

ТЕХНОЛОГИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ АДДИТИВНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ДЛЯ РЕКОНСТРУКЦИИ ЛИЦЕВОГО СКЕЛЕТА

Решетов И.В.¹, Святославов Д.С.¹, Кудрин К.Г.², Дуб В.А.³, Медведев П.А.⁴

В статье представлено технологическое обеспечение аддитивных технологий, описана схема воспроизведения металлических комплексов для имплантации (МКИ), начиная от получения данных, выполненных на аппарате компьютерной томографии (КТ) – первичной обработки полученной информации и преобразование данных КТ в 3D: определение порогов плотности, фильтрация шумовой составляющей, выделение дефекта и реконструкция соответствующих областей с последующим преобразованием САД-файла в объект печати. Также выполнен анализ и выбор научно-технической, нормативной, методической литературы по методам лечения переломов, костных дефектов, замены части кости: характеризованы преимущества и недостатки остеопластических материалов, использующиеся для замещения дефектов костной ткани лицевого скелета. С учетом приведенных в статье материалов и методов сделаны выводы, которые показывают ряд преимуществ использования МКИ для замещения дефектов лицевого скелета.

Ключевые слова: КТ (компьютерная томография), 3D-принтер, селективное лазерное спекание, металлические комплексы для имплантации (МКИ), лицевой скелет.

Контактный автор: Святославов Д.С., e-mail: dssvyatoslavov78@mail.ru

Для цитирования: Решетов И.В., Святославов Д.С., Кудрин К.Г., Дуб В.А., П.А. Медведев. Технологическое обеспечение аддитивных технологий для реконструкции лицевого скелета. REJR 2017; 7(4):140-153. DOI:10.21569/2222-7415-2017-7-4-140-153.

Статья получена: 19.11.17

Статья принята: 01.12.17

TECHNOLOGICAL SUPPLY OF ADDITIVE TECHNOLOGIES FOR FACE SKELETON RECONSTRUCTION

Reshetov I.V.¹, Svyatoslavov D.S.¹, Kudrin K.G.², Dub V.A.³, Medvedev P.A.⁴

The article presents the analysis of data, where the object of the study are metal complexes for implantation (MKI) synthesized by injection molding, hot isostatic pressing and selective laser sintering using a 3D printer. A reproduction scheme (MKI) is described starting with the acquisition of data from a CT scan and the transformation of CT data into 3D: determination of the density thresholds, filtering of the noise component, defect isolation and reconstruction of the corresponding areas, etc. and then converting the CAD file to a print object. The article also analyzes and selects scientific, technical, normative, methodological literature on the treating methods of fractures, bone defects, bone replacement, the advantages and disadvantages of osteoplastic materials used to replace defects in the bones of the facial skeleton are characterized. Taking into account the materials and methods given in the article, conclusions are made that there is a number of advantages in using ICD for the replacement of defects in the facial skeleton.

Keywords: computed tomography, 3D-printer, selective laser sintering, metal complexes for implantation, facial skeleton.

1 - ФГАОУ ВО Первый МГМУ имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет).
2 - ФГБОУ УДПО «Институт повышения квалификации Федерального медико-биологического агентства» (ФГБОУ УДПО ИПК ФМБА России).
3 - АО ИК "АСЭ".
4 - ОАО "НИАТ".
г. Москва, Россия

1 - I.M. Sechenov First Moscow State Medical University.
2 - Institute for Advanced Studies of the Federal Medical and Biological Agency.
3 - Joint-stock company IC "ASE".
4 - Principal Design Engineer of JSC "NIAT".
Moscow, Russia.

Corresponding author: *Svyatoslavov D.S.* e-mail: dssvyatoslavov78@mail.ru

For citation: *Reshetov I.V., Svyatoslavov D.S., Kudrin K.G., Dub V.A., Medvedev P.A. Technological supply of additive technologies for face skeleton reconstruction. REJR 2017; 7(4):140-153. DOI:10.21569/2222-7415-2017-7-4-140-153.*

Received: 19.11.17

Accepted: 01.12.17

Рост числа опухолей головы и шеи, а также травм челюстно-лицевой области способствует увеличению потребности в устранении дефектов лицевого скелета. Большинство авторов придерживается мнения о том, что размер и местоположение дефектов влияют на степень функциональный нарушений. У данной категории больных имеются трудности при разговоре, приеме пищи, а также неудовлетворительный эстетический результат. В связи с этим необходимо направить усилия на восстановление качества жизни. Здесь операции по устранению дефектов лицевого скелета с последующей реабилитацией возвращают пациента к нормальной жизни. При этом по данным разных источников необходимый уровень реабилитационных мероприятий не всегда оказывается на должном уровне [2, 5, 7, 11, 13, 22, 24, 25, 28, 30, 35, 43, 46, 47, 53, 55]. Таким образом, остается актуальным вопрос по поводу поиска оптимального метода реконструкции лицевого скелета, важнейшим составляющим которого является планирование с использованием современных методов лучевой диагностики.

В современной онкологии, хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии активно используются различные материалы для замещения костной ткани. По происхождению все остеопластические материалы делятся на 4 группы: аутогенные (донором является сам пациент), аллогенные (донором является другой человек), ксеногенные (донором является животное) и синтетические, которые в настоящее время – в подавляющем большинстве случаев сделаны на основе солей кальция.

Интерес представляют работы, посвященные изучению возможности реконструкции лицевого скелета свободными костными ауто-трансплантатами с одномоментной или последующей дентальной имплантацией. К недостаткам этого «золотого» стандарта следует отнести ограниченные возможности забора большого количества материала, дополнительную травму здоровых тканей, которая может потребовать замещения полученного дефекта. Кроме того, возможности получения значительных количеств аутоматериала весьма ограничены, и при его заборе, как правило, донор подвергается

серьезным оперативным вмешательствам. Забор аутокости может сопровождаться осложнениями: повреждением сосудов и нервов, образованием гематом, развитием инфекционно-воспалительного процесса. Все это существенно ограничивает широкое применение ауто-трансплантатов [18, 33, 37, 39, 51].

Костные аллогенные имплантаты отличаются медленной остеоинтеграцией, к тому же при их использовании имеется риск передачи от донора к реципиенту различных заболеваний бактериальной или вирусной этиологии, возможностью развития реакции гистонесовместимости и хронического гранулематозного воспаления. Исследования, проведенные M.R. Urist, показали наличие остеоиндуктивных свойств деминерализованной костной ткани, а при его эктопической подсадке в мягкие ткани – в индукции формирования костной ткани. Однако такой материал должен находиться в условиях специализированного донорского костного банка для изготовления и хранения его, что доступно только очень крупным медицинским учреждениям из-за высокой стоимости [3, 45, 57].

К синтетическим имплантационным материалам относят: различные виды кальций-фосфатной керамики: трикальцийфосфат (Vitlokit, Ceramit), биостекло (PerioGlass, BioGran), ГАП и его композиции с: коллагеном, сульфатированными гликозаминогликанами-кератан и хондроитин-сульфатом (Биоимплантат), сульфатом (Haspet) и с фосфатом кальция [8, 17].

Кальций-фосфатные материалы (трикальций-фосфат) относятся к биоактивным материалам, способствующим образованию на их поверхности новообразованной кости и формированию с последней прочных химических связей. Несмотря на указанные положительные биологические свойства, недостатком большинства кальций-фосфатных материалов является слабая механическая прочность, медленная резорбция в тканях организма [39, 15, 16, 48, 54].

