



ВНУТРИКОСТНЫЕ ОСТЕОКОНДУКТИВНЫЕ ИМПЛАНТАТЫ ДЛЯ ПЕРЕДНЕЙ СТАБИЛИЗАЦИИ ШЕЙНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА ПРИ ЕГО ПОВРЕЖДЕНИЯХ

А.В. Кедров¹, Л.А. Рамирез¹, Б.И. Белецкий², Д.Л. Мастрюкова²,
А.М. Киселев¹, Р.Г. Биктимиров¹, И.В. Есин¹, В.В. Доценко³

¹МОНИКИ им. М.Ф.Владимирского

²РХТУ им. Д.И. Менделеева

³Российский университет дружбы народов, Москва

Цель исследования. Анализ эффективности лечения пациентов с травматическими повреждениями шейного отдела позвоночника с применением стабилизирующих имплантатов на основе гидроксиапатита.

Материал и методы. Прооперирован 101 пациент (83,1 % мужчин, 14,9 % женщин) в возрасте от 17 до 67 лет с травматическими повреждениями позвоночника. Произведена стабилизация позвоночных сегментов от С₂ до Th₁. Из пациентов были сформированы две идентичные по возрасту, полу, характеру травмы и неврологической симптоматике группы по 30 человек в каждой. В основной группе для стабилизации использовался имплантат «БАК-1000», в контрольной — консервированная аллокость. Использовались рентгенологический, КТ- и МРТ-контроль. Контроль тяжести поражения спинного мозга и неврологического статуса осуществлялся с помощью шкалы ASIA/IMSOP. Обследование и тестирование производили до операции, через 10–15 дней после операции, через 1, 3, 6, 8–12 мес. после операции.

Результаты. Положительная симптоматика отмечена у пациентов обеих групп. Более ранняя активизация, реабилитация, улучшение качества жизни, снижение сроков нетрудоспособности были в основной группе, формирование костно-апатитового блока наступило через 2–2,5 мес. Пациенты контрольной группы после снятия наружной жесткой иммобилизации смогли приступить к активным реабилитационным мероприятиям только через 6–8 мес. после операции.

Заключение. Имплантаты на основе гидроксиапатита, применяемые для стабилизации шейного отдела позвоночника, прорастают костной тканью, образуя надежный костно-апатитовый блок через 2–2,5 мес. с момента операции. Использование имплантатов «БАК-1000» позволяет на 30 % сократить сроки лечения и реабилитационного периода и на 20 % улучшить неврологический исход лечения.

Ключевые слова: шейный отдел позвоночника, имплантаты, гидроксиапатит.

INTRAOSSIOUS OSTEOINDUCTIVE IMPLANTS FOR ANTERIOR STABILIZATION OF CERVICAL SPINE INJURIES

A.V. Kedrov, L.A. Ramirez, B.I. Beletsky, D.L. Mastryukova,
A.M. Kiselev, R.G. Biktimirov, I.V. Esin, V.V. Dotsenko

Objective. To analyze the outcomes in patients with traumatic injuries of the cervical spine treated using stabilizing implants of hydroxyapatite.

Material and Methods. Total of 101 patients (83.1 % males, 14.9 % females) at the age from 17 to 67 years with traumatic spine injuries were operated on. Spine segments from C2 to T1 were stabilized. Outcomes were analyzed in two groups each made of 30 patients of similar age, gender, having similar injury type and neurological symptoms. Patients of study group underwent stabilization with BAK-1000 implant, and patients of control group — with bone allograft. Postoperative control included X-ray, CT, and MRI examinations. Spinal cord injury severity and neurological status were evaluated with ASIA/IMSOP scales. Follow-up survey was performed on 10th–15th day, and 1, 3, 6 and 8–12 months after the surgery.

Results. Patients in both groups presented positive symptoms. The earlier activation, rehabilitation, improvement in quality of life, and disability reduction were observed in the study group. Formation of osseous-apatite block in patients of this group was observed in 2–2.5 months postoperatively. Patients of the control group could proceed from external immobilization to active rehabilitation only in 6–8 months after surgery.

