



ВОССТАНОВЛЕНИЕ ФОРМЫ И ПРОЧНОСТИ ТЕЛ ГРУДОПОЯСНИЧНЫХ ПОЗВОНКОВ АЛЮМООКСИДНЫМИ БИОКЕРАМИЧЕСКИМИ ГРАНУЛАМИ

В.В. Рерих^{1, 2}, А.Р. Аветисян¹, С.В. Савченко², А.И. Попелюх³, А.М. Аронов⁴, Е.С. Семанцова⁵

¹ Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии им. Я.М. Цивьяна

² Новосибирский государственный медицинский университет

³ Новосибирский государственный технический университет

⁴ ЗАО «НЭВЗ-Керамикс», Новосибирск

⁵ ООО «НЭВЗ-Н», Новосибирск

Цель исследования. Сравнительный анализ эффективности восстановления формы и прочности тел сломанных позвонков грудного отдела позвоночника путем замещения дефектов костной ткани алюмооксидными биокерамическими гранулами.

Материал и методы. Исследование проведено на 19 позвонках, забранных из грудного отдела позвоночника четырех человек, погибших от экстравертебральной патологии. Позвонки подвергли аксиальной компрессии, приводящей к деформации тел. Затем производили реконструкцию позвонков введением в их тело под давлением биокерамических алюмооксидных гранул и гранул депротенизированной костной ткани.

Результаты. В результате реконструкции позвонков увеличивалась высота передней, средней и задней частей тел позвонков. Среднее значение прочности тел позвонков в группе с алюмооксидными биокерамическими гранулами — 3,223 МПа, в группе с гранулами депротенизированной костной ткани — 3,018 МПа. Прочность на сжатие тел позвонков после реконструкции алюмооксидными биокерамическими гранулами превышала исходное значение на 8,00 %, в группе с депротенизированной костной тканью была меньше на 23,01 %.

Заключение. Реконструкция тел компрессионных позвонков алюмооксидными биокерамическими гранулами с большей прочностью на сжатие, по сравнению с аналогами из депротенизированной костной ткани, в эксперименте позволяет восстановить как форму тела позвонка, так и его прочность на сжатие.

Ключевые слова: биокерамические гранулы, алюмооксидная биокерамика, реконструкция тел позвонков.

Для цитирования: В.В. Рерих, А.Р. Аветисян, С.В. Савченко, А.И. Попелюх, А.М. Аронов, Е.С. Семанцова. Сравнительный анализ восстановления формы и прочности тел поврежденных грудного отдела позвоночника алюмооксидными биокерамическими гранулами // Хирургия позвоночника. 2014. №3. С. 86–94.

RESTORATION OF SHAPE AND STRENGTH OF THE THORACOLUMBAR VERTEBRAL BODIES WITH ALUMINA BIOCERAMIC GRANULES

V.V. Rerikh, A.R. Avetisyan, S.V. Savchenko, A.I. Popelyukh, A.M. Aronov, E.S. Semantsova

Objective. To analyze the efficacy of the restoration of shape and strength of fractured vertebral bodies of the thoracolumbar junction by bone defect substitution with alumina bioceramic granules.

Material and Methods. The study was conducted on 19 vertebrae obtained from thoracolumbar spines of four individuals died from extra-vertebral pathology. All specimens were subjected to axial compression resulting in vertebral body deformation. Thereafter, reconstruction of the vertebrae was performed with alumina granules and deproteinized bone granules inserted under pressure into their bodies.

Results. Vertebral reconstruction resulted in increase in the height of anterior, middle and posterior portions of the vertebral bodies. Mean vertebral body strength was 3.223 MPa in specimens with bioceramic granules and 3.018 MPa in specimens with deproteinized bone granules. The compressive strength of the vertebrae after reconstruction with alumina bioceramic granules exceeded the original value by 8.00 %, while that after insertion of deproteinized bone granules decreased by 23.01 %.

Conclusion. Reconstruction of compressed vertebral bodies with alumina bioceramic granules allows to restore both the shape and compressive strength of the vertebral body in experiment.

Key Words: bioceramic granules, alumina bioceramics, vertebral compression fractures, vertebral reconstruction.

Hir. Pozvonoc. 2014; (3):86–94.

Наиболее частый механизм перелома тел позвонков – компрессия (тип А в классификации Magerl/AO). Так, по данным Magerl et al. [35], среди переломов позвонков в грудопоясничном переходном отделе позвоночника чаще всего (66,1 % просмотренных случаев) наблюдались компрессионные переломы тел. Нестабильные переломы тел позвонков, вовлекающие в себя разрушение переднего и среднего опорного комплексов позвоночного столба, с потерей вентральной высоты и кифотической деформацией требуют хирургического вмешательства с целью устранения посттравматической деформации и стабилизации.

В современной практике лечения пациентов с нестабильными компрессионными повреждениями тел грудопоясничных позвонков широко распространена методика короткосегментарной транспедикулярной фиксации с задним спондилодезом [17, 47], при помощи которой возможно проведение не прямой редукции сместившихся в позвоночный канал фрагментов тела позвонка, коррекции кифоза, стабилизации поврежденного уровня, а также можно сохранить смежные интактные межпозвоночные диски. Однако при всех преимуществах нередко наблюдаются характерные осложнения в виде разрушения фиксирующей конструкции и потери коррекции посттравматической деформации, которые происходят вследствие утраченной опороспособности передней опорной колонны позвоночного столба [11, 36, 37, 39].