Коллагеновые имплантаты индуцируют формирование новой костной ткани с последующей ее перестройкой. К основным достоинствам коллагена как пластического биоматериала следует отнести его низкую токсичность и

антигенность, высокую механическую прочность и устойчивость к тканевым протеазам. К недостаткам таких коллагенов следует отнести их набухаемость после высушивания и помещения в растворы или при имплантации в ткань реципиента [22].

Керамические материалы - синтетический гидроксипатит (ГАП) используется в виде непористой (нерезорбируемой) и пористой (резорбируемой) керамики. Непористая керамика (Osteograph/LD, PermaRidg, Calcitte, Interpore 200, Durapatite) в течение длительного времени в организме как бы «замуровывается костью». Непосредственно в области занятой материалом остеогенеза не происходит. Пористая ГАП керамика (Osteograph/LD, PHA Interpore 200, Алгипор) является остеокондуктором, то есть проводником регенерата, который прорастает имплантат. Основным недостатком синтетических материалов, в отличие от ауто-, алло- и некоторых ксенотрансплантатов, является отсутствие у них свойств остеоиндукции [31, 50, 52].

При выборе конструкционного материала для замещения дефектов челюстных костей В.Н. Анциферов и соавт. применяли биологически инертный углеродный композиционный материал «Углекон – М» и сплав титана марки ВТ-5А. Имплантаты из «чистых» композиционных углеродных материалов имеют неоспоримые преимущества. Они обладают низкой инертностью, отсутствием токсичности, канцерогенности и коррозионных явлений, стойкостью к усталостным нагрузкам. Их модуль упругости близок модулю упругости кости, электропроводность приближена к тканям организма. Углеродные материалы обладают низкими показателями износа в условиях трения. Перспективным для целей медицинской имплантации признан углеродный композиционный материал — «Углекон – М» – углерод медицинский. «Углекон – М» разрешен к использованию в качестве материала для эндопротезирования в стоматологии (заключение ВНИИМТ от 13.04.1992 г.) [1, 10, 19, 20, 40].

В.Г. Галонский провел изучение литейного сплава «Титанид» в качестве основного материала для изготовления базисов зубочелюстно-лицевых протезов. «Титанид» позволил улучшить качество и функциональность характеристики ортопедических конструкций, предотвратить развитие воспалительных, атрофических явления тканей протезного ложа и травматическую перегрузку оставшихся опорных тканей в отдаленные сроки после протезирования [6].

Однако, хирургический этап устранения дефектов и деформаций альвеолярной костной ткани челюстей предполагает использование не только костнопластических, но также изолирующих каркасных материалов, которые обеспечивают барьерную функцию, «уравнивая» по-

тенциалы мягкотканного и костного заживления.

Многочисленные клинико-экспериментальные исследования имплантатов из технически чистого титана в виде сеток доказали их высокую биосовместимость [25].

Специалистами фирмы Zimmer была разработана технология производства ячеистых имплантатов из титана. Данный материал не только по своей структуре, но и по физико-механическим свойствам близок к костным тканям, что открывает перед ним определенные перспективы [56]. Автор работы также описывает имплантаты сходную со структурой кости – трабекулярную. Микроструктура имплантат состоит из ячеистого стеклообразного углерода, покрытого посредством напыления в вакууме танталом (99% тантал и 1% углерод). Полученные имплантаты имеют пористость 80,9% размер пор 527 ± 27 мкм, средняя толщина балок 122 ± 6 мкм. [36, 38]. Однако спектр нерешенных вопросов: адаптация к стенкам дефектов, остаточное напряжение, острые края, «ортодонтический» эффект при винтовой фиксации с последующей резорбцией кости, изменение первоначального контура, подвижность и прорезывание – значительно ограничивают использование титановых сеток при направленной костной регенерации.

Ю.А. Медведев и Е.М. Басин провели обследование и выполнили 98 оперативных вмешательств пациентам с наркотической зависимостью от дезморфина при установлении диагноза токсического остеонекроза костного отдела лицевого черепа: резекции нижней челюсти с установкой сетчатого эндопротеза из никелид титана, резекции верхней челюсти различными доступами с установкой 6 титановых реконструктивных пластин из титана в комбинации с сетчатым эндопротезом из никелид титана, 7 индивидуальных пластины из никелид титана. В связи с прорезыванием пластин в 2 случаях выполнили их удаление, в 2 случаях провели замену титановых пластин на пластины из пористого никелида титана. 7 пациентам с деформативными изменениями всей нижней челюсти провели удаление всей нижней челюсти, одному из пациентов установили индивидуальных полный протез нижней челюсти из пористого никелид титана. На основании проведенного исследования и полученных результатов лечения авторы сделали вывод, что для устранения дефектов костей лицевого скелета возможно применение конструкций и имплантатов из никелида титана и его комбинаций с титановыми реконструктивными пластинами в отсроченном периоде; для создания топографо-анатомических ориентиров при последующем протезировании, целесообразно устанавливать сетчатые имплантаты из никелид титана в качестве префабрикации при одномоментной ре-

зекции челюстей; устранение дефектов верхней челюсти и сообщений с придаточными пазухи носа возможно при сочетании доступа по Кохеру-Веберу и использованием височного фасциально-мышечного лоскута [4].

В.В. Кулагин указывает на то, что литые эндопротезы и полностью пористые имплантаты имеют высокую прочность и обеспечивают костной ткани, прорастающей через поры вглубь импланта, достаточное кровоснабжение, снижая возможность развития остеосклероза и разрушения кости при динамической нагрузке. Однако автор отмечает, что применять данные виды имплантов можно только при устранении дефектов нижней челюсти и височно-нижнечелюстного сустава [12, 34].

В технологии получения имплантатов различного назначения являются разработанные в последнее время методы инъекционного формования (MIM – metalpowderinjectionmolding), горячего изостатического прессования (HIP) и селективного лазерного спекания (SLS) с использованием 3D-принтера [29, 44].

Впервые 3D-печать описал в 1986 г. Чарльз У. Халл – исполнительный вице-президент и главный директор по технологиям компании “3D Systems”. В то же время Скотт Крамп, позже основавший компанию “Stratasys”, выпустил первый в мире FDM-аппарат (Fused Deposition Modeling – послойное наплавление или моделирование методом осаждения расплавленной нити). Метод селективного лазерного спекания – SLS – Selective Laser Sintering был разработан и запатентован в результате совместной работы доктора Карла Декарда и научного руководителя доктора Джо Бимана в Техасском университете в Остине в середине 1980-х гг. При поддержке Агентства по перспективным оборонным научно-исследовательским разработкам США [32, 40].

Для создания изделия путем SLS на поверхность подложки наносится слой порошка, поступающий из емкости подачи, и равномерно распределяется с помощью устройства выравнивания. Включается лазер, луч которого, направляемый подвижными зеркалами и фокусирующей линзой, по сгенерированным 3D-моделям сканирует поверхность нанесенного слоя порошка и формирует первичный слой изготавливаемого объекта методом SLS. Таким образом, оказываются спеченными те области, которые соответствуют текущему срезу изделия. После завершения сканирования подвижное дно рабочей камеры опускается на толщину наносимого слоя порошка, тем самым переходя к следующему срезу изделия. При необходимости, на поверхность сканирования добавляется порошок, т.к. в процессе работы он расходуется. Дойдя до верхней точки модели, процесс останавливается, платформа с готовым издели-

ем поднимается для очистки от неиспользованного порошка [9, 14, 41, 42].