Conclusion. Hydroxyapatite implants used for cervical spine stabilization are grown through with bone tissue forming a solid bone-apatite block in 2–2.5 months after surgery. Stabilization with BAK-1000 implants allows for 30 % reduction of treatment and rehabilitation time, and for 20 % improvement of neurological outcome.

Key Words: cervical spine, implants, hydroxyapatite.

Hir. Pozvonoc. 2007;(2):16–22.

Неметаллические биоактивные материалы являются в настоящее время современными и востребованными. Наиболее распространенными считаются биокомпозиционные материалы на основе гидроксиапатита (ГА) и трехкальциевого фосфата (ТКФ). Это объясняется тем, что они являются структурными аналогами минерального матрикса костного вещества, имеют одинаковый с ним химический состав и, следовательно, сопоставимые физико-химические, механические и спектральные характеристики. Кроме того, они обладают уникальными биологическими свойствами, которые обеспечивают резорбируемость материала и возможность протекания процесса остеогенеза, приводящего к образованию живой кости на месте имплантата. Иными словами, эти материалы являются искусственными заместителями кости [3].

Примерами таких материалов являются остеокондуктивный биокомпозит «БАК-1000» и многослойный биокомпозит с ориентированной поровой структурой «ОРИОН-МБ», созданные в лаборатории биоматериалов РХТУ им. Д.И. Менделеева.

Цель исследования – анализ эффективности лечения пациентов с травматическими повреждениями шейного отдела позвоночника с применением стабилизирующих имплантатов на основе ГА.

Материал и методы

В МОНИКИ в течение 10 лет проводились клинические испытания имплантатов «БАК-1000» для передней стабилизации шейного отдела позвоночника при травматических повреждениях. Имплантаты изготовлены из силикатной матрицы и ГА с высокой степенью пористости и возможностью легкого моделирования. Материал разрабатывался на основе матрицы из стеклоапатита с объемной массой от 600 до 1200 кг/см³ с введением в ячеистую структуру ГА в количестве 60 % массы. Изделия можно многократно стерилизовать сухожаровым способом, они не теря-

ют от этого своих свойств и могут храниться в обычных условиях. В работе материал удобен, обладает достаточной прочностью, легко обрабатывается и при оперативном вмешательстве фиксируется в телах смежных позвонков в виде распорки. Имплантат рентгеноконтрастен. В процессе проведения клинических испытаний выявлено, что он пропитывается трансудатом и в последующем прорастает сосудами, соединительной и костной тканью.

Прооперирован 101 пациент (83,1 % мужчин, 14,9 % женщин) в возрасте от 17 до 67 лет с травматическими повреждениями позвоночника. Из них у 49 применялся БАК-1000, у 52 – ауто- и консервированная кость. Произведена стабилизация позвоночных сегментов от С₂ до Th₁. Операции выполнялись из переднего доступа. Выполнены декомпрессия спинного мозга и корешков, передний расклинивающий спондилодез консервированной костью свода черепа или имплантатом «БАК-1000».

Из пациентов были сформированы две идентичные по возрасту, полу, характеру травмы и неврологической симптоматике группы по 30 человек в каждой. В основную группу вошли пациенты, у которых для стабилизации использовался имплантат «БАК-1000», в контрольную – с консервированной аллокостью. Все пациенты, включенные в группы, трудоспособного возраста и без тяжелых сопутствующих заболеваний. Не включались больные со степенью поражения спинного мозга типа А по шкале ASIA/IMSOP. Больные обеих групп были с нестабильной травмой шейного отдела позвоночника, с повреждением двух и трех столбов по F. Denis [17], по Чикагской классификации относились к типам повреждения С и В.

