



# СРАВНИТЕЛЬНАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ КОСТНОЙ ПЛАСТИКИ: СОСТАВ И СВОЙСТВА

**И.А. Кирилова, М.А. Садовой, В.Т. Подорожная**  
Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии

Представлена сравнительная оценка существующих материалов для костной пластики. Известные костно-пластические материалы обладают ограниченным набором свойств, преимущественно являясь остеокондуктивными матрицами. Материалы на основе деминерализованной кости сочетают остеокондуктивные и остеоиндуктивные свойства, ряду материалов присущ антибактериальный эффект за счет лекарственных средств, введенных в их состав. Данный обзор может помочь хирургам в осмысленном выборе материала, исходя из необходимых в определенной клинической ситуации свойств.

**Ключевые слова:** костно-пластические материалы, ауто-трансплантаты, аллоимплантаты, ксеноимплантаты, гидроксиапатит, стеклокерамика, композиты.

COMPARATIVE CHARACTERISTICS OF MATERIALS FOR BONE GRAFTING: COMPOSITION AND PROPERTIES

*I.A. Kirilova, M.A. Sadovoy, V.T. Podorozhnaja*

Comparative characteristics of existing materials for bone plastics are presented. Known osteo-plastic materials have a limited set of properties mainly being osteoconductive matrices. Materials based on demineralized bone combine both osteoconductive and osteoinductive properties. Some of these materials have inherent antibacterial effect due to drugs introduced into their composition. This survey can help surgeons in the implementation of intelligent selection of material with properties needed in particular clinical situation.

**Key Words:** osteo-plastic materials, autografts, allografts, xenografts, hydroxyapatite, glass ceramics, composites.

*Hir. Pozvonoc. 2012;(3):72–83.*

Разнообразие представленных на территории России материалов для костной пластики отечественного и зарубежного производства ставит перед хирургами вопрос выбора материала, оптимального для определенной клинической ситуации. Существует большое количество публикаций с характеристиками отдельных материалов, но часто они подготовлены сотрудниками фирм-производителей и носят рекламный характер. Статьи с результатами морфологического сравнения костных материалов стали появляться в отечественной литературе только в последние 2–3 года [6, 7, 32]. При этом следует заметить, что материал для костной пластики, то есть для реконструктивно-восстановительных операций на костной ткани в травматологии и ортопедии, челюстно-лицевой хирургии, кост-

ной онкологии, может отличаться по происхождению [6, 7, 18, 40].

Существуют биологические материалы (ауто- и алломатериалы, ксеноматериалы, брэфоматериалы, биологически активные молекулы белковой и небелковой природы, обладающие свойствами факторов роста), искусственные (синтетические) на основе β-трикальций фосфата, гидроксиапатита, различных типов керамики, сульфата кальция и др., композиционные (композиты), то есть смесь нескольких синтетических и/или биологических материалов для придания им синергичных свойств.

Биологические материалы для восстановления костной ткани по происхождению делятся на аутогенные (донором является сам пациент), аллогенные (донором является другой человек), ксеногенные (донором является животное), биологически актив-

ные молекулы белковой и небелковой природы, обладающие свойствами факторов роста [6].

Рассмотрим более подробно состав и свойства материалов и имплантатов, предварительно сгруппированных по происхождению.

## Биологические костно-пластические материалы

### *Ауто-трансплантаты*

Аутогенная кость является лучшим трансплантатом и основным типом костных трансплантатов, широко используемых в виде маленьких фрагментов и кусочков. Прогресс в области микрохирургии позволил пересаживать костные ауто-трансплантаты на сосудистой ножке, включая сегмент малоберцовой кости, ребра, подвздошной или лучевой кости, часто в сочетании с сопутствующими мяг-

кими тканями [1–4, 6, 17, 21, 35, 36, 38, 40]. Аутоотрансплантаты отличаются по строению и свойствам (табл. 1).

Аутогенная губчатая кость из-за отсутствия иммуногенности обладает непосредственно остеогенными и остеоиндуктивными свойствами и имеет идеальную структуру для остеокондукции, является идеальным пластическим материалом с биологических позиций, хотя ограничена в объеме и в механической прочности [6, 17, 21, 35, 36, 38, 40]. Именно на аутогенную губчатую кость, как на эталон анатомо-функциональных свойств, ориентируются производители искусственных костезаменяющих материалов. Кортикальная аутокость имеет высокие прочностные характеристики, но уступает губчатой по остеоиндуктивным и остеокондуктивным свойствам, а в случае изолированного использования не содержит остеопрогенаторных клеток. Однако забор васкуляризованного и не васкуляризованного аутоотрансплантатов влечет за собой дополнительный разрез, увеличение болезненности и дефицит кости в области донорского места [5, 6].

Кроме того, забор аутологичной кости связан с достаточно высоким уровнем осложнений – от 8,6 до 20,6 % [5]. Проблематично использование аутокости в случаях массивной потери фрагментов кости. Выбор донорских мест и количество кости, которое может быть забрано, ограничены [5, 6].

Попытка обойти это ограничение приводит к использованию алло-

или ксенокости и к изучению альтернативных пересадок [17, 21, 35, 36, 38].

#### Аллоимплантаты

Костные аллоимплантаты все чаще используются из-за своей доступности [1–4, 6, 17, 19, 21–23, 25, 27, 35, 36, 38, 40]. Их применяют в виде малых фрагментов, целых подпорок, сегментарных, костно-хрящевых трансплантатов и композиционных материалов на их основе, которые могут быть получены от живых или умерших доноров. От живых доноров могут быть забраны головки бедра во время артропластики тазобедренного сустава, которые в последующем могут использоваться как аутоимплантаты у пациента при ревизионном вмешательстве или при приготовлении аллоимплантатов для ревизионного эндопротезирования [34, 42, 45]. От умерших доноров обычно забирают большие сегменты кости или целые костно-хрящевые комплексы для последующего изготовления различных типов аллоимплантатов.

Большинство исследователей, занимающихся костной аллопластикой, придерживаются мнения, что регенерация костной ткани и замещение имплантата осуществляются за счет костного ложа реципиента и метаплазии соединительной ткани, окружающей пересаженную аллогенную кость и плотно прилегающей к ней по ходу врастающих в ложе сосудов. Синхронная перестройка костных аллоимплантатов осуществляется при одинаковом участии как костного ложа реципиента,

так и окружающих тканей и врастающих сосудов [21, 25, 35, 36, 38, 40]. Следует отметить, что репаративный остеогенез – многокомпонентный процесс, основными составляющими которого являются дифференцирование клеток, их пролиферация, резорбция погибшей кости и новообразуемой кости при ее ремоделировании, формирование органического внеклеточного матрикса, его минерализация. Все эти процессы реализуются одновременно, но на разных этапах репаративного остеогенеза один из них может быть преобладающим [21].