Важнейшую роль в создании 3-х мерной модели костного дефекта играет компьютерная томография (КТ) полученные данные DICOM преобразуются в файлы стереолитографии – процесс в общем занимает не более 30 минут. Точность 3D-принтера в целом зависит от точности КТ-томографа, толщина срезов должна быть максимально тонкой 1-2 мм – это считается оптимальным для костей черепа. Нами был разработан алгоритм создания индивидуальных имплантатов (рис. 1). На этапе преобразования информации осуществляются: 1) определение порогов плотностей; 2) фильтрация шумовой составляющей – делается автоматически, возможно добавление бара/бегунка для ручной корректировки; 3) примерное выделение объекта, с которым необходимо работать – выделяется вручную оператором или если знаем какой объект и где располагается, можно выделить по уже имеющемуся шаблону – первое легче и точно будет то, что нужно); 4) осуществляется более точное автоматическое выделение границ объектов, находящихся в рамках фиксированной плотности и выделения оператором на предыдущем шаге (делается автоматически, в визуализаторе должно быть предусмотрена возможность последующего изменения инструментом рука); 5) Удалением артефактов, вызванных неточным восстановлением (автоматизировано, выполняется по 3D); 6) Реконструкция дефектных областей (в случае утраты области, при металле или в результате предыдущей обработки – восстановление области; 7) Сглаживание полученной модели (устранение углов и мелких дефектов, автоматически, но с возможностью добавления бара/бегунка для ручной коррекции); 8) Определение области повреждения (автоматизировано, предположительно с использованием универсальной модели/шаблона или в ручную задается оператором); 9) Подбор имплантата из имеющихся шаблонов с одновременным выполнением условия максимального приближения к шаблону (в случае наличия симметричного объекта, то совпадения с ним) и совпадению масштабов с областью, помеченной как неповрежденная (выполняется автоматически, но с возможностью выбора в ручную); 10) Проверка условия наложения, полученного имплантата с общей моделью и информирование в случае пересечения с объектами такой же плотностью; 11) Преобразование полученной модели в файл формата CAD системы (использование стандартных библиотек, чаще всего можно получить у разработчика CAD системы); 12) Преобразования CAD файла в объект печати (драйвера принтера); 13) Печать объекта.

Начиная с 2000 г. компьютерные и лазер-

ные технологии под общим названием «метод быстрого прототипирования» делают возможным получение твердых копий трехмерных образов.

Применяют 3 варианта моделирования имплантатов на пластиковой модели:

- ✦ моделирование имплантата с предварительным устранением деформации с помощью взаимного перемещения;

- ✦ моделирование имплантата в проекции дефекта без перемещения;

- ✦ моделирование имплантата после выпиливания фрагмента лицевой кости.

К настоящему времени основным методом создания полимерных копий компьютерных образов служит лазерная стереолитография – технология послойного изготовления трехмерных объектов из жидких фотополимеризующихся композиций, в частности моделей черепа конкретного пациента (рис. 2-5).

Текущие и будущие тенденции применение трехмерной 3D-печати в челюстно-лицевой хирургии позволяет проводить виртуальное построение больших по размеру дефектов. Обычно используют данные КТ для создания трехмерных моделей из цифровых объектов путем осаждения слоев в трехмерные структуры. Данная методика позволяет с высокой степенью точности производить планирование хирургических вмешательств, а также реконструкцию протезов. Методика открывает новое направление в реконструкции лицевого скелета при устранении его дефектов с использованием, в частности титановых эндопротезов с пористой поверхностью (рис. 6-9) [27, 32].

Костные имплантаты также изготавливаются методом SLS из нитинола (сплав титана – Ti-44+ и никеля – Ni-63) – высокопрочного материала, напоминающего по своему биохимическому составу костную ткань. Имплантационный материал со сквозной пористостью, назван никелид титан, его пористая структура идентична костной ткани, размеры пор от 50 до 1000 мкм, пористость 40–70%. Традиционно данные изделия производятся методом точного литья, различного рода обработки металлов, резанием и т.д. (рис. 10) [21].

Опыт использования титанового порошка марки BT10.

При создании индивидуальных имплантатов широко применяется нелегированный титан. Титан обладает непревзойденными механическими свойствами и высокой биосовместимостью. При всех положительных свойствах титана он также обладает очень высокими упругими свойствами. Модуль Юнга титана 110 ГПа, при этом средний модуль Юнга для костной структуры 9,5 ГПа. Ввиду больших различий в этих свойствах возникают избыточные локальные нагрузки, особенно, в местах креп-

ления, что приводит не только к разрушению костной структуры, но и ослаблению места крепления имплантата.

Таким образом, при создании модели индивидуальных имплантатов необходимо было решить несколько задач для успешного результата:

- 1) индивидуальная высокоточная геометрия;

- 2) массовые характеристики, соответствующие замещаемы костному дефекту;

- 3) остеоинтеграция;

- 4) механические свойства

Для создания эскизной электронной модели имплантата нижней челюсти пациенту была сделана стандартная компьютерная томография с применением Siemens «MagnetomVerio». Был получен Dicom-файл. Далее на специализированном программном обеспечении проведена фильтрацию необходимых областей. В итоге получена модель нижней челюсти в формате STL (рис. 11).

Объем челюсти составляет 70 993 мм³, при средней плотности кости 1,8 г/см³, масса равна 127 гр. Таким образом необходима модель имплантат, учитывающая все эксплуатационные и массогабаритные особенности человека. Также для улучшения микромеханической интеграции и обеспечения плотного вставания костной ткани внутрь имплантата необходимо наличие пор, которые влияют на процесс образования костной ткани, способствует миграции и пролиферации остеобластов и мезенхимальных клеток, а также васкуляризации. Размер и форма пор должны позволять формироваться микросудистому руслу и быть не менее 100 мкм в диаметре для успешной диффузии питательных веществ и кислорода [61]. Размеры пор в диапазоне 200–600 мкм являются оптимальными для вставания костной ткани (60). Кроме того, недавние исследования показали, что разномасштабность пористых материалов с участием микро- и макропор могут выполнять лучше свои задачи, чем только макропористые каркасы [58]. К сожалению, пористость ведет к снижению механических свойств, таких как прочность. Были изучены пористые каркасы с использованием полимеров, керамики, композитов и металлов. Пористые металлические каркасы соответствуют механическим требованиям кости, и в состоянии обеспечить интеграцию ткани [59]. Далее на основании известных данных механических свойствах костной структуры и типов нагрузок для ЧЛХ (для кортикального слоя предел прочности на сжатие около 150 МПа, модуль упругости 10-18 ГПа, для губчатого слоя эти значения составляют 40 МПа и 1-7 ГПа, соответственно) была спроектирована с применением Solid Works электронная

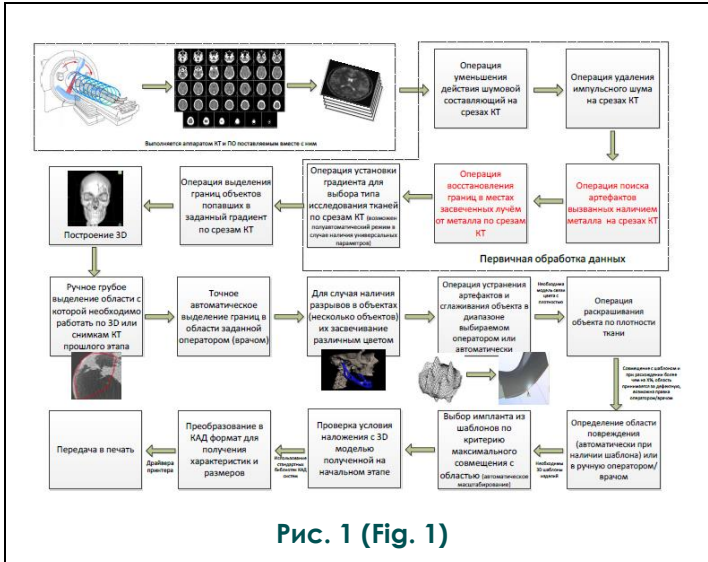


Рис. 1. Блок схем программы реализации построения модели имплантатов.
Fig. 1. Diagrams, program for implementing the model of implants.

