

Impact Factor:

ISRA (India) = 1.344	SIS (USA) = 0.912	ICV (Poland) = 6.630
ISI (Dubai, UAE) = 0.829	PIHII (Russia) = 0.207	PIF (India) = 1.940
GIF (Australia) = 0.564	ESJI (KZ) = 3.860	IBI (India) = 4.260
JIF = 1.500	SJIF (Morocco) = 2.031	

SOI: [1.1/TAS](http://s-o-i.org/1.1/TAS) DOI: [10.15863/TAS](https://doi.org/10.15863/TAS)

International Scientific Journal Theoretical & Applied Science

p-ISSN: 2308-4944 (print) e-ISSN: 2409-0085 (online)

Year: 2017 Issue: 11 Volume: 55

Published: 21.11.2017 <http://T-Science.org>

SECTION 20. Medicine.

Igor Vladimirovich Reshetov
academician of the Russian Academy of Sciences,
director of the «NOC» of the Center for Plastic Surgery
of the First Moscow Medical University,
Head of the department n of oncology and plastic surgery
Institute for Advanced Studies of the Federal Medical
Biological Agency.

Dmitry Sergeevich Svyatoslavov
PhD, Researcher, NIO of Plastic Surgery, oncologist of
the Department of Surgical Treatment of Head and Neck
Tumors, Breast, Skin and Soft Tissues of the University
Clinical Hospital No. 1 of the Sechenov University.
dssvyatoslavov78@mail.ru

Konstantin Genadevich Kudrin
Assistant of the Department of Oncology and Plastic
Surgery of the Institute for Advanced Studies of the
Federal Medical and Biological Agency,
Moscow, Russia.

V.A. Dub
candidate of technical sciences,
an expert of the joint-stock company IC "ASE"]

Pavel Alexandrovich Medvedev
Principal Design Engineer of JSC "NIAT"

A.V. Udin
Engineer of
State Research Centre JSC RPA CNIITMASH

EXPERIENCE OF IMPLANT CREATION FOR REPLACEMENT OF FACIAL SKETCH DEFECTIVE FAULTS BY ADDITIVE TECHNOLOGY METHODS

Abstract: 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 of the received information 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 methods of treating 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 drawn that show a number of advantages of using ICD for the replacement of defects in the facial skeleton.

Key words: Ctscan, 3D printer, selective laser sintering, metal complexes for implantation.

Language: Russian

Citation: Reshetov IV, Svyatoslavov DS, Kudrin KG, Dub VA, Medvedev PA, Udin AV (2017) EXPERIENCE OF IMPLANT CREATION FOR REPLACEMENT OF FACIAL SKETCH DEFECTIVE FAULTS BY ADDITIVE TECHNOLOGY METHODS. ISJ Theoretical & Applied Science, 11 (55): 131-143.

Soi: <http://s-o-i.org/1.1/TAS-11-55-15> **Doi:** [crossref https://dx.doi.org/10.15863/TAS.2017.11.55.15](https://dx.doi.org/10.15863/TAS.2017.11.55.15)

УДК 617-089.844

ОПЫТ СОЗДАНИЯ ИМПЛАНТАТА ДЛЯ ЗАМЕЩЕНИЯ ПРОТЯЖНОГО ДЕФЕКТА ЛИЦЕВОГО СКЕЛЕТА МЕТОДАМ АДДИТИВНОЙ ТЕХНОЛОГИИ

Impact Factor:

ISRA (India) = 1.344	SIS (USA) = 0.912	ICV (Poland) = 6.630
ISI (Dubai, UAE) = 0.829	РИИЦ (Russia) = 0.207	PIF (India) = 1.940
GIF (Australia) = 0.564	ESJI (KZ) = 3.860	IBI (India) = 4.260
JIF = 1.500	SJIF (Morocco) = 2.031	

Аннотация: В статье представлен анализ данных, где объектом исследования являются металлические комплексы для имплантации (МКИ) синтезируемые методом селективного лазерного спекания с использованием 3D-принтера. Описана схема воспроизведения (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 и т.д. с последующим преобразованием САД-файла в объект печати. Также в статье проведён анализ и выбор научно-технической, нормативной, методической литературы по методам лечения переломов, костных дефектов, замены части кости: характеризованы преимущества и недостатки остеопластических материалов, используемые 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.

