

Заключительная операция изготовления имплантатов — размерная обработка нанесённого покрытия в ультразвуковом поле, необходимая для обеспечения равномерной пористой структуры получаемых биокомпозиционных покрытий. Амплитуда ультразвуковых колебаний излучателя 15—20 мкм при резонансной частоте 22 кГц. Частота вращения имплантатов 10—20 об/мин, скорость возвратно-поступательного перемещения имплантатов относительно излучателя — 30—40 мм/мин. Имплантаты помещают в дистиллированную воду на расстоянии 5—10 мм от торца излучателя. Время обработки должны определять исходным диаметром имплантата и требуемым по чертежу размером, но не меньше 20 с, так как в этом случае результат обработки будет практически не виден.

Гидроксиапатит служит наиболее распространённым остеопластическим материалом синтетического происхождения. В качестве компонента плазмонапылённых биокомпозиционных покрытий в России гидроксиапатит официально применяют с 1996 г. после прохождения специальных испытаний и получения соответствующих разрешительных документов. Накоплен огромный опыт клинического применения дентальных имплантатов с гидроксиапатитовым покрытием.

## **ПРИМЕНЕНИЕ ИМПЛАНТАТОВ В СТОМАТОЛОГИИ И ЧЕЛЮСТНО-ЛИЦЕВОЙ ХИРУРГИИ. ДЕНТАЛЬНАЯ ИМПЛАНТОЛОГИЯ**

Высокие показатели реконструктивно-восстановительных операций в челюстно-лицевой области в немалой степени связаны с достижениями в материаловедении по созданию новых имплантационных материалов.

Материалы для стоматологических имплантатов должны отвечать нескольким требованиям: отсутствие токсичности и коррозии, прочность, технологичность, близкие к естественным тканям физические свойства и т.д. Несоответствие материала хотя бы по одному из параметров снижает функциональную ценность имплантата и сроки его функционирования. Оптимальное сочетание характеристик материала обеспечивает биосовместимость имплантата.

Поверхностные свойства имплантата кардинальным образом влияют на процессы, происходящие на границе естественной и искусственной ткани.

При операции имплантации необходимо получить эффект так называемой первичной стабилизации имплантата, т.е. на момент окончания операции имплантат должен быть фиксирован в кости челюстей, чтобы вступить в контакт с костной тканью и способствовать проявлению эффекта остеоинтеграции.

Искусственное восстановление зубного ряда с помощью несъёмного протеза с опорой на имплантаты способствует улучшению качества жизни пациентов и даёт чувство, близкое к ощущениям в полости рта при наличии интактного зубного ряда.

Дентальный имплантат играет роль искусственной опоры для размещения съёмных либо несъёмных зубных протезов различной конструкции. Установленный в альвеолярную кость имплантат в процессе функционирования испытывает воздействие сложного комплекса разнородных физико-химических факторов и механических нагрузок, поэтому соединение имплантата с костной тканью характеризуется как биотехническая система. Требования эффективного выполнения имплантатом своих функций ставит определённые задачи по созданию его конструкции, выбору имплантационного материала, разработке технологии изготовления, а также по технике операции и ведению послеоперационного периода.

Дентальную имплантацию необходимо рассматривать как самостоятельную дисциплину, формирующуюся на стыке медицины, биофизики и материаловедения.

Имплантат выполняет функции опоры — корня и культи зуба для последующего протезирования (рис. 1.1).

Через определённое время (3–6 мес) после вживления в костную ткань челюстей на него устанавливают коронку или мостовидный протез требуемой конструкции и цветового оттенка, соответствующего естественному цвету эмали зубов пациента.

Дентальные имплантаты вступают в сложное взаимодействие с окружающей живой тканью, и вследствие чрезвычайно неравномерного распределения механических напряжений возникает опасность отторжения имплантата, т.е. нарушения биомеханического контакта между его поверхностью и костью. Именно поэтому актуальна проблема создания конструкции имплантата, которая по функциональным свойствам максимально приближалась бы к естественному корню зуба.

Протез как биомеханическая система (рис. 1.2) для своего успешного функционирования должен обеспечить перераспределение жевательной