До поступления в плановый стационар пациенты получали в больницах по месту жительства консервативное лечение – скелетное вытяжение, наружную жесткую иммобилизацию, консервативную терапию. Плановые оперативные вмешательства выполнялись в промежуточном периоде

(до 2–3 недель) у 46 (43,43 %) пациентов, в позднем (до 2–3 мес.) – у 55 (56,47 %). Во время операций осуществлялась передняя декомпрессия нервных структур, коррекция оси позвоночника и последующая передняя стабилизация. Стабилизация шейного отдела позвоночника на уровне одного и двух позвоночно-двигательных сегментов (ПДС) в основной и контрольной группах была у 14, 16 и 13, 17 пациентов соответственно. Разработаны способы надежной фиксации смежных позвонков костным аллотрансплантатом и имплантатом на основе ГА, позволяющие избежать дополнительной фиксации пластинами. В послеоперационном периоде шейный отдел фиксировался жестким головодержателем. Дополнительная стабилизация пластинами не применялась. При использовании консервированной или аутокости, в зависимости от размеров трансплантата, жесткая фиксация осуществлялась на протяжении 6–9 мес. При применении имплантатов БАК-1000 жесткий головодержатель использовался 2–2,5 мес.

Больных активизировали на 1–3-и сут после операции, швы снимали на 8–10-е сут. На 10–12-е сут пациент выписывался для продолжения консервативной восстановительной терапии и реабилитации в амбулаторных или стационарных условиях. Активная реабилитация обычно начиналась при сохраняющихся неврологических нарушениях и только после снятия наружной жесткой иммобилизации.

Использовались рентгенологический, КТ- и МРТ-контроль. Исследование плотности имплантата и костной ткани проводилось с помощью единиц Хаунсфилда (Н). Контроль тяжести поражения спинного мозга и неврологического статуса осуществлялся с помощью шкалы ASIA/IMSOP. Обследование и тестирование производили до операции, через 10–15 дней после операции, через 1, 3, 6, 8–12 мес. после операции.

Результаты и их обсуждение

В 2005 г. мировой рынок биоматериалов составил около 50 млрд долларов, из них 28 млрд приходится на долю США. Имеется тенденция роста рынка примерно на 20 % в год. В этой ситуации немногочисленные российские компании этого профиля вполне могут конкурировать с ведущими зарубежными фирмами в области создания материалов медицинского назначения для костной пластики [6, 13].

Проблема замены аутокости при оперативной стабилизации передних отделов шейного отдела позвоночника возникла в первые годы применения операций передним доступом. Дело в том, что аутографты достаточно часто смещались и нередко полностью рассасывались, вызывая вторичную осевую деформацию шейного отдела позвоночника и вторичные неврологические нарушения из-за сдавления спинного мозга и его корешков. Исторически сложилось, что изначально для передней стабилизации использовалась аутокость, она и считается «золотым стандартом», именно с ней сравниваются уже на протяжении 50 лет другие виды костной пластики и другие варианты передней стабилизации.

В настоящее время широко применяемые в медицинской практике металлические и полимерные имплантаты имеют ряд существенных недостатков. Металлы и сплавы по своей структуре и свойствам не вполне адекватны натуральной кости, поэтому в живом организме они всегда остаются более плотными чужеродными телами и могут вызывать у пациентов различного рода аллергические реакции и остеорезорбцию. Присутствие металлических эндопротезов вызывает насыщение тканей организма металлами, в том числе тяжелыми, а также стимулирует протекание электрохимических реакций на поверхности имплантата, приводящих к его окислению и накоплению продуктов взаимодействия в окружающей живой ткани – металлоузу. Поэтому при выборе металла для им-

плантатов в последнее время приоритет отдается чистому титану (чистота 99,75 %), который обладает высокой прочностью, возможностью остеоинтеграции с костной тканью, биоинертностью и малой токсичностью. Для увеличения площади соприкосновения с костной тканью изделия желательнее подвергать пескоструйной обработке и плазменному напылению титановой пыли, что создает неровную, грубую и пористую наружную поверхность. Такое покрытие способствует быстрой и прочной биологической фиксации имплантатов за счет краевого прорастания в них костной ткани [7, 10].