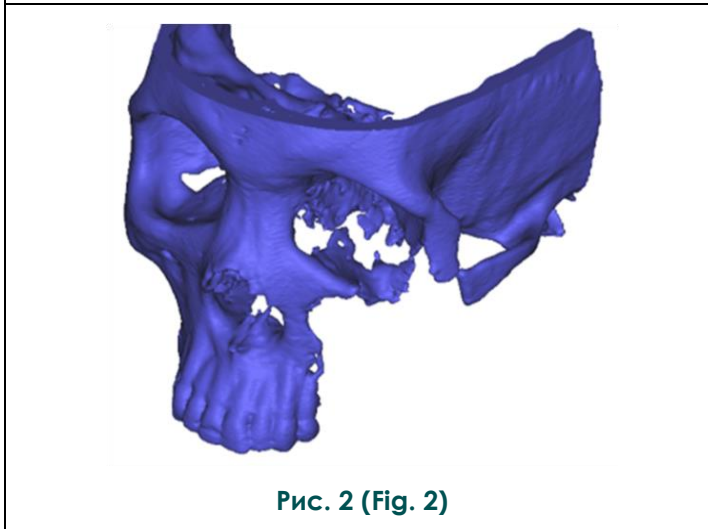


Рис. 2. Моделирование верхнего отдела скелета черепа.
Fig. 2. Modeling of the upper skull skeleton.

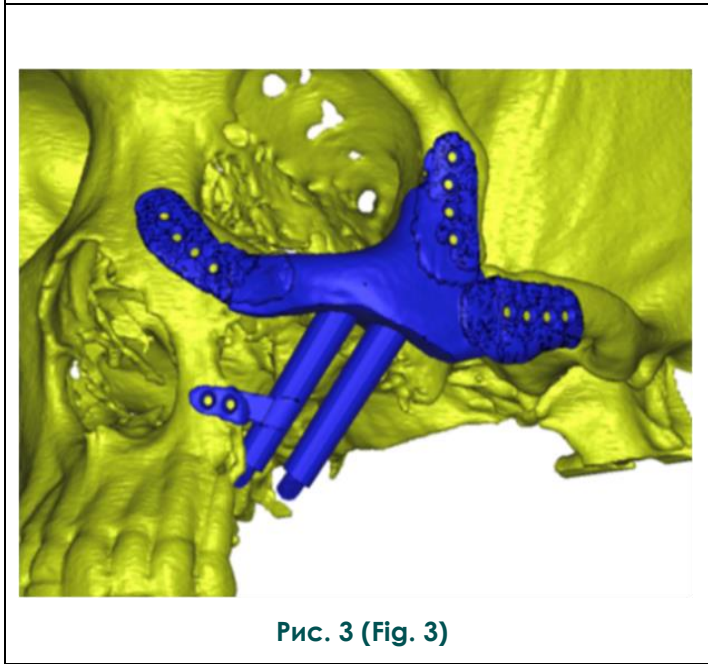


Рис. 3. Моделирование имплантата.
Fig. 3. Implant simulation.

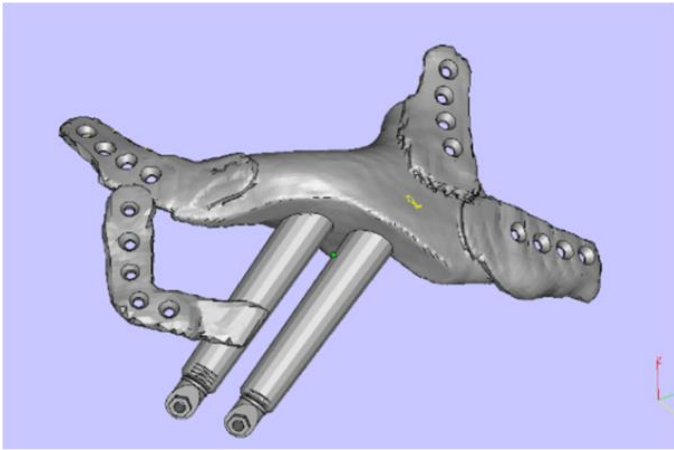


Рис. 4 (Fig. 4)

Рис. 4. Модель имплантата.

Fig. 4. Implant model.

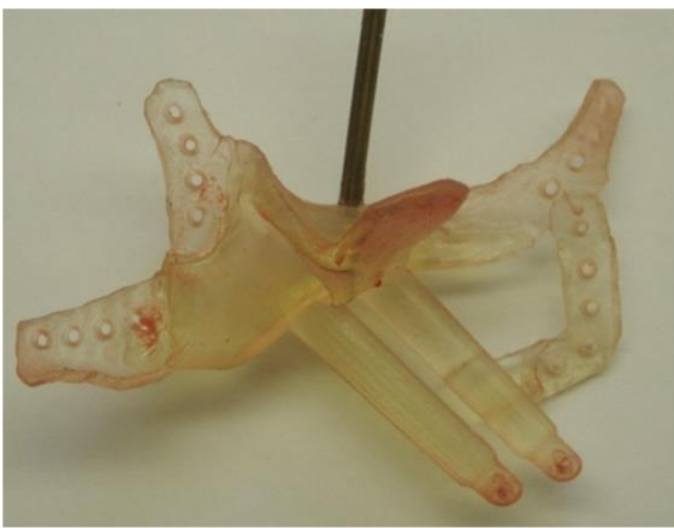


Рис. 5 (Fig. 5)

Рис. 5. Стереолитографическая модель имплантата.

Fig. 5. Model Stereolithographic model of the implant.



Рис. 6 (Fig. 6)

Рис. 6. Модель имплантата.

Fig. 6. Implant model.

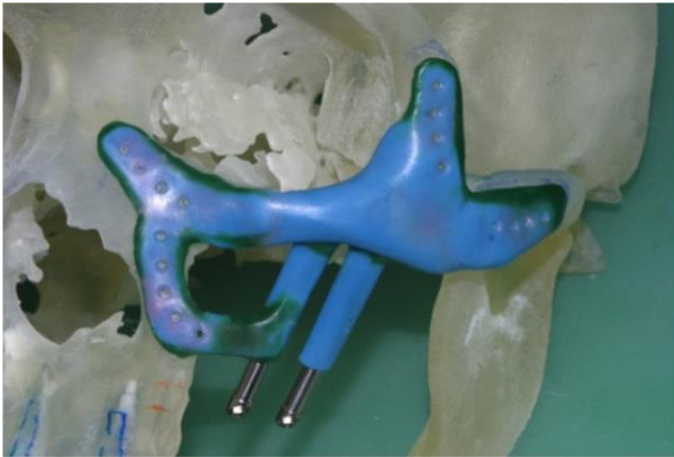


Рис. 7 (Fig. 7)

Рис. 7. Установка модели имплантата на модель скелета черепа.

