	3,16
Прочность к сжатию, МПа	-	500	1080	500	500–1000
Прочность к изгибу, МПа	42	100–150	215	100–160	115–200
Модуль Юнга, ГПа	35	-	118	77–88	80–110
Предел прочности, МПа	-	-	2,0	0,5–1,0	1,0
Ударная вязкость, п	-	-	33		12–27
Прочность к сжатию, МПа	-	500	1080	500	500–1000
Твердость по Виккерсу, HV	-	-	680	500	600

### 3.7.2.2. Плотная керамика из гидроксилapatита

Плотный ГАП, который является предметом этого раздела, описывается как материал с максимальной микропористостью 5 % от объема с размером пор около 1 мкм в диаметре, состоящий из кристаллов, размер которых превышает 2000 А.

Биологические апатиты включают в себя минеральные фазы кальцинированных тканей (эмаль, дентин, кость) и некоторые патологические кальцификации (например, зубной камень у людей, уrolиты),

обычно относятся к ГАПу. Фактически биологические апатиты отличаются от чистого ГАП по стехиометрии, составу, степени кристалличности и по другим физико-химическим и механическим свойствам (табл. 3.24).

Таблица 3.24

*Сравнительный состав и механические свойства эмали человека, кости и ГАП керамики*

Компоненты (вес %)	Эмаль	Кость	ГАП
Кальций, Ca <sup>2+</sup>	36,0	24,5	39,6
Фосфор, P	17,7	11,5	18,5
Молярное соотношение (Ca/P)	1,62	1,65	1,67
Натрий, Na <sup>+</sup>	0,5	0,7	Следовое кол-во
Калий, K <sup>+</sup>	0,08	0,03	Следовое кол-во
Магний, Mg <sup>2+</sup>	0,44	0,55	Следовое кол-во
Карбонат, CO <sub>3</sub> <sup>2-</sup>	3,2	5,8	-
Фторид, F <sup>-</sup>	0,01	0,02	-
Хлорид, Cl <sup>-</sup>	0,30	0,10	-
Зола (полная неорганика)	97,0	65,0	100
Полная органика	1,0	25,0	-
Адсорбированная H <sub>2</sub> O*	1,5	9,7	-
Продукты после спекания (950 °С)	ГАП + ТКФ	ГАП + окись кальция CaO	ГАП
<i>Механические свойства</i>			
Модуль упругости (ГПа)	14	20*	10
Прочность на растяжение (МПа)	70	150*	100

Примечание: (\*) – представлены значения для кортикальной кости.

Апатиты эмали содержат наименьшее количество карбонатов и магния и имеют самый большой размер кристаллов по сравнению с апатитами дентина или кости. Апатит эмали менее растворим, чем дентин или кость, но намного более растворим, чем плотный ГАП, который готовится при высокой температуре и становится керамическим материалом.

Свойства исходного порошкообразного апатита и условия сжатия и спекания влияют на механические свойства плотного ГАП. Было показано, что некоторые механические свойства (прочность при сжатии и т.д.) снижаются при увеличении микропористости. Плотность, размер зерен, прочность при сжатии, изгибе, кручении, динамическая прочность при кручении и модули упругости при сжатии и изгибе повышаются при увеличении температуры спекания от 1150 до 1350 °С. Вязкость при переломе ГАП керамики, спеченной при 1100–1150 °С, воз-

растает, но существенных изменений для ГАП керамики, спеченной при 1150–1250 °С, не наблюдалось. При температурах спекания выше 1250 °С вязкость при переломе уменьшалась ниже величины, полученной для ГАП, спеченного при 1100 °С. Кроме того, присутствие  $\beta$ -ТКФ также вызывает снижение вязкости при переломе. Различия в величинах механических свойств также приписывались различиям в способах приготовления апатитового порошка.

Различия в методах приготовления вызывают различия в размерах зерна (малый размер зерен приводит к повышенной вязкости при переломе) и в составе.

Механические свойства плотного ГАП в несколько раз превышают прочностные характеристики кортикальной кости, дентина или эмали (табл. 3.25).

Таблица 3.25

Сравнительные механические свойства некоторых разновидностей плотного ГАП и эмали человека

Свойство	ГАП (1)	ГАП (2)	Эмаль
Цвет	голубой	белый	
Прочность при сжатии, МН/м <sup>2</sup>	410 + 75	430 + 95	270
Прочность при растяжении, МН/м <sup>2</sup>	39 + 4	38 + 4	70
Твердость по Виккерсу, МН/м <sup>2</sup>	4500	4500	3400
Плотность	97 %	99,9 %	80 %
Исходный порошок	коммерческий реагент	осажденный	-
Приготовление	сжатие и спекание	сжатие и спекание	-
Модуль упругости, МН/м <sup>2</sup>	$(1,1-1,3) \cdot 10^4$	$(1,1-1,3) \cdot 10^4$	$1,4 \cdot 10^4$
Прочность при ударе, МН/м <sup>2</sup>	0,18	0,16	
Изгибающий момент	2,8 + 0,2	3,1 + 0,3	

Согласно данным de Groot et al. прочность на изгиб и вязкость при переломе плотного ГАП в сухих условиях намного меньше, чем во влажных. Коэффициент Weibull, который описывает сопротивление материала усталостному разрушению, для ГАП в сухом окружении  $n = 50$ , а во влажном физиологическом ложе имплантата  $n = 12$ .

Считается, что имплантаты с величиной  $n = (10-20)$  разрушатся через несколько месяцев клинического использования. Это свойство делает плотную ГАП керамику неподходящим материалом для нагрузок,



несмотря на ее хорошую биосовместимость и остеоиндуктивность, т.е. способность индуцировать образование кости.

Тип связывания на границе раздела материал – кость зависит от природы материала. Прочность границы раздела между костью и биоматериалом имплантата, определенных по тестам на отрыв, намного выше для биоактивных материалов (например, Bioglass® и ГАП) по сравнению с другими материалами, такими как металлокерамические титан, окись циркония или алюминия (табл. 3.26). В случае биоактивных материалов перелом происходит по материалу или по кости, но не по границе раздела. В случае биоинертных материалов разделение происходит по границе раздела.

Таблица 3.26

*Сравнительные свойства биоматериалов*

Материал	Прочность перелома, МПа	Контакт с костью, %	Перелом
Биоактивные материалы			
Bioglass®	28,9	92,9	по клею
ГАП	19,6	95,4	по клею
Биоинертные материалы			
Титан	1,9	59,5	по границе раздела
Окись циркония	1,3	33,3	по границе раздела

Примечание: Прочность перелома на единицу площади оценивали через 24 недели.

### 3.7.2.3. Кальцийфосфатные керамические покрытия

Керамические покрытия используются на металлических подложках в разных целях, включая повышение коррозионного сопротивления металла или повышение огнеупорности поверхностей для работы при высокой температуре.

В медицине покрытия используются для модификации поверхности имплантатов и в некоторых случаях для создания такой поверхности, которая придает имплантатам свойства, совершенно отличающиеся от свойств изделий без покрытия. Вследствие своего сходства с неорганическим компонентом структуры костей и зубов первым материалом для нанесения покрытия на металлические имплантаты стал ГАП.

Как объемный материал, ГАП хрупок и сравнительно слаб по сравнению с обычными имплантируемыми металлами, сплавами и высокопрочной керамикой, например оксидами алюминия и циркония. Лучшим вариантом использования ГАП в имплантатах, несущих нагрузку, является покрытие на одном из более прочных материалов.

Важным аспектом керамических покрытий, чаще всего получаемых методом плазменного напыления, является их толщина. Различия в тепловых свойствах, связанные с высокой скоростью нанесения материала во время плазменного напыления, приводят к возникновению напряжений в покрытии и подложке; эти напряжения возрастают с увеличением толщины покрытия. Компрессионное напряжение на границе покрытие – подложка ослабляет прочность связи. Следовательно, чем тоньше покрытие, тем выше его прочность связи с подложкой (табл. 3.27).

Методом конечных элементов было показано, что прочность связи обычно ухудшается значительными эффектами концентрации напряжений. Поскольку эти эффекты являются функцией вариации модуля упругости, метода испытаний, формы испытываемого образца и толщины хрупкого слоя, измерения прочности связи имеют только относительное значение.

Для определения прочности связи покрытий (адгезионной прочности) обычно используются два метода:

1. Метод царапания, при котором острая (зачастую алмазная) игла (индентор) с определенным радиусом кривизны осуществляет поступательное перемещение вдоль поверхности с постоянно возрастающей нормальной нагрузкой. Метод позволяет оценить прочность связи покрытия по характеру его разрушения (отслаивания) под давлением индентора.

2. Испытания на растяжение (отрыв) и изгиб, при которых посредством клея нормальные и параллельные нагрузки, соответственно, прикладываются к керамическому покрытию; нагрузки, выраженные в силе на площадь, называются, соответственно, прочностью на растяжение (отрыв) и изгиб.

Таблица 3.27

*Прочность на растяжение ГАП покрытий на титановой подложке*

Толщина покрытия	Прочность связи, МПа	Режим разлома
40 мкм	66,8	по границе клей – ГАП
80 мкм	60,7	по границе – ГАП
120 мкм	45,3	по границе ГАП покрытие – титан

Толстое покрытие имеет механические свойства, сближающие его со свойствами объемного материала. Если покрытие будет слишком толстым, оно может отслаиваться от поверхности материала.

Табл. 3.28 показывает вариабельность результатов тестов на отрыв. Даже при идентичной подготовке образцов все еще существует большой разброс в данных. Кроме того, в основе вариабельности дан-

ных могут лежать различия процедур имплантации (кортикальная или губчатая кость, нагруженный или ненагруженный), различия методов нанесения покрытия (поверхность титана, продутая дробью, размер частиц), и/или обработки образца ткань – имплантат до теста на отрыв (фиксация формальдегидом или свежая влажная кость).

Тем не менее прочностные характеристики ГАП покрытий все-таки выше, чем у объемных имплантатов (табл. 3.22–3.25, 3.27, 3.28). Кроме того, основной вклад в биомеханику композитных имплантатов, применяемых для замещения твердых биологических тканей в стоматологии, ортопедии и травматологии (пластины, стержни, шурупы, спицы, штифты и т.д.), будет вносить металлическая подложка, несущая ГАП покрытие.

Таблица 3.28

Средняя прочность на отрыв (МПа) ГАП покрытий согласно данным разных авторов

Неделя имплантации	Boone	Cook	Dhert	Geesink	Geesink	Klein	Poser	Verheyen
3								2,9
4	5,9							
5		7,0						
6				49,1				5,8
10		7,0						
12	8,2		13,3	54,8	34,5	8,2	9,8	
25			17,3					3,3
104					29,7			
108						44,0		

### 3.7.3. Механические свойства корундовой керамики

Основной представитель оксидной керамики, оксид алюминия или корунд ( $Al_2O_3$ ), имеет тесную гексагональную упаковку, окруженную ионами кислорода. Ионы Al октаэдрально занимают в кристалле два-три внутренних места. При этом каждый ион Al окружен шестью ионами кислорода, а вместе они формируют правильный треугольник.

$\alpha$ -алюминиевая фаза корунда кристаллографически идентифицируется как рубин или сапфир. Это достаточно стабильное вещество с высокими механическими характеристиками, устойчивое к нагреванию до 2050 °С. В медицине наиболее часто используется  $\gamma$ -фаза алюмооксидной керамики, которая образуется при температуре ниже 1100 °С.

Корундовая керамика впервые была использована в медицине в 1932 году. Широкое коммерческое применение эти материалы нашли только с середины 1960-х годов. Благодаря своим высоким механиче-

ским свойствам (табл. 3.29) и биоинертности наиболее часто корундовая керамика используется как составная часть эндопротезов крупных суставов. Из нее изготавливаются трущиеся поверхности, контактирующие, например, с полиэтиленом высокого давления, стоматологические имплантаты, поддерживающие кольца для трахеи. В офтальмологии изготавливают оптические цилиндры для кератопротезов и другие изделия.

Таблица 3.29

*Структурные и механические свойства биоинертной керамики*

Характеристика	Единицы измерения	Показатель
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	%	99,5–99,9
SiO <sub>2</sub>	%	0,01–0,05
Размер зерен	мкм	2,5–7
Плотность	г/см <sup>3</sup>	3,90–3,98
Микротвердость	·10 <sup>3</sup> МПа	23
σ	МПа	400–450
Модуль Юнга	ГПа	380
Устойчивость к износу	мм <sup>3</sup> /час	0,1

### 3.7.4. Механические свойства циркониевой керамики

Циркониевая керамика (ZrO<sub>2</sub>) применяется реже, чем алюминиевая. Обычно она используется для нанесения покрытий на трущиеся части, например головки в эндопротезах тазобедренного сустава. Также может применяться в качестве пористого носителя для клеток и лекарств. В данном случае ее механические характеристики не имеют принципиального значения, так как изделие имплантируется в мягкие ткани организма (мышцы, под кожу и т.д.).

Особенностью ZrO<sub>2</sub> является слабокислая или нейтральная природа, низкий коэффициент теплопроводности в интервале от 100 до 1000 °С. Этому материалу присущ полиморфизм. При температуре ниже 1000 °С образуется стабильная тетрагональная фаза с плотностью 6,10 г/см<sup>3</sup>. Низкотемпературные модификации имеют моноклинную фазу с плотностью 5,56 г/см<sup>3</sup>. В качестве стабилизаторов в циркониевую керамику добавляют CaO, MgO или 2O<sub>3</sub>.

Сравнительные механические свойства некоторых типов оксидной инертной керамики представлены в табл. 3.30.

Для повышения механических свойств изделий керамика изготавливается из наноразмерных (1–100 нм) порошков. Ведущие мировые поставщики нанокерамических материалов выпускают на рынок конструкционную нанокерамику на основе диоксида циркония с плотно-

стью 5,7–6,0 г/см<sup>3</sup>. При этом ключевой показатель, предел прочности на изгиб, составляет от 651 МПа до 800–1100 МПа.

Таблица 3.30

*Некоторые свойства оксидной биоинертной керамики (основная кристаллическая фаза при комнатной температуре)*

Параметр, единицы измерения	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	ZrO <sub>2</sub>	MgAl <sub>2</sub> O <sub>4</sub>	MgO	BeO	ThO <sub>2</sub>
Плотность, г/см <sup>3</sup>	4	6,10	3,60	3,57	3,02	10,05
Модуль Юнга, ·10 <sup>6</sup> Н/мм <sup>2</sup>	0,38	0,17	0,23	0,09	0,31	0,14
σ <sub>компр</sub> , ·10 <sup>3</sup> Н/мм <sup>2</sup> (при компрессии)	4	2,1	1,0	0,16	1,4	1,5
σ <sub>изгиб</sub> , ·10 <sup>3</sup> Н/мм <sup>2</sup> (при изгибе)	0,45	0,1–6,6	0,15	0,13	0,2	
Микротвердость, ·10 <sup>3</sup> МПа	23	16	2,07	-	-	-
Электропроводность, Ом/см	10 <sup>-15</sup>	10 <sup>-12</sup>	10 <sup>-12</sup>	10 <sup>-16</sup>	10 <sup>-16</sup>	10 <sup>-12</sup>
Точка плавления, °С	2050	2715	2135	2800	2650	3300

### 3.7.5. Механические свойства специальной керамики

В эту группу входят материалы на основе углерода, кремния, азота или их комбинаций (карбиды, нитриды, бориды и силициды). Все они отличаются высокой огнеупорностью, твердостью и износостойкостью по отношению к воздействию агрессивных сред. Физико-механические свойства некоторых представителей этого класса керамики представлены в табл. 3.31.

Таблица 3.31

*Характеристики специальной керамики при комнатной температуре*

Параметр	SiC	Si <sub>3</sub> N <sub>4</sub>
Плотность, г/см <sup>3</sup>	3,15	3,3
Пористость, %	2	2
σ <sub>изгиб</sub> , ·10 <sup>2</sup> Н/мм <sup>2</sup>	400	500
Модуль Юнга, ·10 <sup>3</sup> Н/мм <sup>2</sup>	400	310

За последние 50 лет проведены многочисленные исследования по возможности использования керамики как в эксперименте, так и в клинической практике. Лишь немногие вещества выдержали эти испытания и нашли применение, поскольку клинический успех изделия связан не только с его высокими механическими характеристиками, но и с соответствующей биосовместимостью. Потенциал керамических изделий еще далеко не исчерпан. Постоянно идет поиск и разработка новых композитных изделий, которые являются чрезвычайно

перспективными. Без сомнения, для замещения твердых тканей организма наибольший интерес представляют объемная кальцийфосфатная керамика и металлокерамика с кальцийфосфатными покрытиями.

### **3.8. Физико-механические свойства биосовместимых кальцийфосфатных покрытий**

Проблема отторжения имплантатов является актуальной, так как организм воспринимает их как инородное тело, что может привести к отторжению. Более того, механические свойства биологической костной ткани и разного рода металлических или керамических имплантатов существенным образом отличаются, что может провоцировать образование так называемого эффекта экранирования нагрузок, что в итоге приведет к расшатыванию и неудаче имплантатов. Выходом из положения является получение покрытий, способных смягчать (демпфировать) знакопеременные нагрузки, на поверхности изделий, обладающих необходимой для кости жесткостью, но при этом не обладающих эластичностью. Например, таким покрытием могут быть полимерные материалы. С другой стороны, были установлены эластические свойства тонких кальцийфосфатных (КФ) пленок, полученных методом ВЧ-магнетронного осаждения на различные подложки.

