

биологии и медицины

Л. ХЕНЧ,
Д. ДЖОНС

Биоматериалы,
искусственные
органы и инжиниринг
тканей



ТЕХНОСФЕРА

Хенч Л., Джонс Д.

Биоматериалы, искусственные органы и инжиниринг тканей

Москва:

Техносфера, 2007. — 304с.

ISBN 13: 978-5-94836-107-9

ISBN 10: 5-94836-107-1

Данная книга рассказывает о разработках, проводимых на стыке многих научных дисциплин, направленных на создание специализированных биоматериалов, устройств, искусственных органов, выращивание человеческих клеток *in vitro* в качестве конструкторов тканей.



© 2005 Woodhead Publishing Limited All Rights Reserved

Woodhead Publishing Limited

© 2006, ЗАО "РИЦ "Техносфера", перевод на русский язык,
оригинал-макет, оформление

ISBN 13: 978-5-94836-107-9

ISBN 10: 5-94836-107-1

ISBN 13: 978-1-85573-737-2 (англ.)

ISBN 10: 1-85573-737-X (англ.)

Содержание

Глава 1. Введение	9
1.1. Книга и модуль компакт-диска	9
1.2. Цели и задачи	10
1.3. Совместное использование книги и модуля компакт-диска	14
1.4. Использование компакт-диска	15
1.5. Рекомендации для самообразования	15
1.6. Обзор	16
1.7. Являются ли трансплантаты решением проблемы запасных частей?	17
1.8. Имплантаты и протезы в качестве запасных частей	18
1.9. Ограничения имплантатов	20
ЧАСТЬ I. ПОНЯТИЕ О ЖИВЫХ И НЕЖИВЫХ МАТЕРИАЛАХ	21
Глава 2. Металлы	22
2.1. Введение	22
2.2. Металлическая связь	23
2.3. Микроструктура	24
2.4. Механические свойства	24
2.5. Усталостные свойства	26
2.6. Твердость и износ	27
2.7. Запоминание формы и сверхупругость	28
2.8. Коррозия	29
2.9. Воздействие обработки на структуру, свойства и надежность	32
2.10. Клинические требования	32
2.11. Выводы	33
Глава 3. Керамика	34
3.1. Введение	34
3.2. Атомные связи и атомные структуры в керамике	35
3.3. Микроструктура керамики	38
3.4. Механические свойства керамических материалов	39
3.5. Обработка керамики	42
3.6. Влияние способа получения материалов на их микроструктуру и свойства	43
3.7. Клинические требования	44
3.8. Выводы	45
Глава 4. Полимеры	47
4.1. Введение	47
4.2. Конфигурация и конформация полимеров	51
4.3. Регулярность молекулярной структуры	52
4.4. Температура стеклования	53

4.5. Обработка полимеров	53
4.6. Свойства полимеров	55
4.7. Полимерные композиты	57
4.8. Выводы	57
Глава 5. Биокompозиты	58
5.1. Введение	58
5.2. Биоактивные керамико-полимерные композиты	60
5.3. Конструкторские критерии биокompозитов	63
5.4. Инертные керамические композиты	65
5.5. Поглощаемые полимерные матрицы	67
5.6. Выводы	69
5.7. Резюме	69
Глава 6. Клетки и ткани	71
6.1. Введение	71
6.2. Определения	71
6.3. Эпителий	72
6.4. Соединительная ткань	77
6.5. Мышцы	79
6.6. Нервная ткань	80
6.7. Выводы	81
Глава 7. Воспаление и заживление ран	82
7.1. Введение	82
7.2. Определения	82
7.3. Влияние имплантации	83
7.4. Нормальное заживление	83
7.5. Заживление раны и имплантаты	85
7.6. Взаимодействие между имплантатом и тканью	86
7.7. Выводы	87
ЧАСТЬ II. КЛИНИЧЕСКИЕ ПОТРЕБНОСТИ	
И ПОНЯТИЕ О РЕГЕНЕРАЦИИ ТКАНЕЙ	89
Глава 8. Скелет	90
8.1. Введение	90
8.2. Структурные компоненты кости	92
8.3. Микроструктурные особенности кости	93
8.4. Биомеханика кости: анизотропия свойств кости	94
8.5. Влияние возраста на кость	95
8.6. Влияние скорости натяжения на кость	96
8.7. Усталостное разрушение кости	96
8.8. Перелом кости	97
8.9. Структура сухожилий и связок	97
8.10. Механическое поведение сухожилий и связок	98
8.11. Хрящ	100
8.12. Выводы	102

