

<https://doi.org/10.52889/1684-9280-2021-4-60-10-30>

УДК 615.465; 617.3; 616-089.23

МРНТИ: 76.09.43; 76.29.41

Обзорная статья

## Научное обоснование использования биокompозитного материала из гранул пористого никелида титана, обогащенного тромбоцитарной массой для костной пластики

Мухаметжанов Х. <sup>1</sup>, Бекарисов О.С. <sup>2</sup>, Мухаметжанов Д.Ж. <sup>3</sup>, Карибаев Б.М. <sup>4</sup>,  
Дюсенбаев Н.Н. <sup>5</sup>, Жанаспаев Т.М. <sup>6</sup>

<sup>1</sup> Главный научный сотрудник, Национальный научный центр травматологии и ортопедии имени академика Батпенова Н.Д., Нур-Султан, Казахстан. E-mail: neuroastana@mail.ru

<sup>2</sup> Директор Национального научного центра травматологии и ортопедии имени академика Батпенова Н.Д., Нур-Султан, Казахстан. E-mail: niitokz@med.mail.kz

<sup>3</sup> Врач-нейрохирург нейрохирургического отделения №6 (краниофациальная нейрохирургия) с группой «Функциональная нейрохирургия», Национальный медицинский исследовательский центр нейрохирургии им. академика Н.Н. Бурденко, Москва, Россия. E-mail: info@nsi.ru

<sup>4</sup> Ведущий научный сотрудник, Национальный научный центр травматологии и ортопедии имени академика Батпенова Н.Д., Нур-Султан, Казахстан. E-mail: b.karibaev@mail.ru

<sup>5</sup> Ассистент кафедры общей хирургии, бариатрической хирургии и нейрохирургии, Медицинский университет Астана, Нур-Султан, Казахстан. E-mail: nurekekz@mail.ru

<sup>6</sup> PhD-докторант Медицинского университета Астана, Нур-Султан, Казахстан. E-mail: timurzhanaspayev@gmail.com

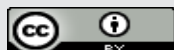
### Резюме

Насыщение пористого никелида титана богатой тромбоцитами аутоплазмой, то значительно повышаются его интеграционные свойства. Биокompозитный материал из пористого никелида титана обогащенный тромбоцитарной массой может использоваться для направленной тканевой регенерации, обеспечивающей репопуляцию клеток и, в частности, костной регенерации и костной пластики.

**Ключевые слова:** остеопластика, биокompозитный материал, гранулы пористого никелида титана, тромбоцитарная масса.

Corresponding author: Nurzhan Dyusenbayev, Assistant of the Department of General Surgery, Bariatric Surgery and Neurosurgery, Astana Medical University, Nur-Sultan, Kazakhstan  
Postal code: Z10K8Y7  
Address: Kazakhstan, Nur-Sultan city, Nur-Sultan, Beibitshilik str., 49 a  
Phone: +7 7015392521  
E-mail: nurekekz@mail.ru

J Trauma Ortho Kaz 2021; 4 (60): 10-30  
Received: 12-09-2021  
Accepted: 28-10-2021



This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License

## Введение

Сплавы с памятью формы (СПФ) - это материалы, которые имеют способность возвращаться к прежней форме, когда подвергаются соответствующей термомеханической процедуре. СПФ - на основе Ni-Ti представляют собой группу металлических материалов, способных восстанавливать ранее заданную длину или форму при воздействии соответствующей термомеханической нагрузки, наиболее часто используются в коммерческих целях, поскольку они сочетают в себе хорошие механические свойства с памятью формы [1].

Свойства СПФ известны с 1930-х годов. В 1932 году Olander отметили обратимость сплава AuCd не только с помощью металлографических наблюдений, но и путем наблюдения изменений удельного сопротивления [2,3]. В 1938 году Greninger и Mooradian наблюдали эффект памяти формы в сплавах латуни (Cu-Zn) в определенном пределе термических колебаний [4]. Позднее Chang и Read (1951) ввели впервые термин «эффект памяти формы» для описания термоупругого поведения этих сплавов [5]. Тем не менее, только в 1960-х годах СПФ привлекли некоторый технологический интерес. В 1962 году Buehler et al. из Военно-морской артиллерийской лаборатории США обнаружили эффект памяти формы в эквиазимном сплаве Ni-Ti, который стал известен как нитинол, как отсылка к инициалам Лаборатории Rauchen разработала первое промышленное применение СПФ для авиационной промышленности в 1960-х годах [3,6,7]. В 1975 году Andreassen и Brady из Университета Айовы первыми предложили использовать нитиноловую проволоку в качестве ортодонтического средства, поскольку нить из этого материала обладает способностью развивать постоянное усилие при различном уровне деформации - первый имплант сверхэластичного ортодонтического устройства [1,8,9,10]. Ими было установлено, что СПФ обладают практически одинаковым модулем упругости с костной тканью. Сегодня эти приложения разрабатываются в различных областях науки и техники [11].

В 1948 году академик Г.В. Курдюмов и доктор физико-математических наук Л.Г. Хандрос

обнаружили обратимое термоупругое мартенситное превращение на сплавах Cu-Al-Ni и Cu-Sn, которое позднее официально названо эффектом Курдюмова (эффект восстановления заданной конфигурации или эффект памяти формы (ЭПФ)). Они обнаружили, что кристаллы образующегося мартенсита при остановке охлаждения могут прекращать рост, а при последующем нагреве уменьшаются в размерах. При этом последовательность исчезновения кристаллов мартенсита при нагреве и обратном превращении мартенсита в высокотемпературную фазу (аустенит) повторяет последовательность их возникновения в обратном порядке [12,13].

Впервые для использования в клинической практике в различных направлениях медицины в России стал применяться новый класс биосовместимых материалов - сверхэластичные СПФ более 30 лет назад. В Сибири были развернуты широкомасштабные исследования по внедрению в медицину нового поколения материалов. В основе такого «бума» лежало открытие явления гистерезисного запаздывания биологических тканей, которое впервые было сделано В.Э. Гюнтером [14]. Представления о гистерезисном поведении биологических систем и тканей поставили проблему биосовместимости материалов и тканей на новый уровень. Биомеханическое гистерезисное поведение тканей предъявляет и особые требования гистерезисного поведения для любых имплантантов и имплантируемых в организм материалов. Понимание фундаментальных основ природы запаздывающих явлений позволило создать новый класс материалов и имплантантов, гармонично функционирующих с тканями организма. С помощью новых имплантов можно было не только стабилизировать работу органа, но и создавать условия для длительного функционирования в заданном режиме.

**В данной статье обсуждены** основные качества биокompозитного материала из гранул пористого никелида титана, обогащенного тромбоцитарной массой и возможности его использования для костной пластики.

## Основные качества никелида титана и характеристика функциональных имплантантов с памятью формы

Никелид титана обладает высокой биохимической и биомеханической совместимостью [15]. Высокая пористость имплантов никелида титана (80-90%) способствует хорошему вращению твердых и мягких тканей организма. Введение в композит никелида титана позволяет получить класс материалов, обладающих высокими механическими характеристиками [16]. Уникальные свойства никелида титана, среди которых важное значение имеют высокая физическая и механическая прочность, пластичность, износ- и циклоустойкость, значимое сопротивление механизмам «усталости». В нормальном функционировании имплантантов не последнюю роль играют характеристики смачиваемости, проницаемости и пористости материала, а также гистерезисные свойства тканей в области имплантации [17].

Три коммерчески важных СПФ - это NiTi,

CuZnAl и CuAlNi. Среди них NiTi является наиболее часто изучаемым и используемым сплавом благодаря лучшей функциональной усталости и биосовместимости [18]. Являясь интерметаллидом, этот сплав обладает хорошей пластичностью (что связано с мартенситным превращением с различными режимами деформации), низкой анизотропией и относительно небольшим размером зерна. Бинарные сплавы NiTi имеют температуры превращения (Af), как правило, от 0 до 1000 С и показывают гистерезис температуры 25-400 С [19].

С семидесятых годов вошел в медицину новый класс имплантантов - функциональные имплантанты с памятью формы [20-22]. Высочайшая коррозионная стойкость в динамических условиях материалов, из которого изготавливались импантанты (сплавы на основе никелида титана - TiNi (Mo, Fe), позволили разработать широкий спектр имплантантов

практически для всех областей медицины [23]. Начались работы по использованию сплавов на основе никелида титана для изготовления различных имплантируемых конструкций с особым механическим поведением в организме [24-27]. Функциональные имплантаты с памятью формы начинают активно внедряться в медицинскую практику и хирургию [28].

Все имплантаты и изделия медицинского назначения на основе никелида титана условно делят на 4 основных класса [29]:

-первый класс – цельнолитые имплантаты, играющие роль временных функционирующих устройств – для фиксации костных отломков (для остеосинтеза), для расширения просвета полых органов (стентирования); для формирования межкисечных анастомозов и др.;

-второй класс – пористые проницаемые и сетчатые имплантаты для замещения дефектов твердых и мягких тканей организма, для восстановления функции органов с реализацией при этом функции конкретных тканей (для длительного пребывания в организме);

-третий класс медицинских материалов из никелида титана определил создание нового поколения инструментария, способного изменять форму рабочей части и длительно сохранять режущие свойства;

-четвертый класс материалов и имплантатов – это устройства, выполняющие функцию инкубаторов-носителей для клеточных культур, позволяющие на новом уровне решать задачу восстановления структуры и функции внутренних органов.

В последующем научные труды R. Kusu (1981) и С. Burstone (1985) доказали уникальные свойства никелида титана и показали преимущества его использования в ортодонтии в сравнении с широко применяемыми металлами и сплавами (кобальтом-хромом,  $\beta$ -титаном, нержавеющей стали) [29,30]. Никелид титана обладает уникальными свойствами, как высокая твердость, пластичность, кавитационная, коррозионная и эрозионная стойкость, ЭПФ, способность к развитию значительных усилий при нагреве, биохимическая и биомеханическая совместимость с организмом пациента. Исследования в этом направлении с последующим быстрым практическим использованием были начаты в конце 70-х годов прошлого века в США, России, Федеративной Республики Германии, Франции и Японии [33-37]. Нитиноловые имплантаты нашли самое широкое применение в травматологии и ортопедии для остеосинтеза переломов костей [33,34], коррекции осанки [35], в качестве эндопротезов суставов [36] и протезов костей [37,38]. Этому способствовали появившиеся с середины 70-х годов работы по исследованию биосовместимости сплавов с памятью формы с тканями и органами человека, доказавшие высокий уровень биосовместимости имплантатов из никелида титана с костной тканью. Пионерами в этой области стали ученые из Германии и Китая [33,37,39].

Металлурги быстро раскрыли микроструктурные загадки памяти формы, и к началу 1970-х годов смогли объяснить даже мелкие детали процесса памяти формы. Наиболее очевидной особенностью суперэластичного нитинола является то, что его пластичность в 10-20 раз выше, чем у нержавеющей стали, т.е. можно наблюдать устройства,

которые «прыгают» с напряжениями до 11% [40].

Металлические сплавы с мартенситными превращениями и ЭПФ [25,41-50] являются функциональными и конструктивными-интеллектуальными. Сплавы на основе никелида титана в этом классе материалов выделяют комплекс чрезвычайно важных характеристик: самые высокие прочностные и пластические свойства, уникальные эффекты термомеханической памяти (памяти формы и сверхупругости) высокая надежность, термомеханическая, механотермическая и термоциклическая долговечность, свариваемость, жаропрочность, коррозионная стойкость, биологическая совместимость и ряд других [25,44-50]. Эти обстоятельства пока делают незаменимыми сплавы никелида титана, и обуславливают в настоящее время и в будущем их широкое, а в ряде случаев, например, в медицине, в электронике и электротехнике, в авиации и космонавтике, на транспорте и в бытовой технике исключительное практическое применение в качестве функционального материала нового поколения [51].

СПФ NiTi позволили развить технологии в различных областях [17,52,53]. Эти сплавы претерпевают обратимое кристаллическое фазовое превращение в твердом слое, в котором преобладает сдвиг между исходной фазой с высокой симметрией (аустенит в форме, упорядоченной ВСС-сверхрешетки b-фазы в случае Ni – 50,0% Ti) и фазой продукта с низкой симметрией (мартенсит в форме моноклинного искажения решетки B19) [52]. Одним из способов ЭПФ является восстановление больших деформаций (до 8%), механически созданных в диапазоне низких температур, путем переориентации/детвининга. Это может быть достигнуто путем повышения температуры до заданной более высокой температуры, называемой температурой аустенитной отделки (Af). Другими важными температурами, связанными с этим поведением, являются начало аустенита (As), при котором начинается восстановление, и начало мартенсита (Ms), и окончание мартенсита (Mf), при которых преобразование в мартенситную фазу начинается и заканчивается соответственно [54].

СПФ представляют две четко определенные кристаллографические фазы, а именно аустенит и мартенсит [55]. Мартенсит – это фаза, которая в отсутствие напряжения устойчива только при низких температурах. Кроме того, это может быть вызвано стрессом или температурой. Мартенсит легко деформируется, достигая больших деформаций (~8%) [11]. В зависимости от типа превращения, которому подвергаются эти сплавы, кристаллическая структура мартенсита может быть моноклинной или ромбической [56,57]. Когда мартенсит индуцируется температурой, он называется двойниковым мартенситом. Двойниковый мартенсит имеет 24 варианта, т.е. 24 подтипа с различной кристаллографической ориентацией [58]. С другой стороны, когда мартенсит индуцируется напряжением, эти 24 варианта двойникового мартенсита становятся только одним вариантом. Как следствие, возникает кристаллографическая ориентация, совпадающая с направлением напряжения, которая называется раздвоенным мартенситом. Фаза аустенита стабильна только при высоких температурах, имея единственный вариант с объемно центрированной кубической

кристаллической структурой.

Мартенситное преобразование объясняет восстановление формы при СПФ. Это превращение происходит в диапазоне температур, который варьируется в зависимости от химического состава каждого сплава [59]. В общем, можно определить четыре характерные температуры превращения: MS и MF, которые представляют собой температуры, при которых образование мартенсита начинается и заканчивается. Соответственно, и AS и AF, которые представляют собой температуры, при которых образование аустенита начинается и заканчивается.

Разработка и использование СПФ в различных отраслях осуществляется в технологически развитых странах мира достаточно высокими темпами. К настоящему времени зарегистрировано огромное количество патентов на сплавы с ЭПФ, устройства и изделия на их основе. Однако из большого числа таких материалов только сплавы на основе двух систем TiNi и Cu-Zn-Al пока пригодны для практического использования, причем, если первые имеют лучшие свойства, основанием для применения вторых являются лишь экономические предпосылки. Поэтому для изготовления высоконадежных и длительно функционирующих ответственных устройств используются только сплавы никелида титана [51].

Во многих медицинских направлениях приоритет в таких разработках принадлежит советским и российским специалистам [27,61,62]. Имплантат из никелида титана обладает биосовместимостью, остеокондуктивными и остеоиндуктивными свойствами, в зоне вокруг него создается остеогенез и ангиогенез, образуется костный покров. Остеоинтеграция имплантата происходит раньше, через 7 дней после операции, и через сутки после операции происходит органотипическое повторное моделирование регенерированной кости, а также дефект заполняется пластинчатой костью, ткани по типу первичного заживления костной раны. К 30-ому дню после операции минеральное содержание регенерированной костной ткани приближается к составу неповрежденной минеральной фазы коры [63].

Разработка и экспериментально-клиническое обоснование технологий имплантации для восстановления тканей в зону дефекта - одно из важнейших направлений современной медицины [64-67]. В настоящее время интенсивное развитие медицинских технологий, связанных с использованием имплантатов из никелида титана производства в виде сетчатых каркасов с биоактивной наноструктурой поверхностью [68]. Плотная волокнистая соединительная ткань, заполняющая дефект мышечно-апоневротического слоя брюшной стенки продемонстрировала, что они образуются во время имплантации [64]. Такие конструкции не использовались для заполнения костных дефектов, кроме Научно-исследовательского института медицинских материалов и имплантантов с памятью формы, а имплантаты целым блоком из титана. Было показано, что никелид оказывает незначительное остеопластическое действие [69]. Механические свойства сплавов на основе никеля и титана приближаются к механическим характеристикам костной ткани и обладают биосовместимостью [64,68]. Имплантаты из никелида титана имеют шероховатость, наноструктурирование

и высокую плотность поверхности. Слой оксида титана, расположенный на поверхности резьбы предотвращает диффузию металла и обеспечивает адгезивные свойства и наиболее благоприятные условия для функционирования периваскулярных остеогенных клеток [64,68].

