



Д.В.Абрамов,
А.К. Иорданишвили

**СТОМАТОЛОГИЧЕСКИЕ
КОНСТРУКЦИОННЫЕ
МАТЕРИАЛЫ:**

ПАТОФИЗИОЛОГИЧЕСКОЕ
ОБОСНОВАНИЕ К ОПТИМАЛЬНОМУ
ИСПОЛЬЗОВАНИЮ
ПРИ ДЕНТАЛЬНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ
И ПРОТЕЗИРОВАНИИ

**Андрей Константинович Иорданишвили
Д. В. Абрамов**

**Стоматологические конструкционные
материалы: патофизиологическое
обоснование к оптимальному
использованию при дентальной
имплантации и протезировании.**

*Текст предоставлен правообладателем
http://www.litres.ru/pages/biblio_book/?art=2553185*

*Стоматологические конструкционные материалы: патофизиологическое обоснование к оптимальному использованию при дентальной имплантации и протезировании: МАНЭБ-Нордмедиздат; Санкт-Петербург; 2011
ISBN 978-5-98306-092-0*

Аннотация

В монографии представлены новые сведения о патогенетическом влиянии имплантированных в подкожную соединительную ткань животных стоматологических конструкционных материалов (пластмассы и металлы) на местные и системные клеточные и тканевые процессы. Проведен анализ местного и общего воздействия указанных имплантатов на ткани и организм животного. Определены различия в характере, объеме, динамике и степени устойчивости подкожной соединительной ткани экспериментальных животных, окружающей имплантаты из пластмасс горячей и холодной полимеризации и разных металлов, используемых в клинической стоматологии для изготовления дентальных имплантатов (титан) и зубопротезных конструкций (золото, нержавеющая сталь, базисные пластмассы). Выполнена сравнительная оценка уровня токсичности для организма изученных стоматологических конструкционных материалов на основе определения клеточной реакции в соединительной ткани и ткани печени в эксперименте.

При клиническом исследовании изучены местные и общие осложнения зубного протезирования в различные сроки после его завершения. Выявлены причины и проведен анализ динамики течения периимплантитов, а также состояния мягких и костной ткани альвеолярного отростка челюсти при различном использовании временных коронок из акриловых пластмасс в ближайший период после дентальной имплантации.

Содержание

Список принятых сокращений	4
Предисловие	5
Введение	7
Глава 1	10
1.1. Проблемы неблагоприятных системных воздействий на организм человека и стоматологическая патология	10
1.2. Проблемы и перспективы современной имплантологии	24
Конец ознакомительного фрагмента.	27

Дмитрий Валерьевич Абрамов, Андрей Константинович Иорданишвили Стоматологические конструкционные материалы: патофизиологическое обоснование к оптимальному использованию при дентальной имплантации и протезировании

Список принятых сокращений

Гр – гранулы
Ггл – гранулы гликогена
ГЭР – гранулярный эндоплазматический ретикулум
КВ – коллагеновые волокна
КГ – Комплекс Гольджи
Л – лейкоцит
Лф – липофусцин
Мф – макрофаг
Мх – митохондрии
Н – сегментоядерный нейтрофил
ПрК – просвет капилляра
Р – рибосомы
СТ – соединительная ткань
ТК – тучные клетки
Фб – фибробласты
ЭПР – эндоплазматический ретикулум
Эр – эритроцит
Эц – эндотелиоцит
Я – ядро
ЯМ – ядерная мембрана

Предисловие

В настоящее время существует большая потребность населения России в ортопедической стоматологической помощи, которая по данным эпидемиологических обследований варьирует от 60 до 93,3 % среди взрослого населения страны. Это зависит от распространенности стоматологических заболеваний, особенностей их течения, эффективности профилактики и лечения, экологических факторов, а также уровня развития стоматологической помощи в различных регионах российской Федерации. Наиболее частой причиной обращения пациентов за ортопедической помощью является частичное или полное отсутствие естественных зубов. В наши дни указанная патология среди людей молодого, взрослого, пожилого и старческого возраста в Российской Федерации составляет до 94,3 %. При ортопедическом лечении вторичной адентии могут использоваться различные виды несъемных и съемных зубных протезов, а также их комбинации, выполненные с использованием разных стоматологических материалов. С каждым годом растет число пациентов, которым лечение вторичной адентии проводится с предварительным установлением дентальных имплантатов. Однако до настоящего времени нет четкой сравнительной характеристики материалов, используемых для целей дентальной имплантологии и дальнейшего зубного протезирования. В тоже время перед врачом-стоматологом встает задача оптимального выбора не только зубопротезной конструкции и дентального имплантата, но и материалов и методов их использования при изготовлении и протезировании. Поэтому монографию Д.В. Абрамова и А.К. Иорданишвили по вопросам патофизиологического обоснования оптимального использования стоматологических материалов в практике дентальной имплантологии и зубного протезирования, можно считать весьма актуальной и своевременной для науки и практики стоматологии.

В представляемой монографии авторами проведен комплекс экспериментальных и клинических исследований. Это позволило им при доклиническом исследовании изучить характер, объем, динамику и степень устойчивости изменений в подкожной соединительной ткани экспериментальных животных, окружающей имплантаты из пластмасс и металлов. Проведенные авторами морфологические, в том числе ультраструктурные исследования позволили выявить динамику деструктивных, компенсаторных и репаративных изменений в клеточных и неклеточных компонентах подкожной соединительной ткани после имплантации в нее различных видов пластмасс и металлов. Для эксперимента авторами были выбраны быстротвердеющая пластмасса и пластмасса горячей полимеризации используемая для изготовления базисов съемных зубных протезов, а также три различных образца металлов, а именно: нержавеющая сталь, которую относят к биотолерантным материалам, сплав золота и титана, которые относят к биоинертным материалам. В результате проведенного эксперимента на современном морфологическом уровне с использованием однотипной модели и адекватных методов анализа авторам удалось в монографии представить сведения о местном тканевом ответе и влиянии имплантированных материалов в сроки от 12 часов до года на печень животного. Можно с уверенностью говорить, что использованная в исследовании для изучения особенностей местного тканевого ответа модель внедрения образцов стоматологических материалов в подкожную соединительную ткань животных, может применяться для тестирования новых стоматологических материалов на этапе их доклинического изучения, а не только для изучения местной тканевой реакции, а также реакции внутренних органов. Экспериментальное исследование позволило авторам определить также некоторые патогенетические механизмы развития и патофизиологические особенности проявления местного тканевого ответа и реакции внутренних органов в ответ на имплантацию различных стоматологических материалов, используемых для дентальной

имплантации и последующего временного и окончательного зубного протезирования. Особое внимание в прикладной части монографии уделено характеристике клинических признаков периимплантита в ближайший и отдаленных срок после дентальной имплантации и зубного протезирования. Это важно для ранней диагностики периимплантита и благоприятной стоматологической реабилитации, чтобы исключить в конечном итоге потери опоры в виде дентального имплантата. Раннее выявление этого осложнения как воспалительного процесса в зоне дентального имплантата позволяет принять ряд мер по купированию воспалительной резорбции костной ткани альвеолярного отростка челюсти и профилактике потери его костного объема.

Представляется, что монография Д.В. Абрамова и А.К. Иорданишвили «Конструкционные стоматологические материалы: патофизиологическое обоснование к оптимальному использованию при дентальной имплантации и зубном протезировании» будет полезна не только врачам-стоматологам, патофизиологам, аллергологам, экологам, но и организаторам здравоохранения.

Президент Международной академии наук экологии, безопасности человека и природы,

заслуженный эколог РФ,

доктор технических наук, профессор В.А. Розалёв

Введение

Постоянное стремление человека заменить потерянные зубы различными материалами животного, человеческого и минерального происхождения известны еще с древних времен. Это подтверждают археологические находки. Найденный, например, на территории современного Гондураса фрагмент нижней челюсти инка (VI в. до н. э.), в котором на месте 42, 41 и 31-го зубов сохранились имплантаты из панциря морских мидий. На территории Шантамбре (Франция) найден череп женщины, жившей в I в. н. э., с металлическим имплантатом в лунке клыка верхней челюсти. Ученые начали поиск имплантационного материала.