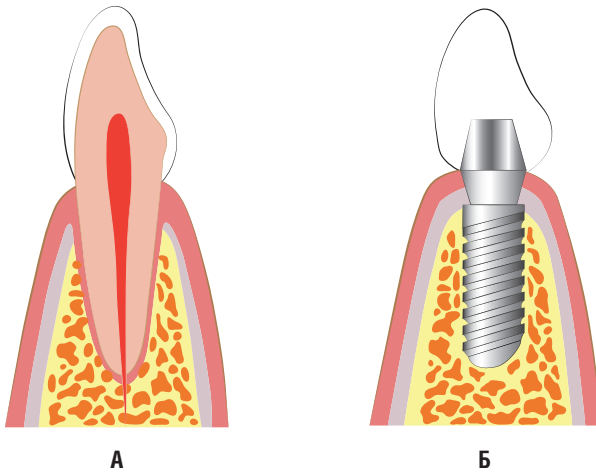


Рис. 1.1. Строение и крепление в кости (схема): А — зуба; Б — имплантата

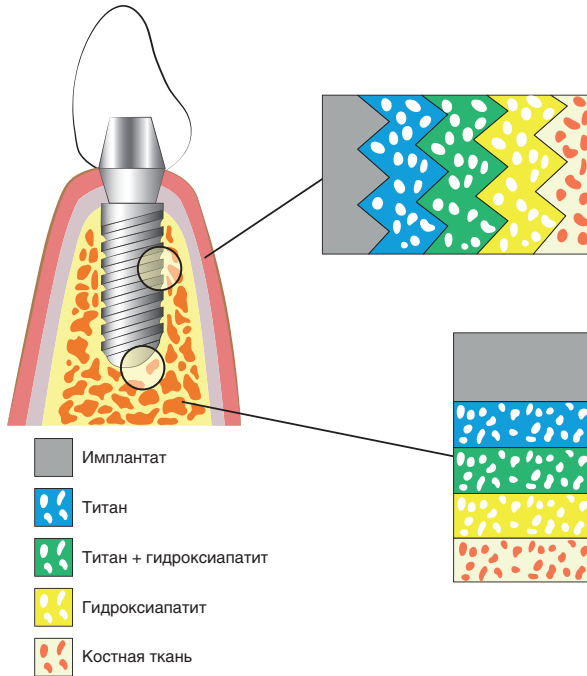


Рис. 1.2. Успешное функционирование имплантата (биомеханическая схема)

нагрузки на опорные ткани полости рта таким образом, чтобы сохранить их нормальную функцию.

Использование различных способов формирования поверхности (фрезерование, пескоструйная обработка, кислотное травление, плазменное напыление) способствует формированию различной по размеру шероховатости. Необходимо около 6 мес, чтобы образовалась биомеханическая связь между костной тканью челюстей и имплантатом. Особое значение также имеет внешний вид имплантата. В настоящее время доказано, что наилучший результат биомеханической связи достигается при использовании поверхностей средней шероховатости, образующихся вследствие кислотного травления, электрохимической анодной оксидации. Возможность биомеханической связи определяется инертностью материала, в частности инертностью биокерамики — оксида титана, образующегося на поверхности конструкции.

В связи с этим к дентальным имплантатам и их базовым характеристикам предъявляют следующие основные виды **требований**, определяющие их эффективность:

- ▶ клинико-биологические, определяемые особенностями взаимодействия живых тканей с материалом имплантатов, связанные с биологической совместимостью, токсикологическими, канцерогенными и коррозионными свойствами;
- ▶ технологические и конструктивные, определяемые способами изготовления и позволяющие создавать эффективные, рациональные в использовании имплантаты, что зависит от уровня развития науки, техники и возможностей новых наукоёмких технологий;
- ▶ эстетические и экономические, связанные с удобством протезирования и определяемые стоимостью материалов, а также производственными затратами.

Геометрия имплантата имеет особое значение для функционирования всей системы кость—имплантат—протез.

Форма имплантата определяет стратегию лечения. Основные виды, которые нашли применение в имплантологической практике, — имплантаты цилиндрические и конусные корневидной формы.

Имплантаты корневидной формы чаще являются многокомпонентными и состоят из части внутрикостной — **тело**, внекостной — **головки**. Применение таких имплантатов позволяет проводить дентальную имплантацию по двухэтапной методике. Такая методика в настоящее время общепринята.



Геометрия имплантатов корневидной формы достаточно разнообразная. Если стенки имплантата в поперечном сечении будут сужаться, он примет конусную форму. Формой или геометрией имплантата определяется простота его установки, достаточная первичная стабильность, распределение нагрузки вдоль имплантата и околоимплантатных тканей.

Внутрикостную часть имплантата можно условно разделить на **область шейки, тела и верхушки**. Шейка имплантата может иметь различной ширины полированную часть для лучшей адаптации мягких тканей. Форма шейки имплантата может быть прямой или иметь вид конуса. Тело может характеризоваться наличием резьбы у винтовых имплантатов и её отсутствием у гладких имплантатов. Резьба может иметь различный шаг, протяжённость, глубину и форму. Основные назначения резьбы — первичная стабильность и распределение нагрузки по поверхности имплантата. Наиболее распространённые формы резьбы в поперечном сечении — V-, П-образная (прямоугольная), комбинированная (асимметричная).

Верхушечная часть тела имплантата может иметь различную форму: V-образную (агрессивную) и уплощённую (атравматичную). Короткий срез может придать имплантату самонарезающие свойства для улучшения первичной фиксации. Наличие круглого или продолговатого отверстия в области нижней трети тела имплантата позволяет прорасти костной ткани. Первичную стабильность и дополнительную фиксацию в костной ткани могут обеспечивать различные борозды, желобки, пазы.

Временным элементом, закрывающим внутреннюю резьбу тела имплантата, служит винт-заглушка. Он необходим для предотвращения прорастания мягких тканей в имплантат в дофункциональный период.