Fig. 7. Installation of the implant model on the skeleton model.



Рис. 8 (Fig. 8)

Рис. 8. Изготовленный имплантат.

Fig. 8. Manufactured implant.



Рис. 9 (Fig. 9)

Рис. 9. Проверка установки (фиксации) имплантата на модель скелета черепа: общий вид.

Fig. 9. Checking the installation (fixation) of the implant on the skull skeleton: a general view.



Рис. 10 (Fig. 10)

Рис. 10. Имплантат из никелида.

Fig. 10. Nickelide implant.

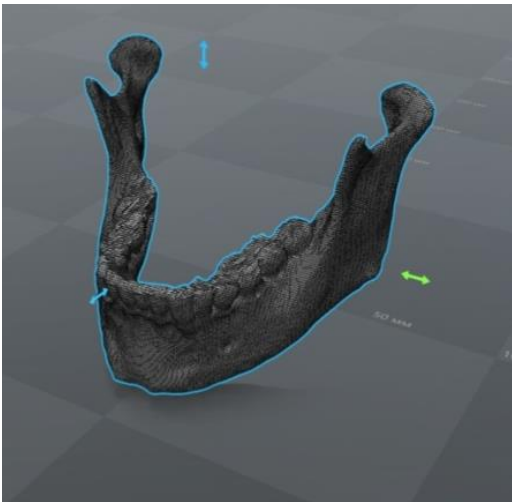


Рис. 11 (Fig. 11)

Рис. 11. STL-модель нижней челюсти.

Fig. 11. STL-model of the mandible.

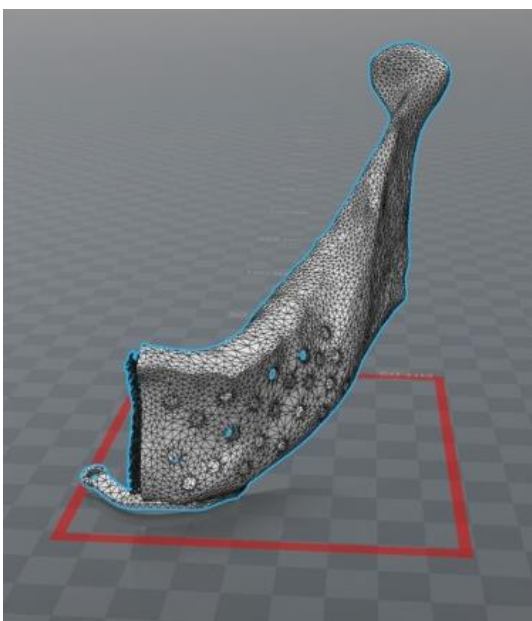


Рис. 12 (Fig. 12)

Рис. 12. Электронная модель нижней челюсти, спроектирована с применением SolidWorks.

Fig. 12. Electronic model of the mandible, designed using SolidWorks.

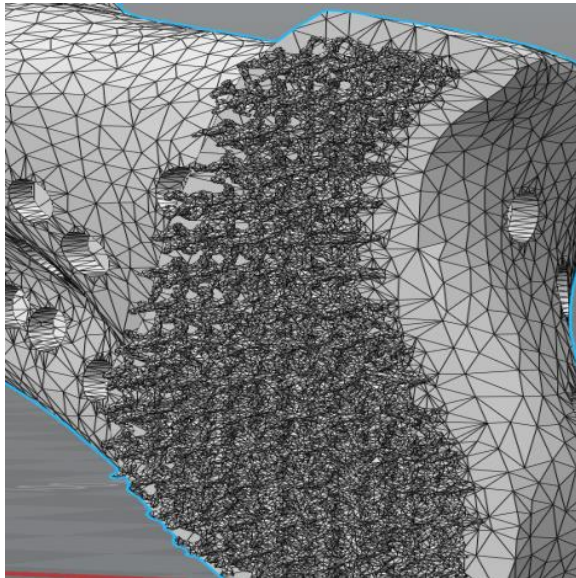


Рис. 13 (Fig. 13)

Рис. 13. Зона остеоинтеграции электронной модели нижней челюсти.

Fig. 13. The zone of osseointegration of the electronic model of the mandible.



Рис. 14 (Fig. 14)

Рис. 14. Модель нижней челюсти (промежуточный вариант), распечатанная на принтер Melt.

Fig. 14. The model of the mandible (intermediate version), printed on the Melt.



Рис. 15 (Fig. 15)

Рис. 15. Master (производство ГК «Росатом») из титанового порошка марки VT10 (производство Россия).

Fig. 15. Master printer (manufactured by Rosatom GC) from titanium powder VT10 (produced in Russia).

модель нижней челюсти (рис. 12).

На данной модели есть зона остеоинтеграции с развитой коралоподобной структурой (рис. 13).

Данная модель нагрузили в ANSYS для оценки соответствия механических свойств заданным выше. Расчёты показали необходимое соответствие. При этом масса данной половины челюсти составляет 53 гр, при необходимом максимуме 63,5 гр. Данная модель была распечатана на принтер Melt-Master (производство ГК «Росатом»); материал – титановый порошок марки BT10. Получен следующий образец имплантата (рис. 14, рис. 15).

Таким образом, удалось создать имплантат, отвечающий всем необходимым индивидуальным характеристикам пациента- массогабаритные характеристики при сохранении всего комплекса механических свойств. Далее опытные образцы были подвергнуты испытаниям на лабораторных животных – доклиническая фаза исследования.

Заключение.

Челюстно-лицевые дефекты часто сопровождаются выраженными функциональными и эстетическими нарушениями, приводящими к ограничениям жизнедеятельности, социальной дезадаптации и глубоким социопсихологическим проблемам существования больного. Важным аспектом в системе специализированной помощи пациентам с дефектами костей лицевого черепа является проведение адекватного и комплексного лечения с преобладанием хирургических методик устранения дефектов костной ткани на основе применения различных материалов и конструкций. При

этом они должны не только восстанавливать анатомический объем, но и соответствовать ряду предъявляемых к ним довольно жестких требований: отсутствие антигенных свойств, биосовместимость, возможность создания оптимальных условий для регенерации костной ткани и т.д. На помощь хирургу сегодня приходят новые технологии на основе компьютеризированных диагностических систем, которые позволяют создать индивидуальную модель черепа с дефектов костных структур и будущих имплантатов с возможностью припасовки последних на дооперационном этапе, что сокращает как время операции, так и улучшает результаты лечения в целом и улучшает условия для послеоперационной реабилитации. Поэтому, мы считаем целесообразным разработать новые методики прототипирования для устранения дефектов костей лицевого черепа.

Источник финансирования и конфликт интересов.

Авторы данной статьи подтвердили отсутствие конфликта интересов, о которых необходимо сообщить. Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации, субсидия на реализацию комплексных проектов по созданию высокотехнологичного производства в рамках реализации постановления Правительства Российской Федерации от 9 апреля 2010 г. № 218, очередь 8 по теме «Создание высокотехнологичного цифрового производства прецизионных металлических комплексов для имплантации на базе аддитивных технологий», номер соглашения 03.G25.31.0234 от 03.03.2017.