Высокочастотные (ВЧ) магнетронные КФ покрытия, как и никелид титана, обладают свойством живых тканей – эластичностью, способностью демпфировать прикладываемые нагрузки без нарушения структуры, что важно для предупреждения разрушения имплантата и окружающей его биологической ткани. При этом КФ покрытия являются составной частью костной ткани, что обеспечивает биосовместимость композита с покрытием.

Уникальное сочетание свойств фосфатов кальция делает их перспективными материалами для использования в стоматологии, ортопедии и травматологии. В зависимости от требуемых биомеханических параметров, КФ могут применяться в качестве объемных имплантатов и/или покрытий на разных биомедицинских изделиях (металлы, керамика, полимеры).

#### **3.8.1 Исследование нанотвердости и модуля Юнга покрытий**

Физико-механические свойства биосовместимых ВЧ-магнетронных покрытий определяют успех имплантата при его взаимодействии с окружающими тканями. В частности, для медицины большое значение имеют покрытия на поверхности имплантата, способные выдерживать многоцикловые нагрузки без разрушения. Для изучения физико-механических свойств ВЧ-магнетронных ГАП покрытий используют метод динамического наноиндентирования, позволяющий ис-

следовать такие характеристики поверхности, как контактная жесткость, модуль Юнга и нанотвердость. Наряду с этим характер полученных зависимостей нагрузка – разгрузка позволяет установить наличие внутренней пористости в покрытиях.

Проводились исследования модуля Юнга и нанотвердости ГАП покрытий, обладающих разной толщиной. Основными параметрами, выбранными для исследований, являлись максимальная нагрузка индентора на поверхность 5 мН, скорость нагружения – разгрузки индентором поверхности 5 мН/мин. Были также проведены исследования адгезионной прочности покрытий толщиной в диапазоне 90÷2700 нм, которые осаждались на поверхность титана (ВТ1-0) при следующих условиях: плотность ВЧ-мощности 1,32 Вт/см<sup>2</sup>, расположение образцов при заземленном подложкодержателе в зоне эрозии мишени, рабочая атмосфера Ar. Установлено, что эти условия осаждения позволяют получать покрытия со свойствами, наиболее приближенными к свойствам стехиометрического ГАП. В рамках данной части работы время напыления варьировалось, что обеспечивало получение покрытий разной толщины. Значения нанотвердости –  $H$ , контактной жесткости –  $S$ , модуля Юнга –  $E_Y$  определялись по известной методике Оливера и Фарра.

Экспериментальные зависимости нагрузка – разгрузка, которые были получены для титановых образцов без покрытия и с ГАП покрытием, приведены на рис. 3.7. Установлено, что характер деформации покрытия является упруго-пластическим, т.е. при снятии нагрузки с поверхности образца происходит частичное восстановление индентационного отпечатка. Внутренняя пористость в покрытиях не обнаружена, о чем свидетельствует отсутствие следов ползучести материала.

Полученные данные по физико-механическим свойствам ГАП покрытий приведены в таблице 3.32. Анализ экспериментальных данных позволяет сделать заключение о том, что нанотвердость образцов с покрытием превышает нанотвердость титана без покрытия.

На рис. 3.8 показаны зависимости  $E_Y$  и  $H$  от толщины напыленных ГАП покрытий. Из литературных источников известно, что нанотвердость титана 4 ГПа, а значение модуля Юнга 110 ГПа, что соответствует полученным в данной работе значениям (табл. 3.32). Нанотвердость образцов титана ниже нанотвердости ГАП покрытия, в то время как их модули Юнга имеют в среднем близкие значения. Дисперсия рассчитанных экспериментальных значений связана с высокой чувствительностью метода, так как на результаты экспериментов влияют шероховатость поверхности образцов и состояние самого индентора.

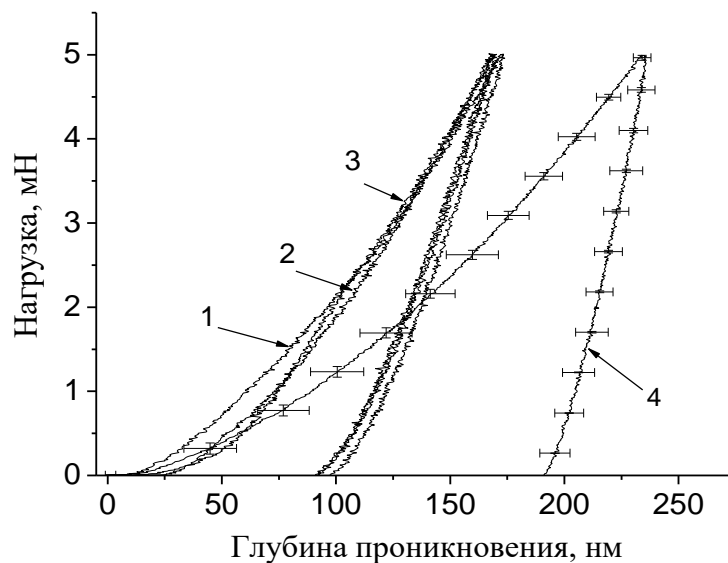


Рис. 3.7. Типичный вид кривых нагрузка – разгрузка для ГАП покрытий толщиной 1600 нм (кривые 1–3) и образцов Ti без покрытия (кривая 4)

Таблица 3.32

Рассчитанные значения модуля Юнга ( $E_Y$ ), нанотвердости ( $H$ ) и контактной жесткости ( $S$ ) ГАП покрытий, осажденных на титановые образцы

Толщина покрытия, нм	Глубина проникновения, нм	Отношение глубины проникновения индентора к толщине покрытия	$H$ , ГПа	$E_Y$ , ГПа	$S$ , мН нм <sup>-1</sup>
90	55±15	0,610	11±4	100±20	0,0342±0,0004
270	165±10	0,609	5±1	100±10	0,121±0,004
450	202±10	0,450	7±2	100±20	0,098±0,002
720	150±10	0,210	11,8±2,0	130±20	0,099±0,003
1080	152±20	0,140	13,0±1,2	140±10	0,096±0,005
1600	130±30	0,080	9,2±0,5	111±1	0,094±0,002
2700	162±10	0,060	9±2	120±20	0,103±0,005
титан без покрытия	236±20	-	4,0±0,3	110±10	0,140±0,010



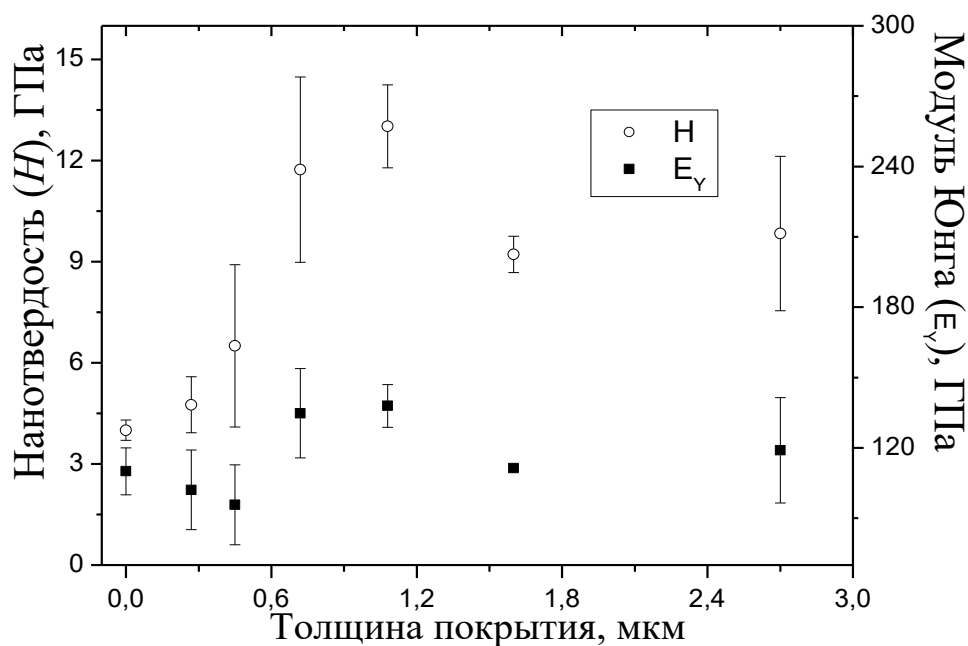


Рис. 3.8. Зависимости нанотвердости ( $H$ ) и модуля Юнга ( $E_{\gamma}$ ) ГАП покрытий, напыленных на поверхность титана, как функции толщины покрытия. За ноль принято значение нанотвердости для титана без покрытия [4]

В результате проведенных исследований установлено влияние титана на физико-механические характеристики покрытий, такие как  $E_{\gamma}$ ,  $H$  и  $S$ , если их толщина не превышает 0,7 мкм (рис. 3.8). Рассчитанные средние значения модуля Юнга и нанотвердости ГАП покрытий составляют  $110 \pm 10$  ГПа и  $10 \pm 2$  ГПа соответственно.

Из литературы известны работы по использованию наноиндентирования для изучения модуля Юнга и нанотвердости ГАП покрытий. При этом сложно сделать сравнительный анализ известных данных, так как способы осаждения покрытий отличаются, а многие авторы используют разные подходы и оборудование для исследований их свойств. Установлено, что нанотвердость ГА покрытий изменяется в диапазоне 3,4–4,9 ГПа, а модуль Юнга – в диапазоне 122–150 ГПа. В качестве образцов использовался сплав титана TiAlFe, а в качестве индентора – трехгранная пирамида Берковича. Аморфные ГАП покрытия, сформированные методом лазерной абляции, показали значения модуля Юнга и твердости покрытий  $91,24 \pm 20,34$  ГПа и  $3,48 \pm 0,49$  ГПа соответственно.

В табл. 3.33 показаны результаты сравнительного анализа значений  $E_{\gamma}$  и  $H$ , рассчитанные для ГА покрытий, полученных разными методами. Значения  $H$  и  $E_{\gamma}$ , рассчитанные в рамках настоящей работы, находятся в соответствии с известными в литературе данными для аналогичного вида покрытий.

Сравнительный анализ физико-механических характеристик костной ткани и ГА покрытий

Материал	Твердость ( $H$ ), ГПа	Модуль Юнга ( $E_Y$ ), ГПа
Аморфное ГАП покрытие/Si (100)	3,5	91,2
Кортикальная кость		7÷30
Аморфное ГАП покрытие (плазменное напыление)		73
Кристаллическое ГАП покрытие (плазменное напыление)		120
Кортикальная кость		7÷30
Губчатая кость		0,1÷1
Кристаллическое ГАП покрытие	10	110

Типичные кривые нагружение – разгружение, полученные для случая стальных образцов без покрытия и с SiГАП покрытием, приведены на рис. 3.9. Установлен упругопластический характер деформации осажденных покрытий, т.е. при снятии нагрузки отпечаток частично восстанавливается. Внутренняя микропористость в покрытиях не обнаружена, о чем свидетельствует отсутствие следов ползучести материала.

Обобщенные данные механических характеристик SiГАП покрытий приведены в табл. 3.34. В независимости от текстурирования и стехиометрии покрытий их нанотвердость достигает значений 11–12 ГПа, что превышает нанотвердость нержавеющей стали. Модуль упругости покрытий ниже, чем для материала-основы – (190–210) ГПа.

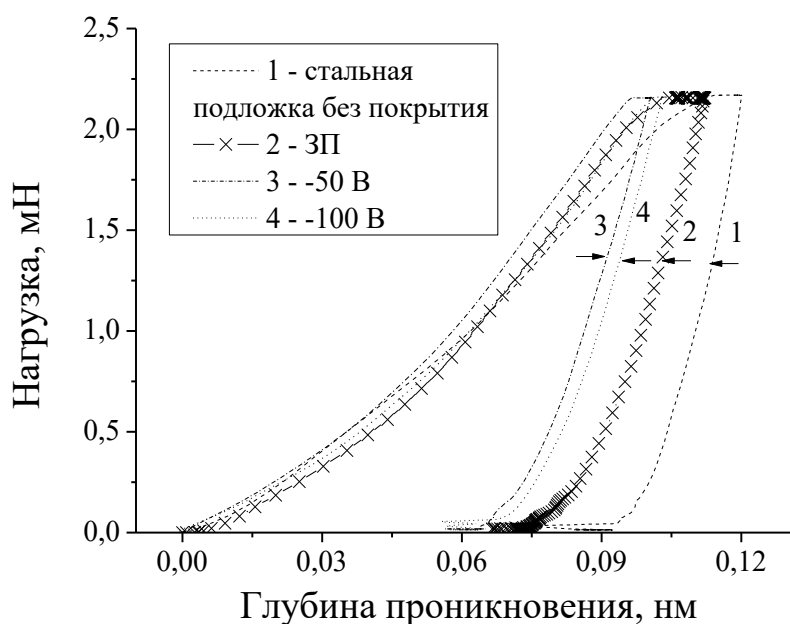


Рис. 3.9. Типичные кривые нагружение – разгружение для ВЧ-магнетронных SiГАП покрытий, полученных при разном смещении на подложке, толщиной

460–500 нм (кривые 2–4) и для образцов медицинской нержавеющей стали 12X18H10T без покрытия (кривая 1)

Наибольшую нанотвердость имеют SiГАП покрытия, осажденные при отрицательном электрическом смещении на подложке. В данном случае обнаружено самое высокое упругое восстановление при снятии нагружения, достигающее 47 %. Рост нанотвердости, упругих коэффициентов, прочности, скалывающего напряжения могут сопровождаться измельчением структуры в результате ионной бомбардировки напыляемого покрытия. Ранее было отмечено наличие диффузного гало при малых углах отражения рентгеновских лучей и на его фоне малоинтенсивных размытых дифракционных пиков на дифрактограммах покрытий, осажденных в случае отрицательного электрического смещения на подложке. Это свидетельствует о нанокристаллической структуре покрытия. Принимая во внимание тот факт, что смещение определяет морфологию и микроструктуру покрытий, необходимо отметить известную зависимость Холла – Петча, согласно которой прочность увеличивается с уменьшением размера зерен:

$$\sigma = \sigma_0 + bd^{1/2}, \quad (3.4)$$

где  $d$  – размер зерна,  $\sigma_0$  и  $b$  – постоянные.

Табл. 3.34

Значения нанотвердости ( $H$ ), модуля Юнга ( $E_Y$ ) и упругого восстановления ( $W_e$ ) разных типов SiГАП покрытий, осажденных на поверхности нержавеющей стали 12X18H10T

Тип образца и смещение на подложке	Толщина покрытия, мкм	Глубина проникновения, нм	Отношение глубины проникновения к толщине покрытия	$H$ , ГПа	$E_Y$ , ГПа	$W_e$
Без покрытия	-	114±6	-	8,77±1,14	261±32	0,33
Покрытие, заземленный подложко-держатель	0,458	109±10	0,24	11,09±2,17	190±20	0,39
Покрытие, -50В	0,493	104±3	0,21	11,93±0,81	209±13	0,46

Покрытие, -100 В	0,496	106±7	0,21	11,50±1,54	204±28	0,47
---------------------	-------	-------	------	------------	--------	------

Увеличение нанотвердости покрытия также обусловлено радиационно-термическими процессами, приводящими к его уплотнению. Об уплотнении покрытия в результате влияния смещения также свидетельствуют результаты исследований показателя преломления пленок. Зависимость показателя преломления от параметров напыления коррелирует со значениями областей когерентного рассеяния, а также свидетельствует о том, что уменьшение размера областей когерентного рассеяния находится в соответствии с увеличением показателя преломления.

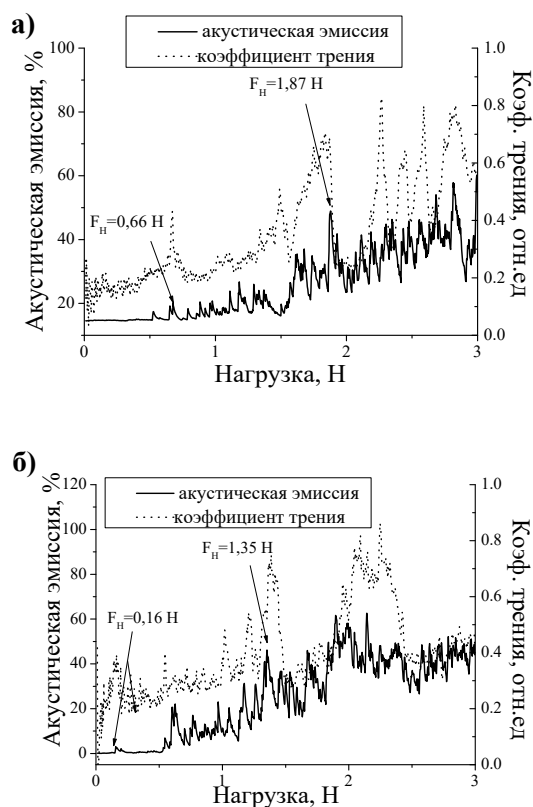
### 3.8.2. Исследование адгезионных свойств покрытий

Проведенные исследования позволили установить, что метод ВЧ-магнетронного напыления позволяет производить осаждение ГАП покрытий с высокой адгезией при изменении только толщины покрытия без каких-либо дополнительных переходных слоев между покрытием и материалом-основой, например титана или TiN.