В 1888 г. Верру разрабатывает принцип биосовместимости. Начинается использование различных биологических материалов для изготовления, как имплантата, так и протеза, изучаются свойства инертности, толерантности, происходит активное внедрение в клиническую практику металлов. Были выявлены уникальные свойства титана – легкость, устойчивость к коррозии.

В 1965 г. профессор Ингвар Бранемарк возглавлял группу исследователей в Университете Гетеборга (Швеция), проводивших исследования, которые в конечном счете привели к открытию явления остеоинтеграции (приживления титана в костной ткани).

Важным направлением стали поиски приемлемых для имплантации материалов. Так, J. Magillo в 1807 г. предложил имплантат из золота, J. Edmuns и H. Harris – фарфоровый имплантат на платиновой основе, J. Bonwell – имплантат в виде золотых и иридиевых трубок, а I. Pedchelon – серебряную капсулу в качестве имплантата для фарфоровой коронки.

К прообразам современного винтового имплантата следует отнести конструкции американских врачей R. Adams и A. Strock. Первый в 1937 г. изобрел имплантат с винтовой нарезкой на поверхности, а второй в 1939 г. предложил имплантат из кобальта, хрома и молибдена.

Одновременно с конструированием имплантатов проводились оригинальные исследования морфогенеза, физиологии и биомеханики при имплантационном лечении. В нашей стране быстрое развитие дентальной имплантации началось в 80-х годах прошлого столетия. Разработанные С.П. Чепулисом, А.С. Черникисом, О.П. Суrowым и другими специалистами плоские имплантаты в 1983 г. были переданы для клинических испытаний в ЦНИИС (В.М. Безруков, А.И. Матвеева, А.А. Кулаков и соавт., 1987–1996) и в МГМСУ (Т.Г. Робустова, А.И. Ушаков и соавт., 1987–1996). Полученные положительные результаты и изучении клинико-теоретических вопросов при использовании плоских имплантатов нашли отражение в методических рекомендациях, составленных В.М. Безруковым и соавт., А.И. Матвеевой, А.А. Кулаковым, Т.Г. Робустовой и соавт. и в диссертационных работах А.И. Матвеевой, А.А. Кулакова, В.А. Вигдеревич, И.В. Балуды, Абу Асали Эяда, А.И. Сидельникова, А.И. Жусева, Р.Ш. Гветадзе и др. Официальное утверждение плоских конструкций, выпуск их ВНИИМТ, а также монография О.Н. Суrowа способствовали внедрению плоских имплантатов в практику стоматологических клиник нашей страны. На их основе ряд новых конструкций разработали Э.Г. Амрахов, В.В. Трофимов и В.Ф. Дадыкина, В.Н. Лясников и соавт.,

А.И. Ушаков, С.Ю. Иванов. Эволюционировали также опорные, надальвеолярные части имплантатов для фиксации протезов. В 80-х годах в СССР, а с 1991 г. в России были созданы отечественные имплантаты в форме корня зуба. Первыми разработчиками отечественных имплантатов в форме корня зуба стали М.З. Миргазизов и соавт. В.Э. Гюнтер, В.И. Итин и соавт.

Опыт зубной имплантации во всех ее аспектах продолжает накапливаться и критически оцениваться. От хирургов стоматологов и специалистов ортопедической стоматоло-

гии теперь, как никогда раньше, требуется прочное знание общей терапии для правильного отбора, предимплантационной оценки, подготовки и лечения больных.

В последние годы поиск быстрых и эстетических решений в период ортопедической реабилитации пациентов после дентальной имплантации привел к применению большого количества временных зубопротезных конструкций (коронки, абатменты) из различных материалов. Таких как пластмассы, металлические сплавы и т. п. Влияние этих конструкций на физиологические процессы на окружающие ткани и организм в целом изучаются во всем мире и будут требовать дальнейших исследований.

Известно, что многие (если не все) формально устойчивые с теоретической физико-химической точки зрения материалы, под влиянием биологически активных сред подвергаются в организме коррозии и постепенному разрушению [Hench L., Wilson I., 1984]. Продукты коррозии имплантированных материалов могут обладать токсическими свойствами в ультранизких концентрациях, приводя к развитию устойчивых патологических изменений в окружающих тканях, и, более того, вызывая подчас весьма значительные нарушения в деятельности организма на фоне внешне вполне успешной интеграции имплантата в костную ткань.

Химические элементы в свободном состоянии и в виде множества химических соединений входят в состав всех клеток и тканей организма. Они являются важнейшими катализаторами различных биохимических реакций, непременными участниками процессов роста и развития организма, обмена веществ, адаптации к меняющимся условиям окружающей среды.

Физиологическое действие различных элементов зависит от их дозы. Поэтому токсические элементы (мышьяк, ртуть, сурьма) при низких концентрациях могут действовать на организм как лекарство, тогда как натрий, калий, кальций, железо, магний и ряд других элементов (входящих в состав человеческого тела) в высоких концентрациях могут обладать выраженным токсическим эффектом. В организме химические элементы находятся преимущественно в виде соединений, избыточное образование или распад которых может приводить к нарушению так называемого металло-лигандного гомеостаза, а затем и к развитию патологических изменений [Скальный А.В., Рудаков И.А., 2004].

Химические элементы обычно разделяют на группы в зависимости от величины их содержания в теле млекопитающих и человека.

При соприкосновении пластмасс, металлических или металлокерамических сплавов с живой тканью организма, не смотря на то, что используемые в настоящее время материалы считаются полностью биотолерантными или биосовместимыми, происходит медленное (или даже очень медленное) вымывание некоторых элементов из их состава. Учитывая, как было сказано выше, что многие химические элементы, могут влиять на функционирование организма, причем далеко не всегда положительным образом, мы решили изучить как местный тканевой ответ, так и реакцию внутренних органов (в частности, печени) на клеточном и особенно субклеточном уровне при имплантации различных материалов в подкожную соединительную ткань. При этом имплантаты будут длительное время соприкасаться с влажной биоактивной средой.

Учитывая характер различных заболеваний общего (а не стоматологического) характера, возникающих от избытка в крайне незначительных концентрациях некоторых микроэлементов, входящих в состав имплантатов, мы посчитали недостаточно убедительным отсутствие выраженных реакций воспалительного или иного характера в ротовой полости в ответ на имплантацию, как убедительно и однозначно свидетельствующих о биоинертности и безвредности этих материалов для здоровья.

Цель исследования: разработать на основе полученных данных наиболее оптимальные подходы к ведению сложных стоматологических больных на основе изучения местного

тканевого ответа и реакции внутренних органов в ответ на имплантацию различных стоматологических материалов.

Задачи исследования:

1. Определить характер, объемы, динамику и степень устойчивости изменений в подкожной соединительной ткани экспериментальных животных, окружающей помещенные туда имплантаты из пластмасс и металлов.

2. Определить возможность влияния имплантированных материалов на внутренние органы, в частности на ткани печени крыс, при длительном (до года) нахождении имплантатов в подкожной соединительной ткани. Оценить степень тяжести изменений и их характерные черты.

3. Сравнить уровень токсичности для организма изученных дентальных материалов на основе оценки клеточной реакции в соединительной ткани и ткани печени в эксперименте.

4. Провести клиническую оценку различных методов ведения стоматологических больных при проведении сложных вмешательствах при имплантации и протезировании современными материалами.

Таким образом, данная работа в определенной мере способствует заполнению пробела знаний у специалистов о влиянии конструкционных стоматологических материалов на организм человека и позволит более оптимально использовать их в практике дентальной имплантологии и зубного протезирования.

