



# БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ОПТИМАЛЬНОГО СОСТАВА КОМПОЗИТНОГО МАТЕРИАЛА ДЛЯ ЧРЕСКОЖНОЙ ВЕРТЕБРОПЛАСТИКИ

А.И. Продан, Г.Х. Грунтовский, А.И. Попов, М.Ю. Карпинский, И.А. Суббота, Е.Д. Карпинская

Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко, Харьков

**Цель исследования.** Определить оптимальный состав композитного материала на основе костного цемента и биоактивных керамик для чрескожной вертебропластики.

**Материал и методы.** Проведено две серии экспериментальных исследований. Остеопороз моделировали у 19 крыс алиментарным методом, подтвержденным гистологически у трех животных. У 16 крыс передним доступом в теле L<sub>6</sub> делали сферический дефект тонким бором, который заполняли костным цементом (Osteopol-V) в I группе (n = 8), композитным материалом (Osteopol-V — 80 %; гидроксиапатит — 4 %; трикальцийфосфат — 16 %) во II группе (n = 8). Через три месяца после вертебропластики тела позвонков извлекали, по четыре позвонка из каждой группы исследовали биомеханическими методами, по четыре — гистологическими.

**Результаты.** Математические расчеты подтвердили, что модуль упругости композитного материала наиболее близок к модулю кортикальной кости, если композит содержит 80–90 % костного цемента и соотношение гидроксиапатита к трикальцийфосфату — 2:8. Механические испытания образцов показали, что наибольшей прочностью обладает материал в составе 80 % костного цемента, 4 % гидроксиапатита и 16 % трикальцийфосфата. Сравнительное экспериментальное исследование прочности интактных тел позвонков и тел позвонков через три месяца после вертебропластики с костным цементом (I группа) и новым композитным материалом (II группа) показало, что композитный материал обеспечивает более высокую прочность, вращение костной ткани в резорбирующую керамику и плотную остеоинтеграцию.

**Заключение.** Новый инъектируемый материал существенно повышает прочность и жесткость не только сломанного, но и интактного остеопоротического тела позвонка, может быть использован для рестаблизации остеопоротического компрессионного перелома и для предупреждения компрессии тел позвонков при остеопорозе.

**Ключевые слова:** вертебропластика, композитный материал, биомеханические тесты.

BIOMECHANICAL SUBSTANTIATION OF OPTIMAL CONTENT OF COMPOSITE USED IN PERCUTANEOUS VERTEBROPLASTY

A.I. Prodan, G.Kh. Gruntovsky, A.I. Popov, M.Yu. Karpinsky, I.A. Subbota, E.D. Karpinskaya

**Objectives.** To specify optimal content of the injectable composite material for percutaneous vertebroplasty.

**Material and Methods.** Two sets of experiments were performed. Alimentary osteoporosis was induced in 19 rats and confirmed histologically in 3 rats. Sixteen rats underwent anterior procedure of spherical defect drilling in L<sub>6</sub> vertebral body. The defect was filled with bone cement (Osteopol-V) in group I (n = 8) and with composite material (Osteopol-V — 80 %; hydroxiapatite (HAP) — 4 %; tricalcium phosphate (TCP) — 16 %) in group II (n = 8). Vertebral bodies were extirpated three months after vertebroplasty. Four bodies in each group were subjected to biomechanical testing, another four — to hystological one.

**Results.** The elastic modulus of composite material is most similar to that of the cortical bone when it contains 80–90 % of bone cement with HAP/TCP ratio to be 2:8, as was confirmed by mathematical calculations. Mechanical testing of specimens have shown that the most strong composite contain 80 % of bone cement, 4 % of HAP, and 16 % of TCP. Experimental testing of intact osteoporotic vertebral bodies vs vertebral bodies 3 months after vertebroplasty with bone cement (Group I) and with composite material (Group II) has clearly shown, that composite material provides a higher strength, bone tissue ingrowth into resorbable ceramic, and a solid osteointegration.

**Conclusion.** New injectable composite material significantly increases the strength and stiffness of both fractured and non-fractured osteoporotic vertebrae. This material can be used for restabilization of osteoporotic compression fracture and for prevention of vertebral body compression in osteoporosis.

**Key Words:** vertebroplasty, composite material, biomechanical testing.

Hir. Pozvonoc. 2006;(2):68–74.