Глава 9. Сердечно-сосудистая система	103
9.1. Введение	103
9.2. Сердечно-сосудистая патология	105
9.3. Контроль и лечение сердечно-сосудистых патологий	107
9.4. Выводы	108
Глава 10. Биомедицинские полимеры	111
10.1. Введение	111
10.2. Биоинертные полимеры	111
10.3. Биорассасывающиеся полимеры	117
10.4. Выводы	121
Глава 11. Биомедицинские гидрогели	123
11.1. Введение	123
11.2. Механизмы образования гидрогеля	123
11.3. Свойства гидрогелей	125
11.4. Типы гидрогелей	126
11.5. Гидрогели для инжиниринга тканей	129
11.6. Выводы	132
ЧАСТЬ III. ПРАКТИЧЕСКОЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЕ	133
Глава 12. Восстановление скелетных тканей	134
12.1. Введение	134
12.2. Механизмы и уровни восстановления кости	134
12.3. Цели фиксации перелома	136
12.4. Ортопедические металлы	137
12.5. Устройства для фиксации перелома	139
12.6. Биоактивные материалы в качестве добавок костного трансплантата	142
12.7. Выводы	143
Глава 13. Замена суставов	145
13.1. Введение	145
13.2. Определения	146
13.3. Замена сустава бедра	147
13.4. Механизмы выхода из строя	149
13.5. Выживаемость протеза всего бедра	150
13.6. Новые разработки, направленные на улучшение выживаемости	152
13.7. Замена коленного сустава	153
13.8. Замена сустава лодыжки	155
13.9. Замена сустава плеча	155
13.10. Замена локтевого сустава	156
13.11. Замена суставов пальцев	156
13.12. Протезирование межпозвоночных дисков	156
13.13. Выводы	157

Глава 14. Искусственные органы	158
14.1. Введение	158
14.2. Почка	158
14.3. Сердце	159
14.4. Легкие	160
14.5. Печень	161
14.6. Поджелудочная железа	161
14.7. Кожа	163
14.8. Ухо	164
14.9. Глаз	167
14.10. Нос	168
14.11. Гортань	168
14.12. Выводы	169
Глава 15. Транспорт веществ в искусственных органах	171
15.1. Введение	171
15.2. Конвективный транспорт	172
15.3. Диффузный транспорт	178
15.4. Взаимодействие конвекции и диффузии	183
15.5. Дисперсия	184
Глава 16. Искусственные системы обмена	186
16.1. Введение	186
16.2. Определения	187
16.3. Вязкость крови	188
16.4. Воздействие сдвига на кровяные клетки	189
16.5. Взаимодействие крови и воздуха	190
16.6. Поток крови в искусственных устройствах	191
16.7. Обменники	192
16.8. Диализ	196
16.9. Выводы	198
Глава 17. Системы сердечно-сосудистой стимуляции	199
17.1. Введение	199
17.2. Определения	200
17.3. Клапаны сердца	201
17.4. Насосы	204
17.5. Протезы сосудов	209
17.6. Выводы	211
ЧАСТЬ IV. ИНЖИНИРИНГ ТКАНЕЙ	213
Глава 18. Введение в инжиниринг тканей	214
18.1. Введение	214
18.2. Определения	215
18.3. Проблема	215

18.4. Источники клеток	216
18.5. Условия культивирования клеток	219
18.6. Трехмерные взаимодействия	219
18.7. Перепрограммирование клеток	220
18.8. Перспектива	220
18.9. Выводы	222
Глава 19. Каркасы для инжиниринга тканей	223
19.1. Введение	223
19.2. Классы потенциальных каркасных материалов	223
19.3. Критерии идеальных каркасов	224
19.4. Полимерные каркасы	227
19.5. Биоактивные керамические каркасы	230
19.6. Каркасы из биоактивного стекла	232
19.7. Композиты	235
19.8. Контроль за архитектурой	235
19.9. Выводы	237
Глава 20. Основы культивирования клеток и использование клеточных культур для производства биоматериалов и инжиниринга тканей	239
20.1. Введение	239
20.2. Стерилизация	241
20.3. Протоколы ведения клеточных культур	245
20.4. Основные методы оценки жизнеспособности клеток	249
20.5. Выводы	251
Глава 21. Иммунохимические методы в инжиниринге тканей и наука о биоматериалах	252
21.1. Введение	252
21.2. Определения	253
21.3. Основные иммунологические принципы	254
21.4. Распространенные иммунохимические методы, используемые в биоматериалах	256
21.5. Применение иммунохимических методов в науке о биоматериалах и в инжиниринге тканей	263
21.6. Выводы	265
Глава 22. Применение инжиниринга тканей в клинике	266
22.1. Введение	266
22.2. Кожа	268
22.3. Хрящ	269
22.4. Сухожилия, связки и кость	270
22.5. Поджелудочная железа (островки Лангерганса)	270
22.6. Печень	271
22.7. Почка	271