После пересадки консервированные аллогенные аллоимплантаты подвергаются перестройке по тем же законам, что и при аутопластике, однако скорость этих процессов ниже [21, 35, 36, 38, 40].

В зависимости от способа предварительной химической обработки костной ткани аллоимплантаты бывают трех видов [18]:

- нативный, с сохраненной костной структурой и соотношением органического и минерального компонентов;
- деминерализованный, лишенный минерального компонента органического матрикса кости;
- депротейнизированный, лишенный органического компонента минеральный компонент или кристаллическая решетка гидроксиапатита, биологического происхождения.

Кроме химической обработки, фрагменты аллокости отличаются по размерам и форме, которые при-

Таблица 1

Аутогенные костные трансплантаты

Свойства	Губчатая аутокость	Не васкуляризованная кортикальная аутокость	Васкуляризованная кортикальная аутокость
Остеокондукция	++++	+	+
Остеоиндукция	++	+/-	+/-
Остеопрогенаторные клетки	+++	-	++
Прочность сразу после операции	-	+++	+++
Прочность через 6 мес.	++	++/+++	+++
Прочность через 12 мес.	+++	+++	+++

даются материалу в ходе моделирования. В зависимости от способа предварительной химической обработки костной ткани и способов стерилизации и консервации изменяются физико-химические, остеоиндуктивные и остеоиндуктивные свойства костных аллоимплантатов [18].

Так, фрагменты нативной кости сохраняют не только состав и соотношение минерального и органического компонентов, но и свои прочностные характеристики, характерные для аналогичных сегментов скелета.

Фрагменты депротеинизированной аллокости обладают меньшей иммуногенностью, по сравнению с нативными костными фрагментами, поскольку в процессе обработки лишаются органического компонента кости. Кроме того, процесс депротеинизации повышает вирусную и бактериальную безопасность аллокости, на которую постоянно ссылаются производители синтетических костезамещающих материалов. По сути полученный подобным

образом костный материал представляет собой карбонатгидроксиапатит аллогенного происхождения с сохраненной архитектурой и микроэлементным составом [18].

Деминерализованные костные аллоимплантаты за счет освобождения от минерального компонента не обладают прочностными свойствами [24, 30, 31]. Целая группа факторов роста, содержащихся в деминерализованной костной ткани, стимулирует как пролиферацию и дифференцировку родоначальников остеоидифферона, так и ангиогенез [17, 30, 31, 35, 36, 38, 40]. Уникальные свойства деминерализованной кости позволяют создавать на ее основе костно-пластические материалы с остеоиндуктивными свойствами (табл. 2).

Брефотрансплантаты (костная ткань плода и мертворожденных детей) используются при замещении костного дефекта и стимуляции репаративной остеорегенерации [22, 29]. Однако использование брефотканей по этическим соображениям запреще-

но во многих странах мира, предполагается введение подобного запрета и в Российской Федерации [28].

Материалы с различными свойствами и характеристиками можно использовать только в тех условиях, в которых эти характеристики являются самыми востребованными (табл. 3).

Наиболее частой причиной использования костно-пластических материалов являются опухоли и опухолеподобные заболевания [1–4, 8, 19, 23, 26, 30, 31]. Однако и при лечении, казалось бы, одной нозологии виды и способы использования костных материалов различны. И связано это не только с величиной очага поражения, но и с расположением в сегментах скелета и биомеханической нагрузкой, которую испытывает тот или иной сегмент опорно-двигательного аппарата.

Пересадка тканей может стать одним из инструментов регенеративной хирургии как биологический метод стимуляции репаративной регенерации [25]. Однако пересадка тканей традиционно рассматривается

Таблица 2

Имплантаты на основе органического алломатрикса

Название, производитель	Состав	Назначение, свойства	Сроки резорбции
ADLB (AlloSource, США)	Деминерализованная лиофилизированная кортикальная аллокость	Остеоиндуктивный эффект; для заполнения костных дефектов	6–12 мес.
Allograft (CeraMed, США)	Деминерализованная аллокость в виде частиц	Остеоиндуктивный эффект; для заполнения костных дефектов	6–12 мес.
AlloGro (AlloSource, США)	Деминерализованная аллокость в виде костной крошки с доказанной остеоиндуктивной активностью	Остеоиндуктивный эффект; для заполнения костных дефектов	Костная мозоль образуется на 10–14-й день
DBX (Synthes, США)	Деминерализованный костный матрикс	Остеоиндуктивный и остеоиндуктивные эффекты	6 мес.
DynaGraft (GenSci Regeneration Sciences, США)	Деминерализованный костный матрикс	Остеоиндуктивный эффект; для заполнения костных дефектов	6–12 мес.
Grafton DMB (Osteotech, США)	Деминерализованный костный матрикс	Остеоиндуктивный эффект	6 мес.
Ламбон® (Pacific Coast Tissue Bank, США)	Деминерализованная лиофилизированная аллокость, изготовленная в виде тонкой пластины	Остеоиндуктивный эффект; разграничительная функция в течение 4–5 мес.	6–8 мес.
Перфрост (Костный банк ЦИТО им. Н.Н. Приорова, Россия)	Деминерализованная лиофилизированная кортикальная аллокость	Остеоиндуктивный эффект; для заполнения костных дефектов	0,5–3,0 мес.

Таблица 3

Свойства аллоимплантатов

Аллоимплантаты	Механические свойства	Остеокондуктивность	Остеоиндуктивность
Губчатый	+/-	++	+
Кортикальный	+++	++	+/-
Деминерализованный	--	+	+++

хирургами, прежде всего, как способ замещения дефектов, образующихся вследствие иссечения патологически измененных тканей. Поэтому различные аспекты трансплантации тканей разрабатываются в основном специалистами в области пластической и реконструктивной хирургии.

#### Ксеноимплантаты

Проблемы этического и юридического характера в некоторых странах при получении и обработке аллоимплантатов от человека, а также широкая доступность тканей животных стимулировали использование ксенокости как альтернативы ауто- и аллокости, поскольку потребность в костно-пластическом материале стремительно увеличивается. Первым исследованием препятствовала высокая иммуногенность тканей животных [30, 31]. Однако новые шаги в обработке ксенокости, например частичная депротеинизация, выделение составляющих со сниженной антигенностью и механическими свойствами подобными человеческой кости, расширили возможности ее использования. Иммуногенность ксенокости может быть снижена разнообразными процедурами приготовления, включая замораживание, лиофилизацию, гамма-излучение и обработку химическими средствами [30, 31]. Полученные трансплантаты, хотя низкоиммуногенны, имеют минимальный остеогенный потенциал или совсем его не имеют. Они действуют в основном как микропористый остов или каркас, на основе которого хорошо формируется новая кость (остеокондукция) путем аппозиционного роста.

