

Биоматериалы для костной пластики

часть 1

В хирургической практике необходимость замещения костных дефектов и полостей возникает при лечении целого ряда заболеваний, связанных с патологией костной ткани. В настоящее время для пластики костных полостей используются биоматериалы естественного происхождения - аутотрансплантаты, аллоимплантаты, ксеноимплантаты и искусственные биоматериалы (аллопластические имплантаты) - полимеры, биостекло, стеклокерамика (биоситаллы), поликристаллические материалы (керамика) на основе гидроксилатапата (ГАП) и α -трикальций фосфата (ТКФ), композиты.

Недостатком аутопластики является увеличение продолжительности операции и дополнительная травматизация пациентов при получении аутотрансплантата. Наибольшие опасения при использовании аллоимплантатов вызывает риск передачи заболеваний (ВИЧ, гепатит и др.), а также возможность возникновения аллергической реакции, связанной с иммунной и генной несовместимостью. В настоящее время коммерческие банки тканей предлагают несколько типов материалов для аллоимплантации, например, кортикальная губчатая часть подвздошной кости, аллоимплантаты лиофилизированной кости и декальцинированной лиофилизированной кости. Для снижения риска передачи инфекции банками тканей разработаны методики забора и тестирования донорских материалов. Потенциальные доноры должны быть обследованы на предмет неопластических или инфекционных заболеваний, а полученные материалы должны быть обследованы на наличие патогенов.

Для исключения доноров в Американской Ассоциации банков тканей используют следующие методики:

1. Исключение доноров, относящихся к группам риска по медицинским и социальным показателям. Необходимо иметь информацию о предыдущей госпитализации, об эпизодах переливания крови, стиле жизни.
2. Анализ ДНК на наличие ВИЧ.
3. Тестирование с целью выявления антител к ВИЧ.
4. Аутопсия для выявления скрытых заболеваний.
5. Тесты для выявления бактериальной контаминации.
6. Тесты для выявления сифилиса.
7. Специальные исследования состояния лимфатических узлов для выявления начальной стадии ВИЧ с целью исключения доноров с морфологическими изменениями узлов, типичными при неспецифических острых инфекциях, хронических инфекциях, наркомании.

Отмечено, что при соблюдении правил получения матери-

ала и тестирования риск передачи заболеваний снижается и составляет 1 на 1000000 случаев.

Кроме того, установлено, что костный материал не каждого донора обладает выраженными индуктивными свойствами. Поэтому каждая серия кости от определенного донора проходит биологическую пробу на определение остеоиндуктивной активности. Для проведения такого теста используется культура клеток SAOS - 2 (человеческая остеогенная саркома), в которую помещается КМП (костный морфогенетический протеин) донора и добавляется тимидин. По уровню утилизации тимидина и активности размножения клеток SAOS - 2 определяется остеоиндуктивный эффект [1]. Неорганический костный матрикс, полученный из животного материала, также называют естественным ГАПом или ксеноимплантатом.

Для использования в клинике предлагаются коммерчески выпускаемые ксеноимплантаты - материалы, полученные обработкой костей крупного рогатого скота - Unilab Surgibone, Endobon, Bio- Oss, OsteoGraf/N. Unilab Surgibone, Endobon - губчатые блоки разных размеров. OsteoGraf/N - гранулы, блоки. Bio - Oss - гранулы, губчатые блоки, коллаген. Bio - Oss используется в хирургической стоматологии для реконструкции альвеолярного гребня после хирургического удаления зубов, пародонтологии и дентальной имплантации. Unilab Surgibone и Endobon предлагаются для использования в травматологии и ортопедии для замещения дефектов длинных костей и в хирургии позвоночника. Существует два основных способа получения неорганического костного матрикса, а точнее, удаления белков и других органических веществ из костей животных. В одном из них (например, OsteoGraf/ N) это достигается с использованием высоких температур и воды, в другом (Bio - Oss) - с помощью низких температур и химических растворителей. Первый способ считается более эффективным, поскольку в отличие от второго позволяет удалить 100% белков. [1].

Bio - Oss получают только из американских коров, чтобы исключить вероятность заражения вирусом «коровьего бешенства».