22.8. Сердечно-сосудистая система	272
22.9. Нервы	273
22.10. Выводы	273
ЧАСТЬ V. СОЦИАЛЬНЫЕ, ЗАКОНОДАТЕЛЬНЫЕ И ЭТИЧЕСКИЕ ВОПРОСЫ	275
Глава 23. нормативная классификация биоматериалов и медицинских устройств	276
23.1. Введение	276
23.2. Каким образом законодательно регулируются медицинские устройства?	277
23.3. Классификация медицинских устройств	278
23.4. История агентств законодательного регулирования	279
23.5. Что такое марка CE?	281
23.6. Отличия правил FDA и правил ЕС	282
23.7. Как компании проходят оформление в FDA?	283
23.8. Выводы	283
Глава 24. Передача технологии	284
24.1. Введение	284
24.2. Направления передачи технологии	284
24.3. Эффективная передача технологии	287
24.4. Факторы, влияющие на быструю передачу технологии	289
24.5. Альтернативные пути в направлении коммерциализации биоматериалов	290
24.6. Выводы	291
Глава 25. Этические проблемы	292
25.1. Введение	292
25.2. Этические проблемы	293
25.3. Моральные неопределенности	294
25.4. Общие моральные принципы	297
25.5. Материальные принципы справедливости	297
25.6. Последствия теоретической проблемы	299
25.7. Источники конфликта	300
25.8. Специфические этические проблемы по поводу биоматериалов	301
25.9. Выводы	303

ЧАСТЬ I

ПОНЯТИЕ О ЖИВЫХ И НЕЖИВЫХ МАТЕРИАЛАХ

ГЛАВА 2

МЕТАЛЛЫ

*Е. Джейн Миней и Альдо Р. Бокаччини,
Имперский колледж, Лондон, Великобритания*

2.1. Введение

Металлические материалы — это неорганические вещества, как правило, сочетания металлических элементов (например, железа, титана, алюминия, золота), которые могут также содержать небольшие количества неметаллических элементов (например, углерода, азота и кислорода). Металлы редко используются в виде чистого элемента, а смешиваются с другими элементами и образуют сплав. Это обычно необходимо для получения требуемых свойств материала. Например, железо в сплаве с хромом образует нержавеющую сталь, а цинк в сплаве с медью образует латунь.

Три фактора определяют выбор металлов и сплавов в качестве биоматериалов: 1) физические и механические свойства, 2) старение материала и 3) биосовместимость. Микроструктура металлического материала, его свойства и применяемые маршруты обработки очень тесно взаимосвязаны. В настоящей главе читатель познакомится с некоторыми общими металлургическими принципами, объясняющими механизмы, лежащие в основе этих факторов. Эти принципы могут применяться по отношению к широкой номенклатуре различных металлических систем, однако главный акцент будет сделан на металлы, свойства и процессы, актуальные для биомедицинских случаев применения.

Как правило, металлические материалы используются для ортопедии, где существенной является их высокая прочность, во внутренних электрических устройствах, в ортодонтии и в искусственных органах. В настоящее время среди наиболее важных прочных биометаллов можно назвать нержавеющие стали, сплавы кобальта, а также титан и его сплавы. Нитинол — металл, обладающий памятью формы, также начинает находить применение вследствие своих необычных свойств, о чем будет сказано ниже. Небольшие количества серебра и благородных металлов, в частности таких, как платина и золото, также применяются в биомедицинских целях благодаря своей химической инертности.