С целью восстановления всех опорных колонн позвоночника транспедикулярная фиксация комбинируется с вентральными вмешательствами с проведением резекции поврежденной, фрагментированной части тела сломанного позвонка и вентральным спондилодезом с применением опорных имплантатов [5, 13, 46]. Однако эти вмешательства травматичны, и пациенты пожилого возраста, а также имеющие сопутствующие заболевания, могут быть не толерантны к ним [6]. Поэтому короткосегментарная

транспедикулярная фиксация с пластикой тела позвонка через корни его дуги гранулированными имплантатами как менее травматичный метод восстановления трех опорных колонн широко используется в современной хирургии позвоночника [28, 29, 33, 48].

В литературе крайне мало сведений относительно степени восстановления формы и прочности на сжатие сломанного тела позвонка в грудопоясничном переходном отделе позвоночника путем транспедикулярной пластики. Это обстоятельство определило цель исследования, которая заключается в проведении сравнительного анализа эффективности восстановления формы и прочности тел сломанных позвонков грудопоясничного переходного отдела путем замещения дефектов костной ткани алюмооксидными биокерамическими гранулами.

Материал и методы

Эксперимент проводили на позвонках грудного и поясничного отделов доноров. Все препараты перед испытаниями были исследованы с определением минеральной плотности костной ткани и измерением исходных геометрических данных. Были сформированы две однородные группы позвонков, которые подвергли механическим испытаниям путем аксиальной компрессии, приводящей к деформации тел. После этого производили реконструкцию позвонков путем введения под давлением пластических гранул в их тело, что приводило к уменьшению деформации. Для оценки изменения формы позвонков проводили рентген-контроль, а прочности – повторные механические испытания.

Забор и хранение материалов. Исследование проведено на 19 позвонках, забранных из грудопоясничного переходного отдела позвоночника четырех человек, погибших от экстравертебральной патологии (двое мужчин и две женщины, от 53 до 69 лет, средний возраст – 60,25 лет). По данным медицинских документов, метаболической патологии костной ткани у погибших не имелось. Позвон-

ки очищали от фрагментов мышц, межпозвоночные диски резецировали вместе с гиалиновыми пластинками. Тотчас после забора позвонки замораживали и хранили при температуре -20°C в пластиковых пакетах [12, 19, 24].

Лучевая диагностика. Каждый препарат нумеровали. Для определения плотности костной ткани проводили денситометрию позвонков на двухэнергетическом рентгеновском денситометре «Discovery QDR» (Hologic Inc.). С учетом полученных значений минеральной плотности (BMD) позвонков были сформированы две однородные группы, в которых среднее значение BMD составляло $0,570\text{ г/см}^2$ и $0,571\text{ г/см}^2$ в группе I ($n = 10$) и II ($n = 9$) соответственно.

В течение эксперимента проводили рентгенографию всех позвонков в прямой, боковой и аксиальной проекциях: до биомеханического тестирования с деформацией их тел, после этого, затем после их реконструкции, а также до повторного биомеханического тестирования и после него. Исследование проводили на цифровой рентгеновской системе «General Electric Company Defenium 8000». Рентгеновскую морфометрию выполняли с помощью программного пакета «K-Pacs Workstation V 1.5.0». Определяли высоту передней (H1), средней (H2) и задней (H3) частей тела позвонка в боковой проекции (рис. 1).

Механические испытания и реконструкция позвонков. Позвонки подготавливали к этапу механического тестирования путем заливки краниальной и каудальных пластин позвонков дисками из полиметилметакрилата диаметром 50 мм и высотой 5 мм [28, 52]. Тестирование проводили путем аксиального сжатия тел позвонков прессом механической испытательной системы «Instron-3369». Сжатие проводили со скоростью 5 мм/мин на величину 10 мм (рис. 2). При этом определяли прочность на сжатие (CS).

Реконструкцию сломанных позвонков производили путем введения в их

тела пластических гранул транспедикулярно через специальные воронки [6, 27, 29, 33]. С учетом анатомических ориентиров позвонка в корнях дуг сверлом диаметром 5 мм формировали каналы, направленные вперед до средней трети тела. В каналы устанавливали специальные воронки с толкателем, при помощи которых в тела позвонков под давлением вводили пластические гранулы (рис. 3). Объем вводимых пластических гранул для каждого позвонка рассчитывали по формуле (рис. 4), позволяющей определить необходимую величину для полной коррекции деформации тела. Введение гранул в тело позвонка прекращали при достижении расчетной величины или в момент, когда гранулы разрушали переднюю стенку тела.

В группе I в качестве пластического материала применяли биокерамические алюмооксидные (Al_2O_3) гранулы в форме цилиндров диаметром 1 мм, со сквозным продольным каналом диаметром 500 μm , прочность на сжатие которых не менее 300 МПа; в группе II – гранулы депротенинизированной костной ткани (ДПКТ) размерами 1–2 мм с прочностью на сжатие от 50 до 100 МПа.

После реконструкции проводили очередное биомеханическое тестирование для оценки изменений механических характеристик восстановленных позвонков.

Статистический анализ проводили с применением однофакторного дисперсионного анализа ANOVA (One-way ANOVA) для исследования двух групп переменных с одним независимым фактором (программный пакет для «PC Statistica 10.0», «StatSoft, Inc»). Вероятность ошибки в случае достоверного результата менее 0,05 ($p < 0,05$).

Результаты

После проведения аксиального сжатия тел позвонков прессом механической испытательной системы на контрольных рентгенограммах отмечали компрессионные переломы тел с симметричным уменьшением высот их передней и задней частей, без образования фрагментов и смещения их в позвоночный канал. Высота средней части тел позвонков, как правило, изменялась в большей степени (рис. 5). Данные изменения были наиболее близки к морфологическому типу повреждения тела позвонка A1.3 в классификации Magerl et al. [35], без достижения полного коллапса.

Результаты рентгеновской морфометрии после сжатия тел позвонков обеих групп, а также величины прочности на сжатие испытанных препаратов приведены в табл. 1. Высота тел позвонков после сжатия соответствовала приблизительно 70–80 % от исходного значения.

