



СТЕНТОПЛАСТИКА В КОМБИНАЦИИ С БИОРЕЗОРБИРУЕМЫМ ЦЕМЕНТОМ ПРИ ПЕРЕЛОМАХ ТЕЛ ПОЗВОНКОВ

С.К. Макиров^{1, 2}, Н.Г. Гончаров¹, В.Г. Голубев^{1, 2}, В.В. Васильев², Ф.И. Амин¹,
О.А. Зураев¹, Р.М. Нурмухаметов¹, А.П. Тарасов¹, Б.А. Сычеников¹

¹Центральная клиническая больница Российской академии наук

²Российская медицинская академия последипломного образования, Москва

Цель исследования. Оценка механических свойств тел позвонков после проведения стентопластики с биорезорбируемым костным цементом в сравнении с изолированным использованием полиметилметакрилатного и биорезорбируемого цемента в эксперименте на кадаверных моделях позвонков человека.

Материал и методы. Протестировано 12 интактных остеопоротических позвонков из груднопоясничного отдела позвоночника (Th₁₂, L₁) человека. Выполнены рентгенограммы для исключения повреждений позвонков. По результатам денситометрии подтверждено снижение минеральной плотности отобранных позвонков. Проведено механическое сдавление образцов для имитации компрессионного клиновидного перелома тела позвонка.

Результаты. Средний предел прочности интактных позвонков составил 3,2 МПа, позвонков после проведения вертебропластики цементом из полиметилметакрилата — 8,8 МПа, позвонков после проведения вертебропластики остеокондуктивным цементом — 3,0 МПа, после проведения стентопластики с введением остеокондуктивного цемента — 3,6 МПа.

Заключение. Благодаря использованию стента с биорезорбируемым цементом улучшены механические свойства сломанных тел позвонков в сравнении с интактными позвонками и позвонками с изолированным применением биорезорбируемого цемента. Полученные данные не противоречат возможности клинического применения стентопластики в комбинации с биорезорбируемым цементом при переломах тел позвонков.

Ключевые слова: вертебропластика, стентопластика, полиметилметакрилат, биорезорбируемый костный цемент.

STENTOPLASTY WITH BIORESORBABLE BONE CEMENT FOR VERTEBRAL BODY FRACTURE

S.K. Makirov, N.G. Goncharov, V.G. Golubev,
V.V. Vasilyev, F.I. Amin, O.A. Zuraev,
R.M. Nurmukhametov, A.P. Tarasov, B.A. Sychenikov

Objectives. To perform assessment of vertebral body mechanical properties after stentoplasty with bioresorbable bone cement in comparison with isolated use of polymethylmethacrylate (PMMA) and bioresorbable cement for vertebroplasty in experimental human cadaveric vertebral body.

Material and Methods. Twelve intact osteoporotic vertebrae from the cadaveric thoracolumbar spine (Th12, L1) were tested. They were subjected to X-ray investigation to exclude injury. Densitometry results confirmed the decreased mineral density of selected vertebrae. The mechanical compression of specimens was performed to simulate a wedge compression fracture of vertebral body.

Results. The mean compression strength of intact vertebrae was 3.2 MPa, that of vertebrae after vertebroplasty with PMMA — 8.8 MPa, after vertebroplasty with osteoconductive cement — 3.0 MPa, and after stentoplasty with osteoconductive cement — 3.6 MPa.

Conclusion. Vertebral body stenting with bioresorbable osteoconductive cement improved mechanical properties of fractured vertebrae as compared with intact vertebrae and those augmented only with bioresorbable cement. The obtained data on mechanical properties of vertebral specimens do not preclude a possible clinical application of stentoplasty with bioresorbable cement for vertebral body fractures.

Key Words: vertebroplasty, stentoplasty, PMMA, bioresorbable bone cement.

Hir. Pozvonoc. 2013;(1):15–20.

С улучшением качества жизни, долголетием населения возрастает риск развития остеопоротических переломов тел позвонков. Когда пожилые люди предъявляют жалобы на нетрав-

матическую, внезапно возникшую боль в позвоночнике, чаще всего возможен компрессионный перелом тела позвонка на фоне остеопороза [18, 23].