При исследовании адгезионной прочности SiГАП покрытий рассматривались пленки, осажденные в случае предварительного нагрева подложки до 200 °С. Наряду с этим проводился сравнительный анализ адгезионных характеристик для SiГАП покрытий, осажденных при отрицательном электрическом смещении.

На рис. 3.10 приведены полученные при царапании значения коэффициента трения (КТ) и акустической эмиссии (АЭ). По изменению кривых зависимостей АЭ и КТ от величины нагрузки установлено значение критической нагрузки, характеризующей пластическое вдавливание индентора в поверхность, приводящее к последующему отслоению и разрушению покрытия. Эти результаты были подтверждены изображениями со встроенного оптического микроскопа.

При царапании SiГАП покрытия, осажденного при заземленной подложке и поступательном движении индентора, происходит вынос определенного объема материала покрытия перед индентором, на что указывают полученные оптические изображения, а также уменьшение глубины проникновения индентора. При таком механизме деформации покрытия нельзя исключать вклад обратной пластической деформации, о чем свидетельствует изменение значений глубины проникновения. Наличие незначительных изменений амплитуды АЭ обусловлено шероховатостью поверхности исследуемого материала.



а) осаждение при заземленном подложкодержателе, б) при электрическом смещении -100 В

Рис. 3.10. Кривые акустической эмиссии (АЭ) и коэффициента трения (КТ) от нагрузки при царапании SiГАП покрытий

С увеличением нагрузки наблюдается изменение сигналов от КТ и амплитуды АЭ и появляются первые продольные трещины. В случае покрытия, осажденного при электрическом смещении -100 В, образование трещин начинается при более низких нагрузках, что подтверждается РЭМ-изображениями (рис. 3.11).

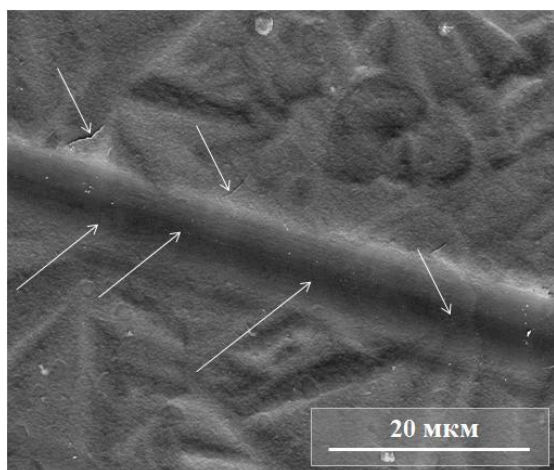


Рис. 3.11. РЭМ-изображения царапины SiГАП покрытия, полученного при смещении -100 В, при нагрузке 0,06 Н

Сравнительный анализ полученных кривых АЭ и КТ для SiГАП покрытий, осажденных при разных значениях смещения, свидетельствует о том, что нагрузка в момент, когда происходит пластическое вдавливание индентора в поверхность, сопровождающееся от-

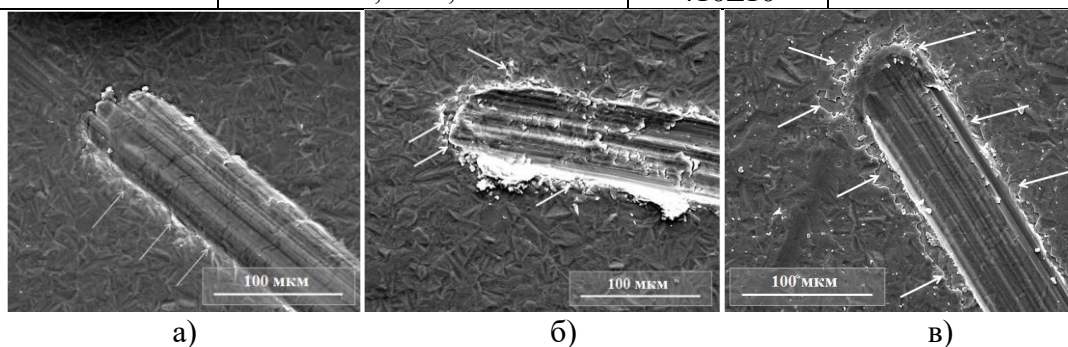
слоением покрытия, снижается с увеличением отрицательного электрического смещения на подложке.

На рис. 3.12 приведены фотографии царапины при максимальной действующей нагрузке 3 Н. Анализ царапин показывает, что покрытия обладают значительной адгезией к материалу-основе. В случае заземленной подложки SiГАП покрытие при царапании истирается, но не отслаивается, то есть разрушается по когезионному механизму, связанному с пластической деформацией. При максимальном значении нагрузки в случае покрытий, осажденных при заземленной подложке, обнаружены завалы, свидетельствующие о пластичности осажденного покрытия. На изображениях поверхности SiГАП покрытий, полученных при отрицательном электрическом смещении, наблюдаются отдельные сколы вдоль краев царапины (рис. 3.12б,в).

Таблица 3.35

Результаты сравнительного анализа адгезионных исследований SiГАП покрытий, осажденных при разной величине отрицательного смещения на подложке

Отрицательное смещение, В	Пластическое вдавливание индентора в подложку с отслоением покрытия, Н	Толщина покрытия, нм	Максимальная глубина проникновения индентора, нм
Заземленная подложка	1,55±0,45	710±70	3900±200
50	1,47±0,21	560±70	6800±1100
100	0,97±0,33	410±10	8400±2700



а) Заземленная подложка, б) 50 В и в) 100 В

Рис. 3.12. РЭМ-изображения поверхности SiГАП покрытия на титановой подложке после скрэтч-теста при нагрузке 3 Н при разных значениях отрицательного электрического смещения на подложке. Толщина покрытия 600–800 нм

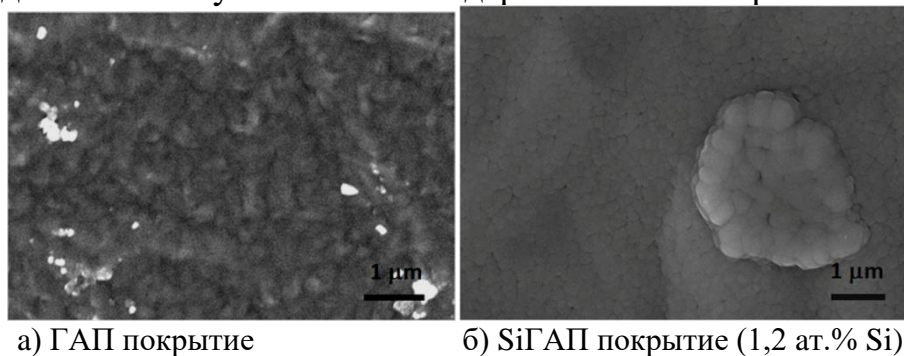
Уменьшение адгезии покрытий может быть связано с увеличением микронапряжений вследствие измельчения структуры, увеличением объемной доли дефектов и некогерентных границ раздела, что подтверждается результатами исследований микроструктуры покрытий методами ИК-спектроскопии и РФА. Ранее показано, что изменение смещения приводит к разным значениям показателя преломления покрытия, что косвенно свидетельствует об его уплотнении. Таким образом, отри-

цательное электрическое смещение приводит к уменьшению адгезион-ной прочности SiГАП покрытия к поверхности материала-основы вследствие присутствия внутренних микронапряжений.

### 3.8.3. Сравнительный анализ физико-механических свойств ГАП и SiГАП покрытий

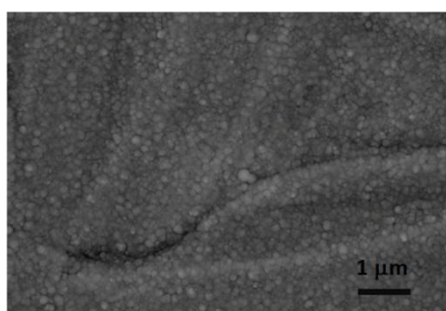
Для сравнительных исследований ГАП и SiГАП (1,2 и 4,6 ат. % Si) покрытия были осаждены при ВЧ-мощности  $0,76 \text{ Вт/см}^2$ , давлении Ar  $0,4 \text{ Па}$  на расстоянии  $40 \text{ мм}$  от мишеней. В качестве подложек использовались пластины титана, предварительно обработанные импульсным электронным пучком (установка СОЛО, ИСЭ СО РАН, г. Томск). Условия обработки: время длительности импульса  $50 \text{ мкс}$ , количество импульсов 3, плотность энергии  $15 \text{ Дж/см}^2$ .

Типичные РЭМ-изображения SiГАП покрытий (1,2 и 4,6 ат. % Si) приведены на рис. 3.13, что позволило установить ее зерненую структуру. На рис. 3.13б, в наблюдается уменьшение среднего размера зерен с  $150 \pm 15$  до  $70 \pm 5 \text{ нм}$  с увеличением содержания Si в покрытии.

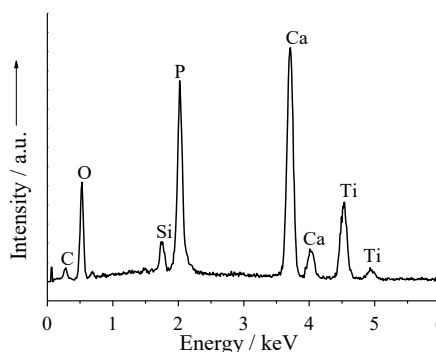


а) ГАП покрытие

б) SiГАП покрытие (1,2 ат.% Si)



в) SiГАП покрытие (4,6 ат.% Si)



г) SiГАП покрытие (1,2 ат.% Si)

Рис. 3.13. РЭМ-изображения ГАП покрытия с разным содержанием силикатных групп и ЭДРА-спектр SiГАП покрытия (1,2 ат.% Si), осажденного на титановой подложке, обработанной импульсным электронным пучком

Установленное уменьшение размера зерен согласно полученным РЭМ-изображениям коррелирует с уменьшением размера кристаллитов

согласно данным рентгенофазового анализа. Аналогичное уменьшение степени кристалличности с увеличением содержания Si в пленках было обнаружено другими авторами. Возможная причина заключается в том, что Si-атомы могут скапливаться на поверхности ГАП кристаллитов, а также встраиваться в структуру ГАП в виде силикатных анионов  $\text{SiO}_4^{4-}$ , замещающих анионы фосфатных групп. Таким образом, сегрегация атомов Si на поверхности ГАП кристаллитов приводит к уменьшению скорости их роста (табл. 3.36).

Известно, что механические свойства биосовместимого покрытия на поверхности имплантата играют определяющую роль в его успехе; поэтому в данной части исследования изучалось влияние содержания силикатных анионов в структуре ГАП на механические свойства ВЧ-магнетронных покрытий.

Табл. 3.36

*Параметры решетки и размеры кристаллитов, рассчитанные для разных типов покрытий*

Покрытие	Параметры решетки, Å	Размер кристаллитов, нм
ГАП	a = 9,4351 (1) c = 6,9013 (2)	28±3
SiГАП (x = 0,5) или 1,2 ат.% Si	a = 9,4719 (3) c = 6,9224 (1)	21±5
SiГАП (x = 1,72) или 4,6 ат.% Si	-	нанокристаллическое или квазиаморфное по- крытие

В результате скрэтч-тест экспериментов была получена зависимость между приложенной нагрузкой и коэффициентом трения при нормальной нагрузке алмазного индентора на исследуемую поверхность. Обнаружены существенные колебания коэффициента трения, которые связаны с микроструктурой осажденного покрытия (рис. 3.14). Анализ кривых позволил обнаружить разное деформационное поведение при разрушении изученных типов покрытий. В случае ГАП покрытия коэффициент трения увеличивается при относительно низких нормальных нагрузках и достигает постоянного значения ~0,75 для нагрузки, превышающей 6 мН. Показано, что величина критической нагрузки ( $L_c$ ) в момент времени, когда осажденное покрытие начинает отслаиваться от подложки, для ГАП покрытий составляет ~5,85 Н, а в случае SiГАП (1,2 ат. % Si) ~5,5 Н.

Обнаружено, что разрушение ГАП покрытия происходит по когезионному механизму, который впоследствии сопровождается отслоени-



ем покрытия от подложки вдоль направления царапания. Наоборот, в случае SiГАП покрытий, содержащих 1,2 ат. % Si, коэффициент трения увеличивается и достигает своего пикового значения  $\sim 0,93$ , а затем несколько уменьшается, достигая нового максимума при  $\sim 0,75$ , что, очевидно, связано с накоплением и последующим выносом материала из под индентора в процессе царапания. В этом случае обнаружено локальное разрушение SiГАП (1,2 ат. % Si) покрытия вдоль краев царапин при высоких значениях нормальной нагрузки. Согласно микрофотографиям (рис. 3.14) видно, что наблюдается пластическая деформация материала покрытия, который выносится при царапании из-под индентора. Таким образом, разрушение кристаллических SiГАП (1,2 ат. % Si) покрытий происходит по механизму пластической деформации. Отслоение SiГАП покрытия (4,6 ат. % Si) наблюдается при более низких нагрузках.

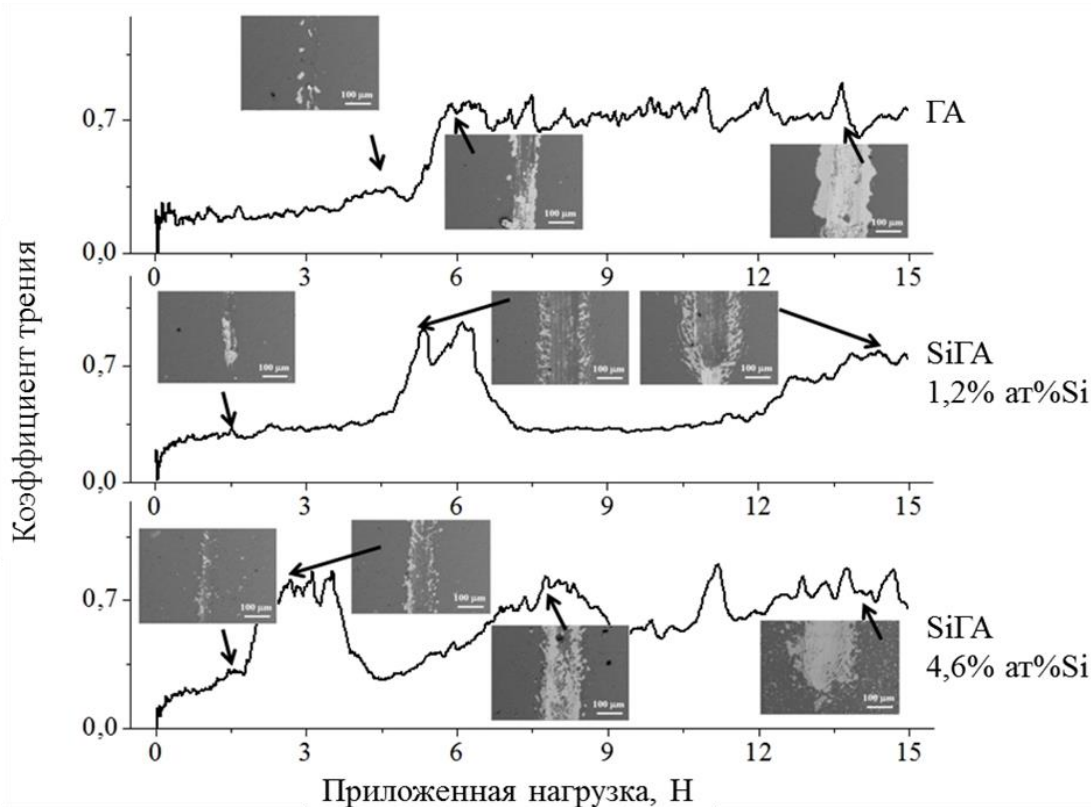


Рис. 3.14. Изменение значений коэффициента трения как функции от нормальной приложенной нагрузки, полученное с использованием скрэтч-теста для ГАП и SiГАП покрытий с содержанием Si 1,2 и 4,6 ат. %

Таким образом, более высокое содержание Si в ГАП покрытии приводит к большей потере материала покрытия при царапании или его износу, что хорошо согласуется со структурой согласно результатам

рентгенофазового анализа. Отличие в структуре осажденного покрытия может также определять разное поведение исследуемого материала, что проявляется в появлении микронапряжений, вызванных приложением нормальной нагрузки индентора на поверхность покрытия. Как показано на рис. 3.14, кроме формирования навалов наблюдается отслоение и разрушение ГАП покрытия в процессе царапания, тогда как в случае SiГАП покрытий наблюдается вынос материала из-под индентора в направлении его движения при меньшем количестве трещин вдоль направления царапания по сравнению с ГАП пленками.