Список литературы:

1. Анциферов В.Н. Оценка основных характеристик новой комбинированной имплантационной системы для эндопротезирования височно-нижнечелюстного сустава. Фундаментальные исследования. 2013; 2: 20-23.
2. Асиятилов А.Х., Ордашев Х.А., Шахбанова А.К., Минкаилова С.Р. Особенности травматизма челюстно-лицевой области в Республике Дагестан. Сборник научных трудов. Санкт-Петербург, 2004. С.15-16.
3. Барченко Г. Н. Применение искусственных кальциево-фосфатных биоматериалов в травматологии и ортопедии. Сб. работ Всероссийской научно-практической конференции. Москва, 2010. С. 3-5.
4. Басин Е.М., Медведев Ю.А. Реконструктивно-восстановительные операции у лиц с наркотической зависимостью от дезморфина. Тезисы 3 Национального конгресса «Пластическая хирургия», Москва, 2013. С.132-133.
5. Безруков В.М., Григорьянц Л.А., Зуев В.П., Панкратов А. С. Оперативное лечение кист челюстей с использованием гидроксиапатита ультравысокой дисперсности. Стоматология. 1998; 1: 31–35.
6. Галонский В.Г., Радкевич А.А., Казанцева Т.В. Непосред-

ственные ортопедические мероприятия после верхнечелюстной резекции. Сиб.мед.журнал. 2009; 4: 59-62.

7. Грачев И.Ф. Оптимизация планирования ортопедической стоматологической помощи больным с челюстно-лицевыми дефектами в современных условиях (на примере Орловской области). Москва, 2008. 24 с.

8. Григорьян А. С. Динамика интеграции блоков пористого гранулята гидроксиапатита при надкостничной его имплантации в область тела челюсти (экспериментально-морфологическое исследование). Материалы конференции, посвященной памяти проф. В. В. Паникаровского. Москва, 2002. С. 48–53.

9. Гуреев Д.М., Петров А.А., Шишковский И.В. Пат. России 99102751/02. МКИ В 22F 3|23. Способ изготовления мед. имплантатов из биосовместимых материалов. Физический ин-т им. П.Н. Лебедева РАН, опубл. 11.02.1999.

10. Кислых Ф.И., Рогожников Г.И., Асташина Н.Б. Лечение больных с дефектами челюстных костей. М., 2006. 193 с.

11. Кравцов Д.В. Клинико-микробиологическое обоснование и оценка эффективности применения зубочелюстных протезов-обтураторов из различных конструкционных мате-

риалов. Москва, 2012. 24 с.

12. Кулагин В.В. Стереолитография в медицинской промышленности. Новое в стоматологии. 2002; 3: 37- 38.
13. Макаревич А.А. Качество жизни челюстно-лицевых онкологических больных после ортопедической стоматологической реабилитации. Москва, 2009. 24 с.
14. Новая технология изготовления мед имплантатов из биосовместимых материалов. sciteclibrary.ru. 2004
15. Орловский В.П., Баринов С.М. Гидроксиапатит и керамика. Российский журнал неорганической химии. 2001; 46 (2): 129-149.
16. Орловский В.П., Комлев В.С., Баринов С.М. Гидроксиапатит и керамика на его основе. Неорган. Материалы. 2002; 38 (10): 973-984.
17. Островский А. С. Остеогенные материалы в современной пародонтологии и имплантологии. Dent-Inforn. 2001; 8: 22-30.
18. Радкевич А. А. Реконструкция ветви и тела нижней челюсти в хирургии патологических состояний, сопровождающихся деструктивными, нео- или диспластическими процессами. Сб. тез. междунар. науч.-практ. конф. Иркутск, 2001. С. 134-135.
19. Рапекта С.И. Пластика дефектов нижней челюсти углеродными имплантатами «Углекон -М». Пермь, 2008. С. 37.
20. Рогожников Г.И. Сплав титана ортопедической стоматологии. Пермь: «Пресс-тайм», 2007. 185 с.
21. Савич В.В., Киселев М.Г. Воронович А.И., Современные материалы хирургических имплантатов и инструментов. 2-изд. перераб. и дополненное. Минск, 2004. 104 с.
22. Соколова Е.Т., Баранская Л.Т. Клинико-психологические основания эффективности эстетической хирургии. Социальная и клиническая психиатрия. 2007; 3: 26-33.
23. Сулимов А.Ф., Кузнецова А.Б. Первичная костная пластика нижней челюсти аутогенным трансплантатом с применением коллагеновой мембраны «Коллост». Хирургия. 2012; 6: 63-65.
24. Трезубов В.Н. Протезирование после операций на челюстях. Сборник научных трудов «Современные проблемы стоматологии». М., 1999. С. 235-236.
25. Трезубов В.Н., Щербаков А.С., Мишнев Л.М. Ортопедическая стоматология (факультетский курс). Учебник для студентов мед. вузов / под ред. В.Н. Трезубова. СПб., 2010. 656 с.
26. Филатова А.С. Совершенствование хирургического этапа устранения дефектов и деформаций альвеолярной костной ткани челюстей. Челюстно-лицевая хирургия и хирургич. Стоматология. 2011; 1: 27-28.
27. Шашмурина В.Р., Чумаченко Е.Н., Олесова В.Н. Принципы математического моделирования взаимодействия структур костной ткани нижней челюсти с полными съёмными протезами, опирающимися на внутрикостные имплантаты. Стоматология. 2008; 1: 49-56.
28. Янушевич О.О., Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебеденко И.Ю., Лосев Ф.Ф., Мальгинов Н.Н., Игнатьева Д.Н. Компьютерное моделирование, прогноз и анализ эффективности использования стоматологических кап. Рос.стом.журнал. 2010; 3: 16-19.
29. Williams B. Affect of alloying elements on elastic modulus of Ti-Nb-Ta-Zr system allow for biomedical applications. Challenges For MIM titanium parts. J. Metal. Powder. report. 2003; 10: 30.
30. Ahila S C, Anitha K V, Thulasingam C. Comparison of obturator design for acquired maxillary defect in completely edentulous patients. Indian J Dent. Res. 2011; 22: 161-163.
31. Antonov E. N. Atomic force microscopic study of the surface morphology of apatite films deposited by pulsed laser ablation. Biomaterials. 1997; 15: 1043-1049.
32. C.R. Deckard. Patent US 4863538 A «Method and apparatus for producing parts by selective sintering».
33. Cheung L. K. Dental implants in reconstructed jaws: implant longevity and peri-implant tissue outcomes. Or and Maxillofac. Surg. 2003; 61 (11): 1263-1274.
34. Chiapasco M., Biglioli F., Auteliano L. Clinical outcome of dental implants placed in fibula-free flaps used for the reconstruction of maxillo-mandibular defects following ablation for tumors or osteoradionecrosis. Clin. Oral. Impl. Res. 2006; 17: 220-228.
35. Cimpan M.R. Glutathione Protects against Cell Death Induced by Autopolymerized Resins. DentalMaterials. 2006; 2.
36. D. J. Medlin, S. Charlebois, D. Swartz, R. Shetty. Metalurgical characterization of a porous tantalum biovascular (trabecular metal) for orthopedic implant applications. Advanced materials and processing. 2003; 31: 32.
37. Dholam KP, Gurav SV. Dental implants in irradiated jaws: A literature review. J Can Res Ther. 2012; 8: 85-9.
38. Fratzl P. Structure and mechanical quality of the collagen – mineral nano-composite in bone. J MaterChem. 2004; 14: 2115 – 2123.
39. Futran N.D. Midface Reconstruction With the Fibula Free Flap. ArchOtolaryngolHeadNeckSurg. 2002; 128 (2): 161-166.
40. <http://www.stratasys.com/ru>
41. Johnson J.L. Mass production of Medical production devices by metal injection molding. MDD. 2002; 11. www.deviceslink.com
42. Laser-sintering PM passes its Medical. July/August //www.metal-powder.net. 2002
43. Leles C. R. Implant-Supported Obturator Overdenture for Extensive Maxillary Resection Patient: A Clinical Report. J of Prosth. 2010; 19: 240-244.
44. Medical engineering. Manufacturing technologies and materials for medical engineering. www.ifam.fhg.
45. Meyer U, Joos U, Wiesmann H. P. Biological and biophysical principles in extracorporeal bone tissue engineering. Part III. Int J OralMaxillofacSurg. 2004; 7: 635-641.
46. Moizan H., Meningaud J.P., Gumelli B., Herve C. Head and neck cancer committee. Committee on cancer of the upper aerodigestive tract and survey on buccodental aspects. Report of 164 teams. Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac. Surg. 2003; 104: 5-9.
47. Neligan P.C., Lipa J.E. Perforator flaps in head and neck reconstruction. Semin. Plast. Surg. 2006; 20: 2:56-63.
48. Orly J. M., Gregory J. Manantean Hydroxyapatite implant for augmenting deficient alveolar ridges. J. Biomed. Mater. Res. 1999; 12: 1433-1440.
49. Piotter V., Guber A.E., Hecke M. Micro molding of medical device components. Business briefing: medical device Manufacturing technologies. 2004; 1-7.
50. Qu S. X. Evaluation of the expression of collagen type I in porous calcium phosphate ceramics implanted in an extraosseous site. Biomaterials. 2004; 25: 659-661.