Во время реконструкции тел позвонков гранулы замещающих материалов вводили в тела позвонков по направляющей воронке, установленной в корнях дуг поочередно с двух сторон. Гранулы распределяли в телах позвонков преимущественно в направлении введения в сагиттальной плоскости и частично во фронтальной и аксиальной плоскостях. Гранулы вводили через воронку толкателем, приводимым в движение ударами молотка. Реконструкция тел всех позвонков продолжалась до введения рассчитанного объема пластических гранул (при помощи формулы разности объема тела интактного и компрессионного позвонка) или до деформации передней стенки (тали) тела позвонка в виде проминирования под воздействием введенных гранул.

В результате реконструкции позвонков отмечали увеличение

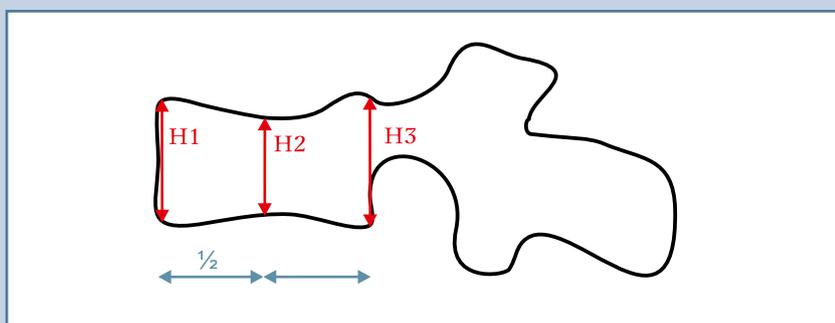


Рис. 1

Схема рентгеновской боковой проекции позвонка: H1, H2 и H3 – высота передней, средней и задней частей тела позвонка в мм

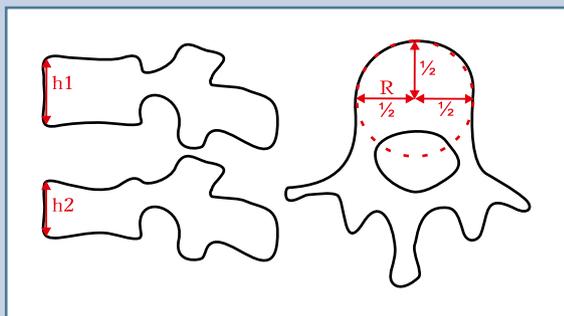


Рис. 2

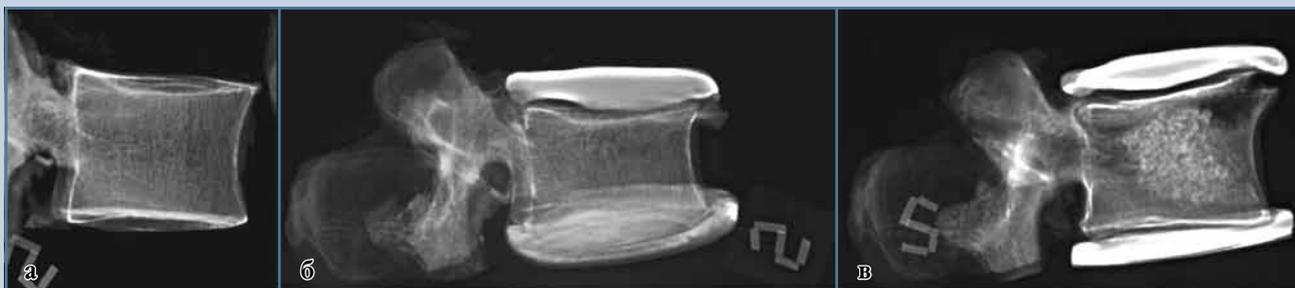
Препарат № 7, закрепленный в платформах пресса механической испытательной системы «Instron-3369»

**Рис. 3**

Препарат № 7 на этапе реконструкции тела пластическими гранулами: в корнях дуг позвонка сформированы каналы, слева установлена воронка для транспедикулярного введения гранул в тело позвонка

**Рис. 4**

Формула расчета объема необходимого пластического материала для полной коррекции деформации тела позвонка в эксперименте: $V_{pl} = \pi R^2(h_1 - h_2)$, где V_{pl} – объем пластического материала, мм^3 ; R – радиус тела позвонка, найденный во фронтальной плоскости, мм ; h_1 – высота тела позвонка до компрессии, мм ; h_2 – высота тела позвонка после компрессии, мм

**Рис. 5**

Рентгенограммы позвонка № 5 в боковой проекции до (а) и после (б) сжатия его тела прессом механической испытательной системы, а также после реконструкции алюмооксидными биокерамическими гранулами (в)

высоты передней, средней и задней частей тел позвонков (рис. 5), которое регистрировали на рентгеновской морфометрии (табл. 2). При сравнении высоты позвонков внутри групп I и II до и после реконструкции во всех случаях обнаружены достоверные различия (табл. 3). Однако величины изменений высоты тел позвонков ($\Delta H_1, \Delta H_2, \Delta H_3$ – соответственно изменение высоты передней, средней и задней частей тела позвонка) после реконструкции при сравнении значений групп I и II между собой статистически достоверно не различались (табл. 4).

По данным механической испытательной системы, при сжатии позвонков среднее значение прочности тел позвонков составило в группе I – 3,22341 МПа, в группе II – 3,01786 МПа (табл. 1). После реконструкции среднее значение прочности следующее: в группе I – 3,47503 МПа (108 % исходного значения); в группе II – 2,32347 МПа (76,99 % исходного значения).