Регенерированная костная ткань врастает в трехмерную структуру имплантата, способствует экспрессии остеогенных факторов и остеогенной дифференцировке клеток, а также массовому накоплению минерализованного матрикса, активирует остеогенез в предимплантационной зоне и способствует остеоинтеграции имплантата в ранние сроки. Остеоиндуктивные свойства имплантатов, определяемые наличием костных морфогенетических протеинов и остеогенных факторов роста [70], имеют важное значение для последовательного использования имплантата, а также его остеокондуктивные свойства, обеспечивающие направленное врастание в зону дефекта кровеносных сосудов, окружающих их околосоудистых остеогенных клеток и новообразованной костной ткани [71]. Вокруг имплантата формируется зона активного остеогенеза аппозиции внутри него и образуется костная оболочка, обладающая свойствами проводника остеогенеза и индуктора, который обеспечивает направленный рост костной ткани, длительную стимуляцию ангиогенеза и репаративный остеогенез. Заживление дефектов происходит рано по первичному типу без образования хрящевой и соединительной ткани в регенерированной кости. Количественные параметры минерализации в зоне остеоинтеграции свидетельствуют о том, что коэффициент Ca/P меньше, чем в кристаллическом гидроксиапатите. Это указывает на наличие в основном аморфного фосфата кальция в этой области, что согласуется с данными литературы, в которой отмечается необходимость наличия аморфного фосфата кальция в поверхностном слое для остеоинтеграции имплантата [71,72]. Минеральный состав регенерированной костной ткани приближается к составу минеральной фазы кортикальной большеберцовой кости у взрослых крыс [62].

Имплантат из сетки из никелида титана создает не только эффективные остеокондукторы, обеспечивая длительную активацию репаративного остеогенеза, но она приобретает свойства остеогенеза и остеоиндуктивные свойства в 3D частичном развитии костной ткани и быстрого наполнения костей, унифицированное регенерации костной ткани в силу в растущей костной ткани, содержащих остеоиндукторы (факторы роста и костные морфогенетические протеины), выпустив за резорбции остеокластов. Это обеспечивает возможности использования имплантата в качестве инкубатора и носителя для клеток остеогенной дифференцировки. Простота технологии изготовления имплантата, относительная атравматичность хирургического вмешательства, отсутствие биологической реакции отторжения при замене исследуемого имплантата на ряд наиболее оптимальных остеопластических материалов, а также его применение представляется теоретически обоснованным и перспективным, особенно при снижении индивидуального остеогенетического потенциала у взрослых и пожилых больных [62].

Соединение титана с никелем наряду с высокой пластичностью обладает уникальным свойством ЭПФ способностью ненагруженного материала под воздействием внешнего напряжения и изменения температуры накапливать деформацию до 10-15%, обратимую либо при нагреве, либо в процессе снятия внешнего напряжения, обуславливая сверхэластичность данного материала [30]. ЭПФ и сверхэластичность - свойства, не характерные для обычных металлов имплантатов.

Псевдоупругость (ПУ) является другим отличительным поведением этих сплавов. ПУ допускает обратимое поведение напряжения со значениями деформации, значительно превышающими значения классических металлов или сплавов [54]. Извлекаемая деформация для монокристаллического образца СПФ может достигать 10% [17]. ПУ описывает нелинейное восстанавливаемое поведение деформации СПФ при температурах выше температуры  $A_f$ , включая мартенситное (прямое) превращение при нагрузке, вызванное напряжением, и аустенитное (обратное) превращение, вызванное самопроизвольно термическим воздействием.

В дополнение к отличительным свойствам ЭПФ и ПУ, сплавы NiTi были признаны желаемыми материалами для костных имплантатов из-за их превосходной коррозии, износостойкости, биосовместимости, механических свойств и высокого отношения прочности к массе [54]. Уникальное сочетание низкой жесткости, высокой прочности, высоких восстанавливаемых деформаций и большого поглощения энергии пористым суперэластичным NiTi в сочетании с известной биосовместимостью NiTi делает этот материал привлекательным для применения на костных имплантатах [73].

Модули Юнга металлических материалов, используемых для замены костей, варьируются от 110 ГПа для титановых сплавов, до 190 ГПа для нержавеющей стали и 210 ГПа для сплавов на основе Co и, таким образом, они значительно выше, чем модуль губчатой кости человека (<3 ГПа) или компактной кости (12-17 ГПа) [74]. Это большое несоответствие жесткости между монокристаллическим имплантатом и окружающей человеческой костью приводит к экранированию стресса, что в конечном итоге вызывает ослабление имплантата. Снижение жесткости металлических имплантатов может

### **Инженерия костной ткани и использование биокompозитного материала из никелида титана для костной пластики**

Инженерия костной ткани - это новая междисциплинарная область науки, объединяющая знания в области медицины, материаловедения и биомеханики. Во всем мире проводится множество интересных исследований по разработке новых строительных лесов для тканевой инженерии [82]. В течение последних трех десятилетий исследователи разработали металлические строительные леса, которые пригодятся для широкого спектра медицинских и стоматологических применений. Модификация поверхности уже доказанных биосовместимых металлов является необходимым условием для использования в тканевой инженерии, потому что поверхность металла должна контролироваться, чтобы вызывать адгезию, пролиферацию клеток и адсорбцию основных биомолекул [82]. Человеческие скелетные ткани

быть достигнуто путем равномерного добавления пористости внутри имплантата, поскольку жесткость уменьшается с увеличением площади пористости в пористых и ячеистых материалах [74]. В настоящее время поверхностная пористость создается на монокристаллических имплантатах для улучшения закрепления кости [75-77], но с минимальным снижением жесткости имплантата. Напротив, полностью пористый протезный материал может уменьшать жесткость и эффект защиты от стресса, а также, при достижении соответствующего размера пор и связности, позволяя вращать кости, тем самым улучшая прочность соединения имплантат/кость [78,79]. Стехиометрические никель-титановые сплавы особенно перспективны для таких применений, поскольку они демонстрируют доказанную биосовместимость [78,80] и самую низкую жесткость среди любых биосовместимых металлов (55-80 ГПа, в зависимости от температуры, для аустенитного NiTi [81].

Должна быть возможность согласовать жесткость человеческой кости с пористым NiTi при уровнях пористости, которые намного ниже, чем те, которые необходимы для других биосовместимых металлов [79]. Это желательно, поскольку прочность (в частности, усталостная прочность) также уменьшается более чем линейно с пористостью в пористых металлах [74]. Еще одним интересным механическим свойством NiTi с высоким содержанием никеля является суперэластичность, позволяющая монокристаллическому NiTi восстанавливать до 8% деформации при одноосной деформации путем обратимого преобразования, вызванного напряжением [2]. Человеческая кость также восстанавливает высокие напряжения (до 2% [74]), и, таким образом, NiTi может соответствовать этому механическому свойству.

Пористые, состаренные на 16% материалы NiTi демонстрируют комбинацию механических свойств, уникальных среди биосовместимых материалов: очень высокая прочность (1000 МПа), низкая кажущаяся жесткость (15 ГПа, соответствует компактной кости человека), большая пластичность при сжатии (>7%), большие восстанавливаемые деформации (>6%) и высокое поглощение энергии (>30 МДж/м<sup>3</sup>). Это делает пористый NiTi отличным кандидатом для замены кости [73].

имеют сложную трехмерную (3D) геометрию и высокоорганизованную внутреннюю архитектуру, которая не может быть просто имитирована клетками, поддерживаемыми в двух измерениях. Кость представляет собой сложную пористую композитную структуру со специфическими характеристиками, такими как вязкоупругость и анизотропия, как по морфологии, так и по механическим свойствам. Уникальные механические характеристики натуральной кости характеризуются высокой прочностью, высокой удельной прочностью и низкой жесткостью.

Пористые каркасы являются центральными для стратегий инженерии твердых тканей, поскольку они обеспечивают трехмерную структуру для доставки репаративных клеток или регенеративных факторов организованным способом для

восстановления или регенерации поврежденных тканей. Поскольку твердые ткани отвечают за механическую стабильность тела, материалы, предназначенные для восстановления, замены и/или восстановления твердых тканей, должны обладать прочностью, устойчивостью к коррозии/деградации, иметь хорошую биосовместимость и демонстрировать хорошую износостойкость [82]. Нитинол является одним из наиболее перспективных титановых имплантатов, которые находят различные применения, поскольку он обладает смесью новых свойств, даже в пористом состоянии, таких как ЭПФ, повышенная биосовместимость, сверхпластичность и высокие демпфирующие свойства [83,73]. Обширные испытания *in vivo* и доклинический опыт показывают, что нитинол обладает высокой биосовместимостью, в большей степени, чем нержавеющая сталь [84,85]. В литературе сообщалось о хорошей биосовместимости на поверхности модифицированного NiTi [86-89]. Эти достижения вращаются вокруг создания каркасов, которые изменяют форму после имплантации из-за воздействия нитинола, которое может быть инициировано при температуре человеческого тела.

Однако существует проблема аллергии и токсичности для сплавов NiTi, связанная с высвобождением ионов Ni. Озабоченность токсичностью Ni и потенциальной канцерогенностью ограничила использование сплавов NiTi в Европе и США [82]. Assad et al. утверждают, что пористый Ni-Ti обладает уникальными механическими свойствами сверхэластичности с низким модулем упругости для предотвращения экранирования напряжений, а также отличной биосовместимостью, хотя содержание никеля в нем вызывает определенные проблемы [90,91]. Сплав TiNi содержит высокую концентрацию Ni, который, как известно, является аллергическим и токсичным [92,93]. Хотя некоторые исследования [2,94] показывают, что сплав TiNi демонстрирует хорошую биосовместимость, при длительном использовании в организме человека ухудшение коррозионной стойкости сплава TiNi становится критической проблемой из-за растущей возможности иона Ni выделяться из субстрата в живые ткани. Следовательно, необходимо улучшить коррозионную стойкость сплава TiNi и уменьшить высвобождение ионов Ni. С другой стороны, сплавы Ti являются биоинертными материалами, если судить с точки зрения характера остеогенеза [95]. Для улучшения биологической активности сплава TiNi была проведена некоторая работа [96,97]. Долгосрочные результаты *in vivo* в этих аспектах все еще необходимы, чтобы доказать выполнимость этого сплава.

Чтобы преодолеть эту проблему, в настоящее время разрабатываются модификации поверхности, такие как окислительная обработка NiTi для получения поверхности, свободной от Ni [86], и несколько альтернативных сплавов с памятью формы без Ni, в основном на основе Nb, хотя их долгосрочные биологические характеристики должны быть оценены в будущем [98].

Неблагоприятные воздействия Ni можно избежать путем использования процессов: порошковой металлургии [99], разложения пенообразователей [99], самораспространяющегося высокотемпературного синтеза [58], горячего изостатического прессования [59], обычного спекания

[100], селективной лазерной плавки, плазменной технологии и многих других.

Один из простых способов обработки для создания пористого NiTi состоит в смешении элементарных порошков никеля и титана с вспенивающим агентом, например, TiH<sub>2</sub> [101]. При высокой температуре металлические порошки в прессованной заготовке реагируют экзотермически, в то время как гидрид разлагается и выделяет водород. Полученный материал имеет в основном открытую пористость 30-40% [101,102]. Многочисленные фазы сосуществуют с NiTi, то есть интерметаллиды Ni<sub>3</sub>Ti, Ti<sub>2</sub>Ni и элементарные Ti и Ni (сильный аллерген) [55,96]. Недавно было продемонстрировано, что медленный нагрев до 1150° C со скоростью 1°С/мин может привести к полной гомогенизации этих нежелательных фаз [57].

Для приготовления пенополиуретанов TiNi ЭПФ в настоящее время используются самораспространяющийся высокотемпературный синтез (СВС), горячее изостатическое прессование (ИСП) и обычное спекание (ОС) [58,59,100]. Однако трудно контролировать размеры пор и пористость пен из сплава TiNi с использованием методов СВС, ИСП и ОС. По данным литературы известно, что размеры пор и пористости пенопластов из сплава TiNi для инженерии костной ткани имеют большое значение для правильного вставания клеток [103,104]. Процесс спекания в держателе в пространстве используется для приготовления образцов пены из сплава TiNi с контролируемыми размерами пор и пористостью. Пористая структура образцов пены TiNi была охарактеризована, а их механические свойства и свойства памяти формы были оценены для биомедицинских применений.

Для получения пористого NiTi [105] можно рассмотреть два основных способа производства: переработка предварительно легированных порошков NiTi [106,107] или реактивный синтез элементарных порошков Ni и Ti. Среди последней группы самораспространяющийся высокотемпературный синтез (СВС) обеспечивает простой, быстрый и энергосберегающий способ получения готовых продуктов. Правильный контроль параметров процесса СВС (таких как температура предварительного нагрева, степень уплотнения, размер порошка) может привести к образованию образцов NiTi различной пористости. Низкие температуры реакции сохраняют структуру пор за счет более высокого содержания вторичной фазы [82, 108].

Размеры пор варьируются от 200 до 500 мкм, что близко соответствует размеру частиц держателя пространства. Размеры пор контролируются размерами частиц держателя пространства. De Groot, K. (1980) показал, что оптимальные размеры пор для вставания кости составляют 200-500 мкм [108]. Itin et al. (1994) сообщили, что оптимальные размеры пор, необходимые для вставания новой кости, составляют 100-500 мкм [109]. Согласно этим упомянутым исследованиям, пористая структура с размерами пор в диапазоне от 200 до 500 мкм обеспечит пену TiNi новой способностью к вставанию костной ткани.

Пористые металлические каркасы используются в тканевой инженерии для замены поврежденных твердых тканей, чтобы восстановить его работоспособность. Эти структурные

каркасы обладают навязанной структурой пор и взаимосвязанностью и предназначены для сохранения своей формы и прочности в процессе ремонта травмированной кости. Для долговременного замещения костных дефектов предлагаются пористые металлические каркасы преимущественно межфазной пористости, а также прочного структурного каркаса. На сегодняшний день существует множество *in vivo* и *in vitro* культивирование тканей для восстановления костей с использованием металлических каркасов с макропористой структурой. Пористые металлические структуры были протестированы как костно-инженерная конструкции с использованием клеточного и стратегии, основанной на факторах роста. Также было продемонстрировано, что покрытие металлических каркасов различными белками, такие, как коллаген, RGD-пептид, вибронектин и фибронектин, приводят к ускоренной остеоинтеграции и усилению костеобразования *in vivo*. Направления исследований в этой области будут вероятно сосредоточиваться на эффективных комбинациях остеоиндуктивных материалов, остеоиндуктивного фактора роста и подхода к регенерации тканей на основе клеток с использованием композитных конструкций-носителей для реконструкции и восстановления твердых тканей [82].

Сплавы на основе TiNi довольно привлекательные функциональные материалы не только как практичные СПФ, обладающие высокой прочностью и пластичностью, но также и как те, которые демонстрируют уникальные физические свойства, которые обогащаются различными мартенситными превращениями [110]. Механические свойства сплавов основаны на тонком балансе физических свойств, что указывает на то, что сплавы на основе TiNi являются действительно интересными материалами, как с фундаментальной, так и с прикладной точки зрения [111]. Высокая стойкость к истиранию и высокая коррозионная стойкость являются еще одним преимуществом сплавов, обладают довольно высокой демпфирующей способностью, по-прежнему остаются островом сокровищ для ученых-материаловедов [111]. В последние годы большое внимание уделяется разработке новых типов пластических материалов, обладающих биоинертностью и высокой совместимостью с тканями организма. Такими качествами обладает новый класс имплантатов, изготовленных из пористого и гладкого сплавов никелида титана ЭПФ [112,113].