Глава 1

Конструкционные материалы в стоматологии и их характеристика

1.1. Проблемы неблагоприятных системных воздействий на организм человека и стоматологическая патология

В специальной литературе при обозначении материалов, применяемых для изготовления имплантатов, используются два термина – биоматериалы и биосовместимые материалы.

Однако, если «био», являясь первой составной частью сложных слов, соответствует по значению слову «биологический», то термин «биоматериал» означает, что этот материал имеет биологическое происхождение. Поэтому биоматериалами следует называть материалы, имеющие биологическое происхождение и применяемые в хирургии для восстановления целостности тканей и функции органов.

Имея биологическое происхождение, биоматериалы являются по сути трансплантами и поэтому не могут рассматриваться как материалы для изготовления имплантатов. Вместе с тем эти материалы достаточно широко применяются в дентальной имплантологии. Поэтому краткое описание и оценка их биологических свойств представляется вполне уместными.

Биоматериалы

Основное назначение биоматериалов при имплантации – управление процессами остеогенеза и создание адекватных анатомических условий для имплантации. Биологические материалы, применяемые для реконструкции костной ткани, могут обладать остеоиндуктивными свойствами (способностью вызывать остеогенез) или остеокондуктивными (обеспечивать продвижение фронта остеогенеза по поверхности материала).

Материалом, имеющим одновременно те и другие свойства, можно считать только аутотрансплантаты кости. Костные аутотрансплантаты содержат не только генетически идентичные костные морфогенетические белки, остеогенные клетки и остециты, вызывающие остеоиндукцию, но и костный матрикс, обеспечивающий остеокондукцию [Венц Б., 1998; Bays R.A., 1980; Kato E., Gimcher M., 1974].

Остальным известным на сегодняшний день биологическим материалам присуще только одно из этих свойств – какие, смотри табл.1.

Например, остеоиндуктивные свойства имеют обогащенная тромбоцитами плазма крови, содержащая высокую концентрацию остеоиндуктивных белков (PDG-F, TGF-B и IGF-I), а также препараты, содержащие костные морфогенетические белки [Венц Б., 1998; Brekke J., Toth J., 1998; Groeneveld E., 1999; Sumner D., 1995].

Остеокондуктивными свойствами обладают костные гомо- и гетеротрансплантаты [Freinberg S., Fonseca R., 1986; Lynch S., Genco R., Marx R., 1999].

Остеоиндуктивные свойства они утрачивают частично или полностью в процессе обработки и стерилизации [Aspenberg R., Lindqvist S.-B., 1998; Bays R.A., 1983].

К остеокондуктивным материалам биологического происхождения следует отнести некоторые кальций-карбонатные и кальций-фосфат-ные материалы, коллаген и производные протеинов эмалевого матрикса зубов (Эмдогейн®).

Для получения биологических кальций-карбонатных материалов используют натуральные кораллы, а кальций-фосфатных – кости животных. Получаемый из кораллов материал представляет собой поли-кристаллическую керамику, основу которой составляет кристаллический карбонат кальция – арагонит [Chave K., Smith S., Roy K., 1972; Guillemin G., 1989; Lynch S., Genco R., Marx R., 1999].

Биосовместимые материалы

Согласно определению W. Wagner (1991) биосовместимые материалы – это материалы, имеющие небиологическое происхождение и применяемые в медицине для достижения взаимодействия с биологической системой.

Биосовместимым с костной тканью может считаться материал, который в достаточной степени инертен относительно остеоиндукции и активен относительно остеокондукции.

Объяснить это положение можно следующим образом. Остеоиндуктивными свойствами обладают только специфические белки – остеоиндукторы [Reddy A., 1989; Wozney J., 1989]. Поэтому подобные свойства присущи только биологическим материалам и препаратам, содержащим эти белки и специфические факторы роста.

Таблица 1

Биологические материалы, применяемые в хирургической стоматологии и имплантологии

Материал	Происхождение материала	Свойства	
		Остеоиндуктивные	Остеокондуктивные
Костные аутотрансплантаты	Кость из различных донорских мест самого пациента	+	+
Обогащенная тромбоцитами плазма крови	Получают методом дифференцированного центрифугирования крови, взятой у пациента во время операции. Представляет собой красную фракцию крови	+	-
Костные морфогенетические белки	Фармакологический препарат получают из обезвоженных и замороженных яйцеклеток млекопитающих. Экстрагированный и очищенный препарат представляет собой стерильный лиофилизированный остеогенный протеин-1. Применяется в комбинации с адсорбирующей коллагеновой губкой	+	-
Костные гомотрансплантаты	Лиофилизированные костные трансплантаты из трупного материала и брешотрансплантаты кости	-	+
Костные гетеротрансплантаты	Лиофилизированные, деминерализованные костные трансплантаты из костей животных	-	+
Кальций-фосфатные препараты	Обычно получают из пережженной кости животных. Представляет собой порошок или гранулы гидроксиапатита	-	+
Кальций-карбонатные препараты	Получают из кораллов	-	+
Коллаген	Получают из твердой мозговой оболочки, брюшины или перикарда	-	+
Эмдогейн	Лиофилизированные протеины матрикса зубной эмали	Нет данных	+

Небиологические материалы не могут вызвать экспрессию генов, отвечающих за митоз и дифференциацию остеогенных клеток в остеобласты, и, следовательно, любая активность этих материалов по отношению к геному стволовых мезенхимальных клеток, скорее всего, будет оказывать неадекватное или негативное воздействие на процесс остеиндукции.

Исходя из вышесказанного, материал имплантата, с одной стороны, не должен воздействовать на геном клеток организма, ингибировать белки-остеиндукторы, угнетать митоз остеогенных клеток, а в дальнейшем деятельность остеобластов и остецитов. С другой стороны, поверхность материала должна обеспечивать адсорбцию белков и адгезию клеток, органического и минерального компонентов костного матрикса, а также его физико-химическую связь с поверхностью имплантата.

С точки зрения активности по отношению к остеокондукции и взаимодействию с костным матриксом V. Strunz (1984) и J. Osborn (1985) разделили биосовместимые материалы на биоактивные, биоинертные и биотолерантные.

Биоактивные небиологические материалы – это материалы, которые включаются в ионный обмен и метаболизм костного матрикса и частично или полностью замещаются костной тканью в процессе её регенерации.

Характерной особенностью этих материалов является полная либо частичная их дегградация (рассасывание) со временем и замещение нормальной костной тканью [Strunz V., 1984].

Биоактивными материалами являются кальций-фосфатные соединения, сульфат кальция, биостекло и материалы на основе некоторых высокомолекулярных полимеров.

Кальций-фосфатные материалы (трикальцийфосфат и гидроксиапатит) получают не только из биологического сырья, но и методами химического осаждения, синтеза или спекания [Lynch S., Genco R., Marx R., 1999; Spiekermann H. et al., 1995].

Являясь аналогом главного компонента минеральной основы кости, гидроксиапатит обладает выраженными остеокондуктивными свойствами, обеспечивает адгезию белков и клеток костной ткани, активно включается в ионный обмен и метаболизм костного матрикса, поддерживает ионные и ковалентные связи с минералами кости [Hislop W., Finlay P., Moos K., 1993; Lynch S., Genco R., Marx R., 1999; Pinholt E., Bang G., Haanaes H., 1991].

Создавая оптимальные условия для остеокондукции, гидроксиапатит в то же время подвергается остеокластической резорбции, растворяется в жидкой среде и рассасывается в течение 6-10 месяцев [Bguer G., 1990; Donohue W., Mascres C., 1993; Wagner W., 1991]. Причём его резорбция в губчатом слое кости происходит быстрее, чем в компактном [Piattelli A. et al., 1993].