## Введение

Чрескожная вертебропластика впервые была предложена еще в начале 80-х гг. P. Galibert et al. [16] для лечения агрессивных гемангиом и метастазов в телах позвонков, но только в последние годы эта операция приобретает все более важное значение и широко используется в лечении многих заболеваний позвоночника. Вертебропластику применяют как при агрессивных гемангиомах тел позвонков [4, 5] и метастазах опухолей в телах позвонков [3, 8, 14, 29], так и при множественных миеломах [13] и аваскулярном некрозе тел позвонков [21]. Особенно широко вертебропластика используется у больных с остеопорозом при компрессионных переломах [12, 15, 17, 19, 23].

Введение в тела позвонков костного цемента на основе полиметилметакрилата обеспечивает восстановление утраченной прочности и повышение жесткости тел позвонков, устранение микроподвижности в зоне поврежденной костной ткани, а значит, устраняет боль [10, 20, 22, 23, 28].

Другой возможный механизм устранения боли после вертебропластики поврежденных остеопоротичных позвонков состоит в разрушении нервных волокон и их окончаний при повышении температуры из-за экзотермической реакции полимеризации костного цемента [22, 24].

Основной недостаток костных цемента, применяемых для вертебропластики, состоит в том, что цемент после полимеризации не интегриру-

ется с костной тканью, а покрывается фиброзной капсулой и остается, по сути, инородным телом. В фиброзной капсуле через один-два года после операции обнаруживаются гигантские кисты и макрофаги с частичками цемента [27], что свидетельствует о реакции отторжения.

В настоящее время совершенствование костных цемента происходит путем добавления апатитов, воластонитов, гидроксилapatита и фосфата кальция. Особенно перспективно использование биоактивных кальций-фосфатных керамик (гидроксилapatитной – ГАП, трикальцийфосфатной – ТКФ), элементный состав которых соответствует минеральному компоненту костной ткани [17], а сами керамики относятся к биodeградирующим, обладают osteoconductive свойствами [18], что позволяет достичь сращения пластического материала с костной тканью.

Известны попытки создания инъекцируемых биоматериалов для чрескожной вертебропластики [10, 26], однако предложенные материалы на основе костного цемента и ГАП [10] или карбонированного апатита [26] исследованы только *in vitro* на позвонках без остеопороза. Не определен оптимальный состав композитного материала и биомеханические свойства остеопоротичных тел позвонков до и после вертебропластики с использованием композитных материалов.

Цель исследования – определить оптимальный состав композитного

материала на основе костного цемента и биоактивных керамик для чрескожной вертебропластики.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

1. На основании математических расчетов определить наиболее близкие к механическим свойствам костной ткани варианты состава композитного материала.
2. Определить оптимальный состав композитного материала в эксперименте на образцах.
3. Исследовать предельную прочность позвонков лабораторных животных при остеопорозе в условиях экспериментального моделирования вертебропластики костным цементом и композитным материалом.

## Материал и методы

В основу математических расчетов механических свойств композитного материала положены данные В.А. Дубка [2] о механических свойствах материалов, планируемых для использования в составе композита (табл. 1). Механические свойства цемента представлены фирмой-производителем «BIOMED-MERCK» [25].

Проверка адекватности результатов, полученных при математическом анализе, и выбор оптимального состава композита проведены в двух сериях экспериментальных исследований.

Для проведения первой серии были изготовлены образцы композитного материала рассчитанного состава

Таблица 1

Механические свойства материалов

Материал	Механические свойства			
	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности на сжатие, МПа	Размер гранул, мкм
Губчатая кость	0,69	0,33	12,00	—
Кортикальная кость	6,90	0,33	230,00	—
Цемент	3,50	0,30	75,30	—
ТКФ	33,00	0,27	460,00	7,00
ГАП	80,00	0,27	600,00	250,00

ва в виде бруска с сечением квадратной формы (5 x 5 мм) и длиной 10 мм, так как при сжатии образец будет активно воспринимать нагрузки только в том случае, когда отношение его длины к ширине составляет 1,5:3 [1]. Образцы материала нагружали до полного разрушения после полимеризации в течение суток.

Во второй серии экспериментальные исследования проведены на лабораторных животных с моделированием вертебропластики. Работа выполнялась в соответствии с международными требованиями о гуманном отношении к животным.