51. Rohanzadeh R., Chung K. Hydroxyapatite as a carrier for bone morphogenetic protein. *J Oral Implantol.* 2011.

52. Seeherman H. J. Recombinant human bone morphogenetic protein-2 delivered in an injectable calcium phosphate paste accelerates osteotomy-site healing in a nonhuman primate model. *J Bone Joint Surg.* 2004; 86-A: 1961–1972.

53. Sharma A.B., Beumer J.3. rd. Reconstruction of maxillary defects: The case for prosthetic rehabilitation. *J. Oral. Maxillofac. Surg.* 2005; 63: 1770–1773.

54. Thomson R. C. Hydroxyapatite fiber reinforced poly (α-hydroxy ester) foams for bone regeneration. *Biomaterials.* 1998; 19: 1935–1943.

55. Tirelli G., Rizzo R., Biasotto M., Di Lenarda R. Obturator prostheses following palatal resection: clinical cases. *Acta. Otorhinolaryngol. Ital.* 2010; 30 (1): 33–39.

56. Trabecular metal technology. www.zimmer.com.

57. Urist M. R. Bone: formation by autoinduction. *Science.* 1965;

150: 893–899.

58. Woodard, J.R. The mechanical properties and osteoconductivity of hydroxyapatite bone scaffolds with multi-scale porosity. *Biomaterials.* 2007; 28: 45–54.

59. Liao Feng. A novel bioactive three-dimensional b-tricalcium phosphate/ chitosan scaffold for periodontal tissue engineering. *J Mater Sci: Mater Med.* 2010; 21: 489–496.

60. Murphy, C.M. The effect of mean pore size on cell attachment, proliferation and migration in collagen-glycosaminoglycan scaffolds for bone tissue engineering. *Murphy Biomaterials.* 2010; 31: 461–466.

61. Rouwkema, J. Vascularization in tissue engineering. *Trends Biotechnol.* 2008; 26: 434–441.

References:

1. Anciferov V.N. Evaluation of the main characteristics of the new combined implantation system for endoprosthetics of the temporomandibular joint. *Basic research.* 2013; 2: 20-23 (in Russian).
2. Asijatilov A.H., Ordashev H.A., Shahbanova A.K., Minkailova S.R. Features of traumatism of maxillofacial area in the Republic of Dagestan. *Actual issues of maxillofacial surgery and dentistry: Collection of scientific papers. Sankt-Peterburg, 2004. PP. 15-16 (in Russian).*
3. Barchenko G. N. Application of artificial calcium-phosphate biomaterials in traumatology and orthopedics. *Collection of works of the All-Russian Scientific and Practical Conference. Moscow, 2010. PP. 3-5 (in Russian).*
4. Basin E.M., Medvedev Ju.A. Reconstructive and restorative operations in persons with drug dependence on desomorphine. *Theses of the 3rd National Congress "Plastic Surgery". Moscow, 2013. PP. 132-133 (in Russian).*
5. Bezrukov V.M., Grigor'janc J.I.A., Zuev V.P., Pankratov A. C. Operative treatment of jaw cysts using ultra-high dispersion hydroxyapatite. *Stomatology.* 1998. PP. 31–35 (in Russian).
6. Galonskij V.G., Radkevich A.A., Kazanceva T.V. Immediate orthopedic measures after maxillary resection. *Siberian Medical Journal.* 2009. PP 59-62 (in Russian).
7. Grachev I.F. Optimizing the planning of orthopedic dental care for patients with maxillofacial defects in modern conditions. *Moscow, 2008. 24 p. (in Russian).*
8. Grigor'jan A. S. Dynamics of integration of blocks of porous granulate of hydroxyapatite with periosteal implantation in the area of the jaw body (experimental-morphological study). *The conference materials dedicated to the memory of prof. V.V. Ponikarovskiy. Moscow, 2002. PP. 48–53 (in Russian).*
9. Gureev D.M., Petrov A.L., Shishkovskij I.V. Pat. Russia. 99102751/02. MKI V 22F 3|23. Method of manufacturing honey. implants from biocompatible materials. P.N. Lebedeva RAN, opubl. 11.02.1999 (in Russian).
10. Kislyh F.I., Rogozhnikov G.I., Astashina N.B. Treatment of patients with jaw bone defects. *M., 2006. 193 p. (in Russian).*
11. Kravcov D.V. Clinico-microbiological justification and assessment of the effectiveness of the use of denture-prosthetic obturators from various structural materials. *Moskva, 2012. 24 p. (in Russian).*
12. Kulagin V.V. Stereolithography in the medical industry. *New in dentistry.* 2002; 3: 37-38 (in Russian).
13. Makarevich A.A. Quality of life of maxillofacial oncological patients after orthopedic dental rehabilitation. *M., 2009. 24 p. (in Russian).*
14. New technology for manufacturing honey implants from biocompatible materials, 2004. Available at sciteclibrary.ru. (in Russian).
15. Orlovskij V.P., Barinov S.M. Hydroxyapatite and hydroxyapatite-matrixceramics: A survey. *Russian Journal of Inorganic Chemistry.* 2001; 46 (2): 129-149 (in Russian).
16. Orlovskij V.P., Komlev V.S., Barinov S.M. Hydroxyapatite and ceramics based on it. *Inorganic Materials.* 2002; 38 (10): 973-984 (in Russian).
17. Ostrovskij A. S. Osteogenic materials in modern periodontics and implantology. *Dent-Inform.* 2001; 8: 22–30 (in Russian).
18. Radkevich A. A. Reconstruction of the mandibular branch and body in the surgery of pathological conditions, accompanied by destructive, neo- or dysplastic processes. *Kopeikinsky Baikal Readings, 2001: Sat. Tez. Intern. scientific-practical. Conf. Irkutsk, 2001. PP. 134-135 (in Russian).*
19. Rapekta S.I. Plasticity of mandibular defects with carbon implants "Uglekon-M". *Perm.* 2008; 21: 37 (in Russian).
20. Rogozhnikov G.I. Titanium alloys in orthopedic dentistry. "Press-tajm", 2007. 185 p. (in Russian).
21. Savich V.V., Kiselev M.G. Voronovich A.I. Modern materials of surgical implants and instruments. *Minsk, 2004. 104 p. (in Russian).*
22. Sokolova E.T., Baranskaja L.T. Clinical and psychological grounds for the effectiveness of aesthetic surgery. *Social and Clinical Psychiatry.* 2007; 3: 26–33 (in Russian).
23. Sulimov A.F., Kuznecova A.B. Primary bone plasty of the lower jaw with an autologous transplant with collagen membrane "Collost". *Surgery.* 2012; 6: 63-65 (in Russian).
24. Trezubov V.N. Prosthetics after operations on jaws. *Collection of scientific works "Modern problems of dentistry". M., 1999. PP. 235–236 (in Russian).*