В клинической практике применяется и нерассасывающийся гидроксиапатит, который представляет собой композиционный гидроксиапатитно-керамический материал в виде блоков или крупных гранул, полученных при спекании. Этот материал подвергается частичной резорбции, причём отдельные гранулы или фрагменты блоков, инкорпорированные вновь образованной костью, могут сохраняться на протяжении 3–5 лет [Лысенко Л.Н., 1997; Hoogendoorn H. et al., 1984].

Трикальцийфосфат не является аналогом аморфных кальций-фосфатных соединений минеральной части костного матрикса. Вместе с тем этот материал метаболически достаточно активен. In vivo большая его часть трансформируется в гидроксиапатит, а оставшаяся часть растворяется [Lynch S., Genco R., Marx R., 1999].

Сульфат кальция, или «парижский пластырь», – один из первых биосовместимых остеопластических материалов. Впервые был использован Dreesman в 1892 г. для заполнения костных дефектов. Этот материал обладает остеокондуктивными свойствами, хорошо переносится тканями, резорбируется в течение месяца, при этом происходит его замещение костной тканью [Островский А.В., 1999; Peltier L., Lillo R., 1955; Peltier L., 1961].

Сульфат кальция широко используется в оториноларингологии, ортопедии и травматологии [Coetzee A., 1980]. Может применяться при операции синус-лифт, а также хирургическом лечении заболеваний пародонта в качестве остеопластического материала [Shaffer C., App G., 1971].

Стекло – неорганический твердый материал, состоящий из трёх основных химических соединений: SiO_2 , CaCO_3 и Na_2CO_3 . К биосовместимым относятся стёкла, в состав которых входят: SiO_3 или SiO_2 (30–45 %), P_2O_5 или P_2O_2 (6 %), CaO (15–25 %) и Na_2O (около 25 %) [Островский А.В., 1999; Хенч Л., 1998].

Разновидностью биосовместимого стекла являются некоторые виды ситаллов. С физической точки зрения ситалл – это закристаллизованное стекло. Биосовместимые ситаллы

имеют схожий химический состав со стеклом, но кроме SiO_3 , P_2O_5 , CaO и Na_2O могут содержать ещё ряд соединений: MgO , Al_2O_3 , Ta_2O_5 и др. [Хенч Л., 1998; Зубов Ю.Н., Дудко А.С., Пикулик Л.Н., 2000].

Биологическая активность биосовместимых стёкол и ситаллов проявляется за счёт химической деградации (растворимости) в жидких биологических средах поверхности этих материалов. В результате на поверхность выходят ионы кальция и соединения фосфора, способствующие образованию на поверхности материала кристаллов апатитов, которые формируют центры минерализации остеоида и обеспечивают физико-химическую связь матрикса кости с поверхностью материала [Штрунц В., Гросс У., Мэннер К., 1998].

Биоактивные полимеры молочной и лимонной кислот применяются в качестве рассасывающихся барьерных мембран [Островский А.В., 1999; Vernino A. et al., 1999]. К подобным полимерам также относятся композиционные материалы на основе высокомолекулярного полиэтилена с минеральными наполнителями – гидроксиапатитом или гидроксидом кальция, применяемые для остеопластики дефектов и наращивания костной ткани [Воложин А.И. и др., 1999; Ashman A., 1992; Yukna R., 1990].

Биоинертные материалы

К этой группе относятся материалы, поверхность которых может обеспечить физико-химическую связь с костным матриксом, но при этом практически не включающиеся в метаболизм костной ткани и не подвергающиеся деградации на протяжении всего периода взаимодействия с окружающими тканями.

Биоинертные материалы или их поверхность являются простейшей по химическому составу керамикой, имеющей обычные ионные связи. Основу её составляют оксиды, представляющие собой химическое соединение металла и кислорода.

Наиболее известной керамикой из группы биоинертных материалов является алюмооксидная (Al_2O_3).

Внутрикостные имплантаты, изготавливаемые из оксида алюминия, имеют поли- и монокристаллическую структуру. Алюмооксидная керамика с поликристаллической структурой имеет белый цвет; моно-кристаллическая прозрачна, по химическому составу и структуре идентична сапфиру [Kawahara H., Hirabayashi M., Shikita T., 1980; Spiekermann H. et al., 1995].

Алюмооксидная керамика имеет выраженный отрицательный заряд поверхности за счёт радикалов ионов O^2 , что связывает молекулы эндогенных протеинов и может обеспечить физико-химическую связь костного матрикса с поверхностью материала [Zetterqvist L., Anneroth G., Nordenram E., 1991; Spiekermann H. et al., 1995].

К биоинертным металлам относятся титан и некоторые его сплавы, а также цирконий. Титан – легкий, прочный металл, обладающий высокой устойчивостью к коррозии. Титан имеет небольшой коэффициент теплопроводности и немагнитен [Галицкий Б.А., Абелев М.М., Шварц Г.Л., Шевелкин Б.Н., 1968; Helsen J. A., Breme H.J., 1998]. Широко распространён в природе и составляет 0,44 % массы земной коры. Титан содержится практически во всех камнях, песке, глине и других грунтах, а также в воде и метеоритах. В незначительных количествах он находится во всех живых организмах и растениях [Ершов Ю.А. и др., 1993].

Химическое соединение в виде оксида титана было открыто в 1791 г. английским геологом W. Georg, а в 1795 г. немецкий химик М.Н. Klaproth выделил титан как химический элемент.

Спустя 100 лет титан стал доступен для промышленной разработки. В 1910 г. инженер-металлург M. Hunter выделил из минералов ильменита и рутила тетрахлорид титана.

В 1950 г. благодаря лабораторным магнетермическим процессам был получен технически чистый титан, который содержит около 99,95 % титана, а в качестве основных примесей кислород, азот и железо в минимальных количествах.

Таблица 2

Химический состав различных марок технически чистого титана

Марка титана	Химический состав					
	Ti	Fe	O	N	C	H
5832/ II (ISO)	= 99,5	0,2	0,1	0,05	0,08	-
Grade1 (ASTM)	= 99,5	0,2	0,1	0,05	0,08	0,013
Grade2 (ASTM)	= 99,4	0,25	0,2	0,06	0,08	0,013
Grade4 (ASTM)	= 99,2	0,35	0,3	0,07	0,1	0,013
BTI-0 (ГОСТ)	= 99,5	0,18	0,12	0,04	0,07	0,010
BT1-00 (ГОСТ)	= 99,7	0,12	0,10	0,04	0,05	0,008

Содержание некоторых других элементов (кальций, алюминий, водород, молибден и др.) в химически чистом титане составляет не более тысячных процента [Галицкий Б.А. и др., 1968].

На воздухе за счет адсорбции атомов кислорода на поверхности титана спонтанно образуется оксидная пленка. В результате поверхность титана с химической точки зрения превращается в стойкое керамическое соединение.

Оксидный слой на поверхности титана определяет также его умеренно выраженные остеокондуктивные свойства. Многочисленные исследования показали, что на нем происходит адгезия и связывание белков, а также ионов кальция и фосфора [Д. Вильямс, Р. Роуф, 1978; Ф. Воррингтон, Б. Ланг, В. Лавелле, 1994; С. Stanford, J. Keller, M. Solursh, 1994].

Таким образом, оксидная пленка является базой для формирования остеокондуктивной матрицы, на которой может осуществляться митоз остеогенных клеток и последующая жизнедеятельность остеобластов и остеоцитов [К. Bowers, J. Keller, 1991; L. Cooper et al., 1999].

В хирургии титан широко используется с 1952 г., хорошо изучен и является основным материалом для производства различных имплантатов.

Материал для внутрикостного имплантата может считаться биосовместимым, если на его поверхности происходит формирование костной ткани и создается интерфейс, способный к адекватному распределению функциональной нагрузки на окружающие имплантат ткани [L. Hench, R. Splinter, W. Allen, T. Greenlee, 1972; P. Ducheyne, 1987].

Исходя из этого определения, материал, пригодный для изготовления внутрикостных имплантатов, должен обладать определёнными физико-химическими, биологическими, биохимическими и биомеханическими свойствами.

