



УДК:616.31-089:616.71

DOI 10.18413/2075-4728-2019-42-2-215-223

**СОВРЕМЕННЫЕ АСПЕКТЫ
ПРИМЕНЕНИЯ ОСТЕОПЛАСТИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ
В ХИРУРГИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ**

**MODERN ASPECTS OF APPLICATION
OF OSTEOPLASTIC MATERIALS IN DENTAL SURGERY**

**О.А. Азарова¹, Е.А. Азарова¹, Д.Ю. Харитонов¹, А.В. Подопригора¹, Л.В. Шевченко²
O.A. Azarova¹, E.A. Azarova¹, D.Yu. Kharitonov¹, A.V. Podoprighora¹, L.V. Shevchenko²**

¹ Воронежский государственный медицинский университет имени Н.Н. Бурденко,
Россия, 394036, г. Воронеж, ул. Студенческая, д. 10

² Белгородский государственный национальный исследовательский университет,
Россия, 308015, г. Белгород, ул. Победы, д. 85

¹ Voronezh State Medical University named after N.N. Burdenko,
10 Studencheskaya St., Voronezh, 394036, Russia

² Belgorod National Research University,
85 Pobedy St., Belgorod, 308015, Russia

E-mail: katerinazarova@yandex.ru

Аннотация

Перед современной хирургической стоматологией остро стоит проблема регенерации костной ткани после воспалительных, травматических заболеваний и проведения экстракционных вмешательств, которые приводят к ее дефициту. Физиологическая регенерация часто не дает нужного объема новой кости. А локальный дефицит кости затрудняет проведение дентальной имплантации. Существует различные группы материалов, стимулирующих остеогенез: аутогенные, аллогенные, ксеногенные и синтетические. Остеоиндуктивный потенциал, остеокондуктивные свойства и переносимость тканями принимающего ложа в группах выражены неодинаково. Для клинициста сложно выбрать остеопластический материал с оптимальными параметрами из множества предлагаемых вариантов в связи с большим разнообразием стимуляторов костной регенерации. При этом необходимо учитывать не только их состав, дисперсность и качественные характеристики, но и состояние принимающего ложа (характер повреждения, размер образования, плотность окружающей дефект костной ткани), то есть учитывать особенности конкретного пациента и проводить индивидуальный подбор стимулятора остеорегенерации в соответствии с каждым клиническим случаем.

Abstract

Modern surgical dentistry has an acute problem of bone tissue regeneration. Inflammatory, traumatic diseases and extraction procedures lead to bone deficiency. Physiological regeneration often does not give the desired volume of new bone. Local bone deficiency makes it difficult to perform dental implantation. Means stimulating osteogenesis, different in structure, have different properties. There are various groups of materials for osteoregeneration, these are: autogenous, allogeneic, xenogenic and synthetic materials. Osteoinductive potential, osteoconductive properties and tolerance by the tissues of the receiving bed in groups are expressed differently. It is necessary to take into account not only their composition, dispersion and quality characteristics, but also the state of the receiving bed (the nature of the damage, the size of the formation, the density of the surrounding bone defect), that is, to take into account the characteristics of a particular patient and conduct individual selection of the stimulator of osteoregeneration in accordance with each clinical case.



Ключевые слова: остеопластические материалы, микропористость кости, макропористость кости, челюстная кость, регенерация.

Keywords: osteoplastic materials, bone microporosity, bone macroporosity, jaw bone, regeneration.

Введение

Исследования в области изучения регенерации костной ткани – одни из самых перспективных и востребованных в современной хирургии и травматологии. Данный вопрос остро стоит и в хирургической стоматологии. Дефицит костной ткани челюстно-лицевой области возникает в результате многих причин, таких как травматические заболевания костей лицевого скелета, внутрикостные образования воспалительного характера, осложнения экстракционных, реконструкционных вмешательств в дентальной имплантологии, при различных костно-пластических операциях.