2.2. Металлическая связь

Все атомы состоят из небольшого ядра, включающего нейтроны и протоны, окруженные вращающимися по своим орбитам электронами. Для описания различных свойств всего материала могут использоваться различные модели атома. Одна из моделей строения металла представляет собой повторяющуюся структуру металлических ионов, окруженную океаном или облаком электронов (CD рис. 2.2). Эти электроны не связаны с конкретными ионами и свободно перемещаются внутри структуры. Именно благодаря этим свободным электронам металлы являются хорошими проводниками теплоты и электричества, непрозрачными для видимого света, и имеют характерный блеск полированной металлической поверхности. И наоборот, многие механические свойства металлов можно лучше понять, если считать, что атомы ведут себя как твердые сферы. Эти сферы могут притягиваться и образовывать связи. Связи не являются направленными или имеют очень слабое направление, и в результате этого металлы имеют кристаллическую структуру, внутри которой атомы располагаются в виде относительно плотной, регулярной, повторяющейся схемы. Атомы различных металлов располагаются в различных кристаллических структурах. Среди примеров можно назвать алюминий, у которого атомы расположены в плотно упакованной кубической структуре (CD рис. 2.3 и 2.4), и титан, в котором атомы расположены в шестигранной плотно упакованной структуре (CD рис. 2.5 и 2.6). При комнатной температуре железо имеет третью, самую распространенную кристаллическую структуру в металлах, а именно объемно-центрированную кубическую структуру (CD рис. 2.7). Многие физические и механические свойства определяются прочностью металлических связей и расположением атомов в кристаллической структуре. Например, когда металлический материал плавится, атомы должны приобрести достаточную энергию для того, чтобы свободно оторваться от кристаллической структуры. Если связи являются многочисленными и прочными, точка плавления будет высокой. Другое физическое свойство, определяемое кристаллической структурой, — это плотность. Плотность металла — это его масса, поделенная на занимаемый ею объем. Масса каждого атома является фиксированной для любого конкретного элемента, а число атомов в фиксированном объеме определяется кристаллической структурой. Кристаллическая структура также определяет, как атомы могут насаживаться друг на друга при деформации металла. Если атомы с трудом перемещаются относительно друг друга, то металл ломается и будет хрупким; если атомы перемещаются легко, то металл может деформироваться и является ковким.

2.3. Микроструктура

Металлы редко используются как одиночные кристаллы, чаще они являются поликристаллическими и могут также быть смесями двух различных фаз или более. Каждая фаза физически и химически отличается от следующей. Она может иметь другую кристаллическую структуру или другой состав. Расположение кристаллов (или зерен) и различных фаз называется микроструктурой материала. Микроструктуру часто можно легко наблюдать при помощи оптического микроскопа (CD рис. 2.8). Таким образом, могут наблюдаться особенности размером до 1 мкм, что эквивалентно увеличению 2000х. Одна конкретная фаза, или граница между фазами, обычно выделяется химическим окрашиванием или растворением (травлением). Особенности меньшего размера могут наблюдаться с помощью электронных микроскопов. Сканирующие электронные микроскопы обеспечивают увеличение до 40 000х с большой глубиной поля, идеальной для наблюдения поверхностей излома (CD рис. 2.9). Можно увидеть более подробную детализацию с помощью просвечивающего электронного микроскопа со степенями увеличения до 100 000х, однако эти изображения должны сниматься через тонкую фольгу образца (CD рис. 2.10).

Микроструктура любого материала имеет большое значение, поскольку она воздействует на многие механические и некоторые физические свойства. Например, при комнатной температуре размер зерна металлического материала оказывает большое влияние на предел текучести $\sigma_{\text{текучесть}}$, при котором он начнет проходить остаточную (пластическую) деформацию. Это может быть описано математически уравнением Холла–Печа:

$$\sigma_{\text{текучесть}} = \sigma_0 + Kd^{-1/2}, \quad (2.1)$$

где d — это средний диаметр зерна; σ_0 и K являются константами материала. Данное соотношение показано графически для сплава титана на рис. 2.11 компакт-диска.

Размер зерна может контролироваться посредством условий обработки — скорости отверждения, а также управляемой холодной деформации и термической обработки. Изменение химического состава и других условий обработки может также имеет значительное влияние на микроструктуру и, следовательно, на свойства выпускаемых материалов.

2.4. Механические свойства

Когда к материалу приложена сила, в нем возникает противодействующая сила. Эта противодействующая сила измеряется как сила на единицу площади и создает напряжение в материале. Напряжение измеряется в единицах силы на площадь или в паскалях в системе СИ (Па). Напряжение вызывает деформацию материала. Соотношение между дефор-

мацией и первоначальным размером — это натяжение. Натяжение не измеряется в единицах, поскольку это соотношение. Если металлический материал деформируется посредством приложения растягивающего напряжения, в направлении силы возникает удлинение (рис. 2.1). Натяжение — это соотношение увеличения длины и первоначальной длины образца. Первоначально, когда большинство материалов таким образом подвергается напряжению, между напряжением и натяжением существует линейное соотношение. Градиент графика напряжения-натяжения называется модулем упругости или модулем Юнга, который является свойством материала. Если во время этого этапа деформации напряжение снимается, материал мгновенно возвращается к своим первоначальным размерам. Это обратимое поведение называется упругой деформацией.

Многие материалы (например, керамика и стекло, см. гл. 3) ломаются сразу же после того, как испытывают критическое количество упругой деформации. Однако металлы начинают испытывать вторую фазу деформации, которая называется пластической деформацией. В этой точке градиент графика напряжение-натяжение изменяется, и напряжение в этой точке называется пределом текучести. Эта пластическая деформация является остаточной, и, если бы с металла сняли нагрузку, он бы сохранил натяжение, которое было придано ему во время пластической деформации.