К достоинствам ксеноимплантатов можно отнести биосовместимость и отсутствие риска передачи инфекций, таких как ВИЧ и гепатит. Недостатки:

1. нестабильность свойств в некоторых пределах из-за широкого разброса в составе минеральной составляющей костной ткани и невозможности выделения чистых соединений из костной ткани [2];

2. возможность возникновения аллергической реакции в случае присутствия в них остаточных белков. В качестве противопоказаний для использования ксено-имплантатов отмечены:

1. Острая или хроническая инфекция в области операции.
2. Метаболические расстройства.
3. Остеопороз.
4. Почечная недостаточность.
5. Заболевания печени.
6. Кортикостероидная терапия.

С начала 80-х годов для костной пластики используются также аллопластические материалы (искусственные биоматериалы).

Биоматериалы должны соответствовать специальным требованиям в зависимости от их применения. Одно требование, однако, является критическим для всех биоматериалов - они должны быть совместимы с физиологическим окружением, то есть не вызывать воспалительных, аллергических реакций и не отторгаться организмом [3]. Вильямс определил биосовместимость, как «состояние сосуществования между биоматериалом и физиологической средой, при котором нет нежелательного воздействия друг на друга» [3].

Биосовместимость следует рассматривать в свете специальной области применения. Нет материалов, которые биосовместимы для всех областей применения. Например, требования к материалам, совместимым с кровью, отличаются от требований к материалам, совместимым с твердыми тканями. Для ортопедических имплантатов необходимо рассматривать совместно биосовместимость и биомеханику. Это приводит к двум сосуществующим определениям совместимости в этой области: биосовместимость (в смысле нетоксичности для окружающих тканей) и механической совместимости (параметров прочности и упругости). Биосовместимость (нетоксичность) тестируют *in vitro* и *in vivo*. *In vitro* токсичность исследуемого материала определяют по уменьшению количества клеток или увеличению выделения определенных энзимов под воздействием материала в сравнении с контрольными культурами клеток. Недостатки тестов на культурах клеток:

1. Используемые культуры клеток не типичны для тканей при нормальной имплантации;
2. Материал с низким уровнем токсичности не вызывает гибель клеток или увеличение выделения энзимов, но ингибирует нормальные функции клеток, что не определяет данным тестом.

В тестах *in vivo* материал имплантируют в различные ткани животных. Затем животных выводят из эксперимента, имплантат и прилежащие ткани исследуют, используя гистологические методы. Общие результаты можно подразделить на 4 группы:

1. Токсичные материалы приводят к гибели тканей;
2. Нетоксичные биодеградирующие материалы замещают костную или фиброзную ткань;
3. Нетоксичные биологически инертные материалы вызывают образование фиброзной капсулы на их поверхности;
4. Нетоксичные биологически активные материалы образуют прямую связь с костной тканью.

Важное различие в испытаниях *in vitro* и *in vivo* заключается в том, что кровеносные сосуды пропускают осаждаемые соли, а в испытаниях *in vitro* соли накапливаются в растворе. Более того, в системе *in vitro* отсутствуют эффекты биохимических превращений и физиологических откликов, вызванных в тканях при испытаниях *in vivo*. Важно отметить, что биохимические и цитологические условия в тканях, которые неблагоприятны для инородных тел, могут предотвратить способность тканей «принимать» имплантат. Фагоцитоз приводит к слабому окружению, кото-

рое неблагоприятно для образования апатитового слоя. Результат может быть катастрофическим с возможным отторжением имплантата[4].

Тесты *in vitro* дают возможность проверить биосовместимость и отклик в физиологической среде в дополнение к тестам *in vivo*.

Биоматериалы для замещения костных полостей можно подразделить на две группы: биоинертные материалы, биоактивные материалы.

Поскольку между биоматериалом и физиологической средой всегда существует взаимодействие, то под биоинертными материалами подразумеваются материалы, которые не оказывают ни положительного, ни отрицательного воздействия на рост костной ткани. Тем не менее, они минимизируют образование фиброзной капсулы. Биоактивные материалы являются матрицей для образования костной ткани на их поверхности, т. е. обладают ос-теогенными свойствами (остеокондуктивными и/или ос-теоиндуктивными).