Одним из последних применений является использование в качестве материала для замещения кости: особенно рассматривался пористый NiTi, так как правильная пористость материала уменьшает кажущуюся жесткость материала, придавая механические свойства, близкие к свойствам кортикальной кости, и это может улучшить остеоинтеграцию на поверхности [73,104,114]. По проведенным гистоморфологическим исследованиям, реакция костной ткани на имплантацию пористого никелида титана заключается в том, что в порах имплантата со временем образуется зрелая костная структура. Зарождение и рост костной ткани в пористой структуре никелида титана происходит одновременно во многих порах в виде отдельных ядер, которые затем разрастаются и сливаются. Постепенно

костная ткань заполняет поры и соединяющие их каналы. Наличие проницаемой пористости у имплантатов из никелида титана дает возможность оптимизирования процессов остеоинтеграции после имплантации пористых проницаемых конструкций в костное ложе. Никелид титана в данном случае является остеокондуктором, матриксом для костной ткани и интеграции остеогенных клеток (остеоиндукция) [115]. Свойства балочной структуры пористого никелида титана – высокий процент пористости и оптимальный размер пор инициируют высокий процент заполнения пор имплантата костной тканью, достигающий 60-80% минерализованного костного матрикса через год после имплантации [115].

Экспериментальные исследования образцов, проведенные после имплантации никелида титана в микропористом виде в ткани организма, показали, что он способен длительно функционировать в организме, не отторгаясь, обеспечивать стабильную регенерацию клеток и создавать надежную фиксацию с тканями организма за счет образования и роста тканей в порах имплантата. Интеграция костной ткани организма в микропористые импланты из никелида титана с заданными физико-механическими характеристиками в различные возрастные сроки жизни животного позволяет применять данный материал для замещения недостающей костной ткани. Условия эксперимента и возрастные сроки животных для проведения морфологических исследований отвечают требованиям для обоснования применения усовершенствованных композиционных материалов в детском возрасте, характеризующемся интенсивным ростом и созреванием костей скелета.

Результаты экспериментальных и сравнительных морфологических исследований реакции тканей на биосовместимые гладкие и композитные импланты из никелида титана в условиях растущего организма экспериментального животного позволяют дифференцированно рекомендовать их для использования в клинической практике. Пористые проницаемые биокомпозиты наиболее целесообразно применять для сохранения прочности и формы костной структуры, а значит опорной нагрузки (несовершенный остеогенез, диспластический коксартроз). Гранулированные композиционные материалы – для заполнения костных дефектов со сложной анатомической структурой (костные кисты) [113]. Таким образом NiTi обладает хорошей биосовместимостью [116-121].

Никель-титановые сплавы с памятью формы проявляют ЭПФ и сверхэластичность, а также отличную эрозию [116], коррозию [117] и износостойкость [118,119], хорошей биосовместимостью в костной ткани, показали значительно более высокую минеральную плотность костной ткани (МПК) вокруг имплантата, чем StSt (нержавеющая сталь) [120]. Благодаря хорошей биосовместимости [121-123] и механическим свойствам сплавы NiTi являются замечательными материалами для стоматологических и биомедицинских применений, таких как стенты и другие ортодонтические дуги [124,125].

С точки зрения материалов, механическое поведение, биосовместимость и биологическая активность являются тремя важными свойствами

материалов, используемых в качестве искусственного внеклеточного матрикса для инженерии костной ткани [126]. С другой стороны, эти материалы должны также иметь пористую структуру, чтобы обеспечить врастание новой костной ткани и васкуляризацию, чтобы можно было получить хорошую интеграцию материалов с тканью кости хозяина [127-131]. Сплав TiNi наряду с его свойствами памяти формы привлек большое внимание как биоматериал для медицинских применений [132]. В частности, пена из сплава TiNi предлагает новый класс биоматериалов, который имеет низкую плотность и обеспечивает уникальную комбинацию свойств, таких как способность к врастанию новой костной ткани и регулируемый модуль упругости [133]. Эти преимущества делают пену TiNi перспективным материалом для инженерии костной ткани.

Материалы из никелида титана в эксперименте проявили достаточную химическую стабильность, вытяжки из них не оказывают неблагоприятного воздействия на биологические объекты. Канцерогенные исследования сплава на основе TiNi (сплава TN-10) были проведены в соответствии с методическими разработками Министерства здравоохранения СССР и при его непосредственном участии. Было установлено, что изготовленные в Научно-исследовательском институте медицинских материалов и имплантантов с памятью формы сплавы на основе TiNi (в частности, TN-10) не проявляли канцерогенного действия. Проницаемая пористость у имплантантов из никелида титана дает возможность регулирования процессов остеointеграции после имплантации пористых проницаемых конструкций в костное ложе и использованием технологий насыщения имплантантов биологическими тканями, ускоряющими остеогенез. Сплавы из никелида титана, наряду с такими общими достоинствами как износостойкость, прочность, антикоррозийная стойкость и высокая биологическая инертность, обладают термомеханической памятью или ЭПФ в отличие от других сплавов, применяемых в хирургии. Министерством здравоохранения СССР приказом №1027 от 05.08.1986 г. было разрешено использование конструкций из никелида титана в клинической практике [111,134,135].

Инженерия костной ткани обладает огромным потенциалом для регенерации кости. Комбинируя остеогенную активность с соответствующим искусственным внеклеточным матриксом, можно стимулировать образование кости [95]. С точки зрения материалов, механическое поведение, биосовместимость и биологическая активность являются тремя важными свойствами материалов, используемых в качестве искусственного внеклеточного матрикса для инженерии костной ткани [96]. С другой стороны, эти материалы должны также обеспечивать пористую структуру, чтобы обеспечить врастание новой костной ткани и васкуляризацию, чтобы можно было получить хорошую интеграцию материалов с тканью кости хозяина [97,126-129]. Сплав TiNi обладает хорошими механическими свойствами [60]. Наряду с его свойствами памяти формы, сплав привлек большое внимание как биоматериал для медицинских применений [130] имеет низкую плотность и обеспечивает уникальную комбинацию свойств,

таких как способность к врастанию новой костной ткани и регулируемый модуль упругости [132]. Эти преимущества делают пену TiNi перспективным материалом для инженерии костной ткани.

Технология получения пористого никелида титана позволяет получить сплав с открытой сквозной пористостью и диаметром пор от 100 до 400 мкм. Коэффициент пористости составляет до 80%. Пористый никелид титана очень близок к строению губчатой кости позвонков. Кроме того, материал механически прочен, а объем пор позволяет врастать в них остеону. Пористый никелид титана обладает капиллярными свойствами, что позволяет ему впитывать и удерживать раствор антибиотика и предупреждать тем самым развитие инфекционного воспаления в ране [99].

Разработка и испытание нового механизма фиксации спинального имплантата на основе специальных свойств никель-титанового сплава является обоснованным [135].

Я.Л. Цивьян стал использовать устройства из никелида титана при оперативном лечении с деформациями и компрессионным переломом позвоночника [136].

Радиологические данные по пористому никелиду титана значительно выигрывают по сравнению с традиционным имплантом из титана, используемым в вертебрологии в странах Америки и Европы для фиксации тел поясничного отдела позвоночника. Кроме того, аутологическая костная трансплантация (где ткань для пересадки берется у самого реципиента) придает большое преимущество имплантам из пористого никелида титана по сравнению с ауто- и гомоимплантам [114].

Пористый никелид титана обладает капиллярными свойствами, что позволяет ему впитывать и удерживать раствор антибиотика и предупреждать тем самым развитие инфекционного воспаления в ране [159]. Поэтому для изготовления высоконадежных и длительно функционирующих ответственных устройств используются только сплавы никелида титана [51]. Если насытить пористый никелид титана антибиотиком, то он, обладая капиллярным эффектом, способен удерживать и постепенно отдавать раствор антибиотиков в течение  $8 \pm 1$  суток ( $p < 0,05$ ). При этом, несмотря на то, что концентрация антибиотиков в пористом металлическом имплантате значительно превышает максимально допустимую дозу, благодаря его постепенному поступлению в операционную рану исключается возможность создания токсической концентрации [138].

В специальной литературе имеются сообщения об успешном использовании нитиноловых имплантантов в хирургии позвоночника. Так, А.С. Симановичем с соавт. в период с 1998 по 2004 гг. было прооперировано 459 пациентов с дегенеративными поражениями поясничного отдела позвоночника (грыжа межпозвонкового диска, дегенеративная дископатия, дегенеративный моно- и бисегментарный стеноз позвоночного канала, дегенеративный спондилолистез, рецидив болевого синдрома после микродискэктомии и др.) с применением межтеловых имплантантов из пористого никелида титана [29,139]. Авторами отмечено, что пористый никелид титана легко обрабатывается с помощью стандартных



ортопедических инструментов, позволяя при необходимости осуществлять дополнительное интраоперационное моделирование имплантата.

Экспериментальные исследования образцов, проведенные после имплантации никелида титана в микропористом виде в ткани организма, показали, что он способен длительно функционировать в организме не отторгаясь, обеспечивает стабильную регенерацию клеток и создает надежную фиксацию с тканями организма за счет образования (врастания) и роста тканей в порах имплантата. Интеграция костной ткани организма в микропористые импланты из никелида титана с заданными физико-механическими характеристиками позволяет применять данный материал для замещения костной ткани, сломанных тел позвонков, для замещения дефектов длинных трубчатых костей [114].

Микропористый никелид титана из сплава ТН-10 (TiNiMoFe) представляет современный биоматериал. Применение, которого дает возможность для замещения костных дефектов, использования в качестве матрицы направленной тканевой регенерации и разработки функционирующих тканевых систем. Прорастание костной ткани в имплантах происходит без биологического отторжения, плотность заполнения пор имплантата костной тканью, достигает 60-80% минерализованного костного матрикса через год после имплантации. Применение никелида титана оптимизирует остеогистогенез [114].

Широко используется микропористый никелид титана в стоматологии. Все остеопластические материалы по своему происхождению классифицируются на аутогенные, аллогенные, ксеногенные, природные, минералосодержащие и синтетические. М. Эппле (2007) и М.З. Федорова с соавт. (2010) [140,141] по регенеративным свойствам делят их на остеоиндуктивные – способные вызвать остеогенез и цементогенез, остеокондуктивные – выполняющие роль матрикса для развития новой кости, остеонейтральные – замещающие костные дефекты и не обладающие способностью регенеративного воздействия на ткани реципиентной зоны.

Многочисленные исследования показывают, что в зависимости от состава и структуры применяемого остеопластического материала (ОМ) процессы остеогенной регенерации в оперируемой зоне протекают по-разному [142-150]. ОМ биологического и синтетического происхождения проявляют преимущественно остеокондуктивные свойства, остеоиндукция у них выражена слабо.

В качестве пластического материала преимущественно используются ауто- и гомотрансплантаты [125,151]. Высокая интенсивность резорбции трансплантируемых биологических тканей довольно часто является причиной малой эффективности реконструктивных операций, так как они рассасываются до момента восстановления корригированного или утраченного сегмента [92]. Не менее важны и свойства имплантированных материалов, такие как биологическая инертность, коррозионная стойкость, прочность, эластичность и т.д. [93,119,120].

Одним из главных недостатков использования биологических материалов для увеличения объема утраченных костных структур является их

подверженность, в лучшем случае, неконтролируемой резорбции, а в худшем – элиминации вследствие гипоксии. При их применении на первый план выступают проблемы, связанные с антигенной активностью и токсичностью материала, риском инфицирования организма ВИЧ-инфекцией и вирусом гепатита, а забор материалов связан с нанесением дополнительной травмы организму. По этим причинам отмечается тенденция вытеснения биологических материалов из перечня средств, используемых для получения дополнительного объема кости, материалами синтетического происхождения.

Основным преимуществом синтетических материалов является отсутствие в них свойств антигенности. В клинической практике широко используют остеопластические материалы синтетического ряда, начиная от коллапола, коллапана гидроксиапатита, остеопласта до современных Bioss, Bio-gald, Medpor, эластомед и др., обладающих в основном остеокондуктивными качествами. Использование этих материалов для устранения костных полостей и стимуляции регенеративных процессов показали свою целесообразность и эффективность. Остеопластические материалы синтетического ряда, в основном, выполняют остеокондуктивные функции при слабо выраженном остеоиндуктивном действии. Однако снижение регенераторной активности удлиняют сроки формирования костного регенерата. В этой связи костная регенерация носит пристеночный характер и сроки завершения этого процесса зависят от способностей к резорбции самого пересаженного материала [152]. При этом происходит медленная резорбция синтетического остеопластического материала с его замещением костным регенератом. Процесс этот носит длительный характер.

Высокую биосовместимость материалу, по мнению многих авторов [29,153-156], придает особенность структуры гранул, размер частиц которых составляет от 1 до 2000 мкм. Частицы мелкогранулированного никелида титана содержат систему мелких взаимосвязанных пор, за счет чего увеличивается площадь соприкосновения с реципиентной зоной, что и обуславливает его высокую биосовместимость с тканями организма. Эти и другие качества материала способствуют усилению репаративного остеогенеза в зоне дефекта костных структур.

Благодаря этому конструкции, изготовленные из никелида титана, могут гармонично, в течение длительного периода времени функционировать в организме, активно участвуя при этом в процессах регенерации реципиентной зоны [157]. Получен патент на изобретение №Т]427 от 16.01.2006 г. на «Способ увеличения недостаточного объема костных структур в зонах дентальной имплантации с применением пористопроницаемого мелкодисперсного никелида титана и тканевой мембраны» [157]. Мелкодисперсный пористо-проницаемый никелид титана с биологической точки зрения является материалом, совместимым с живыми клетками, и его применение для восстановления дефектов костных структур возможно и целесообразно.

Благодаря биологической совместимости мелкогранулированного никелида титана – по

биохимическим, биофизическим, биомеханическим качествам и особым характеристикам, которые выражены в эффекте смачиваемости. Образованию собственного костного регенерата при этом способствуют высокие интеграционные свойства гранул никелида титана, содержание сети мелких капилляров и фактор роста. С целью улучшения остеогенной регенерации и восстановления утраченных костных структур все шире используются биологические, синтетические и имплантационные материалы, обладающие остеоиндуктивными, остеокондуктивными и остеointеграционными направлениями действия [138].

Направлением по выращиванию костных структур с использованием клеточных технологий является использование тромбоплазменной массы с различными вариантами ее получения и периостальной ткани. Исследованиями многих авторов [158-171] доказываются наличие в этих субстратах остеогенных клеток-предшественников, которые обладают так называемым «фактором роста». Эти и другие качества материала позволяют широкое его использование для оптимизации процессов остеогенной регенерации в околодефектных зонах. Одним из путей повышения эффективности наращивания костных структур имплантационным материалом, в том числе мелкогранулированным никелид титаном, является его комбинация с биологическими средами, особенно с богатой тромбоцитами аутоплазмой, которые содержат в своем составе так называемый «фактор роста».

Для усиления процессов тканевой регенерации, в том числе остеогенной, является использование богатой, обогащенной тромбоцитами плазмы (БОТП), которая содержит в своем составе фактор роста. Фактор роста – это пептиды, близкие по своему строению к гормонам, которые имеют преимущественно локальное действие и в свободной форме в крови не встречаются. Фактор роста регулирует популяцию и функциональное состояние клеток, которые в дальнейшем могут трансформироваться в костные клетки, в клетки соединительной и эпителиальной ткани, связочных элементов.

Ряд авторов [165,172-174] утверждают, что наилучшим материалом для восстановления объема костных структур методом тканевой инженерии является мелкогранулированный никелид титана. В случае, если «насытить» материал богатой тромбоцитами аутоплазмой, то значительно повышаются его интеграционные свойства. С этой позиции многочисленными авторами [138,143,164,173-177] разработаны различные методы получения указанной массы.

Применение мелкогранулированного и, особенно, мелкодисперсного пористо-проницаемого никелида титана в комбинации с богатой тромбоцитами массой и барьерной пористой мембраной является перспективным методом, позволяющим эффективно направлять процесс остеогенной регенерации и адекватно создавать объем костных структур. Поровое пространство имеет важное функциональное значение, так как в процессе использования эти пространства заполняются биологическими жидкостями и тканями организма. При этом сверхэластичная матрица материала, также вступая во взаимодействие с биологическими средами,

служит скелетной основой.