Первоначально методом лечения остеопоротических компрессионных переломов была вертебропластика с введением полиметилметакрилатного костного цемента в сломанное

тело позвонка. Таким образом облегчалась боль, но не восстанавливалась высота сломанного тела позвонка [17]. Следующим шагом в лечении остеопоротических компрессионных переломов тел позвонков стала баллонная кифопластика [20, 27]. Однако при ее использовании не получалось восстановить анатомические взаимоотношения, так как достигнутая первоначальная редукция с помощью баллона существенно теряется после его удаления перед введением костного цемента [15, 33]. С целью предотвращения потери восстановленной высоты внедрена новая методика, основанная на принципах баллонной кифопластики и сосудистого стента. Расправленный стент после расширения баллона остается в теле сломанного позвонка, предотвращая потерю восстановленной высоты. Полость стента затем заполняется полиметилметакрилатом [19]. Первичным благоприятным эффектом укрепления остеопоротических переломов тел позвонков костным цементом является практически немедленное облегчение боли в 80 % случаев [3, 27]. По биомеханическим и клиническим данным, гиперкифоз на одном уровне ведет к увеличению риска возникновения перелома на смежных уровнях [21, 26]. Это особенно актуально для пожилых пациентов, у которых компрессионные переломы на нескольких уровнях наблюдаются часто, что приводит к быстрому прогрессированию кифотической деформации [14]. Это нарушение осанки может быть остановлено восстановлением высоты сломанных позвонков и цементированием нескольких смежных уровней [19].

Пункционные методики с введением полиметилметакрилата обеспечивают практически немедленное облегчение боли за счет устранения микроподвижности между отломками и влияния высокой температуры на нервные окончания (денервация). Наряду с положительными, цемент из полиметилметакрилата имеет и отрицательные свойства. Так, с использованием полиметилметакрилата связаны некоторые интра-

операционные и послеоперационные осложнения в отдаленном периоде: истечение цемента, тромбоэмболия ветвей легочной артерии костным цементом, отрицательное воздействие на ремоделирование кости и переломы смежных тел из-за высокой плотности цемента [5, 9, 13, 16, 28].

Решить эти проблемы можно с помощью биорезорбируемых osteo-кондуктивных цементов [4], которые в идеальном случае должны увеличивать прочность тел позвонков. Кальцийфосфатный цемент является разновидностью биорезорбируемого заменителя кости, первоначально был внедрен Brown (Цит. по: Chow, 1991). В последующем кальцийфосфатный цемент подвергся многократной модификации с целью увеличения прочности, остеоиндуктивности, биodeградируемости и облегчения введения [6, 7, 22, 31, 32].

Процесс застывания полиметилметакрилата химически отличается от застывания кальцийфосфатного цемента. Застывание полиметилметакрилата – результат экзотермической полимеризационной реакции, цементы на основе кальцийфосфата кристаллизуются, что больше относится к изотермической реакции. Это значит, что температура застывания полиметилметакрилатного цемента при застывании может превышать 60 °C [12], а кальцийфосфат застывает при более низких температурах. Выделяемая высокая температура полиметилметакрилатного цемента повышает риск термального повреждения прилежащих анатомических структур, что может привести к необратимым последствиям, особенно при вытекании цемента в эпидуральное пространство. Кальцийфосфатные цементы имеют более низкую массу. В сочетании с гидрофильными свойствами это означает меньшую способность противостояния вымыванию кровью.

Очевидно, что цементы, используемые при укреплении позвонков, подвергаются компрессионным аксиальным нагрузкам и должны проявлять определенный минимум прочности. Предполагается, что интракорпораль-

ный цементный материал может подвергаться повторным флексуральным, тяговым и касательным нагрузкам, если кортикальная основа тела сломана и эти нагрузки передаются по центру без определенного направления. Физиологическая прочность на компрессию человеческой губчатой кости находится в пределах 0,2–2,0 МПа [25, 29]. С учетом того что средняя прочность на компрессию полиметилметакрилатного цемента составляет 9,5 МПа, кальцийфосфатного – 5,5 МПа, то оба эти цемента полностью адекватны в случае противостояния физиологическим компрессионным нагрузкам в аксиальном направлении. Рекомендации по флексуральной и тяговой прочности составляют ≥ 3 МПа [8], им соответствует только полиметилметакрилат (3,4 МПа), но не кальцийфосфат (3,7 МПа). Кальцийфосфатные цементы теоретически могут нести опасность механической несостоятельности при флексуральных, тяговых и касательных нагрузках.