Остеокондуктивность предполагает рост новой костной ткани из существующих костных балок в реорганизующейся ткани. Остеоиндуктивность - рост новой костной ткани из изолированных областей внутри реорганизующейся ткани. Обычно это происходит, если присутствуют факторы роста и остеобласты.

В хирургической стоматологии для замещения небольших костных полостей используются - Капсет, Биоплант НТН, Биокорал.

"Капсет" - сульфат кальция, биоинертный резорбируемый наполнитель, который используется в комбинации с порошком ГАП или костной стружкой для предотвращения их миграции из операционной зоны.

«Биоплант НТН - полимер» состоит из сферических частиц полиметилметакрилата с в одо о тощающим покрытием из полигидроксилэтилметакрилата и вторым слоем покрытия из гидрата окиси кальция. НТВ - полимер не резорбируется, инкапсулируется и используется как биоинертный наполнитель костных дефектов в хирургической стоматологии. «Biocoral» - резорбируемый карбонат кальция. Производят из кораллов. Выпускается в двух видах: Biocoral 450 - микрогранулы диаметром 300 - 450 мкм. Biocoral 1000 - микрогранулы диаметром 630 - 1000 мкм. Используется в хирургической стоматологии. Данные материалы являются биосовместимыми инертными наполнителями костных дефектов.

БИОСТЕКЛА И СТЕКЛОКЕРАМИКА (БИОСИТАЛЛЫ)

Хенч и др. открыли в начале 70-х годов, что некоторые стекла в системе $\text{Na}_2\text{O} - \text{CaO} - \text{SiO}_2 - \text{P}_2\text{O}_5$ ^{45}Ca имплантации в костный дефект не капсулируются, а находятся в прямом контакте с костной тканью[5].

Это были первые разработанные искусственные материалы, которые образуют связь с костной тканью. С тех пор созданы различные виды биоактивных стекол и стеклокерамики. Некоторые из них уже коммерчески производятся и используются в клинике.

Факторы, влияющие на их биоактивность, в основном выявлены [6]. Основным условием для связывания стекла и стеклокерамики с костной тканью является образование апатитового слоя на их поверхности в биологической среде. Апатитовый слой формируется в результате химической реакции стекла и стеклокерамики с окружающей биологической жидкостью, в которой ионы кальция выделяются и образуется гидратированный слой SiO_2 . Все биостекла показывают значительное увеличение площади поверхности при выдержке в физ. растворе. Формирование обогащенного SiO_2 - геля на поверхности био-

стекла приводит к ультрапористой структуре. К настоящему времени сформулированы основные условия проявления биоактивности стекол и стеклокерамики:

- необходимость образования на поверхности материала переходной зоны, включающей кальцийфосфатный слой с апатитоподобной структурой;

- протекание на поверхности материала биохимических процессов, обуславливающих остеогенез в переходной зоне.

Исходя из этих условий становится ясным, что в составе биоактивного материала необходимо присутствие оксидов кальция и фосфора, составляющих основу минеральной составляющей кости; материал должен иметь заданный уровень растворимости, обеспечивающей диффузию ионов кальция и фосфора в биологическую среду; на поверхности материала должны существовать локальные области зародышеобразования кристаллов апатита.

С позиций физикохимии механизм образования связи биоматериала с костью заключается в реализации комплекса поверхностных процессов. Основные из них следующие:

- растворение, т.е. переход в окружающую среду компонентов материала;

- осаждение на поверхности материала компонентов среды, прежде всего ионов кальция и фосфора, при пересыщении ее этими компонентами;

- гетерогенное (с участием поверхности материала) зародышеобразование кристаллов апатита.

В работах Хенча показано, что в системе $\text{Na}_2\text{O} - \text{CaO} - \text{SiO}_2 - \text{P}_2\text{O}_5$ являющейся основой многих биостекел и биоситаллов, существуют стекла с высокой растворимостью, подвергающиеся полной биодеградации, и стекла с поверхностно-контролируемой растворимостью, образующие группу биорезистивных стекол, причем то или иное поведение стекла определяется соотношением основных компонентов в его составе.