Другой физической характеристикой пористого никелида титана является проницаемость, которая отражает свойство материала пропитываться биологическими жидкостями (например, кровью), указанное свойство определяется как эффект смачиваемости, который обеспечивается системой взаимосвязанных пор. Биосовместимость любого пластического материала зависит от соотношения площади его соприкосновения с биологической средой к его массе. Большая площадь соприкосновения мелкодисперсного никелида титана со средой, которая напрямую связана с объемом открытых пор, при сравнительно малой массе позволяют относить его к группе высокоинтегрируемых остеопластических материалов, которые, находясь длительное время в организме, выполняют различные функции.

Одновременное применение мелкодисперсного пористо-проницаемого никелида титана и пористой мембраны для наращивания недостающего объема костных структур уместно вписывается в контекст имплантируемых материалов - выполнение единого процесса тканевой регенерации с соблюдением однородности используемых материалов [157].

Для получения БОТП непосредственно перед хирургическим вмешательством из кубитальной вены пациента производился забор крови объемом 5,0-10,0 мл. Кровь подвергается центрифугированию в центрифуге ЕВА 20 (Германия) в режиме 2,600 оборотов/мин в течение 12 мин. При этом кровь в пробирке разделяется на три фракции: нижнюю – осевшие эритроциты, верхнюю – плазму с низким содержанием тромбоцитов и между этими двумя – среднюю фракцию – плазму с высоким содержанием тромбоцитов. Далее масса извлекается пинцетом, отделяется от верхней и нижней фракций и помещается в стерильную чашку. В отличие от других методик кровь не подвергается обработке антикоагулянтами и вибрацией, что необходимо для сохранения фибрина в мембранной форме.

Применение мелкодисперсного никелида титана и пористой барьерной мембраны в комбинации с БОТП дает хорошие результаты при увеличении недостающего объема костных структур, а разработанное устройство способствует эффективной и малоинвазивной установке остеопластического материала. Разработанный метод позволяет эффективно устранять утраченный объем костных структур и создавать оптимальные условия для проведения имплантации [157].

Применение мелкодисперсного никелида титана с целью увеличения недостающего объема костных структур в зонах имплантации позволяет наращивать как ширину, так и высоту на 4,4-5,0 мм. При этом полученный дополнительный объем костных структур по разработанной методике сохраняется на весь период клинического наблюдения (более 1 года), что свидетельствует о прорастании введенного мелкодисперсного никелида титана в ткани реципиентной зоны и формировании собственного костного регенерата [157].

В реконструктивной хирургии в основном используются пористые варианты материала в виде пластин, сеток, ткани, мелких крошек и др. [29]. В основу нашего исследования будут положены результаты работ по применению

мелкогранулированного никелида титана в комбинации с тромбоплазменной массой и антибиотиками для заполнения костных полостей для осуществления направленной тканевой регенерации при лечении больных с травматическими повреждениями позвоночника. Это явится новым направлением клинической практики с использованием уникальных свойств этого материала являются технологией, направленной на замещение и восстановление утраченных структур костной ткани, и позволит эффективно восстанавливать утраченные костные структуры в короткие сроки.

### Выводы

Таким образом, уникальное сочетание низкой жесткости, высокой прочности, высоких восстанавливаемых деформаций и большого поглощения энергии пористым суперэластичным NiTi в сочетании с известной биосовместимостью NiTi делает этот материал привлекательным для применения на костных имплантатах. Если «насытить» пористый никелид титана богатой тромбоцитами аутоплазмой, то значительно повышаются его интеграционные свойства. Биокompatный материал из пористого никелида титана обогащенный тромбоцитарной массой может использоваться для направленной тканевой регенерации,

в этом аспекте особое место отводится материалам, предназначенным для направленной тканевой регенерации, обеспечивающим репопуляцию клеток [178-181]. При этом, по мнению Э.А. Базикина с соавт. (2008), С.В. Новикова (2009), А.А. Радкевича (2012), В.И. Приходько с соавт. (2013), Дерре Н. (2012), наилучшая способность стимулирования процесса остеогенеза свойственна аутооттрансплантатам, биосовместимость которых способствует ранней их адаптации к тканям реципиентной зоны [182-186].

обеспечивающей репопуляцию клеток и, в частности, костной регенерации и костной пластике.

**Финансирование.** Авторы заявляют об отсутствии источников финансирования данной рукописи.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Вклад авторов.** М.Х. – концептуализация, редактирование; Б.О.С. – концептуализация, редактирование; М.Д.Ж. – редактирование; К.Б.М. – написание черновой версии; Д.Н.Н. – сбор данных, написание черновой версии; Ж.Т.М. – сбор данных.

### Литература

- Hodgson D.E., Wu M.H., Biermann R.J. *Shape Memory Alloys. Metals Handbook. ASM International. Ohio. 1990; 2: 897-902.*
- Otsuka K., Wayman C.M. *Shape memory materials. Cam-bridge University Press. 1999; 284.*
- Barbarino S., Saavedra Flores E.I., Ajaj R.M., Dayyani I. et al. *A review on shape memory alloys with applications to morphing aircraft. Smart Mater Struct. 2014; 23: 063001. <http://dx.doi.org/10.1088/0964-1726/23/6/063001>.*
- Greninger A.B., Mooradian V.G. *Strain transformation in metastable beta copper-zinc and beta copper-tin alloys. Trans. AIME. 1938; 128: 68-337.*
- Chang L.C., Read T.A. *Plastic Deformation and Diffusionless Phase Changes in Metals – the Gold-Cadmium Beta Phase. JOM. 1951; 3: 47-52. <https://doi.org/10.1007/BF03398954>.*
- Buehler W.J., Gilfrich J.V., Wiley R.C. *Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. Journal of Applied Physics. 1963; 34(5): 1475-1477. <https://doi.org/10.1063/1.1729603>.*
- Otsuka K., Ren X. *Recent developments in the research of shape memory alloys. Intermetallics, 1999; 7(5): 511-528.*
- Mantovani D. *Shape memory alloys: Properties and biomedical applications. Journal of the Minerals, Metals and Materials Society. 2000; 52: 36-44. <https://doi.org/10.1007/s11837-000-0082-4>.*
- Andreasen G.F., Brady P.R. *Aused hypothesis for 55 nitinol wire for orthodontics. Angle Orthod. 1972; 42(2): 172-177. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1972\)042%3C0172:AUHFNW%3E2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1972)042%3C0172:AUHFNW%3E2.0.CO;2).*
- Лохов В.А., Кучумов А.Г. *Создание заданных усилий в фиксаторах, изготовленных из сплавов с памятью формы // Российский журнал биомеханики. – 2006. – Т. 10. – №3. – С. 41-52.*
- Lokhov V.A., Kuchumov A.G. *Sozdanie zadannykh usilii v fiksatorakh, izgotovlennykh iz splavov s pamiat'iu formy (Generation of specified forces in clamps made of shape memory alloys) [in Russian]. Rossiiskii zhurnal biomekhaniki. 2006; 10(3): 41-52.*
- Machado L.G., Savi M.A. *Medical applications of shape memory alloys. Braz J Med Biol Res. 2003; 36(6): 683-691. <https://doi.org/10.1590/s0100-879x2003000600001>.*
- Курдюмов Г.В. *О природе бездиффузных мартенситных превращений // ДАН СССР. – 1948. – Т. 60. – №9. – С. 1543-1546.*
- Kurdiumov G.V. *O prirode bezdiffuznykh martensitnykh prevrashchenii (On the nature of diffuse martensitic transformations) [in Russian]. DAN SSSR. 1948; 60(9): 1543-1546.*
- Курдюмов Г.В., Хандрос Л.Г. *О термоупругом равновесии при мартенситных превращениях // ДАН СССР. – 1948. – Т. 60. – №2. – С. 211-220.*
- Kurdiumov G.V., Khandros L.G. *O termouprugom ravnovesii pri martensitnykh prevrashcheniakh (On thermoelastic equilibrium during martensitic transformations) [in Russian]. DAN SSSR. 1948; 60(2): 211-220.*
- Гюнтер В.Э. *Сплавы и конструкции с памятью формы в медицине / Автореферат дисс. д. техн. наук. – Томск. – 1989. – С. 356.*
- Giunter V.E. *Splavy i konstruktsii s pamiat'iu formy v meditsine (Shape memory alloys and constructions in medicine) [in Russian]. Avtoreferat diss. d. tekhn. nauk. Tomsk. 1989; 356 p.*
- Итин В.И., Терехова О.Г., Ульянова Т.Е., Костикова В.А. и др. *Влияние механоативации на закономерности спекания никелида титана и композита «биокерамика-никелид титана» // Письма в ЖТФ. – 2000. – Т. 26. – №10. – С. 73-79.*

Itin V.I., Terekhova O.G., Ul'ianova T.E., Kostikova V.A. i dr. Vliianie mekhanoativatsii na zakonomernosti spekaniiia nikelida titana i kompozita «biokeramika-nikelid titana» (Influence of mechanical activation on the laws of sintering titanium nickelide and the composite "bioceramic-titanium nickelide") [in Russian]. *Pis'ma v ZhTF*. 2000; 26(10): 73-79.

16. Гаин Ю.М., Герасименко М.А., Денисенко В.Л., Шахрай С.В. и др. Применение в хирургии материала с памятью формы из никелида титана. Сообщение 2 // Медицинский журнал. – 2016. – Т. 1. – №55. – С. 43-49.

Gain Yu.M., Gerasimenko M.A., Denisenko V.L., Shakhrai S.V. i dr. Primenenie v khirurgii materiala s pamiat'iu formy iz nikelida titana. Soobshchenie 2 (The use of titanium nickelide shape memory material in surgery. Message 2) [in Russian]. *Meditsinskii zhurnal*. 2016; 1(55): 43-49.

17. Ryhänen J., Kallioinen M., Tuukkanen J., Lehenkari P. et al. Bone modeling and cell-material interface responses induced by nickel-titanium shape memory alloy after periosteal implantation. *Biomaterials*. 1999; 20(14): 1309-17. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(99\)00032-0](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(99)00032-0).

18. Thompson S.P., Loughlan J. Enhancing the post-buckling response of a composite panel structure utilising shape memory alloy actuators—a smart structural concept. *Composite Structures*, 2001; 51(1): 21-36. [https://doi.org/10.1016/S0263-8223\(00\)00097-0](https://doi.org/10.1016/S0263-8223(00)00097-0).

19. Otsuka K., Ren X. Recent developments on the research of shape memory alloys. *Intermetallics*. 1999; 7(5): 511-528. [https://doi.org/10.1016/S0966-9795\(98\)00070-3](https://doi.org/10.1016/S0966-9795(98)00070-3).

20. Гюнтер В.Э., Миргазизов М.З., Поленичкин В.К. Сплавы с памятью формы в медицине. – Томск: Изд-во Том. ун-та. – 1986. – С. 208.

Giunter V.E., Mirgazizov M.Z., Polenichkin V.K. Splavy s pamiat'iu formy v meditsine (Shape memory alloys in medicine) [in Russian]. – Tomsk: Izd-vo Tom. un-ta. 1986; 208.

21. Гюнтер В.Э., Саввинов А.С. Сплавы с памятью формы. Свойства и применение // Молодые ученые и специалисты в развитии производительных сил Томской области (Промышленность, техника). Матер. науч. практ. конф. – Томск. – 1989. – С. 18-19.

Giunter V.E., Savvinov A.S. Splavy s pamiat'iu formy. Svoistva i primeneniye (Shape memory alloys. Properties and application) [in Russian]. *Molodye uchenye i spetsialisty v razvitii proizvoditel'nykh sil Tomskoi oblasti (Promyshlennost', tekhnika)*. Mater. nauch. prakt. konf. Tomsk. 1989; 18-19.

22. Гюнтер В.Э. Исследование эффектов памяти формы в сплавах на основе TiNi / Автореф. дис. канд. физ.-мат. наук. – Томск. – 1981. – С. 18.

Giunter V.E. Issledovanie effektivov pamiati formy v splavakh na osnove TiNi (Study of shape memory effects in TiNi-based alloys) [in Russian]. *Avtoref. dis. kand. fiz.-mat. nauk. Tomsk*. 1981; 18 p.

23. Gyunther V., Dambaev G.T., Sysolyatin P.G., Ziganshin R.V. et al. Delay law and new class of materials and implants in medicine. *STT*. 2002; 234.

24. Pelton A.R., Stockel D., Duerig T.W. Medical uses of nitinol. *Material science forum vols. Materials Science Forum*. 2000; 327-328: 63-70. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/MSE.327-328.63>.

25. Ооцука К., Симидзу К., Судзуки Ю. Сплавы с эффектом памяти формы. – М.: Металлургия. – 1990. – С. 224. Ootsuka K., Simidzu K., Sudzuki Yu. Splavy s effektivom pamiati formy (Shape memory alloys). – M.: Metallurgiya. 1990; 224.

26. Brailovski V., Trochy F. Review of shape memory alloys medical applications in Russia. *Bio-medical of materials and engineering*. 1996; 6(4): 291-298.

27. Коллеров М.Ю., Ильин А.А. Особенности производства и применения биологически и механически совместимых имплантантов из никелида титана // Журнал Титан. – Москва. – 2018. – Т. 1. – №59. – С. 47-54.

Kollerov M.Yu., Il'in A.A. Osobennosti proizvodstva i primeneniia biologicheskii i mekhanicheskii sovместimykh implantantov iz nikelida titana (Features of the production and use of biologically and mechanically compatible implants from titanium nickelide) [in Russian]. *Zhurnal Titan*. Moskva. 2018; 1(59): 47-54.

28. Лохов В.А., Няшин Ю.И., Кучумов А.Г. Сплавы с памятью формы: применение в медицине. Обзор моделей, описывающих их поведение // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11. – № 3. – С. 9-27.

Lokhov V.A., Niashin Yu.I., Kuchumov A.G. Splavy s pamiat'iu formy: primeneniye v meditsine. Obzor modelei, opisuyaiushchikh ikh povedeniye (Shape memory alloys: medical applications. An overview of the models describing their behavior) [in Russian]. *Rossiiskii zhurnal biomekhaniki*. 2007; 11(3): 9-27.

29. Гюнтер В.Э., Ходоренко В.Н., Ясенчук Ю.Ф., Чекалкин Т.Л. и др. Никелид титана. Медицинский материал нового поколения / Монография. – Томск: МИЦ. – 2006. – С. 296. ISBN: 5-98589-020-1.

Giunter V.E., Khodorenko V.N., Iasenchuk Yu.F., Chekalkin T.L. i dr. Nikelid titana. Meditsinskii material novogo pokoleniia (Titanium nickelide. New generation medical material) [in Russian]. *Monografiia*. Tomsk: MITs. 2006; 296. ISBN: 5-98589-020-1.

30. Гюнтер В.Э., Ходоренко В.Н., Чекалкин Т.Л., Олесова В.Н. и др. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы. – Томск: Изд-во МИЦ. – 2011. – Т. 1. – С. 534.

Giunter V.E., Khodorenko V.N., Chekalkin T.L., Olesova V.N. i dr. Meditsinskie materialy i implantaty s pamiat'iu formy (Medical materials and implants with shape memory) [in Russian]. Tomsk: Izd-vo MITs. 2011; 1: 534.

31. Гюнтер В.Э., Иткин В.И., Монасевич Л.А., Паскаль Ю.И. Эффекты памяти формы и их применение в медицине / Монография. – Новосибирск: Наука. Сиб. отд-ние. – 1992. – С. 742.

Giunter V.E., Itkin V.I., Monasevich L.A., Paskal' Yu.I. Effekty pamiati formy i ikh primeneniye v meditsine (Shape memory effects and their application in medicine) [in Russian]. *Monografiia*. Novosibirsk: Nauka. Sib. otd-nie. 1992; 742.

32. Fraker A.C., Ruff A.W. Metallic surgical implants: state of the art. *JOM*. 1977; 29: 22-28. <https://doi.org/10.1007/BF03354319>.

33. Negri A., Manfredi J., Terrini A., Rodella G. et al. Prospective evaluation of a new sternal closure method with the more active clips. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*. 2002; 22(4): 571-575. [https://doi.org/10.1016/S1010-7940\(02\)00411-6](https://doi.org/10.1016/S1010-7940(02)00411-6).