Прочность на сжатие тел позвонков после реконструкции гранулами Al_2O_3 в группе I превышала исходное значение на 8,00 %, в группе II, где в качестве пластического материала применяли гранулы ДПКТ, меньше на 23,01 %. Различие средней прочности на сжатие позвонков группы I и II было статистически достоверным (табл. 4).

Применяемые в эксперименте виды пластических гранул позволили эффективно восстановить форму тел позвонков практически до исходных значений, однако более прочные гранулы на основе Al_2O_3 обеспечили восстановление и прочность на сжатие.

Обсуждение

Транспедикулярная костная пластика с короткосегментарной фиксацией впервые описана в 1986 г., когда метод был применен для введения мелких костных трансплантатов через ножки дуги поврежденного позвонка в краниальное межтеловое пространство в месте фрагментов разрушенного межпозвоночного диска с последующей фиксацией смежных позвонков транспедикулярной системой. Манипуляция проводилась с целью достижения межтелового сращения. По данным Knop et al. [28], изучивших отдаленные результаты подобных вмешательств у 72

Таблица 1

Результаты рентгеновской морфометрии и прочность на сжатие тел позвонков после проведения аксиального сжатия прессом механической испытательной системы

№ препарата	BMD, г/см ²	CS, Мра	H1, мм	H1, %	H2, мм	H2, %	H3, мм	H3, %
Группа I								
2	0,521	2,33590	17,32	80,19	16,54	78,69	19,27	89,21
5	0,634	3,16127	20,58	68,10	17,64	58,41	22,04	67,38
7	0,619	4,75592	23,93	81,45	20,37	71,70	21,70	72,89
8	0,522	3,18815	17,90	81,03	18,48	78,97	20,83	75,09
10	0,539	3,23425	18,85	84,99	18,37	82,05	21,02	85,69
13	0,652	4,09686	23,35	84,51	19,53	69,21	22,13	79,52
15	0,590	2,85561	22,03	79,19	20,46	78,48	21,51	80,71
16	0,534	3,44517	16,78	79,11	14,00	60,98	17,30	62,61
17	0,495	2,25288	15,69	84,08	14,52	64,16	17,18	71,23
20	0,594	2,90811	23,75	87,12	20,82	73,26	22,96	79,72
Среднее значение	0,570	3,22341	20,02	80,98	18,07	71,59	20,59	76,41
Группа II								
3	0,552	2,32413	21,12	86,10	18,76	77,75	20,37	79,32
4	0,574	3,18605	22,00	77,41	21,07	78,47	23,01	79,37
6	0,577	4,44640	20,12	80,80	20,28	79,56	23,15	90,15
9	0,575	2,49303	21,14	79,86	17,82	70,21	25,25	93,14
11	0,583	2,45069	22,30	81,27	20,93	81,47	22,50	83,18
12	0,567	3,47674	22,82	82,59	20,28	73,96	23,27	80,16
14	0,576	2,87974	26,02	85,59	24,92	83,09	27,94	90,22
18	0,582	2,40926	21,61	77,68	18,32	69,21	21,26	77,48
19	0,552	3,49471	18,59	79,44	14,78	61,69	20,89	86,54
Среднее значение	0,570	3,01786	21,75	81,19	19,68	75,05	23,07	84,39

BMD — минеральная плотность позвонков;

CS — прочность на сжатие тел позвонков;

H1, H2, H3 — высота передней, средней, задней частей тела позвонка.

пациентов с переломами груднопоясничных позвонков, средняя величина посттравматического кифоза соответствовала 15°, которая во время операции корректировалась в среднем до 0,4° лордоза. В течение трехлетнего периода наблюдения за пациентами было отмечено, что потеря коррекции посттравматической деформации составила 10,1°. Физическая и социальная адаптация пациентов до травмы и после нее также значительно различались: 96,6 баллов из 100 возможных по шкале Hannover Spine Score до травмы и 71,4 балла в отдаленном периоде после лечения [28].

Вероятнее всего, столь значительная потеря коррекции посттравматической деформации была обусловлена разрушением передней и средней опорных колонн позвоночника, потерявших опороспособность. Кроме

того, свободные костные трансплантаты, лишённые питания, в имплантационном ложе подвергаются резорбции. Это может привести к их перестроению разрушению и развитию псевдоартрозов [1, 3]. Так, по данным литературы [38, 45], при проведении межпоперечного спондилодеза с применением костных аутотрансплантатов частота псевдоартрозов колеблется от 5 до 40 %.

Наиболее вероятно, по этой же причине транспедикулярная пластика тела поврежденного позвонка фрагментами аутологичной костной ткани с короткосегментарной транспедикулярной фиксацией [16, 18, 41] в отдаленном периоде сопровождается значительной потерей проведенной коррекции [6, 8, 9]. Кроме того, применение аутологичной костной ткани сопровождается так называемой

мой болезнью донорского места. Так, операция забора аутологичной кости (чаще из гребня крыла подвздошной кости) примерно в 10 % случаев имеет осложнения, удлиняющие период госпитализации, иногда требующие реоперации и влияющие на степень удовлетворенности пациента оказанной медицинской помощью: глубокая инфекция области хирургического вмешательства, объемные гематомы, болевой синдром продолжительностью более 6 мес., потеря чувствительности кожных покровов и грубые рубцы [10, 51, 54].