Ксеногенные имплантаты представляют собой ткани, взятые от различных животных. Для клинической практики интерес представляют два источника – природный коралл и бычья кость [7, 12, 16, 37, 39, 41]. Преимущественно на их основе изготавливают различные ксеноимплантаты для клинического использования как в травматологии и ортопедии, так и в стоматологии и костной онкологии (табл. 4).

Природный коралл является остеокондуктивным и не передает заболеваний реципиентам. Трансплантаты из бычьей кости получают из натуральной кости путем удаления из нее органических веществ. Основным преимуществом этого материала, по сравнению с подобными синтетическими тканями, является структура, схожая с человеческой костью. Неорганическая бычья кость – это скелетный гидроксиапатит, содержащий микропоры кортикальной и губчатой костей, остающийся после химического или термического удаления органических веществ. Наличие естественной пористой структуры очень важно для прорастания новой костной ткани [30, 31, 33, 35, 36, 38, 40].

#### Синтетические костно-пластические материалы

Использование для пластики дефектов кости искусственных материалов, идентичных минеральному компоненту костного вещества, привлекает пристальное внимание исследователей. Особое место среди биоактивных керамик занимают трикальцийфосфат и гидроксиапатит, обладающие не только высоким сродством с костной тканью, но и способностью к био-

деградации [1, 8, 11, 13–15, 20, 30, 31, 33, 35, 38, 46].

Препараты синтетического гидроксиапатита для медицинского применения известны с конца 60-х гг., а исследования в области технологии и синтеза не прекращаются до настоящего времени.

Гидроксиапатит – полный химический и кристаллохимический аналог минерального вещества кости млекопитающих, что обуславливает его уникальные биологические свойства: абсолютную иммунную совместимость и биоактивность – способность стимулировать остеогенез, срачиваться с костью, служить строительным материалом для синтеза кости и входить в состав костной ткани, замещающей имплантат из гидроксиапатита [8, 11, 14, 15, 33].

Гидроксиапатит – биологически совместимое минеральное вещество, усредненный состав его обычно изображается как  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ .

Свойства гидроксиапатита, как заменителя кости, позволяют создавать на его основе костезамещающие материалы (табл. 5).

Материалы на основе гидроксиапатита широко используются в клинической практике для замещения костных дефектов [1–4, 6, 10, 13, 15, 20, 27, 35, 38, 44].

#### Биостекла и стеклокерамика

К современным материалам последнего поколения следует отнести биоактивные стеклокристаллические материалы, состоящие из стекловидной матрицы и микрокристаллов размером около 4 мкм, разработка которых велась биоматериаловедами.

Результатом российской научно-технической программы «Биоситалл» явились разработка и промышленный выпуск отечественных биоситаллов. Например, микрогранулированный пористый стоматологический рентгеноконтрастный материал «Биосит-СР» на основе биоситалла М-31, который разработан в Санкт-Петербургском государственном технологическом университете, отличается тем, что в качестве кри-

Таблица 4

## Ксеноимплантаты

Название, производитель	Состав	Назначение, свойства	Сроки резорбции
Alipore (Friadent, Германия)	Природные кораллы, пористый	Полное восстановление утраченного объема костной ткани	1–2 года
APATOS (Alpha-bio, Израиль)	Кортикальная и губчатая свиная кость, коллаген отсутствует	Заполнение костных дефектов; остеокондуктивные свойства	Apatos Spongiosa – около 3 мес.; Apatos Cortical – 6 мес.; Apatos Mix – 4 мес.
Био-Гайд® (Geistlich Biomaterials, Швейцария)	Свиной коллаген I и III типов	Резорбируемая двухслойная мембрана для направленной костной регенерации, мембранные функции на 4–5 мес.; в сочетании с наполнителем	6 мес.
Biocoral (Inotek, Франция)	Натуральный коралл рода Porites; арогонит (больше 98 % карбоната кальция)	Не требует трансформации поверхности в карбонатную фазу; остеокондуктивные свойства	1–2 года
Биоматрикс (КОНЕКТБИО-ФАРМ, Россия)	Костный ксеноколлаген и костные ксеносульфатированные гликозаминогликаны	Остеоиндуктивный и остеокондуктивный материал с выраженным действием на процессы регенерации костной ткани без явлений воспаления и фиброза в зоне имплантации костных дефектов	Нижняя челюсть – 3–5 мес., верхняя челюсть – 6–8 мес.
Биоматрикс-имплант (КОНЕКТБИО-ФАРМ, Россия)	Естественный ксеногидроксиапатит	Восстановление костных дефектов	1–2 года
Био-Менд® (Sulzer Calcitek, США)	Коллагеновые мембраны, ксеноколлаген I типа	Мембранная функция на 4–5-й недели	6 недель
БИО-ОСС (Geistlich Pharma AG, Швейцария)	Губчатые и кортикальные гранулы, губчатые блоки, неорганический костный матрикс, полученный деривацией из бычьей кости	Поддерживающая структура для новой кости и/или соединительной ткани; полная биологическая совместимость	1–3 года
Endobone (Merck K GaA, Германия)	Блоки бычьей губчатой кости	Восстановление объема костной ткани; остеокондуктивные свойства	1–2 года
Остеопласт-М (НПК ВИТАФОРМ, Россия)	Деминерализованный костный ксеноколлаген и костные сульфатированные гликозаминогликаны	Заполнение костных дефектов; остеокондуктивные свойства	2–4 мес.
Pro Osteon (Interpore Cross, Франция)	Гранулы и блоки кораллового гидроксиапатита	Восстановление объема костной ткани; остеокондуктивные свойства	1–2 года
Хонсурид (Самсон-Мед, Россия)	Полисахарид животного происхождения в виде стерильного лиофилизированного порошка	Стимулятор регенерации; для наружного местного использования (заживление ран)	Мгновенная растворимость

сталлической фазы, которая составляет до 3 % объема, содержит аналог биоминерала кости даллит (карбок-сигидроксиапатитата). Он создан в системе оксидов кремния, фосфора, алюминия, кальция, магния, цинка. Препарат «Биосит-СР» применяют для заполнения костных полостей во время операций от 2/3 до полно-

го костного дефекта, для заполнения костных карманов при пародонти-те, для устранения костных дефектов после удаления дентальных имплантатов, а также при периимплантитах и альвеолитах [9].