Соединение головки и тела имплантата в различных системах может отличаться. Принципиальным считают расположение узла соединения: он может располагаться выше уровня тела имплантата — внешнее соединение или ниже её — внутреннее. Внешнее соединение не позволяет полностью закрыть имплантат слизисто-надкостничным лоскутом на этапе остеоинтеграции, в то время как при внутреннем тело имплантата изолировано от полости рта на указанный период. Соединение головки и тела имплантата в идеале должно быть как одно целое, при этом необходимы отсутствие подвижности элементов системы и достаточная её герметичность.

Необходимо учитывать, что истинная остеоинтеграция — врастание кости в незначительные неровности на поверхности имплантата (рис. 1.3).

**Остеоинтеграция** — динамический процесс, состоящий из последовательно развивающихся трёх стадий: остеоиндукция, остеоиндукция и костное ремоделирование.

Рассмотрим каскад биологических реакций каждой стадии подробнее.

- ▶ Во время препарирования костного ложа возникает излияние крови в костную рану. Одним из необходимых условий остеоинтеграции служит контакт поверхности имплантата с кровью, или, если быть точными, оксидной плёнки, образующейся на поверхности, и такими белками, как фибриноген, протромбин, тромбопластин и клетками (тромбоцитами, эритроцитами, лейкоцитами).

Повреждение тромбоцитов вызывает образование тромбина из протромбина, что, в свою очередь, приводит к превращению растворимого фибриногена в нерастворимый фибрин. Нити фибрина, прикрепляющиеся с одной стороны к костной ткани, а с другой — к поверхности имплантата, и служат той матрицей, остеоиндуктивные свойства которой способствуют возникновению процессов остеоинтеграции. Практически сразу после образования сгустка происходит его ретракция, сокращение. После уплотнения сгустка остаётся порядка 10% его первоначального объёма. Этот этап принципиально важен — ведь чем большее количество волокон фибрина сохранит контакт с поверхностью имплантата, тем большее количество остеогенных клеток, мигрирующих по белковой матрице под воздействием факторов роста, высвобождающихся из тромбоцитов, впоследствии окажется у поверхности конструкции.

- ▶ Фаза остеоиндукции характеризуется процессами контактного остеогенеза, происходящими на поверхности имплантата. Остеобласты, располагающиеся на поверхности конструкции, продуцируют костный матрикс, 90% которого является коллаген I типа, а также витронектин, остеопонтин, костный сиалопротеин. Минерализация костного матрикса происходит в течение 1–2 нед. Идёт заживление раны по первичному типу.



**Рис. 1.3.** Остеоинтеграция имплантата

Биохимическое прикрепление — образование химических связей между живыми тканями и элементами, введёнными в поверхность имплантата. Впервые такой вид связи описан *Hench* (1970), который наблюдал за реакцией тканей организма на имплантацию определённых видов стеклокерамики. Стоит отметить, что биологически активные имплантаты в дополнение к химическому имеют и биомеханическое прикрепление, поэтому такие имплантаты фиксируются в кости благодаря обоим механизмам. В настоящее время используют только два варианта биоактивных поверхностей — покрытие фосфатом кальция и фторирование.

- ▶ Стадия ремоделирования костной ткани характеризуется как длительный процесс, в котором одновременно идут резорбция кости и остеообразование, протекающие на протяжении 18 мес после операции имплантации. Перестройке подвергаются ткани, окружающие зону имплантации. Резорбции подвергаются зоны некроза кости, образовавшиеся вследствие травмы во время препарирования костного ложа. Объём поражённых костных структур составляет порядка 500 мкм вокруг имплантата. Причём в 100 мкм непосредственно у поверхности наблюдают гибель всех остеоцитов, а на протяжении остальных 400 мкм часть клеток остаются жизнеспособными.

Если же зона некроза по каким-то причинам (например, излишняя травма кости) превышает указанный размер, это может привести к тому, что костеобразование будет происходить на расстоянии от имплантата. При такой форме костеобразования остеогенные клетки не будут достигать поверхности имплантата. Между образующейся костью и поверхностью имплантата будет слой грубоволокнистой соединительной ткани, представленной волокнами коллагена и фибрина.

Рентгеноконтрастность дентальных имплантатов представлена на рис. 1.4.