Скорость выделения ионов с поверхности биостекел определяет условия взаимодействия стекол с тканями организма. При очень высокой или очень низкой скорости выделения ионов адгезия тканей к поверхности стекол не происходит. Стеклокерамика (биоситаллы) - многофазные стеклокристаллические материалы, в которых кристаллы фосфатов кальция, силикатов и других кристаллических фаз связаны цементирующей их стекловидной прослойкой - остаточной стеклофазой. Эти материалы характеризуются значительно более высокой механической прочностью и трещиностойкостью по сравнению с биостеклами. Биостекла и стеклокерамика используются в клинике для заполнения костных полостей, замещения дефектов среднего уха, для замещения тел позвонков [7-11]. Порошки биостекел также используются в качестве покрытий на металлы и биоинертную керамику.

ФОСФАТЫ КАЛЬЦИЯ

Кальцийфосфатная система и особенно гидроксиапатит в течение долгого времени является объектом интенсивных исследований. Ранние исследования использования фосфатов кальция проводили в надежде, что локальное выделение ионов кальция будет стимулировать остеогенез. В результате исследований порошков фосфатов кальция с высокой удельной поверхностью одни авторы сообщают об ускорении заживления, другие об отсутствии этого явления [12]. В противоположность раннему подходу к гидроксиапатиту как к лекарственному средству были предприняты попытки использовать ГАП в качестве имплантатов. ГАП является химическим и структурным аналогом основной неорганической составляющей костной ткани (биологическому ГАПу). Биологический ГАП отличается от искусственного: 1. Кристаллы биологического ГАПа характеризуются многочисленными ионными замещениями, вакансиями, нали-

чием карбонатных групп.

2. Биологический ГАП нестехиометричен.

3. Уникальное взаимодействие кристалл - протеин присуще только биологическому ГАПу.

Предполагается, что кристаллы искусственного ГАП в биологической среде подвергаются химическому, биохимическому и биологическому воздействию, в результате чего разлагаются до составляющих - ионов кальция и фосфора. Эти ионы в дальнейшем входят в структуру регенерируемой костной ткани [13].

Таким образом, в раневой полости искусственный ГАП при оптимальных условиях может постепенно растворяться, участвуя в серии сложных биохимических превращений, при этом на его поверхности осаждаются биологический ГАП путем эпитаксиального роста.

Свойства твердых тел, в отличие от свойств жидкостей и газов, определяются не только химическим составом, но и особенностями структуры, обусловленными способом приготовления.

В твердофазном материаловедении понятие структура может означать как пространственное взаимное расположение атомов или ионов относительно друг друга (кристаллическая или рентгенографическая структура), так и взаимное расположение структурных элементов и фаз в поликристаллическом материале (микроструктура). Иногда говорят о тонкой кристаллической структуре или субструктуре, имея в виду поверхностные и объемные несовершенства типа областей когерентного рассеяния, остаточных микроискажений и дефектов упаковки.

Растворимость искусственного ГАП в биологической среде существенно зависит от таких параметров, как стехиометрия (кальций-фосфатное соотношение), фазовый состав, ультраструктура (кристалличность, дефектность кристаллов), размер частиц, удельная поверхность, пористость. Указанные параметры определяются методами и условиями получения ГАП.

ГАП получают так называемыми мокрыми, сухими, гидротермальными способами, а также обработкой кораллов, при которой CaCO_3 переходит в ГАП, при этом сохраняется высокоорганизованная пористая структура коралла. Мокрые способы предполагают образование осадка ГАП с применением реакции осаждения в результате смешивания водных растворов соединений, содержащих ионы кальция и фосфата при определенном pH и выдерживания осадка в соответствующих условиях. Для мокрых методов весьма характерно образование на начальной стадии осадка, не отвечающего составу гидроксиапатита. При выдерживании первоначального осадка фосфата кальция в соответствующих условиях в нем увеличивается соотношение Ca/P и происходит кристаллизация ГАП. На скорость кристаллизации первичного осадка оказывают влияние многие факторы, такие как тип и концентрация исходных солей, порядок и скорость перемешивания, pH, температура реакции, время выдерживания и другие.