Физико-химические свойства имплантационных материалов

С физико-химической точки зрения материал имплантата не должен:

– растворяться;

- подвергаться коррозии и структурным изменениям в жидких средах организма, а также остеокластической резорбции или иной деградаци, связанной с жизнедеятельностью клеток организма;
- вызывать нежелательные электрохимические процессы в тканях и на поверхности раздела имплантат/окружающие ткани.

Растворимость и деградация материалов

Растворимость кальций-фосфатных соединений, как и других биоактивных материалов, очень мала и составляет $1,0 \times 10^9$ моль/дм³. Ещё меньшей растворимостью обладают стекло и ситаллы [Ершов Ю.А. и др., 1993]. Однако биоактивные материалы подвергаются остеокластической резорбции и, таким образом, являются биodeградируемыми.

Биоинертные и биотолерантные материалы можно считать практически нерастворимыми. Например, растворимость поверхностного оксидного слоя титана в физиологическом растворе составляет всего 0,043 нм в день [K.D. Allard, M. Ahrens, K. Heusler, 1975].

Таблица 3

Сроки биологической деградации биоактивных материалов

Материал	Торговая марка	Деградация
Гидроксиапатит	Bio – Oss	Подвергается остеокластической резорбции. Гранулы могут сохраняться в течение 3-х лет
	Calcitite 2040	Считается практически не резорбируемым в течение 2-х лет.
	Osteograft	Частично растворяется и подвергается остеокластической резорбции. Гранулы могут сохраняться в течение 5 лет.
Биоактивное Стекло	Biogran	Обычно подвергается остеокластической резорбции в течение 6 месяцев, но может сохраняться до 5 лет.
	Perioglas	Растворим. Может сохраняться в течение 3-х лет.

Кроме того, эти материалы не подвергаются остеокластической резорбции и поэтому являются небиodeградируемыми.

Кроме растворимости любой материал в той или иной степени подвержен диссоциации – распаду молекул в жидкой среде на ионы (атомы и молекулы, потерявшие или присоединившие электроны).

Суть диссоциации как физико-химического процесса заключается во взаимодействии молекул материала и растворителя (например, воды, тканевой жидкости или слюны), которое приводит к ослаблению взаимного притяжения положительно и отрицательно заряженных ионов, что вызывает распад части молекул растворяемого вещества на ионы.

Соотношение между числом распавшихся на ионы молекул и общим количеством молекул вещества называется степенью диссоциации [Б.М. Яворский, Ю.А. Селезнёв, 1989; Ю.А. Ершов и др., 1993].

Степень диссоциации и коррозия, под которой подразумевается разрушение или растворение вещества под химическим воздействием внешней среды или жидкости, являются одним из основных показателей пригодности того или иного материала для изготовления имплантатов.

В соответствии с Европейским стандартом (EN ISO 8891, 1995), коррозия материала, пригодного для изготовления имплантатов, должна быть менее $14,3 \text{ мкг/см}^2$ в день. Согласно тестам, коррозия титана и его сплавов составляет 11 мкг/см в день [Б. Венц, 1998].

Биологические свойства имплантационных материалов

С биологической точки зрения материал имплантата, его химические элементы а также возможные продукты, образующиеся при его взаимодействии с биологической системой, не должны:

- вызывать патологических изменений в окружающих тканях во время их регенерации;
- нарушать гомеостаз организма, жизнедеятельность органов и тканей в течение всего периода функционирования;
- оказывать токсического, канцерогенного и аллергического воздействия на ткани и организм в целом.

Диссоциация приводит к диффузии ионов материала имплантата, что, естественно, оказывает влияние на процессы жизнедеятельности как окружающих имплантат тканей, так и организма в целом [А.И. Воложин, Г.В. Порядина, 1998].

Если суммировать химический состав биосовместимых материалов, то можно составить перечень ионов неметаллов, которые широко представлены в организме человека [Ю.А. Ершов и др., 1993; Р. Марри, Д. Греннер, П. Мейес, В. Родуэл, 1993] – это Ca^{2+} , N^+ , H^+ , C^+ , CO_3^{2-} , PO_4 .

При этом можно допустить, что в результате диссоциации биосовместимого материала незначительное увеличение концентрации этих ионов не будет оказывать существенного влияния как на окружающие имплантат ткани, так и на организм в целом.

Некоторые металлы, входящие в состав биосовместимых материалов, например, железо, также широко представлены в организме и согласно классификации Ю.А. Ершова и соавт. (1993) являются макроэлементами. Содержание других – алюминия, кобальта, хрома, молибдена и ванадия – составляет от 10^{-3} до $10^{-5} \%$ от общей массы организма человека.

Эти металлы являются микроэлементами. Концентрация титана и никеля в живых организмах ещё меньше, и они считаются ультрамикроэлементами [Ю.А. Ершов и др., 1993].

Таким образом, при введении в организм материалов, в составе которых имеются микро- и ультрамикроэлементы, содержание этих химических элементов может превышать их физиологический уровень. Следовательно, возможно определённое их воздействие на окружающие имплантат ткани и организм в целом.

Ионы железа являются одним из компонентов гемоглобина, миоглобина и различных ферментов. Кроме того, они принимают активное участие в трансформации аморфных кальций-фосфатных соединений в гидроксипатит. Однако увеличение содержания железа может привести к нарушению окислительно-восстановительных процессов в тканях и оказывать токсическое воздействие на клетки.

Ионы алюминия ингибируют синтез АТФ, поэтому его повышенное содержание может существенно снизить метаболическую активность костной ткани и замедлить минерализацию [D. Williams, 1981].

Ионы алюминия могут угнетать эритропоэз и поражать центральную нервную систему. Считается, что их длительная аккумуляция в тканях головного мозга способна

вызвать мутации генов AD3 и AD2, находящихся в 14-й и 19-й хромосомах, вследствие чего может развиваться болезнь Альцгеймера.

Ионы кобальта накапливаются в почках, печени и поджелудочной железе. Значительное его количество содержит витамин В. Кобальт считается аллергенным металлом. Ионы кобальта ингибируют процесс преобразования аморфных кальций-фосфатных соединений в гидроксиапатит. Канцерогенная потенция кобальта в настоящее время не доказана.

Ионы хрома аккумулируются в печени, почках и костной ткани. Этот химический элемент обладает высокой аллергенной потенцией, способен проникать через клеточные мембраны, взаимодействовать с ДНК и индуцировать мутации генов [А.С. Смирнов, 2000].

Ионы никеля могут вызывать общую интоксикацию организма при попадании в кровь. При использовании материалов на основе никеля его ионы могут накапливаться в лёгких и разрушать митохондрии клеток [M. Bergman, B. Bergman, R. Soremark, 1980].

Кроме того, они являются одним из наиболее активных ингибиторов процесса образования гидроксиапатита и обладают высокой аллергенной и канцерогенной потенцией [Sinibaldi K. et al., 1976].

Ионы молибдена входят в состав некоторых ферментов, которые катализируют реакции, связанные с транспортом кислорода, и участвуют в метаболизме пуринов. Токсическое воздействие молибдена отмечается только при попадании его ингаляционным путём в лёгкие.

Ионы ванадия принимают участие в обмене жиров, минерализации костной ткани и зубов [Toth R.W., Parr G.R., Gardner L.K., 1985].

Повышенное содержание ванадия может оказывать выраженное цитотоксическое воздействие на ткани и вызывает разрушение некоторых ферментов.

Титан не является типичным и основным химическим элементом тканей и биомолекул организма, как, например, железо или кобальт. Титан может накапливаться в лёгких. Вместе с тем этот металл считается абсолютно биоинертным. Увеличение его концентрации даже в несколько тысяч раз не оказывает токсического, аллергенного и канцерогенного воздействия, не вызывает воспалительной реакции в окружающих тканях и не ингибирует процесс образования костного гидроксиапатита. Кроме того, ионы титана обладают умеренно выраженным бактериостатическим эффектом.