25. Trezubov V.N., Shherbakov A.S., Mishnev L.M. Orthopedic dentistry (faculty course). Textbook for students of medical. Universities. SPb., 2010. 656 p. (in Russian).
26. Filatova A.S. Perfection of the surgical stage of elimination of defects and deformations of the alveolar bone of the jaws. Stomatology. 2011; 1: 27-28 (in Russian).
27. Shashmurina V.R., Chumachenko Ye.N., Olesova V.N. Principles of mathematical modeling of the interaction of bone structure of the lower jaw with complete removable prostheses based on intraosseous implants. Stomatology. 2008; 1: 49–56 (in Russian).
28. Janushevich O.O., Chumachenko E.N., Arutjunov S.D., Lebedenko I.Ju., Losev F.F., Mal'ginov N.N., Ignat'eva D.N. Computer modeling, prognosis and analysis of the effectiveness of using dental caps. Russian dentistry journal. 2010; 3: 16-19 (in Russian).
29. Williams B. Affect of alloying elements on elastic modulus of Ti-Nb-Ta-Zr system allow for biomedical applications. Challenges For MIM titanium parts. J. Metal. Powder. report. 2003; 10: 30.
30. Ahila S C, Anitha K V, Thulasingham C. Comparison of obturator design for acquired maxillary defect in completely edentulous patients. Indian J Dent. Res. 2011; 22: 161-163.
31. Antonov E. N. Atomic force microscopic study of the surface morphology of apatite films deposited by pulsed laser ablation. Biomaterials. 1997; 15: 1043–1049.
32. C.R. Deckard. Patent US 4863538 A «Method and apparatus for producing parts by selective sintering».
33. Cheung L. K. Dental implants in reconstructed jaws: implant longevity and peri-implant tissue outcomes. Or and Maxillofac. Surg. 2003; 61 (11): 1263–1274.
34. Chiapasco M., Biglioli F., Auteliano L. Clinical outcome of dental implants placed in fibula-free flaps used for the reconstruction of maxillo-mandibular defects following ablation for tumors or osteoradionecrosis. Clin. Oral. Impl. Res. 2006; 17: 220–228.
35. Cimpan M.R. Glutathione Protects against Cell Death Induced by Autopolymerized Resins. DentalMaterials. 2006; 2.
36. D. J. Medlin, S. Charlebois, D. Swartz, R. Shetty. Metalurgical characterization of a porous tantalum biovaterial (trabecular metal) for orthopedic implant applicayions. Advenced materials and processing. 2003; 31: 32.
37. Dholam KP, Gurav SV. Dental implants in irradiated jaws: A literature review. J Can Res Ther. 2012; 8: 85-9.
38. Fratzl P. Structure and mechanical quality of the collagen – mineral nano-composite in bone. J MaterChem. 2004; 14: 2115 – 2123.
39. Futran N.D. Midface Reconstruction With the Fibula Free Flap. ArchOtolaryngolHeadNeckSurg. 2002; 128 (2): 161-166.
40. <http://www.stratasys.com/ru>
41. Johnson J.L. Mass production of Medical production devices by metal injection molding. MDD. 2002; 11. www.deviceslink.com
42. Laser-sintering PM passes its Medical. July/August //www.metal-powder.net. 2002
43. Leles C. R. Implant-Supported Obturator Overdenture for Extensive Maxillary Resection Patient: A Clinical Report. J of Prosth. 2010; 19: 240–244.
44. Medical engineering. Manufacturing technologies and materials for medical engineering. www.ifam.fhg.
45. Meyer U, Joos U, Wiesmann H. P. Biological and biophysical principles in extracorporeal bone tissue engineering. Part III. Int J OralMaxillofacSurg. 2004; 7: 635-641.
46. Moizan H., Meningaud J.P., Gumelli B., Herve C. Head and neck cancer committee. Committee on cancer of the upper aerodigestive tract and survey on buccodental aspects. Report of 164 teams. Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac. Surg. 2003; 104: 5–9.
47. Neligan P.C., Lipa J.E. Perforator flaps in head and neck reconstruction. Semin. Plast. Surg. 2006; 20: 2:56–63.
48. Orly J. M., Gregory J. Manantean Hydroxyapatite implant for augmenting deficient alveolar ridges. J. Biomed. Mater. Res. 1999; 12: 1433–1440.
49. Piotter V., Guber A.E., Hecke M. Micro molding of medical device components. Business briefing: medical device Manufacturing technologies. 2004; 1–7.
50. Qu S. X. Evaluation of the expression of collagen type I in porous calcium phosphate ceramics implanted in an extraosseous site. Biomaterials. 2004; 25: 659–661.
51. Rohanizadeh R., Chung K. Hydroxyapatite as a carrier for bone morphogenetic protein. J Oral Implantol. 2011.
52. Seeherman H. J. Recombinant human bone morphogenetic protein-2 delivered in an injectable calcium phosphate paste accelerates osteotomy-site healing in a nonhuman primate model. J Bone Joint Surg. 2004; 86-A: 1961–1972.
53. Sharma A.B., Beumer J.3. rd. Reconstruction of maxillary defects: The case for prosthetic rehabilitation. J. Oral. Maxillofac. Surg. 2005; 63: 1770–1773.
54. Thomson R. C. Hydroxyapatite fiber reinforced poly (α-hydroxy ester) foams for bone regeneration. Biomaterials. 1998; 19: 1935–1943.
55. Tirelli G., Rizzo R., Biasotto M., Di Lenarda R. Obturator prostheses following palatal resection: clinical cases. Acta. Otorhinolaryngol. Ital. 2010; 30 (1): 33–39.
56. Trabecular metal technology. www.zimmer.com.
57. Urist M. R. Bone: formation by autoinduction. Science. 1965; 150: 893–899.
58. Woodard, J.R. The mechanical properties and osteoconductivity of hydroxyapatite bone scaffolds with multi-scale porosity. Biomaterials. 2007; 28: 45–54.
59. Liao Feng. A novel bioactive three-dimensional b-tricalcium phosphate/chitosan scaffold for periodontal tissue engineering. J Mater Sci: Mater Med. 2010; 21: 489–496.
60. Murphy, C.M. The effect of mean pore size on cell attachment, proliferation and migration in collagen–glycosaminoglycan scaffolds for bone tissue engineering. Murphy Biomaterials. 2010; 31: 461–466.
61. Rouwkema, J. Vascularization in tissue engineering. Trends Biotechnol. 2008; 26: 434–441.