Сухие способы предполагают получение ГАП с применением твердофазных реакций, диффузионных процессов в результате прокалывания при $1000-1300^\circ\text{C}$ смесей соединений, содержащих ионы кальция и фосфата в определенных количествах. В качестве источника групп OH используют атмосферу паров воды.

Гидротермальный метод получения ГАП включает реакции при высоких температурах и давлении. В качестве исходных материалов применяется карбонат или нитрат кальция с фосфатом аммония. Гидротермальный синтез проводят в автоклаве.

Продолжение статьи читайте в след. номере.

И. Уразгильдеев, Г. Н. Берченко, О. М. Бушуев, Раджеш Кумар

Г У Н Ц е н т р а л ь н ы й и н с т и т у т
т р а в м а т о л о г и и и о р т о п е д и и
и м . Н . Н . П р и о р о в а , М о с к в а

Применение КоллапАн в комплексном лечении хронического остеомиелита

При хирургическом лечении хронического остеомиелита для пластики костных полостей наиболее часто используются аутотрансплантаты, алло- и ксеноимплантаты, синтетические материалы и их комбинации. Однако наличие гнойной инфекции при остеомиелите серьезно сужает показания к применению и эффективность использования этих материалов. В настоящее время активно разрабатываются биоактивные материалы на основе синтетического гидроксиапатита, который по своему фазовому составу идентичен основной минеральной составляющей кости - биологическому гидроксиапати-ту. Материалы на основе гидроксиапатита обладают способностью к химическому и биологическому связыванию с костью.

Несмотря на успехи в хирургической технике и имеющиеся в распоряжении клиницистов эффективные антибиотики широкого спектра действия, проблема инфекции в травматологии и ортопедии, особенно при лечении остеомиелита, сохраняет свою актуальность. Частота развития остеомиелита остается высокой: в структуре острых хирургических заболеваний остеомиелит составляет около 2,5%, среди гнойно-воспалительных заболеваний - 12%. В связи с этим необходим поиск и разработка новых методов патогенетического лечения хронического остеомиелита. Существует два основных метода применения антибиотиков при лечении ортопедической инфекции - внутривенное введение антибиотиков и локальная имплантация по-лиметилметакрилатных шариков, содержащих антибиотики. Однако каждый из этих методов имеет свои недостатки. Нами обосновано использование при лечении хронического остеомиелита биодеградируемой системы доставки антибиотиков - КоллапАна, который способствует пролонгированному выделению антибиотика непосредственно в инфицированном очаге поражения. Используемый в нашей работе препарат Коллапан содержит синтетический гидроксиапатит, коллаген и антибиотик линкомицин (КоллапАн-Л) или гентамицин (КоллапАн-Г). Проведенные нами исследования показывают, что препа-

рат КоллапАн, обладая остеокондуктивными и остеоиндуктивными свойствами, относится к биоактивным резорбируемым материалам, способствующим образованию на их поверхности новообразованной кости.

НОВИЗНА МЕТОДА

Разработан способ лечения хронического остеомиелита, при этом впервые при комплексном лечении данной патологии для заполнения костных дефектов используется биоактивный препарат КоллапАн, содержащий гидроксиапатит, коллаген и пролонгированно выделяющийся антибиотик — линкомицин или гентамицин ("Способ лечения хронического рецидивирующего остеомиелита длинных костей с применением КоллапАна" патент № 21555552 от 10.10.2000г.).

ПОКАЗАНИЯ К ПРИМЕНЕНИЮ МЕТОДА

1. Гематогенный хронический остеомиелит.
2. Огнестрельный хронический остеомиелит.
3. Посттравматический хронический остеомиелит.
4. Послеоперационный хронический остеомиелит.
5. Ложные суставы, осложненные нагноительным процессом.
6. Несросшиеся переломы, осложненные нагноительным процессом.
7. Остеомиелит суставных концов крупных суставов.

ПРОТИВОПОКАЗАНИЯ К ПРИМЕНЕНИЮ МЕТОДА

Аллергические реакции на антибиотики, входящие в состав КоллапАна (гентамицин, линкомицин и т.д.).