34. Ng Y. Shimi S.M., Kernohan N., Frank T.G. et al. Skin wound closure with a novel shape-memory alloy fixator. *Surgical Endoscopy*. 2006; 20: 311–315. <http://dx.doi.org/10.1007%2Fs00464-004-0001-9>.
35. Baumgart F, Bensmann G, Haasters J, Nolker A. et al. Zur Dwyerschen Skoliosen-operation mittels Drahtenaus Memory – Legierungen. Eine experimentelle Studie *Archives of orthopaedic and traumatic surgery*. 1978; 91: 67-75. <https://doi.org/10.1007/BF00383644>.
36. Prymak O, Bogdanski D, Koller M, Esenwein S. et al. Morphological characterization and in vitro biocompatibility of a porous nickel–titanium alloy. *Biomaterials*. 2005; 26(29): 5801–5807. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.02.029>.
37. Chen M, Yang X, Hu R, Cui Z. et al. Bioactive NiTi shape memory alloy. *Materials Science and Engineering*. 2004; 24(4): 497-502. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2003.11.001>.
38. Idelsohn S, Pena J, Lacroix D, Planell J.A. et al. Continuous mandibular distraction osteogenesis using superelastic shape memory alloy (SMA). *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2004; 115(4). 541–546. <https://doi.org/10.1023/b:jmsm.0000021135.72288.8f>.
39. Cutright D.E., Bhaskar S.N., Perez B., Johnson R.M. et al. Tissue reaction to nitinol wire alloy *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1973; 35(4): 578–584. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(73\)90017-0](https://doi.org/10.1016/0030-4220(73)90017-0).
40. Duerig T.W., Pelton A.R., Stockel D. An overview of nitinol medical applications. *Materials Science and Engineering: A*. 1999; 273-275; 149-160. [https://doi.org/10.1016/S0921-5093\(99\)00294-4](https://doi.org/10.1016/S0921-5093(99)00294-4).
41. Курдюмов Г.В., Утевский Л.М., Энтин Р.И. Превращения в железе и стали / Монография. – М.: Наука. – 1977. – 238.
- Kurdumov G.V., Utevskii L.M., Entin R.I. *Prevrashcheniia v zheleze i stali (Transformations in iron and steel) [in Russian]*. Monografiia. M.: Nauka. 1977; 238.
42. Duerig T.V., Melton K.N., Stockel D., Wayman C.M. *Engineering aspects of shape memory alloys*. Butterworth-Heinemann. London. 1990; 498. ISBN: 9781483144757.
43. Варлимонт Х., Дилей Л. Мартенситные превращения в сплавах на основе меди, серебра, золота / Монография. – М.: Наука. – 1980. – С. 205.
- Varlimont X., Dilei L. *Martensitnye prevrashcheniia v splavakh na osnove medi, serebra, zolota (Martensitic transformations in alloys based on copper, silver, gold) [in Russian]*. Monografiia. – М.: Nauka. 1980; 205.
45. Хачин В.Н., Пушин В.Г., Кондратьев В.В. Никелид титана, структура и свойства. – М.: Наука. – 1992. – С. 161.
- Khachin V.N., Pushin V.G., Kondrat'ev V.V. *Nikelid titana, struktura i svoistva (Titanium nickelide, structure and properties) [in Russian]*. M.: Nauka. 1992; 161.
46. Беляев С.П., Волков А.Е., Ермолаев В.А., Каменцева З.П. и др. Материалы с эффектом памяти формы / Справ. изд. в 4-х томах под ред В. А. Лихачева. – СПб.: НИИХ СПбГУ – 1997. – С. 474.
- Beliaev S.P., Volkov A.E., Ermolaev V.A., Kamentseva Z.P. i dr. *Materialy s efektom pamiati formy (Shape memory materials) [in Russian]*. Sprav. izd. v 4-kh tomakh pod red V. A. Likhacheva. SPb.: NIIX SPbGU. 1997; 474.
47. Пушин В.Г., Кондратьев В.В., Хачин В.Н. Предпереходные явления и мартенситные превращения / Монография. – Екатеринбург: УрО РАН. – 1998. – С. 368. ISBN: 5-7691-0748-0.
- Pushin V.G., Kondrat'ev V.V., Khachin V.N. *Predperekhodnye iavleniia i martensitnye prevrashcheniia (Pretransitional phenomena and martensitic transformations) [in Russian]*. Monografiia. Ekaterinburg: UrO RAN. 1998; 368. ISBN 5-7691-0748-0.
48. Пушин В.Г., Прокошкин С.Д., Валиев Р.З., Браиловский В. и др. Сплавы никелида титана с памятью формы. Ч. I. Структура, фазовые превращения и свойства / Монография. – Екатеринбург: Изд-во УрО РАН. – 2006. – С. 440.
- Pushin V.G., Prokoshkin S.D., Valiev R.Z., Brailovskii V. i dr. *Splavy nikelida titana s pamiat'iu formy. Ch. I. Struktura, fazovye prevrashcheniia i svoistva (Shape memory titanium nickelide alloys. Part I. Structure, phase transformations and properties) [in Russian]*. Monografiia. Ekaterinburg: Izd-vo UrO RAN. 2006; 440.
49. Лободиук В.А., Эстрин Э.И. Мартенситные превращения / Учебник. – Москва: Физматлит. – 2009. – С. 352.
- Lobodiuk V.A., Estrin E.I. *Martensitnye prevrashcheniia (Martensitic transformations) [in Russian]*. Uchebnik. Moskva: Fizmatlit. 2009; 352.
50. Pushin V.G. *Alloys with a thermomechanical memory: structure, properties, and application. The physics of metals and metallography*. 2000; 90(1): 568-595.
51. Лободиук В.А., Пушин В.Г., Коваль Ю.Н. Кристаллоструктурные особенности предпереходных явлений и термоупругих мартенситных превращений в сплавах цветных металлов // Физика металлов и металловедение. – 2011. – Т. 111. – №2. – С. 169-194.
- Lobodiuk V.A., Pushin V.G., Koval' Iu.N. *Kristallostrukturnye osobennosti predperekhodnykh iavlenii i termouprugikh martensitnykh prevrashchenii v splavakh tsvetnykh metallov (Crystal-structural features of pre-transitional phenomena and thermoelastic martensitic transformations in non-ferrous metal alloys) [in Russian]*. Fizika metallov i metallovedenie. 2011; 111(2): 169-194.
52. Пушин В.Г., Куранова Н.Н., Пушин А.В. Современное состояние проблемы высркрпрочных пластических материалов с эффектом памяти формы / В книге Актуальные проблемы прочности, том 1. Под ред. В.В. Рубаника, РБ, Витебск. – 2018. – Глава 13. – С. 235-257.
- Pushin V.G., Kuranova N.N., Pushin A.V. *Sovremennoe sostoianie problemy vysrkrprochnykh plasticheskikh materialov s effektom pamiati formy (The current state of the problem of high-strength plastic materials with shape memory effect) [in Russian]*. V knige Aktual'nye problemy prochnosti, tom 1. Pod red. V.V. Rubanika, RB, Vitebsk. 2018; Glava 13: 235-257.
53. Buehler W.J., Wang F.E. A summary of recent research on the Nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Engineering*. 1968; 1(1): 105-108, IN7-IN10, 109-120. [https://doi.org/10.1016/0029-8018\(68\)90019-X](https://doi.org/10.1016/0029-8018(68)90019-X).
54. Shimizu K, Tadaki T. *Shape Memory Alloys*. Gordon and Breach Science. New York. 1987; 1-60. ISBN 2881241360 9782881241369.
55. Elahinia M.H., Hashemi M., Tabesh M., Bhaduri S.B. Manufacturing and processing of NiTi implants: A review. *Progress in Materials Science*. 2012; 57(5): 911-946. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2011.11.001>.
56. Li B.Y., Rong L.J., Li Y.Y. Stress-strain behavior of porous Ni-Ti shape memory intermetallics synthesized from powder

- sintering. *Intermetallics*. 2000; 8(5-6): 643-6. [https://doi.org/10.1016/S0966-9795\(99\)00140-5](https://doi.org/10.1016/S0966-9795(99)00140-5).
57. Li B.Y., Rong L.J., Li Y.Y., Gyunter V.E. A recent development in producing porous Ni-Ti shape memory alloys. *Intermetallics*. 2000; 8(8): 881-884 [https://doi.org/10.1016/S0966-9795\(00\)00024-8](https://doi.org/10.1016/S0966-9795(00)00024-8).
58. Li B.Y., Rong L.J., Li Y.Y. Microstructure and superelasticity of porous NiTi alloy. *Sci China Series E-Technol Sci*. 1999; 42(1): 94-9. <https://doi.org/10.1007/BF02917064>.
59. Yang D., Jiang H.C., Zhao M.J., Rong L.J. Microstructure and mechanical behaviors of electron beam welded NiTi shape memory alloys. *Materials & Design*, 2014; 57: 21-25. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2013.12.039>.
60. Kim J.S., Kang J.H., Kang S.B., Yoon K.S. et al. Porous TiNi biomaterial by self-propagating high-temperature synthesis. *Adv Eng Mater*. 2004; 6(6): 403-406. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/MSF.449-452.1097>.
61. Rohlmann R., Zilch H., Bergmann G., Kolbel R. Material properties of femoral cancellous bone in axial loading. *Arch Orthop Traumat Surg*. 1980; 97(2): 95-102. <https://doi.org/10.1007/bf00450930>.
62. Pacheco P.M.C.L., Savi M.A. Modeling and simulation of a shape memory release device for aerospace applications. *Revista de Engenharia e Ciências Aplicadas*, 2000: 1-16.
63. Giunter V.E., Mirgazizov M.Z., Polenichkin V.K. *Splavy s pamiat'iu formy v meditsine (Shape memory alloys in medicine) [in Russian]*. – Tomsk: Izd-vo Tom. un-ta. 1986; 208.
64. Ильин А.А., Коллеров М.Ю., Хачин В.Н., Гусев Д.Е. Медицинский инструмент и имплантаты из никелида титана: металловедение, технология, применение // *Металлы*. – 2002. – №3. – С. 105-110.
- Il'in A.A., Kollerov M.Iu., Khachin V.N., Gusev D.E. *Meditsinskii instrument i implantaty iz nikelida titana: metallovedenie, tekhnologiya, primenenie (Medical instrument and titanium nickelide implants: metal science, technology, application) [in Russian]*. *Metally*. 2002; 3: 105-110.
65. Irianov I.M., Diuriagina O.V., Karaseva T.I., Karasev E.A. The osteoplastic effectiveness of the implants made of mesh titanium nickelide constructs. *Bosn J Basic Med Sci*. 2014; 14(1): 4-7. <https://doi.org/10.17305/bjbms.2014.2284>.
66. Iriyanov Yu.M., Chernov V.F., Radchenko S.A., Chernov A.V. Plastic efficiency of different implants used for repair of soft and bone tissue defects. *Bull Exp Biol Med*. 2013; 155(4): 518-523. <http://dx.doi.org/10.1007%2Fs10517-013-2191-4>.
67. Akimoto K., Becker W., Persson R., Baker D.A. et al. Evaluation of titanium implants placed into simulated extraction sockets: a study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999; 14(3): 351-360.
68. Bauer T.W., Muschler G.F. Bone graft materials. An overview of the basic science. *Clin Orthop Relat Res*. 2000; 371: 10-27.
69. Duguay N., Petite H., Arnaud E. Biomaterials and osseous regeneration. *Ann Chir Plast Esthet*. 2000; 45(3): 362-376.
70. Topolnitskiy E.B., Dambaev G.Ts., Hodorenko V.N., Fomina T.I. et al. Tissue reaction to a titanium-nickelide mesh implant after plasty of postresection defects of anatomic structures of the chest. *Bull Exp Biol Med*. 2012; 153(3): 385-388. <https://doi.org/10.1007/s10517-012-1722-8>.
71. Давыдов Е.А., Мушкин А.Ю., Зуев И.В., Ильин А.А. и др. Применение биологически и механически совместимых имплантатов из нитинола для хирургического лечения повреждений и заболеваний позвоночника и спинного мозга // *Гений ортопедии*. – 2010. – №1. – С. 5-11.
- Davydov E.A., Mushkin A.Iu., Zuev I.V., Il'in A.A. i dr. *Primenenie biologicheski i mekhanicheski sovместimykh implantatov iz nitinola dlia khirurgicheskogo lecheniia povrezhdenii i zabolevanii pozvonochnika i spinnogo mozga (Application of biologically and mechanically compatible nitinol implants for the surgical treatment of injuries and diseases of the spine and spinal cord) [in Russian]*. *Genii ortopedii*. 2010; 1: 5-11.
72. Nakagawa T., Tagawa T. Ultrastructural study of direct bone formation induced by BMPs-collagen complex implanted into an ectopic site. *Oral Dis*. 2000; 6(3): 173-179. <https://doi.org/10.1111/j.1601-0825.2000.tb00329.x>.
73. Tabata M., Shimoda T., Sugihara K., Ogomi D. et al. Osteoconductive and hemostatic properties of apatite formed on/in agarose gel as a bone-grafting material. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2003; 67B(2): 680-688. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.10063>.
74. Nikolaenko S.A., Lohbauer U., Zipperle M., Dasch W. et al. Study of biomimetic apatite formation on dentine surface. *Stomatologiya (Mosk)*. 2007; 86(6): 20-25.
75. Greiner C., Oppenheimer S.M., Dunand D.C. High Strength, Low Stiffness, Porous NiTi With Superelastic Properties. *Acta Biomater*. 2005; 1(6): 705-16 <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2005.07.005>.
76. Gibson L.J., Ashby M.F. *Cellular solids*. Cambridge: Cambridge University Press. 1997; <https://doi.org/10.1017/CBO9781139878326>.
77. Simske S.J., Ayers R.A., Bateman T.A. Porous materials for bone engineering. *Mater Sci Forum*. 1997; 250: 151-82. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/MSF.250.151>.
78. Kienapfel H., Sprey C., Wilke A., Griss P. Implant fixation by bone ingrowth. *J Arthroplast*. 1999; 14(3): 355-68. [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(99\)90063-3](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(99)90063-3).
79. Urban R.M., Jacobs J.J., Sumner D.R., Peters C.L. et al. The bone-implant interface of femoral stems with non-circumferential porous coating. *J Bone Jt Surg. Am Vol*. 1996; 78(7): 1068-81. <https://doi.org/10.2106/00004623-199607000-00012>.
80. Kang S.B., Yoon K.S., Kim J.S., Nam T.H. et al. In vivo result of porous TiNi shape memory alloy: bone response and growth. *Mater Trans*. 2002; 43(5): 1045-8. <https://doi.org/10.2320/matertrans.43.1045>.
81. Li B.Y., Rong L.J., Li Y.Y., Gyunter V.E. Fabrication of cellular NiTi intermetallic compounds. *J Mater Res*. 2000; 15: 10-3. <https://doi.org/10.1557/JMR.2000.0004>.
82. Kujala S., Ryhanen J., Danilov A., Tuukkanen J. Effect of porosity on the osteointegration and bone ingrowth of a weight-bearing nickel-titanium bone graft substitute. *Biomaterials* 2003; 24(25): 4691-7. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(03\)00359-4](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(03)00359-4).
83. Boyer R., Collings E.W., Welsch G. *Materials properties handbook: titanium alloys*. ASM International. The Materials Information Society. 1994; 1169. ISBN 978-0-87170-481-8.
84. Alvarez K., Nakajima H. *Metallic Scaffolds for Bone Regeneration*. *Materials*. 2009; 2(3): 790-832. <https://doi.org/10.3390/ma2030790>.