Биостекла и стеклокерамика (биоситаллы) при имплантации в костный дефект не капсулируют-

ся, а находятся в прямом контакте с костной тканью. Основным условием для связывания стеклокерамики с костной тканью является образование апатитового слоя на их поверхности в биологической среде. Апатитовый слой формируется в результате химической реакции стекло и стеклокерамики с окружа-

Таблица 5

Гидроксиапатиты и трикальцийфосфаты

Название, производитель	Состав	Назначение, свойства	Сроки резорбции
Cerasorb (Curasan, Германия)	Синтезированные гранулы трикальцийфосфата	Заполнение или восстановление многостеночных (артифициальных или дегенеративных) костных дефектов, преимущественно в имплантологии и челюстно-лицевой хирургии; улучшение регенеративных процессов	1–2 года
Биальгин (БИОМЕД, Россия)	Гранулы на основе аморфного, нанодисперсного, полностью резорбируемого гидроксиапатита кальция, включенного в полисахаридную матрицу альгината натрия	Заполнение и восстановление костных дефектов; оптимизирует регенерацию костной ткани	10 сут
Гидроксиапол (Полистом, Россия)	Высокотемпературная нерезорбируемая керамика, порошки, грануляты и блоковые керамики	Заполнение костных дефектов; практически нерастворим в воде; инкапсуляция материала соединительной тканью	Частично резорбируемый
Дурапатит (Интерпор Интернэшнел Ирвин, США)	Непористый гидроксиапатит	Заполнение костных дефектов; инкапсуляция материала соединительной тканью	Не рассасывается
Интерпор (Интерпор Интернэшнел Ирвин, США)	Непористый гидроксиапатит	Заполнение костных дефектов; инкапсуляция материала соединительной тканью	Не рассасывается
Остим (Остим-100, Россия)	Гидроксиапатит ультравысокой дисперсности, неотожженный (резорбируемый) мелкодисперсный гидроксиапатит, порошки	Низкая кристалличность; высокая сорбционная способность; относительно высокая резорбируемость	1–2 года
Остеограф/LD (DENTSPLY Friadent, Германия)	Пористый гидроксиапатит	Заполнение костных дефектов; инкапсуляция материала соединительной тканью	Не рассасывается
Остеограф/D (DENTSPLY Friadent, Германия)	Непористый гидроксиапатит	Заполнение костных дефектов; инкапсуляция материала соединительной тканью	Не рассасывается
Osteoset (Wright Medical Technology, США)	Гранулы кальция сульфата	Функция мембраны при изолированном использовании	0,5–2 года
SRC (Norian, США)	Кальцийфосфат, впрыскиваемый цемент	Заполнение костных дефектов; инкапсуляция материала соединительной тканью	Не рассасывается
Vitoss (Orthovita, США)	Ультрапористый $\beta$ -трикальцийфосфат	Заполнение костных дефектов; нерассасывающийся	1–2 года
Коллапан (Интермедапатит, Россия)	Ультрадисперсный порошок гидроксиапатита, матрица из коллагена II типа, антибиотик	Заполнение костных дефектов	1–2 года
Гидроксиапатит (Промтехрезерв, Украина)	100 % синтетический гидроксиапатит	Биоактивен, не содержит органических соединений; хорошо сохраняет объем и первоначальную форму	Частично резорбируемый

ющей биологической жидкостью, в которой выделяются ионы кальция и образуется гидратированный слой  $\text{SiO}_2$ .

Использование синтетических материалов может привести к осложнениям, при которых возникает необходимость удаления не только

материала, но и части кости, а также окружающих тканей. Это связано с технологией получения материала (высокие температуры, спекание,

Таблица 6

Биоактивные стеклокристаллические материалы

Название, производитель	Состав	Назначение, свойства	Сроки резорбции
Biogran (Biomet, США)	Биостекло; CaO, Na <sub>2</sub> O, SiO <sub>2</sub> , P <sub>2</sub> O <sub>5</sub>	Выраженные гемостатические и остеокондуктивные свойства	6 мес.; определенные частицы – 1–2 года
БиоситСр-Элкор (ЭЛКОР, Россия)	Биоситалл М-31, состоящий из стекловидной матрицы и микрокристаллов, содержит аналог биоминерала кости карбоксигидроксиапатитата	Остеопротектор и остеокондуктор; заполнение костных полостей во время операций от 2/3 до полного костного дефекта, заполнение костных карманов при пародонтите, устранение костных дефектов после удаления дентальных имплантатов, при периимплантитах и альвеолитах	8–12 мес.
Nova Bone (USBiomaterials, США)	Биоактивное стекло	Выраженные гемостатические и остеокондуктивные свойства	1–3 года
Perio Glas (Block Drug Company, США)	CaO, Na <sub>2</sub> O, SiO <sub>2</sub> , P <sub>2</sub> O <sub>5</sub>	Выраженные гемостатические и остеокондуктивные свойства, является барьером для роста эпителия	Частично резорбируемый

высокое давление). Все эти факторы, увеличивая прочностные характеристики материала, нарушают одно из основных условий – способность к биодеградации в организме человека с последующим замещением органотипической костной тканью [9, 43, 47].

Для использования в качестве заместителя кости выпускают несколько видов биостекол (табл. 6).

### Композиционные костно-пластические материалы

Композиционные костно-пластические материалы или композиты – это смесь (композиция) нескольких синтетических и/или биологических материалов для придания им синергичных свойств.

Применяются разновидности композиционных материалов в виде гранул, лент, блоков, состоящих, например, из смеси гидроксиапатита (от 30 до 50 %) и связующих биополимеров, в основном коллагена [6, 7, 15, 20, 33].

Примеры различных композиционных материалов, используемых в клинической практике, приведены в табл. 7.

В качестве основных компонентов используются различные субстраты и/или их комбинации.

Основное достоинство таких материалов в удобстве работы с ними – возможности подгонки размеров непосредственно в операционной, пластичности при заполнении дефектов кости и т. д. При этом коллаген частично используется организмом как строительный материал органического компонента кости. Недостатки композиционных препаратов связаны с тем, что количество органического компонента, выбираемое исходя из условий получения удобных физико-химических свойств, обычно намного больше, чем нужно для синтеза кости, а качество коллагена не соответствует оптимальному, с точки зрения иммунных реакций организма.

### Заключение

Широкий ассортимент материалов для костной пластики свидетельствует о том, что необходима разработка материалов, позволяющих формироваться регенерату органотипического строения на их основе. Костно-пласти-

ческий материал должен при имплантации в костное ложе компактного строения приводить к формированию кости остеонного строения, а при имплантации в губчатую кость – трабекулярного. Таким образом, материал должен обладать следующим набором характеристик:

- идентичность химического состава и архитектоники свойствам кости (зоне предполагаемой имплантации);
- резорбируемость, продленная во времени от 3 до 12 мес.;
- замещение органотипической костной тканью;
- моделируемость;
- остеокондуктивность;
- остеоиндуктивность;
- адресная доставка и пролонгированное действие лекарственных средств в зоне дефекта (антибактериальный или анальгетический эффект).

Анализ существующих композиционных костно-пластических материалов на основе наполнителей биологического и синтетического происхождения позволил выявить закономерности свойств материалов в зависимости от их состава.