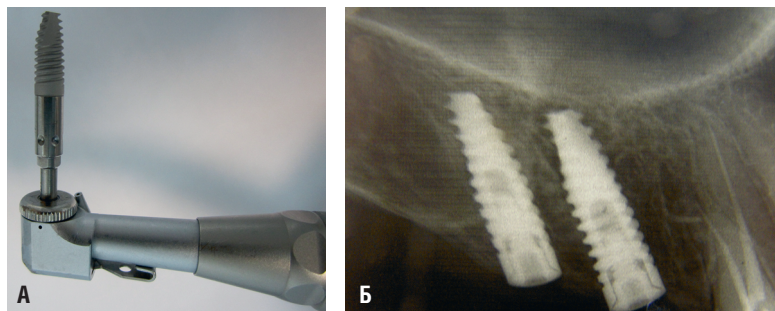


Рис. 1.4. Дентальный имплантат: А — перед установкой; Б — на рентгенограмме

## Применение имплантатов при реконструктивных операциях челюстно-лицевой области

Биологически инертные конструкции из титана и его сплавов в последнее время нашли широкое применение для устранения дефектов костей лицевого черепа и, в частности, нижней челюсти. Для устранения сегментарных дефектов нижней челюсти применяют реконструктивные титановые сетки толщиной 0,6–1 мм и пластины большей толщины (рис. 1.5). Применение реконструктивных пластин из титана позволяет осуществлять замещение любых дефектов нижней челюсти без проведения костной пластики. Форма пластин предполагает возможность их моделирования в различных плоскостях. Ангулярные пластины оптимизируют проведение оперативного вмешательства в области угла нижней челюсти. Имплантаты мышечковых отростков двух видов позволяют решать вопросы эндопротезирования височно-нижнечелюстного сустава.

## Материалы, используемые при лечении переломов челюстей

В зависимости от того, какие ткани служат опорой для шины, различают 3 группы шин: назубные, зубонадесневые и надесневые.

Среди назубных шин наибольшее распространение получили гнутые проволочные алюминиевые шины Тигерштедта, ленточные шины Васильева.

Для изготовления шин Тигерштедта необходима алюминиевая проволока толщиной 1,5–2 мм (вместо неё может быть использована ортодонтическая проволока), отрезками в 25 см (рис. 1.6, А). Для

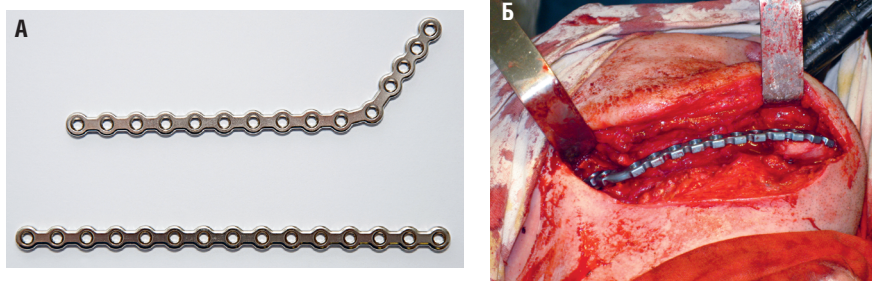


Рис. 1.5. Титановые пластины: А — вид; Б — в операционной ране

фиксации шин к зубам используют бронзо-алюминиевую (лигатурную) проволоку сечением 0,3–0,6 мм (см. рис. 1.6, Б).

Проволочные шины имеют разнообразную форму. В настоящее время используют гладкую шину-скобу, шину с распорочным изгибом, двухчелюстные шины с зацепными петлями для межчелюстного вытяжения и скрепления отломков (рис. 1.7).

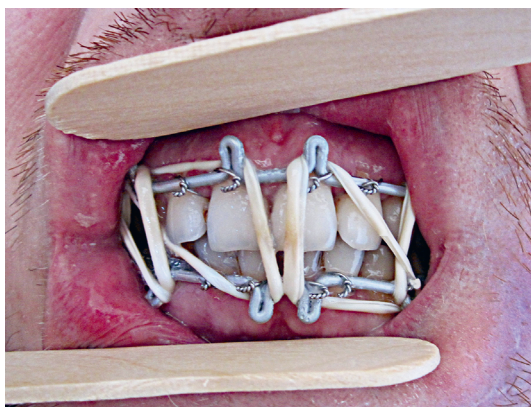
Ленточные шины В.С. Васильева (стандартные) более просты в применении, так как нет необходимости изгибать зацепные крючки. Эти шины изготовлены методом холодной штамповки из коррозионной и жаростойкой стали. Поверхность шины матовая или блестящая. Сделаны из тонкой металлической ленты шириной 2,3 мм и длиной 134 мм, на которой имеется 14 зацепных крючков (рис. 1.8). Шины легко изгибаются в горизонтальной плоскости, но не гнутся в вертикальной, что не позволяет учитывать индивидуальные особенности зубного ряда. Их обрезают до необходимых размеров, изгибают приблизительно по зубной дуге и так же, как шины Тигерштедта, привязывают лигатурной бронзо-алюминиевой проволокой к зубам.

Ортопедические (лабораторные) шины применяют в тех случаях, когда более простые методы лечения повреждений челюстей недостаточно эффективны. Их изготавливают из пластмассы, используемой для базисов съёмных зубных протезов.



Рис. 1.6. Проволока: А — алюминиевая; Б — бронзо-алюминиевая (лигатурная)





**Рис. 1.7.** Проволочные назубные двухчелюстные шины с крючками и межчелюстной резиновой тягой по Тигершtedту



**Рис. 1.8.** Стандартная ленточная стальная шина Васильева с межчелюстной резиновой тягой

## **Оперативные способы иммобилизации (остеосинтез)**

При хирургическом методе лечения переломов проводят операцию **остеосинтез**, направленную на прочное соединение отломков кости с помощью приспособлений из различных материалов.