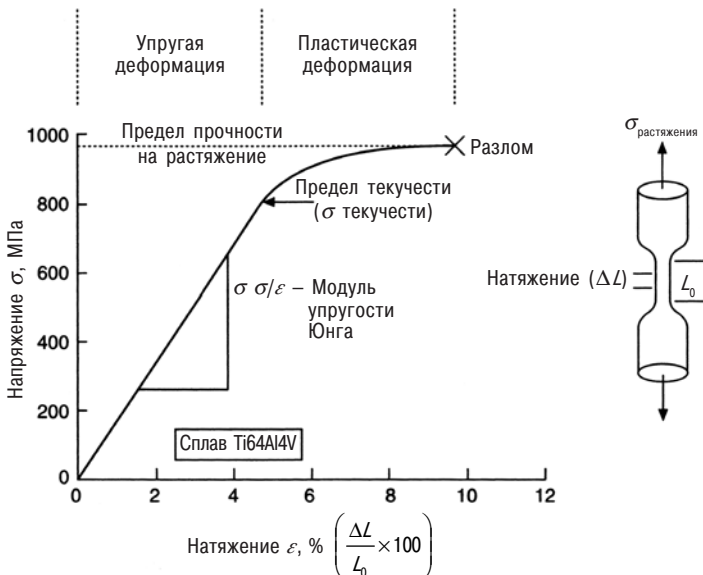


Рис. 2.1. График зависимости напряжения от натяжения ортопедического сплава титана при испытании на растяжение

В конце концов, по мере того как будет продолжаться деформация, произойдет разлом металла. Максимальное растягивающее напряжение, которое может быть приложено к материалу до его разлома, называется прочностью на растяжение этого материала. Обычно металл к этому моменту уже так сильно деформирован, что уже не выполняет свою функцию, поэтому при подборе металлов для данного случая применения обычно имеет значение именно предел текучести, а не прочность на растяжение.

Существуют другие важные свойства, которые можно прочитать на этом графике зависимости напряжения от натяжения. Этими свойствами является удлинение или пластичность металла. Это мера величины напряжения, которое может выдержать металл до разлома. Она, как правило, выражается различными способами. Может указываться пластическая деформация до отказа или изменение длины в процентах отказавшего образца по сравнению с его первоначальной длиной (в этом случае следует также указать первоначальную длину). Разумные уровни пластичности являются крайне важными для эффективной обработки материала. Жесткость — это мера устойчивости материала к распространению трещин. Одним из способов измерения жесткости является измерение площади под графиком зависимости напряжения от натяжения. Эта площадь соответствует энергии, которая необходима для разлома образца. Если количество энергии большое, это означает, что материал трудно поддается разлому, и о нем говорят, что он жесткий. И наоборот, обнаруживается, что у хрупких материалов величина такой энергии является низкой; такой материал относительно легко ломается и часто будет выходить из строя, проявляя малозаметные или вообще не обнаруживая заранее никаких признаков отказа. Жесткие материалы также более устойчивы к внезапным ударным нагрузкам. Типичные значения этих свойств для подборки металлических материалов приводятся в таблице на CD, рис. 2.13 и в гл. 12.

Металлы являются предпочтительным материалом для ортопедии в силу их высокого предела текучести и жесткости. В организме в ортопедических случаях применения могут возникать высокие и внезапные напряжения, и металл должен выдерживать эти напряжения, не испытывая остаточной деформации или разлома. В идеале мы бы также предпочли материал, обладающий модулем упругости (модулем Юнга), аналогичным модулю упругости кости. Это обеспечило бы наилучшее соединение и минимальное повреждение частей кости в месте присоединения металла, а также исключило эффекты экранирования напряжения, рассматриваемые в последующих главах.

2.5. Усталостные свойства

Зачастую, если материал испытывает какой-либо вид циклической нагрузки, он будет выходить из строя при напряжении, гораздо более низком, чем предел текучести при одном цикле испытаний. Это явление

называется усталостью. Существует два вида поведения, которые возникают при усталости. Большинство сплавов выходит из строя при уменьшающейся амплитуде циклического напряжения при увеличении числа циклов напряжения (CD рис. 2.14). Для этих материалов усталостная долговечность определяется как число циклов, которое выдерживает материал при данной амплитуде напряжения. Или же может быть указано напряжение усталости: это напряжение, которое выдерживает материал при некоем большом числе циклов (типичным является 10^7 или 10^8 циклов). Алюминий, магний и большинство цветных металлов ведет себя именно так. Для алюминия усталостная прочность, как правило, составляет одну треть прочности на растяжение сплава. Многие виды стали и сплавы титана, однако, характеризуются пределом усталости. Ниже определенной амплитуды напряжения (предела усталости) сплав обнаруживает фактически неопределенную усталостную долговечность без отказов. Как правило, это соответствует приблизительно половине прочности материала на растяжение.