Восстановление дефицита кости за счет физиологической регенерации не всегда возможно в желаемом объеме, к тому же может продолжаться длительное время. Локальный дефицит кости способен послужить причиной отдаленным неблагоприятным последствиям: деформации с дальнейшей убылью костной структуры альвеолярного отростка обеих челюстей, оголению корней зубов в области дефекта, развития осложнений в виде послеоперационных невритов второй и третьей ветвей тройничного нерва. Следствием локального дефицита костной ткани может стать невозможность проведения дентальной имплантации и необходимость дополнительных хирургических вмешательств, продолжительность лечения и его травматизм.

Проведение оперативных вмешательств на костях лицевого скелета имеет свои особенности, обусловленные заведомой инфицированностью операционной области, поскольку оперативное лечение зачастую производится из-за возникновения воспалительного процесса. Бактериальная обсемененность костных дефектов при лечении новообразований челюстей таких, как кистогранулемы и кисты, составляет 87 % [Беззубов, 2010].

Костная ткань, окружающая инфицированный костный дефект, находится в состоянии тканевой гипоксии. Этот факт значительно снижает ее регенераторный потенциал. По этой причине, клиницист должен свой выбор остановить на материале, обладающем как остеопластическим, так и бактерицидным действием.

Средства, оптимизирующие остеогенез, получили широкое распространение в различных областях медицины; они разнообразны по строению и свойствам и наиболее активно используются в хирургической стоматологии. В настоящее время существует множество разнообразных остеопластических материалов, ежегодно рынок пополняется новыми средствами с улучшенными свойствами и более высоким остеорегенераторным потенциалом. Однако использование остеопластических материалов не всегда дает ожидаемый положительный результат, не всегда возможен.

Выделяют 4 группы материалов для остеорегенерации:

- аутогенные, где донор – сам пациент,
- аллогенные, где донор – другой человек,
- ксеногенные, где донор – животное,
- синтетические, искусственно созданные.

Остеоиндуктивный потенциал выражен в материалах не одинаково. Основываясь на этом, большинство средств для костной регенерации подразделяют на группы: остеоиндуктивные (материалы, индуцирующие дифференцировку костных клеток), остеокондуктивные (материалы, создающие каркас для фиксации и роста костных клеток и их предшественников), остеонейтральные (инертные материалы, используемые для заполнения пространства) для обеспечения направленной тканевой регенерации. По нашему мнению, данная классификация весьма условна, т.к. большинство материалов одномоментно



обладают одновременно остеоиндуктивным и остеоиндуктивным потенциалом разной степени выраженности.

Материалы, обладающие остеопластическими свойствами, должны отвечать следующим требованиям: обладать высокой переносимостью тканями, не вызывать иммунных реакций; обладать необходимой пористостью, обеспечивая интеграцию кости; полной и умеренно быстрой биодеградацией, соответствующей скорости образования кости; возможностью обеззараживания без изменения качеств и умеренной стоимостью.

Среди прочих остеопластических материалов, наиболее эффективной и широко применяемой группой являются аутогенные препараты. Их положительные свойства: полное анатомо-физиологическое сродство к принимающему ложу, минимальный процент отторжения, отсутствие иммунных реакций и вероятности заражения донора. Данная группа материалов обладает и отрицательными свойствами: ограниченность объема материала, дополнительная травматизация пациента, высокая скорость резорбции материала.

Следующую группу представляют аллогенные материалы, также имеющие выраженный потенциал остеоиндукции, во многом зависящий от особой технологии получения материала и методов его консервирования. Значительными минусами внутривидовой трансплантации является возможность иммунной реакции в ответ на внедрение чужеродного белка донора в организме реципиента, а также опасность передачи вируса гепатита и ВИЧ-инфекции и сложность юридического оформления, соблюдения этических норм.