### **3.9. Основы биомеханики полимеров**

#### **3.9.1. Общие сведения о полимерах**

Полимеры (от поли... + греч. μέρος – доля, часть) – вещества, молекулы (макромолекулы) которых состоят из большого числа повторяющихся звеньев (мономеров).

Полимеры (термин введен в 1883 г. Й.Я. Берцелиусом) – основа пластмасс, химических волокон, резины, лакокрасочных материалов, клеев. При этом различают 2 основных механизма получения полимеров: посредством полиприсоединения и поликонденсации.

Многообразие применяемых полимерных материалов создает определенные трудности для создания унифицированной классификации, так как в качестве классификационного признака могут быть использованы самые разные критерии.

Классификация полимеров.

1. По происхождению:

- природные, или биополимеры (белки, нуклеиновые кислоты, натуральный каучук);
- синтетические (полиэтилен, полиамиды, эпоксидные смолы), получаемые методами полиприсоединения и поликонденсации.

2. По природе:

- органические,
- элементоорганические,
- неорганические.

3. По форме молекул:

- линейные, в которых структура молекул полимера или сополимера представлена в виде длинной цепочки, состоящей из мономерных звеньев, например звеньев метилметакрилата. Такие молекулы-цепочки изогнуты, переплетены, но они могут взаимно перемещаться при нагревании материала. Материал склонен к растворению в соответствующих растворителях;

- «сшитые» полимеры, в которых структура полимера представлена в виде цепочек, связанных и «сшитых» в отдельных ме-

стах «перемычками», «мостиками сшивающего агента», например диметакрилового эфира гликоля. Таким образом, структуру полимера можно сравнить с сеткой, в которой цепочки не могут свободно перемещаться друг относительно друга. Такой материал не может раствориться ни в одном из растворителей, но может размягчаться при нагревании и набухать в некоторых растворителях.

- «привитые» сополимеры содержат так называемый «привитой» полимер, способный к сополимеризации, т.е. полимер типа фторсодержащего каучука и др., молекулы которого химически присоединены («привиты») к линейно-цепным молекулам другого полимера, например полиметилметакрилата (ПММА). Структура материалов этого типа неоднородна, мельчайшие частицы «привитого» сополимера делают материал непрозрачным, придают ему повышенную эластичность и ударопрочность в зависимости от природы «сшивания».

4. По назначению (применительно к стоматологии):

а) основные, которые используются для изготовления съемных и несъемных зубных протезов:

- базисные (жесткие) полимеры;
  - эластичные полимеры или эластомеры (в том числе силиконовые и полиэфирные оттискные массы);
  - полимерные (пластмассовые) искусственные зубы;
  - полимеры для замещения дефектов твердых тканей зубов, т.е. материалы для пломб, штифтовых зубов и вкладок;
  - полимерные материалы для временных несъемных зубных протезов;
  - полимеры облицовочные;
  - полимеры реставрационные (быстротвердеющие);
- б) вспомогательные;
- в) клинические.

К *вспомогательным полимерным материалам* следует отнести, как уже говорилось, некоторые оттискные массы. Из полимеров выполнены стандартные и индивидуальные ложки для получения оттисков, стандартные и индивидуального изготовления защитные полимерные колпачки и временные коронки для защиты препарированных зубов.

Полимеры входят в состав *композиционных материалов*, некоторых фиксирующих цементов. Многие основные и вспомогательные полимерные материалы следует отнести к группе клинических, поскольку они используются врачом на клиническом приеме.

Основными исходными соединениями для получения полимерных материалов являются мономеры и олигомеры [моно-, ди-, три- и тетра(мет)акрилаты]. Моноакрилаты летучи, поэтому их используют в комбинации с высокомолекулярными эфирами, что позволяет уменьшить усадку полимера. Ди- [три-, тетра-] (мет)акрилаты содержатся в большинстве композиционных восстановительных материалов, а также в базисных пластмассах в качестве сшивагентов.

Для облегчения переработки полимеров и придания им комплекса требуемых физико-механических (прочность на удар, излом, изгиб, растяжение, сжатие и др.; соответствие цвету твердых тканей зубов или слизистой оболочке полости рта, твердость, абразивная стойкость), химических (прочность соединения с искусственными зубами, минимальное содержание остаточного мономера), технологических (простота, удобство и надежность переработки) и других свойств (см. ниже), в состав полимеров вводят различные компоненты – наполнители, пластификаторы, стабилизаторы, красители, антимикробные агенты. Они хорошо смешиваются в полимере с образованием однородных композиций и обладают стабильностью этих свойств в процессе переработки и эксплуатации (использования) полимерного материала.

*Наполнители* вводят для улучшения физико-механических свойств, уменьшения усадки, повышения стойкости к воздействию биологических сред. В стоматологических сополимерах в основном применяют порошкообразные наполнители (разные виды кварцевой муки, силикагели, силикаты алюминия и лития, борсиликаты, разные марки мелкоизмельченного стекла, гидросиликаты, фосфаты). Введение в сополимерные композиции *пластификаторов* позволяет придать им эластические свойства, а также стойкость к действию ультрафиолетовых лучей.

Для придания полимерным стоматологическим композициям цвета и оттенков, имитирующих зубные ткани, слизистую оболочку, в их состав вводят различные *красители и пигменты*. Основными требованиями к ним являются их безвредность, равномерность распределения в сополимерной матрице, устойчивость в сохранении цвета под воздействием внешних факторов и биологических сред, хорошие оптические свойства. Для получения полимеров используются радикальные и частично ионные инициаторы (чаще других применяется перекись бензоила).

*Инициаторы* – вещества, которые при своем разложении на свободные радикалы начинают реакцию полимеризации.

Добавление активаторов в небольших количествах к катализатору вызывает значительное увеличение активности последнего.

*Активаторы* (от лат. *actīvus* – деятельный) – химические вещества, усиливающие действия катализаторов.

В качестве ингибиторов чаще всего используют различные хиноны, главным образом гидрохинон, все физико-механические свойства которого определяются набором вышеперечисленных компонентов полимерных материалов.

### **3.9.2 Полимерные материалы биомедицинского назначения**

В настоящее время полимерные материалы благодаря своим уникальным физико-химическим и механическим свойствам активно используются в качестве биоматериалов для создания скэффолдов. Основными видами полимерных материалов, которые описаны в литературе, являются биodeградируемые и небиodeградируемые полимеры природного и синтетического происхождения. Главное отличие подобного разделения заключается в способности полимера к растворению, а также к химическому и ферментативному гидролизу при взаимодействии с биологическими жидкостями и окружающими тканями организма.

Для замещения дефектов костных тканей большим преимуществом пользуются биodeградируемые полимеры, способные замещаться новообразованной тканью. Процесс биodeградации основан либо на прямом переходе полимерных цепей в раствор, либо на расщеплении материала вследствие химического или ферментативного гидролиза. Скорость биodeградации зависит от внутренних свойств полимера и является одним из главных факторов, которые включают химическую природу, структуру, наличие гидролитически неустойчивых связей, уровень гидрофильности/гидрофобности, степень кристалличности, молекулярный вес и т.д. Однако важным условием является то, что степень деградации должна соответствовать скорости роста новой ткани.

Большинство полимеров природного происхождения относятся к группе биodeградируемых полимеров, представителями которых являются коллаген, хитозан, желатин, шелк, фибриноген, эластин, альгинат, декстран, гликозаминогликаны и др. Материалы на основе натуральных полимеров обладают биоактивными свойствами, которые обеспечивают производительность клеточных культур в биологической системе. Однако высокая стоимость, быстрая скорость биорезорбции в организме и недостаточная механическая прочность, не способная обеспечить поддержание заданной структуры ткани, затрудняет их использование в инженерии костной ткани в чистом виде.

В отличие от природных полимеров, синтетические зачастую стоят дешевле, и их производство ведется при контролируемых условиях технологического процесса, который обеспечивает воспроизводимый результат от партии к партии даже в больших масштабах. Кроме того, использование полимеров синтетического происхождения в тканевой инженерии предотвращает или снижает возникновение иммунной реакции со стороны организма при имплантации, а также обеспечивает стабильные механические свойства, сравнимые с живыми тканями, что делает возможным их использование в разных областях тканевой инженерии.

Наиболее часто используемыми биodeградируемыми синтетическими полимерами являются полигидроксиалканоаты (ПОА, англ. Polyhydroxyalkanoates – PHA) – алифатические сложные полиэфиры, которые включают в себя поли-3-гидроксibuтират (ПГБ, англ. Poly-3-Hydroxybutyrate – P3HB или PHB) и сополимеры поли-3-гидроксibuтират-3-гидроксивалерат (ПГБВ, англ. Poly-3-Hydroxybutyrate-3-Hydroxyvalerate – PHBV), поли-4-гидроксibuтират (П4ГБ, англ. Poly-4-Hydroxybutyrate – P4HB), а также поли-3-гидроксibuтират-3-гидроксигексаноат (ПГБГГ, англ. Poly-3-Hydroxybutyrate-3-Hydroxyhexanoate – PHBH) и поли-3-гидроксioктаноат (ПГО, англ. Poly-3-Hydroxyhexanoate – PHO). Дegrадация этой группы полимеров происходит за счет поглощения воды с последующим гидролизом сложноэфирных связей.

Существенный биомедицинский потенциал полимера PHB был продемонстрирован при имплантации в искусственно созданный дефект в большой берцовой кости кролика. После 12 месяцев имплантации был диагностирован благоприятный ответ со стороны регенеративной функции костной ткани без каких-либо признаков нежелательной хронической воспалительной реакции. Формирование кости происходило вблизи PHB материала, при этом до 80 % поверхности имплантата соприкасалось с новообразованной тканью.

Полимеры гидроксипроизводных алкановых кислот, в состав которых входит полилактид (ПЛА, англ. Polylactide – PLA), полигликолид (ПГА, англ. Polyglycolide – PGA) и их сополимеры (полилактид-когликолид – ПЛГА, англ. Polylactide-co-Glycolide – PLGA) также привлекают внимание исследователей. PLA и PGA могут быть легко синтезированы, а их скорость резорбции, физико-механические свойства регулируются в широких пределах с использованием различных молекулярных масс и сополимеров. Однако существует риск преждевременной дegrадации скэффолда. Изучено влияния скэффолдов на основе PLA полимера на восстановление костных тканей. При имплантации материала в нижнюю челюсть кроликов было замечено частичное восстановление

краев дефекта, однако также была зафиксирована преждевременная деградация материала без восстановления дефекта. Кроме того, резкое выделение кислотных продуктов распада при растворении полимера может вызвать сильную воспалительную и остеолитическую реакции, существенно замедляющие процесс восстановления и реабилитации.

Одним из известных полимеров группы алифатических полиэфиров, применяемых в инженерии костных тканей, является поликапролактон (ПКЛ, англ. Polycaprolactone – PCL). Этот материал является одним из самых широко используемых в тканевой инженерии благодаря его биосовместимости и механической прочности. Процесс деградации происходит аналогично механизму деградации PLA полимера, а именно при расщеплении гидролитического эфира с последующей потерей веса за счет диффузии олигомеров из основной массы полимера. Однако PCL в сравнении с PLA обладает более длительным сроком биodeградации, приблизительно 2–3 года до полного удаления из организма.

На сегодняшний день не существует единого идеального материала, который сочетал бы в себе весь перечень необходимых для реконструкции костных дефектов свойств. Одной из наиболее перспективных тенденций, активно развивающейся в настоящее время, является создание композитных биоматериалов, сочетающих в себе достоинства каждого семейства материалов в отдельности. С точки зрения бионики, внеклеточный костный матрикс является биокompозитом коллагена, полисахаридов и неорганического материала (различных КФ). Таким образом, сочетание полимера и керамики в одном материале позволяет создать композит, который является схожим по составу с внеклеточным костным матриксом. Известны работы, в которых для создания композитного полимер/керамика скэффолда использовали PCL и биостекло. Такой подход позволил существенно улучшить биосовместимость и активность костеобразующих клеток – остеобластов в условиях *in vitro* и повысить костеобразующую способность в условиях *in vivo* и механические свойства в сравнении с образцами из чистого биостекла. Известно, что использование PLGA полимера в комбинации с ГАП при создании скэффолдов способствует усилению остеогенного потенциала в условиях *in vitro* и *in vivo* в отличие от чистого PLGA скэффолда. При *in vitro* исследовании скэффолдов, состоящих из комбинации PLGA, PCL и ГАП, с использованием стромальных клеток костного мозга было установлено, что композитные конструкции способствуют росту и миграции клеточных культур во всем объеме образца. Известны работы по имплантации композитных образцов на основе PLA полимера в комбинации с ГАП в бедро лабораторных крыс. Гистологические исследования

показали, что имплантированные материалы быстро резорбировались и замещались новообразованной костной тканью.

Нанокристаллический ГАП был широко использован в качестве модификатора полимерной матрицы, который обеспечивает биоактивные свойства скэффолда. На сегодня существует множество работ, в которых изучается возможность формирования скэффолдов на основе полимеров, обогащенных ГАП с различными изоморфными замещениями. Проведены пилотные исследования разных типов полимерных скэффолдов, модифицированных ГАП с изоморфными замещениями ионами  $Mg^{2+}$ ,  $SiO_4^{4-}$ , а также Sr-ГАП. Разработан композитный скэффолд, в котором для создания матрицы использовали PCL и хитозан, с добавлением наночастиц ГАП с изоморфным замещением ионом  $Zn^{2+}$ . Проведенные исследования показали, что введение ионов  $Zn^{2+}$  в структуру ГАП позволяет получать материал, который активно стимулирует пролиферацию МСК. Из этого можно сделать вывод, что модифицированный ГАП более перспективен для регенерации костных тканей.

Все вышеперечисленные исследования свидетельствуют о положительном влиянии полимерных материалов в сочетании с керамическими наполнителями на процессы поддержания клеточной активности и костеобразования. Однако, несмотря на обилие материалов для создания скэффолдов и их всевозможных составов, способствующих регенерации костной ткани, все еще ведутся активные поиски наиболее оптимальной комбинации материалов, способных повысить эффективность лечения.

### **3.9.3. Физические и механические свойства полимерных материалов**

Впервые полимеры были использованы как имплантаты в качестве дренирующих трубок при нагноениях. Как правило, им легко придать желаемую форму, они достаточно биоинертны, имеют низкую стоимость. В последнее время использование разнообразных вариантов полимеров значительно возросло. Среди всех классов биоматериалов сегмент полимеров составляет более 50 %, они прочно занимают первое место по использованию в биологии и медицине.

В ранних работах тканевая несовместимость почти всегда была обусловлена выходом из полимеров токсических агентов и мономеров в окружающие ткани. Впоследствии удалось разработать материалы, в которых биосовместимость и биодеградация таким образом сочетаются с механическими свойствами, что они стали удовлетворять требованиям, предъявляемым к имплантатам. В табл. 3.37-3.38 даны некоторые характеристики ряда полимеров, используемых в хирургии, травматологии, ортопедии и других областях медицины.



*Деформационно-прочностные свойства* полимерных материалов в значительной степени изменяются под влиянием молекулярной массы и разветвлений макромолекул, поперечных сшивок, содержания кристаллической фазы, пластификаторов и приливки различных соединений.

Для оценки основных физико-механических свойств полимеров определяются следующие показатели:

- прочность на разрыв,
- относительное удлинение при разрыве,
- модуль упругости,
- прочность при прогибе,
- удельная ударная вязкость.

Важнейшими характеристиками материала являются его пластичность и ударопрочность. В основном эти свойства определяют функциональные качества и долговечность протеза.

*Таблица 3.37*

*Характеристика и область биомедицинского применения некоторых полимеров*

Название	Вид изделия	Область применения
Полиэтилен (ПЭ) и его производные	волокна	шовный материал, протезы аорты
	имплантаты, системы доставки лекарств	пластическая хирургия, катетеры, эндопротезы суставов, носители для клеток и лекарств
Полиметилметакрилат (ПММА)	имплантаты	ортопедия, контактные линзы, искусственные органы
Полиуретаны (ПУ)	имплантаты	кардиохирургия, искусственное сердце
Поливинилхлорид (ПВХ)	имплантаты	катетеры, шунты
Силиконы (С)	имплантаты	реконструктивная и пластическая хирургия
Политетрафторэтилен (ПТФЭ)	волокна	пластическая хирургия, изоляционный материал, сосудистые графты (протезы)
Полипропилен (ПП)	волокна	шовный материал, плетенные сетки
Нейлон (Н)	волокна	шовный материал
Полилактат (ПЛД)	волокна	шовный материал, носители для клеток и лекарств
Полигликоль (ПГД)	волокна	шовный материал, носители для клеток и лекарств
Полиоксиканоаты:	волокна	шовный материал

Полиоксибутират (ПОБ) Полиоксивалерат (ПОВ) и их композиты (сополиме- ры)	имплантат	искусственная кожа, носители для клеток и лекарств
--	-----------	---

Одним из основных качеств полимерных материалов является *водопоглощение* (набухание), которое может приводить к изменению геометрических форм базисных пластмасс, ухудшать оптические и механические свойства, способствовать инфицированию. Водопоглощение как физическое свойство проявляется при длительном пребывании полимеров во влажной среде.