К сожалению, усталость является распространенной причиной отказа в металлических компонентах. Ее часто бывает легко распознать по характерным бороздкам на поверхности излома. Это микроскопические линии, образующиеся при каждом цикле нагрузки. Хотя присутствие таких меток подтверждает, что элемент претерпел усталость, их отсутствие не предотвращает усталостного отказа, поскольку они часто стираются во время последующих циклов нагрузки. Коррозийная среда (в частности, солевой раствор) может зачастую оказывать серьезное отрицательное воздействие на усталостные свойства металлического материала, и данный фактор представляет собой серьезную проблему подбора материала для биомедицинских случаев применения в силу коррозионного характера физиологических жидкостей организма (смотрите ниже).

2.6. Твердость и износ

Твердость металла — это его устойчивость по отношению к локальной пластической деформации, выражающаяся во вмятинах или царапинах и являющаяся одним из самых легких для изменения механическим свойством. Небольшой индентор прижимают к поверхности металла, и глубина образовавшейся вмятины измеряется для расчета значения твердости. Применяются различные шкалы твердости, а индентор выполняется из различных твердых материалов (в частности, из закаленной стали или алмазов), нарезанных различными формами (например, в виде сферы или пирамиды). Кроме измерения устойчивости к образованию вмятин или царапин на поверхности металла, значения твердости можно использовать в контроле качества и для оценки других механических свойств, в частности прочности на растяжение сплава.

Твердость металла также влияет на износ, когда имеет место перемещение двух поверхностей относительно друг друга. Износ также зависит от присутствия любой смазки, шероховатости скользящих поверхностей, химической среды и условий нагрузки. Износ является важным не только в силу повреждения, причиняемого компоненту, но также в силу образования нежелательных продуктов износа.

2.7. Запоминание формы и сверхупругость

Удивительная способность некоторых материалов «запоминать» предыдущую форму была впервые обнаружена в 1950-х гг. у сплава золота с кадмием. Сплав может быть деформирован при низкой температуре и будет возвращаться к своей первоначальной форме при нагревании до критической температуры. Самые важные сплавы с памятью формы, имеющие практическое значение, — это сплавы никеля с титаном (Ni–Ti), которые известны под названием «нитинол». Эти сплавы характеризуются как явлением запоминания формы, так и связанным с ним свойством, которое называется сверхупругостью. Оба явления полезны для применения в биомедицине.

Явление запоминания формы (ЯЗФ) основывается на изменении твердого состояния в кристаллической структуре сплава. Исходная кристаллическая фаза существует при высокой температуре, а мартенситная фаза существует при низких температурах. При изменении кристаллической структуры между двух температур атомы перемещаются хорошо контролируемым образом. Когда сплав нагревается выше температуры фазового превращения для исходной фазы, атомы возвращаются в свои первоначальные положения. Это поведение является весьма необычным и характерно только для некоторых материалов. Посмотрите на двумерную схему кристаллического поведения на CD рис. 2.15. На высокотемпературной фазе атомы располагаются в кубической структуре. Низкотемпературная фаза (мартенсит) имеет более низкую симметрию, при этом атомы размещаются в виде знака бубновой масти. В связи с этим могут образовываться различные ориентации одной и той же мартенситной фазы при охлаждении материала; они называются корреспондентными вариантами.

ЯЗФ происходит, когда деформируется низкотемпературная мартенситная фаза. Один из корреспондентных вариантов будет расти за счет других. После нагревания все варианты возвратятся к исходной фазе в первоначальной квадратной структуре посредством обратного фазового превращения, и деформация реверсирует.

Ni–Ti имеет множество относительно новых медицинских случаев применения. ЯЗФ используется в пластинах для кости, создающих сжимающее усилие на переломе и обеспечивающих более быстрое заживление. Иглы костного мозга (используемые для фиксации перелома кости

бедр) трудно вставляются, но эта процедура может быть облегчена с помощью формозапоминающего сплава, поскольку нужный размер и форма будут восстанавливаться после нагревания иглы в костном мозге. Проволока из формозапоминающего сплава Ni–Ti также использовалась в насосе искусственной почки. Ni–Ti используется в качестве исполнительного механизма: электрический ток заставляет его нагреваться и создавать усилие, сжимающее насос. Ток выключается, и насос расширяется, а быстрое охлаждение тонкой проволоки заставляет ее превращаться в мартенситную фазу, при которой она легко деформируется пружиной. Проволока из Ni–Ti может выполнять требование минимального размера и выдерживать огромное число циклов.