Приведенные выше данные о воздействии некоторых ионов металлов, входящих в состав имплантационных материалов, основаны на экспериментальных исследованиях и не всегда находят подтверждение в клинической практике. Это связано в первую очередь с низкой степенью диссоциации и высокой коррозионной устойчивостью материалов, например, алюмооксидной керамики. Применение изготовленных из неё имплантатов не приводит к повышению концентрации алюминия в тканях и органах, либо степень диффузии его ионов в окружающие ткани настолько ничтожна, что не оказывает токсического воздействия на окружающие ткани [Smith D.C. et al., 1997].

Сплавы на основе титана также обладают очень высокой коррозионной устойчивостью, и каких-либо статистически достоверных данных, основанных на экспериментальных и клинических исследованиях, о негативном воздействии этого сплава на окружающие ткани и организм в целом в настоящее время пока не представлено. Вместе с тем, ряд авторов считает, что сплавы по своим биологическим свойствам значительно уступают технически чистому титану.

На сегодняшний день доказано негативное воздействие на окружающие ткани и организм только сплавов на основе кобальта, хрома и никеля. Экспериментальные и клинические исследования показали, что эти сплавы могут вызывать:

– воспалительную реакцию в окружающих тканях, сопровождающуюся формированием грануляционной ткани и инкапсуляцией этих материалов;

- гибель клеток соединительной ткани за счёт цитотоксического эффекта;
- иммунные реакции, сенсибилизацию организма и аллергию;
- образование злокачественных опухолей в окружающих тканях.

Возможное негативное воздействие сплавов с высоким содержанием кобальта, хрома и никеля существенно ограничивает их использование для изготовления внутрикостных имплантатов.

Биохимические и термодинамические свойства имплантационных материалов

С биохимической и термодинамической точек зрения поверхность материала имплантата должна обеспечивать самопроизвольную адсорбцию биомолекул и клеток, а также физическую или химическую связь с матриксом кости.

Гетерогенный катализ

Адсорбция биомолекул на поверхности биосовместимых материалов происходит на поверхности фазового раздела; при этом молекулы вещества, находящегося в жидкой фазе, реагируют с поверхностью твёрдого тела. Такой физико-химический процесс называется гетерогенным катализом и включает пять обратимых стадий [Фримантл М., 1991]:

1. Диффузия. Реагирующие молекулы диффундируют к поверхности твёрдого вещества.
2. Адсорбция. Реагирующие молекулы сначала подвергаются физической адсорбции на активных центрах поверхности твёрдого вещества, затем происходит их хемосорбция.
3. Химическая реакция. Реагирующие молекулы жидкости, а точнее их ионы, вступают в реакцию с ионами поверхностного слоя твёрдого вещества с образованием продуктов.
4. Десорбция. Обратная адсорбции стадия. Хемосорбированные молекулы жидкости становятся физически адсорбированными на поверхности твёрдого вещества и в конце концов высвобождаются с его поверхности.
5. Диффузия. Молекулы продуктов диффундируют от поверхности твёрдого вещества.

Физическая адсорбция происходит, когда молекулы связываются с активными центрами на поверхности твёрдого вещества силами Ван-дер-Ваальса (слабые силы межмолекулярного притяжения).

Адсорбция белков и физико-химическая связь биологических тканей с небиологическим материалом может происходить в том случае, если поверхность материала является «интересной» для биомолекул, которые стремятся к ней, а также, если эта поверхность имеет активные центры, способные образовать физико-химическую связь.

С физико-химической точки зрения биосовместимый материал может обеспечивать адсорбцию биомолекул, если он обладает достаточной для этого процесса энергией и способностью к рекомбинации с дисоциированными молекулами аминокислот и белков [Helsen J.A., Breme HJ. (ed), 1998].

Термодинамические свойства биосовместимых материалов

Для того, чтобы судить о возможности самопроизвольного протекания реакции адсорбции, следует учитывать три основных фактора: энергию, энтальпию и энтропию.

Энергия – это единая мера способности совершать работу. Последняя является формой передачи энергии от одной системы к другой или от системы к ее окружению. Любое тело или система обладает внутренней энергией, которая является суммой кинетической и потенциальной энергий всех частиц этого тела или системы. Внутренняя энергия является функцией состояния системы и не зависит от того, каким образом система оказалась в данном состоянии. Термодинамическая функция состояния, которая отражает баланс энтропии и энергии системы, является свободной энергией Гиббса (G). Свободная энергия Гиббса явля-

ется мерой устойчивости химического соединения, а также мерой осуществимости самопроизвольной физико-химической реакции. Изменение свободной энергии Гиббса (дельта G) – это та часть изменения внутренней энергии, которая может превращаться в работу. Только при отрицательных значениях этой дельты может происходить адгезия биомолекул на поверхности материала.

Как показывают расчеты, биосовместимые материалы имеют различную величину энергии Гиббса и, следовательно, потенцию к самопроизвольной адгезии биомолекул на своей поверхности. Наиболее высокие показатели имеют цирконийоксидная и алюмооксидная керамика, а также оксиды титана; наиболее низкие – оксиды кобальта.

Физико-химические свойства поверхностей биосовместимых материалов

Одной из составляющих внутренней энергии тела или системы является поверхностная энергия. Как и свободная энергия Гиббса, она определяет одно из наиболее важных биохимических свойств поверхности материалов – способность к адгезии биомолекул [Thull R., 1998].

Считается, что для её осуществления поверхностная энергия биосовместимого материала должна составлять 60-120 мДж/м², так как адсорбция является энергоёмким процессом, требующим потребления не менее 45–60 мДж/м² поверхности биосовместимого материала. Математическое уравнение расчёта энергетических затрат, необходимых для адгезии биомолекул на поверхности небиологического материала, было выведено F.M. Fowkes (1986).

Вместе с тем для образования костной ткани на поверхности имплантата важна не столько способность к адсорбции собственно белков на поверхности биосовместимого материала, сколько способность этой поверхности к связыванию специфических белков, обеспечивающих адгезию остеобластов и формирование остеоида.

Можно предположить, что первоначально с поверхностью имплантата будут взаимодействовать белки плазмы крови, в первую очередь фибриноген. Этот белок является основой для образования волокон фибрина, которые необходимы для направленной пролиферации остеогенных клеток. Однако фибриноген спустя 3–5 дней (период пролиферации остеогенных клеток и их преобразования в остеобласты) должен освободить место для специфических белков (витро- и фибронектина), обеспечивающих адгезию остеобластов и адсорбцию коллагена. Это означает, что к моменту секреции остеобластами этих специфических белков должна произойти десорбция фибриногена от поверхности имплантата. Согласно разработанной В. Kasemo и J. Lausmaa (1986) схеме за первичной адсорбцией на поверхности имплантата биомолекул и молекул воды следует десорбция биомолекул. Затем происходит реадсорбция других биомолекул, их модификация или фрагментация. Поэтому сила связывания фибриногена поверхностью биосовместимого материала имеет большое значение, но она должна быть адекватной, т. е. обеспечивать адсорбцию фибриногена не более 3–5 дней.

Изучая процессы адсорбции и десорбции различных белков, D.F Williams, I. Askill и R. Smith (1985) также пришли к выводу, что сила адсорбции самого фибриногена составляет не более 3–5 дней.

На основании результатов многочисленных исследований [Williams D.F. et al., 1985] можно сделать вывод о том, что титан обладает умеренной способностью к адсорбции фибриногена и обеспечивает оптимальные сроки его десорбции.

После десорбции фибриногена происходят диффузия, адсорбция и химическая реакция между кислотными остатками витронектина и ионами титана, что создаёт условия для адгезии остеобластов к поверхности имплантата. Витронектин при этом выступает в качестве мишени для рецепторов остеобластов, которые представляют собой белки интегрин и

адгерин, входящие в состав клеточной мембраны остеобластов, прикрепляющиеся к витронектину и обеспечивающие связь вне- и внутриклеточных белковых комплексов.