Наиболее распространённый — костный шов, для которого используют металлическую проволоку сечением 0,6–0,8 мм из специальных немагнитных сортов нержавеющей стали марок 1Х18Н9Т, ЭП-400,

ЭЯТ-1, нихрома, виталиума, тантала, титана, а также полиамидную и бактерицидную летилавласановую нить диаметром 0,7–1 мм.

При остеосинтезе для закрепления отломков можно использовать скобы из металла с заранее заданными свойствами. Их изготавливают из никелево-титановой проволоки (50,8 и 49,2%) диаметром 1,6 мм. Особенностью сплава ТН-1ХЭ считают то, что он становится мягким и легко деформируется при значительном охлаждении, но восстанавливает свою первоначальную форму и жёсткость при комнатной температуре. Скобы имеют разную форму, их используют в зависимости от характера (поперечный, косой) и локализации перелома. Во время операции сверлят сквозные каналы, отступя от линии перелома на 1–1,5 см, при этом расстояние между отверстиями каналов должно быть больше, чем между «ножками скобы». Выбранную скобу охлаждают струёй хлорэтила, растягивают и её концы на всю глубину вставляют в просверленные каналы предварительно репонированных отломков. После согревания скоба восстанавливает исходную форму, а её концы создают компрессию и иммобилизацию отломков.

Накостные пластины (рис. 1.9) обеспечивают прочную фиксацию отломков при переломах челюстей. В настоящее время для иммобилизации челюстей широко применяют пластины различной формы и размера с шурупами разной длины и диаметра.

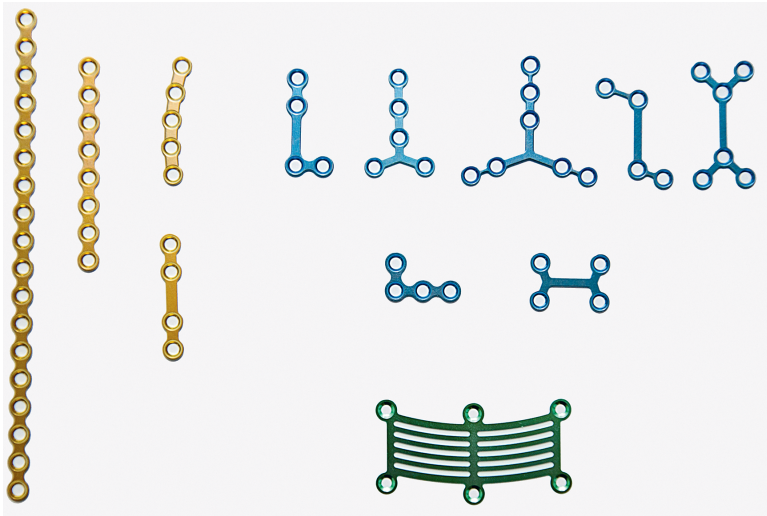


Рис. 1.9. Накостные пластины различной конфигурации

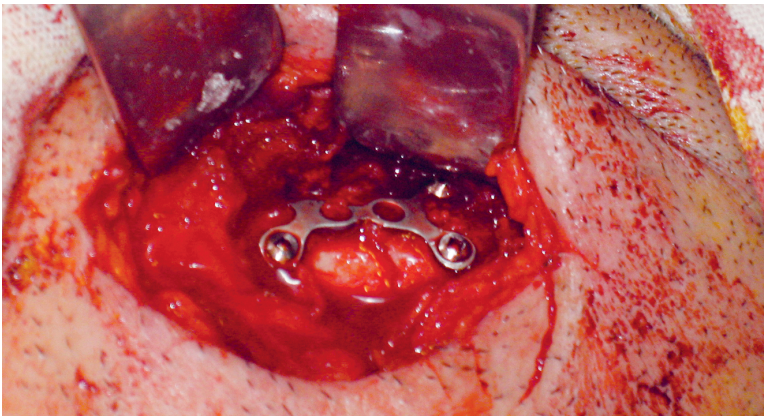
Пластины изготавливают из титана или нержавеющей стали. Выпускают наборы мини-, миди- и микропластин и шурупов.

**Микропластины.** Толщина 0,6 мм, количество отверстий от 4 до 16; бывают прямыми, Г-, L- и С-образными. Для их фиксации используют самонарезающиеся винты диаметром 1,2 мм, длиной от 3 до 8 мм.

**Миди-пластины.** Толщина 0,6 мм, количество отверстий от 4 до 16; выпускают разной формы. Самонарезающиеся винты для их фиксации диаметром 1,5 мм, длиной от 4 до 10 мм.

**Мини-пластины.** Толщина 1 мм, количество отверстий от 4 до 8; разнообразной формы. Самонарезающиеся винты для их фиксации диаметром 2 мм, длиной от 5,5 до 17 мм.

Используемый для изготовления пластин титан обладает биосовместимостью и достаточной механической прочностью. Высокая пластичность и форма пластин предусматривают возможность трёхмерного изгибания без деформации отверстий (рис. 1.10).