Компания AlloSource (США) владеет крупнейшим в мире банком донорских тканей. Трансплантаты, выпускаемые компанией AlloSource проходят многоэтапный контроль наличия вирусов и разнообразные тесты на остеоиндуктивность. Причем 10 % аллоимплантатов совершенно не обладают остеоиндуктивным потенциалом, в связи с чем отбраковывается. Российский НИИ травматологии и ортопедии (РНИИТО) имени Р.Р. Вредена (Москва) и НИИТО имени Я.Л. Цивьяна (Новосибирск) являются крупнейшими в России тканевыми банками. В центрах заготавливаются практически все разновидности биологических трансплантатов, используемых в различных областях медицины. Их продукция обладает низкой антигенной устойчивостью к инфекциям, максимальной безвредностью и полноценными биопластическими свойствами. Но на периферии задача обеспечения клиник пластическим материалом остается нерешенной. Причина кроется в отсутствии необходимого оборудования, персонала и финансирования тканевых банков, недоработке юридических аспектов трансплантологии.

Среди всех разновидностей остеопластических материалов наибольшее распространения получили материалы животного происхождения (ксеногенный). Впервые предвзвешенно обезжиренную и деминерализованную кость крупного рогатого скота пробовали использовать в 1982 году. В ходе работы была выявлена прямая зависимость между степенью обработки животной кости и эффективностью ее применения. Это было связано с увеличением количества фиксированных клеточных элементов на поверхности носителя. Также выявлена лучшая связь с органической составляющей, чем с природным костным гидроксипатитом [Коротеев, 2000].

В качестве сырья для изготовления остеопластических материалов животного происхождения (ксеногенных) применяются кости крупного рогатого скота. Отрицательным моментом в применении ксеногенного материала является его высокая иммуногенность из-за присутствия в материале видоспецифических белков. Производители решают эту проблему путем извлечения из трансплантантов всех белков, на которые может развиваться иммунный ответ. Таким образом, остеопластические материалы животного происхождения представляют собой сохранивший естественную структуру природный гидроксипатит. В настоящее время существует два метода очистки материала от остаточных белков – химический, путем обработки специальными растворителями, и физический, через воздействие низкотемпературной заморозки.



Остеопластические материалы синтетического происхождения являются экономичной заменой естественному гидроксиапатиту. Первые попытки применения синтетического гидроксиапатита предпринимались еще в конце 70-х годов прошлого века. Наибольший вклад в разработку технологий производства этого вида материалов внесли отечественные и зарубежные ученые [Кирилова, 2008]. Первый искусственный гидроксиапатит по сути являлся инертной плотноспеченой керамикой и не имел выраженной остеоиндуктивности; при его использовании образовывалась фиброзная замыкательная капсула. Благодаря трудам отечественных ученых, уже в начале 80-х годов синтетический гидроксиапатит и трикальцийфосфат стали доступными в качестве заменителей костных тканей в хирургии и стоматологии [Байтус, 2014].

В ходе дальнейших исследований проблемы было выяснено, что различные вариации соотношений Са/Р в гидроксиапатите дают возможность вариаций изоморфного замещения кальция на воду и на ион водорода как на поверхности, так и внутри кристаллов, что является важнейшим свойством материала, определяющим возможность фиксации и последующего удержания кровяного сгустка в ране. При этом остеотропные свойства гидроксиапатита состоят в активации процессов деления остеогенных клеток и их дифференцировки, а остеointegrative свойства – в образовании прочного соединения с костью за счет химической связи, последующей резорбцией с замещением новообразованной костью. При посадке гидроксиапатита наблюдается выраженная биологическая совместимость с тканями принимающего ложа: реакция воспаления, а также системная и местная токсичность практически отсутствуют. Биodeградирующий гидроксиапатит стимулирует поступление ионов кальция в специализированный костный пул, благодаря чему сохраняется нормальное содержание ионов кальция и фосфатов в сыворотке крови. В процессе резорбции гидроксиапатита образование фиброзной капсулы вокруг имплантата не происходит.

Существует два основных типа препаратов гидроксиапатита:

1) Резорбирующийся гидроксиапатит. Наиболее распространенный представитель – OsteoGen. Материал имеет высокую скорость резорбции в организме, незначительную кристалличность, обладает выраженной сорбционной способностью.

