**САРАТОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ**

Применение имплантантов с биологически активным пористо – порошковым покрытием.

**Выполнил: студент группы ПТК 21 Муртазин Руслан**

**Проверил :**

**Дата отчёта :**

**Результат :**

САРАТОВ 1998 год.

СОДЕРЖАНИЕ

Применение имплантатов с биологически активным пористопорошковым покрытием

Повышение остеоинтегративных свойств имплантатов с плазменным гидроксиаппатитным покрытием

### Свойства гидроксиаппатита

ВВЕДЕНИЕ

Внутрикостные стоматологические имплантаты являются эффективным средством устранения дефектов зубных рядов . Основными проблемами , решающими при создании и установке имплантатов , являются совместимость материала имплантата с костной тканью , исключающая его отторжение , а также интегрируемость тела имплантата в костную ткань с максимально возможным совпадением биохимических характеристик последнего с естественным зубным корнем .

В реферате описаны некоторые факторы влияющие и повышающие остеоинтеграцию стоматологических имплантатов .

Испытания в клинических условиях стоматологических поликлиник как в России так и за рубежом в течении многих лет показали эффективность и перспективность применения имплантатов с биологически активным пористо-порошковым покрытием. На поверхности такого имплантата формируется тонкий биологически активный слой с определенной пористой структурой, морфологией поверхности, адгезионно-когезионными свойствами. При введении в костную ткань таких имплантатов происходит эффективное прорастание кости в поры покрытия , или , точнее , в процессе заживления происходит интеграция пористого порошкового тонкого слоя ,например ,гидроксиапатитовой керамики или другой композиции на компактной основе с живой тканью .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 .Благодоря распределению керамики по пористой структуре металла достигается прочное сращивание с костной тканью реципиента , а также химикофизеологическая стабильность , что позволяет рассматривать данную систему как идеальную для внутрикостной имплантации . Отметим основные преимущества имплантации над традиционными методами протезирования :

* возможность непрепарирования здоровых зубов под опору протезов ;
* возможность изготовления несъемных зубных протезов большой протяженности;
* отсутствие необходимости в сохранении больных зубов и др.

Имплантаты из керамики обладают определенными преимуществами перед металлическими . Это связано с возможностью врастания в них соеденительной костной ткани , замещения части имплантата вновь образующейся костной тканью ,поскольку керамика по своей структуре и свойствам ближе к костной ткани ,чем металл . Однако глубина врастания костной ткани в керамический имплантат невелика из-за отсутствия пористой структуры . Такие свойства керамики как прочность , твердость ,хрупкость, затрудняют изготовление имплантатов , имеющих сложную геометрическую форму . В связи с этим в настоящее время керамика не нашла широкого применения при изготовлени имплантатов и их использования в клинической практике .

В последнее время отмечается заметный интерес к изучению возможности использования неорганических составляющих костной ткани – гидроксиапатита (ГА) и трикальцийфосфата (ТКФ) для внутрикостной имплантации . Данные материалы, особенно первый,

обладают не только прекрасной биосовместимостью , но и способностью легко рассасываться в костной ткани ,активно стимулируя при этом костеобразование .

ПОВЫШЕНИЕ ОСТЕОИ АТИВНЫХ НТЕГРСВОЙСТВ ИМПЛАНТАТОВ С ПЛАЗМЕННЫМ ГИДРОКСИАПАТИТНЫМ ПОКРЫТИЕМ .

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

Пример: В задачу исследования входило сравнение остеоинтегративных свойств титановых имплантатов . Всего было приготовлено 8 видов имплантатов : 1 с гладкой поверхностью, второй с поверхностью , имеющей неровные очертания вследствие пескоструйной обработки , третий – с пористой поверхностью ,образованной нанесением титановых частиц , и с 4 по 8 – с такой же пористой поверхностью , как третий ,но с нанесенным гидроксиапатитом методом плазменного напыления .Различия в имплантатах № 4 , 5 , 6 и7 заключались в размерах пор на поверхности – от 50 до 200 мкм . Имплантаты в виде цилиндра высотой 3 и толщиной 1 мкм были введены в отверстия того же размера , сделанное в дистальном эпифизе бедра . ( Исследования проводились на крысах . ) Крыс умерщвляли передозировкой гексенила в сроки 15 , 30 , 60 дней после операции , выделенный фрагмент бедра с имплантатом фиксировали в глютаровом альдегиде на кокадилатком буфере и изучали с помощью сканирующей микроскопии .