Более поздние клинические исследования описывают метод короткосегментарной транспедикулярной фиксации в комбинации с пластикой тела более прочными имплантатами, такими как инъекционные костные цементы на основе полиметилметакрилата

Таблица 2

Высота передней, средней и задней частей тел позвонков и прочность на сжатие после транспедикулярной реконструкции пластическими гранулами

№ препарата	CS, Мра	Н1, мм	Н1, %	Н2, мм	Н2, %	Н3, мм	Н3, %
Группа I							
2	2,38673	17,85	82,66	18,25	86,80	20,31	94,01
5	2,04739	29,91	98,99	25,85	85,6	26,73	81,71
7	4,57902	25,17	85,67	20,6	72,51	25,37	85,22
8	4,16875	17,91	81,08	19,26	82,32	22,74	81,97
10	5,2868	20,57	92,73	21,14	94,44	21,13	86,14
13	4,82803	25,37	91,81	23,28	82,49	22,39	80,46
15	2,63011	25,81	92,79	22,70	87,08	24,41	91,58
16	2,82397	18,13	85,50	18,67	81,34	22,84	82,67
17	3,29014	17,66	94,64	19,04	84,13	20,50	85
20	2,70939	23,97	87,93	21,62	76,07	26,17	90,86
Среднее значение	3,47503	22,24	89,38	21,04	83,29	23,26	85,96
Группа II							
3	2,68814	21,80	88,87	20,04	83,05	21,41	83,37
4	2,21837	22,80	80,23	23,41	87,19	24,54	84,65
6	2,07161	20,82	83,61	22,40	87,88	23,74	92,45
9	2,5131	25,83	97,58	25,18	99,21	26,82	98,93
11	2,65901	25,59	93,26	24,01	93,46	25,52	94,34
12	2,11335	23,36	84,55	23,54	85,85	25,10	86,46
14	2,2772	27,90	91,78	27,70	92,36	29,78	96,16
18	2,24308	24,51	88,10	23,94	90,44	26,46	96,43
19	2,12734	18,91	80,81	20,82	86,89	23,15	95,90
Среднее значение	2,32347	23,5	87,64	23,45	89,59	25,17	92,08

CS — прочность на сжатие тел позвонков;

Н1, Н2, Н3 — высота передней, средней, задней частей тела позвонка.

Таблица 3

Достоверность различий при сравнении высоты тел позвонков до и после реконструкции (по результатам однофакторного дисперсионного анализа ANOVA)

Параметр	Al ₂ O ₃	ДПКТ
Сравнение высот передних частей тел позвонков (Н1)	P = 0,00305*	p = 0,01022*
Сравнение высот средних частей тел позвонков (Н2)	P = 0,00200*	p = 0,00009*
Сравнение высот задних частей тел позвонков (Н3)	P = 0,00488*	p = 0,01213*

Al₂O₃ — биокерамические алюмооксидные гранулы;

ДПКТ — депротенинизированная костная ткань;

* достоверное значение.

характерное для инъекционных материалов осложнение — распространение цемента за пределы тела позвонка.

Распространение цемента может произойти в позвоночный канал, в межпозвоночный диск, в венозную систему тела позвонка и вызвать серьезную патологию [21, 34, 44, 53]. Однако следует отметить, что появление на практике цементов с высокой вязкостью несколько уменьшает частоту подобных осложнений [41, 42].

Есть еще одно обстоятельство при введении полиметилметакрилата — экзотермическая реакция полимеризации. Она может вызвать термический некроз окружающих тканей. Кроме того, инертность самого материала некоторые авторы ставят под сомнение. Так, Huang et al. [22], осуществив забор единым блоком тел позвонков двух пациентов во время проведения передней декомпрессии через 5–7 мес. после вертебропла-

[1, 17], гранулы губчато-кортикальной аллогенной депротенинизированной костной ткани [6], титановые блоки для транспедикулярной пластики тела [30–32].

Так, по данным Cho et al. [17], при пластике поврежденных тел позвонков с транспедикулярной фиксацией у 20 пациентов с взрывными переломами в отдаленном послеоперационном периоде потеря коррек-

ции посттравматической деформации в среднем не превышала 1° по сравнению с результатами лечения другой группы из 50 пациентов, где проводилась только транспедикулярная фиксация. Afzal et al. [7], проведя аналогичное лечение 16 пациентов с взрывными переломами грудного позвонков, также констатировали эффективность в сохранении коррекции, однако в трех случаях отмечали

Таблица 4

Достоверность различий при сравнении изменения высоты тел и их прочности после реконструкции позвонков группы I (Al_2O_3) с данными полученными в группе II (ДПКТ)

Параметр	Достоверность различий
Величина изменения высоты передней частей тела позвонка ($\Delta H1$)	$p = 0,583$
Величина изменения высоты средней частей тела позвонка ($\Delta H2$)	$p = 0,476$
Величина изменения высоты задней частей тела позвонка ($\Delta H3$)	$p = 0,482$
Прочность на сжатие тел позвонков (CS)	$P = 0,00889^*$

Al_2O_3 — биокерамические алюмооксидные гранулы;

ДПКТ — депротеинизированная костная ткань;

* достоверное значение.

тики, провели их гистологическое исследование. Авторы обнаружили выраженную соединительно-тканную оболочку, покрывающую имплантаты из полиметилметакрилата, по периферии которых отмечался некроз костной ткани, обнаруживались многочисленные гистиоциты и многоядерные гигантские клетки, содержащие темно-коричневые частицы, которые, по мнению авторов, могли быть фрагментами полиметилметакрилата.

В настоящее время синтетические заместители костной ткани относятся к одному из трех классов веществ: полимеры (полиметилметакрилат, полимолочная кислота), металлы (сплавы титана, тантала) и керамики (кальцийфосфатная, алюмооксидная, циркониевая керамика, различные виды биостекло и стеклокерамики и т. д.). Последний класс заместителей наиболее перспективен благодаря их превосходной биосовместимости: некоторые из них инертны в физиологической среде (алюмооксидная, циркониевая керамика), а другие имеют контролируемые взаимодействия с тканями организма [14].