Благодаря своим osteo-кондуктивным свойствам, кальцийфосфатный цемент может постепенно биоинтегрироваться, с медленным замещением костью. Полиметилметакрилат не проявляет этих свойств. Другим его недостатком, относящимся к биологическим свойствам, является риск неполной полимеризации, при которой остаются излишки мономера, приводящие к неблагоприятным системным эффектам [2, 10, 30]. Кальцийфосфат является биосовместимым материалом, в том числе благодаря структурному сродству кости.

Цель исследования – оценка механических свойств тел позвонков после проведения стентопластики с биорезорбируемым костным цементом в сравнении с изолированным использованием полиметилметакрилатного и биорезорбируемого цементов в эксперименте на кадаверных моделях позвонков человека.

Материал и методы

Протестировано 12 интактных остеопоротических позвонков из грудно-

поясничного отдела позвоночника (Th₁₂, L₁) человека. Средний возраст доноров (4 мужчины, 8 женщин) – 64,2 года (51–75 лет). Образцы извлекали на 2-е–3-и сут после констатации смерти, с соблюдением существующих этических и правовых норм, регламентирующих подобные исследования [1]. Хранили образцы при температуре -18 °С. Перед выполнением исследования их упаковывали в двойные полиэтиленовые пакеты и погружали на 8 ч в воду с температурой +25 °С для оттаивания. Каждый образец обследовали с помощью рентгенографии для исключения патологий, которые могли повлиять на механические свойства (стандартная рентгенография – фокусное расстояние 80 см, 47 kV, 4mAs). Минеральную плотность кости определяли с помощью двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии. Остеопороз определяли по критериям ВОЗ [24]. Определяли размеры тел позвонков (высота по передней трети справа и слева, в центре и в задней трети справа и слева) и площадь поверхности для введения значений в программу тестирующей машины. Значения усредняли для каждой позиции. Компрессионные переломы тел позвонков выполняли на установке «w+b walter+bai ag» (рис. 1). Фиксацию позвонка производили за нижнюю часть тела позвонка. Верхнюю давящую пластину тестирующей машины крепили под углом, не параллельным к верхней замыкательной пластине, для создания клиновидного перелома. Тело позвонка подвергали компрессии со скоростью 2 мм/мин, с записью получаемых нагрузок с частотой 5 Hz. Компрессию продолжали под визуальным контролем с использованием ручного штангенциркуля до тех пор, пока клиновидное снижение тела по передней поверхности достигло 40 %, что соответствует клиновидному компрессионному перелому III ст. (по Genant).

Выделили три группы: I – в 5 сломанных позвонков вводили полиметилметакрилатный цемент «Vertecem V+», II – в 5 сломанных позвонков вводили остеокондуктивный цемент «Pro-Dense», состоящий из кальцийфосфата (70 %) и из кальцийсульфата

(30 %), III – высоту 2 позвонков восстанавливали стентом «VBS» из многокомпонентного сплава (CoCrWNi), с последующим введением в образованную полость цемента «Pro-Dense». Образцы каждой группы повторно подвергали статической аксиальной нагрузке и определяли предел прочности на установке, препятствующей смещению, с частотой 2 мм/мин, до возникновения макроскопического повреждения. На каждом этапе выполняли рентгенограммы образцов.