Было установлено , что гладкий имплантат не обладает остеоинтегративными свойствами . Неровный рельеф поверхности имплантата слабо усиливает этот эффект , но он проявляется в значительной степени во всех группах имплантатов с напыленным на их поверхность ГА. На тех же имплантатах , на поверхности которых ГА отсутствовал , соединения костной ткани с металлом не происходило .

Морфологическим признаком остеоинтеграции является заполнение пространства между структурами покрытия , заключая их во внутренние отделы костных трабекул . В процессе наблюдения , на 30-е и ,особенно , на 60-е сутки опыта происходило постепенное сглаживание кристаллических структур за счет мелких кристаллов размером 1-3 мкм . В части крупных гранул отмечается появление '' изъеденности '' в их поверхности . Каких-либо патологических изменений в окружающей костной ткани обнаружено не было .

Таким образом , результаты комплексных исследований показали значительное увеличение остеоинтегративных свойств имплантатов с гидроксиапатитом , нанесенным методом плазменного напыления.

При конструировании имплантатов следует иметь в виду , что живые ткани прорастают в пористой структуре поверхностного слоя , при этом между костью и имплантатом формируется непосредственная механическая связь .Костная ткань также прорастает через отверстия стенок полого цилиндрического или плоского имплантата , как показано на рисунке 1 .При замещении дефекта , имплантат со временем вживляется в костную ткань с образованием прочного биомеханического соединения . Важно также отметить , что костная ткань имеет поры и в динамике (при деформации) объемы пор изменяются . При замещении дефекта зубного ряда имплантатом на его поверхности формируется система кость-имплантат , которая после прорастания в поры имплантата костного вещества также должна сохранять свойства высокой пластичности и не разрушается при многократных знакопеременных клинических нагрузках .

Комплексные исследования показали , что преобладание фитрозных , хрящевых , остеоидных или костных структур в зоне контакта с имплонтатом зависит не столько от материала , сколько от качества первичного (при введении имплантата) контакта , который определяется величиной натяга .Известно ,что оптимальный натяг (относительная деформация) в зоне контакта равен 0,09-0,14 мкм .

СВОЙСТВА ГИДРОКСИАПАТИТА

При изготовлении керамики стараются не использовать дополнительных связующих веществ .Сформированные из гидроксиапатитового порошка пористые вещества уплотняют , кристализуют и перекристализовывают при высокой температуре (1473-1573 К) , а иногда и с приложением давления .В зависимости от целей использования синтетического гидроксиапатита предъявляются различные требования относительно таких свойств ,как фазовая и химическая чистота , кристалличность , дефектность , пористость и т.д.

Если гидроксиапатит вводится в костный дефект , то нет необходимости обеспечения его структурного совершенства (стехиометрический состав и высокая степень кристалличности). В костной ткани , речь идет о дефектном ГА , с большим числом вакансий и замещений в структуре , а также аморфного материала как максимально дефектного .

Если же ГА применять в качестве инертного материала вводимого в организм ,то основными требованиями к нему являются биологическая совместимость и отсутствие резорбции .В этом случае необходимо использовать стехиометрический гидроксиапатит высокой степени кристалличности . Такой гидроксиапатит вводят в состав пломбировочных материалов , когда необходимо максимально приблизить физические и физико –химические свойства пломбы к свойствам зубных тканей .

Значительное повышение эффективности остеоинтеграции обеспечивают , при ''подсадке ''титановых имплантатов , трикальцийфосфат (ТКФ) и гидроксиапатит (ГА) . Эксперименты показали ,что для создания таких имплантатов целесообразно синтезировать гидроксиапатит с заданным содержанием ТКФ , а не смешивать компоненты механически .

В клинической практике все большее значение приобретают пористые гидроксиапатитовые гранулы . Материал с такой структурой ''работает'' в качестве биофильтра , обеспечивая ток крови , необходимый для роста образующихся тканевых структур .

Биологические свойства гидроксиапатита .

Многочисленные эксперименты на животных показали не только прекрасную биосовместимость гидроксиапатита , но и способность в зависимости от состава и способа изготовления служить основой , вокруг которой формируется костная ткань ,активно стимулируя при этом ,в отличие от других биоинертных материалов , костеобразование .