Тело позвонка, в которое введены пластические гранулы, представляет собой композиционный материал, состоящий из компонентов, отличающихся по химическому составу, физико-механическим свойствам и разделенных четко выраженной границей [23, 25]. Получение необходимых свойств композиционного материала может быть обеспечено как за счет

применения различных компонентов, так и за счет изменения их объемных соотношений. Если при этом компоненты будут иметь различную прочность на сжатие, прочность композиционного материала будет соответствовать промежуточному значению, расположенному между прочностными характеристиками компонентов. При неизменном содержании упрочняющего наполнителя интегральные характеристики прочности и жесткости композиционных материалов увеличиваются с ростом прочности армирующего компонента [28]. Таким образом, прочность тела позвонка после введения в него гранул Al_2O_3 или ДПКТ (высокопрочных армирующих компонентов) увеличивается. Гранулы Al_2O_3 имеют более высокие прочностные характеристики, чем ДПКТ, соответственно увеличивают прочность на сжатие тела позвонка в большей степени.

Компактные керамические материалы на основе оксида алюминия, благодаря их высокой прочности, износостойкости и инертности, получили практическое применение в современной травматологии и ортопедии преимущественно в виде составных элементов эндопротезов, замещающих суставы [15, 26, 40, 50], также они распространены в стоматологии [20, 49]. В литературе имеются публикации о применении материалов из алюмооксидной биокерамики в качестве опорных имплантатов при вентральном спондилодезе [2].

По нашим сведениям, транспедикулярная пластика тела пористыми алюмооксидными биокерамическими гранулами в современной литературе еще не описана. Предложенный материал для пластики тела позвонка является инертным и биосовместимым материалом, способным к остеоинтеграции [4], отличается от своих аналогов высокой прочностью, что, как показывает проведенный эксперимент, позволяет восстановить не только форму позвонка, но и его прочность на сжатие и способность выдерживать высокие аксиальные нагрузки.

Заключение

Реконструкция тел компрессированных позвонков гранулами Al_2O_3 с превосходящей прочностью на сжатие, по сравнению с аналогами из ДПКТ, в эксперименте позволяет восстановить как форму тела позвонка, так и его прочность на сжатие.

В современной хирургии позвоночника короткоосементарная транспедикулярная фиксация с пластикой тела позвонка через корни его дуги гранулированными имплантатами востребована как наименее травматичный метод восстановления трех опорных колонн позвоночника при нестабильных переломах тел грудно-поясничных позвонков.

Реконструкция тел компрессированных позвонков высокопрочными алюмооксидными биокерамическими гранулами в эксперименте позволяет восстановить как форму позвонка, так и его прочность.

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации в рамках реализации комплексного проекта по созданию высокотехнологического производства керамики медицинского назначения (договор № 02.G25.31.0060 от 12.02.2013 г.).