В последние годы во всем мире все большее значение для медицинских целей приобретают неорганические кальцийфосфатные биоматериалы. Они постепенно создают альтернативу традиционно используемым в костно-пластической хирургии и стоматологии материалам: металлическим, органическим, а также костным ауто- и аллогенным трансплантатам. Количество показаний к операциям с использованием различных трансплантатов и имплантатов во всем мире постоянно растет, что связано с неуклонным возрастанием уровня травматизма и с увеличением количества пациентов, больных остеохондрозом, артритом и онкологическими заболеваниями [5, 11, 14, 18]. Это создает определенную проблему при использовании костных трансплантатов, связанную с риском инфицирования, иммунного конфликта, отторжения. К этому следует добавить трудности сбора, консервации, стерилизации и хранения трансплантационных материалов. Резервы и объемы использования аутокости биологически ограничены, а процесс перестройки и приживания аутографтов трудно предсказуем, неуправляем и может закончиться его полным рассасыванием [4] или формированием псевдоартроза [8, 12]. Замороженные и формализованные аллотрансплантаты полностью не исключают возможности заражения реципиента ВИЧ-инфекцией и гепатитами В и С,

когда у донора могут быть ложноположительные анализы сыворотки крови на эти инфекции в период диагностического окна [9, 16], время которого равно для HIV 22 дням, для HCV – 70, для HBV – 56 [15].

Биокомпозит «ОРИОН-МБ» сочетает в себе все достоинства своего прототипа с однородной поровой структурой – «БАК-1000» и является многослойным материалом с переходной поровой структурой, от внешнего слоя с более мелкими порами (не менее 100 мкм) к внутреннему слою с более крупными (до 500 мкм). Поры материала не только дают возможность врастания костной ткани в имплантат, но и выступают в роли амортизатора нагрузок. На основании результатов исследования многослойного биокомпозита «ОРИОН-МБ» с ориентированной поровой структурой установлено, что его прочность и физико-химические свойства превышают аналогичные показатели для композиционных материалов с однородной поровой структурой в 1,5–2 раза [1, 2].

Вместе с тем применение различных имплантатов на основе ГА для операций на позвоночнике также расценивается неоднозначно, по-видимому, из-за различных источников получения этих материалов. Обычно используют обработанные разными способами морские кораллы или делают композитные материалы с примесью ГА. Возможно, что основной проблемой при создании пористых имплантатов на основе ГА было стремление разработчиков к тому, чтобы они обладали способностью к биодеградации, то есть полному рассасыванию и постепенному замещению новообразованной костной тканью. Но в этом случае неизбежно наступающая дефрагментация материала может приводить постепенно к резкому снижению его прочностных свойств и, как следствие, к потере осевой устойчивости оперированного сегмента позвоночника.

Наиболее близкими по прочности к губчатой и плотной костной тканям являются кальцийфосфатные

биокомпозиционные материалы, такие, как «Bioverit», «Bioglass», «БАК-1000», «ОРИОН-МБ», β -ТКФ и ГАП-керамика.

Для стабилизации передних отделов шейного отдела позвоночника удобнее изготавливать имплантаты-заготовки, которые во время операции индивидуально подгоняются к костному дефекту, поскольку достаточно сложно рассчитать заранее размер имплантата из-за индивидуальных особенностей каждого конкретного организма.

Технология позволяет изготавливать имплантаты, например для нейрохирургии, с направленной регенерацией костной ткани, что дает возможность планировать хирургическую операцию, повысить надежность фиксации и прочность имплантата, сократить время оперативного вмешательства, ускорить процесс приживления и уменьшить риск послеоперационных осложнений. Поровая структура биокомпозитов «БАК-1000» и «ОРИОН-МБ» может позволить осуществлять пропитку имплантатов антибиотиками в количестве до 40 % объема открытых пор.

В анализируемых группах больных в послеоперационном периоде воспалительных осложнений и сме-

щений трансплантатов или имплантатов не отмечалось.

Положительная симптоматика в неврологическом статусе была у всех пациентов. Годовой интервал наблюдения связан с тем, что, по данным мировой статистики, наибольший регресс неврологической симптоматики и наиболее существенное восстановление утраченных функций происходит в течение первого года после операции. Больные основной группы раньше приступали к активным реабилитационным мероприятиям, меньше испытывали дискомфорт в повседневной жизни, меньше времени находились на больничном листе (в случае полного и быстрого восстановления утраченных функций), раньше могли приступать к своим повседневным занятиям, учебе и работе.

Больные контрольной группы даже при полном восстановлении продолжали пользоваться жесткой наружной иммобилизацией до полного формирования надежного костного блока.