Система для стентопластики состоит из раскрывающегося баллоном металлического стента, установленного на баллоне-катетере (рис. 2). Стент представляет собой прочный и пластичный кобальтхромовый

сплав, который широко используется при коронарном и периферическом стентировании. Нераскрытый стент диаметром 4,2 мм располагается вдоль баллона в сжатом состоянии и постепенно расширяется до 17 мм благодаря сетчатой структуре, обработанной лазером. Два баллона со стентом устанавливали бипедикулярно в тело позвонка и одновременно расширяли нагнетанием контрастного раствора под давлением до 30 атмосфер для симметричного расширения обоих баллонов. После достижения достаточного расправления баллоном стента баллоны удаляли, оставляя раскрытые стенты, сохраняющие восстановленную высоту. В полость стента вводили цемент с образовани-



Рис. 1

Установка для имитации компрессионного перелома тела позвонка



Рис. 2

Собранная система для стентопластики: а – баллон со стентом через катетер соединены с устройством для нагнетания давления; б – стент через рабочую канюлю установлен в тело позвонка

ем внутри тела прочной армированной структуры.

Затем через рабочие канюли в тело сломанного позвонка вводили баллон со стентом и одновременно с двух сторон производили его расширение с помощью нагнетания контрастного раствора. Расширение баллонов производили до момента восстановления первоначальной высоты тела. Определяли вертикальное смещение верхней замыкательной пластины, максимальное давление и объем контраста. После восстановления высоты тела баллоны осторожно удаляли. В полость, образованную стентом, через канюли вводили биорезорбируемый цемент.

Объем цемента соответствовал объему жидкости в баллонах. Каждый этап выполняли под рентгеновским контролем (рис. 3). Выполнение боковых снимков производили на каждом этапе: после выполнения перелома тела и до редукции, после максимального заполнения баллона, после раздувания баллона и его удаления, после введения и затвердевания цемента. В течение всей процедуры сохраняли фокусное расстояние.

Результаты и их обсуждение

Средний предел прочности intactных позвонков составил 3,2 МПа (от 2,6 до 3,8 МПа), позвонков после проведения вертебропластики цементом из полиметилметакрилата – 8,8 МПа (от 8,7 до 9,0 МПа), позвонков после проведения вертебропластики остео-

кондуктивным цементом – 3,0 МПа (от 2,9 до 3,2 МПа), после проведения стентопластики с введением остеокондуктивного цемента – 3,6 МПа (от 3,3 до 3,8 МПа).

Механические свойства позвонков в группе вертебропластики с введением остеокондуктивного цемента были немного ниже, чем в intactной группе, а механические свойства в группе вертебропластики с введением полиметилметакрилатного цемента существенно превышали intactную группу. Предел прочности в группе позвонков после проведения стентопластики с последующим введением остеокондуктивного цемента был немного выше intactной группы, но также существенно ниже, чем в группе с полиметилметакрилатным цементом.

Использовавшийся биорезорбируемый костный цемент, как и другие аналоги, состоит из высокопористого матрикса, произведенного из чистого трикальцийфосфата и кальцийсульфата. Из-за сообщающихся пор биокomпозитные материалы служат идеальным остеокондуктивным матриксом для формирования новой кости. Они ремоделируются в новую кость в течение 6–18 мес., в зависимости от состояния пациента. Так как кальцийфосфат является хрупким материалом, то с течением времени под воздействием циклических нагрузок он может подвергаться процессу разрушения. Из-за высокой вязкости кальцийфосфатного цемента его применение при вертебропластике ограни-

чено. При кифопластике с помощью баллона образуется полость, в которую вводится биodeградируемый цемент. Из-за хрупкости кальцийфосфатного цемента при кифопластике под действием циклических нагрузок возможно разрушение цемента. Предварительное восстановление высоты тела сломанного позвонка стентом образует жесткий каркас и снижает нагрузки на биорезорбируемый цемент, образуя прочную армированную структуру. Таким образом, стент обеспечивает условия для заращения перелома и замещения биорезорбируемого цемента собственной костью, что невозможно достичь при использовании полиметилметакрилатного цемента из-за его чужеродности. Вследствие меньшего значения предела прочности, в сравнении с полиметилметакрилатным цементом, можно предположить снижение риска развития переломов смежных тел позвонков. Остеокондуктивность биорезорбируемых костных цементов и усиление механических свойств стентом делают возможным их применение у лиц молодого возраста при переломах типа A1.1, A1.2 (по Magerl), когда предполагается развитие быстрого и прочного спондилодеза вследствие высоких регенерационных свойств кости молодого организма и их хорошего кровоснабжения.