Материалом для исследования служили 18 лабораторных шестимесячных крыс линии «Вистар». Из них 13 животных были на специальной диете с трехмесячного возраста, что позволило через три месяца получить выраженные остеопоротические изменения в костной ткани [6], которые подтверждены методами гистологического анализа после выведения трех крыс из эксперимента. Контрольную группу составили пять крыс, которых содержали на стандартном режиме питания. Остальные 10 животных оперированы передним транспедикулярным доступом. В теле поясничного позвонка зубным бором делали отверстие диаметром 2 мм и шаровидный дефект в губчатой костной ткани тела позвонка. Пяти животным в тело позвонка вводили костный цемент Osteopol®-V. Другим пяти крысам вертебропластику выполняли композитным материалом (Osteopol®-V – 80 %, ГАП – 4 %, ТКФ – 16 %).

Через 90 дней животных выводили из опыта, оперированные позвонки извлекали и очищали от мягких тканей. Каждое тело позвонка с помощью капельки эпоксидной смолы укрепляли в вертикальном положении на металлической пластинке. Другую пластинку с углублением на внешней стороне прикрепляли к телу позвонка эпоксидной смолой так, чтобы углубление проецировалось на геометрический центр верхней поверхности тела позвонка,

а верхняя и нижняя пластины были параллельными. Подготовленные таким образом препараты тел позвонков подвергали воздействию медленно возрастающей компрессионной нагрузки (10 Н/мин) на стенде для биомеханических исследований до повреждения. В процессе опыта регистрировали нагрузку и деформацию.

### Результаты и их обсуждение

При нагружении упругого тела внешние силы выполняют работу  $A$ , которая используется для передачи кинетической энергии движения тела  $K$  и накопления потенциальной энергии деформации  $U$ :

$$A = K + U$$

Рассмотрим образец, который сжимается в пределах упругих деформаций на величину  $\Delta l$  под действием силы  $F$ .

Если сила прикладывается достаточно медленно, то можно считать, что кинетическая энергия  $K \rightarrow 0$ , тогда работа внешних сил полностью преобразуется в потенциальную энергию деформации:

$$A = U$$

В данном случае работа внешних сил рассчитывается:

$$A = \frac{F^2 l}{2ES}, \quad (1)$$

где  $F$  – сила, действующая на образец;  $l$  – длина образца;  $E$  – модуль упругости материала образца;  $S$  – площадь поперечного сечения образца.

Работу, потраченную на деформацию образца из композитного материала, можно представить как работу деформации каждого из материалов, входящих в состав композита (рис. 1).

В таком случае общую работу деформации можно определить по формуле:

$$A = A_1 + A_2,$$

где  $A_1$  – работа деформации для компонента цемента;  $A_2$  – работа деформации для компонента керамики.

Искомая работа каждого из компонентов:

$$A_1 = \frac{F^2 l}{2S_1 E_1} = \frac{F^2 l}{2K_1 S_K E_1},$$

$$A_2 = \frac{F^2 l}{2S_2 E_2} = \frac{F^2 l}{2K_2 S_K E_2}.$$

Формулу (1) можно записать следующим образом:

$$\frac{F_1^2 l}{2K_1 S_K E_1} + \frac{F_2^2 l}{2K_2 S_K E_2} = \frac{F^2 l}{2S_K E_K},$$

где  $E_K$  – модуль упругости композитного материала;  $E_1$  – модуль упругости первого компонента;  $E_2$  – модуль упругости второго компонента;  $K_1$  – коэффициент процентного содержания первого компонента  $K_1 = S_1/S_K$ ;  $K_2$  – коэффициент процентного содержания второго компонента

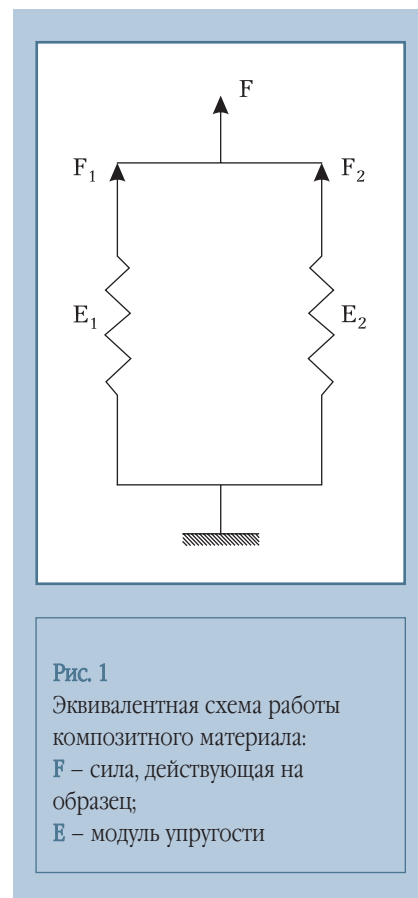


Рис. 1

Эквивалентная схема работы композитного материала:

$F$  – сила, действующая на образец;

$E$  – модуль упругости

$K_2 = S_2/S_K$ ;  $S_1$  – площадь сечения первого компонента в составе композита;  $S_2$  – площадь сечения второго компонента в составе композита;  $S_K$  – площадь сечения композита.

После элементарных преобразований имеем следующее:

$$\frac{F_1^2}{K_1 E_1} + \frac{F_2^2}{K_2 E_2} = \frac{F^2}{E_K}. \quad (2)$$

Для определения сил, участвующих в выполнении работы, воспользуемся тем, что отдельные компоненты образца имеют одинаковую деформацию  $\varepsilon_1 = \varepsilon_2 = \varepsilon$  (при действии разных нагрузок на них), то есть

$$\varepsilon = \frac{\sigma_1}{E_1} = \frac{F_1}{S_1 E_1}, \quad \varepsilon = \frac{\sigma_2}{E_2} = \frac{F_2}{S_2 E_2}.$$

Соответственно

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E_K} = \frac{F}{S_K E_K},$$

тогда

$$F_1 = F \frac{S_1 E_1}{S_K E_K} = F K_1 \frac{E_1}{E_K} \quad \text{и}$$

$$F_2 = F \frac{S_2 E_2}{S_K E_K} = F K_2 \frac{E_2}{E_K}.$$

Подставив соответствующие значения  $F_1$  и  $F_2$  в формулу (2), получим:

$$\frac{F^2 K_1^2 E_1^2}{K_1 E_1 E_K^2} + \frac{F^2 K_2^2 E_2^2}{K_2 E_2 E_K^2} = \frac{F^2}{E_K}.$$

После преобразования имеем следующее:

$$K_1 E_1 + K_2 E_2 = E_K. \quad (3)$$

Видим, что вклад отдельных компонентов пропорционален площади их поперечного сечения.

При выборе процентного состава композитного материала необходимо решить две задачи: плотное заполнение полости костного дефекта и подбор состава композита таким образом, чтобы модуль упругости материала приближался к показателям костной ткани.

Для решения первой задачи необходимо определить соотношение объема ГАП и ТКФ в составе композита.

По данным фирмы производителя, размер гранул ГАП значительно превышает размеры гранул ТКФ (табл. 1).

Решение задачи соотношения объема гранулы ГАП и объема межбалочной костной ячейки сводится к определению соотношения объема шара, вписанного в куб с величиной грани, равной диаметру гранулы:

$$\frac{V}{V_K} = \frac{\pi d^3}{6 d^3} = \frac{\pi}{6} \approx 0,5.$$

То есть гранулы ГАП займут только 50 % объема полости. Таким образом, для полного ее заполнения необходимо использовать керамический материал с гранулами значительно меньшего размера (ТКФ), общим объемом не менее чем объем ГАП.

Чтобы определить состав материала для заполнения костных полостей, воспользуемся формулой (3):

$$E = K_I E_I + K_T E_T + K_{II} E_{II},$$

где  $K_I$ ,  $K_T$ ,  $K_{II}$  – коэффициенты процентного содержания отдельных компонентов в композите (ГАП, ТКФ, цемент соответственно).

Расчеты проводили при следующих условиях: керамические компоненты (ГАП и ТКФ) брали в соотношении 1:9; 2:8; 3:7; 4:6; 5:5 соответственно; отношение керамического компонента к цементу – 1:9; 2:8; ... 9:1. Результаты расчетов приведены в табл. 2.

Более наглядно полученные результаты отображены на графике (рис. 2), где пять линий обозначают керамическую составляющую композита в соотношениях, указанных выше, в зависимости от процентного содержания цемента.