85. Yuan B., Zhu M., Chung C.Y. Biomedical porous shape memory alloys for hard-tissue replacement materials. *Materials*, 2018; 11(9): 1716. <https://doi.org/10.3390/ma11091716>
86. Tarnita D., Tarnita D.N., Bîzdoaca N., Mîndrila I. et al. Properties and medical applications of shape memory alloys. *Romanian J Morphol Embryol*. 2009; 50(1): 15-21.
87. Assad M., Chernyshov A., Leroux M.A., Rivard C.H. A new porous titanium-nickel alloy: Part 1. Cytotoxicity and genotoxicity evaluation. *Biomed Mater Eng*. 2002; 12(3): 225-237.
88. Michiardi A., Aparicio C., Planell J.A., Gil F.J. New oxidation treatment of NiTi shape memory alloys to obtain Ni-free surface and to improve biocompatibility. *J Biomed Mater Res B*. 2006; 77(2): 249-256.
89. Armitage D.A., Parker T.L., Grant D.M. Biocompatibility and hemocompatibility of surfacemodified NiTi alloys. *J Biomed Mater Res A*. 2003; 66A(1): 129-137. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.10549>.
90. Kapanen A., Ryhanen J., Danilov A., Tuukkanen J. Effect of nickel-titanium shape memory alloy on bone formation. *Biomaterials*. 2001; 22(18): 2475-2480. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(00\)00435-X](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(00)00435-X).
91. Firstov G.S., Vitchev R.G., Kumar H., Blanpain B. et al. Surface oxidation of NiTi shape memory alloy. *Biomaterials*. 2002; 23(24): 4863-4871. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(02\)00244-2](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(02)00244-2).
92. Assad M., Chernyshov A.V., Jarzem P., Leroux M.A. et al. Porous titanium-nickel for intervertebral fusion in a sheep model: Part 2. Surface analysis and nickel release assessment. *J Biomed Mater Res*. 2003; 64B(2): 121-9. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.10531>
93. Assad M., Jarzem P., Leroux M.A., Coillard C. et al. Porous titanium-nickel for intervertebral fusion in a sheep model: Part 1. Histomorphometric and radiological analysis. *J Biomed Mater Res*. 2003; 64B(2): 107-20. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.10530>.
94. Shih C.C., Lin S.J., Chen Y.L., Su Y.Y. et al. The cytotoxicity of corrosion products of nitinol stent wire on cultured smooth muscle cells. *J Biomed Mater Res*. 2000; 52(2): 359-403. [https://doi.org/10.1002/1097-4636\(200011\)52:2%3C395::AID-IBM21%3E3.0.CO;2-B](https://doi.org/10.1002/1097-4636(200011)52:2%3C395::AID-IBM21%3E3.0.CO;2-B).
95. Wataha J.C., O'Dell N.L., Singh B.B., Ghazi M. et al. Relating nickel-induced tissue inflammation to nickel release in vivo. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*. 2001; 58(5): 537-544. <https://doi.org/10.1002/jbm.1052>.
96. Baure G., Jardine A.P. Modifying the mechanical properties of porous equiatomic nitinol for osteoimplants. In: *Proc Int Conf on Shape Memory and Superelastic Technologies*. Kurhaus. Baden-Baden. Germany. 2004; 475-482.
97. Yamamuro T. Patterns of osteogenesis in relation to various biomaterials. *J Jpn Soc Biomater*. 1989; 7: 19-23.
98. Chu C.L., Chung C.Y., Zhou J., Pu Y.P. et al. Fabrication and characteristics of bioactive sodium titanate/titania graded film on NiTi shape memory alloy. *J Biomed Mater Res A*. 2005; 75A (3): 595-602. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.30465>.
99. Gu Y.W., Li H., Tay B.Y., Lim C.S. et al. In vitro bioactivity and osteoblast response of porous NiTi synthesized by SHS using nanocrystalline Ni-Ti reaction agent. *J Biomed Mater Res A*. 2006; 78A (2): 316-323. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.30743>.
100. Suzuki A., Kanetaka H., Shimizu Y., Tomizuka R. et al. Orthodontic buccal tooth movement by nickel-free titanium-based shape memory and superelastic alloy wire. *Angle Orthod*. 2006; 76(6): 1041-1046. <https://doi.org/10.2319/083105-306>.
101. Аникеев С.Г., Ходоренко В.Н., Гюнтер В.Э., Артюхова Н.В. и др. Способ получения пористого сплава на основе никелида титана / Описание изобретения к патенту на изобретение №RU 2651846 C1. – 2018.
- Аникеев С.Г., Ходоренко В.Н., Гиунтер В.Э., Артиухова Н.В. и др. Способ получения пористого сплава на основе никелида титана (A method of producing a porous alloy based on titanium nickelide) [in Russian]. *Opisanie izobretenii k patentu na izobretenie №RU 2651846 C1*. – 2018.
102. Elema H., De Groot J.H., Nijenhuis A.J., Pennings A.J. et al. Use of porous biodegradable polymer implants in meniscus reconstruction. 2) Biological evaluation of porous biodegradable polymer implants in menisci. *Colloid Polym Sci*. 1990; 268: 1082-1088.
103. Xiong J.Y., Li Y.C., Wang X.J., Hodgson P.D. et al. Titanium-nickel shape memory alloy foams for bone tissue engineering. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2008; 1(3): 269-273. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2007.09.003>.
104. Li B.Y., Rong L.J., Li Y.Y. Porous NiTi alloy prepared from elemental powder sintering. *J Mater Res*. 1998; 13: 2847-51. <https://doi.org/10.1557/JMR.1998.0389>.
105. Klomp maker J., Jansen H.W.B., Veth R.P.H., Nielsen H.K.L. et al. Porous implants for the knee joint meniscus reconstruction: A preliminary study on the role of pore sizes in ingrowth and differentiation of fibrocartilage. *Clinical Materials*. 1993; 14(1): 1-11. [https://doi.org/10.1016/0267-6605\(93\)90041-51993](https://doi.org/10.1016/0267-6605(93)90041-51993).
106. Bansiddhi A., Sargeant T.D., Stupp S.L., Dunand D.C. Porous NiTi for bone implants: a review. *Acta Biomater*. 2008; 4(4): 773. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2008.02.009>.
107. Elahinia M., Moghaddam N.S., Andani M.T., Amerinatanzi A. et al. Fabrication of NiTi through additive manufacturing: A review. *Prog. Mater. Sci*. 2016; 83: 630-663. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2016.08.001>.
108. Zhao Y., Taya M., Kang Y., Kawasaki A. Compression behavior of porous NiTi shape memory alloy. *Acta Mater*. 2005; 52(3): 337. <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2004.09.029>.
109. Kaya M., Bugutekin A., Orhan N. Effect of solution treatment on thermal conductivity of porous NiTi shape memory alloy. *Int J Thermophys*. 2011; 32(2): 6-65. <https://doi.org/10.1007/s10765-011-0919-9>.
110. De Groot K. Bioceramics consisting of calcium phosphate salts. *Biomaterials*. 1980; 1(1): 47-50. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(80\)90059-9](https://doi.org/10.1016/0142-9612(80)90059-9).
111. Itin V.I., Gjunter V.E., Shabalovskaya S.A., Sachdeva R.L.C. Mechanical properties and shape memory of porous nitinol. *Mater Charact*. 1994; 32(3): 179-187. [https://doi.org/10.1016/1044-5803\(94\)90087-6](https://doi.org/10.1016/1044-5803(94)90087-6).
112. Otsuka K., Ren X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Progress in Materials Science*. 2005; 50(5): 511-678. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2004.10.001>.
113. Гюнтер В.Э. Биосовместимые материалы с памятью формы и новые технологии в медицине / Монография. – Томск: НТЛ. – 2004. – С. 440. ISBN: 5-98589-019-8.
- Гиунтер В.Э. Биосовместимые материалы с памятью формы и новые технологии в медицине (Biocompatible materials with shape memory and new technologies in medicine) [in Russian]. *Monografiia*. Tomsk: NTL. 2004; 440. ISBN: 5-98589-019-8.

114. Слизовский Г.В., Ситко Л.А., Кужеливский И.И. Экспериментально-морфологическое исследование остеокондуктивных и остеоиндуктивных свойств биосовместимых композиционных материалов из никелида титана // Вопросы реконструктивной и пластической хирургии. – 2015. – Т. 18. – №2(53). – С. 46-50.
- Slizovskii G.V., Sitko L.A., Kuzhelivskii I.I. Eksperimental'no-morfologicheskoe issledovanie osteokonduktivnykh i osteoinduktivnykh svoystv biosovmestimykh kompozitsionnykh materialov iz nikelida titana (Experimental-morphological study of osteoconductive and osteoinductive properties of biocompatible composite materials from titanium nickelide) [in Russian]. *Voprosy rekonstruktivnoi i plasticheskoi khirurgii*. 2015; 18(2(53)): 46-50.
115. Tan X.P., Tan Y.J., Chow C.S.L., Tor S.B., Yeong W.Y. Metallic powder-bed based 3D printing of cellular scaffolds for orthopaedic implants: A state-of-the-art review on manufacturing, topological design, mechanical properties and biocompatibility. *Mater. Sci. Eng. C*. 2017; 76: 1328–1343. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2017.02.094>.
116. Слизовский Г.В., Гюнтер В.Э., Кужеливский И.И., Поломошнова Я.В. и др. Реакция костной ткани организма на имплантацию микропористого никелида титана в эксперименте // Вестник экспериментальной и клинической хирургии. – 2012. – Т. V. – №2. – С. 403-405.
- Slizovskii G.V., Giunter V.E., Kuzhelivskii I.I., Polomoshnova Ia.V. i dr. Reaktsiia kostnoi tkani organizma na implantatsiiu mikroporistogo nikelida titana v eksperimente (The reaction of the body's bone tissue to the implantation of microporous titanium nickelide in the experiment) [in Russian]. *Vestnik eksperimental'noi i klinicheskoi khirurgii*. 2012; V(2): 403-405.
117. Castleman L.S., Motzkin S.M., Alicandri F.P., Bonawit V.L. Biocompatibility of NiTi alloy as an implant material. *J Biomed Mater Res*. 1976; 10(5): 695-731. <https://doi.org/10.1002/jbm.820100505>.
118. Putters J.L., Kaulesar Sukul D.M., de Zeeuw G.R., Bijma A. et al. Comparative Cell Culture Effects of Shape Memory Metal (Nitinol®), Nickel and Titanium: A Biocompatibility Estimation. *Eur Surg Res*. 1992; 24: 378-82. <https://doi.org/10.1159/000129231>.
119. Simske S.J., Sachdeva R. Cranial bone apposition and ingrowth in a porous nickel-titanium implant. *J Biomed Mater Res* 1995; 29(4): 527-33. <https://doi.org/10.1002/jbm.820290413>.
120. Ryhanen J., Niemi E., Serlo W., Niemela E. et al. Biocompatibility of nickel-titanium shape memory metal and its corrosion behavior in human cell cultures. *J Biomed Mater Res* 1997; 35(4): 451-7. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4636\(19970615\)35:4%3C451::AID-JBM5%3E3.0.CO;2-G](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4636(19970615)35:4%3C451::AID-JBM5%3E3.0.CO;2-G).
121. Wever D.J., Veldhuizen A.G., Sanders M.M., Schakenraad J.M. et al. Cytotoxic, allergic and genotoxic activity of a nickel-titanium alloy. *Biomaterials*. 1997; 18(16): 1115-20. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(97\)00041-0](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(97)00041-0).
122. Ryhanen J., Kallioinen M., Tuukkanen J., Junila J. et al. In vivo biocompatibility evaluation of nickel-titanium shape memory metal alloy, muscle and perineural tissue responses and capsule membrane thickness. *J Biomed Mater Res* 1998; 41(3): 481-8. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4636\(19980905\)41:3%3C481::AID-JBM19%3E3.0.CO;2-L](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4636(19980905)41:3%3C481::AID-JBM19%3E3.0.CO;2-L).
123. Ehtemam-Haghighia S., Prashanth K.G., Attar H. et al. Evaluation of mechanical and wear properties of Ti-xNb-7Fe alloys designed for biomedical applications. *Mater. Des*. 2016; 111: 592-599. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2016.09.029>.
124. Oshida Y., Miyazaki S. Corrosion and biocompatibility of shape memory alloys. *Zairyo-to-Kankyo*. 1991; 40(12): 834–844. <https://doi.org/10.3323/jcorr1991.40.834>.
125. Li D. Wear behaviour of TiNi shape memory alloys. *Scr Mater*. 1996; 34(2): 195-200. [https://doi.org/10.1016/1359-6462\(95\)00515-3](https://doi.org/10.1016/1359-6462(95)00515-3).
126. Lin H.C., He J.L., Chen K.C., Liaoet H.M. et al. Wear characteristics of TiNi shape memory alloys. *Metall Mater Trans A*. 1997; 28(9): 1871-1877. <https://doi.org/10.1007/s11661-997-0117-3>.
127. Bashutski J., Wang H.L. Role of platelet-rich plasma in soft tissue root coverage procedures: a review. *Quint Int*. 2008; 38(6): 473-483.
128. Lagoudas D.C., Entchev P.B., Popov P., Patoor E. et al. Shape memory alloys, Part II: Modeling of polycrystals. *Mech Mater*. 2006; 38(5-6): 430–62. <http://dx.doi.org/10.1016%2Fj.mechmat.2005.08.003>.
129. Berger-Gorbet M., Broxup B., Rivard C., Yahiaet L.H. et al. Biocompatibility testing of NiTi screws using immunohistochemistry on sections containing metallic implants. *J Biomed Mater Res*. 1996; 32(2): 243–248. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4636\(199610\)32:2%3C243::AID-JBM14%3E3.0.CO;2-K](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4636(199610)32:2%3C243::AID-JBM14%3E3.0.CO;2-K).
130. Assad M., Lombardi S., Bernèche S., Desrosiers E.A. et al. Assays of cytotoxicity of the Nickel-Titanium shape memory alloy. *Annales de chirurgie*. 1994; 48(8): 731-736.
131. Losev V.F. Maxillary alveolar process bone plasty with the use of directional tissue regeneration and maxillary sinus bottom lifting operation. *Stomatology*. 2009; 88(1): 54-57.
132. Алексеева И.С. Применение комбинированного трансплантата на основе мультипотентных мезенхимальных стромальных клеток жировой ткани у пациентов с дефицитом костной ткани (клинико-экспериментальное исследование) / Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. – М. – 2013. – С. 39.
- Alekseeva I.S. Primenenie kombinirovannogo transplantata na osnove mul'tipotentnykh mezenkhimal'nykh stromal'nykh kletok zhirovoi tkani u patsientov s defitsitom kostnoi tkani (kliniko-eksperimental'noe issledovanie) (The use of a combined graft based on multipotent mesenchymal stromal cells of adipose tissue in patients with bone tissue deficiency (clinical experimental study)) [in Russian]. *Avtoref. dis. ... d-ra med. nauk*. M. 2013; 39.
133. Shaw J.A., Kyriakides S. Thermomechanical aspects of NiTi. *J Mech. Phys Solids*. 1995; 43(8): 1243–1281. [https://doi.org/10.1016/0022-5096\(95\)00024-D](https://doi.org/10.1016/0022-5096(95)00024-D).
134. Блинков Ю.Ю. Изучение влияния миелопина и его компонентов на иммунологическую реактивность и репаративный остеогенез / автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Курск. – 2000. – С. 26.
- Blinkov Iu.Iu. Izuchenie vlianiia mielopina i ego komponentov na immunologicheskuiu reaktivnost' i reparativnyi osteogenez (Study of the effect of myelopine and its components on immunological reactivity and reparative osteogenesis) [in Russian]. *avtoref. dis. ... kand. med. nauk*. Kursk. 2000; 26 p.
135. Hing K.A., Best S.M., Bonefield W. Characterization of porous hydroxyapatite. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* volume. 1999; 10: 135–145. <https://doi.org/10.1023/A:1008929305897>.
136. Wen C.E., Mabuchi M., Yamada Y., Shimojima K. et al. Processing of biocompatible porous Ti and Mg. *Scr Mater*. 2001; 45(10): 1147–1153. [https://doi.org/10.1016/S1359-6462\(01\)01132-0](https://doi.org/10.1016/S1359-6462(01)01132-0).