Заключение

Использование стента с биорезорбируемым цементом позволило улучшить механические свойства сломанных тел позвонков в сравнении с intactными позвонками и позвонками с изолированным применением биорезорбируемого цемента. Полученные в исследуемых группах данные по механическим свойствам не противоречат возможности клинического применения стентопластики в комбинации с биорезорбируемым цементом при остеопоротических переломах типа 2 (по Genant) и у лиц молодого возраста при переломах типа A1.1, A1.2 (по Magerl).

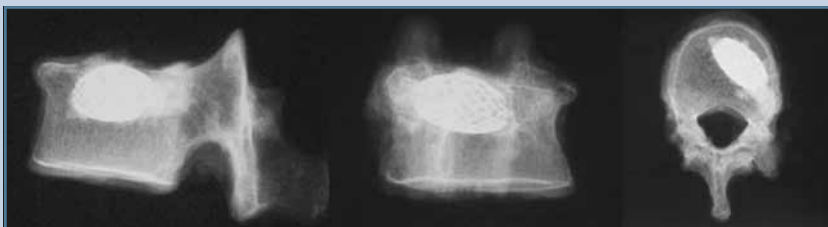


Рис. 3

Образец позвонка после проведения стентопластики и введения биокomпозитного цемента

Литература

1. Сикилинда В.Д., Акопов В.И., Хлопонин П.А. и др. Подготовка тканей экспериментальных животных и человека для биомеханических и морфологических исследований. Ростов н/Д, СПб., 2002.
2. Aebli N, Krebs J, Davis G, et al. Fat embolism and acute hypotension during vertebroplasty: an experimental study in sheep. *Spine*. 2002;27:460–466.
3. Alvarez L, Alcaraz M, Perez-Higueras A, et al. Percutaneous vertebroplasty: functional improvement in patients with osteoporotic compression fractures. *Spine*. 2006;31:1113–1118.
4. Bai B, Jazrawi LM, Kummer FJ, et al. The use of an injectable, biodegradable calcium phosphate bone substitute for the prophylactic augmentation of osteoporotic vertebrae and the management of vertebral compression fractures. *Spine*. 1999;24:1521–1526.
5. Bai B, Yin Z, Xu Q, et al. Histological changes of an injectable rhBMP-2/calcium phosphate cement in vertebroplasty of rhesus monkey. *Spine*. 2009;34:1887–1892.
6. Barnes B, Boden SD, Louis-Ugbo J, et al. Lower dose of rhBMP-2 achieves spine fusion when combined with an osteoconductive bulking agent in non-human primates. *Spine*. 2005;30:1127–1133.
7. Barralet JE, Grover LM, Gbureck U. Ionic modification of calcium phosphate cement viscosity. Part II: hypodermic injection and strength improvement of brushite cement. *Biomaterials*. 2004;25:2197–2203.
8. Beruto DT, Mezzasalma SA, Capurro M, et al. Use of alpha-tricalcium phosphate (TCP) as powders and as an aqueous dispersion to modify processing, microstructure, and mechanical properties of polymethylmethacrylate (PMMA) bone cements and to produce bone-substitute compounds. *J Biomed Mater Res*. 2000;49:498–505.
9. 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.
10. Breed AL. Experimental production of vascular hypotension, and bone marrow and fat embolism with methylmethacrylate cement. *Traumatic hypertension of bone. Clin Orthop Relat Res*. 1974;(102):227–244.
11. Chow LC. Development of self-setting calcium phosphate cements: biomaterials. *J Ceram Soc Japan*. 1991;99:954–964.
12. Deramond H, Wright NT, Belkoff SM. Temperature elevation caused by bone cement polymerization during vertebroplasty. *Bone*. 1999;25:175–215.
13. Duran C, Sirvanci M, Aydogan M, et al. Pulmonary cement embolism: a complication of percutaneous vertebroplasty. *Acta Radiol*. 2007;48:854–859.
14. Felsenberg D, Silman AJ, Lunt M, et al. Incidence of vertebral fracture in Europe: results from the European Prospective Osteoporosis Study (EPOS). *J Bone Miner Res*. 2002;17:716–724.
15. Feltes C, Fountas KN, Machinis T, et al. Immediate and early postoperative pain relief after kyphoplasty without significant restoration of vertebral body height in acute osteoporotic vertebral fractures. *Neurosurg Focus*. 2005;18:e5.