Увеличение ударной прочности и эластичности хрупких полимеров может быть достигнуто путем их совмещения с эластичными полимерами.

К *теплофизическим* свойствам полимерных материалов относятся теплостойкость, тепловое расширение и теплопроводность.

Величина *теплостойкости* определяет предельную температуру эксплуатации материала. Так, например, теплостойкость полиметилметакрилата по Мартенсу равна 60–80 °С, а по Вика 105–115 °С. Введение неорганических наполнителей повышает теплостойкость, введение пластификаторов ее снижает.

*Тепловое расширение* характеризуется величиной линейного и объемного расширения.

Теплопроводность определяет способность материалов передавать тепло и зависит от природы полимерной матрицы, природы и количества наполнителя (пластификатора). Например, для полиметилметакрилата (ПММА) величина температуропроводности равна  $1,19 \cdot 10^7$  м<sup>2</sup>/с. С повышением молекулярной массы полимеров температуропроводность возрастает. Поскольку теплопроводность ПММА очень низка, он является изолятором. В частности, это пагубно сказывается на физиологии полости рта.

**Метакрилаты.** Это термостабильные пластики средней прочности и твердости. Первоначально использовались при протезировании зубов или как цемент для фиксации эндопротезов суставов (бедренного, коленного и т.д.) в кости, а также при костной пластике небольших дефектов костной ткани. Приготовление идет непосредственно перед употреблением путем смешивания катализатора и акселератора. Для получения однородной массы может быть использован ультразвук. Вся процедура протекает достаточно быстро при комнатной температуре.

Недостаток метакрилатов при эндопротезировании суставов связан с растрескиванием цемента, что в 5–12 % от общего количества неудовлетворительных результатов приводит к расшатыванию искусствен-

ных суставов. Как результат, необходимо удалить эндопротез и провести повторную операцию.

**Полиэтилен.** Полиэтилен представляет собой термопластический полимер с очень широкими вариациями механических характеристик, зависящих от молекулярного веса и степени кристалличности. При повышении кристалличности и молекулярного веса увеличивается твердость материала, снижается эластичность и растяжимость. Полиэтилен низкой плотности используется преимущественно для изготовления катетеров и как имплантат для мягких тканей. Полиэтилен высокой плотности обладает значительной прочностью, его применяют в качестве ацетабулярных колпачков для эндопротезов бедра.

Таблица 3.38

*Механические характеристики полимерных материалов*

Материал	Предел прочности на разрыв, МПа	Модуль Юнга, ГПа	Ударная прочность, Дж/м	Удлинение до разрыва, %	Плотность, г/см <sup>3</sup>	Водорастворимость, %
ПММА	55–58	2,4–3,3	16–75	2–7	1,2	0,1–0,4
ПУ	1–69	0,07–6,9	1300	10–1000	1,05–1,5	-
С	2,4–7	-	-	100–700	1,16	-
ПТФЭ	14–34	0,4	160	200–400	2,2	-
ПЭ низкой плотности	4–6	0,1–0,26	-	90–800	0,91–0,93	0,01
ПЭ средней плотности	8–24	0,17–0,38	26,7–850	50–600	0,94	0,01
ПЭ высокой плотности	21–38	0,4–1,24	26,7–850	20–1000	0,94–0,97	0,01
ПЭ ультравысокого веса	21	1,0	-	450	0,94	0,01

**Поливинилхлориды (винилы).** Винилы обладают высокой твердостью, в связи с чем для повышения эластичности в них добавляют пластификаторы. Кроме того, винилы термолабильны, из-за чего в них вводят термостабилизаторы, что позволяет в дальнейшем подвергать их термообработке. Такие материалы под действием крови или биологических жидкостей достаточно быстро растворяются (деградируют). Поэтому данный материал используют в качестве различных

шунтов, катетеров, трубок. Серьезный недостаток ПВХ обусловлен наличием в составе его мономеров атомов хлора, выделяющихся при биодеградации полимера и отравляющих организм.

**Силиконы.** Этот класс полимеров наиболее часто используется в имплантологии, чаще в пластической и реконструктивной хирургии, косметологии. Они биосовместимы, хорошо переносятся многими тканями, легко меняют форму, устойчивы к действию биологических жидкостей, пластичны и можно варьировать их механическими характеристиками. Силикон может обрабатываться при комнатной температуре, с помощью тепла он вулканизируется в соответствии с пресс-формой. При этом можно получить имплантат с заданной консистенцией от мягкого геля до твердого полимера.

В настоящее время от инъекций жидкого силикона в ткани почти отказались в связи с развитием фиброзной капсулы, которая прогрессирует в течение длительного периода времени после имплантации. Силиконы используются для изготовления различных зондов, катетеров, трубок. В ряде случаев его используют для соединения пальцев в реконструктивной хирургии при артрите.

**Полиуретаны.** Этот класс полимеров включает в себя широкий диапазон материалов, образующих несколько групп с общей структурой, состоящей из диизоцианидов и эфиров полиолов или полиэфиров. Эти полимеры отличаются между собой тем, что каждая ветвь содержит альтернативные компоненты. Одна (уретан) обеспечивает его твердость, а другая (полиэтилен) – мягкость. В связи с этим с помощью различных технологий можно получить материалы с заданными свойствами. Учитывая тот факт, что ПУ, как правило, не вызывает негативных реакций при контакте с кровью и тромбоцитами, он нашел самое широкое применение в сердечно-сосудистой хирургии, в частности, в аппарате искусственного кровообращения, внутрисосудистых зондах, катетерах, баллонах.

**Политетрафторэтилен ПТФЭ).** Отличие этого материала от других линейных полимеров заключается в высокой точке затвердевания, что делает невозможным получить нужную форму путем экструзии или инъекции. Вместо этого в него добавляют воск для склеивания порошка полимера в процессе термообработки, плавления, протекающего с удалением клея. ПТФЭ является одним из самых инертных полимеров, что позволяет его использовать в реконструктивной хирургии, несмотря на его низкую прочность. Хорошие электрические свойства и низкая способность к абсорбции воды делает его хорошим кандидатом для изготовления изолирующих систем.

**Биодеградируемые полимеры.** Выше описаны полимеры, не меняющие свою химическую структуру в организме в течение длитель-

ного времени. Для того, чтобы не удалять металлические имплантаты после сращения кости, было предложено заменить их на биodeградируемые материалы, в том числе полимеры. До сих пор еще нет материалов, адекватно сочетающих пластичность, механическую прочность, плотный контакт на границе кость – имплантат, биodeградацию без ярко выраженных тканевых реакций.

В настоящее время основные усилия направлены на разработку биodeградируемых систем, растворяющихся и удаляющихся из организма после завершения своей функции.

Ранние исследования были сфокусированы на натуральных полимерах (коллаген, целлюлоза и др.), в последующем – на продуктах химического синтеза. Примерами таких биodeградируемых полимеров являются полиангидриды, полиэферы, полиакрилы, поли(метилметакрилаты), полиуретаны. Было выделено несколько ключевых факторов, позволяющих контролировать растворение материала: гидрофильность/гидрофобность, аморфность/кристалличность, молекулярный вес, наличие гетероатомов (например, помимо углерода).

Биodeградация может протекать по трем основным механизмам:

1) химический гидролиз; 2) ферментативный (биохимический) гидролиз; 3) гидролиз с участием ферментативных систем клеток.

Естественно, что наиболее перспективными являются материалы, при расщеплении которых образуются природные мономеры. Например, полилактиды, полигликолиды, полиоксиалканоаты и их сополимеры расщепляются соответственно до молочной, гликолевой, оксимасляной кислот, из которых в цикле Кребса образуются вода и углекислый газ, выводящиеся из организма естественным путем.

Например, полиоксибутират, полиоксивалерат и их сополимер – полиэферы природного происхождения, биосовместимые, медленно биорезорбируемые макрофагами, термостабильные полимеры (выдерживают стерилизацию в автоклаве без потери физико-химических свойств).

Перспективы использования биodeградируемых полимеров:

– композитные пленки с фосфатами кальция для восстановления дефектов надкостницы;

– системы доставки лекарств в кость (остеомиелит, опухоли) с контролируемыми свойствами (интеллектуальные имплантаты);

– пористые резорбируемые объемные композиты полимера с фосфатами кальция (увеличивается пластичность изделия, появляется пьезоэффект) для замещения дефектов костной ткани;

– полностью резорбируемые матрицы для выращивания клеток, создания искусственных органов и гибридных имплантатов.

### 3.9.4. Физические и механические свойства полимерных изделий

#### Волокнистые полимеры и синтетические волокна

Синтетические волокна постепенно заменяют натуральные благодаря своим широким возможностям в варьировании размерами, прочностью и качеству. С помощью техники вытягивания полимеров в большинстве случаев удается получить высокопрочные нити (табл. 3.39). Это достигается за счет комбинации степени кристалличности и направленности расположения волокон полимеров.

Синтетические волокна изготавливают в виде нитей, сетки, ткани, из которых затем формируют шовный материал, опорные каркасы и стенки искусственных сосудов соответственно.

Таблица 3.39

*Механические характеристики волокнистых полимеров*

Материал	Прочность на разрыв, МПа	Удлинение до разрыва, %	Относительная плотность	Абсорбция воды, %
Нейлон	300–600	18–45	1,14	4,2
Полипропилен	590–620	17–20	0,91	0,05
Политетрафтороэтилен	290	13	2,2	0
Полилактат	400–670	22	1,27	-
Полигликоль	550–630	22–33	1,5–1,64	-

#### Покрытия из биологически активных полимеров

Синтезированы биологически активные полимеры (в частности, полиэтиленоксид, тетраметилентерефталат, полигидроксиэтилен метакрилата), которые способствуют костеобразованию. Предполагают, что это обусловлено наличием на их поверхности отрицательного заряда. Во многом процесс окостенения подобен остеогенезу на кальцийфосфатных поверхностях. Он запускается лишь тогда, когда на поверхность полимеров наносятся костные клетки.

Использование таких полимеров весьма перспективно для стоматологии. В отличие от хрупкого и твердого гидроксилапатита, они обладают демпферными свойствами: в качестве покрытия могут более чем в 4 раза снизить давление на кость вокруг стоматологического имплантата. В свою очередь, это уменьшает вероятность расшатывания зубных протезов.

**Биоактивные гели.** Современные технологии позволяют создавать дизайн имплантатов, которые способны выделять агент(ы) только в подходящей окружающей среде. Основное направление использования

биоактивных гелей – системы доставки лекарственных препаратов (англ. drug delivery systems, DDS).

Большинство подобных DDS основано на гидрогелях, поперечно связанных, гидрофильных трехмерных полимерных сетях, разбухающих в жидкой среде без растворения и способных захватить примерно 60–90 % жидкости на 10–30 % полимера.

Одним из наиболее замечательных достоинств набухающих матриц является способность проявлять себя в ответ на изменения окружающей среды, такие как pH, температура, ионная сила, концентрация субстрата и т.д. В подобных ситуациях DDS сжимается либо набухает, что получало название «сенситивные» (чувствительные, интеллигентные) гидрогели (табл. 3.40).

В большинстве систем структурные изменения обратимы и могут повторяться в зависимости от изменения свойств внешнего окружения. Выделение лекарства происходит только при набухании полимера. Чаще всего гидрогели чувствительны к изменению pH. Например, при защелачивании окружающей среды происходит выделение депонированного вещества, при снижении pH процесс останавливается. Подобные гидрогели идеальны для DDS, поступающих в организм через желудочно-кишечный тракт (ЖКТ), когда высвобождение лекарства происходит только в щелочной среде тонкого кишечника.

Первоначально исследования гидрогелей были сосредоточены на системах, содержащих полиакриловую кислоту (ПАА), впоследствии список полимеров с подобными свойствами расширился (табл. 3.40).

Таблица 3.40

Разновидности биоактивных гелей

Стимул	Система	Механизм
pH	Кислые или основные гидрогели	Изменение pH – набухание – выделение лекарства
Ионная сила	Ионные гидрогели	Колебания ионной силы – изменение концентрации ионов внутри геля – набухание – выделение лекарства
Химический	Гидрогели с акцепторами электронов	Доноры электронов – образование переносчиков заряда – набухание – выделение лекарства
Фермент-субстрат	Гидрогели с иммобилизованными ферментами	Наличие субстрата – конверсия фермента – образование продукта, вызывающего набухание геля – выделение лекарства
Магнитное поле	Магнитные частицы, диспергированные в альгинатных микросферах	Магнитное поле – расширение пор – набухание геля – выделение лекарства

Температура	Термочувствительные гели поли (N-изопропилакриламид)	Колебание температуры – изменения взаимодействия полимер-полимер и вода-полимер – набухание геля – выделение лекарства
Электрическое поле	Полиэлектролитный гель hydrogel	Электрическое поле – зарядка мембраны – электрофорез лекарства – набухание геля – выделение препарата
Ультразвук	Гели на основе этиленвинилового спирта	Ультразвуковые колебания – повышение температуры – выделение лекарства

Биоактивное неорганическое покрытие из гелей гидроокиси кремния, которые имеют отрицательный заряд и обладают достаточной пористостью, способно адсорбировать на себя кальцийфосфаты (КФ) из биологических жидкостей. Прилипание остеогенных клеток и адсорбция КФ создает условия для активации роста костной ткани на биоматериале. Частицы кремния являются чрезвычайно токсическим агентом, разрывают лизосомальный аппарат клеток после их поглощения, что приводит к их гибели.

**Пористые материалы.** К пористым материалам относят металлы, керамику, полимеры и стеклокерамику, имеющие диаметр пор от 50 до 500 мкм, внутрь которых может происходить врастание окружающей, например, костной ткани (Ducheune, 1986). С теоретической точки зрения к пористым материалам можно отнести материалы, которые имеют нано-, микро- и макропоры, имеющие диаметр  $10^{-9}$ ,  $10^{-6}$ ,  $10^{-3}$  м.

В травматологии и ортопедии, восстановительной хирургии, а также стоматологии пористые материалы используются для замещения костных дефектов и ускорения врастания кости в имплантат. При прочих равных условиях, главным из которых является оптимальная биомеханика имплантата, пористость позволяет увеличить прочность фиксации материала с костной тканью. Пористые материалы можно использовать как самостоятельно, так и в качестве покрытия на имплантаты.

Как показывают данные, представленные в табл. 3.40, 3.41 и 3.42, большинство плотных и пористых полимеров, в отличие от других классов биоматериалов, по своим биомеханическим свойствам непригодны как имплантаты для костной ткани. Тем не менее в составе компонентов сложных покрытий и объемных пористых конструкций демпферные возможности (вязкость, пластичность) полимеров (табл. 3.41) могут найти применение при пластике твердых тканей организма.

С другой стороны, пористость изделия может быть нежелательным следствием нарушения технологии его изготовления. Нарушение режима полимеризации приводит к *дефектам готовых изделий* (пу-



зырьки, пористость, разводы, участки с повышенным внутренним напряжением), к растрескиванию, короблению и поломкам протеза.

Различают три вида пористости пластмасс: 1) газовую, 2) сжатия, 3) гранулярную.

*Газовая пористость* обусловлена испарением мономера внутри полимеризующейся формовочной массы. Она возникает при опускании кюветы с пластмассовым тестом в гипсовой пресс-форме в кипящую воду. Этот вид пористости может также возникать при нагревании формы с большим количеством массы вследствие сложности отвода из нее излишков тепла, развивающегося в результате экзотермичности процесса полимеризации.

Таблица 3.41

*Механические характеристики некоторых пористых материалов*

Материал	Пористость, %	Размер пор, мкм	$\sigma$ , МПа	$E$ , МПа
$\alpha$ -Al2O3	40	100–750	66	-
Полиэтилен высокого давления	-	70	4,5–5,3	-
Полисульфон	54–66	56–386	2,8–5,9	220–406
Сталь Со-Сг-Мо, гранулы	65–70	50	-	101000
Титан, порошковый	65,3	200	23	-
	50	200	56	-
Сталь ASSI 316L, толстые нити толщиной 50 мкм	50	110	100	40000
	65–70	88	200–300	80000
	50	110	-	4000
	65–70	88	-	8000
Сплав титана Ti-6Al-4V, пористый	50	275	172	3500
	50	360	165	4200
	48	460	110	3150
Ti толстые нити 250 мкм	50	200–400	25	-
Ti пористый	20	275	10	2800

*К пористости сжатия* приводит недостаточное давление или недостаток формовочной массы, вследствие чего образуются пустоты. В отличие от газовой пористости она может возникнуть в любой области изделия (базиса протеза). На наш взгляд, правомернее называть ее пористостью от недостатка сжатия.

*Гранулярная пористость* возникает из-за дефицита мономера в тех участках, где он может улетучиваться. Такое явление наблюдается при набухании мономер-полимерной массы в открытом сосуде. По-

верхностные слои при этом плохо структурируются, представляют собой конгломерат гранул материала.

**Пластмассы.** В настоящее время широкое применение получили синтетические пластические массы (пластмассы).

- *Пластмассы* – материалы, основу которых составляют полимеры, находящиеся в период формирования изделий в вязкотекучем или высокоэластичном, а при эксплуатации – в стеклообразном или кристаллическом состоянии (табл. 3.42).