2) Нерезорбирующийся гидроксиапатит, так называемая высокотемпературная керамика. Наиболее распространенные представители – Perma Ridge, Interpore, OsteoGraft D, Capse. Нерезорбирующийся гидроксиапатит получают при нагревании до 800–1000 °С. При этом образуется химически стабильная конденсационно-кристаллическая форма, малорастворимая в воде.

Наиболее эффективно препараты на основе гидроксиапатита используют для временного пломбирования корневых каналов зубов, в апикальной и пародонтальной хирургии. В результате клинических исследований было доказано, что применение гидроксиапатита для заполнения объемных дефектов кости приводило к увеличению объема кости в области послеоперационного дефекта от 2,0 мм [Панин, 2004] до 4,5 мм [Кирилова, 2011].

Современные биокomпозиционные материалы, разработанные с применением гидроксиапатита, могут включать в свой состав множество дополнительных компонентов: антибиотики, антисептики, стимуляторы регенерации, противовоспалительные препараты, антиоксиданты.

Включение в состав гидроксиапатита коллагена оказалось весьма полезным в практике хирургической стоматологии. Как известно, коллаген является основным структурным компонентом межклеточного матрикса, а также обладает остеиндуктивным эффектом. Включение коллагена придает остеопластическому материалу эластичность, замедляет скорость его биорезорбции благодаря устойчивости к тканевым протеазам. Остеиндуктивный эффект коллагена обеспечивает пептид Р-15, фиксирующий на своей поверхности клетки-предшественники остеобластов. Уровень пролиферации остеобластов суще-



ственно увеличивается за счет комбинации коллагена I типа с трехмерной гидроксиапатитной матрицей.

Коллаген, являясь белком по своей природе, обладает определенной антигенностью и токсичностью. Это может привести к развитию иммунологических реакций и последующему отторжению имплантируемого материала. Антигенность и токсичность материала, содержащего коллаген, можно свести к минимуму посредством специфической обработки (дублирование, щелочно-солевая обработка, стерилизация гамма лучами и т.д.). Но полного исключения этих нежелательных свойств достичь не удалось [Reddi, 2000].

Позднее было предложено добавление в структуру остеопластических материалов гликозаминогликанов, таких как хондроитин-4- и хондроитин-6-сульфаты, дерматан-сульфат и кератан-сульфат. Данные вещества участвуют практически во всех обменных процессах и способны оказывать модулирующее влияние на дифференцировку клеточных элементов [Кирилова, 2008]. Сульфанированные гликозаминогликаны являются необходимым компонентом межклеточного матрикса костной ткани. Они способны сформировать коллоидный гель между слоями минерализованных волокон коллагена за счет связывания значительного количества воды и ионов (Na^+ , Ca^{++} и др.) и вызывают формирование коллоидного геля [Модина, 2012].

Из всех представителей гликозаминогликанов гиалуроновая кислота и хондроитинсульфат играют наиболее значимую роль в построении костной и хрящевой ткани (Gilbert). Их совместное применение приводит к возникновению репаративного образования кости через фазу хрящеобразования по энхондральному и перихондральному типу, существенно ускоряя скорость созревания качественного регенерата кости [Коротеев, 2007]. Существует мнение, что самостоятельное применение гиалуроновой кислоты или ее комбинации с фторгидроксиапатитом стимулирует остеорегенерацию на ранних стадиях, в последующем регенераторный потенциал истощается. Комбинация гиалуроновой кислоты с гидроксиапатитом увеличивает интенсивность новообразования костных структур на всех этапах регенерации. В процессе использования гранулированного гидроксиапатита с микропористостью поверхности гранул определяется более интенсивное течение процессов остеорепарации, благодаря внедрению в поры клеток-предшественников остеобластов.

Для увеличения остеоиндуктивного потенциала в состав материалов вводили стимуляторы регенерации: факторы роста, морфогенетические белки и другие компоненты костного матрикса и бактерицидные компоненты [Курдюмов, 2008].

Стромальные клетки костного мозга мезенхимального происхождения вводятся в состав остеопластических материалов, что усиливает их остеоиндуктивные свойства.