Как показано в табл. 2, к модулю упругости губчатой кости (0,69 ГПа) параметры рассчитанного нами композитного материала ни в каком составе не приближаются, потому что все его компоненты имеют модуль упругости значительно большей величины. Если за критерий оценки брать модуль упругости кортикальной кости (6,9 ГПа), тогда, как показано на графике, наиболее близкими к ней по характеристикам являются композиты с содержанием цемента 80–90 %, обладающие модулем упругости не более 13 ГПа. Не менее важным фактором является возможность скрепления связующим компонентом порошкообразных составляющих композита. Поэтому для выбора лучшего состава был проведен экспери-

Таблица 2

Модуль упругости композитного материала в зависимости от содержания керамики и цемента

Отношение ГАП к ТКФ	Цемент								
	10 %	20 %	30 %	40 %	50 %	60 %	70 %	80 %	90 %
1:9	5,75	9,30	12,85	16,40	19,95	23,50	27,05	30,60	34,15
2:8	6,22	10,24	14,26	18,28	22,30	26,32	30,34	34,36	38,38
3:7	6,69	11,18	15,67	20,16	24,65	29,14	33,63	38,12	42,61
4:6	7,16	12,12	17,08	22,04	27,00	31,96	36,92	41,88	46,84
5:5	7,63	13,06	18,49	23,92	29,35	34,78	40,21	45,64	51,07



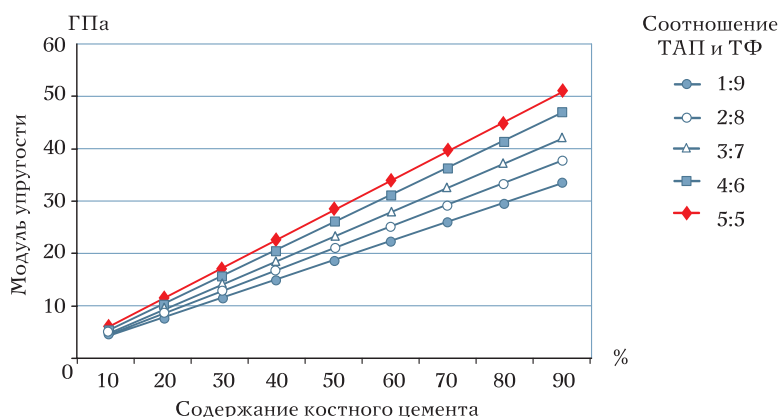


Рис. 2

Зависимость модуля упругости композитного материала от его состава

Таблица 3

Предел прочности композитных материалов на основе костного цемента, ГАП и ТКФ

Отношение ГАП к ТКФ	Цемент		
	70 %	80 %	90 %
1:9	114,5 ± 0,9	176,0 ± 1,2	132,3 ± 0,6
2:8	117,2 ± 0,8	178,1 ± 1,1	135,1 ± 0,4
3:7	—	174,2 ± 1,2	134,4 ± 0,8
4:6	—	—	142,4 ± 0,8
5:5	—	—	138,8 ± 0,5

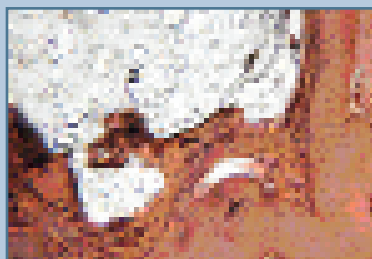


Рис. 3

Соединительная ткань, отделяющая костный цемент от новообразованной кости; имплантация костного цемента OsteopolR-V; 90 сут после операции; гематоксилин и эозин, х 100

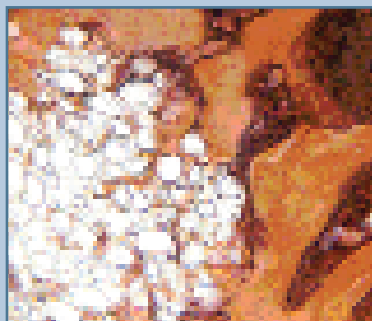


Рис. 4

Новообразованная костная ткань, окружающая композитный материал и прорастающая в его глубину; костный цемент OsteopolR-V (80 %) и 20 % кальцийфосфатной керамики (20 % ГАП и 80 % ТКФ); 90 сут после операции; гематоксилин и эозин, х 80

мент по определению предела прочности этих композитов. Результаты исследования (табл. 3) свидетельствуют о том, что лучшие прочностные свойства имеет композитный материал, в состав которого входит 80 % цемента, а керамический компонент содержит ГАП и ТКФ в пропорции 2:8. Композиты с содержанием цемента 70 % разрушались при значительно меньших нагрузках. Такое поведение образцов, с нашей точки зрения, можно объяснить недостаточным количеством связующего компонента, так как при исследовании разрушенных образцов были выявлены значительные вкрапления порошкообразных материалов, ставшие причиной разрушения. Снижение прочности образцов с содержанием цемента 90 % можно объяснить малым количеством армирующего материала (керамики).