Литература

1. **Деев Р.В., Исаев А.А., Кочиш А.Ю. и др.** Пути развития клеточных технологий в костной хирургии // *Травматология и ортопедия России*. 2008. № 1. С. 65–74. [Deev RV, Isaev AA, Kochish AYU, et al. [The ways of the development of cellular technologies in bone surgery]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii*. 2008;1(47):65–74. In Russian].
2. **Корж А.А., Грунтовский Г.Х., Корж Н.А. и др.** Керамопластика в ортопедии и травматологии. Львов, 1992. [Korzha AA, Gruntovskiy GH, Korzh NA, et al. [Ceramo-plasty in Orthopaedics and Traumatology]. Lvov, 1992. In Ukrainian].
3. **Кудяшев А.Л., Губочкин Н.Г.** Оценка кровоснабжения несвободного костного аутотрансплантата при лечении больного с ложным суставом ладьевидной кости запястья (клиническое наблюдение) // *Травматология и ортопедия России*. 2008. № 1. С. 59–61. [Kudyashev AL, Gubochkin NG. [The assessment of the blood supply of non-free autologous bone graft at the treatment of the patient with the false joint of navicular carpal bone (clinical observation)]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii*. 2008;1(47):59–61. In Russian].
4. **Рерих В.В., Аветисян А.Р., Зайдман А.М. и др.** Сравнительный анализ остеоинтеграции алюмооксидных биокерамических гранул в эксперименте // *Хирургия позвоночника*. 2014. № 2. С. 87–101. [Rerikh VV, Avetisyan AR, Zaydman AM, et al. [Osseointegration of alumina bioceramic granules: comparative experimental study]. *Hir Pozvonoc*. 2014;(2):87–101. In Russian].
5. **Рерих В.В., Борzych К.О., Лукьянов Д.С. и др.** Торакоскопический вентральный спондилодез в системе хирургического лечения нестабильных поврежденных грудного отдела // *Хирургия позвоночника*. 2009. № 2. С. 25–34. [Rerikh VV, Borzych KO, Lukyanov DS, et al. [Thoracoscopically assisted anterior fusion for unstable thoracolumbar spine fractures]. *Hir Pozvonoc*. 2009;(2):25–34. In Russian].
6. **Рерих В.В., Садовой М.А., Рахматиллаев Ш.Н.** Остеопластика в системе лечения переломов тел грудных и поясничных позвонков // *Хирургия позвоночника*. 2009. № 2. С. 25–34. [Rerikh VV, Sadovoy MA, Rahmatillaev ShN. [Application of osteoplasty for complex treatment of the thoracic and lumbar vertebrae fractures]. *Hir Pozvonoc*. 2009;(2):25–34. In Russian].
7. **Afzal S, Akbar S, Dhar SA.** Short segment pedicle screw instrumentation and augmentation vertebroplasty in lumbar burst fractures: an experience. *Eur Spine J*. 2008;17:336–341. doi: 10.1007/s00586-008-0587-z.
8. **Alanay A, Acaroglu E, Yazici M, et al.** Short-segment pedicle instrumentation of thoracolumbar burst fractures: does transpedicular intracorporeal grafting prevent early failure? *Spine*. 2001;26:213–217.
9. **Alvine GF, Swain JM, Asher MA, et al.** Treatment of thoracolumbar burst fractures with variable screw placement or Isola instrumentation and arthrodesis: case series and literature review. *J Spinal Disord Tech*. 2004;17:251–264.
10. **Banwart JC, Asher MA, Hassanein RS.** Iliac crest bone graft harvest donor site morbidity. *Spine*. 1995;20:1055–1060.
11. **Benson DR, Burkus JK, Montesano PX, et al.** Unstable thoracolumbar and lumbar burst fractures treated with the AO fixateur interne. *J Spinal Disord*. 1992;5:335–343.
12. **Boger A, Heini P, Windolf M, et al.** Adjacent vertebral failure after vertebroplasty: a biomechanical study of low-modulus PMMA cement. *Eur Spine J*. 2007;16:2118–2125.
13. **Bridwell KH, Lenke LG, McEneaney KW, et al.** Anterior fresh frozen structural allografts in the thoracic and lumbar spine. Do they work if combined with posterior fusion and instrumentation in adult patients with kyphosis or anterior column defects? *Spine*. 1995;20:1410–1418.
14. **Carter CB.** *Ceramics in Biology and Medicine*. In: C.B. Carter, M.G. Norton. *Ceramic Materials: Science and Engineering*. Springer New York, 2007:635–651. doi: 10.1007/978-0-387-46271-4.
15. **Chana R, Facek M, Tilley S, et al.** Ceramic-on-ceramic bearings in young patients: outcomes and activity levels at minimum ten-year follow-up. *Bone Joint J*. 2013;95-B:1603–1609. doi: 10.1302/0301-620X.95B12.30917.
16. **Cheng LM, Wang JJ, Zeng ZL, et al.** Pedicle screw fixation for traumatic fractures of the thoracic and lumbar spine. *Cochrane Database Syst Rev*. 2013;5:CD009073. doi: 10.1002/14651858.CD009073.pub2.
17. **Cho DY, Lee WY, Sheu PC.** Treatment of thoracolumbar burst fractures with polymethyl methacrylate vertebroplasty and short-segment pedicle screw fixation. *Neurosurgery*. 2003;53:1354–1360.
18. **Ebelke DK, Asher MA, Neff JR, et al.** Survivorship analysis of VSP spine instrumentation in the treatment of thoracolumbar and lumbar burst fractures. *Spine*. 1991;16:S428–S432.
19. **Fields AJ, Lee GL, Keaveny TM.** Mechanisms of initial endplate failure in the human vertebral body. *J Biomech*. 2010;43:3126–3131. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.08.002.
20. **Galiatsatos AA, Bergou D.** Clinical evaluation of anterior all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses. *Quintessence Int*. 2014;45:9–14. doi: 10.3290/j.qi.a30766.
21. **Georgy BA.** Feasibility, safety and cement leakage in vertebroplasty of osteoporotic and malignant compression fractures using ultra-viscous cement and hydraulic delivery system. *Pain Physician*. 2012;15:223–228.
22. **Huang KY, Yan JJ, Lin RM.** Histopathologic findings of retrieved specimens of vertebroplasty with polymethylmethacrylate cement: case control study. *Spine*. 2005;30:E585–E588.
23. **Hull D, Clyne TW.** *An Introduction to Composite Materials*. Cambridge University Press, 1996.
24. **Hussein AL, Morgan EF.** The effect of intravertebral heterogeneity in microstructure on vertebral strength and failure patterns. *Osteoporos Int*. 2013;24:979–989. doi: 10.1007/s00198-012-2039-1.
25. **Kaw AK.** *Mechanics of Composite Materials*, 2nd ed. Mechanical and Aerospace Engineering Series, CRC Press, 2005.
26. **Kazi HA, Perera JR, Gillott E, et al.** A prospective study of a ceramic-on-metal bearing in total hip arthroplasty. Clinical results, metal ion levels and chromosome analysis at two years. *Bone Joint J*. 2013;95B:1040–1044. doi: 10.1302/0301-620X.95B8.31574.
27. **Knop C, Fabian HF, Bastian L, et al.** Late results of thoracolumbar fractures after posterior instrumentation and transpedicular bone grafting. *Spine*. 2001;26:88–99.
28. **Knop C, Lange U, Bastian L, et al.** Biomechanical compression tests with a new implant for thoracolumbar vertebral body replacement. *Eur Spine J*. 2001;10:30–37. doi: 10.1007/s005860000211.
29. **Li D, Huang Y, Yang H, et al.** Short-segment pedicle instrumentation with transpedicular bone grafting for nonunion of osteoporotic vertebral fractures involving the posterior edge. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2013;23:21–26. doi: 10.1007/s00590-011-0928-1.
30. **Li KC, Hsieh CH, Lee CY, et al.** Transpedicle body augmentor: a further step in treating burst fractures. *Clin Orthop Relat Res*. 2005;(436):119–125.
31. **Li KC, Li AF, Hsieh CH, et al.** Another option to treat Kümmell's disease with cord compression. *Eur Spine J*. 2007;16:1479–1487.
32. **Li K-C, Li AF, Hsieh CH, et al.** Transpedicle body augmentor in painful osteoporotic compression fractures. *Eur Spine J*. 2007;16:589–598. doi: 10.1007/s00586-006-0197-6.
33. **Liao JC, Fan KF, Chen WJ, et al.** Transpedicular bone grafting following short-segment posterior instrumentation for acute thoracolumbar