В идеале остеопластический материал должен обладать пористой поверхностью, аналогичной структуре костной ткани, т.е. с размером пор, соответствующим диаметру остеонов (100–300 мкм). Процесс остеоиндукции практически не наблюдается при меньшем или большем размере пор [Yamamoto, 2006].

Высокая кристалличность гидроксиапатита способствует поддержанию процесса адгезии, пролиферации и дифференцировки остеогенных клеток [Hoffer, 2011]. Присутствие коллагена усиливает способность гидроксиапатита к адгезии клеток [Mehravaran, 2013].

Пористая ГА керамика в сочетании с костномозговыми клетками при имплантации под кожу мышам претерпевает фиброваскулярную трансформацию с последующим образованием ламиллярной костной ткани к 4–8 неделе опыта. Вместо костного мозга может быть использована культура фибробластов [Aquilina, 2013].

Изучен феномен эктопического костеобразования. Известно: при травмах мягких тканей, сопровождающихся гематомой, в местах скопления рыхлой соединительной ткани может инициироваться процесс ее оссификации с образованием незрелого остеоида. Этиология данного явления до сих пор остается не до конца изученной. Установлено: при



подкожном или внутримышечным введением пористого гидроксипатита экспериментальным животным через 1-2 месяца на поверхности материала образуется незрелая костная ткань [Fernandez, 2012].

Для реализации этого процесса необходимы следующие условия [Ingole, 2014]:

1. Присутствие остеогенных стволовых клеток костной и хрящевой ткани.
2. Оптимальная концентрация специфического регулятора – ионов кальция и фосфора, благодаря которым происходит стимуляция процессов пролиферации и дифференцировки остеогенных прекурсоров и их трансформация в специализированные клетки новообразованной костной ткани [Павлов, 2011].
3. Наличие особого клеточного состава в области регенерации – остеогенных прекурсоров и вспомогательных клеточных элементов (лимфоцитов, макрофагов, эндотелия [Деев, 2013]).

При введении в организм гидроксипатит взаимодействует с макрофагами, лимфоцитами, эндотелием, остеогенными прекурсорами из тканевого окружения. Создается специфическое костное микроокружение и происходит процесс связывания кальцийфосфатов с циркулирующими в крови и тканевой жидкости морфогенетических белков, увеличивая их концентрацию локально. Биодegradация кальцийфосфатов создает необходимую концентрацию ионов кальция и фосфора, которые являются предшественниками (промоторами) для остеобластов, вследствие чего повышается пролиферация и усиливается дифференцировка остеогенных клеток с образованием молодой костной структуры. Этот универсальный механизм основан на явлении соответствия структурных и функциональных, органических и неорганических компонентов кости.

Опытным путем было доказано, что сам по себе гидроксипатит не обладает выраженными остеоиндуктивными свойствами, а явление эктопического образования кости имеет непрямой характер [Павлов, 2011].

Синтетические материалы на основе трикальцийфосфата получили широкое распространение, хотя не являются аналогами кальций-фосфатных соединений природного гидроксипатита и недостаточно метаболически активны. Существует две основные кристаллические модификации трикальций фосфата: высокотемпературный альфа-ТКФ и низкотемпературный бетта-ТКФ. Модификации, различающиеся скоростью биодegradации и растворимостью, имеют одинаково высокую скорость биодegradации, в первые 5 дней по мере насыщения раствора растворимость соединения уменьшается. Большая их часть трансформируется в гидроксипатит, а оставшаяся – растворяется.

Альфа-трикальций фосфат, обладающий относительно высокой скоростью резорбции, имеет антибактериальное и противовоспалительное действие за счет значения рН выше 12,5. Его чаще применяют в качестве кальций-фосфатных подкладок для защитного покрытия пульпы зуба и временного пломбирования корневого канала. Бетта-трикальций фосфат широко применяется в хирургической стоматологии в качестве наполнителя для хитозановых губок, как неорганические матриксы для тканеинженерных конструкций. К положительным свойствам бетта-трикальций фосфата можно отнести наличие макропористости, хорошую адгезия, остеокондуктивность; к отрицательным – то, что резорбция материала непредсказуема по срокам и может произойти значительно раньше образования молодой кости. Для решения этой проблемы было предложено ввести в структуру материала комплекс на основе полилактидной матрицы – синтетического полимера, скорость биодegradации которого прямо пропорциональна его молекулярной массе и пористости.