Таблица 7

Композиционные костно-пластические материалы

Название, производитель	Состав	Назначение, свойства	Сроки резорбции
Allomatrix (Wright Medical Technology, США)	Деминерализованный костный матрикс в среде «Osteoset»	Остеоиндуктивный эффект; барьерная функция	1–2 года
Алломатрикс-имплант (Конектбиофарм, Россия)	На основе аллоколлагена и костных алло- сульфатированных гликозаминогликанов	Восстановление костных дефектов, хорошо удерживает объем и способен заполнить весь костный дефект; низкая раствори- мость, высокая эластичность и естествен- ная пористость	6–12 мес.
БАК-100 (Полистом, Россия)	Гидроксиапатит, силикатное стекло	Заполнение костных дефектов	6–12 мес.
Биоимплант (КОНЕКТБИОФАРМ, Россия)	Гранулированный остеоиндуктивный и остеокондуктивный материал на основе склерального ксеноколлагена, костного ксе- ногидроксиапатита и костных ксеноалло- сульфатированных гликозаминогликанов	Восстановление костных дефектов	8–12 мес.
БИО-ОСС коллаген (Geistlich Biomaterials, Швейцария)	Комбинация 100 мг губчатых гранул и 10 % коллагеновых волокон	Заполнение костных дефектов	8–12 мес.
Гапкол (Полистом, Россия)	Комбинация с кальцийфосфатной керамикой	Заполнение костных дефектов	4–12 мес.
Gen-Os (Alpha-bio, Израиль)	Смесь кортикальной (25 %) и губчатой (75 %) костей свиней; наличие коллагена	Высокие остеокондуктивные свой- ства, идеальные заявленные свойства биосовместимости	4–5 мес.
Gel 40 – Gel 0 (Alpha-bio, Израиль)	Смесь кортикальной (25 %) и губчатой (75 %) свиной кости; наличие коллагена; Gel 40 – смесь размельченной свиной кости (60 %) и коллагена (40 %), Gel 0 – колла- ген типов 1 и 3	Высокие остеокондуктивные свой- ства, идеальные заявленные свойства биосовместимости	Gel 40 – 3–4 мес., Gel 0 – 15 дней
Депротекс (Новосибирский НИИТО, Россия)	Депротенизированная костная мука, коллагеновая добавка, антибиотик	Высокие остеокондуктивные и анти- бактериальные свойства; для заполнения костных дефектов	2–6 мес.
DUAL-BLOCK (Alpha-bio, Израиль)	Кортикальная и губчатая свиная костная ткань, наличие коллагена	Заполнение костных дефектов определен- ной формы; остеокондуктивные свойства	8 мес.
CapSet (LifeCore, США)	Деминерализованная аллокость в компози- ции с сульфатом кальция	Остеоиндуктивный эффект; барьерная функция	4–6 недель
Кергап (Кергап, Украина)	Гидроксиапатит	Заполнение костных дефектов, на опорных сегментах скелета	1–2 года
Collagraft (Zimmer, США)	Бычий коллаген, гидроксиапатит 60 % и трикальцийфосфат 40 %	Восстановление объема костной ткани	1–2 года
КоллапАн (Интермедапатит, Россия)	Чистый гидроксиапатит с коллагеном и антибиотиком	Заполнение костных дефектов	4–16 мес.
Коллаост (Полистом, Россия)	Комбинация с тканевыми трансплантатами	Заполнение костных дефектов	4–12 мес.
Костма (Новосибирский НИИТО, Россия)	Нативная аллогенная костная мука, колла- геновая добавка, антибиотик	Высокие остеокондуктивные и антибак- териальные свойства; заполнение костных дефектов	2–6 мес.

## Окончание таблицы 7

## Композиционные костно-пластические материалы

Название, производитель	Состав	Назначение, свойства	Сроки резорбции
MP3 (Alpha-bio, Израиль)	Смесь кортикальной и губчатой свиной коллагенизированной кости, коллаген около 10 % в виде Gel-0	Заполнение костных дефектов; остеокондуктивные свойства	5 мес.
OrthoBlast (GenSci Regeneration Sciences, США)	Деминерализованный костный матрикс и аллотрансплантат губчатой кости	Остеоиндуктивный эффект, хорошо удерживает объем и способен заполнить весь костный дефект; восстановление костных дефектов	6–12 мес.
Osteofil (Medtronic Sofamor Danek, США)	Деминерализованный костный матрикс (24 %) с желатиновым наполнителем (17 %) и водой	Остеоиндуктивный эффект	6–12 мес.
Orteform (Ectactech, США)	Плотная стружка кортикально-губчатой кости в смеси с деминерализованным костным матриксом (24 %) с желатиновым наполнителем (17 %) и водой	Остеоиндуктивные и остеокондуктивные свойства; хорошо удерживает объем и способен заполнить весь костный дефект	6–12 мес.
Остеоматрикс (КОНЕКТБИОФАРМ, Россия)	Костный аллоколлаген, костные алло-сульфатированные гликозаминогликаны, ксеногидроксиапатиты	Восстановление костных дефектов, которые через 3 мес. после операции заполняются молодой костной тканью	1–2 года
ПепГен П-15 (CeraMed, США)	Чистый естественный гидроксиапатит «ОстеоГраф» с добавлением синтетического пептида П-15 (имитирует участок молекулы коллагена, привлекающий остеогенные клетки)	Способствует миграции предшественников остеообластов	1–2 года
Putty (Alpha-bio, Израиль)	Смесь кортикальной (25 %) и губчатой (75 %) свиной костей, коллаген	Заполнение костных дефектов, остеокондуктивные свойства	3 мес.
Синтекоств (Промтехрезерв, Украина)	Гидроксиапатит, трикальцийфосфат, октакальцийфосфат, биоактивные стекла; компоненты, придающие материалу биостимулирующие и бактерицидные свойства	Заполнение костных полостей после удаления кист, костных опухолей при локальном остеопорозе; замещение элементов удаленной либо поврежденной кости при операциях, травмах; замещение элементов позвонков при травмах, остеопорозе	1–2 года

Материалы моносоства могут представлять собой фрагменты различной формы (моноконтные или пористые) или крошку (от крупной до мелкодисперсной).

Композиционные материалы в дополнение к вышеперечисленным формам могут быть представлены гелевой формой в виде пасты или замазки, могут затвердевать и сохранять форму.

Ни один из вышеперечисленных материалов не обладает остеогенными свойствами, поскольку не содержит клеточных элементов.

Биологические материалы, изготовленные из алло- или ксенокости, обладают следующим набором характеристик:

- остеокондуктивность;
- резорбируемость остеокластами в сроки от 4 до 12 мес.;
- замещаемость органотипической костной тканью (для аллогенных материалов) и формирование грубоволокнистой соединительной ткани (для ксеногенных материалов) [3];
- остеоиндуктивность для материалов на основе органического матрикса аллокости – деминерализованного костного трансплантата.