В контрольной группе формирование костного блока зависело преимущественно от размеров трансплантата. Чем больше по размерам трансплантат, тем больше времени

необходимо для его перестройки и приживления. При стабилизации одного и двух сегментов формирование надежного костного блока происходило обычно в срок от 6 до 8 мес. и более. Все это время больным требовалась наружная жесткая иммобилизация. Только после ее снятия они могли активно заниматься ЛФК, получать курсы массажа, вести более подвижный образ жизни. Рентгенологические признаки сформированного костного блока следующие: отсутствие четких границ между трансплантатом и донорским ложем, наличие новых костных балок, костной мозоли с образованием кортикального слоя и др.

Стабилизация одного ПДС костью и имплантатом «БАК-1000» представлена на рис. 1. Жесткая фиксация шейного отдела позвоночника на уровне одного ПДС осуществлялась при использовании кости 6 мес., а при использовании «БАК-1000» – 2 мес.

Стабилизация на уровне двух ПДС представлена на рис. 2. Жесткая фиксация шейного отдела позвоночника в этих случаях составляла при использовании кости – 7–8 мес., при использовании «БАК-1000» – 2–2,5 мес.



Рис. 1

Стабилизация одного позвоночно-двигательного сегмента:
 а – спондилодез C_2-C_3 консервированной аллокостью (6 мес. после операции);
 б – спондилодез C_4-C_5 имплантатом «БАК-1000» (2 мес. после операции)



Рис. 2

Стабилизация на уровне двух позвоночно-двигательных сегментов:
 а – спондилодез C_4-C_6 консервированной аллокостью свода черепа;
 б – спондилодез C_6-Th_1 имплантатом «БАК-1000»

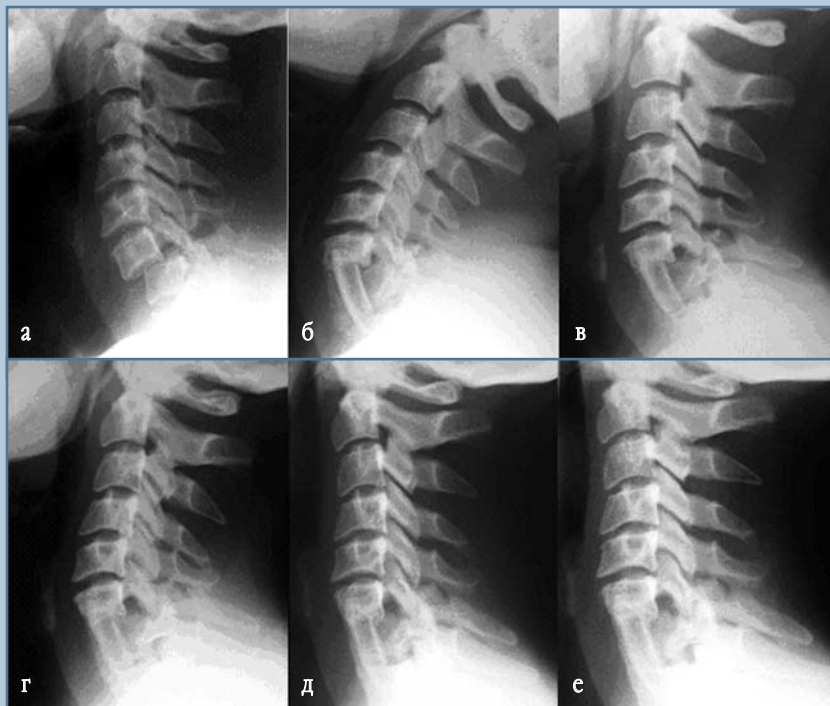


Рис. 3

Рентгенологические признаки формирования костного блока в динамике:
 а – осложненный переломовывих C_6 позвонка до операции;
 б – передний спондилодез C_6 – Th_1 консервированной аллокостью (через 3 дня после операции);
 в–е формирование костного блока через 1, 3, 6, 8 мес. после операции

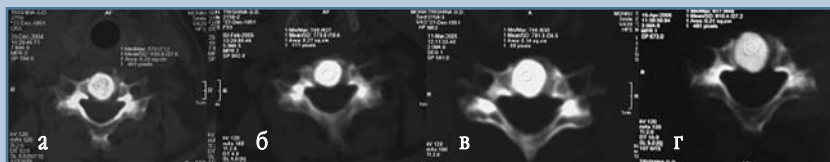


Рис. 4

Увеличение плотности имплантата и формирование костно-апатитового блока после операции по данным КТ:
 а – через 10 дней;
 б – через 1 мес.;
 в – через 2 мес.;
 г – через 3 мес.