Предварительно проведенные гистологические исследования показали, что через три месяца после вертебропластики костным цементом (рис. 3) между костной тканью и цементом обнаруживается фиброзная мембрана, а после вертебропластики композитным материалом (рис. 4) выявляются признаки остеоинтеграции, прорастания костной ткани в глубину композитного материала.

Результаты исследования предельной прочности тел позвонков во второй серии экспериментальных исследований с моделированием вертебропластики костным цементом и избранным нами композитным материалом приведены на рис. 5.

Как показали результаты экспериментальных исследований, позвонки, заполненные композитным материалом предварительно рассчитанного состава, выдерживали нагрузки значительно большие, чем позвонки, заполненные костным цементом, и контрольные остеопоротичные позвонки. При этом позвонки, заполненные цементом, выдерживали нагрузки значительно меньшие, чем контрольные (без дефектов) позвонки. По характеру разрушения позвонки, заполненные композитным мате-

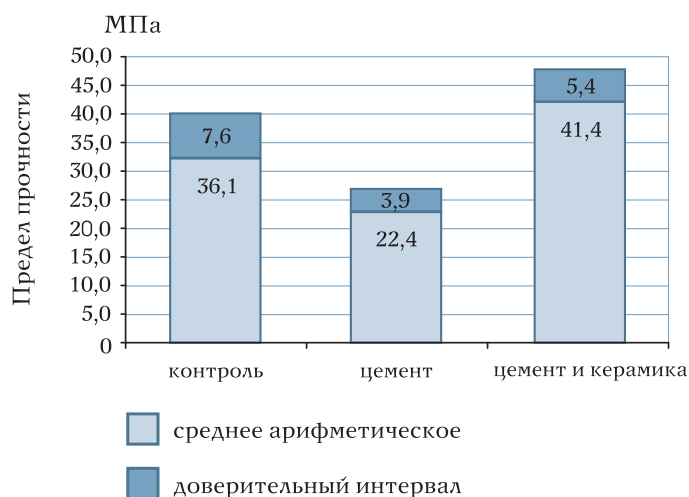


Рис. 5

Результаты испытаний на прочность поясничных позвонков лабораторных крыс

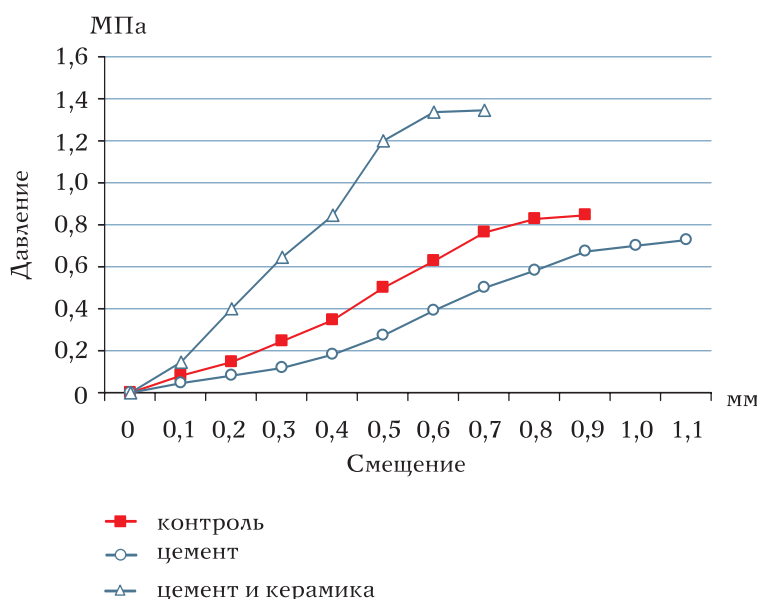


Рис. 6

Зависимость величины деформации тел позвонков от величины компрессионной нагрузки

риалом и цементом, также значительно отличались. Под действием нагрузки в позвонках, заполненных композитом, разрушалась костная ткань, тогда как заполнитель дефекта оставался целым. Наоборот, в позвонках, заполненных костным цементом, костная ткань разрушалась вместе с заполнителем.