С целью улучшения остеорегенераторных свойств остеопластических материалов был успешно использован сульфат кальция. Его добавление к аутогенному и аллогенному материалу приводит к увеличению скорости регенерации костных дефектов. В настоящее время наиболее широкое применение сульфат кальция получил в травматологии.



Производство костных кальций-фосфатных цементов – многообещающее направление развития синтетических остеопластических материалов. Костные кальций-фосфатные цементы получены при смешивании порошков фосфата кальция с водой или затворяющей жидкостью. Первоначально имеют пастообразную консистенцию, затем переходят в твердое состояние, чем отличаются от традиционно используемых остеотропных материалов (керамические гранулы и блоки). При смешивании порошков с затворяющей жидкостью получается апатитовый цемент, процесс биорезорбции которого протекает неравномерно: активно в начале, затем замедляется и стабилизируется.

Большое разнообразие остеотропных материалов с различным строением и свойствами дает возможность выбора материала с необходимыми параметрами в каждом отдельном клиническом случае.

Повышение остеоиндуктивности костных имплантатов и усиление регенерации соединительной ткани может быть достигнуто путем создания биокompозитных материалов, которые должны содержать основные тканевые компоненты и активные факторы роста.

Доказано, что деминерализованная кость вызывает новообразование молодой костной ткани по причине активизации протеинов в ее составе. Перспективно добавление к нему костных морфогенетических белков («bone morphogenetic protein» (BMP), играющих огромную роль в процессе восстановления костной и хрящевой ткани. По своим репаративным возможностям они равны или превосходят аутологичный костный материал.

Последние биомедицинские достижения дают возможность применять остеоиндукторы в виде рекомбинантных белков (rhBMP), фиксированных на различных носителях. Участвуя в процессах образования костной и хрящевой ткани, BMP стимулируют костеобразование в последовательности, подобной эмбриональному морфогенезу.

Заключение

Делая аналитический вывод из проведенного обзора, можно заключить, что восстановление костной ткани в области послеоперационного дефекта произойдет и без использования стимуляторов регенерации. Но не всегда восстановление костной ткани происходит в должном объеме, и регенераторные процессы идут с относительно небольшой скоростью. Повысить эффективность регенераторных процессов возможно при использовании в работе остеокондуктивных материалов. При использовании остеопластических материалов необходимо учитывать не только их состав, дисперсность и качественные характеристики, но и особенности принимающего ложа, а именно: характер повреждения, размер образования, плотность окружающей дефект костной ткани.

Таким образом, для получения оптимального результата применения остеопластических материалов необходимо предварительное составление плана лечения. Необходимо учитывать особенности конкретного пациента и проводить индивидуальный подбор стимулятора остеорегенерации в соответствии с каждым клиническим случаем.

В соответствии с вышеизложенным возможно для конкретного клинического случая подобрать оптимальный остеопластический материал, обладающий рядом положительных свойств:

- 1) уменьшать послеоперационный отек;
- 2) обладать противовоспалительным эффектом за счет связывания рецепторов макрофагов;
- 3) уменьшать послеоперационную боль в ране;
- 4) увеличивать скорость и качество заполнения дефекта костной тканью;
- 5) изолировать костный дефект от слюны и микрофлоры полости рта;
- 6) обеспечивать устойчивость функциональной нагрузке у зубов, граничащих с дефектом;



- 7) предотвращать вторичные невриты и невралгии при пережатии ствола нерва рубцовой тканью;
- 8) сокращать время между удалением зуба с кистой и постановкой имплантата.