В процессе секреции остеоида связь между рецепторами остеобластов и витронектином ослабевает, происходит их отрыв от поверхности имплантата, а затем десорбция, диффузия или фрагментация витронектина. Места, освободившиеся после десорбции и диффузии этого белка, могут быть заняты молекулами диссоциированных аминокислот, образующих коллаген.

Механические свойства имплантационных материалов

Известно, что у человека с интактными зубными рядами вертикальный компонент силы, действующей на отдельные группы зубов во время жевания, обычно составляет в области моляров и премоляров 200–880 N; клыков и резцов – 50–222 N. Иногда вертикально направленная сила, приходящаяся на жевательную группу зубов, может достигать даже 2440 N. Боковая сила, действующая на зубы, имеет величину приблизительно 20 N. При дефектах зубных рядов окклюзионная сила снижается на 20–50 % по отношению к первоначальному значению. Максимальная величина силы, действующей при жевании на съёмные протезы, составляет 69 N; на протезы, опирающиеся на имплантаты, – в среднем 143 N и может достигать более 211–412 N.

Таким образом, на имплантат воздействуют внешние силы, которые могут достигать значительной величины. Поэтому материал и сам имплантат должны не только выдерживать максимальную силу воздействия, но и обладать определённым запасом прочности.

Прочность – это свойство материала выдерживать действия внешних сил без разрушения. Пределом прочности называется механическое напряжение, которому соответствует наибольшая выдерживаемая телом нагрузка перед разрушением его кристаллической структуры [Яворский М., Селезнёв Ю.А., 1989].

При этом механическим напряжением (сигма – σ) называется физическая величина, численно равная силе упругости, приходящейся на единицу площади сечения тела:

Сигма (σ) = F/S , где F – сила упругости, S – площадь сечения тела.

Под воздействием внешней силы частицы, расположенные в узлах кристаллической решётки материала, смещаются из своих равновесных положений. Смещению препятствуют силы, связывающие эти частицы. Поэтому при деформации материала, вызванной внешним воздействием, возникает сила упругости, направленная в сторону, противоположную смещению частиц тела при его деформации [Яворский Б.М., Селезнёв Ю.А., 1989].

Запасом прочности называется число, показывающее, во сколько раз предел прочности превышает допускаемое напряжение. Прочность материала зависит от его способности (или неспособности) к деформации, а также от технологии обработки материала. Деформацией твёрдого тела называется изменение его размеров и объёма, которое сопровождается изменением формы тела. Упругостью называется свойство тел восстанавливать свои размеры, форму и объём после прекращения действия внешних сил, вызывающих деформацию. Деформации, которые исчезают после того, как действие внешних сил прекращается, называются упругими. Если деформации сохраняются после удаления нагрузки, то они называются остаточными или пластическими, а способность материалов давать остаточные деформации называется пластичностью. Противоположным пластичности свойством является хрупкость, т. е. способность материала разрушаться при незначительных остаточных деформациях.

К простейшим видам деформации относятся линейное (продольное) растяжение (сжатие) материала и поперечная деформация. Мерой продольной деформации является модуль Юнга (E), который характеризует способность материала сопротивляться деформированию

под воздействием внешней нагрузки. Способность материала к поперечным деформациям характеризует коэффициент Пуассона.

Деформации дентального имплантата и его компонентов должны быть упругими, т. е. предел прочности и упругости материала должен превосходить как величину воздействующей на имплантат внешней силы, так и напряжение, возникающее под её воздействием [Helsen J. A., Breme H.J., 1998].

Кроме того, следует учитывать, что жевательные нагрузки имеют динамический и циклический характер. Частота жевательных циклов составляет около 60–80 в мин. При каждом смыкании на зуб воздействует жевательная сила в течение 0,2–0,3 с. Общее время контактного напряжения зубов – 10–17,5 мин в сутки.

Таким образом, динамическая нагрузка на зубы, их опорный аппарат и окружающую кость чередуется с отдыхом тканей. Аналогичную картину динамических нагрузок можно ожидать и при воздействии на имплантаты.

Динамические нагрузки вызывают механическое напряжение в теле, которое во много раз может превосходить таковое при статической нагрузке. Известно, что многие материалы, упругие и пластичные при статической нагрузке, становятся хрупкими при действии динамической нагрузки. При внезапном приложении нагрузки деформация и напряжение вдвое больше, чем при статическом действии той же нагрузки [Helsen J.A., Breme H.J., 1998].

Таким образом, при жевательной циклической нагрузке можно ожидать увеличения напряжения в материале имплантата до 200 МПа при воздействии силы в 400 N и даже до 500 МПа при 1000 N.

Воздействие многократно повторяющейся переменной нагрузки резко снижает прочность всех материалов. Снижение прочности при действии циклических нагрузок называется усталостью материалов. При циклических нагрузках разрушение материала происходит в результате постепенного развития трещин. Природа усталостного разрушения обусловлена особенностями молекулярного и кристаллического строения вещества. Например, отдельные кристаллиты металлов обладают неодинаковой прочностью в различных направлениях, поэтому при определенном напряжении в некоторых из них возникают пластические деформации, которые при повторных циклических нагрузках повышают хрупкость в отдельных участках материала. В итоге при большом числе повторений нагрузки на одной из плоскостей скольжения кристаллов появляются микротрещины. Возникшая микротрещина становится сильным концентратором напряжений и местом окончательного разрушения материала, даже в тех случаях, когда величина напряжения меньше предела прочности материала. Поэтому переломы имплантатов могут происходить и под воздействием жевательной силы, не превышающей средний физиологический уровень.

Теоретические расчёты и опытные испытания показали, что под воздействием внешней аксиально-направленной силы, достигающей 800–1100 N, в дентальном имплантате могут возникать механические напряжения от 200 до 250 МПа, а при увеличении этой силы до 1860 N они возрастают до 420 МПа. На основании этих расчётов становится очевидным, что необходимым 2–3-кратным запасом прочности обладают биотолерантные (сталь и кобальтохромовый сплав) и биоинертные материалы – например, титан и его сплавы.

Алюмооксидная керамика, биометаллы и биостекло – достаточно жёсткие материалы менее, чем металлы подвержены упругой деформации; следовательно, они являются более хрупкими и имеют меньший запас прочности. Поэтому керамические дентальные имплантаты в настоящее время используются редко, а имплантаты из биологически активных стёкол применяются в основном для установки в лунки удалённых зубов с целью профилактики резорбции, прогрессирующей атрофии и деформации альвеолярных отростков.

Согласно закону Гука механическое напряжение прямопропорционально относительной деформации. Исходя из этого закона, можно проследить зависимость величины напряжения в материале имплантата и окружающей его кости от модуля упругости материала: чем выше значения модуля упругости материала, из которого изготовлен имплантат, тем выше уровень напряжения, возникающий при действии окклюзионной нагрузки в окружающей кости.

Поэтому модуль упругости является одним из основных показателей функциональной пригодности имплантационного материала.

Качественная оценка материалов, служащих для изготовления внутрикостных имплантатов, проводится с помощью индекса биофункциональности [Helsen J.A., Breme N.J., 1998]:

$$BF = \sigma/E,$$

где σ – усталостная прочность материала, E – модуль Юнга.

На основании расчётов при помощи этой формулы можно сделать вывод о том, что титан и его сплавы, имеющие достаточную усталостную прочность и значения модуля упругости в два раза меньше по сравнению с биотолерантными металлами и почти в два раза меньше, чем у различных видов керамики, обладают более приемлемыми биофункциональными свойствами.

1.2. Проблемы и перспективы современной имплантологии

Имплантация занимает особое место в оказании высококвалифицированной стоматологической помощи. Цель имплантологии не только в том, чтобы восстановить функции, ощущение комфорта, анатомии лица, но и в том, чтобы вернуть человеку привлекательность и здоровье.