Таким образом, результаты проведенных исследований дают основание считать композитный материал с пропорцией керамик ГАП и ТКФ 2:8 и соотношением керамики к цементу как 20 % к 80 % наиболее приемлемым материалом для чрескожной вертебропластики.

Типичные графики зависимости величины деформации тел позвонков от нагрузки показаны на рис. 6. Можно утверждать, что вертебропластика композитным материалом обеспечивает повышение не только предельной прочности остеопоротичных тел позвонков, но и жесткость, определяемую углом наклона кривой [9].

Полученные результаты подтверждают данные S. Molly et al. [24] о том, что вертебропластика костным цементом повышает прочность сломанных остеопоротичных позвонков, но снижает прочность и жесткость неповрежденных тел позвонков. В противоположность этому композитный материал установленного нами состава способен повысить прочность и жесткость не только сломанных, но и неповрежденных тел позвонков.

Из этого следует, что вертебропластика композитным материалом, состоящим из 80 % костного цемента, 4 % ГАП и 16 % ТКФ, может быть использована не только для лечения компрессионных переломов тел позвонков при остеопорозе, но и для профилактики.

## Выводы

1. Результаты математического анализа показали, что соотношение костного цемента и гранул кальцийфосфатной керамики должно быть не менее 50 %, а модуль упру-

гости композитного материала наиболее близок к модулю упругости кортикальной кости при содержании костного цемента 80–90 %.

2. Предельная прочность композитного материала имеет наибольшую величину (178,1 МПа) при содержании костного цемента

80 % и при соотношении ГАП и ТКФ как 2:8.

3. Биомеханические исследования прочности и жесткости остеопоротичных тел позвонков до вертебропластики костным цементом и предлагаемым композитным материалом показали, что прочность и жесткость остеопоротичных позвонков уменьшается после вертеб-

ропластики костным цементом и существенно возрастает после вертебропластики композитом. Следовательно, композитный материал может быть использован не только для повышения прочности поврежденных остеопоротичных позвонков, но и для предупреждения компрессионных переломов тел позвонков при остеопорозе.