**Рис. 1.10.** Вид операционной раны — наkostные титановые пластины фиксируют отломки нижней челюсти

Закрепление отломков нижней челюсти возможно с помощью спиц Киршнера, что позволяет в большинстве случаев обойтись без разреза мягких тканей и обнажения кости в области перелома. В настоящее время выпускают спицы Киршнера из нержавеющей стали (реже из титана) диаметром от 0,6 до 2,8 мм. Один конец спицы затачивают для проведения через мягкие ткани и кости, второй — оставляют цилиндрическим или делают уплощённым для фиксации в дрель.



## ШОВНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Современный **шовный материал** (рис. 1.11) — хирургическая нить, удовлетворяющая строго определённым требованиям и обладающая рядом специфических свойств. Шовный материал — инородное тело,



Рис. 1.11. Шовный материал: А — в упаковке; Б — готовый к применению

которое во время операции остаётся в тканях на определённый срок. От его химического состава, структуры и качества зависит реакция окружающих тканей.

### **Классификация шовного материала**

- ▶ По способности к биодеструкции.
  - Рассасывающиеся шовные материалы:
    - кетгут, коллаген;
    - материалы на основе целлюлозы (окцелон, кацелон);
    - материалы на основе полигликолидов (полисорб, биосин, монософ, викрил, дексон, максон);
    - материалы на основе полидиоксанонов (полидиоксанон);
    - материалы на основе полиуретанов (полиуретан).
  - Условно рассасывающиеся шовные материалы:
    - шёлк;
    - материалы на основе полиамидов (капрон).
  - Нерассасывающиеся шовные материалы на основе:
    - полиэфиров (лавсан, мерсилен, этибонд);
    - полиолефинов (суржипро, пролен, полипропилен, суржилен);
    - фторполимеров (гортэкс, витафон);
    - поливинилидена (корален);
    - металла (металлическая проволока, скобки).
- ▶ По происхождению шовные материалы:
  - естественные;
  - искусственные.
- ▶ По структуре нити.
  - Мононить (монофиламентная) в сечении представляет однородную структуру с гладкой поверхностью, отличается лёгким протягиванием через ткани организма, отсутствием «пилящего» эффекта.
  - Полинить (многофиламентная) в сечении состоит из множества нитей, может быть:
    - кручёной (изготавливают путём скручивания нескольких филамент по оси);
    - плетёной (получают путём плетения многих филамент по типу каната);
    - комплексной (плетёные нити, пропитанные и/или покрытые полимерными материалами, их пилящий эффект снижается за счёт полимерного покрытия).

Существует несколько разновидностей деления шовных материалов по толщине. Основным показателем толщины нити считают метрический размер для каждого диапазона диаметров нити, который соответствует увеличенному в 10 раз значению минимального диаметра (мм) этого диапазона (табл. 1.8). На этикетках проставляют метрический размер и условный номер нити, например кетгутовую нить диаметром 0,15–0,19 мм обозначают следующим образом: метрический размер — 1,5; условный номер — 5/0.

**Таблица 1.8.** Метрические и условные размеры нити

Метрический диаметр, мм	Условный размер	Номер
0,1	0,010–0,019	11/0
0,2	0,020–0,029	10/0
0,3	0,030–0,039	9/0
0,4	0,040–0,049	8/0
0,5	0,050–0,069	7/0
0,7	0,070–0,099	6/0
1	0,10–0,14	5/0
1,5	0,15–0,19	4/0
2	0,20–0,29	3/0
3	0,30–0,39	2/0
4	0,40–0,49	0
5	0,50–0,59	1
6	0,60–0,69	2
7	0,70–0,79	3
8	0,80–0,89	4

При использовании более тонких нитей остаётся меньше инородного материала в мягких тканях. Применение нити 4/0 в 2–3 раза снижает реакцию тканей по сравнению с использованием нити 2/0. Именно поэтому для снижения реакции тканей следует использовать нити малых диаметров. Однако это уменьшает прочность нити, в том числе в узле (для большинства нитей от 20 до 50%), а для рассасывающихся шовных материалов необходимо, чтобы они сохраняли достаточную прочность до образования рубца. При этом удерживать, протягивать и завязывать нити малых диаметров сложно, это требует определённых навыков хирурга.

Требования, предъявляемые к шовному материалу в организме больного.

- ▶ Биосовместимость — отсутствие токсического, аллергенного, тератогенного действия шовной нити на организм. В идеале любая реакция на шовный материал должна отсутствовать.
- ▶ Биодegradация или способность материала распадаться и выводиться из организма. Необходимо, чтобы шовный материал удерживал ткани до образования рубца, при этом скорость биодegradации не должна быть больше скорости образования рубца.
- ▶ Атравматичность, которая определяется поверхностными и манипуляционными свойствами нити, зависящими от её вида, а также способом соединения нити с иглой.
- ▶ От поверхностных свойств нити зависит её скольжение в **хирургическом** узле. Большинство современных нитей имеют полимерное покрытие, которое уменьшает травму тканей и способствует скольжению нити. Однако такое покрытие уменьшает надёжность фиксации, поэтому хирургам необходимо использовать узлы сложной конфигурации. Все кручёные и плетёные нити обладают неровной и шероховатой поверхностью, мононити — более гладкой. Манипуляционными свойствами нити считают эластичность и гибкость. Эластичность — одно из важных свойств шовного материала, так как при использовании жёсткой нити происходит большая травма тканей и имеется стадия воспаления при формировании рубца, а также возможно прорезывание ткани. Однако при излишней эластичности высока вероятность расхождения краёв раны. Гибкость нити обеспечивает удобство работы хирурга. Считают, что наилучшими манипуляционными свойствами обладает шёлк, который служит «золотым стандартом» в хирургии. Он уменьшает травму тканей и использование атравматических игл, в которые, являясь продолжением, впаяна нить.