Список литературы

Reference

1. Байтус Н.А. 2014. Синтетические остеопластические препараты на основе гидроксиапатита в стоматологии. Вестник Витебского государственного медицинского университета. 13 (3): 29–34.
- Bitos N.A. 2014. Sinteticheskie osteoplasticheskie preparaty na osnove gidroksiapatita v stomatologii [Synthetic osteoplastic preparations on the basis of hydroxyapatite in dentistry. Vestnik of Vitebsk state medical University. 13 (3): 29–34. (in Russian)
2. Беззубов А.Е. 2010. Сравнительная оценка применения костнопластических материалов для замещения дефектов челюстей (клинико-экспериментальное исследование) : автореф. дис. ... канд. мед.наук. 20.
- Bezzubov A.E. 2010. Sravnitel'naya ocenka primeneniya kostnoplastericheskikh materialov dlya zameshcheniya defektov chelyustej (kliniko-eksperimental'noe issledovanie). [Comparative evaluation of the use of osteoplastic materials for the replacement of jaw defects (clinical and experimental study). autoref. dis. kand. Honey]. Sciences. 20. (in Russian)
3. Деев Р.В. 2013. Создание и оценка биологического действия ген-активированного остеопластического материала, несущего ген VEGF человека. Гены и клетки. 8 (3): 78–85.
- Deev R.V. 2013. Sozdanie i ocenka biologicheskogo dejstviya gen-aktivirovannogo osteoplasticheskogo materiala, nesushchego gen VEGF cheloveka. [Creation and evaluation of biological action of gene-activated osteoplastic material carrying human VEGF gene]. Genes and cells. 8 (3): 78–85. (in Russian)
4. Долинер М.Э. 2013. Перспективы использования морфогенетического белка кости в составе остеопластического материала для ускорения. Dental Forum. 4 (50): 20–23.
- Doliner M.E. 2013. Perspektivy ispol'zovaniya morfogeneticheskogo belka kosti v sostave osteoplasticheskogo materiala dlya uskoreniya osteoindukcii. [Prospects of using bone morphogenetic protein in the composition of osteoplastic material to accelerate osteoinduction]. DentalForum. 4 (50): 20–23. (in Russian)
5. Кирилова И.А. 2008. Изучение остеоиндуктивных свойств новых костнопластических материалов. Травматология и ортопедия. 1: 71–73.
- Kirilova I.A. 2008. Izuchenie osteoinduktivnykh svojstv novykh kostnoplastericheskikh materialov. [Study of osteoinductive properties of new osteoplastic materials]. Traumatology and orthopedics. 1: 71–73. (in Russian)
6. Кирилова И.А. 2011. Костная ткань как основа остеопластических материалов для восстановления костной структуры. Хирургия позвоночника. 1: 68–74.
- Kirilova I.A. 2011. Kostnaya tkan' kak osnova osteoplasticheskikh materialov dlya vosstanovleniya kostnoj struktury. [Bone tissue as the basis of osteoplastic materials for bone structure restoration]. spine Surgery. 1: 68–74. (in Russian)
7. Коротеев А.А. 2007. Экспериментальное обоснование применения нового остеопластического геля на основе коллагена и гидроксиапатита с неколлагеновыми белками кости для заполнения костных дефектов челюстей : автореф. дис. канд. мед.наук: 26.
- Koroteev A.A. 2007. Eksperimental'noe obosnovanie primeneniya novogo osteoplasticheskogo gelya na osnove kollagena i gidroksiapatita s nekollagenovymi belkami kosti dlya zapolneniya kostnykh defektov chelyustej. [Experimental substantiation of application of a new osteoplastic gel based on collagen and hydroxyapatite with non-collagen proteins of bone to fill bone defects of jaws]: autoref. dis. ... kand. med.science: 26. (in Russian)
8. Курдюмов С.Г. 2008. Тенденции в конструировании тканеинженерных систем для остеопластики. Гены и клетки. 3 (1): 62–68.
- Kurdyumov S.G. 2008. Tendencii v konstruirovanii tkaneinzenemykh sistem dlya osteoplastiki. [Trends in the design of tissue engineering systems for osteoplasty]. Genes and cells. 3 (1): 62–68. (in Russian)



9. Модина Т.Н. 2012. Применение синтетического гидроксиапатита при закрытии костных дефектов в амбулаторной хирургии. экспериментальное и клиническое исследования. Пародонтология. 17 (1): 47–51.