Сходное явление сверхупругости происходит, когда превращение в мартенситную фазу возбуждается приложением напряжения. Образуется корреспондентный вариант, создающий максимальное натяжение для приложенного напряжения. Когда напряжение снимается, Ni–Ti превращается снова в свою высокотемпературную фазу. Материал может претерпевать большое количество деформаций, но будет возвращаться в свою первоначальную форму. Этот эффект был открыт в Ni–Ti только в 1981 г. Механические свойства сплава являются идеальными для механической манипуляции с неотцентрированными зубами в ортодонтии и в результате обеспечивают более быстрое перемещение зубов и сокращают необходимость в повторной регулировке по сравнению с общепринятой проволокой из нержавеющей стали.

Другие случаи применения в ортодонтии касаются использования формозапоминающего эффекта во внутриальвеолярных лопастных имплантатах для крепления зубов и в кламмерах при креплении частично съемных зубных протезов. Усилие, создаваемое сверхупругой проволокой, деформация, достигаемая формозапоминающим эффектом, и температуры фазового превращения могут контролироваться посредством используемых маршрутов обработки и микроструктурами, получаемыми при образовании металла.

2.8. Коррозия

Коррозия металлов в организме может привести к поломке элемента или невыполнению его функции и может также создать вредные продукты коррозии. Все металлы, за исключением благородных (например, золота (Au) и платины (Pt)), склонны к коррозии. Коррозия металлов происходит в результате электрохимического воздействия, когда электроны переходят от одного химического вида к другому. Корродирующий металл теряет электроны и становится ионом металла, т.е. окисляется (даже если кислород не участвует в процессе). Место, в котором происходит реакция окисления, называется анодом. Эти электроны потребляются в реакции восстановления, которая происходит на катоде.

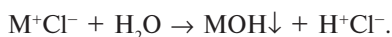
Воздействия физиологических жидкостей организма на металлы очень похожи на воздействие теплой аэрированной морской воды. Ионы металла могут раствориться и диффундировать в жидкости, а электроны расходуются либо в реакции с растворенным в воде кислородом и образуют ионы гидроксила (OH^-), либо в реакции присоединения с положительно заряженными ионами металла.

Хотя процесс коррозии всегда носит электрохимический характер, может возникнуть несколько различных механизмов, и эти типы коррозии можно легко узнать. Некоторые из этих механизмов включают гальваническую коррозию, щелевую коррозию, питтинговую (язвенную) коррозию и коррозию под напряжением. Различные типы коррозии могут быть предотвращены различными способами, хотя, как правило, эффективным является предотвращение соприкосновения между металлом и коррозионной средой с помощью тщательно подобранного покрытия. Для определения других методов предотвращения коррозии необходимо представлять себе, как возникают различные виды коррозии.

Гальваническая коррозия — это специфический тип коррозии, возникающий, когда два несходных металла электрически соединяются в коррозионной среде, например два металла, находящиеся в соприкосновении в жидком электролите, в частности в физиологической жидкости. Скорость коррозии одного из двух металлов увеличивается, а скорость коррозии другого металла уменьшается по сравнению с тем, когда они не находятся в электрическом контакте друг с другом. Более быстро корродирующий металл становится анодом, а другой — катодом, и между ними создается электрический потенциал. (Точно по такому же принципу работают аккумуляторные батареи с сухими элементами.) Гальваническую коррозию можно предотвратить путем электрической изоляции металлов друг от друга либо путем тщательного подбора сочетаний металлов, которые не оказывают сильного воздействия на скорость коррозии.

Щелевая коррозия — это высоколокализованная форма коррозии, которая возникает внутри щелей и экранированных зон, как правило, на стыках или под прокладками. Остальные поверхности не обнаруживают повреждений или обнаруживают очень незначительные повреждения. Щель обычно имеет размер сотых долей миллиметра. Такой промежуток является достаточно широким для того, чтобы обеспечить поступление жидкости, но достаточно узким для того, чтобы сохранить зону застоя. Нержавеющие виды стали в особенности подвержены этому типу коррозии, которая может быть сокращена благодаря зоне застоя, образовавшейся под упругой полосой в морской воде. Первоначально коррозия происходит равномерно по всей поверхности элемента. Спустя короткое время кислород внутри щели истощается из-за застоя жидкости. В этой зоне не происходит восстановление кислорода до ионов

гидроксила, хотя растворение металла продолжается. Ионы металла создают излишек положительного заряда в растворе. Это фактор уравнивается в результате миграции ионов хлорида в щель. При этом концентрация хлорида металла внутри щели увеличивается. Соли металла подвергаются гидролизу в воде, образуя нерастворимый осаждающийся гидроксид металла и свободную кислоту в соответствии со следующей реакцией:



И ионы хлорида, и ионы водорода ускоряют темпы растворения большинства металлов и сплавов, и процесс становится самокаталитическим (CD рис. 2.16). Тщательное конструирование, направленное на то, чтобы избежать образования щелей, может предотвратить этот тип коррозии.