Цель работы: разработать алгоритм воспроизведения металлических комплексов для имплантации (МКИ), синтезируемых на 3 D принтере, провести анализ и выбор научно-технической, нормативной, методической литературы по методам лечения переломов, костных дефектов, замены части кости с применением МКИ.

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

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов для цитирования: Решетов И.В., Дуб. В.А., Святославов Д.С., П.А. Медведев., А.С. Делов, А.В. Юдин

Введение

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 функциональных 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, 47, 49, 56, 58]. Таким образом, остается актуальным вопрос по поводу поиска оптимального метода реконструкции и восстановления лицевого скелета лицевого отдела черепа.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

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 аутоотрансплантатами** 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 аутоотрансплантатов [18, 33, 37, 39, 53].

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 М.Р. 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

Impact Factor:

ISRA (India) = 1.344	SIS (USA) = 0.912	ICV (Poland) = 6.630
ISI (Dubai, UAE) = 0.829	РИИЦ (Russia) = 0.207	PIF (India) = 1.940
GIF (Australia) = 0.564	ESJI (KZ) = 3.860	IBI (India) = 4.260
JIF = 1.500	SJIF (Morocco) = 2.031	

находиться в условиях специализированного донорского костного банка для изготовления и хранения его, что доступно только очень крупным медицинским учреждениям из-за высокой стоимости [3, 46, 60].

К **синтетическим имплантационным материалам** относят: различные виды кальций-фосфатной керамики: трикальцийфосфат (Vitlokkit, 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, 50, 57].

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, PNA 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 остеиндукции[31, 52, 55].

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 BT-5Л. 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 13.04.1992г.) [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» потенциалы 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 [59]. 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

Impact Factor:

ISRA (India) = 1.344	SIS (USA) = 0.912	ICV (Poland) = 6.630
ISI (Dubai, UAE) = 0.829	ПИИЦ (Russia) = 0.207	PIF (India) = 1.940
GIF (Australia) = 0.564	ESJI (KZ) = 3.860	IBI (India) = 4.260
JIF = 1.500	SJIF (Morocco) = 2.031	

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 никелида титана**, резекции верхней челюсти различными доступами с установкой 6 титановых реконструктивных пластин из титана в комбинации с сетчатым эндопротезом из никелида титана, 7 индивидуальных пластины из никелида титана. В связи с прорезыванием пластин в 2 случаях выполнили их удаление, в 2 случаях провели замену титановых пластин на пластины из пористогоникелида титана. 7 пациентам с деструктивными изменениями всей нижней челюсти провели удаление всей нижней челюсти, одному из пациентов установили индивидуальные полные протезы нижней челюсти из пористого никелида 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 никелида титана в качестве префабрикации при одномоментной резекции 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 остеоосклероза 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, 45].

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 (FusedDepositionModeling — послойное наплавление или моделирование методом осаждения расплавленной нити). Метод селективного лазерного спекания - SLS – SelectiveLaserSintering 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 изделием поднимается для очистки от неиспользованного порошка.[9, 42]. [14].[41].

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: от этапа создания 3Dмодели на основе DICOMфайла до печати объекта- импланта для восстановления дефекта.**

Начиная с 2000 г. компьютерные и лазерные технологии под общим названием «метод быстрого прототипирования» делают возможным получение твердых копий трехмерных образов.

Применяют 3 варианта моделирования имплантатов на пластиковой модели:

Impact Factor:

ISRA (India) = 1.344	SIS (USA) = 0.912	ICV (Poland) = 6.630
ISI (Dubai, UAE) = 0.829	РИИЦ (Russia) = 0.207	PIF (India) = 1.940
GIF (Australia) = 0.564	ESJI (KZ) = 3.860	IBI (India) = 4.260
JIF = 1.500	SJIF (Morocco) = 2.031	

♣ 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. 1–4).