Требования, предъявляемые к физическим свойствам шовного материала:

- ▶ максимально возможная прочность нити на разрыв;
- ▶ прочность узла в сухом и мокром состоянии;
- ▶ сохранение нити до образования рубца.

## **Рассасывающиеся шовные материалы**

**Кетгут.** Натуральная кручёная нить. Изготавливают из ткани тонкого кишечника баранов, сухожилий быков, а также некоторых сортов желатина. Обладает:

- ▶ сверхбыстрыми сроками потери прочности и рассасывания (теряет 50% своей прочности в течение 2–10 дней после операции);

- ▶ малой прочностью, что требует применения нити большего диаметра;
- ▶ реактогенностью;
- ▶ вызывает местную воспалительную реакцию.

Обладает большой абсорбционной способностью, алергизирующим воздействием и приводит к формированию грубого соединительнотканного рубца. У этого материала непредсказуемая длительность ферментализа, плохие манипуляционные свойства. Возможна импрегнация кетгутовой нити солями хрома, что приводит к удлинению сроков рассасывания и снижению реакции тканей.

### **Материалы на основе полигликолидов**

Это полинити со сравнительно быстрым сроком рассасывания. К полигликолидам относят такие нити, как викрил, дексон и дарвин. Они обладают достаточной прочностью, низкой реактогенностью, имеют фиксированные сроки потери прочности и рассасывания (теряют около 80% прочности за 21 день, рассасываются через 2–3 мес). Однако их нельзя использовать там, где длительное время необходимо сохранять прочность. Они менее эластичны по сравнению с большинством нерассасывающихся шовных материалов, что приводит к избыточной травме тканей. Современный материал этой группы полисорб (появился в 1991 г.) считают одним из наиболее перспективных рассасывающихся шовных материалов, производимых в настоящее время. Это плетёный шовный материал, не уступающий шёлку по своим физическим качествам. Он протягивается в тканях как мононить, и примерно в 1,5 раза прочнее викрила. Полисорб долго, до 3 нед, сохраняет прочность в тканях и обладает повышенной надёжностью узла.

### **Материалы на основе полидиоксанонов**

Их представители полидиоксанон и максон. Это рассасывающиеся мононити. Они имеют достаточно длительные сроки потери прочности и рассасывания: так, полидиоксанон в первый месяц теряет лишь 30–50% своей прочности, а полностью рассасывается в течение 6–9 мес. По сравнению с полинитями более эластичные. Реакция воспаления вокруг этих нитей самая минимальная. Недостатками служит необходимость применения узлов сложной конфигурации для обеспечения надёжности соединения, большая потеря прочности нити в узле, в частности у полидиоксанона до 40–50%.

## **Материалы на основе полиуретанов (полиуретан)**

Нити из полиуретана или эластомерные полиуретановые — синтетические, получаемые на основе полиуретановых каучуков. Они биосовместимы, мягкие и пластичные, вызывают минимальную реакцию организма и рассасываются в срок до 1 года. Эти нити применяют в микрохирургии.

## **Условно рассасывающиеся шовные материалы**

**Шёлк.** Это плетёная натуральная нить, по химическому составу натуральный белок. Он мягкий, гибкий, прочный в узле — позволяет накладывать 2 узла, т.е. обладает манипуляционными качествами, создающими удобства для работы хирурга. По манипуляционным свойствам этот материал признан «золотым стандартом». Однако шёлк обладает рядом отрицательных качеств. Он более реактогенный по сравнению с синтетическими шовными материалами, имеет выраженную сорбционную способность и фитильные свойства. Это означает, что он выводит тканевую жидкость на поверхность раны и открывает микроорганизмам путь с поверхности раны вглубь, способствуя развитию раневой инфекции. Фитильный эффект объясняют наличием капиллярных канальцев между филаментными волокнами. Шёлк относят к медленнорассасывающимся материалам, обладает сроком рассасывания от 6 мес до 1 года.

**Полиамидные (капроновые) нити** бывают кручёными, плетёными и в виде мононитей. При этом кручёный капрон вызывает наибольшую реакцию тканей. В настоящее время полиамиды производят в основном в виде мононитей, что уменьшает реактогенность и сорбционные свойства. Они обладают высокой прочностью и гибкостью, но вызывают более выраженную реакцию тканей по сравнению с другими синтетическими нитями. Полиамидные нити достаточно быстро разрушаются и выводятся из организма в сроки от 3 мес до 2 лет.