Modina T.N. 2012. Primenenie sinteticheskogo gidroksiapatita pri zakrytii kostnyh defektov v ambulatornoj hirurgii. eksperimental'noe i klinicheskoe issledovaniya. [The use of synthetic hydroxyapatite in the closure of bone defects in outpatient surgery. experimental and clinical studies] Periodontics. 17 (1): 47–51. (in Russian)

10. Павлов С.А. 2011. Изучение маркёров остеогенеза регенераторов костной ткани челюстей после имплантации остеопластических материалов : автореф. дис. канд. мед.наук: 22 .

Pavlov S.A. 2011. Izuchenie markyorov osteogeneza regeneratorov kostnoj tkani chelyustej posle implantacii osteoplasticheskikh materialov. [Study of markers of osteogenesis of jaw bone regenerators after implantation of osteoplastic materials]: autoref. dis. kand. med. sciences: 22. (in Russian)

11. Панин А.М. 2004. Новое поколение биокomпозиционных стеопластических материалов (разработка, лабораторно-клиническое обоснование, клиническое внедрение) . автореф. дис. д-ра мед.наук: 48.

Panin A.M. 2004. Novoe pokolenie biokompozicionnyh steoplasticheskikh materialov (razrabotka, laboratorno-klinicheskoe obosnovanie, klinicheskoe vnedrenie). [A New generation of biocomposite osteoplastic materials (development, laboratory and clinical rationale, clinical introduction)]: author. dis. Dr. med. Sciences: 48. (in Russian)

12. Ingole P.D. 2014. Comparison of intermaxillary fixation screw versus eyelet interdental wiring for intermaxillary fixation in minimally displaced mandibular fracture: a randomized clinical study. J. Oral Maxillofac. Surg. 72 (5): 1–7.

13. Fernandez H.J. 2012. Effects of internal rigid fixation on mandibular development in growing rabbits with mandibular fractures. Oral Maxillofac. Surg. 70 (10): 2368–2374.

14. Hoffer M. 2011. Evaluation of composite resin materials for maxillomandibular fixation in cats for treatment of jaw fractures and temporomandibular joint luxations. Vet. Surg. 40 (3): 357–368.

15. Mehravarar R. 2013. Evaluation of the relationship between the pattern of midfacial fractures and amaurosis in patients with facial trauma. J. Oral Maxillofac. Surg. 40 (3): 357–368.

16. Aquilina P. 2013. Finite element analysis of three patterns of internal fixation of fractures of the mandibular condyle. Br. J. Oral Maxillofac. Surg. 51 (4): 326–331.

17. Reddi A.H. 2013. Morphogenetic messages are in the extracellular matrix: biotechnology from bench to bedside. Biochem. Soc. Trans. 28: 345–349.

18. Yamamoto M. 2006. Enhanced bone regeneration at a segmental bone defect by controlled release of bone morphogenetic protein-2 from a biodegradable hydrogel. 12 (5): 1305–1311.

Ссылка для цитирования статьи

Reference to article

Азарова О.А., Азарова Е.А., Харитонов Д.Ю., Подопривога А.В., Шевченко Л.В. 2019. Современные аспекты применения остеопластических материалов в хирургической стоматологии. Научные ведомости Белгородского государственного университета. Серия: Медицина. Фармация. 42 (2): 215–223. DOI: 10.18413/2075-4728-2019-42-2-215-223

Azarova O.A., Azarova E.A., Kharitonov D.Yu., Podoprivoga A.V., Shevchenko L.V. 2019. Modern aspects of application of osteoplastic materials in dental surgery. Belgorod State University Scientific Bulletin. Medicine. Pharmacy series. 42 (2): 215–223 (in Russian). DOI: 10.18413/2075-4728-2019-42-2-215-223