Для синтетических материалов основной характеристикой является остеокондуктивность. Моноконтным образцам свойственна стабильность химического состава и геометрической формы; кроме того, они способствуют образованию вокруг себя соединительно-тканной капсулы – инкапсулируются. Пористые образцы имеют неконтролируемые сроки рассасывания (путем гидролиза от 5–6 недель до 3 лет), причем рассасывание материала часто не сопровождается формированием кости.

К сожалению, даже сегодня все попытки приготовить искусствен-

ный костный материал, пригодный для клинического использования и обладающий хорошей физиологической приживаемостью, биосовме-

стимостью и стабильностью на протяжении длительного времени, имеют лишь относительный успех. Это наглядно демонстрирует превосход-

ство и сложность созданных природой структур [4, 8, 14].

## Литература

- Актуальные вопросы имплантологии в травматологии и ортопедии: М-лы междунар. науч.-практ. конф. Гродно, 2000.
- Актуальные вопросы тканевой и клеточной трансплантологии: М-лы III Всерос. симп. с междунар. участием. М., 2007.
- Актуальные вопросы тканевой и клеточной трансплантологии: М-лы V Всерос. симп. с междунар. участием. Уфа, 2012.
- Актуальные вопросы травматологии и ортопедии третьего тысячелетия: М-лы Межрегион. науч. конф. Омск, 2000.
- Ардашев И.П., Григорук А.А., Плотников Г.А. и др.** Возможные осложнения после взятия ауто-трансплантата из крыла подвздошной кости // Современные технологии в травматологии и ортопедии. М., 1999. С. 191–192.
- Ардашев И.П., Подорожная В.Т., Кирилова И.А. и др.** Передний спондилолиз в эксперименте // Хирургия позвоночника. 2008. № 1. С. 66–73.
- Аргюшкович А.С.** Средства и хирургические способы, стимулирующие репаративные процессы в тканях периодонта [Электронный ресурс] // [http://bone-surgery.ru/view/sredstva\\_i\\_hirurgicheskie\\_sposoby\\_stimuliruyuschie\\_reparativnyye\\_processy\\_v\\_tkanyakh\\_periodonta](http://bone-surgery.ru/view/sredstva_i_hirurgicheskie_sposoby_stimuliruyuschie_reparativnyye_processy_v_tkanyakh_periodonta)
- Баринев С.М., Комлев В.С.** Биокерамика на основе фосфатов кальция. М., 2005.
- Беззубик С.Д., Гречуха А.М.** Экспериментальное обоснование применения биоактивного стеклокристаллического материала «Биоситалл-11» для замещения костных дефектов челюстных костей // Стоматология. 2009. № 3. С. 26–28.
- Белозеров М.Н.** Оценка остеопластических свойств различных биокомпозиционных материалов для заполнения дефектов челюстей: Дис. ... канд. мед. наук. М., 2004.
- Берченко Г.Н., Кесян Г.А., Уразгильдеев Р.З. и др.** Сравнительное экспериментально-морфологическое исследование влияния некоторых используемых в травматолого-ортопедической практике кальцийфосфатных материалов на активизацию репаративного остеогенеза // Бюл. Восточно-Сибирского науч. центра СО РАМН. 2006. № 4. С. 327–332.
- Биоматрикс [Электронный ресурс] // <http://bioimplantat.ru/biomatrix.html>
- Григорьянц Л.А., Зуев Д.В., Бадалян В.А. и др.** Хирургическое лечение околокорневых кист челюстей с использованием гидроксиапатита ультравысокой дисперсности без резекции верхушек корней // Клиническая стоматология. 1997. № 3. С. 54–58.
- Дорожкин С.В.** Биокерамика на основе ортофосфатов кальция (обзор) [Электронный ресурс] // [http://bone-surgery.ru/view/biokeramika\\_na\\_osnove\\_ortofosfatov\\_kalciya\\_obzor/](http://bone-surgery.ru/view/biokeramika_na_osnove_ortofosfatov_kalciya_obzor/)
- Дубок В.А., Проценко В.В., Шинкарук А.В. и др.** Новое поколение биоактивных керамик – особенности свойств и клинические результаты // Ортопед., травматол. и протезир. 2008. № 3. С. 91–95.
- Инструкция по использованию «Алло-Про» [Электронный ресурс] // [http://www.dental-azbuka.ru/articles/3-3/18-allogro\\_instr](http://www.dental-azbuka.ru/articles/3-3/18-allogro_instr)
- Кирилова И.А.** Костная ткань как основа остеопластических материалов для восстановления кости // Хирургия позвоночника. 2011. № 1. С. 68–74.
- Кирилова И.А., Подорожная В.Т., Легостаева Е.В. и др.** Костно-пластические биоматериалы и их физико-механические свойства // Хирургия позвоночника. 2010. № 1. С. 81–87.
- Клинические и фундаментальные аспекты клеточных и тканевых биотехнологий: М-лы II Всерос. симп. с междунар. участием «Клинические и фундаментальные аспекты тканевой терапии» и конференции «Теория и практика клеточных биотехнологий». Самара, 2004.
- Корж Н.А., Кладченко Л.А., Малышкина С.В. и др.** Имплантационные материалы и остеогенез. Роль биологической фиксации и остеоинтеграции в реконструкции кости // Ортопед., травматол. и протезир. 2005. № 4. С. 118–127.
- Корж Н.А., Радченко В.А., Кладченко Л.А. и др.** Имплантационные материалы и остеогенез. Роль индукции и кондукции в остеогенезе // Ортопед., травматол. и протезир. 2003. № 2. С. 150–157.
- Королев С.Б., Абраменков А.Н.** Новая медицинская технология подготовки костных трансплантатов для костной пластики // М-лы II Московского междунар. конгр. травматологов и ортопедов. М., 2011.
- Корочкин С.Б., Симонович А.Е., Кирилова И.А. и др.** Использование имплантата-фиксатора в эксперименте // Хирургия позвоночника. 2007. № 2. С. 71–76.
- Матвейчук И.В., Денисов-Никольский Ю.И.** Влияние процесса деминерализации на механические характеристики образцов компактной кости взрослого человека // Современные проблемы биомеханики: Вып. 4. Рига, 1987. С. 175–183.
- Муслимов С.А.** Морфологические основы применения аллогенных биоматериалов в регенеративной хирургии: Дис. ... д-ра мед. наук. Уфа, 2000.
- Новаченко М.П.** Оперативное лечение так называемой местной фиброзной остеоидистрофии у детей // Научная сессия, посвященная 100-летию со дня рождения Г.И. Турнера: Тез. докл. Л., 1959. С. 335–344.
- Новое в решении актуальных проблем травматологии и ортопедии: Сб. науч. тр. М., 2000.
- Проект федерального закона «О биомедицинских клеточных технологиях» [Электронный ресурс] // [http://www.minzdravsoc.ru/docs/doc\\_projects/535/vnesenie\\_Proekta\\_FZ\\_O\\_biomeditsinskih\\_kletochnyh\\_tehnologiyah\\_26-02-2011.doc](http://www.minzdravsoc.ru/docs/doc_projects/535/vnesenie_Proekta_FZ_O_biomeditsinskih_kletochnyh_tehnologiyah_26-02-2011.doc)
- Решетников А.Н.** Оптимизация репаративной регенерации костной ткани при лечении ложных суставов с дефектами большеберцовой кости // Казанский медицинский журнал. 2005. № 1. С. 26–28.
- Савельев В.И., Корнилов Н.В., Иванкин Д.Е. и др.** Аллотрансплантация формализированной костной ткани в травматологии и ортопедии. СПб., 2001.
- Савельев В.И., Родокова Е.Н.** Трансплантация костной ткани. Новосибирск, 1992.
- Тер-Асауров Г.П., Лекишвили М.В., Бигваева А.Т. и др.** Сравнительное экспериментально-морфологическое исследование эффективности биологических остеопластических материалов в замещении костных дефектов // Клеточная трансплантология и тканевая инженерия. 2012. № 1. С. 81–85.
- Эппле М.** Биоматериалы и биоминерализация. Томск, 2007.
- Cornu O, Manil O, Godts B, et al.** Neck fracture femoral heads for impaction bone grafting. Acta Orthop Scand. 2004;75(3):303–308.