## **Нерассасывающиеся шовные материалы**

Нерассасывающиеся шовные материалы не удовлетворяют такому важному требованию, как биодegradация. Постоянно находясь в тканях, они могут вызвать воспалительный процесс. Однако эти материалы широко применяют в хирургии, так как дешёвы и удобны в производстве, имеют большую прочность и лучшие манипуляционные свойства

по сравнению с рассасывающимися материалами. Нерассасывающиеся шовные материалы незаменимы при протезировании и ушивании тканей, находящихся длительные сроки под натяжением.

**Полиэфирные (лавсановые) нити** обладают большей инертностью, чем полиамиды, и вызывают меньшую тканевую реакцию. Эти нити (этибонд, мерсилен, лавсан и др.) часто используют при наложении швов на апоневроз, мышцы, сосуды, нервы. Чаще это плетёные полиэфирные волокна с покрытием из полимерных материалов. Область применения полиэфирных нитей постоянно уменьшается, так как они уступают полиамидам по эластичности, а полиолефинам — по инертности, прочности и надёжности узла.

**Полиолефины** наиболее индифферентны к тканям организма. Широко распространены нити на основе полипропилена (пролен, полипропилен, суржилен, суржипро и др.). Их выпускают только в виде мононити. Имеют абсолютную ареактивность, что позволяет применять их даже на инфицированных тканях, отсутствие гигроскопичности, хорошие манипуляционные свойства, формируют плоский прочный узел. Для этих нитей характерны низкий коэффициент трения, гладкая поверхность, высокая прочность. Они хорошо удаляются, обладают большой надёжностью узла.

**Фторполимерные нити** более инертны, чем полиолефины, и имеют прекрасные манипуляционные свойства. К свойствам нитей из политетрафторэтилена (гортэкс) относится высокая тромборезистентность, что позволяет использовать их в сердечно-сосудистой хирургии.

Шовные материалы на основе поливинилидена (корален), появившиеся в последнее время, более прочные, менее гигроскопичны и реактогенны по сравнению с полипропиленом. Их рекомендуют для применения в хирургии сосудов.

Металлическая проволока имеет довольно ограниченное применение в хирургии. Её используют в основном для шва нижней челюсти.

Скрепочный шов получает все большее распространение в мире. Механический шов при вмешательстве на различных органах заметно облегчает технику операций. При этом, благодаря применению специальных конструкций аппаратов и формы скрепок, достигается достаточная надёжность соединения тканей. Скрепки инертны к тканям организма, не рассасываются и сохраняются в течение всей жизни.

Для механического шва важен материал, используемый для изготовления скрепок. В настоящее время более прочные титановые скрепки заменили используемые ранее танталовые. К тому же послед-



ние не мешают выполнению в послеоперационном периоде таких исследований, как компьютерная томография. Последнее достижение в технологии шва — использование синтетических скрепок (*Polysorb*), рассасывающихся в организме за 180 сут.

## ТЕСТОВЫЕ ЗАДАНИЯ К ГЛАВЕ 1

1. Первое место по использованию в качестве материала для изготовления хирургических имплантатов занимает:
  - а) титан;
  - б) тантал;
  - в) цирконий;
  - г) нержавеющая сталь;
  - д) гидроксиапатит.
2. Биологическая совместимость материалов характеризует:
  - а) отсутствие токсического, аллергенного, тератогенного действия;
  - б) способность материала распадаться и выводиться из организма;
  - в) отсутствие условий, ухудшающих гигиену полости рта;
  - г) постоянство химического состава, антикоррозийные свойства.
3. Титан не обладает:
  - а) тератогенностью;
  - б) большой прочностью;
  - в) малой плотностью;
  - г) высокой стойкостью к коррозии.
4. Никель-титановые сплавы не обладают:
  - а) большой плотностью;
  - б) эффектом памяти формы;
  - в) хорошей биосовместимостью;
  - г) высокой коррозионной стойкостью;
  - д) повышенной прочностью.
5. Для создания биокomпозиционных покрытий, которые позволяют повысить биосовместимость имплантата, применяют:
  - а) гидроксиапатит, трикальцийфосфат;
  - б) гидроксиапатит, титан;
  - в) титан;
  - г) цирконий;
  - д) нержавеющую сталь.
6. Накостные пластины для закрепления костных отломков изготавливают:
  - а) из титана или нержавеющей стали;
  - б) титана или гидроксиапатита;
  - в) гидроксиапатита, трикальцийфосфата;
  - г) сплавов на основе золота.



7. Рассасывающиеся шовные материалы:
  - а) материалы на основе полигликолидов (полисорб, биосин, монософ, викрил, дексон, максон);
  - б) материалы на основе полиэфиров (лавсан, мерсилен, этибонд);
  - в) материалы на основе полиолефинов (суржипро, пролен, полипропилен, суржилен);
  - г) материалы на основе фторполимеров (гортэкс, витафон).
8. Нерассасывающиеся шовные материалы:
  - а) материалы на основе полиолефинов (суржипро, пролен, полипропилен, суржилен);
  - б) материалы на основе полигликолидов (полисорб, биосин, монософ, викрил, дексон, максон);
  - в) материалы на основе полидиоксанонов (полидиоксанон);
  - г) материалы на основе полиуретанов (полиуретан).