



ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ ОСТЕОТРАНСПЛАНТАТА ПРИ ТРАВМАТИЧЕСКИХ ДЕФЕКТАХ ПОЗВОНКА

В.В. Рерих^{1,2}, Ю.А. Предеин¹, А.М. Зайдман¹, А.Д. Ластевский¹, В.А. Батаев³, А.А. Никулина³

¹Научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Новосибирск, Россия

²Новосибирский государственный медицинский университет, Новосибирск, Россия

³Новосибирский государственный технический университет, Новосибирск, Россия

Цель исследования. Анализ особенностей формирования костной ткани при пластике дефекта и перелома тела позвонка *in vitro* аллогенным остеотрансплантатом в эксперименте.

Материал и методы. В эксперименте на 20 мини-пигах одинакового возраста создали модели дефекта в теле позвонка (перелом кра-ниоventрального отдела с проникновением в пространство пульпозного ядра). Провели пластику травматических дефектов аллогенным остеотрансплантатом или аутокостью. Через 14, 30, 90, 180 сут проводили КТ, гистологическое, спектрометрическое исследование микропрепаратов. Изучали репаративный остеогенез, рентгенологическую плотность, содержание Са и Р, микротвердость.

Результаты. При имплантации аллогенного остеотрансплантата органоспецифическая кость, сходная с костью реципиента по морфологическому строению, рентгенологической плотности, минеральному составу и микротвердости, сформировалась на 90-е сут ($P = 0,01$). После трансплантации аутокости сформировавшийся к этому сроку регенерат в центральной части находился в состоянии рассасывания и перестройки с более низкими показателями рентгенологической плотности, содержания Са и Р, микротвердости ($P = 0,01$).

Заключение. После пластики травматических дефектов тел позвонков аллогенным остеотрансплантатом органоспецифическая костная ткань формируется в более ранние сроки и достоверно отличается большей минерализацией и прочностью.

Ключевые слова: аллогенный остеотрансплантат, пластика позвонка, перелом позвонка, аутокость, микротвердость, минерализация, спектрометрия, остеогенез.

Для цитирования: Рерих В.В., Предеин Ю.А., Зайдман А.М., Ластевский А.Д., Батаев В.А., Никулина А.А. Экспериментальное обоснование применения остеотрансплантата при травматических дефектах позвонка // Хирургия позвоночника. 2018. Т. 15. № 4. С. 41–51.

DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2018.4.41-51>.

EXPERIMENTAL SUBSTANTIATION OF OSTEOTRANSPLANT APPLICATION IN TRAUMATIC VERTEBRAL DEFECTS

V.V. Rerikh^{1,2}, Yu.A. Predein¹, A.M. Zaidman¹, A.D. Lastevsky¹, V.A. Bataev³, A.A. Nikulina³

¹Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsivyan, Novosibirsk, Russia; ²Novosibirsk State Medical University, Novosibirsk, Russia; ³Novosibirsk State Technical University, Novosibirsk, Russia

Objective. To analyze the features of bone tissue formation during plasty of vertebral body defect or fracture with an allogeneic bone graft in an experiment *in vitro*.

Material and Methods. Models of the vertebral body defect (fracture of the cranioventral part with penetration into the nucleus pulposus) were created in an experiment on 20 mini-pigs of the same age. Plasty of traumatic defects was performed with allogeneic bone graft or autologous bone. CT, histological, and spectrometric studies of microscopic specimens were carried out at 14, 30, 90, and 180 day. Reparative osteogenesis, X-ray density, Ca and P content, and microhardness were studied.

Results. After implantation of allogeneic bone graft, an organ-specific bone similar to the recipient's bone in morphological structure, X-ray density, mineral composition and microhardness, was formed on the 90th day ($P = 0.01$). After transplantation of autobone, the regenerate formed by this day in the central part was in a phase of resorption and restructuring with lower indices of X-ray density, content of Ca and P, and microhardness ($P = 0.01$).

Conclusion. After plasty of vertebral body traumatic defects with allogeneic bone graft, the organ-specific bone tissue is formed at an earlier time and reliably exhibits greater mineralization and strength.

Key Words: allogeneic bone graft, vertebral body plasty, vertebral fracture, autobone, microhardness, mineralization, spectrometry, osteogenesis.

Please cite this paper as: Rerikh VV, Predein YuA, Zaidman AM, Lastevsky AD, Bataev VA, Nikulina AA. Experimental substantiation of osteotransplant application in traumatic vertebral defects. *Hir. Pozvonoc.* 2018;15(4):41–51. In Russian.

DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2018.4.41-51>.

Замещение дефектов костной ткани, полученных в результате механических травм, врожденных аномалий или хирургических вмешательств, продолжает оставаться актуальной медицинской и социальной проблемой [1–15].

Костная ткань обладает достаточно высокой регенеративной способностью, но в случаях тяжелых травматических повреждений, особенно в несущих нагрузку участках, она оказывается недостаточной для восстановления [16–22].

Дефекты костной ткани, возникающие при переломе тела позвонка, требуют реконструктивного хирургического вмешательства и имплантации различных материалов для восстановления формы тела позвонка и создания благоприятных условий для его консолидации [23–25].

Золотым стандартом пластического материала является собственная кость реципиента. Сформулирована следующая гипотеза: созданный *in vitro* аллогенный остеотрансплантат после имплантации в костное ложе может перестраиваться в органоспецифическую кость в более ранние сроки с показателями минерализации и прочностью не уступающими аутокости [18, 19].

Цель исследования – анализ особенностей формирования костной ткани при пластике дефекта и перелома тела позвонка *in vitro* аллогенным остеотрансплантатом в эксперименте.

Материал и методы

Экспериментальную работу осуществляли в соответствии с этическими нормами, регламентирующими эксперименты на животных в соответствии с международными и российскими нормативно-правовыми документами («Европейской конвенцией о защите позвоночных животных» от 1986 г., приказом Минздрава России «Об утверждении правил лабораторной практики» от 19.06.2003 г.).

Основой для создания аллогенного остеотрансплантата служили хондротрансплантаты, изготовлен-

ные из культивированных хондробластов, извлеченных в стерильных условиях из пластинки роста тела позвонка новорожденного минипига [26]. Аллогенный остеотрансплантат представляет собой конгломерат остеогенных клеток и матрикса, содержащего тканеспецифические белки предкостной ткани, минеральные компоненты в виде матричных пузырьков и кальцификатов, щелочной фосфатазы и сосудистой эндотелиальной выстилки. Подобная структурная композиция остеотрансплантата аналогична эмбриональной костной ткани. В остеотрансплантате иммуногистохимически выявлена экспрессия коллагена I типа, фибронектина, остеонектина, CD 44 и изолектина V4, фактора Виллебранта – маркеров эндотелиальных клеток. В центральной части трансплантата в единичных клетках экспрессировался коллаген II типа, агрекан, что является признаком продолжающегося процесса трансдифференцировки [27].

Размеры сформированных трансплантатов варьировали и в объеме составляли от 6 до 8 мм³. Для изучения остеогенеза на основе аллогенного остеотрансплантата и его сравнения с процессом остеогенеза на основе аутокости проведено исследование на двадцати 6-месячных мини-пигах весом 15–18 кг. Эксперимент про-

водили под общим обезболиванием. После доступа к поясничным позвонкам мобилизовали передний отдел позвоночника животного. На трех смежных телах позвонков отслаивали переднюю продольную связку. В двух из них (L₄, L₅), ближе к краниальному отделу, в переднезаднем направлении, при помощи фрезы диаметром 5 мм формировали дефект до передней стенки позвоночного канала без вскрытия эпидурального пространства. Из полученной при создании травматических дефектов кости формировали трансплантаты, которыми полностью заполняли созданный дефект в дистальнее расположенном позвонке (L₅). Дефект в вышерасположенном позвонке (L₄) рыхло заполняли аллогенным остеотрансплантатом (рис. 1).

Перелом моделировали на вышерасположенном позвонке L₃. По передней поверхности краниальной части тела, отступив от лимба 7–8 мм, при помощи долота снизу вверх и спереди назад отсекали краниоventральный угол. Отсеченный фрагмент приподнимали кпереди, он становился подвижным, но оставался связанным с фиброзным кольцом. В дефект проникало пульпозное ядро. Между фрагментом и телом плотно укладывали 2–3 аллогенных остеотрансплантата. Спереди дефекты закрывали гемостатической губкой и отслоенной перед-



Рис. 1

Аллогенный остеотрансплантат в чашке Петри (а) и в дефекте тела позвонка (б)

ней продольной связкой. Позвонки помечали металлическими маркерами. Рану закрывали послойным ушиванием. Выполняли контрольную рентгенографию поясничного отдела позвоночника. Животных выводили из эксперимента согласно установленным срокам. Полученные макропрепараты поясничного отдела позвоночника подвергали макроскопической оценке.

Из экспериментальных животных сформировали три однородных серии, которые отличались сроками выполненных оперативных вмешательств и используемым пластическим материалом.

Послеоперационное наблюдение проводили через 14, 30, 90, 180 сут. Результаты исследования оценивали с помощью рентгенографии области операции. КТ использовали для оценки формирования костного блока, рентгенологической плотности и качества костной ткани.

Интеграцию пластического материала в реципиентном ложе оценивали по классификации Tan et al. [10] на основе анализа сканов КТ:

1) полное слияние трансплантата и ложа, при этом прослеживается непрерывность как губчатой, так и кортикальной кости;

2) частичное слияние – объединение трансплантата и ложа по периферии, однако в центральной части прослеживается линия продолжающейся перестройки;

3) однополярное несращение трансплантата и ложа в краниальной или каудальной части, при этом отмечается слияние трансплантата и ложа в другой части;

4) биполярное несращение как на каудальной, так и на краниальной границе трансплантата и ложа, резорбция трансплантата.

Наиболее подходящей для оценки рентгенологической плотности костной ткани является классификация Misch et al. [28], которая не только отражает описательную характеристику качества костной ткани, но и дает ее количественную оценку в единицах Хаунсфилда (HU):

D_1 – >1250 HU (толстый слой компактной кости, слабое кровоснабжение);

D_2 – 850–1250 HU (толстая кость, но с пористым компактным слоем и выраженным губчатым, хорошее кровоснабжение);

D_3 – 350–850 HU (тонкая кость с пористым компактным слоем, рыхлой структурой губчатого слоя, хорошее кровоснабжение);

D_4 – 350 HU (рыхлое губчатое вещество).

Морфологический метод использовали для изучения структуры костной ткани регенерата и его клеточного состава. Для этого препараты, подлежащие световой микроскопии, декальцинировали в трилоне «Б» и окрашивали гематооксилином-эозином по Ван-Гизону. Исследование микротвердости сформированной кости и реципиентного костного ложа проводили по Виккерсу на аппарате ПМТ-3 по формуле: $HV = 1,8544 \times p/d^2$, где H – микротвердость, p – нагрузка на индентор, d – диагональ отпечатка индентора. В качестве значения d при расчете микротвердости вводили среднюю арифметическую по величинам диагоналей отпечатков индентора на трабекулах изучаемого участка кости [29].

Анализ минеральной насыщенности кости направлен на определение содержания в ней Ca и P как основных компонентов костной ткани, преимущественно представленной кристаллами гидроксиапатита [30], химический состав которого соответствует формуле $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$. Анализ минерального состава и определение содержания Ca, P осуществляли на сканирующем электронном микроскопе «Carl Zeiss EVO50», так как большую точность дает спектроскопия.

При всех видах исследований оценивали три области – центральную (R1) и периферическую (R2) зоны трансплантата и зону, прилегающую к области имплантации (R3). Для определения зоны исследования область имплантации ограничивали окружностью, радиус которой разделен на две равные части ($R1, 2 = R_{общ}/2$), где $R1 = R2$. При этом $R1 = R2 = R3$.

Исследования проводили в окружностях, диаметрами которых являлись величины равные R1, 2, 3 (рис. 2–4).

Показатели, собранные в ходе исследования, представляли с использованием описательной статистики. Из-за малого размера выборок интервальные переменные представлены в виде непараметрических статистик, для чего и рассчитали медианы и квартили.

Сравнение групп по количественным показателям проводили при помощи непарного рангового непараметрического критерия Манна – Уитни. В случае одной пары сравнений различия считали статистически значимыми при уровне менее 0,05. В случае множественных сравнений различия считали значимыми при учете поправки Бонферрони: для пяти пар сравнения пороговый уровень альфа принимали равным $0,05/5 = 0,01$; для шести пар – $0,05/6 = 0,008333$; для семи пар – $0,05/7 = 0,00714$.

Статистический анализ проводили с использованием программного обеспечения «IBM SPSS Statistics» (версия 21.0).

Результаты

По данным КТ-обследования макропрепаратов установлено, что в сериях I и III эксперимента слияние аллогенного остеотрансплантата с ложем

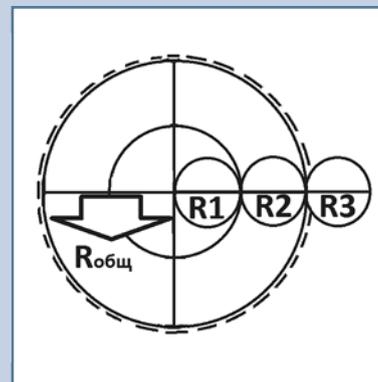


Рис. 2

Определение зоны исследования

1-го типа наступило во всех случаях на 90-е сут, в то время как в серии II на основе аутокости формирование костного блока к этому сроку можно было характеризовать 3-м и 4-м типами. Окончательное формирование костного сращения 1-го типа было достигнуто лишь на 180 сут. При этом в сериях I и II рентгенологическая плотность изменялась во вза-

имно противоположных направлениях до 30 сут с начала эксперимента. Рентгенологическая плотность вновь образующейся костной ткани на основе аллогенного остеотрансплантата в сериях I и III постепенно нарастала, вплоть до окончательного срока в 180 сут, в то время как этот показатель в серии II эксперимента постоянно достоверно уменьшался в течение

первого месяца, а в дальнейшем отмечалось его нарастание. Рентгенологическая плотность вновь образованной кости не имела различий через 180 сут во всех сериях (рис. 5).

При использовании аутокости (серия II) распределение рентгенологической плотности с ее увеличением в точке 2 соответствует формированию костной ткани, идентичной телу позвонка, в зоне, прилегающей к реципиентному ложу, и незавершенности остеогенеза в центральной части аутокости и в зоне, не контактирующей с ложем (рис. 6). Таким образом, остеогенез с использованием аутокости происходит из периферии в центр. Значимость различий подтверждается отношением между общим показателем рентгенологической плотности аутоотрансплантатов и показателями в теле позвонка, которые в 1,28 раза выше ($P = 0,01$).

Показатели, приведенные на рис. 5, подтверждаются морфологическим исследованием, в котором наблюдается идентичная динамика формирования костного блока.

Через 90 сут в области перелома краниоventрального угла тела позвонка сформирована костная ткань балочного строения, элементы аллогенного остеотрансплантата явно не дифференцировались. Отмечался сплошной переход как костных балок, так и сосудов, следующих из тела позвонка через область пластического замещения в краниоventральный угол. Трабекулы образовали петлистую сеть с тенденцией к продольной направленности. Обращало на себя внимание утолщение ventральной компактной пластинки. Внутри костных балок равномерно располагались остеобласты и отсутствовали линии склеивания. Вокруг костных балок – остеобласты, что свидетельствует о формировании органоспецифической костной ткани в зоне бывшего перелома. Пространство между костными балками заполнено миелоидным костным мозгом (рис. 7а). Подобное наблюдается в этот же срок в области заполнения дефекта аллогенным остеотрансплантатом (серия I; рис. 7б).

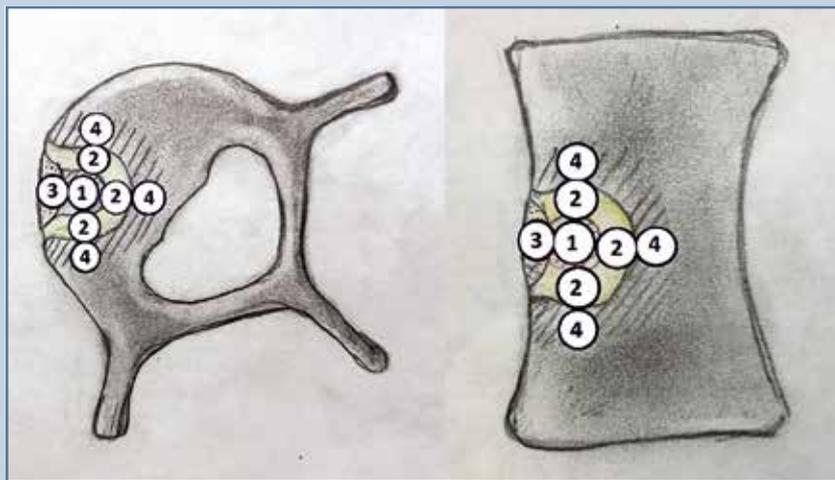


Рис. 3

Области измерений при замещении дефекта тела позвонка в сериях I и II: 1 – центр регенерата; 2 – край регенерата, прилегающий к ложу; 3 – край регенерата, не прилегающий к ложу; 4 – край реципиентного ложа, прилегающий к регенерату

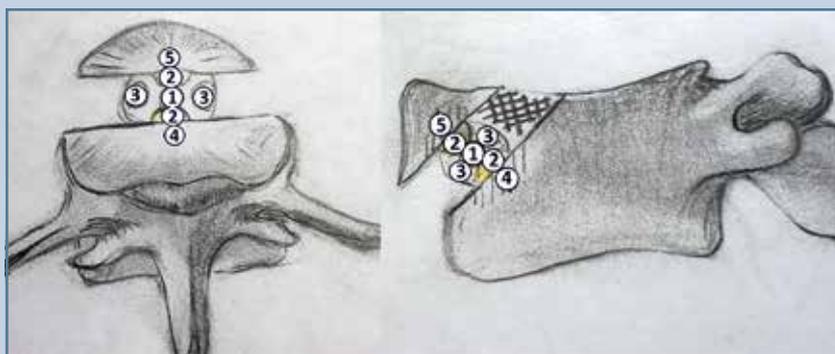


Рис. 4

Области измерений при переломе краниоventрального угла тела позвонка в серии III: 1 – центр регенерата; 2 – край регенерата, прилегающий к ложу; 3 – край регенерата, не прилегающий к ложу; 4 – край тела позвонка, прилегающий к регенерату; 5 – край краниоventрального угла, прилегающий к регенерату

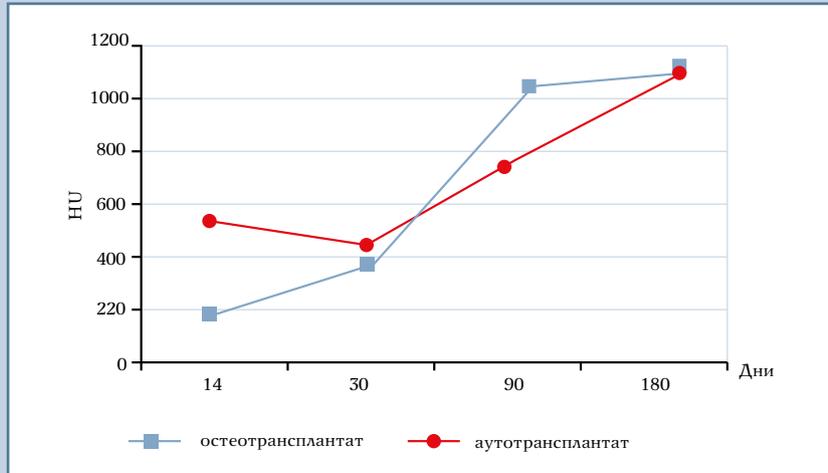


Рис. 5

Плотность костной ткани в сериях I и II

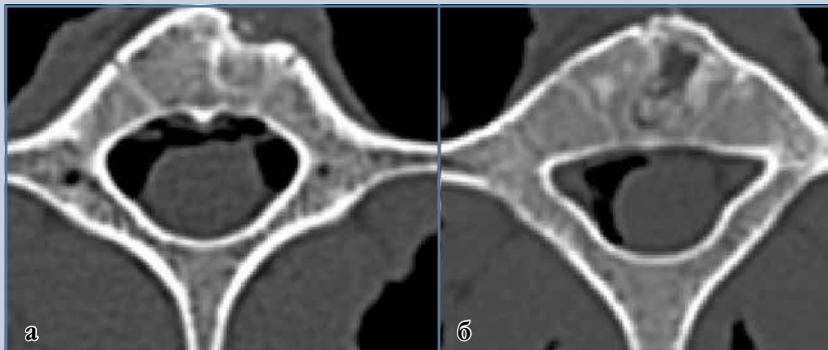


Рис. 6

МСКТ позвонка с дефектом костной ткани, замещенным аллогенным остеотрансплантатом (а) и (б) аутокостью на 90-е сут



Рис. 7

Данные световой микроскопии на 90-е сут после имплантации, окраска гематоксилин-эозином: а – при переломе краниоventрального угла и пластике аллогенным остеотрансплантатом (серия III); б – при регенерации дефекта тела позвонка на основе аллогенного остеотрансплантата (серия I); в – при регенерации дефекта тела позвонка на основе аутокости (серия II)

В центральной зоне трансплантата фрагменты аутоотрансплантата, костные балки располагались в соединительной ткани. Встречались и фрагменты вновь образованной костной ткани, которая сформировалась на периферии, в области реципиентного ложа, и тесно прилегала к области дефекта костной ткани. Пространство между молодыми костными балками по периферии заполнено костным мозгом и сосудами. На стыке реципиентного ложа и трансплантата продолжался активный остеогенез, в центральной части – резорбция и остеогенез.

Морфологическая картина на 90-е сут свидетельствует об отсутствии полной регенерации костной ткани в зоне аутоотрансплантации (рис. 7в).

Показатели микротвердости одинаковы во всех точках аллогенного остеотрансплантата, где разница в среднем между точками 1, 2 и 3 составила 0,53 HV ($P = 0,392$; $P = 0,695$; $P = 0,569$ между точками 1 и 2, 1 и 3, 2 и 3 соответственно). Микротвердость регенерата в этот срок отличается от микротвердости тела позвонка в среднем в 1,06 раза (на 4,83 HV) в пользу точки 4, что значимо ($P = 0,01$; $P = 0,01$; $P = 0,01$ для точек 1, 2 и 3 соответственно). Общие показатели в 1,03 раза (2,95 HV) меньше таковых для тела позвонка, что статистически

значимо ($P = 0,01$), однако клинически является незначимым различием и свидетельствует о завершённом процессе минерализации костной ткани в области пластического замещения аллогенного остеотрансплантата (табл. 1).

В серии I через 90 сут значения Ca/P между точками 1, 2 и 3 существенных различий не имеют ($P = 0,857/0,959$; $P = 0,474/0,755$; $P = 0,348/0,783$ между точками 1 и 2, 1 и 3, 2 и 3 соответственно), что может

говорить о равномерно протекающем процессе минерализации во всех зонах аллогенного остеотрансплантата и завершённости процесса остеогенеза. Через 90 сут не имелось существенных различий между показателями трансплантата и тела позвонка ($P = 0,073/0,103$; $P = 0,06/0,160$; $P = 0,007/0,083$; $P = 0,009/0,05$ для точек 1, 2, 3 и общих показателей соответственно). Значимыми различия показателей оказались лишь в точке 3 при спектрометрии Ca, что соот-

ветствует 1,08 %, однако клинически значимыми в условиях *in vivo* они не являются ($P = 0,007$; табл. 2).

При исследовании показателей Ca/P серии II на 90-е сут после операции выявлено, что по мере отдаления точек от реципиентного ложа отмечается их уменьшение. Наименьшее количество Ca/P выявлено в точке 1 – 9,89 [9,11; 10,91]/6,89 [5,81; 8,03] % и 3 – 11,51 [10,84; 12,89]/7,36 [6,79; 8,25] %; наибольшее – в точке 2 – 14,79 [13,86; 15,21]/10,97 [10,42; 11,74] %, которая контактирует непосредственно с реципиентным ложем. В теле позвонка эти значения равны в точке 4 – 16,61 [15,19; 17,47]/13,87 [12,52; 14,9] %. Полученные данные указывают на значительную неравномерность протекания процесса минерализации при остеогенезе на основе аутоотрансплантата ($P < 0,008333$; во всех случаях полученные различия статистически значимы, кроме отношения точки 1 к 3 при спектрометрии P, где $P = 0,119$, что является статистически незначимым результатом; табл. 3).

На 90-е сут с момента операции максимальные значения микротвердости в серии II отмечаются в точке 4 – 81,8 [80; 83,4] HV, которая обозначает тело позвонка, следующая по своим показателям – точка 2, имеющая с точкой 4 отличие лишь на 2,5 HV ($P = 0,005$), что является статистически незначимым результатом. Минимальные значения выявлены в точках 1 – 64,7 [59,1; 67,4] HV и 3 – 69,9 [67,3; 74,9] HV, которые находятся на равном удалении от реципиентного ложа; эти величины не соответствуют микротвердости тела позвонка, что свидетельствует о продолжающемся процессе формирования костной ткани в точках, отдаленных от костного ложа ($P = 0,01$ и $P = 0,01$ соответственно), различия являются статистически значимыми. Регенерация дефекта тела позвонка в данном случае происходит от питающего реципиентного ложа к центральной части аутоотрансплантата, в связи с чем показатель микротвердости в центральной точке наименее выражен по отношению к точкам

Таблица 1

Микротвердость костной ткани в серии I (90 сут), HV

Точка 1	Точка 2	Точка 3	Общий показатель	Точка 4
86,9 [83,1; 89,1]*	87,5 [84,1; 89,8]*	86,8 [84,4; 89,2]*	88,95 [86,1; 91,2]*	91,9 [89,1; 94,1]

Данные представлены в виде Me [Q25; Q75], n = 12, P < 0,008333;

*результат статистически значим по отношению к точке 4.

Таблица 2

Данные исследования спектрометрии костной ткани в серии I (90 сут), %

Области наблюдения	Исследуемый элемент	
	Ca	P
Точка 1	17,72 [16,22; 18,72]	13,95 [13,16; 15,10]
Точка 2	17,75 [16,59; 18,57]	14,08 [12,71; 15,84]
Точка 3	17,09 [15,81; 18,20]*	14,16 [12,71; 15,23]
Общий показатель	17,44 [16,22; 18,57]	14,07 [12,94; 15,24]
Точка 4	18,17 [17,32; 19,42]	14,54 [13,39; 16,71]

Данные представлены в виде Me [Q25; Q75], n = 12, P < 0,008333;

*результат статистически значим по отношению к точке 4.

Таблица 3

Спектрометрия костной ткани в серии II (90 сут), %

Области наблюдения	Исследуемый элемент	
	Ca	P
Точка 1	9,89 [9,11; 10,91]*/**/**	6,89 [5,81; 8,03]*/**/**
Точка 2	14,79 [13,86; 15,21]*/**	10,97 [10,42; 11,74]*/**
Точка 3	11,51 [10,84; 12,89]*/**/**	7,36 [6,79; 8,25]*/**/**
Общий показатель	12,53 [10,02; 13,57]*	8,03 [6,89; 10,42]*
Точка 4	16,61 [15,19; 17,47]	13,87 [12,52; 14,90]

Данные представлены в виде Me [Q25; Q75], n = 12, P < 0,008333;

*результат статистически значим по отношению к точке 4;

**результат статистически значим внутри трансплантата по отношению к точке 3;

***результат статистически значим внутри трансплантата по отношению к точке 2.

2 и 3 ($P = 0,01$ и $P = 0,01$ соответственно), различия в парах сравнения статистически значимы.

На 14-е сут данные распределились следующим образом: показатели рентгенологической плотности костной ткани во всех точках аллогенного остеотрансплантата между собой имели статистически незначимые различия, не превышающие 8 HU ($P = 0,637$; $P = 0,842$; $P = 0,892$ между точками 1 и 2, 1 и 3, 2 и 3 соответственно), говорящие об относительной однородности рентгенологической плотности внутри трансплантата. По отношению к телу позвонка данные точек 1, 2 и 3 в среднем были в 6,04 раза меньше показателя в точке 4 – 1079 [1046; 1127] HU ($P = 0,01$ для каждой точки); полученные различия статистически значимы и свидетельствуют о несоответствии рентгенологической плотности аллогенного остеотрансплантата костной ткани. В подтверждение плотность регенерата – 180 [157; 200] HU, соответствующая на момент первого контроля 4-му типу по классификации Misch, имела показатели значительно ниже, с разницей в 5,99 раза по отношению к телу позвонка в точке 4 ($P = 0,01$); различия статистически значимы.

Отдельно рассмотрены различия рентгенологической плотности между точками 4 и 5, соответствующими отломку тела позвонка. Так, через 14 сут с момента операции различия оказались статистически незначимыми, составили лишь 10 HU ($P = 0,258$).

На 30-е сут рентгенологическая плотность аллогенного остеотрансплантата повысилась в сравнении со сроком 14 сут, при этом расположение области относительно реципиентного ложа не влияет на выраженность течения процесса остеогенеза, что подтверждается отсутствием статистически значимых различий между точками 1, 2 и 3 ($P = 0,509$; $P = 0,804$; $P = 0,87$ между точками 1 и 2, 1 и 3, 2 и 3 соответственно). Однако при этом имеется незначительная тенденция в точке 2 к опережению по показателям рентгенологической плотности других точек аллогенного остеотран-

сплантата, если оценить показатели последующих наблюдений. Наибольшее значение рентгенологической плотности определяли в точке 4 – 1030 [987; 1058] HU, что в среднем в 2,62 раза превышало значения в зоне аллогенного остеотрансплантата. С показателями тела позвонка сравнили общий показатель рентгенологической плотности регенерата – 397 [349; 434] HU, что соответствовало уже 3-му типу по Misch. Данные общей плотности регенерата в 2,89 раза были ниже таковых в точке 4 ($P = 0,01$). Это подтверждает корректность полученных при описанном выше раздельном анализе показателей точек 1, 2 и 3, для которых в парах сравнения различия являются статистически незначимыми.

Между точками 4 и 5 через 30 сут разница в показателях составила 28 HU, что больше, чем при контроле через 14 сут, однако с учетом последующих результатов мы посчитали это статистически незначимым различием ($P = 0,141$).

Через 90 сут данные рентгенологической плотности аллогенного остеотрансплантата продолжают синхронно увеличиваться с незначительным преобладанием в точке 2 – 1076 [987; 1140] HU над точками 1 – 1009 [941; 1090] HU, 3 – 1020 [983; 1082] HU ($P = 0,109$ и $P = 0,166$ соответственно), что является статистически незначимым различием. Различия в точках 1 и 3 регенерата отличались лишь на 11 HU ($P = 0,741$), что является статистически незначимым. Все значения рентгенологической плотности аллогенного остеотрансплантата в точках 1, 2 и 3 к 90 сут соответствовали показателям костной ткани тела позвонка в точке 4 – 1075 [1004; 1124] HU ($P = 0,042$; $P = 0,867$ и $P = 0,084$ соответственно), что также является статистически незначимыми результатами. Значения рентгенологической плотности показывают уравнивание показателей аллогенного остеотрансплантата и тела позвонка, что говорит о завершённом остеогенезе. Такие выводы подтверждаются сравнением общего показателя плотности реге-

нерата – 1041 [972; 1098] HU с показателями тела позвонка, где различие в 1,03 раза в условиях настоящего исследования признано статистически незначимым ($P = 0,107$).

На 90-е сут показатели рентгенологической плотности отломка, по сравнению с телом позвонка, выровнялись, разница между ними сократилась в 2,8 раза и составила 10 HU. При этом различия статистически незначимы ($P = 0,731$).

Через 180 сут рентгенологическая плотность аллогенного остеотрансплантата в точках 1, 2 и 3 соответствовала плотности тела позвонка – 1056 [1031; 1130] HU и в среднем даже незначительно превышала снизившиеся на 19 HU значения в точке 4 на 26,33 HU, то есть в 1,03 раза ($P = 0,545$; $P = 0,423$ и $P = 0,667$ соответственно), что является статистически незначимым различием во всех парах сравнения. Между собой показатели в зоне трансплантата статистически значимых различий не имели ($P = 0,627$; $P = 0,958$; $P = 0,735$ между точками 1 и 2, 1 и 3, 2 и 3 соответственно). Значения точек в области регенерата в среднем в 4,16 раза ближе к плотности отломка, чем к плотности тела позвонка, что может свидетельствовать об ускорении процессов репарации в обозначенных зонах. Общий показатель рентгенологической плотности регенерата составил 1083 [1035; 1128] HU, что соответствует 2-му типу по Misch; по отношению к телу позвонка разница в 1,03 раза признана статистически незначимой ($P = 0,01$).

Показатели в зоне отломка и области тела позвонка имели несколько большие различия, чем при предыдущем контроле – 24 HU, но разница оставалась статистически незначимой ($P = 0,423$; табл. 4).

Через 90 сут после операции схожие данные получены из всех точек аллогенного остеотрансплантата и достоверно соответствуют костной ткани тела позвонка в точке 4 ($P = 0,787$; $P = 0,696$ и $P = 0,432$ для точек 1, 2 и 3 соответственно). Микротвердость бывшего отломка

Таблица 4

Рентгенологическая плотность костной ткани в серии III, HU

Срок им- плантации, сут	Точка 1	Точка 2	Точка 3	Общий показатель	Точка 4	Точка 5	Тип по классификации Misch et al. [27]		
							регенерат	позвонок	отломок
14	173 [157; 199]*	181 [158; 205]*	182 [157; 202]*	180 [157; 200]*	1079 [1046; 1127]	1067 [982; 1092]	4	2	2
30	387 [344; 423]*	410 [347; 434]*	384 [345; 444]*	397 [349; 434]*	1030 [987; 1058]	1002 [975; 1027]	3	2	2
90	1009 [941; 1090]	1076 [987; 1140]	1020 [983; 1082]	1041 [972; 1098]	1075 [1004; 1124]	1065 [1022; 1173]	3	2	2
180	1074 [1022; 1155]	1090 [1030; 1130]	1083 [1035; 1121]	1083 [1035; 1128]	1056 [1031; 1130]	1080 [1048; 1110]	2	2	2

Данные представлены в виде Me [Q25; Q75], n = 22, P < 0,00714;

*результат статистически значим по отношению к точке 4.

по своему показателю также достоверно соответствует костной ткани тела позвонка, что может означать консолидацию перелома и восстановление адекватного кровоснабжения отсеченного фрагмента (P = 0,867; табл. 5).

При изучении данных спектрометрии показатели Ca/P тела позвонка в точке 4 и краниоventрального угла в точке 5 оказались равны

(P = 0,703/0,715), статистически значимых различий в паре сравнения не выявлено. При этом количество Ca/P аллогенного остеотрансплантата в точках 1, 2, 3 не имеет значимых различий показателей по отношению к телу позвонка, что может означать заверченный процесс минерализации остеотрансплантата (P > 0,01). Разница значений Ca/P внутри обла-

сти пластического замещения остеотрансплантатом оценена как незначимая (P = 0,342/0,774; P = 0,677/0,223; P = 0,195/0,115 между точками 1 и 2, 1 и 3, 2 и 3 соответственно).

Данные, полученные спектрометрией Ca из контрольных областей аллогенного остеотрансплантата, тела позвонка и краниоventрального угла, не имели между собой существенных различий, что может говорить о равномерно протекающем остеогенезе во всех исследуемых зонах (P > 0,01 для всех точек).

Данные, полученные спектрометрией P из контрольных областей остеотрансплантата, по отношению к данным тела позвонка имеют значимые различия (P = 0,01; P = 0,01; P = 0,01 для точек 1, 2 и 3 соответственно). Для общих показателей регенерата при спектрометрии Ca различие с телом позвонка оказалось значимым (P = 0,01). Однако клинически значимыми в условиях *in vivo* они не являются (табл. 6).

Обсуждение

Проведена сравнительная оценка аллогенного остеотрансплантата с аутогенным трансплантатом. Установлено, что во всех сериях исследования наглядные значимые результаты были достигнуты на 90-е сут от начала эксперимента, показатели рентгенологической плот-

Таблица 5

Микротвердость костной ткани в серии III (90 сут), HV

Точка 1	Точка 2	Точка 3	Общий показатель	Точка 4	Точка 5
87,8 [85,2; 90,9]	87,8 [85,2; 91,4]	87,1 [85,1; 90,8]	87,8 [85,2; 90,9]	88,3 [84,6; 92,1]	88,0 [86,0; 90,2]

Данные представлены в виде Me [Q25; Q75], n = 12, P < 0,00714.

Таблица 6

Спектрометрия костной ткани в серии III (90 сут), %

Области наблюдения	Исследуемый элемент	
	Ca	P
Точка 1	16,66 [15,78; 17,27]	12,97 [12,80; 13,35]*
Точка 2	16,90 [16,48; 17,24]	13,03 [12,38; 13,71]*
Точка 3	16,63 [15,97; 17,14]	12,70 [12,06; 13,18]*
Общий показатель	16,67 [16,31; 17,20]	12,90 [12,49; 13,48]*
Точка 4	17,11 [16,52; 17,66]	14,61 [13,04; 15,40]
Точка 5	17,04 [16,74; 17,56]	14,63 [13,84; 15,66]

Данные представлены в виде Me [Q25; Q75], n = 12, P < 0,00714;

*результат статистически значим по отношению к точке 4.

ности и микротвердости прямо пропорционально зависят друг от друга.

Аллогенный остеотрансплантат исследовали в сериях I, III при различных типах операции. В случае с формированием костного дефекта тела позвонка с его последующим пластическим замещением остеотрансплантатом (серия I) рентгенологическая плотность и микротвердость в точках внутри регенерата соответствовали таковым в области тела позвонка, что может означать завершённый процесс остеогенеза ($P > 0,01$). Такое распределение параметров в разных моделях операции говорит о законченном формировании костного сращения и блока, а косвенно и о минерализации костной ткани, о равномерно протекающем процессе регенерации во всех частях остеотрансплантата, независимо от близости точки к реципиентному ложу.

В серии III, несмотря на проникновение пульпозного ядра между краниовентральным фрагментом и телом, проведенная пластика аллогенным остеотрансплантатом в плоскости искусственного перелома обеспечила сращение с формированием кости, идентичной по качественным и количественным характеристикам позвонку.

В этом случае рентгенологическая плотность продолжала синхронно увеличиваться прямо пропорционально значениям микротвердости, с значительным преобладанием к краю трансплантата. При этом все значения этих параметров в точках 1, 2 и 3 на 90-е сут соответствовали показателям костной ткани тела позвонка ($P > 0,01$), что говорит о консолидации перелома и восстановлении адекватного кровоснабжения в отсеченном фрагменте.

С помощью спектрометрии в аллогенном остеотрансплантате оценили скорость минерализации. Значения Ca/P внутри трансплантата между точками в каждой серии указывали на то, что процесс остеорепарации идет равномерно ($P > 0,01$). А уже при оценке значений конкретной точки в усло-

виях различной модели повреждения выявлено следующее:

- прямо пропорциональная связь между содержанием Ca и P в случае рентгенологической плотности и микротвердости;
- аллогенный остеотрансплантат сохранял скорость минерализации, вне зависимости от смоделированного дефекта и выполненного вмешательства.

По данным спектрометрии Ca/P, через 90 сут разница значений внутри области пластического замещения аллогенного остеотрансплантата и по отношению к телу позвонка оценена как незначимая ($P > 0,01$), что говорит о завершённом процессе минерализации.

Рассматривая в отдельности данные, полученные при использовании аутокости модели дефекта тела, статистически различия рентгенологической плотности между трансплантатом и телом позвонка на 90-е сут оставались значимыми ($P < 0,01$). Отмечено распределение рентгенологической плотности с ее увеличением в зоне, прилегающей к реципиентному ложу, и незавершённый процесс формирования костной ткани в центральной части аутоотрансплантата и в зоне, не контактирующей с ложем. Можно сказать, что процесс формирования костной ткани происходил от периферии к центру. Величина микротвердости изменялась прямопропорционально рентгенологической плотности. С учетом того, что такую же зависимость мы наблюдали в случае с использованием трансплантата иной природы, можно говорить о связанности этих параметров. Показатели микротвердости в этой модели эксперимента не соответствуют таковой для тела позвонка, что свидетельствует о продолжающемся процессе формирования костной ткани ($P < 0,01$). Отчетливо видно распределение значений с нарастанием от центра к периферии. Показатель микротвердости в центральной зоне трансплантата менее выражен по отношению к остальным участкам. Минерализация в аутоотранспланта-

те, оцененная с помощью спектрометрии Ca/P, происходит неравномерно. Через 90 сут получены данные, показывающие значимые различия точек трансплантата по отношению к телу позвонка ($P < 0,01$) и между точками внутри аутоотрансплантата ($P < 0,01$). Любопытно, что в случае модели эксперимента с использованием аутоотрансплантата, в отличие от аллогенного остеотрансплантата, имелась тенденция к прямопропорциональному изменению показателей спектрометрии Ca и P. Данные свидетельствуют о продолжающемся формировании костной ткани; минерализация происходит неравномерно, от периферии к центру аутоотрансплантата по типу ползущего замещения, морфологически определяется отсутствие полноценного костного блока.

Остеогенез в аутоотрансплантате проходил значительно медленнее, чем в аллогенном остеотрансплантате ($P < 0,01$). Так, для серий I и II удалось наглядно представить скорость формирования костной ткани по показателям рентгенологической плотности, распределение которых, как показано выше, справедливо и для микротвердости. При пластическом замещении дефекта (серии I и II) через 30 сут начинается процесс резорбции в периферической части аутоотрансплантата и увеличение плотности остеотрансплантата, что показывает активно протекающий процесс формирования костного блока. Для значений тела позвонка проявились математически значимые различия в сторону нарастания плотности в пользу аллогенного остеотрансплантата ($P < 0,01$). Описанное различие нивелируется через 180 сут.

Заключение

При пластике дефекта аллогенным остеотрансплантатом формирование костной ткани протекает равномерно во всех зонах реципиентного ложа, без статистически значимых различий ($P < 0,01$), по типу ангиогенного остеогенеза, независимо от модели повреждения, и через 90 сут является

завершенным ($P < 0,01$). К этому сроку сформирована костная ткань, по своим качественным, прочностным характеристикам, показателю микро-твердости и минеральному составу идентичная костной ткани тела позвонка ($P < 0,01$ для каждого диагностического критерия). При пласти-

ческом замещении дефекта аутог-рансплантатом выявлено статистически значимое различие костной ткани в центральной зоне по качественным, прочностным характеристикам, показателю микро-твердости и минеральному составу уступающей костной ткани, сформированной в перифе-

рических зонах реципиентного ложа и тела позвонка.

Исследование не имело спонсорской поддержки. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Литература/References

1. **Apicella A, Apicella D, Syed J, Aversa R.** Innovative biomaterials in bone tissue engineering and regenerative medicine. In: Tatullo M, ed., *MSCs and Innovative Biomaterials in Dentistry*. Springer International Publishing, 2017:63–84.
2. **Asghari F, Samiei M, Adibkia K, Akbarzadeh A, Davaran S.** Biodegradable and biocompatible polymers for tissue engineering application: a review. *Artif Cells Nanomed Biotechnol.* 2017;45:185–192. DOI: 10.3109/21691401.2016.1146731.
3. **Bastami F, Nazeman P, Moslemi H, Rezaei Rad M, Sharifi K, Khojasteh A.** Induced pluripotent stem cells as a new gateway for bone tissue engineering: a systematic review. *Cell Prolif.* 2017;50(2). DOI: 10.1111/cpr.12321.
4. **Bose S, Tarafder S, Bandyopadhyay A.** Effect of chemistry on osteogenesis and angiogenesis towards bone tissue engineering using 3D printed scaffolds. *Ann Biomed Eng.* 2017;45:261–272. DOI: 10.1007/s10439-016-1646-y.
5. **Gordeladze JO, Haugen HJ, Lyngstadaas SP, Reseland JE.** Bone tissue engineering: state of the art, challenges, and prospects. In: Hasan A, ed., *Tissue Engineering for Artificial Organs: Regenerative Medicine, Smart Diagnostics and Personalized Medicine*. Wiley, 2017:525–551.
6. **Ng J, Spiller K, Bernhard J, Vunjak-Novakovic G.** Biomimetic approaches for bone tissue engineering. *Tissue Eng Part B Rev.* 2017;23:480–493. DOI: 10.1089/ten.TEB.2016.0289.
7. **Noori A, Ashrafi SJ, Vaez-Ghaemi R, Hatamian-Zaremi A, Webster TJ.** A review of fibrin and fibrin composites for bone tissue engineering. *Int J Nanomedicine.* 2017;12:4937–4961. DOI: 10.2147/IJNS.124671.
8. **Smith BT, Santoro M, Grosfeld EC, Shah SR, van den Beucken JJJP, Jansen JA, Mikos AG.** Incorporation of fast dissolving glucose porogens into an injectable calcium phosphate cement for bone tissue engineering. *Acta Biomater.* 2017;50:68–77. DOI: 10.1016/j.actbio.2016.12.024.
9. **Sethu SN, Namashivayam S, Devendran S, Nagarajan S, Tsai WB, Narashiman S, Ramachandran M, Ambigapathi M.** Nanoceramics on osteoblast proliferation and differentiation in bone tissue engineering. *Int J Biol Macromol.* 2017;98:67–74. DOI: 10.1016/j.jbiomac.2017.01.089.
10. **Tan GH, Goss BG, Thorpe PJ, Williams RP.** CT-based classification of long spinal allograft fusion. *Eur Spine J.* 2007;16:1875–1881. DOI: 10.1007/s00586-007-0376-0.
11. **Vasylyev R, Oksymets VM, Rodnichenko A, Zlatska AV, Gubar OS, Zubov DO.** Tissue engineering-based approach for restoration of combat related critical sized bone defects. *Cytotherapy.* 2017;19:S223–S224. DOI: 10.1016/j.jcyt.2017.02.311.
12. **Westphal I, Jedelhauser C, Liebsch G, Wilhelmi A, Aszodi A, Schieker M.** Oxygen mapping: Probing a novel seeding strategy for bone tissue engineering. *Biotechnol Bioeng.* 2017;114:894–902. DOI: 10.1002/bit.26202.
13. **Wu Q, Yang B, Hu K, Cao C, Man Y, Wang P.** Deriving osteogenic cells from induced pluripotent stem cells for bone tissue engineering. *Tissue Engineering Part B: Reviews.* 2017;23:1–8. DOI: 10.1089/ten.TEB.2015.0559.
14. **Yorukoglu AC, Kiter AE, Akkaya S, Satiroglu-Tufan NL, Tufan AC.** A concise review on the use of mesenchymal stem cells in cell sheet-based tissue engineering with special emphasis on bone tissue regeneration. *Stem Cells Int.* 2017;2017:2374161. DOI: 10.1155/2017/2374161.
15. **Zhang XY, Fang G, Zhou J.** Additively manufactured scaffolds for bone tissue engineering and the prediction of their mechanical behavior: a review. *Materials (Basel).* 2017;10:50. DOI: 10.3390/ma10010050.
16. **Бруско А. Т., Гайко Г. В.** Современные представления о стадиях репаративной регенерации костной ткани при переломах // *Вісник ортопедії, травматології та протезування.* 2014. № 2. С. 5–8. [Brusko AT, Gaiko GV. Contemporary ideas about the stages of reparative bone tissue regeneration in fractures. *Visnik ortopedii, traumatologii ta protezuвання.* 2014;(2):5–8. In Russian].
17. **Дедух Н. В., Сыкал А. А.** Регенерация кости при сахарном диабете 2-го типа (экспериментальное исследование) // *Проблеми остеології.* 2015. Т. 18. № 4. С. 12–18. [Dedukh NV, Sykal AA. Bone repair under type 2 diabetes mellitus (experimental investigation). *Problemi osteologii.* 2015;18(4):12–18. In Russian].
18. **Зайдман А.М., Косарева О.С., Щелкунова Е.И., Корель А.В., Сухих А.В., Строкова Е.Л., Иванова Н.А., Рерих В.В., Предин Ю.А., Ластевский Д.А., Агеева Т.А., Гусев А.Ф.** Экспериментальное обоснование применения трехмерного остеотрансплантата для регенерации костной ткани различной локализации и гистогенеза // *Современные проблемы науки и образования.* 2016. № 6. URL: <https://www.science-education.ru/ru/article/view?id=25582>. [Zaidman AM, Kosareva OS, Shchelkunova EI, Korel AV, Sukhikh AV, Strokovaya EL, Ivanova NA, Rerikh VV, Predein YuA, Lastevsky DA, Ageeva TA, Gusev AF. Experimental substantiation of application of three-dimensional bone graft for regeneration of bone tissue of various localization and histogenesis. *Modern Problems of Science and Education.* 2016;(6). URL: <https://www.science-education.ru/ru/article/view?id=25582>. In Russian].
19. **Rerikh VV, Lastevskiy AD, Sadovoy MA, Zaidman AM, Bataev AV, Predein YuA, Avetisyan AR, Romanenko VV, Mamonova EV, Nikulina AA, Semantsova ES, Smirnov AI.** Experimental verification of using nanostructured ceramic implants and osteograft. *AIP Conference Proceedings.* 2017;1882:020059. DOI: 10.1063/1.5001638.
20. **Drucke TB, Massy ZA.** Changing bone patterns with progression of chronic kidney disease. *Kidney Int.* 2016;89:289–302. DOI: 10.1016/j.kint.2015.12.004.
21. **Harris PE, Bouloux PM.** Metabolic bone disease. In: *Endocrinology in Clinical Practice*, ed. by P.E. Harris, P.M. Bouloux. CRC Press, 2014:243.
22. **Picke AK, Gordaliza Alaguero I, Campbell GM, Gl er CC, Salbach-Hirsch J, Rauner M, Hofbauer LC, Hofbauer C.** Bone defect regeneration and cortical bone parameters of type 2 diabetic rats are improved by insulin therapy. *Bone.* 2016;82:108–115. DOI: 10.1016/j.bone.2015.06.001.
23. **Chen C, Li D, Wang Z, Li T, Liu X, Zhong J.** Safety and efficacy studies of vertebroplasty, kyphoplasty, and mesh-container-plasty for the treatment of vertebral compression fractures: preliminary report. *PloS One.* 2016;11:e0151492. DOI: 10.1371/journal.pone.0151492.

24. Guo JB, Zhu Y, Chen BL, Xie B, Zhang WY, Yang YJ, Yue YS, Wang XQ. Surgical versus non-surgical treatment for vertebral compression fracture with osteopenia: a systematic review and meta-analysis. PLoS One. 2015;10:e0127145. DOI: 10.1371/journal.pone.0127145.
25. Stauff MP, Carragee EJ. Vertebral compression fracture rules. Spine J. 2014;14:971–972. DOI: 10.1016/j.spinee.2014.03.005.
26. Зайдман А.М., Корель А.В., Щелкунова Е.И., Иванова Н.А. Способ получения трехмерного остеотрансплантата // Патент RU 2574942. Заявка 2014145384/15 от 11.11.2014 г., опубликовано 10.02.2016 г., Бюл. № 4. [Zaidman AM, Korel AV, Shchelkunova EG, Ivanova NA. Method for producing three-dimensional bone graft. Patent RU 2574942. Appl. 11.11.2014; Publ. 10.02.2016. Bul. 4. In Russian].
27. Зайдман А.М. Новый пластический материал для лечения вертебральной патологии и не только... // Хирургия позвоночника. 2018. № 2. С. 91–97. [Zaidman AM. New plastic material for the treatment of vertebral pathology and not only... Hir. Pozvonoc. 2018;15(2):91–97. In Russian]. DOI: http://dx.doi.org/10.14531/ss2018.2.91-97.
28. Misch CE, Meffert RM. Implant quality of health scale: A clinical assessment of the health disease continuum. In: Dental Implant Prosthetics, ed. by C.E. Misch. St. Louis: Elsevier Mosby, 2005:596–603.
29. Паршев С.Н., Полозенко Н.Ю. Микротвердость материалов. Волгоград, 2004. [Parshev SN, Polozenko NYu. Microhardness of Materials. Volgograd, 2004. In Russian].
30. Супова М. Problem of hydroxyapatite dispersion in polymer matrices: a review. J Mater Sci Mater Med. 2009;20:1201–1213. DOI: 10.1007/s10856-009-3696-2.

Адрес для переписки:

Рерих Виктор Викторович
630091, Россия, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17,
Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии
им. Я.Л. Цивьяна,
VRerih@niito.ru

Статья поступила в редакцию 09.07.2018

Рецензирование пройдено 16.07.2018

Подписано в печать 01.08.2018

Address correspondence to:

Rerikh Viktor Viktorovich,
Novosibirsk Research Institute of Traumatology
and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsiyuan,
Frunze str., 17, Novosibirsk, 630091, Russia,
VRerih@niito.ru

Received 09.07.2018

Review completed 16.07.2018

Passed for printing 01.08.2018

Виктор Викторович Рерих, д-р мед. наук, руководитель функциональной группы, главный научный сотрудник, Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Россия, 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17; профессор кафедры травматологии и ортопедии, Новосибирский государственный медицинский университет, Россия, 630091, Новосибирск, Красный пр., 52, VRerih@niito.ru;

Юрий Алексеевич Предеин, врач травматолог-ортопед, Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Россия, 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17, predein.y.a@ya.ru;

Алла Михайловна Зайдман, д-р мед. наук, проф., руководитель отдела морфологии и теоретических исследований вертебральной патологии, Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Россия, 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17, AZaydman@niito.ru;

Алексей Дмитриевич Ластевский, врач травматолог-ортопед, научный сотрудник, Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Россия, 630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17, ALastevsky@niito.ru;

Владимир Андреевич Батаев, д-р техн. наук, проф., заведующий кафедрой материаловедения в машиностроении, Новосибирский государственный технический университет, Россия, 630073, Новосибирск, пр. Карла Маркса, 20, rector@nstu.ru;

Аэлита Александровна Никулина, канд. техн. наук, научный сотрудник кафедры материаловедения в машиностроении, Новосибирский государственный технический университет, Россия, 630073, Новосибирск, пр. Карла Маркса, 20, aelita27@mail.ru.

Victor Viktorovich Rerikh, DMSc, Head of the Functional group, senior researcher, Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsiyuan, Frunze str., 17, Novosibirsk, 630091, Russia; professor of traumatology and orthopaedics in Novosibirsk State Medical University, Krasny pr., 52, Novosibirsk, 630091, Russia, VRerih@niito.ru;

Yury Alekseyevich Predein, orthopedic traumatologist, Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsiyuan, Frunze str., 17, Novosibirsk, 630091, Russia, predein.y.a@ya.ru;

Alla Mikhailovna Zaidman, DMSc, Prof., Head of the Functional group of Pathomorphology and Theoretical Research in Vertebrology in the Laboratory-Experimental Department, Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsiyuan, Frunze str., 17, Novosibirsk, 630091, Russia, AZaydman@niito.ru;

Alexey Dmitrievich Lastevsky, orthopedic traumatologist, researcher, Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopaedics n.a. Ya.L. Tsiyuan, Frunze str., 17, Novosibirsk, 630091, Russia, ALastevsky@niito.ru;

Vladimir Andreyevich Bataev, DSc in Technics, Prof., Head of the Department of Material Science in Mechanical Engineering, Novosibirsk State Technical University, K. Marksa pr., 20, Novosibirsk, 630073, Russia, rector@nstu.ru;

Aelita Aleksandrovna Nikulina, PhD in Technics, researcher of the Department of the Material Science in Mechanical Engineering, Novosibirsk State Technical University, K. Marksa pr., 20, Novosibirsk, 630073, Russia, aelita27@mail.ru.