- burst fracture. *Orthopedics*. 2009; 32:493. doi: 10.3928/01477447-20090527-11.
34. **Lin EP, Ekholm S, Hiwatahi A, et al.** Vertebroplasty: cement leakage into the disc increases the risk of new fracture of adjacent vertebral body. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2004;25:175–180.
 35. **Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, et al.** A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J*. 1994;3:184–201.
 36. **McCormack T, Karaiakovic E, Gaines RW.** The load sharing classification of spine fractures. *Spine*. 1994;19:1741–1744.
 37. **McLain RF, Sparling E, Benson DR.** Early failure of short-segment pedicle instrumentation for thoracolumbar fractures. A preliminary report. *J Bone Joint Surg Am*. 1993;75:162–167.
 38. **Minamide A, Yoshida M, Kawakami M, et al.** The use of cultured bone marrow cells in type I collagen gel and porous hydroxyapatite for posterolateral lumbar spine fusion. *Spine*. 2005;30:1134–1138.
 39. **Muller U, Berlemann U, Sledge J, et al.** Treatment of thoracolumbar burst fractures without neurologic deficit by indirect reduction and posterior instrumentation: bisegmental stabilization with monosegmental fusion. *Eur Spine J*. 1999;8:284–289.
 40. **Nishida K, Hashizume K, Nasu Y, et al.** A 5-22-year follow-up study of stemmed alumina ceramic total elbow arthroplasties with cement fixation for patients with rheumatoid arthritis. *J Orthop Sci*. 2014;19:55–63. doi: 10.1007/s00776-013-0492-0.
 41. **Olerud S, Karlström G, Sjöström L.** Transpedicular fixation of thoracolumbar vertebral fractures. *Clin Orthop Relat Res*. 1988;227:44–51.
 42. **Rapan S, Jovanovic S, Gulan G, et al.** Vertebroplasty – high viscosity cement versus low viscosity cement. *Coll Antropol*. 2010;34:1063–1067.
 43. **Ruger M, Schmoelz W.** Vertebroplasty with high-viscosity polymethylmethacrylate cement facilitates vertebral body restoration *in vitro*. *Spine*. 2009;34:2619–2625. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181b61d10.
 44. **Schmidt R, Cakir B, Mattes T, et al.** Cement leakage during vertebroplasty: an underestimated problem? *Eur Spine J*. 2005;14:466–473. doi: 10.1007/s00586-004-0839-5.
 45. **Smucker JD, Bobst JA, Petersen EB, et al.** B2A peptide on ceramic granules enhance posterolateral spinal fusion in rabbits compared with autograft. *Spine*. 2008; 33:1324–1329. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181732a74.
 46. **Thalgott JS, Chin AK, Ameriks JA, et al.** Minimally invasive 360 degrees instrumented lumbar fusion. *Eur Spine J*. 2000;9 Suppl 1:S51–S56.
 47. **Tian NF, Wu YS, Zhang XL, et al.** Fusion versus nonfusion for surgically treated thoracolumbar burst fractures: a meta-analysis. *PLoS One*. 2013;8:e63995. doi: 10.1371/journal.pone.0063995. Print 2013.
 48. **Van Herck B, Leirs G, Van Loon J.** Transpedicular bone grafting as a supplement to posterior pedicle screw instrumentation in thoracolumbar burst fractures. *Acta Orthop Belg*. 2009;75:815–821.
 49. **Vandeweghe S, Nicolopoulos C, Thevissen E, et al.** Immediate loading of screw-retained all-ceramic crowns in immediate versus delayed single implant placement. *Int J Prosthodont*. 2013;26:458–464. doi: 10.11607/ijp.3075.
 50. **Wang S, Zhang S, Zhao Y.** A comparison of polyethylene wear between cobalt-chrome ball heads and alumina ball heads after total hip arthroplasty: a 10-year follow-up. *J Orthop Surg Res*. 2013;8:20. doi: 10.1186/1749-799X-8-20.
 51. **Wigfield CC, Nelson RJ.** Nonautologous interbody fusion materials in cervical spine surgery. *Spine*. 2001; 26:687–694.
 52. **Yang H, Nawathe S, Fields AJ, et al.** Micromechanics of the human vertebral body for forward flexion. *J Biomech*. 2012;45:2142–2148. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.05.044.
 53. **Yeom JS, Kim WJ, Choy WS, et al.** Leakage of cement in percutaneous transpedicular vertebroplasty for painful osteoporotic compression fractures. *J Bone Joint Surg Br*. 2003;85:83–89.
 54. **Younger EM, Chapman MW.** Morbidity at bone graft donor sites. *J Orthop Trauma*. 1989;3:192–195.

Адрес для переписки:

Аветисян Арташес Робертович
630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17,
НИИТО,
avetis.med@gmail.com

Статья поступила в редакцию 30.04.2014

Виктор Викторович Рерих, д-р мед. наук, Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Новосибирский государственный медицинский университет; Арташес Робертович Аветисян, аспирант, Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна; Сергей Владимирович Савченко, д-р мед. наук, проф., Новосибирский государственный медицинский университет; Альберт Игоревич Попелюх, канд. техн. наук, Новосибирский государственный технический университет; Анатолий Маркович Аронов, д-р экон. наук, ЗАО «НЭВЗ-Керамикс», Новосибирск; Екатерина Станиславовна Семанцова, вед. науч. сотрудник, ООО «НЭВЗ-Н», Новосибирск.

Viktor Viktorovich Rerikh, MD, DMSc, Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsviyana, Novosibirsk State Medical University; Artashes Robertovich Avetisyan, fellow, Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsviyana; Sergey Vladimirovich Savchenko, MD, DMSc, Prof., Novosibirsk State Medical University; Albert Igorevich Popelyukh, PhD in Technics, Novosibirsk State Technical University; Anatoly Markovich Aronov, DSc in Economics; NEVZ-CERAMIOCS CJSC, Novosibirsk; Ekaterina Stanislavovna Semantsova, leading researcher, NEVZ-N LLC, Novosibirsk.