Таблица 3.42

Физические свойства некоторых пластиков (пластмасс)

Сокращенное название	Полистирол	Полипропилен	Полиэтилен
	PS	PP	(PE-LD низкого давления) (PE-HD высокого давления)
1	2	3	4
Оптические свойства	Прозрачный, блестящая поверхность; 90 % светонепроницаемость (с 400–800 нм)	Полупрозрачный, блестящая поверхность	От полупрозрачного до непрозрачного, как парафин поверхность
Общие механические характеристики	Высокое сопротивление разрушению и теплостойкость, отличные электроизоляционные свойства, не автоклавируем	Высокое сопротивление разрушению, нечувствителен к образованию трещин при натяжении, высокая жесткость на сдвиг, недеформируем, автоклавируем при температуре до 121 °С	Сравнительно низкое сопротивление разрушению и поверхностная твердость, высокая вязкость, чувствителен к возникновению трещин при натяжении, водоотталкивающий, легко заряжается электростатически, не автоклавируется
Максимальная температура эксплуатации*	60–70 °С	100–110 °С	60–80 °С
Краткосрочная максимальная температура эксплуатации**	75–80 °С	120–140 °С автоклавируется при 121 °С	80–120 °С
Температура хрупкости	-10 °С	0 °С	-50 °С
Плотность, г/см <sup>3</sup>	1,05	0,9	0,93

Сокращенное название	Полистирол	Полипропилен	Полиэтилен
	PS	PP	(PE-LD низкого давления) (PE-HD высокого давления)
Воспламеняемость	Легко воспламеняемый материал	Легко воспламеняемый материал	Легко воспламеняемый материал
Поглощение влаги	< 0,1 %	< 0,1 %	< 0,1 %
Общая стойкость к химическому воздействию	Устойчив к растворам солей, выщелачивающим растворам, неокисляющим кислотам, а также щелочам и спирту. Топливо, эфирные масла, сильные окислители и ароматические вещества ведут к образованию трещин.	Устойчив к водным растворам неорганических солей, кислот, органических растворителей при температуре до 60 °С. Не подвержен воздействию спиртов, эфиров, кетонов. Ароматические и галогенизированные двуокиси углерода, окисляющие вещества, такие как концентрированная азотная кислота и при более высокой температуре жир, масло и парафин приводят к вспучиванию полипропилена	Очень устойчив к химикатам. Химическая устойчивость полиэтилена с высокой плотностью выше, чем полиэтилена. Водные растворы, выщелачивающие растворы, спирт, масло, а также вода и солевые растворы не воздействуют на полиэтилен. Концентрированные, окисляющие кислоты, такие как азотная кислота и галогены, имеют разлагающий эффект
Утилизация	Являются чистым углеводородным материалом и нейтрален к окружающей среде в процессе применения. В процессе сжигания какие-либо вредные вещества не выделяются		

Примечание: \* – в зависимости от применяемого материала; \*\* – при этой температуре пластик становится хрупким.

Таблица 3.43

Теоретическая и реальная прочность некоторых материалов  
(по Е.В. Кортукову с соавт., 1988)

Материал	Модуль Юнга, Па	Теоретическая прочность, Па	Реальная прочность, Па
Сталь	$2 \cdot 10^{11}$	$2 \cdot 10^{10}$	$(1-2,5) \cdot 10^9$
Поваренная соль	$4 \cdot 10^{10}$	$4 \cdot 10^9$	$0,44 \cdot 10^7$
Стекло	$7 \cdot 10^{10}$	$7 \cdot 10^9$	$1 \cdot 10^8$
Полиметилметакрилат	$5 \cdot 10^9$	$5 \cdot 10^8$	$1 \cdot 10^8$

Применяемые в ортопедической стоматологии базисные пластмассы можно классифицировать по общепринятым (традиционным) признакам:

- *по степени жесткости* – пластмассы жесткие (для базисов протезов и их реставрации) и мягкие, или эластичные, которые применяются самостоятельно (боксерские шины) или в качестве мягкой подкладки под жесткий базис;
- *по температурному режиму полимеризации* делят на пластмассы «горячего» и «холодного» отверждения («самотвердеющие», «быстротвердеющие»);
- *по наличию красителей* – на пластмассы «розовые» «бесцветные» и т.д.

Таблица 3.44

*Некоторые физико-механические качества синтетических эластомеров  
(по R. Craig, 1989, модифицировано)*

Материалы	Степень вязкости	Вязкость (ср)
Полисульфидные	низкая	60
	средняя	110
	высокая	450
Силиконовые (по реакции поликонденсации)	низкая	70
	очень высокая	150
Полиэфирные	высокая	130

### 3.9.5. Осложнения при использовании полимерных материалов и покрытий

В пластмассовых изделиях всегда имеются значительные *внутренние остаточные напряжения*, что приводит к растрескиванию и короблению. Они появляются в местах соприкосновения пластмассы с инородными материалами (фарфоровыми зубами, металлическим каркасом). Это является результатом разных коэффициентов линейного и объемного расширения пластмассы, фарфора, сплавов металлов.

Например, у акрилового базиса коэффициент термического расширения в 20 раз выше, чем у фарфоровых зубов. Это приводит к возникновению значительных локальных внутренних напряжений и появлению микротрещин в местах контакта пластмассы и фарфора.

В местах резкого перехода массивных участков пластмассового изделия в тонкие также возникают остаточные напряжения. Дело в том, что в толстых участках базиса усадка пластмассы имеет большую величину, чем в тонких. Кроме того, резкие перепады температуры при полимеризации вызывают или усиливают упругие деформации. Это, в частности, вызвано опережением затвердевания наружного слоя. Затем

отверждение внутренних слоев вызывает уменьшение их объема, и они оказываются под воздействием растягивающих напряжений, поскольку наружные слои при этом уже приобрели жесткость.

Нарушение процессов полимеризации приводит также к тому, что мономер полностью не вступает в реакцию, и часть его остается в свободном (остаточном) состоянии. Полимеризат всегда содержит остаточный мономер. Часть оставшегося в пластмассе мономера связана силами Ван-дер-Ваальса с макромолекулами (связанный мономер), а другая часть находится в свободном состоянии (свободный мономер). Последний, перемещаясь к поверхности протеза, диффундирует в биологическую жидкость и растворяется в ней, вызывая при этом различные токсико-аллергические реакции организма. Базисные пластмассы при правильном режиме полимеризации содержат 0,2–0,5 %, быстротвердеющие 3–5 % и более остаточного мономера.

В процессе эволюции биологические виды вплоть до середины XX века не сталкивались с искусственными полимерами, в связи с чем не успели сформироваться механизмы приспособления к этому материалу. Главным сдерживающим фактором применения полимеров является их недостаточная биосовместимость, обусловленная как прямым токсическим воздействием, так и низкой устойчивостью к биодegradации.

Одним из самых серьезных осложнений, с которыми можно столкнуться при использовании полимеров, является потенциальная способность веществ этой группы и растворителей, используемых в процессе их приготовления, вызывать развитие опухолей. Однако существующий в настоящее время строгий контроль при проведении доклинических и клинических испытаний позволил минимизировать риски. Кроме того, полимеры, созданные из природных мономеров, позволяют снизить вероятность побочных реакций организма (токсичность, воспаление, аллергия и т.д.).

Различные полимерные материалы предлагаются для замены металлов, используемых при производстве имплантатов для внутренней фиксации. При этом прочность полимеров, усиленных, например, углеродными волокнами, может быть высока. Отрицательным моментом является сохранение пластичности, что не позволяет защитить кость и имплантат от перегрузок. Любой полимер или изделие из него обладает комбинацией положительных и негативных параметров, что ограничивает сферу их использования.

Если целью применения полимеров является предупреждение коррозии металлов, то следует помнить, что проблема неуправляемой потери компонентов, например пластификаторов из полимеров, вследствие процессов их растворения и биодegradации, до сих пор еще не

решена. При использовании некоторых материалов частота возникновения «стерильных кист» составляет около 10 % от общего числа наблюдений. Часть кист может инфицироваться, что считается недопустимым. Это связано с механическим и химическим разрушением полимеров в организме, и так называемые «частицы износа» разных размеров способны накапливаться и провоцировать нежелательные реакции.

### 3.9.6. Механические испытания пластических масс

Изделия, изготовленные из пластических масс прессованием, формованием, на основе органического связующего вещества, подвергают испытаниям на растяжение, сжатие, на статический изгиб, на определение модуля упругости при растяжении, сжатии и изгибе, на абразивный износ, а также определяют их твердость.

**Испытание на растяжение.** При испытании определяют: прочность при растяжении, при разрыве, предел текучести при растяжении, условный предел текучести, относительное удлинение при максимальной нагрузке, относительное удлинение при разрыве, относительное удлинение при пределе текучести.

Образцы для испытания изготавливают механической обработкой или прессованием. При изготовлении образцов механической обработкой из изделий и полуфабрикатов, в том числе из листов и пластин, максимально допустимая толщина должна быть 3 мм для образцов типа 1 (ГОСТ 11262–80), соответствовать толщине изделия или полуфабриката, но не более 10 мм для образца типа 2. Образцы типов 1, 2 и 3 имеют каждый общую длину 115, 150 и 250 мм, ширину рабочей части 6, 10 и 25 мм, причем образцы типа 1 и 2 имеют утонченную часть в середине.

**Испытание на сжатие.** При испытании пластмасс на сжатие (ГОСТ 4651–82) определяют разрушающее напряжение при сжатии ( $\sigma_{ср}$ ), напряжение сжатия при пределе текучести ( $\sigma_{ст}$ ), напряжение сжатия при условном пределе текучести ( $\sigma_{сгу}$ ) и напряжение сжатия при установленной условной деформации ( $\sigma_{сд}$ ), МПа, по формуле:

$$\sigma = F / A_0, \quad (3.5)$$

где  $F$  – нагрузки, соответствующие значениям  $\sigma_{ср}, \sigma_{ст}, \sigma_{сгу}, \sigma_{сд}$  ( $H$ );

$A_0$  – площадь минимального начального сечения образца, мм<sup>2</sup>.

Образцы для испытания имеют форму прямоугольной призмы, прямого цилиндра или прямой трубки; высота образца может быть 35, 40, 45 и 50 мм. Число образцов из изотропных пластмасс – не менее 10 (не менее 5 для каждой оси анизотропии).

Испытательная машина при испытании на сжатие должна обеспечивать измерение нагрузки с погрешностью не более 1 %. Измеритель нагрузки должен быть практически безынерционным.

**Испытание на статический изгиб.** Определяют разрушающее напряжение при изгибе ( $\sigma_u$ ), напряжение при изгибе при заданной величине прогиба ( $\sigma_{un}$ ), максимальное напряжение при изгибе ( $\sigma_{u,max}$ ) по формуле:

$$\sigma_u (\sigma_{un}, \sigma_{u,max}) = M / W, \quad (3.6)$$

где  $M$  – изгибающий момент;

$W$  – момент сопротивления сечения образца.

Изгибающий момент ( $M$ ) вычисляем по формуле:

$$M = P_u (P_{un} \cdot P_{u,max}) \cdot L_v / 4, \quad (3.7)$$

где  $P_u (P_{un} \cdot P_{u,max})$  – нагрузка;

$L_v$  – расстояние между опорами.

Момент сопротивления образца ( $W$ ) вычисляют по формуле:

$$W = bh^2 / 6,$$

где  $b$  и  $h$  – ширина и толщина образца.

Образцы для испытания в соответствии с ГОСТ 4648–71 изготавливают механической обработкой и формованием.

**Определение модуля упругости при растяжении.** Модуль упругости ( $E_p$ ) определяют как отношение приращения напряжения к соответствующему приращению относительного удлинения, установленному ГОСТ 9550–81, по формуле:

$$E_p = (F_2 - F_1) l_0 / (A_0 (\Delta l_2 - \Delta l_1)), \quad (3.8)$$

где  $F_2$  – нагрузка, соответствующая относительному удлинению 0,3 %, Н;

$F_1$  – нагрузка, соответствующая относительному удлинению 0,2 % (Н);

$l_0$  – расчетная длина образца, мм;

$A_0$  – площадь начального поперечного сечения образца, мм<sup>2</sup>;

$\Delta l_2$  – удлинение, соответствующее нагрузке  $F_2$ , мм;

$\Delta l_1$  – удлинение, соответствующее нагрузке  $F_1$ , мм.

Число образцов для испытания должно быть не менее трех. За результат испытания принимают среднее арифметическое значение всех параллельных определений.

**Определение модуля упругости при сжатии.** Модуль упругости при сжатии ( $E_c$ ) – отношение приращения напряжения к соответствующему приращению относительной деформации сжатия, установленному ГОСТ 9550–81.

Модуль упругости определяют по формуле:

$$E_c = (F_2 - F_1) h_0 / (A_0 (\Delta h_2 - \Delta h_1)), \quad (3.9)$$

где  $F_2$  – нагрузка, соответствующая относительной деформации 0,3 %, Н;

$F_1$  – нагрузка, соответствующая относительной деформации 0,1 %, Н;

$h_0$  – начальная высота образца или базы, мм;

$A_0$  – площадь начального поперечного сечения образца, мм<sup>2</sup>;

$\Delta h_2$  – изменение высоты или базы, соответствующее нагрузке  $F_2$ , мм;

$\Delta h_1$  – изменение высоты или базы, соответствующее нагрузке  $F_1$ , мм.

**Определение модуля упругости при изгибе.** Модуль упругости при изгибе – отношение приращения напряжения к соответствующему приращению относительной деформации, установленному ГОСТ 9550–81. Испытания на изгиб проводят двумя методами: А – при нагружении по трехточечной схеме и Б – при нагружении по четырехточечной схеме. По методу А испытуемый образец нагружают наконечником в середине расстояния между опорами.

По методу Б испытуемый образец нагружают парой наконечников, расположенных в средней трети расстояния между опорами.

Модуль упругости при изгибе ( $E_{изг}$ ) вычисляют по формуле:

по методу А:

$$E_{изг} = L_V^3 (F_2 - F_1) / (4bh^3 (Z_2 - Z_1)), \quad (3.10)$$

по методу Б:

$$E_{изг} = 0,185L_V^3 (F_2 - F_1) / (bh^3 (Z_2 - Z_1)), \quad (3.11)$$

где  $L_V$  – расстояние между опорами, мм;

$F_2$  – нагрузка при относительной деформации крайних волокон 0,3 %, Н;

$F_1$  – нагрузка при относительной деформации крайних волокон 0,1 %, Н;

$b$  – ширина образца, мм;

$Z_2$  – прогиб образца, соответствующий относительной деформации крайних волокон 0,3 %, мм;

$Z_1$  – прогиб образца, соответствующий относительной деформации крайних волокон 0,1 %, мм.

За результат испытаний принимают среднее арифметическое значение всех измеренных значений определенной физической величины.

**Испытание на ударную вязкость по Шарпи.** Сущность метода заключается в испытании, при котором образец, лежащий на двух опорах, разрушается при ударе маятника, причем линия удара находится посередине между опорами и непосредственно напротив надреза у образцов с надрезом.



Испытание на удар служит для оценки поведения образцов, предусмотренных ГОСТ 4647–80, под действием ударных напряжений и для оценки хрупкости или вязкости образцов в пределах, установленных условиями испытания.

Ударную вязкость вычисляют по формулам:

1) для образцов без надреза:

$$a_n = (A_n / bs) \cdot 10^3, \quad (3.12)$$

2) для образцов с надрезом:

$$a_k = (A_k / bs_k) \cdot 10^3, \quad (3.13)$$

где  $A_n$  – энергия удара, затраченная на разрушение образца без надреза;

$A_k$  – энергия, затраченная на разрушение образца с надрезом;

$b$  – ширина образца по его середине;

$s$  – толщина образца без надреза по его середине;

$s_k$  – толщина образца с надрезом по его середине.

Относительную ударную вязкость вычисляют по формуле:

$$a_k = (a_k / a_n), \quad (3.14)$$

где  $a_k$  – ударная вязкость образца с надрезом;

$a_n$  – ударная вязкость такого же образца без надреза.

Испытуемые образцы имеют форму брусков прямоугольного сечения, размеры которых установлены ГОСТ 4647–80.

**Определение твердости.** Сущность метода заключается во вдавлении стального шарика под действием заданной нагрузки в поверхность испытуемого образца. Для этого образец помещают на опорную плиту (стол) так, чтобы обеспечить его наиболее полное прилегание к опорной плите, и вводят его в соприкосновение с шариком. Затем прилагают предварительную нагрузку и устанавливают устройство, отсчитывающее глубину внедрения, на нулевую отметку. Плавно в течение 2–3 с прикладывают одну из основных нагрузок, а через 30 с после приложения основной нагрузки измеряют глубину внедрения шарика с погрешностью не более 0,005 мм.

Твердость (МПа) вычисляют по формуле:

$$H = P \cdot 0,21 / \pi d \cdot 0,25 \cdot (h - 0,04), \quad (3.15)$$

где  $P$  – нагрузка на шарик, Н;

$d$  – диаметр шарика;

$h$  – глубина внедрения шарика;

0,25 – базовая глубина внедрения шарика;

0,21 и 0,04 – коэффициенты приведения нагрузки к глубине внедрения 0,25 мм.