## Литература

1. Александров А.В., Потапов В.Д., Державин Б.П. Сопротивление материалов. М., 2000.
2. Дубок В.А. Биокерамика – вчера, сегодня, завтра // Порошковая металлургия. 2000. № 7–8. С. 69–87.
3. Дуров О.В., Шевелев И.Н., Тиссен Т.Н. Вертебропластика при лечении заболеваний позвоночника // Вопросы нейрохирургии. 2004. № 1. С. 21–25.
4. Педаченко Е.Г., Куцаев С.В. Костные цементы для пункционной вертебропластики // Ортопед., травматол. и протезир. 2001. № 1. С. 108–114.
5. Педаченко Е.Г., Куцаев С.В., Рогожин В.А. и др. Пункционная вертебропластика при агрессивных гемангиомах тел позвонков // Вопросы нейрохирургии. 2004. № 1. С. 16–21.
6. Слущкий Л.И. Биохимия нормальной и патологически измененной соединительной ткани. Рига, 1968.
7. Щепеткин И.А. Кальцийфосфатные материалы в биологических средах // Успехи соврем. биологии. 1995. Т. 115. Вып. 1. С. 58–73.
8. Alvares L., Perez-Higueras A., Quinones D., et al. Vertebroplasty in the treatment of vertebral tumors: postprocedural outcome and quality of life // Eur. Spine J. 2003. Vol. 12. P. 356–360.
9. Belkoff S.M., Maroney M., Fenton D.C., et al. An *in vitro* biomechanical evaluation of bone cements used in percutaneous vertebroplasty // Bone. 1999. Vol. 25. Suppl. 2. P. 23S–26S.
10. Belkoff S.M., Mathis J.M., Erbe E.M., et al. Biomechanical evaluation of a new bone cement for use in vertebroplasty // Spine. 2000. Vol. 25. P. 1061–1064.
11. Belkoff S.M., Molloy S. Temperature measurement during polymerization of polymethylmethacrylate cement used for vertebroplasty // Spine. 2003. Vol. 28. P. 1555–1559.
12. Berlemann U., Franz T., Orlor R., et al. Kyphoplasty for treatment of osteoporotic vertebral fractures: a prospective non-randomized study // Eur. Spine J. 2004. Vol. 13. P. 496–501.
13. Cotten A., Dewatre F., Cortet B., et al. Percutaneous vertebroplasty for osteolytic metastases and myeloma: effects of the percentage of lesion filling and the leakage of methyl methacrylate at clinical follow-up // Radiology. 1996. Vol. 200. P. 525–530.
14. Deramond H., Depriester C., Galibert P., et al. Percutaneous vertebroplasty with polymethylmethacrylate. Technique, indications, and results // Radiol. Clin. North Am. 1998. Vol. 36. P. 533–546.
15. Gaitanis I.N., Hadjipavlou A.G., Katonis P.G., et al. Balloon kyphoplasty for the treatment of pathological vertebral compressive fractures // Eur. Spine J. 2005. Vol. 14. P. 250–260.
16. Galibert P., Deramond H., Rosat P., et al. [Preliminary note on the treatment of vertebral angioma by percutaneous acrylic vertebroplasty] // Neurochirurgie. 1987. Vol. 33. P. 166–168. French.
17. Garfin S.R., Yuan H.A., Reiley M.A. New technologies in spine: kyphoplasty and vertebroplasty for the treatment of painful osteoporotic compression fractures // Spine. 2001. Vol. 26. P. 1511–1515.
18. Harms J., Mausle E. Tissue reaction to ceramic implant material // J. Biomed. Mater. Res. 1979. Vol. 13. P. 67–87.
19. Heini P.F., Orlor R. Kyphoplasty for treatment of osteoporotic vertebral fractures // Eur. Spine J. 2004. Vol. 13. P. 184–192.
20. Higgins K.B., Harten R.D., Langrana N.A., et al. Biomechanical effects of unipedicular vertebroplasty on intact vertebrae // Spine. 2003. Vol. 28. P. 1540–1548.
21. Jang J.S., Kim D.Y., Lee S.H. Efficacy of percutaneous vertebroplasty in the treatment of intravertebral pseudarthrosis associated with noninfected avascular necrosis of the vertebral body // Spine. 2003. Vol. 28. P. 1588–1592.
22. Jarvik J.G., Kallmes D.F., Mirza S.K. Vertebroplasty: learning more, but not enough // Spine. 2003. Vol. 28. P. 1487–1489.
23. Mehdor A., Aunoble S., Le-Huec J.C. Vertebroplasty for osteoporotic spine fracture: prevention and treatment // Eur. Spine J. 2003. Vol. 12. Suppl. 2. P. S155–S162.
24. Molloy S., Mathis J.M., Belkoff S.M. The effect of vertebral body percentage fill on mechanical behavior during percutaneous vertebroplasty // Spine. 2003. Vol. 28. P. 1549–1554.
25. Osteopol®-V Vertebroplasty. Biomet-Merck, 2004.
26. Schildhauer T.A., Bennett A.P., Wright T.M., et al. Intravertebral body reconstruction with an injectable in situ-setting carbonated apatite: biomechanical evaluation of a minimally invasive technique // J. Orthop. Res. 1999. Vol. 17. P. 67–72.
27. Togawa D., Bauer T.W., Lieberman I.H., et al. Histologic evaluation of human vertebral bodies after vertebral augmentation with polymethyl methacrylate // Spine. 2003. Vol. 28. P. 1521–1527.
28. Tohmeh A.G., Mathis J.M., Fenton D.C., et al. Biomechanical efficacy of unipedicular versus bipedicular vertebroplasty of the management of osteoporotic compression fractures // Spine. 1999. Vol. 24. P. 1772–1776.
29. Weill A., Chiras J., Simon J.M., et al. Spinal metastases: indications for and results of percutaneous injection of acrylic surgical cement // Radiology. 1996. Vol. 199. P. 241–247.

### Адрес для переписки:

Продан Александр Иванович  
Украина, 61024, Харьков, ул. Пушкинская, 80,  
Институт патологии позвоночника  
и суставов им. проф. М.И. Ситенко,  
hniot@kharkov.com;  
medicine@online.kharkov.ua