Рентгенологические критерии формирования костного блока общеизвестны и представлены в динамике (рис. 3).

Формирование костно-апатитового блока в сочетании с контролем его плотности представлено на рис. 4.

Отмечено отсутствие смещения имплантата, его интеграция с костной тканью и постепенное увеличение его плотности. При плотности губчатой кости тела позвонка в пределах 195–337 Н плотность имплантата на основе ГА увеличивалась с 712 Н (сразу после операции) до 827 Н (через 1 мес. после операции), до 830 Н (через 2 мес.) и до 948 Н (через 3 мес.). Это свидетельствует о том, что имплантат на основе ГА не рассасывается, а прорастает костной тканью, постепенно накапливая ГА кальция, то есть обладает остеокондуктивными свойствами.

При МРТ-контроле в раннем послеоперационном периоде установленный имплантат невидим, но через несколько месяцев, по мере накопления имплантатом ГА и увеличения его плотности, изображение его становится более отчетливым. Данные МРТ в раннем и позднем послеоперационном периодах представлены на рис. 5.

Динамика восстановительного процесса по шкале повреждения



Рис. 5

Изменение плотности имплантата по данным МРТ-исследования:
 а – имплантат «БАК-1000» через 6 дней после операции;
 б – имплантат «БАК-1000» через 16 мес. после операции

Таблица 1

Распределение пациентов основной группы по типам шкалы ASIA/IMSOP

Срок обследования	Типы			
	В	С	D	E
До операции	1	7	20	2
После операции:				
через 15 дней	—	4	23	3
через 1 мес.	—	1	22	7
через 3 мес.	—	—	14	16
через 6 мес.	—	—	6	24
через 8–12 мес.	—	—	5	25

Таблица 2

Распределение пациентов контрольной группы по типам шкалы ASIA/IMSOP

Срок обследования	Типы			
	В	С	D	E
До операции	1	11	11	7
После операции:				
через 15 дней	—	4	17	9
через 1 мес.	—	2	17	11
через 3 мес.	—	—	14	16
через 6 мес.	—	—	12	18
через 8–12 мес.	—	—	8	22

спинного мозга ASIA/IMSOP заключалась в переходе больных из одного типа в другой, из В в С и далее в D и E (табл. 1, 2).

Видно, что распределение пациентов основной и контрольной групп к 3-му мес. выравнивается, что косвенно свидетельствует об однородности групп и адекватности хирургического лечения. Но затем из-за снятия наружной жесткой иммобилизации и более активного реабилитационного лечения в основной группе через 6 мес. с типом E (полное восстановление функций) уже на 20 % больных больше, чем в контрольной группе, а с типом D – на 20 % меньше. Пациенты же контрольной группы после снятия наружной жесткой иммобилизации смогли приступить к активным реабилитационным мероприятиям только через 6–8 мес. после операции. Поэтому через 8–12 мес. в основной группе с типом E и D было 83 и 17 % больных, а в контрольной группе – 73 и 27 % соответст-

венно. Таким образом, в основной группе значительно больше пациентов в стадии полного восстановления.

Выводы

1. Имплантаты на основе ГА, применяемые для переднего шейного спондилодеза, не токсичны, биологически совместимы, рентгеноконтрастны, не рассасываются, по плотности и поровой структуре соответствуют губчатой кости, легко моделируются во время операции, могут храниться в обычных условиях и многократно стерилизоваться, не теряя своих свойств.
2. Оптимальным способом стабилизации позвонков шейного отдела позвоночника имплантатами на основе ГА является частичная или полная резекция тел с созданием симметричных полуовальных углублений в смежных позвонках, в которые устанавливается имплантат нужной длины

и формы в виде распорки, что обеспечивает достаточную стабилизацию оперированного сегмента без дополнительной фиксации металлическими пластинами.