16. Frankel BM, Monroe T, Wang C. Percutaneous vertebral augmentation: an elevation in adjacent-level fracture risk in kyphoplasty as compared with vertebroplasty. *Spine J*. 2007;7:575–582.
17. Galibert P, Deramond H, Rosat P, et al. [Preliminary note on the treatment of vertebral angioma by percutaneous acrylic vertebroplasty]. *Neurochirurgie*. 1987;33:166–168. In French.
18. Gold DT. The clinical impact of vertebral fractures: quality of life in women with osteoporosis. *Bone*. 1996;18:185S–189S.
19. Heini PF, Orlor R. [Vertebroplasty in severe osteoporosis. Technique and experience with multi-segment injection]. *Orthopade*. 2004;33:22–30. In German.
20. Hillmeier J, Grafe I, Da Fonseca K, et al. The evaluation of balloon kyphoplasty for osteoporotic vertebral fractures. An interdisciplinary concept. *Orthopade*. 2004;33:893–904.
21. Huang MH, Barrett-Connor E, Greendale GA, et al. Hyperkyphotic posture and risk of future osteoporotic fractures: the Rancho Bernardo study. *J Bone Miner Res*. 2006;21:419–423.
22. Iooss P, Le Ray AM, Grimandi G, et al. A new injectable bone substitute combining poly (epsilon-caprolactone) microparticles with biphasic calcium phosphate granules. *Biomaterials*. 2001;22:2785–2794.
23. Kado DM, Browner WS, Palermo L, et al. Vertebral fractures and mortality in older women: a prospective study. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *Arch Intern Med*. 1999;159:1215–1220.
24. Kanis JA, Melton LJ 3rd, Christiansen C, et al. The diagnosis of osteoporosis. *J Bone Miner Res*. 1994;9:1137–1141.
25. Keaveny TM, Hayes WC. A 20-year perspective on the mechanical properties of trabecular bone. *J Biomech Eng*. 1993;115:534–542.
26. Keller T, Kosmopoulos V, Liebschner M. Modeling of bone damage and fracture in osteoporosis. In: Spalzi M, Gunzburg R, eds. *Vertebral Osteoporotic Compression Fractures*. Philadelphia; L., 2003:35–50.
27. Ledlie JT, Renfro MB. Kyphoplasty treatment of vertebral fractures: 2-year outcomes show sustained benefits. *Spine*. 2006;31:57–64.
28. Liliang PC, Lu K, Liang CL, et al. Dyspnoea and chest pain associated with pulmonary polymethylmethacrylate embolism after percutaneous vertebroplasty. *Injury*. 2007;38:245–248.
29. McCalden RW, McGeough JA, Court-Brown CM. Age-related changes in the compressive strength of cancellous bone. The relative importance of changes in density and trabecular architecture. *J Bone Joint Surg Am*. 1997;79:421–427.
30. Peebles DJ, Ellis RH, Stride SD, et al. Cardiovascular effects of methylmethacrylate cement. *Br Med J*. 1972;1:349–351.
31. Secherman H, Li R, Boussein M, et al. rhBMP-2/calcium phosphate matrix accelerates osteotomy-site healing in a nonhuman primate model at multiple treatment times and concentrations. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88:144–160.
32. Secherman HJ, Azari K, Bidic S, et al. rhBMP-2 delivered in a calcium phosphate cement accelerates bridging of critical-sized defects in rabbit radii. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88:1553–1565.
33. Voggenreiter G. Balloon kyphoplasty is effective in deformity correction of osteoporotic vertebral compression fractures. *Spine*. 2005;30:2806–2812.