МАТЕРИАЛЬНО-ТЕХНИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ МЕТОДА

Используются:

1. Стандартный набор инструментов для проведения ра-

- дикальной секвестрнекрэктомии — регистрационный номер 66/468-128;
2. Аппарат Илизарова — регистрационный номер 82/1018;
3. Аппарат МКЦ — регистрационный номер 93/199-176;
4. Аппарат для ультразвуковой кавитации УРСК 7Н — 18 (ТУ-720 — 0005 — 80);
5. Антисептик пливасепт {регистрационный номер 0037-97/8};
6. Препарат КоллапАн в виде двух модификаций — КоллапАн-Г (содержит гентамицина сульфат) и КоллапАн-Л (содержит линкомицина гидрохлорид) — регистрационный номер 97/17-392;

ХАРАКТЕРИСТИКА ПРЕПАРАТА КОЛЛАПАНА

Как показали проведенные микробиологические исследования, в тесткультуре КоллапАн вызывает стабильные задержки роста (в пределах 20-24 мм) штаммов микроорганизмов, наиболее часто выявляемых при развитии хронического остеомиелита — *Staph. aureus*, *Staph. epidermidis*, *E. coli*, *Pseudomonas aeruginosa*. При этом срок действия (срок активного выделения антибиотиков) исследуемых препаратов в тест-культуре составлял: для КоллапАна-Г — 18 дней; для КоллапАна-Л — 20 дней. Сроком действия препарата определялся день, к которому его активность составляла менее 50% от исходной. Отсутствие воспалительных изменений в санированном очаге хронического остеомиелита при имплантации КоллапАна, а также данные микробиологических исследований свидетельствуют об антибактериальных свойствах используемого препарата. На основании клинко-морфологических исследований обнаружено, что КоллапАн является постепенно резорбируемой матрицей, на поверхности которой в условиях инфицированных костных дефектов интрамембранным путем формируется новообразованная кость. КоллапАн не вызывает раздражающего действия на окружающие ткани, то есть относится к высокобиосовместимым материалам. КоллапАн обладает остеокондуктивными свойствами, так как новообразованная кость формируется непосредственно на поверхности КоллапАна, причем между последним и костью никогда не формируется соединительнотканная прослойка. КоллапАн также обладает остеоиндуктивными свойствами — формирование костных балок в патологическом очаге почти всегда происходит лишь на поверхности гранул имплантированного КоллапАна.

Следует подчеркнуть, что КоллапАн является биodeградируемой системой пролонгированной доставки антибиотиков, при этом иммобилизованные на нем антибиотики выделяются непосредственно в инфицированный костный очаг в течение 18-20 суток. В отличие от полиметилметакрилатных носителей антибиотиков, используемый нами

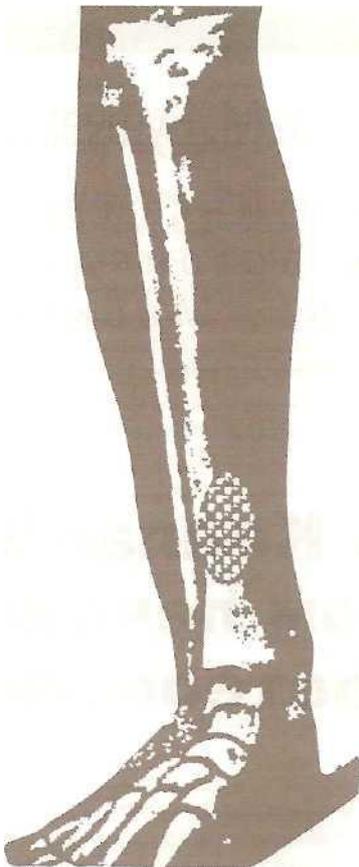


Рис. 1

Применение КоллапАна для за-

препарат КоллапАн отличается значительно более высокой биосовместимостью с окружающими тканями, более длительным периодом выделения антибиотиков в область имплантации КоллапАна и биodeградацией материала, что исключает проведение повторной операции по поводу удаления имплантата.