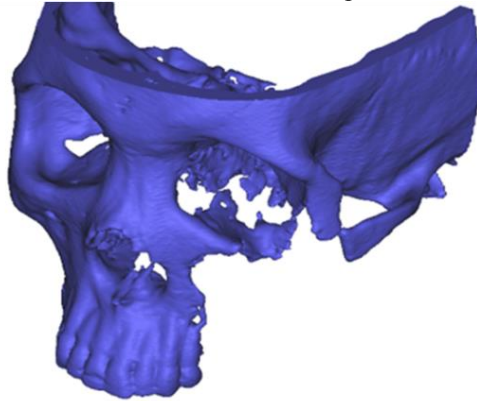


Рисунок 1 - Моделирование верхнего отдела скелета черепа.

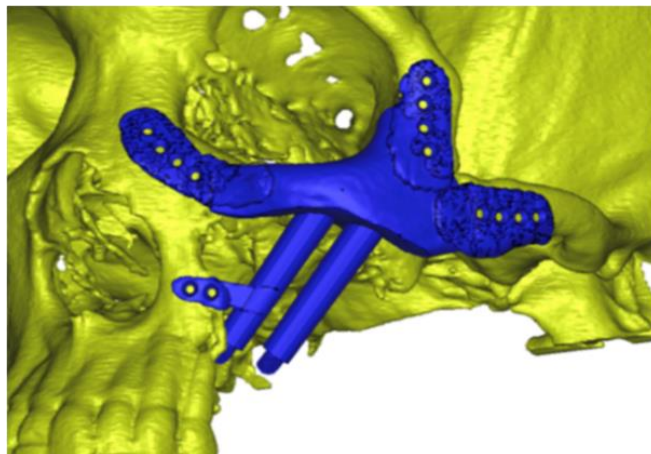


Рисунок 2 - Моделирование имплантата.

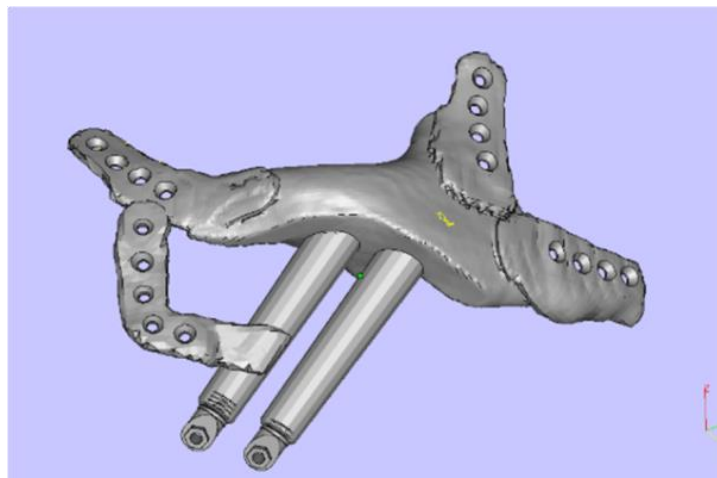


Рисунок 3 - Модель имплантата.

Impact Factor:

ISRA (India) = 1.344	SIS (USA) = 0.912	ICV (Poland) = 6.630
ISI (Dubai, UAE) = 0.829	ПИИЦ (Russia) = 0.207	PIF (India) = 1.940
GIF (Australia) = 0.564	ESJI (KZ) = 3.860	IBI (India) = 4.260
JIF = 1.500	SJIF (Morocco) = 2.031	



Рисунок 4 - Стереолитографическая модель имплантата.

Текущие и будущие тенденции применения трехмерной 3D-печати в челюстно-лицевой хирургии позволяют 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. 5 – 8) [32;27].



Рисунок 5 – Модель имплантата.

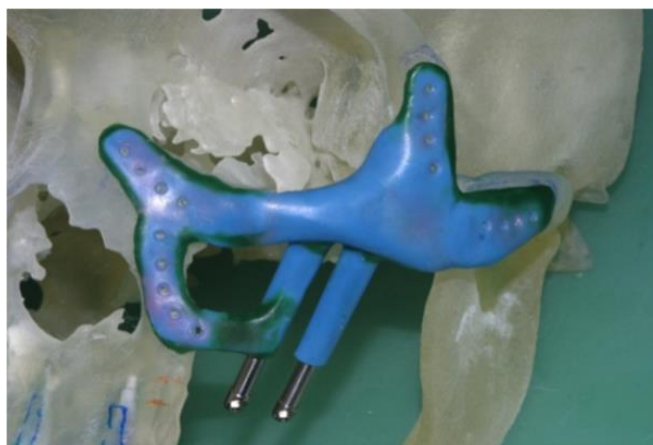


Рисунок 6 - Установка модели имплантата на модель скелета черепа.