Имплантация – это метод вживления искусственного корня (имплантата) в верхнюю или нижнюю челюсть. Имплантаты используются в качестве опор, на которые фиксируются либо коронки (полноценно заменяющие утраченные зубы), либо съемные или несъемные зубные протезы. Конструкция имплантата состоит из двух основных частей – самого имплантата, который представляет собой титановый винт, вживляемый в челюсть хирургическим путем и абатмента, изготовленного также из титана, который присоединяется к имплантату после периода приживления (рис. 1).

Клиническое применение имплантатов в качестве самостоятельных протезов или дополнительных опор для мостовидных или съемных протезов выявило ряд преимуществ перед традиционным зубным протезированием:

- Возможность замещать дефекты зубного ряда без обточки соседних зубов.
- Возможность исключить съемные протезы при замещении концевых дефектов.
- Возможность изготовления несъемных протезов большой протяженности.
- Возможность изготовления несъемных протезов при полном отсутствии зубов или значительное улучшение фиксации полных съемных протезов.
- Отсутствие необходимости сохранять зубы с сомнительным периодонтальным прогнозом.

Внедрение в кость имплантатов позволяет остановить потерю кости в области отсутствующего зуба (зубов), т. к. кость, лишенная функциональной нагрузки быстро атрофируется.

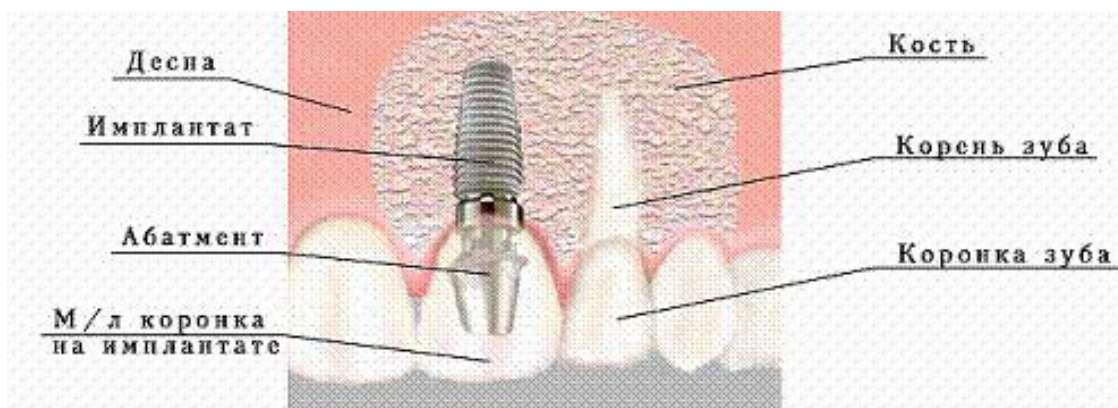


Рис. 1. Типичная конструкция имплантата, состоящая из двух основных частей – самого имплантата, (титановый винт) и абатмента, изготовленного также из титана, который присоединяется к имплантату после периода приживления.

Поверхность, образуемая жевательными поверхностями коренных и режущими поверхностями передних зубов, называется окклюзионной. Положение зубных рядов в стадии их смыкания называют окклюзией. Различают четыре вида окклюзии: центральную, переднюю и две боковые.

Костный орган состоит из надкостницы, костной ткани, хряща, сосудов и нервов. Кость является самым значительным резервом минералов и важнейшим органом минерального обмена веществ. Она покрыта надкостницей, которая выполняет функцию питания костной ткани и принимает активное участие в образовании, росте и регенерации кости. Кость состоит из компактного и губчатого слоев.

Компактный слой представляет собой слоистую структуру, которую пронизывают сосуды, связывающие сосуды надкостницы и капилляры губчатого слоя. Губчатый слой находится внутри кости и представляет собой трехмерную сеть балочных и пластинчатых структур – трабекул.

Современное представление об имплантации

Профессор Р. Branemark посвятил 30 лет своей деятельности изучению такого феномена как остеоинтеграция. Под его руководством был открыт механизм взаимодействия имплантата с окружающими тканями и сформулированы необходимые условия достижения остеоинтеграции [Branemark P., 1988].

Что же такое остеоинтеграция?

Остеоинтеграция – это анатомическая и функциональная прямая связь (стыковка) между изменяемой живой костью и поверхностью имплантата, на которую приложена функциональная нагрузка. Это означает, что жевательные силы оказывают непосредственное влияние на кость посредством поверхности имплантата. Остеоинтеграция поддерживает нормальную жизнедеятельность кости. Имплантат, передавая механическое напряжение на кость, имитирует похожую нагрузку, возникающую в случае, когда имеются зубы. Это заставляет «работать» кость и предупреждает её рассасывание (атрофию), которое происходит при утрате зубов.

Что бы ни являлось причиной костной раны (перелом, аутотрансплантация костной ткани или же обработка кости борами для создания ложа под имплантат), схема заживления костной ткани одинакова. Единственное условие – используемый материал (имплантат) должен быть полностью инертным и не вызывать иммунологического ответа. Поэтому не прекращаются поиски новых материалов для изготовления имплантатов. Самыми распространенными являются титан, золото, никель-хром-ванадиевые сплавы, но есть и другие биосовместимые материалы.

Клинические исследования показали эффективность и перспективность применения имплантатов с биологически активным пористо-порошковым покрытием. При введении в костную ткань таких имплантатов происходит эффективное прорастание кости в поры покрытия. Это обеспечивает прочное и длительное закрепление имплантата и нормальное функционирование его в организме. На титановую основу имплантата с помощью технологии плазменного напыления наносится переходный слой из порошка титана, а затем слой биологически активной керамики.

Благодаря распределению керамики по пористой структуре металла достигается прочное сращивание с костной тканью реципиента, что позволяет рассматривать данную систему как идеальную для внутрикостной имплантации.

Для внутрикостной имплантации стали применяться неорганические составляющие костной ткани – гидроксипатит (ГА) и трикальцийфосфат (ТКФ). Данные материалы, особенно первый, обладают не только прекрасной биосовместимостью, но и способностью легко рассасываться в костной ткани, активно стимулируя при этом костеобразование.

Применение титановых имплантатов с плазменным гидроксипатитным покрытием показало повышение остеоинтегративных свойств. Это было установлено путем исследований.



Рис. 2. Возможные этапы остеоинтегративного процесса

- 1. Зона кость имплантат*
- 3. Образование трабекулярной кости*
- 4. Образование ламинарной кости*
- 5. Неудача нектоз*

Несмотря на атравматическое приготовление костного ложа для имплантата, в зоне кость/имплантат существует некроз костной ткани (результат травмы при сверлении и установке имплантата-фикстуры), равный приблизительно 1 мм. Но в дальнейшем вокруг кости начинается процесс регенерации, в результате которого образуется трабекулярная кость, еще очень слабая, чтоб выдержать функциональную нагрузку.

Следующий период заживления – это образование ламинарной кости, которая заполняет пространство между костью и имплантатом (остеоинтеграция). Это уже зрелая, крепкая кость, способная выдержать жевательную нагрузку. Для ее образования нужно приблизительно 18 недель. Если не выдержать определенные сроки вокруг имплантата начнется некроз и как следствие – подвижность имплантата, а значит неудача остеоинтеграции.

Конец ознакомительного фрагмента.

Текст предоставлен ООО «ЛитРес».

Прочитайте эту книгу целиком, [купив полную легальную версию](#) на ЛитРес.

Безопасно оплатить книгу можно банковской картой Visa, MasterCard, Maestro, со счета мобильного телефона, с платежного терминала, в салоне МТС или Связной, через PayPal, WebMoney, Яндекс.Деньги, QIWI Кошелек, бонусными картами или другим удобным Вам способом.