ОПИСАНИЕ МЕТОДА

В предоперационном периоде, в зависимости от чувствительности к антибиотикам выделенной из очага поражения микрофлоры, подбирается КоллапАн-Л или КоллапАн-Г. В зависимости от распространенности очага поражения при хроническом остеомиелите необходимо придерживаться различной тактики пластики костного дефекта. Пластика остеомиелитических дефектов костей (полостей) после секвестрнекрэктомии без нарушения непрерывности длинной трубчатой кости проводится при поражении цилиндра кости менее чем на 1/3 ее окружности. В свищи (при их наличии) вводится раствор брильянтовой зелени для визуализации объема некротизированных тканей. Разрез кожи осуществляется с иссечением послеоперационных рубцов, свища и свищевых ходов. По ходу разреза вскрываются гнойные затеки, удаляются гнойно-некротические ткани, секвестры, инородные тела. В процессе операции берется посев для определения возбудителя и чувствительности к антибиотикам. При подходе к кости определяется степень ее поражения и объем трепанации. С помощью долот производится трепанация кости на достаточном протяжении до видимой здоровой кости, с вскрытием костномозговых каналов. Образовавшаяся корытообразная костная полость и прилежащие костномозговые каналы

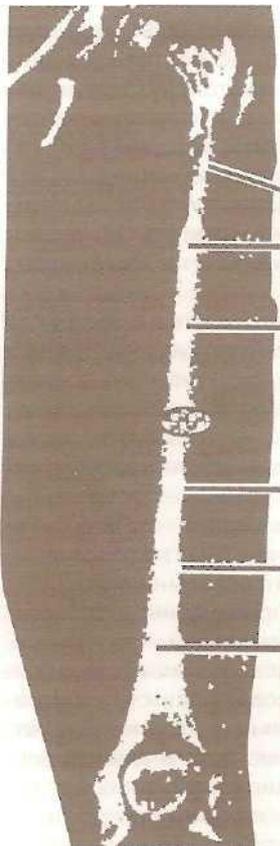


Рис. 2. Применение КоллапАна для заполнения полости при резекции бедренной кости.

тщательно обрабатываются острой ложкой, при необходимости кость дополнительно обрабатывается шаровидными или конусообразными фрезами. После удаления всех нежизнеспособных тканей, полость промывается раствором перекиси водорода и антисептика (пливасепт, раствор хлоргексидина), обрабатывается ультразвуком, вакуумируется. Через контрпертуру в рану вводятся дренажные трубки для дренирования в области операции. В послеоперационном периоде. Затем в костную полость с помощью ложки засыпаются с легким утрамбовыванием

КоллапАна. При этом должна быть заполнена вся полость пораженной кости (рис. 1). Таким же образом заполняемая КоллапАном остеомиелитические полости в плоских костях.

При образовании больших полостей для закрытия костного дефекта проводится мышечная пластика.

Незаполненное мышцей в костной полости пространство замещается гранулами КоллапАна, т.е. осу-

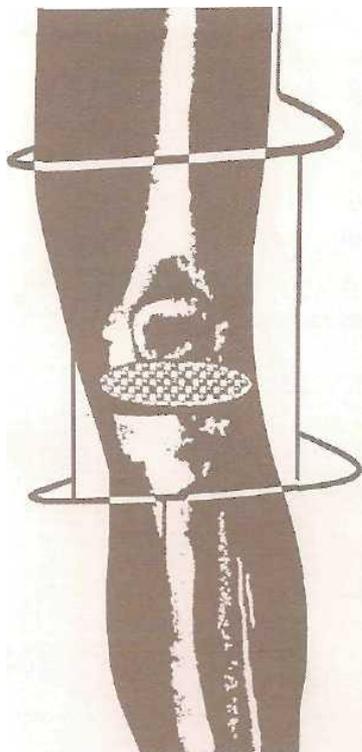


Рис. 3. Применение КоллапАна для заполнения дефекта после резекции суставных концов для достижения артродеза коленного сустава.