Питтинг возникает в результате действия факторов, очень похожих на факторы образования щелевой коррозии, и может быть установлен, когда узкие ямки растут, обычно в направлении вниз от горизонтальной поверхности. Ямки могут возникнуть в результате царапины или дефекта материала или в силу произвольных колебаний концентрации коррозионной жидкости. Повторимся, что нержавеющие виды стали подвержены питтингу, однако легирование может уменьшить возникновение питтинга. Например, для предотвращения питтинга к нержавеющей стали 18-8 можно добавить 2% Мо. Известно, что некоторые материалы не подвергаются питтингу в специфических средах, например титан в целом устойчив к этому типу коррозии.

Растрескивание в результате коррозии под напряжением возникает как следствие одновременного действия напряжения на растяжение и коррозионной среды. Необходимы оба из этих условий; некоторые материалы могут вообще почти не корродировать в коррозионной среде, если одновременно не присутствует напряжение. Образуются небольшие трещины, распространяющиеся перпендикулярно напряжению и в конечном счете приводящие к выходу из строя. Напряжение необязательно должно быть напряжением, приложенным извне, и может быть вызвано условиями обработки или присутствием вторых фаз в сплаве металла. Большинство сплавов подвержено этому типу коррозии в специфической среде, например нержавеющие виды стали корродируют под напряжением в растворах солей хлористоводородной кислоты, а сплавы титана корродируют под напряжением в морской воде. К счастью, число различных видов среды, в которой будет растрескиваться конкретный сплав, невелико. Лучший способ уменьшения или предотвращения этого вида коррозии заключается в том, чтобы уменьшить напряжение, которому подвергается металл. Или же металл можно отделить от коррозионной среды посредством покрытия, или может быть использован другой сплав.

2.9. Воздействие обработки на структуру, свойства и надежность

Взаимозависимость состава, обработки, микроструктуры и свойств нельзя переоценить. Микроструктура и состав материала определяют многие его физические и химические свойства и все его механические свойства. Микроструктура определяется условиями обработки и составом. Однако эволюция микроструктуры во время обработки может ограничивать количество выполняемых операций. Материал может стать слишком твердым или хрупким для того, чтобы обработка продолжалась. Или наоборот, в обрабатываемой детали могут образоваться структуры, приводящие к плохим свойствам готового компонента.

Технологии обработки включают условия отверждения и последующие деформацию и термическую обработку. Уже упоминалось, как размер зерна может влиять на предел текучести в металлических сплавах (уравнение Холла—Печа). Зерна могут также выстраиваться в определенных кристаллографических направлениях во время обработки, что будет влиять на свойства материала. Деформация создает дефекты в металлических кристаллических структурах, которые, как правило, улучшают механические свойства, такие как предел текучести, но оказывают негативное воздействие на такие свойства, как пластичность. Термическая обработка металлов и сплавов может увеличить размер зерна, ликвидировать дефекты или привести к растворению частиц второй фазы или их осаждению в материале. Контроль скорости охлаждения материала может приводить к его превращению в совершенно новые фазы с другими свойствами. В материале могут появляться такие дефекты, как царапины или поры, которые могут негативно влиять на его свойства.

2.10. Клинические требования

Для того чтобы материал использовался в качестве биоматериала, необходимо, чтобы он обладал адекватными физическими и механическими свойствами для выполнения своей функции. Он не должен сильно корродировать в организме, и он должен иметь необходимый срок службы, определяемый либо числом циклов, которое элемент должен выстоять, либо временем, которое элемент должен выдержать внутри тела человека. С учетом этого часто выбирают металлы с сочетанием прочности и жесткости (нержавеющая сталь, титановые сплавы, сплавы кобальта — все используются в ортопедических сферах применения) благодаря их электрической проводимости и инертности (золото, платина) или новым свойствам, таким как память формы и сверхупругость (Ni—Ti, который используется в ортодонтии, ортопедии и миниатюрных устройствах). В гл. 12 приводится обобщенная информация о составе и свойствах сплавов, используемых в медицине.