Экспериментальные работы показали , что препарат по микробиологической чистоте соответстует стандарту ГФ-XI издания. Он относится к малотоксичным веществам , не вызывает нарушений функций жизненно важных органов и систем организма . Применение ГА не вызывает нежелательных отдаленных последствий : не обладает аллергизирующим , мутационным и иммуномодулирующим действием ,не влияет на течение беременности , развитие плода и потомства .

Результаты проведенного анализа гидроксиапола позволяют рекомендовать его для медицинского применения без каких – либо ограничений в качестве средства для замещения костных дефектов и замещения костных полостей , в качестве компонента зубных пломбирующих паст , материалов имплантатов

На повышение остеоинтеграции влияет не только структура ,форма или покрытие имплантата , но и особенности строения организма пациента .

Пример :

При обследовании пациентов перед операцией имплантации специалистам нередко приходится констатировать наличие истонченного альвеолярного отростка . Подобное сужение костной ткани может быть следствием удаления , результатом воспалительных заболеваний или травмы , а также врожденной особенностью строения альвеолярного отростка и выявляется в отдельных участках или по всему протяжению гребня во время осмотра или во время операции . Предполагаемый способ позволяет одновременно увеличить объем костной ткани и выполнить операцию имплантации . Методика позволяет добиться путем продольного перелома челюстного гребня по типу ''зеленой веточки'' , в результате чего происходит расширение альвеолярного отростка в необходимых участках и в объеме , достаточном для последующего внедрения имплантатов. Наличие нескольких насадок дает возможность расширять моделировать костную ткань на нужную величину и в необходимом месте без нарушения целостности надкостницы , что является гарантией последующего ''наращивания'' костной ткани . Травма альвеолярного отростка челюсти приводит к увеличению кровопотока , что способствует процессу остеогенеза и, значит , контролируемому росту костной ткани и остеоинтеграции имплантата .

Метод был использован у 63 больных , результаты отдаленных наблюдений показывают его надежность , эффективность и точность результата при доступности и простоте выполнения .

# ПРИМЕНЕНИЕ ЭНДООССАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

С БИОКЕРАМИЧЕСКИМ ПОКРЫТИЕМ .

Так как кость представляет собой пористый объект .Считается необходимым отметить ,что для создания наилучших условий остеоинтеграции очень важно соответствие не только состава кости и биопокрытия , но и от пористой структуры .В связи с этим были определены преобладающие размеры пор компактного вещества челюсти человека на беззубых участках альвеолярного отростка . Полученные экспериментальные данные необходимым образом были интерпретированы для производства имплантатов .Оптимизировав технологические режимы процесса плазменного напыления гидроксиапатита на титановую основу имплантатов , было создано биокерамическое покрытие с определенной пористой структурой . Необходимо отметить , что применяя композиционные конструкции , обладающие аналогичной компактному веществу пористостью, мы не только добиваемся улучшения процессов остеоинтеграции по всей площади контакта с костью , но прежде всего предупреждаем развитие такого осложнения как врастание эпителия и образование костного кармана вокруг пришеечной части имплантата .

Из многообразия форм отдается предпочтение гладким цилиндрическим имплантатам , так как они в большей степени воспроизводят конфигурацию корня зуба . При этом биокерамическое покрытие представляет собой биотехническую модель периода .

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Возможности современной науки и медицины неисчерпаемы.

Операциями имплантации занимается хирургическая стоматология .

Так как применение имплантатов носит не только практический , но и эстетический характер – они находят все большее применение во всем мире . В этом реферате описаны условия наиболее повышающие остеоинтеграцию имплантатов .

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Современные проблемы имплантологии : тезисы докладов 4-й международной конференции 25-27 мая 1998 год – Саратов 1998.

1. Сукачев В.А.

Операции в стоматологии . М ., ''Знание'' .

1. Внутрикостные стоматологические имплантаты . Конструкции , технологии , производство и применение в клинической практике ./В.Н. Лясников , Л.А. Верещагина и др./ под ред. В.Н. Лясникова , А.В. Лепилина – Саратов . Изд-во Саратовского ун-та 1997 .
2. Новые концепции в технологии , производстве и применении имплантатов в стоматологии : тезисы докладов международной конференции 15-18 июня 1993 г. Саратов 1993