137. Wen C.E., Yamada Y., Shimojima K., Chino Y. et al. Processing and mechanical properties of autogenous titanium implant materials. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* volume. 2002; 13: 397-401. <https://doi.org/10.1023/A:1014344819558>.
138. Wen C.E., Yamada Y., Shimojima K., Chino Y. et al. Novel titanium foam for bone tissue engineering. *J Mater Res*. 2002; 10: 2633-2639. <https://doi.org/10.1557/JMR.2002.0382>.
139. De Oliverira J.F., De Aguiar P.F., Rossi A.M., Soares G.A. Effect of process parameters on the characteristics of porous calcium phosphate ceramics for bone tissue scaffolds. *Int Soc Art Org*. 2003; 27: 406-411. <https://doi.org/10.1046/j.1525-1594.2003.07247.x>.
140. Bashutski J., Wang H.L. Role of platelet-rich plasma in soft tissue root coverage procedures: a review. *Quint Int*. 2008; 38(6): 473-483.
141. Ayers R.A., Simske S.J., Bateman T.A., Petkus A. et al. Effect of nitinol implant porosity on cranial bone ingrowth and apposition after 6 weeks. *J Biomed Mater Res*. 1999; 45(1): 42-47. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4636\(199904\)45:1%3C42::AID-IBM6%3E3.0.CO;2-Q](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4636(199904)45:1%3C42::AID-IBM6%3E3.0.CO;2-Q).
142. Слизовский Г.В., Ситко Л.А., Кужеливский И.И., Федоров М.А. и др. Оперативное лечение дегенеративно-дистрофических заболеваний опорно-двигательного аппарата у детей с использованием имплантантов из никелида титана // *Сибирский медицинский журнал*. – Иркутск. – 2016. – Т. 141. – № 2. – С. 76-79.
- Slizovskii G.V., Sitko L.A., Kuzhelivskii I.I., Fedorov M.A. i dr. Operativnoe lechenie degenerativno-distroficheskikh zabolovaniy oporno-dvigatel'nogo apparata u detei s ispol'zovaniem implantantov iz nikelida titana (Surgical treatment of degenerative-dystrophic diseases of the musculoskeletal system in children using titanium nickelide implants) [in Russian]. *Sibirskii meditsinskii zhurnal*. Irkutsk. 2016; 141(2): 76-79.
143. Приказ Министерства здравоохранения СССР. Об утверждении Положения о доме ребенка и Инструкции о порядке приема детей в дом ребенка и выписке из него: утв. 19 ноября 1986 года, №1525.
- Prikaz Ministerstva zdravookhraneniia SSSR. Ob utverzhdenii Polozheniia o dome rebenka i Instruksii o poriadke priema detei v dom rebenka i vypiske iz nego (Order of the USSR Ministry of Health. On approval of the Regulations on the orphanage and the Instruction on the procedure for admitting children to the orphanage and discharge from it) [in Russian]: utv. 19 noiabria 1986 goda, №1525.
144. Колумб В.Г. Вентральная стабилизация шейного отдела позвоночника с использованием никелид титановых имплантантов / Автореферат дис. канд. мед наук. – Новосибирск. – 2004. – С. 20.
- Kolumb V.G. Ventral'naia stabilizatsiia sheinogo otdela pozvonochnika s ispol'zovaniem nikelid titanovykh implantantov (Ventral stabilization of the cervical spine using titanium nickelide implants) [in Russian]. *Avtoreferat dis. kand. med nauk*. Novosibirsk. 2004; 20 p.
145. Ревелл П.А. Патология кости. – М.: Медицина. – 1993. – С. 367. ISBN 5-225-00515-2.
- Revell P.A. Patologiia kosti (Bone pathology) [in Russian]. – М.: Meditsina. 1993; 367. ISBN 5-225-00515-2.
146. Малишевский В.М., Паськов Р.В., Базаров А.Ю., Сергеев К.С. Изучение биобезопасности использования пористого никелида титана в вертебрологии // *Медицинская наука и образование Урала*. – 2013. – Т. 14. – №1(73). – С. 106-108.
- Malishevskii V.M., Pas'kov R.V., Bazarov A.Iu., Sergeev K.S. Izuchenie biobezopasnosti ispol'zovaniia poritogo nikelida titana v vertebrologii (Study of the biosafety of the use of porous titanium nickelide in vertebrology) [in Russian]. *Meditsinskaiia nauka i obrazovanie Urala*. 2013; 14(1(73)): 106-108.
147. Хушвахтов Д.И. Усовершенствование хирургических методов лечения больных с одонтогенными кистами челюстей / Автореферат дис. канд. мел. наук. – Самара. – 2012. – С. 157.
- Khushvakhtov D.I. Uovershenstvovanie khirurgicheskikh metodov lecheniia bol'nykh s odontogennymi kistami cheliustei (Improvement of surgical methods of treatment of patients with odontogenic cysts of the jaws) [in Russian]. *Avtoreferat dis. kand. mel. nauk*. Samara. 2012; 157 p.
148. Ланшаков В.А., Гюнтер В.Э., Плоткин Г.Л., Фомичев Н.Г. и др. Имплантаты с памятью формы в травматологии и ортопедии. – Томск: ИПФ. – 2004. – С. 228.
- Lanshakov V.A., Giunter V.E., Plotkin G.L., Fomichev N.G. i dr. Implantaty s pamiat'iu formy v travmatologii i ortopedii (Shape memory implants in traumatology and orthopedics) [in Russian]. – Tomsk: IPF. 2004; 228.
149. Федорова М.З., Надеждин С.В., Павлов Н.А., Зубарева Е.В. Исследование остеоиндуктивных и остеокондуктивных свойств костнопластических материалов на основе гидроксипатита и коллагена // *Нанотехнологии и охрана здоровья*. – 2010. – №1. – С. 42-46.
- Fedorova M.Z., Nadezhdin S.V., Pavlov N.A., Zubareva E.V. Issledovanie osteoinduktivnykh i osteokonduktivnykh svoistv kostnoplachesticheskikh materialov na osnove gidroksiapatita i kollagena (Investigation of the osteoinductive and osteoconductive properties of osteoplastic materials based on hydroxyapatite and collagen) [in Russian]. *Nanotekhnologii i okhrana zdorov'ia*. 2010; 1: 42-46.
150. Эппле М. Биоматериалы и биоминерализация. – Томск: Ветер. – 2007. – С. 137.
- Erpple M. Biomaterialy i biomineralizatsiia (Biomaterials and biomineralization) [in Russian]. – Tomsk: Veter. 2007; 137.
151. Алексеева И.С., Рачинская О.А., Волков А.В., Кулаков А.А. и др. Сравнительная оценка эффективности образования костной ткани при трансплантации тканеинженерной конструкции и остеопластического материала «Bio-Oss» в область дна верхнечелюстной пазухи // *Стоматология*. – 2012. – Т. 91. – №6. – С. 41-44.
- Alekseeva I.S., Rachinskaiia O.A., Volkov A.V., Kulakov A.A. i dr. Sravnitel'naia otsenka effektivnosti obrazovaniia kostnoi tkani pri transplantatsii tkaneinzhenernoi konstruksii i osteoplasticheskogo materiala «Bio-Oss» v oblast' dna verkhnecheliustnoi pazukhi (Comparative evaluation of the efficiency of bone tissue formation during transplantation of tissue-engineered construction and osteoplastic material "Bio-Oss" in the area of the maxillary sinus floor) [in Russian]. *Stomatologiia*. 2012; 91(6): 41-44.
152. Григорьян А.С. Хамраев Т.К., Топоркова А.К., Амиров А.Р. и др. Экспериментальное исследование интеграции в костную ткань дентальных имплантантов с наноструктурированным нерезорбируемым покрытием // *Стоматология*. – 2010. – Т. 89. – №4. – С. 14-17.

Grigor'ian A.S. Khamraev T.K., Toporkova A.K., Amirov A.R. i dr. Eksperimental'noe issledovanie integratsii v kostnuiu tkan' dental'nykh implantatov s nanostrukturirovannym nerezorbiruемым pokrytiem (Experimental study of integration into bone tissue of dental implants with nanostructured non-resorbable coating) [in Russian]. Stomatologiya. 2010; 89(4): 14-17.

153. Гурин А.Н., Комлев В.С., Фадеев И.В., Петракова Н.В. и др. Сравнительное исследование замещения дефектов костной ткани остеопластическими материалами на основе а- и в-трикальцийфосфата // Стоматология. – 2012. – Т. 91. – №6. – С. 16-21.

Gurin A.N., Komlev V.S., Fadeev I.V., Petrakova N.V. i dr. Sravnitel'noe issledovanie zameshcheniia defektov kostnoi tkani osteoplasticheskimi materialami na osnove a- i v-trikal'tsiifosfata (Comparative study of replacement of bone tissue defects with osteoplastic materials based on a- and b-tricalcium phosphate) [in Russian]. Stomatologiya. 2012; 91(6): 16-21.

154. Макеева И.М., Ерохин А.И., Митрошкина А.Е., Гостев М.С. Опыт комбинированного использования современных остеопластических материалов при хирургическом лечении горизонтальных дефектов альвеолярного отростка у пациентов с воспалительными заболеваниями пародонта (предварительные результаты) // Пародонтология. – 2009. – №3(52). – С. 25-31.

Makeeva I.M., Erokhin A.I., Mitroshkina A.E., Gostev M.S. Opyt kombinirovannogo ispol'zovaniia sovremennykh osteoplasticheskikh materialov pri khirurgicheskom lechenii gorizontallykh defektov al'veoliarnogo otrostka u patsientov s vospalitel'nyimi zabolevaniyami parodonta (predvaritel'nye rezul'taty) (Experience in the combined use of modern osteoplastic materials in the surgical treatment of horizontal alveolar bone defects in patients with inflammatory periodontal diseases (preliminary results)) [in Russian]. Parodontologiya. 2009; 3(52): 25-31.

155. Михалев П.Н. Экспериментально-клиническое обоснование выбора остеопластических материалов при различных методах аугментации альвеолярных отростков челюстей / Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Казань. – 2012. – С. 19.

Mikhalev P.N. Eksperimental'no-klinicheskoe obosnovanie vybora osteoplasticheskikh materialov pri razlichnykh metodakh augmentatsii al'veoliarnykh otrostkov cheliuste (Experimental and clinical substantiation of the choice of osteoplastic materials for various methods of augmentation of the alveolar processes of the jaws) [in Russian]. Avtoref. dis. ... kand. med. nauk. Kazan'. 2012; 19 p.

156. Павленко А.В., Проць Г.Б., Барано А.Б., Штеренберг А.Х. Dental Magazine. Использование бифазного остеокондуктивного замещающего кость материала Easy Graft Crystal при замещении костных дефектов. – 2013. Электронный ресурс [Дата обращения: 19 Ноя 2021] Режим доступа: <https://dentalmagazine.ru/posts/ispolzovanie-bifaznogo-osteokonduktivnogo-zameshhayushhego-kost-materiala-easygraft-crystal-pri-zameshhenii-kostnyx-defektov.html>.

Pavlenko A.V., Prots' G.B., Barano A.B., Shterenberg A.Kh. Dental Magazine. Ispol'zovanie bifaznogo osteokonduktivnogo zameshchayushchego kost' materiala Easy Graft Crystal pri zameshchenii kostnykh defektov (Dental Magazine. Using biphasic osteoconductive bone replacement material Easy Graft Crystal for bone replacement) [in Russian]. 2013. Elektronnyi resurs [Data obrashcheniia: 19 Noia 2021] Rezhim dostupa: <https://dentalmagazine.ru/posts/ispolzovanie-bifaznogo-osteokonduktivnogo-zameshhayushhego-kost-materiala-easygraft-crystal-pri-zameshhenii-kostnyx-defektov.html>.

157. Решетов И. В. Реконструкция костных дефектов челюстно-лицевой и краниальной зон с использованием гранулированных керамических материалов на основе фосфатов кальция / Медицинская технология. – М.: МНИОИ им. П.А. Герцена. – 2012. – С. 18.

Reshetov I. V. Rekonstruktsiia kostnykh defektov cheliustno-litsevoi i kranial'noi zon s ispol'zovaniem granulirovannykh keramicheskikh materialov na osnove fosfatov kal'tsiia (Reconstruction of bone defects in the maxillofacial and cranial zones using granular ceramic materials based on calcium phosphates) [in Russian] Meditsinskaiia tekhnologiya. – M.: MNIIOI im. P.A. Gertsena. 2012; 18.

158. Kolerman R., Goshen G., Joseph N., Kozlovsky A. et al. Histomorphometric analysis of maxillary sinus augmentation using an alloplast bone substitute. J Oral Maxillofac Surg. 2012; 70(8): 1835-1843. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2012.04.034>.

159. Koyama N., Okubo Y., Nakao K., Osawa K. et al. Experimental study of osteoinduction using a new material as a carrier for bone morphogenetic protein-2. Brit J Oral Maxillofac Surg. 2011; 49(4): 314-318. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2010.05.010>.

160. Ходоренко В.Н., Моногенов А.Н., Гюнтер В.Э. Проницаемость медицинских пористых сплавов на основе никелида титана // Материалы международной конференции «Новые материалы в медицине». – Красноярск. – 2000. – С. 12-13.

Khodorenko V.N., Monogenov A.N., Giunter V.E. Pronitsaemost' meditsinskikh poristykh splavov na osnove nikelida titana (Permeability of medical porous alloys based on titanium nickelide) [in Russian]. Materialy mezhdunarodnoi konferentsii «Novye materialy v meditsine». Krasnoyiarsk. 2000; 12-13.

161. Радкевич А. А. Опыт использования остеогенной ткани и материалов с памятью формы в челюстно-лицевой хирургии // Биосовместимые материалы с памятью формы и новые технологии в медицине. – Томск: ИПФ. Изд-во НТЛ. – 2004. – С. 47-50.

Radkevich A. A. Opyt ispol'zovaniia osteogennoi tkani i materialov s pamiat'iu formy v cheliustno-litsevoi khirurgii (Experience of using osteogenic tissue and materials with shape memory in maxillofacial surgery) [in Russian]. Biosovmestimye materialy s pamiat'iu formy i novye tekhnologii v meditsine. – Tomsk: IPF. Izd-vo NTL. 2004; 47-50.

162. Гюнтер В.Э. Искусственные материалы и проблемы их биосовместимости с тканями организма // Материалы с памятью формы и новые технологии в медицине. – 2007. – С. 4-12.

Giunter V.E. Iskusstvennye materialy i problemy ikh biosovmestimosti s tkaniami organizma (Artificial materials and problems of their biocompatibility with body tissues) [in Russian]. Materialy s pamiat'iu formy i novye tekhnologii v meditsine. 2007; 4-12.

163. Lin W.C., Yao C., Huang T.Y., Cheng S.J., Tang C.M. Long-term in vitro degradation behavior and biocompatibility of polycaprolactone/cobalt-substituted hydroxyapatite composite for bone tissue engineering. Dental Materials, 2019; 35(5): 751-762. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.02.023>.

164. Кокорев О.В. Гюнтер В.Э. Сибирева О.Ф., Дамбаев Г.Ц. Оценка клеточной популяции при культивировании с

2D и 3D конструкциями из пористо-проницаемых материалов на основе никелида титана // *Материалы с памятью формы и новые технологии в медицине*. – Томск. – 2007. – С. 13-16.

Kokorev O.V. Giunter V.E. Sibireva O.F., Dambaev G.Ts. Otsenka kletochnoi populatsii pri kul'tivirovaniy s 2D i 3D konstruksiiami iz poristo-pronitsaemykh materialov na osnove nikelida titana (Evaluation of the cell population during cultivation with 2D and 3D constructs from porous-permeable materials based on titanium nickelide) [in Russian]. *Materialy s pamiat'iu formy i novye tekhnologii v meditsine*. Tomsk. 2007; 13-16.

165. Ходоренко В.Н. Аникеев С.Г., Кокарев О.В. Физико-химические свойства пористых материалов на основе никелида титана, полученных методами СВС и спеканием // *Материалы и имплантаты с памятью формы в медицине*. – Томск. – 2014. – С. 17.

Khodorenko V.N. Anikeev S.G., Kokarev O.V. Fiziko-khimicheskie svoystva poristykh materialov na osnove nikelida titana, poluchennykh metodami SVS i spekaniem (Physicochemical properties of porous materials based on titanium nickelide obtained by SHS and sintering) [in Russian]. *Materialy i implantaty s pamiat'iu formy v meditsine*. Tomsk. 2014; 17.