References

1. Sikilinda VD, Akopov VI, Hloponin PA, et al. [Preparing experimental animal and human tissues for biomechanical and morphological investigations]. *Rostov-on-Don, St. Petersburg*. 2002. In Russian.
2. Aebli N, Krebs J, Davis G, et al. Fat embolism and acute hypotension during vertebroplasty: an experimental study in sheep. *Spine*. 2002;27:460–466.
3. Alvarez L, Alcaraz M, Perez-Higueras A, et al. Percutaneous vertebroplasty: functional improvement in patients with osteoporotic compression fractures. *Spine*. 2006;31:1113–1118.
4. Bai B, Jazrawi LM, Kummer FJ, et al. The use of an injectable, biodegradable calcium phosphate bone substitute for the prophylactic augmentation of osteoporotic vertebrae and the management of vertebral compression fractures. *Spine*. 1999;24:1521–1526.
5. Bai B, Yin Z, Xu Q, et al. Histological changes of an injectable rhBMP-2/calcium phosphate cement in vertebroplasty of rhesus monkey. *Spine*. 2009;34:1887–1892.
6. Barnes B, Boden SD, Louis-Ugbo J, et al. Lower dose of rhBMP-2 achieves spine fusion when combined

- with an osteoconductive bulking agent in nonhuman primates. *Spine*. 2005;30:1127–1133.
7. Barralet JE, Grover LM, Gbureck U. Ionic modification of calcium phosphate cement viscosity. Part II: hypodermic injection and strength improvement of brushite cement. *Biomaterials*. 2004;25:2197–2203.
8. Beruto DT, Mezzasalma SA, Capurro M, et al. Use of alpha-tricalcium phosphate (TCP) as powders and as an aqueous dispersion to modify processing, microstructure, and mechanical properties of polymethylmethacrylate (PMMA) bone cements and to produce bone-substitute compounds. *J Biomed Mater Res*. 2000;49:498–505.
9. 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.
10. Breed AL. Experimental production of vascular hypotension, and bone marrow and fat embolism with methylmethacrylate cement. *Traumatic hypertension of bone. Clin Orthop Relat Res*. 1974;(102):227–244.
11. Chow LC. Development of self-setting calcium phosphate cements: biomaterials. *J Ceram Soc Japan*. 1991;99:954–964.
12. Deramond H, Wright NT, Belkoff SM. Temperature elevation caused by bone cement polymerization during vertebroplasty. *Bone*. 1999;25:17S–21S.
13. Duran C, Sirvanci M, Aydogan M, et al. Pulmonary cement embolism: a complication of percutaneous vertebroplasty. *Acta Radiol*. 2007;48:854–859.
14. Felsenberg D, Silman AJ, Lunt M, et al. Incidence of vertebral fracture in Europe: results from the European Prospective Osteoporosis Study (EPOS). *J Bone Miner Res*. 2002;17:716–724.
15. Feltes C, Fountas KN, Machinis T, et al. Immediate and early postoperative pain relief after kyphoplasty without significant restoration of vertebral body height in acute osteoporotic vertebral fractures. *Neurosurg Focus*. 2005;18:e5.
16. Frankel BM, Monroe T, Wang C. Percutaneous vertebral augmentation: an elevation in adjacent-level fracture risk in kyphoplasty as compared with vertebroplasty. *Spine J*. 2007;7:575–582.
17. Galibert P, Deramond H, Rosat P, et al. [Preliminary note on the treatment of vertebral angioma by percutaneous acrylic vertebroplasty]. *Neurochirurgie*. 1987;33:166–168. In French.
18. Gold DT. The clinical impact of vertebral fractures: quality of life in women with osteoporosis. *Bone*. 1996;18:185S–189S.
19. Heini PF, Orlor R. [Vertebroplasty in severe osteoporosis. Technique and experience with multi-segment injection]. *Orthopade*. 2004;33:22–30. In German.
20. Hillmeier J, Grafe I, Da Fonseca K, et al. The evaluation of balloon kyphoplasty for osteoporotic vertebral fractures. An interdisciplinary concept. *Orthopade*. 2004;33:893–904.
21. Huang MH, Barrett-Connor E, Greendale GA, et al. Hyperkyphotic posture and risk of future osteoporotic fractures: the Rancho Bernardo study. *J Bone Miner Res*. 2006;21:419–423.
22. Iooss P, Le Ray AM, Grimandi G, et al. A new injectable bone substitute combining poly (epsilon-caprolactone) microparticles with biphasic calcium phosphate granules. *Biomaterials*. 2001;22:2785–2794.
23. Kado DM, Browner WS, Palermo L, et al. Vertebral fractures and mortality in older women: a prospective study. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *Arch Intern Med*. 1999;159:1215–1220.
24. Kanis JA, Melton LJ 3rd, Christiansen C, et al. The diagnosis of osteoporosis. *J Bone Miner Res*. 1994;9:1137–1141.
25. Keaveny TM, Hayes WC. A 20-year perspective on the mechanical properties of trabecular bone. *J Biomech Eng*. 1993;115:534–542.
26. Keller T, Kosmopoulos V, Liebschner M. Modelling of bone damage and fracture in osteoporosis. In: Spalzi M, Gunzburg R, eds. *Vertebral Osteoporotic Compression Fractures*. Philadelphia; London: Lippincott Williams & Wilkins, 2003:35–50.
27. Ledlie JT, Renfro MB. Kyphoplasty treatment of vertebral fractures: 2-year outcomes show sustained benefits. *Spine*. 2006;31:57–64.
28. Liliang PC, Lu K, Liang CL, et al. Dyspnoea and chest pain associated with pulmonary polymethylmethacrylate embolism after percutaneous vertebroplasty. *Injury*. 2007;38:245–248.
29. McCalden RW, McGeough JA, Court-Brown CM. Age-related changes in the compressive strength of cancellous bone. The relative importance of changes in density and trabecular architecture. *J Bone Joint Surg Am*. 1997;79:421–427.
30. Peebles DJ, Ellis RH, Stride SD, et al. Cardiovascular effects of methylmethacrylate cement. *Br Med J*. 1972;1:349–351.
31. Secherman H, Li R, Boussein M, et al. rhBMP-2/calcium phosphate matrix accelerates osteotomy-site healing in a nonhuman primate model at multiple treatment times and concentrations. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88:144–160.
32. Secherman HJ, Azari K, Bidic S, et al. rhBMP-2 delivered in a calcium phosphate cement accelerates bridging of critical-sized defects in rabbit radii. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88:1553–1565.
33. Voggenreiter G. Balloon kyphoplasty is effective in deformity correction of osteoporotic vertebral compression fractures. *Spine*. 2005;30:2806–2812.