**Испытание на абразивный износ.** Этот метод испытаний заключается в определении уменьшения объема образца в результате истирания шлифовальной шкуркой. Показатель истирания предназначен для сравнительной оценки износа пластмасс при абразивном истирании без смазочного материала. Для испытаний применяют образцы в виде бруска квадратного сечения  $(10 \pm 0,4) \cdot (10 \pm 0,4)$  мм<sup>2</sup>, высотой 10–20 мм; цилиндра диаметром  $10 \pm 0,4$  мм, высотой 10–20 мм; составного образца в виде бруска или цилиндра тех же размеров, состоящего из слоя испытуемой пластмассы толщиной не менее 2 мм, прикрепленного к основанию из другого твердого материала.

За показатель истирания образца пластмассы принимают уменьшение его объема в кубических миллиметрах на 1 м пути истирания.

Показатель истирания каждого образца пластмассы  $V_i$  (мм<sup>3</sup>/м) вычисляют по формуле:

$$V_i = 1000K(G_1 - G_2)/(\rho_i L), \quad (3.16)$$

где  $K$  – коэффициент пересчета, характеризующий истирающую способность рулона шкурки;

$G_1$  – масса испытуемого образца с держателем до истирания, г;

$G_2$  – масса испытуемого образца с держателем после истирания, г;

$\rho_i$  – плотность образца, г/см<sup>3</sup>;

$L$  – длина пути истирания, м.

Испытание проводят в помещении при температуре воздуха  $20 \pm 5$  °С и относительной влажности  $65 \pm 5$  %.

Испытание на ползучесть при растяжении при постоянной нагрузке. Ползучесть – процесс развития деформации во времени. Метод заключается в испытании образца на растяжение под действием постоянной растягивающей нагрузки в течение длительного времени и в измерении деформации образцов во времени и (или) времени между моментом приложения полной нагрузки и установлением в образце заданной величины деформации.

Исходя из цели испытания, определяют *деформацию* – отношение приращения длины базы образца в данный момент времени к начальной длине базы образца; *среднюю скорость ползучести* – увеличение деформации в единицу времени; *показатель ползучести* – увеличение деформации в течение заданного промежутка времени, выраженное в процентах, к деформации в момент времени, и другие параметры.

Для испытаний применяют образцы типа 2 по ГОСТ 11262–76; способ изготовления образцов, место и направление их вырезки из полуфабрикатов или изделий должны отвечать требованиям ГОСТ 11262–76.

Испытание на ползучесть проводят на испытательной машине, состоящей из следующих основных частей: захватов для крепления образца, нагружающей системы и прибора для измерения деформации образца.

Образцы для испытания подвергают кондиционированию по ГОСТ 12423–66 при следующих режимах: температура 25 и 27 °С, относительная влажность 50 и 65 %, давление от 86 до 106 кПа. Время кондиционирования указывается в нормативно-технической документации на материал или методы испытаний.

### **3.10. Биокomпозитные материалы**

Каждый орган тела построен из комбинации, в разных пропорциях, четырех типов тканей:

- эпителия,
- мышц,
- нервной ткани,
- соединительной ткани.

Эпителиальные ткани покрывают и выравнивают органы по телу, могут выделять широкое разнообразие веществ прямо в систему через протоки или в поток крови. Гланды состоят из такого выделяющего эпителия.

Мышечные ткани находятся там, где требуется движение. В скелете мышцы находятся под добровольным управлением, тогда как сердечно-сосудистая, пищеварительная и дыхательная системы управляются биохимически.

Нервная ткань специализируется на передаче сигналов между внешним миром, мозгом и всеми системами организма.

Соединительная ткань так названа, поскольку ее составляющие ткани соединяют и служат другим. Она включает подачу крови в органы и из органов. В теле не существует органов без компонентов соединительной ткани, с соединительной тканью прежде всего взаимодействуют биоматериалы.

Каждая биологическая ткань имеет свои механические характеристики (табл. 3.45). В частности, поэтому не существует идеального материала, полностью совместимого с организмом, соответствующего всем анатомо-физиологическим и биомеханическим свойствам ткани (рис. 3.15). Не может существовать идеального имплантата для разнообразных клинических ситуаций. В связи с этим выходом из ситуации являются:

- 1) композитные имплантаты;
- 2) гибридные имплантаты;
- 3) панель имплантатов с индивидуальными биомедицинскими параметрами, заранее созданными в процессе формирования изделия.

Таблица 3.45

*Механическая характеристика живых тканей и некоторых биоматериалов*

Материал имплантата, протеза или костной структуры	Модуль Юнга ( $E$ ), кг/мм <sup>2</sup>
Кортикальная кость	1610
Губчатая кость при плотности 0,4–1,0 г/см <sup>3</sup>	173–750
Слизистая оболочка	0,7
КХС (кобальт-хромовая сталь)	2000
Титановый сплав	15000
Пластмасса	300

Композиты, состоящие из двух или нескольких материалов, которые принадлежат к разным группам, объединяют их достоинства и дают возможность сделать имплантат, наиболее близкий к биологической ткани по основным механическим и химическим свойствам. Последнее очень важно, поскольку разница в упругих свойствах имплантатов и окружающих тканей организма приводит к разрывам химических связей между ними во время механических нагрузок. А это в свою очередь приводит к плохой приживаемости и даже к отторжению. Например, композитные биоимплантаты бывают:

1. *Полимерно-керамические.* В таких материалах неорганическая фаза (стекло или фосфаты кальция) равномерно распределена в матрице органического вещества (например, в полиэтилене высокого давления или в эпоксидной смоле). Самый простой способ приготовить такой композит – смешать составляющие, а потом инициировать полимеризацию. Подобные биокомпозиты обладают высокой прочностью, упругостью, легкостью, биосовместимостью, а также анизотропными (зависимость физических свойств от направления) свойствами, близкими к кости.

2. *Металло-керамические.* Эти материалы главным образом состоят из металла, который обеспечивает высокую механическую прочность. Основой протеза может быть титан и его сплавы, никель, хром, благородные металлы. Керамику (фосфаты кальция или биоактивные стекла) наносят на поверхность металла, и именно она отвечает за биосовместимость имплантата. В таком композите важно, чтобы керамика прочно прилипла к поверхности металла. Основным методом нанесения керамики – плазменное напыление: керамический порошок расплавляют в пламени высокотемпературной горелки и из форсунки напыляют на охлаждаемую металлическую заготовку. Иногда используют порошковую металлургию (спекание), сварку, вакуумно-ионное напыление металла на керамику, электрохимическое нанесение металла на керамику, взаимную диффузию (нагретые металл и керамика диффундируют друг в друга).

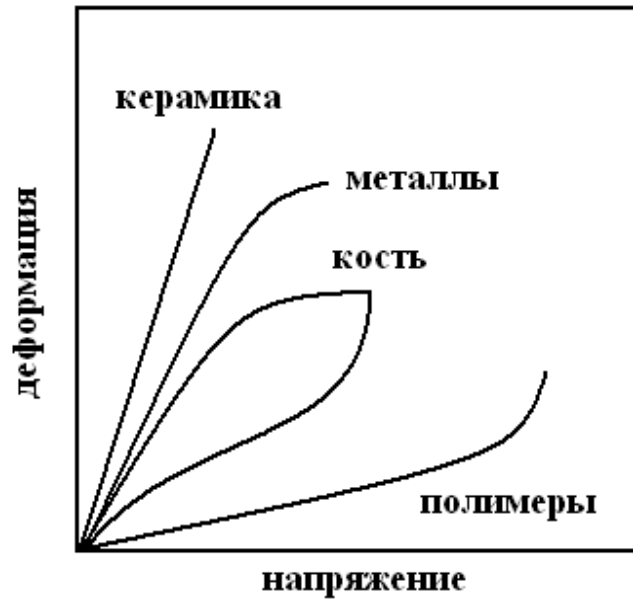


Рис. 3.15. Схематичные кривые деформация – напряжение для разных классов биосовместимых материалов

По разнообразию протезов для костей и суставов понятно, что идеальный вариант еще не найден. Хотя достигнутые результаты и впечатляют, все нынешние имплантаты имеют недостатки, что побуждает ученых продолжать поиски.

### **3.11. Патофизиологические основы взаимодействия материалов с организмом человека (биосовместимость) на примере стоматологических протезов**

Основные классы биоматериалов, кроме набора требуемых свойств, обладают побочными качествами, т.к. до сих пор из них не создано ни одного идеального. Поэтому клиническое материаловедение, помимо прочего, изучает взаимодействие материалов и организма человека (больного и врача). В связи с тем, что ротовая полость обильно снабжена сосудами и нервами, негативные свойства биоматериала будут проявляться достаточно быстро и наглядно.

Клинические проявления взаимодействия организма больного и материалов, применяемых при протезировании полости рта, зависят от соматического и психического состояния, возраста, пола, характера и протяженности дефектов зубного ряда, состояния зубов и тканей пародонта и др.

Следует учитывать, что основные материалы и протезы (съемные и несъемные) в своих клинических проявлениях взаимодействия с организмом дают «суммарный» эффект, который в большинстве случаев

представляет трудности для диагностики и лечения. Этот вопрос рассматривается в их тесной взаимосвязи и взаимообусловленности.

Можно выделить разное действие материалов на организм:

- а) механическое;
- б) токсическое:
  - 1) общее;
  - 2) местное (непосредственное и опосредованное);
- в) аллергическое (гиперчувствительность немедленного и замедленного типа);
- г) термоизолирующее.

*Механическое действие* материалов зависит от вида материала и в большей степени от площади контакта с тканями и органами полости рта. Для полимеров, используемых в качестве базиса съемного протеза, такими тканями являются слизистая оболочка альвеолярной части челюсти и твердого нёба, эмаль естественных зубов, с которой контактирует базис.

Механическое действие полимерного или металлического базиса протеза порой может носить характер острой травмы с нарушением целостности строения слизистой оболочки. Выраженность клинических проявлений также весьма многообразна – от локального до разлитого покраснения с явлениями отека мягких тканей.

Могут наблюдаться очаги катарального воспаления, а также эрозии и гиперпластические разрастания. Таким образом, механический фактор раздражения находится в тесной этиологической и патогенетической связи с развитием очаговых и разлитых стоматитов.

Механическое действие материала изменяется в зависимости от срока действия материала, варибельности его физико-механических свойств. Например, у полимеров в условиях полости рта происходит набухание, т.е. линейно-объемные изменения.

Поэтому чем дольше находится в полости рта такой полимерный протез, тем больше он проявляет свое механическое действие на слизистую оболочку десневого края, вызывая при этом воспаление. Интенсивность и выраженность механического действия полимера находится в прямой связи с соблюдением технологической дисциплины в процессе работы зубного техника с ним.

Механическое действие материала на ткани и органы полости рта зависит от физико-механических свойств. Прочность материалов на истирание различна – у фарфора и сплавов металлов значительно выше, чем у полимеров. Поэтому при контакте с твердыми тканями зуба пластмасса, как менее прочный материал, стирается быстрее.

При контакте же сплавов металлов и фарфора с твердыми тканями зубов-антагонистов стиранию в большей степени подвержены твердые ткани зуба, чем основной материал.

Степень выраженности клинических проявлений при этом зависит от площади контактирующих поверхностей (твердые ткани зуба и тот или иной протетический материал на зубе-антагонисте), вида прикуса, состояния твердых тканей, устойчивости зубов, возраста пациента и т.д. Поэтому в одних случаях будет доминировать убыль твердых тканей зуба-антагониста с соответствующей клинической картиной, в других – преобладать явления функциональной перегрузки пародонта.

Ошибки, допущенные при протезировании больных, а также в технологии протезов, усиливают механическое действие материалов, а также травмирующий эффект протезов на ткани протезного ложа и пародонт опорных зубов и зубов-антагонистов.

*Токсическое действие* основных материалов связано с их составом и свойствами (физическими, химическими, токсикологическими и др.). Входящие в состав ряда полимеров наполнители, пластификаторы, стабилизаторы, красители – как в сочетании друг с другом, так и каждый в отдельности – могут обладать токсическим действием. Однако главным токсикогенным фактором акриловых пластмасс является их мономер.

Разрушение полимерных материалов приводит к ухудшению их механических свойств и имеет общее название – старение полимеров. В основе старения сополимеров и композиций на их основе лежат различные физико-механические процессы, связанные с разрывом макромолекулярных цепей и образованием более низко молекулярных продуктов. Процессы эти называются деструкцией и протекают в сополимерных стоматологических композициях под воздействием биологических сред, механических напряжений, значительных перепадов температур.

В прикладном материаловедении разработан ряд методов – сополимеризация, пластификация, поперечная сшивка, различные технологические режимы и др., – позволяющих направленно изменять не только физико-механические, химические, но и токсикологические свойства стоматологических материалов.

*Токсичность полимеров* для организма находится в прямой зависимости от массы материала, объема и площади протеза, а также клинического состояния тканей протезного ложа. Имеет значение и нарушение соотношения порошка и жидкости пластмассы, т.к. при этом также может увеличиваться токсическое действие материала.

*Токсическое действие мономера* проявляет себя и при реставрации протезов непосредственно в полости рта больного с использованием быстротвердеющей пластмассы. Почти любой полимер в жидкотекучем

состоянии при непосредственном контакте со слизистой оболочкой, как наиболее ранимой тканью, оказывает токсическое действие. Выраженность его зависит, в частности, от времени действия, площади контакта, фазового состояния материала, состояния слизистой оболочки и др. Клиническими признаками стоматита токсико-химического генеза от действия акриловых базисных пластмасс являются: быстрое появление симптомов жжения и сухости в пределах площади контакта на фоне гиперемии слизистой оболочки.

Кроме местного непосредственного токсического действия полимера, в организме человека могут наблюдаться и общие изменения. К ним можно отнести обострение хронических заболеваний желудочно-кишечного тракта, диспептические явления, астенизацию и др.

Токсическое действие полимеров в полости рта может проявить себя опосредованно через продукты метаболизма микроорганизмов, в избытке живущих под базисом съемного протеза и на его внутренней поверхности. Кроме того, из-за цитотоксического и цитолитического действия компонентов пластмассы, в частности мономера, развивается дисбактериоз. Это вкуче с термоизолирующим действием полимерного базиса протеза усиливает токсический эффект основного материала.

*Термоизолирующее действие* протеза зависит от структурных свойств и линейно-объемных параметров базиса протеза. При этом кроме нарушений аэрации слизистой оболочки меняется терморцепторное восприятие, например, холодной или горячей пищи. Повышение температуры под пластмассой базиса протеза способствует разрыхлению, мацерации слизистой оболочки протезного ложа, увеличению проницаемости сосудистой стенки.

Термоизолирующее действие пластмассы провоцирует появление и усиливает аллергические реакции организма.

*Аллергическое действие.* Аллергеном принято считать вещество белковой природы, вызывающее развитие аллергической реакции. Если внедрение в организм вещества приводит к развитию аллергической реакции, то его называют аллергеном, если к развитию иммунной реакции – *антигеном*. Аллергические реакции могут вызывать вещества не только антигенной природы, но и вещества, не обладающие этими свойствами.

*Аллергия* (от греч. allos – другой и ergon – действие) – измененная чувствительность или реактивность организма к повторным воздействиям на него микробов, чужеродных и собственных трансформированных белков.

К ним относятся многие молекулярные соединения, например лекарственные препараты, простые химические вещества (хром,



никель и др.), а также более сложные продукты небелковой природы (мономер). Эти вещества называют *гаптенами*. При попадании в организм они не включают иммунных механизмов, а становятся антигенами только после соединения с белками тканей организма. При этом образуются так называемые конъюгированные (или комплексные) антигены, которые сенсibiliзируют организм.

*Сенсибилизация* – повышение чувствительности организма к антигенам экзогенного или эндогенного происхождения.

При повторном поступлении в организм эти гаптены (аллергены) часто могут соединяться с образовавшимися антителами и/или сенсibiliзированными лимфоцитами уже самостоятельно, без предварительного связывания с белками. Роль гаптена может выполнять иногда не все химическое вещество, а определенная его часть, группировка.

Одинаковые группировки могут находиться в составе различных химических веществ. Поэтому при сенсибилизации к одному химическому веществу возможны аллергические реакции и на другие химические вещества, имеющие аналогичные группировки.

Чаще реакции на основные материалы у больного (а порой и врача) протекают по типу идиосинкразии.

*Идиосинкразия* (от греч. *ideos* – своеобразный, необычный и *synkrisis* – смешение) – повышенная чувствительность организма к определенным веществам и воздействиям (пищевым продуктам, медикаментам и пр.).

*Проявлением аллергической реакции* на основные стоматологические материалы являются стоматиты, которые относят к группе контактных, т.к. проникновение гаптенов (остаточного мономера, металлов) обусловлено контактом со слизистой оболочкой полости рта. При этом очаг поражения находится в проекции границ протеза.

В настоящее время с целью ортопедического лечения используют самые разные сплавы металлов, в состав которых входят хром, железо, никель, титан, марганец, кобальт, цинк, серебро, золото, бериллий и др. (около 20 металлов). Естественно, что степень воздействия металла, как материала для изготовления зубных протезов, зависит от многих факторов, среди которых существенное значение имеет технология и, соответственно, технологическая дисциплина.