35. **De Long WG, Einhorn TA, Koval K, et al.** Bone grafts and bone graft substitutes in orthopaedic trauma surgery. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89:649–658.
36. **Delloye C, Cornu O, Druetz, et al.** Bone allografts: what they can offer and what they cannot. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89:574–580.
37. Endobon. URL: <http://fr.biomet.be/befr-medical/befr-biomaterials/befr-endobon>
38. **Finkemeier CG.** Current concepts review. Bone-grafting and bone-graft substitutes. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84:454–464.
39. Geistlich Biomaterials Matrix specialist for healthy and beautiful teeth. URL: <http://www.geistlich.com/?dom=1005&rub=1074>
40. **Hubble MJ.** Bone grafts. *Surg Technol Int.* 2002;10:261–265.
41. Implants for Life. FRIOS, the autologous way of bone regeneration. URL: <http://www.dentsply-friadent.com/ru/3295.htm>.
42. **King CB, Ball RY, Tucker JK.** Autobanking of femoral heads for revision total hip replacement, a preliminary report of a new surgical technique. *Surgeon.* 2004;2(1):37–41.
43. **Schmitt JM, Buck DC, Joh SP, et al.** Comparison of porous bone mineral and biologically active glass in critical-sized defects. *J Periodontol.* 1997;68:1043–1053.
44. **Shors EC.** The development of coralline porous ceramic bone graft substitutes. In: Laurencin CT, editor. *Bone Graft Substitutes.* West Conshohocken, PA: ASTM International, 2003:271–288.
45. **Subramanian S, Jain KD, Sreekumar R, et al.** Early results of whole femoral head allograft with articular cartilage for acetabular impaction grafting in revision hip replacements. *Ann R Coll Surg Engl.* 2010;92:27–30.
46. **Vallet-Regi M, Gonzalez-Calbet JM.** Calcium Phosphates as Substitution of Bone Tissues. *Progress Solid State Chem.* 2004;32:1–31.
47. **Yuan H, de Bruijn JD, Zhang X, et al.** Bone induction by porous glass ceramic made from Bioglass (45S5). *J Biomed Mater. Res.* 2001;58:270–276.
4. Proceedings of the International Scientific Conference Topical Problems of Traumatology and Orthopaedics in the Third Millennium. Omsk, 2000. In Russian.
5. Ardashev IP, Grigoruk AA, Plotnikov GA, et al. [Possible complications of autograft harvesting from the iliac crest]. In: *Modern Technologies in Traumatology and Orthopaedics.* Moscow, 1999:191–192. In Russian.
6. Ardashev IP, Podorozhnaya VT, Kirilova IA, et al. [Experimental anterior fusion]. *Hir Pozvonoc.* 2008; (1):66–73. In Russian.
7. Artyushkevich AS. [Agents and surgical methods to stimulate reparative processes in periodontal tissues]. URL: [http://bone-surgery.ru/view/sredstva\\_i\\_hirurgicheskie\\_sposoby\\_stimuliruyushchie\\_reparativnye\\_processy\\_v\\_](http://bone-surgery.ru/view/sredstva_i_hirurgicheskie_sposoby_stimuliruyushchie_reparativnye_processy_v_). In Russian.
8. Barinov SM, Komlev VS. [Calcium Phosphate Based Bioceramics]. Moscow, 2005. In Russian.
9. Bezzubik SD, Grechuha AM. [Experimental foundation for application of bioactive glass-ceramic material Biositall-11 for substitution of mandibular bone defects]. *Stomatologiya.* 2009;(3):26–28. In Russian.
10. Belozherov MN. [Evaluation of osteoplastic properties of various biocomposite materials for filling jawbones' defects]. Candidate of Medicine Thesis. Moscow, 2004. In Russian.
11. Berchenko GN, Kesyan GA, Urazgildeev RZ, et al. [Comparative experimental morphological study of the impact of some calcium phosphate materials used in traumatology and orthopaedics on activation of reparative osteogenesis]. *Byulleten' Vostochno-Sibirskogo Nauchnogo Tsentra Sibirskogo Otdeleniya Rossiyskoy Akademii Meditsinskih Nauk.* 2006;(4):327–332. In Russian.
12. [Biomatrix]. URL: <http://bioimplantat.ru/biomatrix.html>. In Russian.
13. Grigoryants LA, Zuev DV, Badalyan VA, et al. [Surgical treatment of radiculo-dental cysts in jaws using ultrahigh dispersed hydroxyapatite without apicectomy]. *Clinical Dentistry.* 1997;(3):54–58. In Russian.
14. Dorozhkin SV. [Bioceramics based on calcium orthophosphates]. URL: [http://bone-surgery.ru/view/biokeramika\\_na\\_osnove\\_ortofosfatov\\_kalciya\\_obzor/](http://bone-surgery.ru/view/biokeramika_na_osnove_ortofosfatov_kalciya_obzor/). In Russian.
15. Dubok VA, Protsenko VV, Shinkaruk AV, et al. [A new generation of bioactive ceramics: peculiarities of their properties and clinical results]. *Ortopediya, Travmatologiya i Protezirovaniye.* 2008;(3):91–94. In Russian.
16. [Instruction on the use of «Allo-Gro»]. URL: [http://www.dental-azbuka.ru/articles/3-3/18-allogro\\_instr](http://www.dental-azbuka.ru/articles/3-3/18-allogro_instr). In Russian.
17. Kirilova IA. [Bone tissue as a basis of osteoplastic materials for bone structure restoration]. *Hir Pozvonoc.* 2011;(1):68–74. In Russian.
18. Kirilova IA, Podorozhnaya VT, Legostaeva EV, et al. [Osteoplastic biomaterials and their physical and mechanical properties]. *Hir Pozvonoc.* 2010;(1):81–87. In Russian.
19. Proceedings of the IInd All-Russian Symposium with International participation Clinical and Basic Research Aspects of Tissue Therapy and the Conference Theory and Practice of Cell Biotechnologies. Samara, 2004. In Russian.
20. Korzh NA, Kladchenko LA, Malyshkina SV, et al. [Implant materials and osteogenesis]. *Ortopediya, Travmatologiya i Protezirovaniye.* 2005;(4):118–127. In Russian.
21. Korzh NA, Radchenko VA, Kladchenko LA, et al. [Implantation materials and osteogenesis. The role of induction and conduction in osteogenesis]. *Ortopediya, Travmatologiya i Protezirovaniye.* 2003;(2):150–157. In Russian.
22. Korolev SB, Abramov AN. [New medical technology for preparing bone grafts for bone grafting]. Proceedings of the II Moscow International Congress of Traumatologists and Orthopedists. Moscow, 2011. In Russian.
23. Korochkin SB, Simonovich AE, Kirilova IA, et al. [Experimental spinal fusion with multipurpose deproteinized bone allograft]. *Hir Pozvonoc.* 2007;(2):71–77. In Russian.
24. Matveychuk IV, Denisov-Nikolsky YuI. [The influence of demineralization process on mechanical characteristics of adult human compact bone specimens]. In: *The Mechanics of Biological Tissue Substitutes.* Vol. 4. Riga, 1987:175–183. In Russian.
25. Muslimov SA. [Morphological Basis for the Use of Allogenic Biomaterials in Regenerative Surgery]. Doctor of Medicine Thesis. Ufa, 2000. In Russian.
26. Novachenko MP. [Surgical treatment of so-called local fibrous osteodystrophy in children]. Proceedings of the Scientific Session Devoted to the Centenary of the Birth of G.I. Turner. Leningrad, 1959:335–344. In Russian.
27. [What's New in the Topical Problem Solution in Traumatology and Orthopaedics]. Moscow, 2000. In Russian.
28. [A draft of the Federal law on Biomedical Cell Technologies]. URL: [http://www.minzdravsoc.ru/docs/doc\\_projects/535/vnesenie\\_Proekta\\_FZ\\_O\\_biomeditsinskih\\_kletochnyh\\_tehnologiyah\\_26-02-2011.doc](http://www.minzdravsoc.ru/docs/doc_projects/535/vnesenie_Proekta_FZ_O_biomeditsinskih_kletochnyh_tehnologiyah_26-02-2011.doc). In Russian.
29. Reshetnikov AN. [Optimization of reparative regeneration of bone tissue in the treatment of false joints for defects of the tibia]. *Kazanskiy meditsinskiy zhurnal.* 2005;(1):26–28. In Russian.
30. Savelev VI, Kornilov NV, Ivankin DE, et al. [Allografting of Formalinized Bone Tissue in Traumatology and Orthopaedics]. St. Petersburg, 2001.
31. Savelev VI, Rodyukova EN. [Bone Tissue Transplantation]. Novosibirsk, 1992. In Russian.