166. Джонибекова Р.Н. Увеличение недостаточного объема костных структур в зонах дентальной имплантации с применением мелкодисперсного никелида титана / Автореферат дис. канд. мед наук. – Душанбе. – 2015. – С. 132.

Dzhonibekova R.N. Uvelichenie nedostatochnogo ob'ema kostnykh struktur v zonakh dental'noi implantatsii s primeneniem melkodispersnogo nikelida titana (An increase in the insufficient volume of bone structures in the zones of dental implantation using finely dispersed titanium nickelide) [in Russian]. *Avtoreferat dis. kand. med nauk*. Dushanbe. 2015; 132 p.

167. Ахмеров Р.Р., Зарудий Р.Ф., Овечкина М.В., Ахмеров Р.Р. и др. Технология Plasmolifting - инъекционная форма тромбоцитарной аутоплазмы для лечения хронических катаральных гингивитов // *Пародонтология*. – 2012. – Т. 17. – №4(65). – С. 80-84.

Akhmerov R.R., Zarudii R.F., Ovechkina M.V., Akhmerov R.R. i dr. Tekhnologiya Plasmolifting - in"ektsionnaia forma trombotsitarnoi autoplazmy dlia lecheniia khronicheskikh kataral'nykh gingivitov (Plasmolifting technology - an injectable form of platelet autoplasm for the treatment of chronic catarrhal gingivitis) [in Russian]. *Parodontologiya*. 2012; 17(4(65)): 80-84.

168. Ахмеров Р.Р. Овечкина М.В., Цыплаков Д.Э. Воробьев А.А. и др. Технология Plasmolifting - инъекционная форма тромбоцитарной аутоплазмы для лечения хронических пародонтитов I-II степени тяжести // *Пародонтология*. – 2013. – Т. 18. – №1(66). – С. 45-52.

Akhmerov R.R. Ovechkina M.V., Tsyplakov D.E. Vorob'ev A.A. i dr. Tekhnologiya Plasmolifting - in"ektsionnaia forma trombotsitarnoi autoplazmy dlia lecheniia khronicheskikh parodontitov I-II stepeni tiazhesti (Plasmolifting technology - an injection form of platelet autoplasm for the treatment of chronic periodontitis of I-II severity) [in Russian]. *Parodontologiya*. 2013; 18(1(66)): 45-52.

169. Бычков А.И., Долинер М.Э., Ситдикова А.И., Волков А.В. и др. Изучение остеоиндуктивной активности рекомбинантного морфогенетического белка кости (rhBMP-2) в составе остеопластического материала на основе деминерализованного матрикса в эксперименте // *Стоматология для всех*. – 2013. – №3. – С. 16-20.

Bychkov A.I., Doliner M.E., Sitdikova A.I., Volkov A.V. i dr. Izuchenie osteoinduktivnoi aktivnosti rekombinantnogo morfogeneticheskogo belka kosti (rhBMP-2) v sostave osteoplasticheskogo materiala na osnove demineralizovannogo matriksa v eksperimente (Experimental study of the osteoinductive activity of the recombinant bone morphogenetic protein (rhBMP-2) in the composition of the osteoplastic material based on the demineralized matrix) [in Russian]. *Stomatologiya dlia vseh*. 2013; 3: 16-20.

170. Cardaropoli D., Cardaropoli G. Preservation of the postextraction alveolar ridge: a clinical and histologic study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008; 28: 469-477.

171. Магамедханов Ю.М., Буравцова Е.А., Гришкова Н.О., Ромашко Н.А. и др. Оптимизация предимплантологической подготовки альвеолярной лунки удаленного зуба с помощью отечественного материала «Galantm-паста-ФОРТЕ Плюс» // *Российский стоматологический журнал*. – 2012. – №6. – С. 14-15.

Magamedkhanov Yu.M., Buravtsova E.A., Grishkova N.O., Romashko N.A. i dr. Optimizatsiia predimplantologicheskoi podgotovki al'veoliarnoi lunki udalennogo zuba s pomoshch'iu otechestvennogo materiala «Galantm-pasta-FORTE Plus» (Optimization of the pre-implantological preparation of the alveolar socket of the extracted tooth using the domestic material "Galantm-paste-FORTE Plus") [in Russian]. *Rossiiskii stomatologicheskii zhurnal*. 2012; 6: 14-15.

172. Мартиросян Р.В. Восстановление послеоперационных костных дефектов челюстей комбинацией остеоматериалов, богатой тромбоцитами плазмы и комплексным гомеопатическим препаратом «Траумель С» / Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М. – 2013. – С. 24.

Martirosian R. V. Vosstanovlenie posleoperatsionnykh kostnykh defektov cheliusteii kombinatsiei osteomaterialov, bogatoi trombotsitami plazmy i kompleksnym gomeopaticheskim preparatom «Traumel' S» (Restoration of postoperative jaw bone defects with a combination of osteomaterials, platelet-rich plasma and a complex homeopathic preparation "Traumeel S") [in Russian]. *Avtoref. dis. ... kand. med. nauk*. M. 2013; 24 p.

173. Токмакова С.И., Чудова Л.В., Бобров И.П. Патоморфологическое обоснование комплексного применения препарата «Emdogain Gel» тромбоцитарных факторов роста при хирургическом лечении рецессии десны // *Пародонтология*. – 2008. – №3(48). – С. 10-13.

Tokmakova S.I., Chudova L.V., Bobrov I.P. Patomorfologicheskoe obosnovanie kompleksnogo primeneniia preparata «Emdogain Gel» trombotsitarnykh faktorov rosta pri khirurgicheskom lechenii retsessii desny (Pathomorphological substantiation of the complex use of the drug "Emdogain Gel" of platelet growth factors in the surgical treatment of gum recession) [in Russian]. *Parodontologiya*. 2008; 3(48): 10-13.

174. Хафизов Р.Г., Хайруллин Ф.А., Миргазизов М.З., Миргазизов Р.М. Способ насыщения пористых никелид титановых имплантатов богатой тромбоцитами плазмой // *Биосовместимые материалы с памятью формы и новые технологии в медицине*. – Томск. – 2004. – С. 157-158.

Khafizov R.G., Khairullin F.A., Mirgazizov M.Z., Mirgazizov R.M. Sposob nasyshcheniia poristykh nikelid titanovykh implantatov bogatoi trombotsityami plazmoi (Method for saturation of porous nickelide titanium implants with platelet-rich plasma) [in Russian]. *Biosovmestimye materialy s pamiat'iu formy i novye tekhnologii v meditsine*. Tomsk. 2004; 157-158.

175. Agata H., Asahina I., Yamazaki Y., Uchida M. et al. Effective bone engineering with periosteum-derived cells. *J Dent Res.* 2007; 86(1): 79-83 <https://doi.org/10.1177/154405910708600113>.
176. Arora N.S., Ramanayake T., Ren Y.F., Romanos G.E. Platelet - rich plasma in sinus augmentation procedures: a systematic literature review. Part II. *Implant Dentistry.* 2010; 19(2): 145-157. <https://doi.org/10.1097/id.0b013e3181cd706d>.
177. Hasegawa T., Miwa M., Sakai Y., Niikura T. et al. Efficient cell-seeding into scaffold improves bone formation. *J Dent Res.* 2010; 89(8): 854-859. <https://doi.org/10.1177/0022034510370022>.
178. Lee C.Y.S., Rohrer M.D., Prasad H.S. Immediate loading of the grafted maxillary sinus using platelet rich plasma and autogenously bone. *Implant Dentistry.* 2008; 17(1): 59-67. <https://doi.org/10.1097/id.0b013e318166ce3c>.
179. Menezes L., Rao J. Long-term clinical evaluation of platelet-rich plasma in the treatment of human periodontal intraosseous defects: a comparative clinical trial. *Quint Int.* 2012; 43(7): 571-582.
180. Shimono K., Oshima M., Azakawa H., Kimura A. et al. The effect of growth factors for bone augmentation to enable dental implant placement: a systematic review. *Japan Dent Sci Rev.* 2010; 46(1): 43-53 <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2009.10.004>.
181. Радкевич А.А., Галонский В.Г., Тесленко А.И. Формирование костного регнерата в проекции дна верхнечелюстного синуса с использованием остеогенной ткани и материала с памятью формы // *Материалы с памятью формы и новые технологии в медицине.* – Томск. – 2006. – С. 179-180.
- Radkevich A.A., Galonskii V.G., Teslenko A.I. Formirovanie kostnogo regnerata v proektsii dna verkhnecheliustnogo sinusa s ispol'zovaniem osteogennoi tkani i materiala s pamiat'iu formy (Formation of bone regnerata in the projection of the maxillary sinus floor using osteogenic tissue and material with shape memory) [in Russian]. *Materialy s pamiat'iu formy i novye tekhnologii v meditsine.* Tomsk. 2006; 179-180.
182. Базикян Э.А., Смбалян Б.С. Направленная тканевая регенерация в дентальной имплантологии // *Клиническая стоматология.* – 2008. – №3(47). – С. 42-48.
- Bazikian E.A., Smbatian B.S. Napravlennaia tkanevaia regeneratsiia v dental'noi implantologii (Guided tissue regeneration in dental implantology) [in Russian]. *Klinicheskaiia stomatologiia.* 2008; 3(47): 42-48.
183. Новиков С.В. Реконструкция края кости вертикально атрофированной альвеолярной части челюсти аутотрансплантатом с трёхмерным дизайном // *Клиническая стоматология.* – 2009. – №2(50). – С. 44-46.
- Novikov S.V. Rekonstruktsiia kraia kosti vertikal'no atrofirovannoi al'veoliarnoi chasti cheliusti autotransplantatom s trekhmernym dizainom (Reconstruction of the bone edge of the vertically atrophied alveolar part of the jaw with an autograft with a three-dimensional design) [in Russian]. *Klinicheskaiia stomatologiia.* 2009; 2(50): 44-46.
184. Приходько В.И., Калакуцкий Н.В., Петропавловская О.Ю., Калакуцкий И.Н. Ортопедический этап в комплексной реабилитации дефектов нижней челюсти васкуляризованным костным аутотрансплантатом // *Институт стоматологии.* – 2013. – №3(60). – С. 54-56.
- Prikhod'ko V.I., Kalakutskii N.V., Petropavlovskaiia O.Yu., Kalakutskii I.N. Ortopedicheskiy etap v kompleksnoi reabilitatsii defektov nizhnei cheliusti vaskuliarizirovannym kostnym autotransplantatom (Orthopedic stage in the complex rehabilitation of mandibular defects with vascularized bone autograft) [in Russian]. *Institut stomatologii.* 2013; 3(60): 54-56.
185. Радкевич А.А., Сысолятин П.Г., Гюнтер В.Э. Остеогенная ткань в костно-реконструктивной челюстнолицевой хирургии // *Маэстро стоматологии.* – 2012. – №4(48). – С. 13-18.
- Radkevich A.A., Sysoliatin P.G., Giunter V.E. Osteogennaia tkan' v kostno-rekonstruktivnoi cheliustnolitsevoi khirurgii (Osteogenic tissue in osteo-reconstructive maxillofacial surgery) in Russian]. *Maestro stomatologii.* 2012; 4(48): 13-18.
186. Deppe H.H., Mucke T., Wagenpfeil S., Hölzle F. Sinus augmentation with intra - vs extraorally harvested bone grafts for the provision of dental implants: clinical long-term results. *Quint Int.* 2012; 43(6): 469-481.

**Сүйек пластикасы үшін тромбоциттер массасында байытылған кеуекті титан никелидің түйіршіктерінен биокөмпозициялық материалды қолданудың ғылыми негіздемесі**

Мухаметжанов Х. <sup>1</sup>, Бекарисов О.С. <sup>2</sup>, Мухаметжанов Д.Ж. <sup>3</sup>, Карибаев Б.М. <sup>4</sup>,  
Дюсенбаев Н.Н. <sup>5</sup>, Жанаспаев Т.М. <sup>6</sup>

<sup>1</sup> Аға ғылыми қызметкер, Академик Батпенев Н.Ж. атындағы ұлттық ғылыми травматология және ортопедия орталығы, Нұр-Сұлтан, Қазақстан. E-mail: neuroastana@mail.ru

<sup>2</sup> Академик Батпенев Н.Ж. атындағы ұлттық ғылыми травматология және ортопедия орталығының директоры, Нұр-Сұлтан, Қазақстан. E-mail: niitokz@med.mail.kz

<sup>3</sup> №6 нейрохирургиялық бөлімшесінің («Функционалды нейрохирургия» тобымен краниофациалды нейрохирургия) нейрохирург-дәрігері, Академик Н.Н. Бурденко атындағы Нейрохирургияның ұлттық медициналық зерттеулер орталығы, Мәскеу, Ресей. E-mail: info@nsi.ru

<sup>4</sup> Жетекші ғылыми қызметкер, Академик Батпенев Н.Ж. атындағы ұлттық ғылыми травматология және ортопедия орталығы, Нұр-Сұлтан, Қазақстан. E-mail: b.karibaev@mail.ru

<sup>5</sup> Жалпы хирургия, бариатриялық хирургия және нейрохирургия кафедрасының ассистенті, Астана медицина университеті, Нұр-Сұлтан, Қазақстан. E-mail: nurekekz@mail.ru

<sup>6</sup> Астана медицина университетінің PhD-докторанты, Нұр-Сұлтан, Қазақстан. E-mail: timurzhanaspayev@gmail.com

### Түйіндіме

Кеуекті титан никелидін тромбоциттерге бай аутоплазмамен қанықтырғанда оның интеграциялық қасиеттері едәуір артады. Тромбоцитарлы массамен байытылған кеуекті титан никелидінен жасалған биокөмпозициялық материалды тіндердің жасуша репопуляциясын қамтамасыз ететін регенерациясына қол жеткізу үшін, әсіресе сүйек регенерациясы мен оның пластикасында қолдануға болады.

**Түйін сөздер:** остеопластика, биокөмпозитті материал, кеуекті титан никелидің түйіршіктері, тромбоцитарлы масса.

## Scientific Substantiation of the Use of Biocomposite Material from Granules of Porous Titanium Nickelide Enriched in Platelet Mass for Bone Grafting

Khanat Mukhametzhanov <sup>1</sup>, Olzhas Bekarissov <sup>2</sup>, Dulat Mukhametzhanov <sup>3</sup>, Buratay Karibayev <sup>4</sup>,  
Nurzhan Dyusenbayev <sup>5</sup>, Timur Zhanaspayev <sup>6</sup>

<sup>1</sup> Chief Researcher of the National Scientific Center of Traumatology and Orthopedics named after Academician Batpenov N.D.,  
Nur-Sultan, Kazakhstan. E-mail: neuroastana@mail.ru

<sup>2</sup> Director of the National Scientific Center of Traumatology and Orthopedics named after Academician Batpenov N.D.,  
Nur-Sultan, Kazakhstan. E-mail: niitokz@med.mail.kz

<sup>3</sup> Neurosurgeon of the Neurosurgical Department No.6 (craniofacial neurosurgery) with the group "Functional Neurosurgery",  
National Medical Research Center for Neurosurgery named after Academician N.N. Burdenko, Moscow, Russia. E-mail: info@nsi.ru

<sup>4</sup> Leading Researcher of the National Scientific Center of Traumatology and Orthopedics named after Academician Batpenov N.D.,  
Nur-Sultan, Kazakhstan. E-mail: b.karibaev@mail.ru

<sup>5</sup> Assistant of the Department of General Surgery, Bariatric Surgery and Neurosurgery, Astana Medical University,  
Nur-Sultan, Kazakhstan. E-mail: nurekekz@mail.ru

<sup>6</sup> PhD doctoral student of the Astana Medical University, Nur-Sultan, Kazakhstan.  
E-mail: timurzhanaspayev@gmail.com

### Abstract

Saturation of porous titanium nickelide with platelet-rich autoplasm, then significantly increases its integration properties. A biocomposite material made of porous titanium nickelide enriched in platelet mass can be used for targeted tissue regeneration, which ensures cell repopulation and, in particular, bone regeneration and bone grafting.

**Key words:** osteoplasty, biocomposite material, granules of porous titanium nickelide, platelet mass.