ществляется комбинированная пластика. Затем рана послойно ушивается наглухо. Дренажные трубки подсоединяются к вакуумному устройству. В послеоперационном периоде для покоя проводится иммобилизация гипсовой лонгетой или артезом. При поражении остеомиелитом всего цилиндра длинной трубчатой кости или более 1/2 ее окружности, а также при несросшихся переломах и ложных суставах, осложненных хроническим остеомиелитом, производится резекционная секвестрнекрэктомия с последующей пластикой сегментарных дефектов кости КоллапАном. Резекционная секвестрнекрэктомия пораженного

остеомиелитом участка кости сопровождается последующей санацией операционной раны антисептиками, ультразвуковой кавитацией и вакуумированием. Затем производится остеосинтез аппаратом чрескостной фиксации на основе спиц, стержней или их комбинаций. После наложения аппарата и сближения концов кости между костными опилами имплантируется КоллапАн и достигается окончательная компрессия. При резекции больших участков кости (более 6 см) одномоментное сближение не производится из-за опасности сосудистой недостаточности. В этих случаях КоллапАн закладывается рыхло между костными опилами. Впоследствии для замещения дефекта применяется методика бипокального или полилокального остеосинтеза по Илизарову. При окончательной компрессии костных отломков имплантированный КоллапАн не оказывает препятствия для сближения костных опилов (рис.2).

Такой же тактики необходимо придерживаться при резекции крупных суставов по поводу остеомиелитического поражения суставных концов длинных костей, (рис. 3).

ПОСЛЕОПЕРАЦИОННЫЙ ПЕРИОД

Проводится целенаправленная антибактериальная терапия. Дренажирование послеоперационной раны осуществляется в режиме отсасывания.

ЭФФЕКТИВНОСТЬ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МЕТОДА

По вышеуказанной методике прооперированно 210 больных с различной локализацией патологического процесса: бедренная кость — 35,58% случаев, кости голени — 29,81%, голеностопный сустав — 9,62%, плечевая кость — 8,65%, кости предплечья — 4,81%, коленный сустав — 2,88%; другие локализации составили 8,65%. Данный метод позволил получить стойкое купирование остеомиелитического процесса у 96% больных. Отдаленный срок наблюдения — 6 лет. Имплантация КоллапАна не увеличивает объем оперативного вмешательства и не усложняет его, не требует дополнительного инструментария, и может применяться в комбинации с другими методами (мышечная пластика, чрескостный внеочаговый остеосинтез).

Таким образом, простота и доступность метода позволяет внедрить его в любых профильных лечебных учреждениях при комплексном лечении хронического остеомиелита с целью подавления и профилактики инфекционных осложнений, замещения костных дефектов и стимуляции репаративного остеогенеза. ■

ЛИТЕРАТУРА

- 1. Уразгильдеев З. И., Бушуев О. М., Берченко Г. Н.** Применение КоллапАна для пластики остеомиелитических дефектов костей. Вестник травматологии и ортопедии им.Н.Н. Приорова. 1998.№2 С.31-35.
- 2. Berchenko G., Urazgeldiev Z., Bushuev O.** Use of bioactive preparation collapan as matrix for osteosynthesis in filling of infected bone defects. The first combined meeting european association of tissue banks (EATB) and musculo skeletal transplantation (EAMST). Finland, Turku. 1999.P.58.
- 3. Проценко А. И., Германов В. Г., Бережной С. Ю.** Применение КоллапАна при стабилизации позвоночника после расширенной резекции тел позвонков. Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. 1999 Мо3 С 49 52
- 4. Берченко Г. Н., Уразгильдеев З. И., Кесян Г.А., Макунин В. И., Бушуев О. М.** Активизация репаративного остеогенеза с помощью биоактивных резорбируемых материалов — кальций фосфатной биокерамики и комплексного препарата КоллапАн. Ортопедия, травматология и протезирование. Харьков, 2000.№2. С.96.
- 5. Уразгильдеев З. И., Берченко Г. Н., Бушуев О. М., Раджеш Кумар.** Использование гидроксиапатитсодержащего препарата КоллапАн для заполнения остеомиелитических полостей и дефектов костей. Сборник тезисов 7-го съезда траматологов-ортопедов России. Новосибирск, 2002. С.360-361.
- 6. Берченко Г. Н.** Заболевания костно-суставной системы. В кн.: "Патология. Руководство". Под редакцией Пальцева М. А., Паукова В. С, Улумбекова Э. Г. Теотар-Мед." М., 2002.С.565-597.