3. Имплантаты на основе ГА, применяемые для стабилизации шейного отдела позвоночника, по данным рентгенографии, КТ, КТ-денситометрии и МРТ, прорастают костной тканью, образуя надежный костно-апатитовый блок через 2–2,5 мес. с момента операции.
4. Шкала ASIA/IMSOP позволяет достоверно установить, что использование имплантатов БАК-1000 позволяет на 30 % сократить сроки лечения и реабилитационного периода и на 20 % улучшить неврологический исход лечения.

Литература

1. **Белецкий Б.И., Шумский В.И., Никитин А.А. и др.** Биокomпозиционные кальцийфосфатные материалы в костно-пластической хирургии // Стекло и керамика. 2000. № 9. С. 35–37.
2. **Белецкий Б.И., Мاستрюкова Д.Л., Власова Е.Б.** Разработка имплантационного материала с градиентной поровой структурой для нейрохирургии // Стекло и керамика. 2003. № 9. С. 18–20.
3. **Вересов А.Г., Пуляев В.И., Третьяков Ю.Д.** Достижения в области керамических биоматериалов. М., 2000.
4. **Виноградова Т.П., Лаврищева Г.И.** Регенерация и пересадка костей М., 1974.
5. **Власов А.С., Карбанова Т.А.** Керамика и медицина // Стекло и керамика. 1993. № 9–10. С. 23–25.
6. **Дорожкин С.В., Агатопоулус С.** Современные биоматериалы: Обзор рынка // Химия и жизнь. 2005. № 1. С. 8.
7. **Доценко В.В., Загородний Н.В.** Спондилолизез. Передние малотравматичные операции. М.; Тверь, 2005.
8. **Лаврищева И., Оноприенко Г.А.** Морфологические и клинические аспекты репаративной регенерации опорных органов и тканей. М., 1996.
9. **Лекишвили М.В., Исаева Е.И., Пономарев В.Н. и др.** Лучевая стерилизация деминерализованных костных трансплантатов в свете профилактики инфицирования гепатитом В и С // Вестн. травматол. и ортопед. 2002. № 1. С. 75–77.
10. **Лясников В.Н., Петров В.В., Атоянц В.Р.** Применение плазменного напыления в производстве имплантатов для стоматологии. Саратов, 1993.
11. **Медведев Е.Ф.** Керамические и стеклокерамические материалы для костных имплантатов // Стекло и керамика. 1993. № 2. С. 18–20.
12. **Полищук Н.Е., Корж Н.А., Фищенко В.Я.** Повреждения позвоночника и спинного мозга. Киев, 2001.
13. **Пуляев В.И.** Современные биокерамические материалы // Соровский образовательный журнал. 2004. № 1. Т. 8. С. 44–50.
14. **Третьяков Ю.Д.** Развитие неорганической химии как фундаментальной основы создания новых поколений функциональных материалов // Успехи химии. 2004. Т. 73. С. 899–916.
15. **Busch M.P., Kleinman S.H., Jackson B, et al.** Nucleic acid amplification testing of blood donors for transfusion-transmitted infectious diseases // Transfusion. 2000. Vol. 40. P. 143–159.
16. **Conrad E.U., Gretch D.R., Obermeyer K.R, et al.** Transmission of the hepatitis-C virus by tissue transplantation // J. Bone Joint Surg. Am. 1995. Vol. 77. P. 214–224.
17. **Denis F.** The three-column spine and its signification of acute thoracolumbar spine injures // Spine. 1983. Vol. 8. P. 817–821.
18. **Hench L.** Bioceramics // J. Amer. Ceram. Soc. 1998. Vol. 81. P. 1705–1728.

Адрес для переписки:

Биктимиров Равиль Габбасович
129110, Москва, ул. Щепкина, 61/2,
МОНИКИ, отделение нейрохирургии,
ravilbik@mail.ru

Статья поступила в редакцию 27.07.2006