Например, сильный или длительный разогрев металла ведет к образованию вдоль границ структурных зерен оксидов; неправильный выбор формовочной массы влечет за собой сернистое загрязнение литья и т.д. Увеличение содержания примесных элементов (никель, хром, железо, медь, марганец) в слюне при этом создает предпосылки для развития аллергических, токсических и других заболеваний (гингивиты, лейкоплакия, красный плоский лишай, глоссалгия).

При пользовании зубными протезами из нержавеющей стали или КХС могут возникать гальванические токи, которые воздействуют непосредственно на клетки, изменяя их мембранный потенциал, ионный обмен и т.д. При раздражении рецепторных приборов полости рта изменяется их возбудимость, адаптация, извращается вкусовая чувствительность.

Потенциалы металлических включений могут быть настолько велики (70 мВ и больше), что во время еды случайный контакт алюминиевой ложки с мостовидным протезом сопровождается ощущением «удара» током, мерцанием в глазах. Больные жалуются на боль, жжение в кончике и боковых поверхностях языка, металлический привкус в полости рта, усиливающиеся к вечеру, боль в глазах, головные боли, потерю аппетита, тошноту, раздражительность.

Появление электрического потенциала и электрохимическое взаимодействие включений между собой и слюной, как электролитом, является причиной выхода в слюну и ткани полости рта большого количества ионов металлов: железа, марганца, хрома. А накопление в тканях элементов, например никеля, хрома и других не может быть безразличным для организма человека.

Ионы хрома легко проникают через слизистую оболочку и даже неповрежденную кожу. Этим объясняется появление металлического привкуса и замедленное заживление поражений слизистой оболочки полости рта при язвах, эрозиях, хейлитах, красном плоском лишае, лейкоплакии, т.к. известно, что ионы хрома и никеля накапливаются в местах воспаления.

Сплавы металлов, находящиеся в полости рта в виде зубных протезов, постоянно омываются слюной, которая выполняет роль электролита. Происходящие при этом электрохимические процессы (коррозия) сопровождаются избытком водородных ионов, т.е. повышенной кислотностью. Это проявляется и подтверждается клинически. У пациентов, имеющих зубные протезы из КХС или нержавеющей стали, появляется чувство жжения, которое переходит в отек слизистой оболочки щек, языка, губ, мягкого нёба и глотки с нарушением всех видов чувствительности.

Изменения в полости рта сопровождаются эмоциональной лабильностью, раздражительностью, канцерофобией, бессонницей и т.д. Если у больного имеется системное заболевание, то, как правило, в это время наступает его обострение.

Поэтому весь комплекс симптомов, предъявляемых больным после наложения металлических протезов, представляет большие диагностические трудности выяснения природы стоматита. Порой трудно определить генез – токсический или аллергический.

Наибольшую ценность при диагностике аллергических стоматитов, обусловленных зубными протезами из металлов и полимеров, представляет сочетание разных методов исследования: полноценность сбора анамнеза (стоматологического и аллергологического), проведение различных экспозиционно-провокационных проб, кожных проб на неполные антигены (кобальт, хром, никель), клинические анализы крови, исследования слюны.

Для аллергического стоматита, вызванного пластмассой базиса съемного протеза, типичны жалобы на невозможность пользования протезом из-за постоянного чувства жжения слизистой оболочки протезного ложа, языка, щек, губ, сопровождающегося сухостью (гипосаливацией) с вязкой пенистой слюной.

Слизистая оболочка в пределах размеров протеза имеет ярко-красный блестящий вид. Такая симптоматика после прекращения пользования протезом медленно идет на убыль. В тех случаях, когда выражены общие проявления в виде крапивницы (дерматита), обострения соматического заболевания, больные обращаются за помощью к врачам других специальностей.

Аллергическое влияние основных материалов на организм больного является своего рода результирующей механического, токсического и термоизолирующего эффектов, т.к. одно действие усугубляет другое и создает предпосылки к максимальной выраженности третьего.

Естественно, что организм человека адекватно реагирует на «агрессивное» воздействие основных материалов развитием различных компенсаторно-приспособительных реакций и механизмов, направленных, в конечном счете, на восстановление нарушенного равновесия.

Поскольку влияние основных материалов можно рассматривать на разных уровнях, то и происходящие изменения (ответные реакции) также нужно изучать на тканевом, клеточном, органном, системном и организменном уровнях.

Изучение этих изменений детально рассматривается в курсе аллергологии, токсикологии, внутренних болезней и других специальностей. Поэтому для ортопедической стоматологии наиболее существенным является рассмотрение вопроса о действии организма человека на физико-механические, химические свойства основных материалов, определяющих их долговечность в конструкции протеза, на динамику изменения этих свойств и на их клинические проявления.

*Влияние организма человека на протетические материалы.* Условно это влияние можно определять с позиций организма как единого целого и жевательного аппарата как части организма, т.е. как его непосредствен-

ное действие. Опосредованное действие организма на основные стоматологические материалы организм проявляет через микрофлору полости рта.

Протетические материалы испытывают *механическое воздействие* при жевании. Это нагрузки на сжатие, изгиб, растяжение и удар. Соответственно фазам жевательных движений протез подвергается большому количеству циклических знакопеременных нагрузок, быстро меняющихся как во времени, так и по силе и направлению. Следует отметить также *биологическое воздействие* организма человека на материалы. Факторами, влияющими на процесс биодеструкции и старения стоматологических материалов, является воздействие биологических сред (в первую очередь слюны), влияние кислорода воздуха, пищевых продуктов (химическое воздействие), перепадов температур (физическое воздействие) и пр.

*Действие основных материалов на организм врача* напрямую связано с проведением тех или иных клинических мероприятий с этим материалом и, в большей степени, проявляется в его механическом (травмирующем) характере. При этом механической травме могут подвергаться кожные покровы рук и лица, глаза, верхние дыхательные пути, особенно в том случае, если врач не использует индивидуальные средства защиты – перчатки, маски, очки.

Чаще всего травмирующее действие основных материалов наблюдается при проверке металлического каркаса протеза и его наложении. При этом материал протеза подвергается механической обработке режущими инструментами. Частицы сплавов металлов в виде стружки, опилок и пыли могут травмировать глаза и кожные покровы лица и рук, а пластмассовая стружка и пыль опасны для верхних дыхательных путей. Такому же воздействию основных материалов в своей работе постоянно подвержены зубные техники. В связи с этим необходимо соблюдать меры индивидуальной защиты (перчатки, маски, очки) и правила работы с материалом (положение рук, постоянное увлажнение поверхности материала и т.д.).

Токсическое действие основных материалов на организм врача и зубного техника в большей степени проявляется при работе с мономером пластмассы, отбелами и кислотами.

Нарушение правил работы с мономером (его избыток, незакрытый флакон) приводит к повышенному содержанию его паров в воздухе. Клиническим проявлением такого общего токсического действия на организм являются признаки вазомоторного ринита, конъюнктивита, кратковременное ухудшение самочувствия. Естественно, что зубной техник, в силу специфики своей работы, имеет постоянный контакт как с парами мономера в воздухе, так и с жидкотекучей пластмассой. Поэтому все работы с пластмассой должны проводиться в строгом соответствии с

правилами техники безопасности не в основном производственном помещении, а во вспомогательном – полимеризационной комнате, специально оснащенной для этого и оборудованной системой вытяжки. Постоянный контакт кожных покровов рук с пластмассой может привести к развитию дерматита.

Таким образом, следует отметить, что многие стоматологические материалы могут оказывать механическое, токсическое или аллергическое воздействие на человеческий организм. В свою очередь, введенные в полость рта протетические и пломбировочные материалы подвергаются механическому, биологическому (в основном ферментативному), физическому и химическому влиянию. Особенности этого взаимодействия должны хорошо знать стоматологи и зубные техники, чтобы предупреждать или уменьшать их проявления.

## БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Бегун П.И., Шукейло Ю.А. Биомеханика. – СПб., 2000. – 463 с.
2. Искусственные органы / Под ред. В.И. Шумакова. – М.: Медицина, 1990. – 272 с.
3. Общий курс физиологии человека и животных. В 2-х томах: учебник для биолог. и мед. спец. вузов / Под ред. А.Д. Ноздрачева. – М.: Высш. школа, 1991.
4. Патологическая физиология / Под ред. Д.А. Адо. – М.: Триада, 2000.
5. Физиология человека / Под ред. Г.И. Косицкого. – М.: Медицина, 1985.
6. Физиология человека. В 3-х томах: пер. с англ. / Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. – М.: Мир, 1996.
7. Biomaterials in artificial organs. – Weinheim, 1985. – 370 p.
8. Дорожкин С.В., Агатопоулус С. Биоматериалы: обзор рынка // Химия и жизнь. – 2002. – № 2.
9. Елисеев В.Г., Афанасьев Ю.И., Юрина Н.А. Гистология. – 3-е изд. – М.: Медицина, 1983. – 592 с.
10. Oliver W.S., Pharr G.M, An improved technique for determining hardness and elastic-modulus using load and displacement sensing indentation experiments // J. Mater. Res. – 1992. – V. 7(6). – p. 1564-1583.
11. de Souza G.B., Foerster C. E., da Silva S. L. R., Serbena F.C., et al. Hardness and elastic modulus of ion-nitrided titanium obtained by nanoindentation // Surface&Coatings Technol. – 2005. – V. 191(1). – p. 76-82.
12. Callister W.D. Materials Science and Engineering. – New York: John Wiley and Sons, 2000.
13. Pichugin V.F., Surmenev R.A., Shesterikov E.V., Ryabtseva M.A., et al. The preparation of calcium phosphate coatings on titanium and nickel-titanium by rf-magnetron sputtered deposition: composition, structure and micromechanical properties // Surface & Coatings Technology. – 2008. – V. 202(16). – P. 3913-3920.
14. Nelea V., Morosanu C., Iliesc, M., Mihailescu I.N. Microstructure and mechanical properties of hydroxyapatite thin films grown by RF-magnetron sputtering // Surface&Coatings Technol. – 2003. – V. 173(2-3). – P. 315-322.
15. Johnson S., Haluska M., Narayan R.J., Snyder R.L. In situ annealing of hydroxyapatite thin films // Materials Science and Engineering C 26. – 2006. – V. 26(8). – P. 1312-1316.

16. King R.B. Elastic analysis of some punch problems for a layered medium // *International Journal of Solids and Structures*. – 1987. – 23(12). – P. 1657-1664.

17. Sun L., Berndt C.C., Gross K.A., Kucuk A. Material Fundamentals and Clinical Performance of Plasma-sprayed Hydroxyapatite coatings // *J. Biomed. Mater. Res.* – 2001. – V. 58(5). – P. 570-592.

18. Авербах Б.Л., Некоторые физические аспекты разрушения // *Разрушение*, ed. Г. Либовица. – Vol. 1. – М.: Мир, 1973. – С. 471-504.

19. Ding S.-J. Properties and immersion behavior of magnetron-sputtered multi-layered hydroxyapatite/titanium composite coatings // *Bio-materials*. – 2003. – V. 24(23). – P. 4233-4238.

20. Nelea V., Morosanu C., Iliescu M., Mihailescu I.N. Hydroxyapatite thin films grown by pulsed laser deposition and radio-frequency magnetron sputtering: comparative study // *Appl. Surf. Sci.* – 2004. – V. 228 (1-4). – P. 346-356.

21. Surmeneva M.A., Mukhametkaliyev T.M., Tyurin A.I., Teresov A.D., et al. Effect of silicate doping on the structure and mechanical properties of thin nanostructured RF magnetron sputter-deposited hydroxyapatite films // *Surface and Coatings Technology*. – 2015. – V. 275. – P. 176-184.

22. Thian E.S., Huang J., Vickers M.E., Best S.M., et al. Silicon-substituted hydroxyapatite (SiHA): A novel calcium phosphate coating for biomedical applications // *Journal of Materials Science*. – 2006. – V. 41. – P. 709-717.

23. Pelletier H., Carradò A., Faerber J., Mihailescu I.N. Microstructure and mechanical characteristics of hydroxyapatite coatings on Ti/TiN/Si substrates synthesized by pulsed laser deposition // *Appl. Phys. A*. – 2011. – № 102. – P. 629-640.

24. Золотаревский С.М. Механические свойства металлов : учебник для вузов. 2-е изд. – М.: Металлургия. – 1983. – 352 с.

25. Карлов А.В., Шахов В.П. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики. – Томск, 2001. – 480 с.

26. Костин П.П. Физико-механические испытания металлов, сплавов и неметаллических материалов : уч. пособие для ПТУ. – М., 1990. – 256 с.

27. Самохоцкий А.И., Кунявский М.Н. Металловедение : учебник. Издание третье, переработанное и дополненное. – М., 1969. – 456 с.

28. Трезубов В.Н., Штейнгатт М.З., Мишнев Л.М. Ортопедическая стоматология. Прикладное материаловедение : учебник для медицинских вузов / Под ред. проф. В.Н. Трезубова. – СПб., 1999. – 324 с.

29. Шахов В.П., Хлусов И.А., Дамбаев Г.Ц., Зайцев К.В. и др. Введение в методы культуры клеток, биоинженерии органов и тканей /

Под ред. В.В. Новицкого, В.П. Шахова, И.А. Хлусова. – Томск: STT, 2004. – 386 с.

30. An introduction to bioceramics / Ed. L.L. Hench, J. Wilson. – London: Word Scientific, 1993. – V. 1. – 386 p.

31. Chao E.Y.S., Aro H.T. Biomechanics of fracture fixation // Basic Orthopaedic Biomechanics / Ed. by Van C. Mow & Wilson C. Hayes. – N.Y., 1991. – P. 293-336.

32. Gordon N., Sagman U. Nanomedicine Taxonomy: Briefing Paper // Canadian NanoBusiness Alliance. – 2003. – 27 p.

33. Gunther V.E., Dambaev G.Ts., Sysolyatin P.G., Khlusov I.A., .... 82 co-authors. Delay Law and New Class of Materials and Implants in Medicine / Edited by V.E. Gunther. – Northampton, MA: STT, 2000. – 432 p. (USA).

34. Handbook of Biomaterials Evaluation // Ed. By A.F. von Recum. – N.Y.: Macmillan Publishing Company, 1986. – 611 p.

35. Hayes W.C. Biomechanics of cortical and trabecular bone: implication for assessment of fracture risk // Basic Orthopaedic Biomechanics / Ed. V. C. Mow, W.C. Hayes. – N.Y., 1991. – P. 93-142.

36. Imam M.A., Fraker A.C. Titanium alloys as implant materials // Medical Applications of Titanium and Its Alloys: The Material and Biological Issues, ASTM STP 1272 / Ed. S.A. Brown and J.E. Lemons. – ASTM, 1996. – P. 3-16.

37. LeGeros R.Z. Calcium phosphates in oral biology and medicine // Monographs in oral sciences / Ed. H.M. Myers. – Basel, 1991. – 221 p.

38. ISO/FDIS 14577–1: 2002; Metallic materials – Instrumented indentation test for hardness and materials parameters // ISO Central Secretariat. – Rue de Varembe 1, 1211 Geneva, Switzerland.

39. Баринов С.М., Комлев В.С. Биокерамика на основе фосфатов кальция / Институт физико-химических проблем керамических материалов. – М.: Наука, 2005. – 204 с.

40. Солнцев Ю.П., Пряхин Е.И. Материаловедение : учебник для вузов. Изд. 3-е перераб. и доп. – СПб.: Химиздат, 2004. – 736 с.

41. Штильман М.И. Полимеры медико-биологического назначения. – М.: ИКЦ, Академкнига, 2006. – 400 с.

42. Чернозем Р.В. Закономерности формирования гибридных биодеградируемых волокнистых скэффолдов на основе поли-3-оксибутирата с улучшенным пьезоэлектрическим откликом : дис. ... канд. физ.-мат. наук. – Томск, 2022.

43. Шкарина С.Н. Закономерности формирования, структурные особенности и свойства композитных скэффолдов на основе поликапролактона и модифицированного гидроксиапатита, сформированных методом электроформования дис. .... канд. техн. наук. – Томск, 2018.



44. Эппле М. Биоматериалы и биоминерализация. – Томск: Ветер, 2007.

45. Сурменев Р.А. Закономерности структурообразования нанокompозитного кальцийфосфатного покрытия, осаждаемого методом высокочастотного магнетронного распыления : дис. ... д-ра техн. наук. – Томск, 2020.

46. Сурменева М.А. Закономерности формирования, структурные особенности и свойства покрытий на основе фосфатов кальция, полученных ВЧ-магнетронным осаждением : автореф. дис. ... канд. физ.-мат. наук. – Томск, 2012.

Хлусов Игорь Альбертович

Пичугин Владимир Федорович

Сурменова Мария Александровна

Сурменев Роман Анатольевич

## **ОСНОВЫ БИОМЕХАНИКИ БИОСОВМЕСТИМЫХ МАТЕРИАЛОВ И БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ**

Учебное пособие  
(переработанное и дополненное)

Научный редактор  
доктор физико-  
математических наук,  
профессор

В.Ф. Пичугин

Редактор

Р.Д. Игнатова

Компьютерная верстка

М.А. Сурменова