Адрес для переписки:

Васильев Владимир Валерианович
119618, Москва, ул. Богданова,
д. 10, корп. 2, кв. 57,
Vladimir.Vasilyev@inbox.ru

Статья поступила в редакцию 15.08.2012

С.К. Макиров, д-р мед. наук, проф.; В.Г. Голубев, д-р мед. наук, проф., Центральная клиническая больница Российской академии наук, Российская медицинская академия последипломного образования, Москва; Н.Г. Гончаров, д-р мед. наук, проф.; Ф.И. Амин, канд. мед. наук; О.А. Зураев, канд. мед. наук; Р.М. Нурмухаметов, травматолог-ортопед; А.П. Тарасов, клинический ординатор; Б.А. Сычеников, травматолог-ортопед, Центральная клиническая больница Российской академии наук, Москва; В.В. Васильев, клинический ординатор, Российская медицинская академия последипломного образования, Москва.

S.K. Makirov, MD, DMSc, Prof.; V.G. Golubev, MD, DMSc, Prof., Central Clinical Hospital of the Russian Academy of Sciences, Russian Medical Academy of Postgraduate Education, Moscow; N.G. Goncharov, MD, DMSc, Prof.; F.I. Amin, MD, PhD; O.A. Zuraev, MD, PhD; R.M. Nurmukhametov, MD; A.P. Tarasov, MD, resident; B.A. Sychenikov, MD, Central Clinical Hospital of the Russian Academy of Sciences, Moscow; V.V. Vasilyev, MD, resident, Russian Medical Academy of Postgraduate Education, Moscow.