## References

32. Ter-Asaturov GP, Lekishvili MV, Bigvaeva AT, et al. [Comparative experimental morphological study of the efficacy of biological osteoplastic materials in bone defect substitution]. Cell Transplantation and Tissue Engineering. 2012;(1):81–85. In Russian.
33. Eppele M. [Biomaterials and Biomineralization], Tomsk, 2007. In Russian.
34. Cornu O, Manil O, Godts B, et al. Neck fracture femoral heads for impaction bone grafting. Acta Orthop Scand. 2004;75(3):303–308.
35. De Long WG, Einhorn TA, Koval K, et al. Bone grafts and bone graft substitutes in orthopaedic trauma surgery. J Bone Joint Surg Am. 2007;89:649–658.
36. Delloye C, Cornu O, Druetz, et al. Bone allografts: what they can offer and what they cannot. J Bone Joint Surg Br. 2007;89:574–580.
37. Endobon. URL: <http://fr.biomet.be/befr-medical/befr-biomaterials/befr-endobon>
38. Finkemeier CG. Current concepts review. Bone-grafting and bone-graft substitutes. J Bone Joint Surg Am. 2002;84:454–464.
39. Geistlich Biomaterials Matrix specialist for healthy and beautiful teeth. <http://www.geistlich.com/?dom=1005&rub=1074>
40. Hubble MJ. Bone grafts. Surg Technol Int. 2002;10: 261–265.
41. Implants for Life. FRIOS, the autologous way of bone regeneration. URL: <http://www.dentsply-friadent.com/ru/3295.htm>.
42. King CB, Ball RY, Tucker JK. Autobanking of femoral heads for revision total hip replacement, a preliminary report of a new surgical technique. Surgeon. 2004;2(1): 37–41.
43. Schmitt JM, Buck DC, Joh SP, et al. Comparison of porous bone mineral and biologically active glass in critical-sized defects. J Periodontol. 1997;68: 1043–1053.
44. Shors EC. The development of coralline porous ceramic bone graft substitutes. In: Laurencin CT, editor. Bone Graft Substitutes. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2003:271–288.
45. Subramanian S, Jain KD, Sreekumar R, et al. Early results of whole femoral head allograft with articular cartilage for acetabular impaction grafting in revision hip replacements. Ann R Coll Surg Engl. 2010;92: 27–30.
46. Vallet-Regi M, Gonzalez-Calbet JM. Calcium Phosphates as Substitution of Bone Tissues. Progress Solid State Chem. 2004;32:1–31.
47. Yuan H, de Bruijn JD, Zhang X, et al. Bone induction by porous glass ceramic made from Bioglass (45S5). J Biomed Mater. Res. 2001;58:270–276.

**Адрес для переписки:**

Кирилова Ирина Анатольевна  
 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17,  
 НИИТО,  
 I.Kirilova@niito.ru

Статья поступила в редакцию 28.05.2012

И.А. Кирилова, д-р мед. наук; М.А. Садовой, д-р мед. наук, проф.; В.Т. Подорожная, канд. мед. наук, Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии.  
 I.A. Kirilova, MD, DMSc; M.A. Sadovoy, MD, DMSc, Prof.; V.T. Podorozhnaja, MD, PhD, Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics.