

- prosthetic designs. [Individual'nyy podbor stomatologicheskikh materialov kak element klinicheskogo protokola vedeniya bol'nykh pri lechenii nesymnymi ortopedicheskimi konstruktivnyyami]: Diss. Moscow; 2008. (in Russian)
- Lebedenko I.Yu., Deev M.S., Dubova L.V., Parunov V.A. Palladium and its alloys. biological effect. Rossiiskiy stomatologicheskii zhurnal. 2006; 5: 38–43. (in Russian)
  - Dubova L.V., Volozhin A.I., Lebedenko I.Yu., Otyrba R.D. Determination of biocompatibility of dental materials used in prosthetic dentistry. In: [Materiali XXI i XXII Vserossiyskikh nauchno-prakticheskikh konferency]. Moscow; 2009: 373-7. (in Russian)
  - Damaskin B.B., Petriy O.A., Tsirlina G.A. Electrochemistry. Chemistry. [Elektrokhimiya. Khimiya]. Moscow: Koloss; 2006. (in Russian)
  - Joy D.C., Romig A.D., Goldstain J.I., eds. Principals of Analytical Electron Microscopy. New York: Plenum Press; 1986.
  - Dunaev C.F., ed. Workshop on General Chemistry. [Praktikum po obshchey khimii]. 4ed. Moscow: Izdatel'stvo Moskovskogo universiteta; 2011. (in Russian)
  - Zhmurko G.P., Kazakova E.F., Kuznetsov V.N., Yatsenko A.V. General Chemistry. [Obshchaya khimiya] / Pod red. C.F. Dunaeva. Moscow: Izdatel'skiy tsentr "Akademiya"; 2001. (in Russian)

Received 14.04.14

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2014

УДК 616.314-089.23-07

Селектор О.Н.<sup>1</sup>, Осинцев А.В.<sup>2</sup>, Косырева Т.Ф.<sup>1</sup>

## ИЗУЧЕНИЕ ПРОЦЕССА НОРМАЛИЗАЦИИ ПОЛОЖЕНИЯ РОТИРОВАННОГО ЗУБА ПОД ДЕЙСТВИЕМ АКТИВНЫХ НИТИНОВЫХ ДУГ

<sup>1</sup>ГБОУ ВПО «Российский университет дружбы народов», 117198, Москва; <sup>2</sup>Научно-исследовательский ядерный университет МИФИ, 115409, г. Москва

*Изучены процессы нормализации положения ротируемого зуба во времени в зависимости от типоразмеров ортодонтических дуг и видов замковых креплений брекетов.*

Ключевые слова: тортоаномалия, ортодонтические дуги, виды брекетов.

*Selektor O.N.<sup>1</sup>, Osintsev A.V.<sup>2</sup>, Kosyрева T.F.<sup>1</sup>*

STUDY OF TOOTH ROTATION ON THE NITINOL ARCHWIRES

<sup>1</sup>Peoples' Friendship University of Russia, 117198, Russian Federation; <sup>2</sup>National Research Nuclear University "MEPhI", 115409, Moscow

*Study the processes of tooth rotation depending on the sizes archwires and types of bracket systems in time.*

Key words: tooth rotation; orthodontic wires; types of brackets.

### Введение

Актуальность данного исследования обусловлена необходимостью изучения процесса нормализации положения ротируемого зуба во времени для оптимального выбора активных нитиноловых дуг и типов замковых креплений различных брекет-систем.

### Материал и методы

Экспериментальные исследования проводили на кафедре физики прочности Научно-исследовательского ядерного университета МИФИ и кафедре стоматологии детского возраста и ортодонтии РУДН.

Исследования выполняли на модели фрагмента зубного ряда, изготовленной из пластмассы холодной полимеризации Протакрил-М, с установленными в нее искусственными зубами и имитатором тканей периодонта (зуботехнический воск). Корневую часть исследуемого зуба моделировали усеченным конусом в пересчете на среднюю площадь корней для данного зуба [1].

На пластмассовые зубы фиксировали брекет- и ортодонтическую дугу, исследуемый зуб с жестко зафиксированным

рычагом длиной 50 мм устанавливали в положении тортоаномалии. Рычаг упирался в высокоточный цифровой индикатор линейных перемещений. Таким образом, зная величину перемещения рычага  $\Delta L$  на фиксированном плече  $H$ , можно вычислить угол поворота  $\varphi$  ротируемого зуба (рис. 1 на вклейке) по формуле  $\varphi = \arctg(\Delta L/H)$ .

В ходе ранее проведенных исследований было установлено, что оптимальная температура нагрева для активации процессов перемещений составляет 60°C [2]. Для изучения процесса нормализации положения ротируемого зуба во времени прибегали к видеорегистрации. Измерения осуществляли в течение 25 мин с интервалом 1 мин. Полученные значения линейных перемещений пересчитывали в зависимости угла поворота ротируемого зуба от времени.

На рис. 2 на вклейке показана фотография модели фрагмента зубного ряда, устройства для видеорегистрации процесса восстановления ротируемого зуба и контроля температуры.

Исследовали ортодонтические NiTi-дуги фирмы "3M Unitek" (Германия) сечений 0,014", 0,016", 0,018", 0,016" · 0,016", 0,016" · 0,022" и 3 брекет-системы: Victory ("3M Unitek", Германия), In-Ovation R (GAC, США), Smart Clip ("3M Unitek", Германия).

Для изучения влияния размера нитиноловых дуг на процессы нормализации положения ротируемого зуба использовали ортодонтические NiTi-дуги круглого сечения 0,014", 0,016", 0,018" и брекет-систему In-Ovation R. Оценку влияния формы поперечного сечения проводили на NiTi-дугах 0,016", 0,016" · 0,016", 0,016" · 0,022" и брекет-системе In-Ovation R. Для определения оптимального замкового крепления при

Для корреспонденции: Селектор Ольга Николаевна, e-mail: orthodontist@dr-selektor.ru

For correspondence: Selektor Olga Nikolaevna, e-mail: orthodontist@dr-selektor.ru

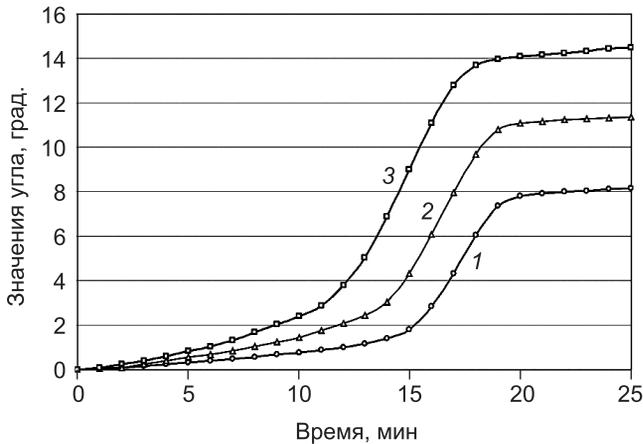


Рис. 3. Зависимость угла поворота ротируемого зуба 1.5. при нормализации его положения с помощью брекет-системы In-Ovation R и NiTi-дуг круглого сечения: 1 – 0,014"; 2 – 0,016"; 3 – 0,018".

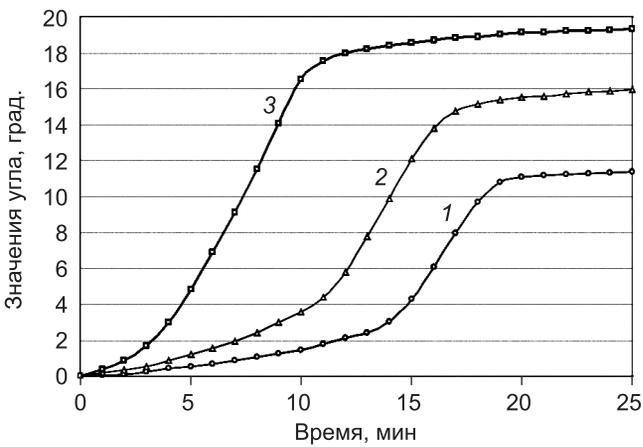


Рис. 4. Зависимость угла поворота ротируемого зуба 1.5. при нормализации его положения с помощью брекет-системы In-Ovation R и NiTi-дуг: 1 – 0,016"; 2 – 0,016 · 0,016"; 3 – 0,016" · 0,022".

нормализации положения ротируемого зуба использовали 3 брекет-системы: Victory, In-Ovation R, Smart Clip и ортодонтические дуги 0,016" NiTi. В исследованиях использовано 70 дуг, выполнено 1750 точек измерений.

**Результаты и обсуждение**

На рис. 3 показаны зависимости величины угла поворота ротируемого зуба от времени, полученные для активных NiTi-дуг размеров 0,014", 0,016", 0,018". Дуга большего размера обладает большей изгибной жесткостью и создает больший восстанавливающий момент [2–4]. Фаза активного восстановления ротируемого зуба начинается раньше: для дуги 0,018" NiTi на 13-й минуте, для дуги 0,016" NiTi на 14-й минуте, а для дуги 0,014" NiTi на 15-й минуте. В эксперименте скорость восстановления для дуги 0,018" NiTi составляет 1,94 град/мин, для 0,016" NiTi – 1,65 град/мин, для дуги 0,014" NiTi – 1,40 град/мин. Продолжительность фазы активного восстановления для ортодонтических дуг исследуемых размеров практически одинакова и составляет 4 мин. Максимальные углы восстановления зуба для дуги 0,018" NiTi – 14,47°, для 0,016" NiTi – 11,35°, для 0,014" NiTi – 8,16°.

На рис. 4 показаны зависимости величины угла пово-

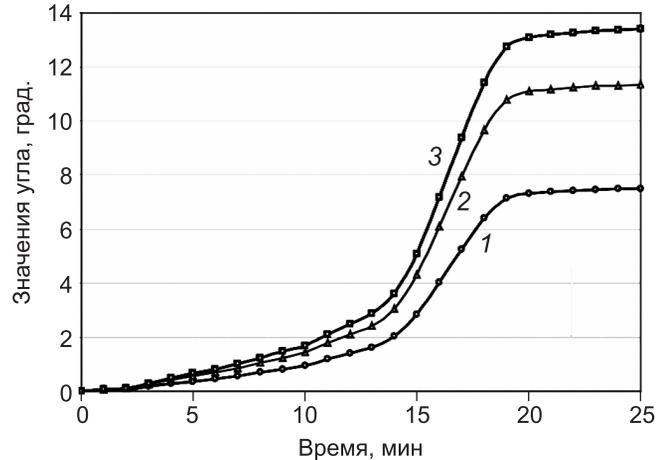


Рис. 5. Зависимости угла поворота ротируемого зуба 1.5. при нормализации его положения с помощью 0,016" NiTi-дуги и различных брекет-систем: тип 1 – Victory (3M Unitek, Германия), тип 2 – In-Ovation R (GAC, США) и тип 3 – SmartClip (3M).

рота ротируемого зуба для активных NiTi-дуг 0,016", 0,016" · 0,016", 0,016" · 0,022". В ходе эксперимента было установлено, что на дугах большего поперечного сечения фаза активного восстановления начинается раньше. Для дуги 0,016" · 0,022" NiTi она составляет 4 мин, для 0,016" · 0,016" NiTi – 11 мин, для 0,016" NiTi – 14 мин. Скорость восстановления для дуги поперечного сечения 0,016" · 0,022" – 2,26 град/мин, для дуги с поперечным сечением 0,016" · 0,016" – 1,88 град/мин, для круглой дуги 0,016" – 1,65 град/мин. Продолжительность фазы активного восстановления для дуги 0,016" · 0,022" NiTi она составляет 6 мин, для 0,016" · 0,016" NiTi – 5 мин, для 0,016" NiTi – 4 мин. Максимальные углы восстановления положения ротируемого зуба для дуги 0,016" · 0,022" NiTi – 19,31°, для 0,016" · 0,016" NiTi – 15,96°, для 0,016" NiTi – 11,35°.

Влияние вида замкового крепления брекетов на зависимость величины угла поворота ротируемого зуба от времени показано на рис. 5. Исследование проводили с использованием дуг 0,016" NiTi и трех типов брекет-систем. Установлено, что начало фазы активного восстановления практически не зависит от применяемого типа замкового соединения брекет-системы, фаза начинается на 14-й минуте. Скорость восстановления при использовании брекет-системы типа 3 (Smart Clip ("3M Unitek", Германия)) 1,95 град/мин, типа 2 (In-Ovation R (GAC, США)) 1,65 град/мин, типа 1 (Victory ("3M Unitek", Германия)) 1,09 град/мин. Продолжительность фазы активного восстановления для исследуемых типов замковых креплений практически постоянна и составляет 4 мин. Максимальные углы восстановления ротируемого положения зуба для брекет-системы типа 3 – 13,40°, типа 2 – 11,35°, типа 1 – 7,50°.

**Заключение**

Чем больше размер поперечного сечения ортодонтической дуги, тем процесс ее восстановления начинается раньше, идет активнее и достигается больший угол поворота ротируемого зуба.

При использовании одного типоразмера ортодонтической дуги с различными типами замковых креплений больший угол восстановления наблюдается в брекет-системе с более жесткой фиксацией дуги в пазах брекета.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Митчелл Л. Основы ортодонтии: Пер. с англ. под ред. проф. Ю.М. Малыгина. М.: ГЭОТАР-Медиа; 2010.
2. Селектор О.Н., Осинцев А.В., Косырева Т.Ф. Изучение зависимости величины ротационного момента от типоразмера ортодонтических дуги при тортоаномалии. *Российский стоматологический журнал*. 2013; 5: 11-3.
3. Беляев Н.М. Сопротивление материалов. 15-е изд. М.: Наука; 1976.
4. Феодосьев В.И. Сопротивление материалов: Учебник для вузов. 10-е изд. М.: Издательство МГТУ им. Н.Э. Баумана; 1999.

Поступила 25.04.14

## REFERENCES

1. Mitchell L. Fundamentals of Orthodontics. [Osnovy ortodontii]: Lane. from English under the editorship. Yu.M. Malygina. Moscow: GEOTAR-Media; 2010. (in Russian)
2. Selector O.N., Osintsev A.V., Kosyrev T.F. Study of the dependence of the rotational moment of the size of orthodontic arch at titanomachia. *Rossiyskiy stomatologicheskii zhurnal*. 2013; 5: 11-3.
3. Belyaev N.M. Resistance of materials. [Soprotivleniye materialov]. 15ed. Moscow: Science; 1976. (in Russian)
4. Feodos'yev V.I. Resistance Materials: Textbook for Universities. [Soprotivleniye materialov: Uchebnik dlya vuzov]. 10th ed. Moscow: Izdatel'stvo MGTU im N.E. Baumana. 1999. (in Russian)

Received 25.04.14

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2014

УДК 615.46.015.2:615.276.4.03:616.71-018.4-003.9

Шайхалиев А.И.<sup>1</sup>, Стрещкий Г.М.<sup>1</sup>, Краснов М.С.<sup>2</sup>, Рыбакова Е.Ю.<sup>3</sup>, Тихонов В.Е.<sup>2</sup>, Аразашвили Л.Д.<sup>1</sup>, Геворков Г.Л.<sup>1</sup>, Ямскова В.П.<sup>3</sup>, Ямсков И.А.<sup>2</sup>

## ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МАТЕРИАЛОВ С БИОРЕГУЛЯТОРНЫМ ПЕПТИДНЫМ КОМПЛЕКСОМ, ВЛИЯЮЩИХ НА ОСТЕОРЕПАРАТИВНЫЙ ПРОЦЕСС (результаты предклинических испытаний)

<sup>1</sup>ГБОУ ВПО «Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова Минздрава России, 119991, г. Москва; <sup>2</sup>ФГБУН «Институт элементоорганических соединений им. А.Н. Несмеянова» РАН, 119334, Москва; <sup>3</sup>ФГБУН «Институт биологии развития им. Н.К. Кольцова» РАН, Москва, Россия, 119334

*При устранении дефектов костной ткани важно стимулировать процесс регенерации. Целью исследования являлись изучение воздействия на регенерацию биологически активных эндогенных пептидов, ранее хорошо зарекомендовавших себя в России при восстановлении мягких тканей. На 14, 30, 90 и 300-е сутки сравнивали течение регенераторных процессов в искусственно вызванных костных дефектах (2×2 мм) бедренной кости в 4 группах крыс по 24 особи в каждой: в 1-й (контрольной) в костные дефекты ничего не вносили; во 2-й (контрольной) в дефекты вводили композицию из хитозанового геля (ХГ) и гидроксиапатита (ГАП); в 3-й в дефекты вводили композицию из ХГ (70–90 масс.%), содержащего комплекс пептидов и ГАП (10–30 масс.%) – новый биокомпозитный материал (НБМ)-1; в 4-й в дефекты вводили композицию из ХГ (90,0–99,9 масс.%) и комплекса пептидов без синтетического ГАП – НБМ-2. Обе композиции с комплексом пептидов способствуют стимуляции процессов костеобразования с восстановлением морфологически нормального костного матрикса. Отмечено восстановление морфологически характерной для данной особи костной ткани, формирование костного мозга, а также остеонов в более ранний срок, начиная с 30-х суток, более чем на 40% в отличие от контрольных групп, в которых в основном формировалась губчатая кость, плотная кость начинала формироваться только с 90-х суток.*

Ключевые слова: биологически активные пептиды; кость; биоминерализация; репарация; биокомпозитные материалы; тканевая инженерия.

Shaykhaliev A.I.<sup>1</sup>, Stretskiy G.M., Krasnov M.S.<sup>2</sup>, Rybakova E.Yu.<sup>3</sup>, Tikhonov V.E.<sup>2</sup>, Arazashvili L.D.<sup>1</sup>, Gevorkov G.L.<sup>1</sup>, Yamskova V.P.<sup>3</sup>, Yamskov I.A.<sup>2</sup>

## USE OF MATERIALS WITH BIOREGULATORY PEPTIDE COMPLEX, AFFECTING OSTEOREPARATION PROCESS (THE RESULTS OF PRECLINICAL TESTS)

<sup>1</sup>I.M. Sechenov First Moscow state medical university of the Ministry of Healthcare, 119991, Moscow, Russian Federation; A.N. Nesmeyanov Institute of organoelement compounds of Russian academy of sciences, 119334, Moscow, Russian Federation; <sup>3</sup>Federal state budgetary institution "Russian academy of sciences N.K. Koltzov Institute of developmental biology", 119334, Moscow, Russian Federation.

*At elimination of defects of bone tissue important to stimulate the regeneration process. The aim of the research was to study the impact on the regeneration of endogenous biologically active peptides, previously proven in Russia during recovery of soft tissue. Compared to 14, 30, 90 and 300 day for regenerative processes in artificially-induced bone defects (Hm) femur in 4 groups of male rats for a 24 pcs. in each: 1-I – control, bone defects which nothing was made; 2 – control, defects introduced the composition of chitosan gel (CHG) and hydroxy-Apatite (gap); 3-I – in defects introduced the composition of HCG (70–90 masses.%), containing a complex of peptides, and gap (10–30 masses.%) New biocomposite material-(Matrimon); 4-I – in defects introduced the composition of HCG (90,0–99,9 masses.%) and a complex of peptides without synthetic hydroxyapatite NBM-2(Matrimon-X). Both compositions with a complex of peptides increase the ability to stimulate bone formation with the restoration of morphologically normal bone matrix. Marked recovery morphological characteristic for a given individual bone formation and bone marrow, as well as astionov to the earlier period, starting from 30 days to 40% more, in contrast to the control group, where mainly formed spongy bone, dense bone have started to be formed with only 90 days.*

Key words: biologically active peptides; bone; biomineralization; reparation; biocomposite materials; tissue engineering.

Для корреспонденции: Шайхалиев Астемир Икрамович, e-mail: astemirsh@yandex.ru

For correspondence: Shaykhaliev Astemir Ikramovich, e-mail: astemirsh@yandex.ru

К ст. *Парунова* и соавт.

Рис. 1. Образцы сплавов для испытаний.



К ст. *Селектор* и соавт.

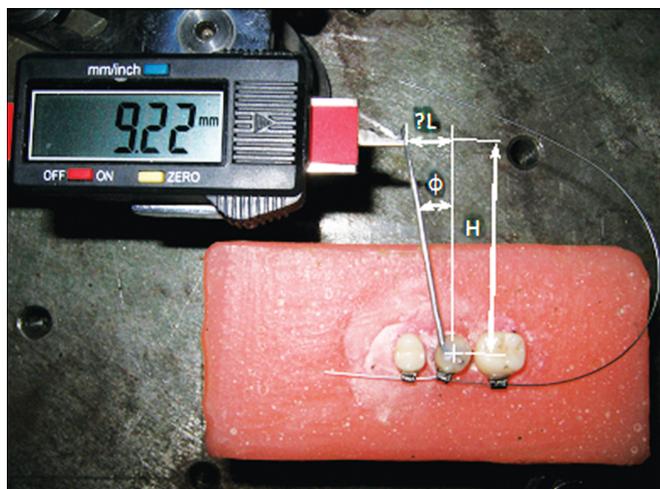


Рис. 1. Пояснения к формуле вычисления угла поворота ф ротированного зуба.



Рис. 2. Устройство для видеорегистрации процесса восстановления ротированного зуба и контроля температуры.

К ст. *Шайхалиева* и соавт.

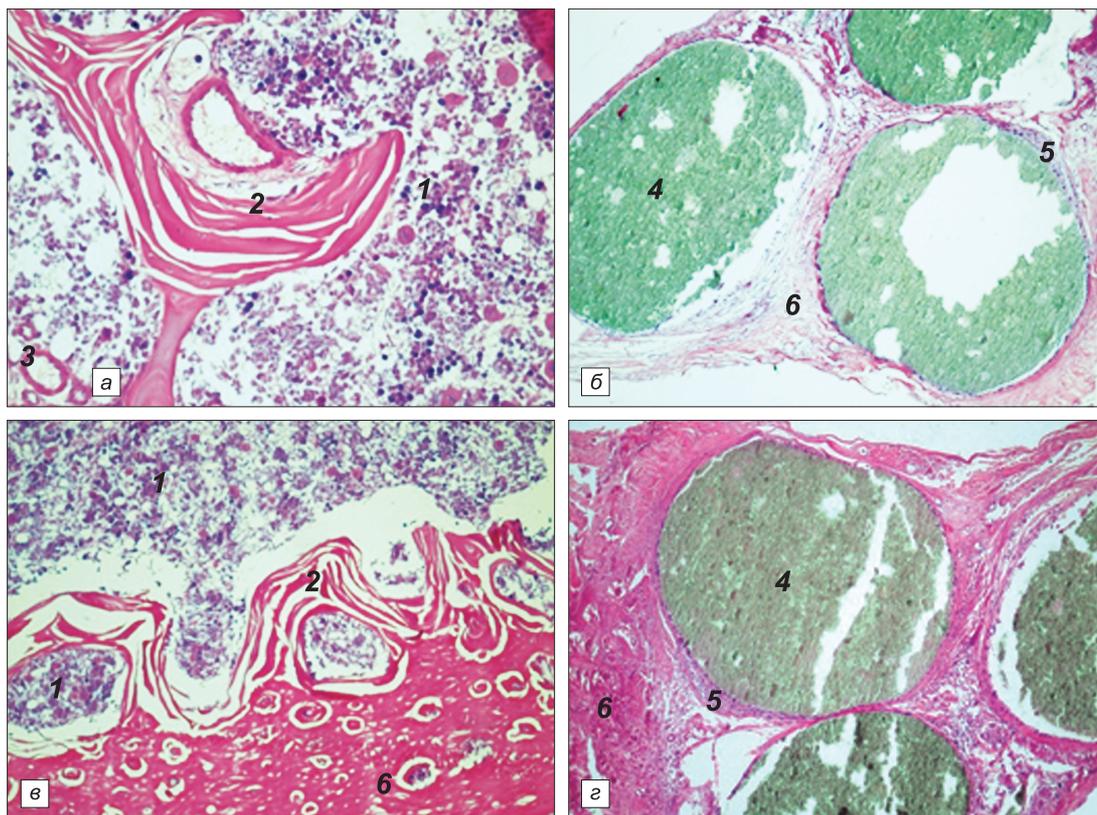


Рис. 1. Состояние дефектов бедренных костей у крыс на 14-е сутки после нанесения травмы.

Здесь и на рис. 2–4: а – в костные дефекты ничего не вносили (1-я контрольная группа); б – в костные дефекты вводили композицию, состоящую из ХГ и ГАП (2-я группа); в – в костные дефекты вводили композицию, состоящую из ХГ (90,0–99,9 масс.%) и сывороточного биорегулятора (3-я группа); г – в костные дефекты вводили композицию, состоящую из ГАП (10–30 масс.%), ХГ (70–90 масс.%) и биорегулятора, выделенного из сыворотки крови крупного рогатого скота (4-я группа). Окраска гематоксилином и эозином. Ув.: ок. 10, об. 20. 1 – костный мозг; 2 – пластинчатая костная ткань; 3 – сосуд; 4 – гранулы ГАП; 5 – фиброзная капсула; 6 – формирование плотной костной ткани.