Impact Factor:

ISRA (India) = 1.344	SIS (USA) = 0.912	ICV (Poland) = 6.630
ISI (Dubai, UAE) = 0.829	ПИИЦ (Russia) = 0.207	PIF (India) = 1.940
GIF (Australia) = 0.564	ESJI (KZ) = 3.860	IBI (India) = 4.260
JIF = 1.500	SJIF (Morocco) = 2.031	



Рисунок 7 - Изготовленный имплантат.



Рисунок 8 - Проверка установки (фиксации) имплантата на модель скелета черепа: общий вид.

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. 9) [21].



Рисунок 9 – Имплантат из никелида.

ОПЫТ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ТИТАНОВОГО ПОРОШКА МАРКИ VT10

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 крепления, что приводит не только к

Impact Factor:

ISRA (India) = 1.344	SIS (USA) = 0.912	ICV (Poland) = 6.630
ISI (Dubai, UAE) = 0.829	РИИЦ (Russia) = 0.207	PIF (India) = 1.940
GIF (Australia) = 0.564	ESJI (KZ) = 3.860	IBI (India) = 4.260
JIF = 1.500	SJIF (Morocco) = 2.031	

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 «Magnetom Verio». Был получен Dicom-файл. Далее на специализированном программном обеспечении проведена фильтрацию необходимых областей. В итоге получена модель нижней челюсти в формате STL (рис. 10).

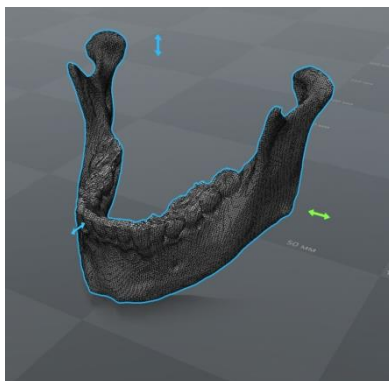


Рисунок 10 - STL-модель нижней челюсти.

Объем челюсти составляет $70\,993\text{ мм}^3$, при средней плотности кости $1,8\text{ г/см}^3$, масса равна 127 гр. Таким образом необходима модель имплантат, учитывающая все эксплуатационные и массогабаритные особенности человека. Также для улучшения микромеханической интеграции и обеспечения плотного врастания 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 микросоудистому руслу и быть не менее 100 мкм в диаметре для успешной диффузии питательных веществ и кислорода [54]. Размеры пор в диапазоне $200\text{--}600\text{ мкм}$ являются оптимальными для врастания костной ткани [48]. Кроме того, недавние исследования показали, что разномасштабность

пористых материалов с участием микро- и макропор могут выполнять лучше свои задачи, чем только макропористые каркасы [61]. 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 [44]. 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 $10\text{--}18\text{ ГПа}$, для губчатого слоя эти значения составляют 40 МПа и $1\text{--}7\text{ ГПа}$, соответственно) была спроектирована с применением SolidWorks электронная модель нижней челюсти (рис. 11).

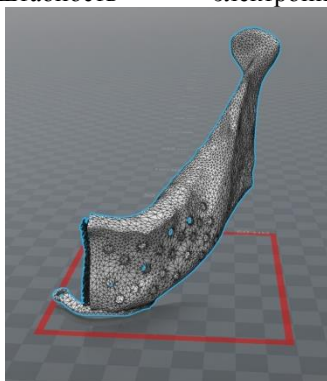


Рисунок 11 - Электронная модель нижней челюсти, спроектирована с применением SolidWorks.

Impact Factor:

ISRA (India) = 1.344	SIS (USA) = 0.912	ICV (Poland) = 6.630
ISI (Dubai, UAE) = 0.829	ПИИЦ (Russia) = 0.207	PIF (India) = 1.940
GIF (Australia) = 0.564	ESJI (KZ) = 3.860	IBI (India) = 4.260
JIF = 1.500	SJIF (Morocco) = 2.031	

На данной модели есть зона остеointеграции с развитой кораллоподобной структурой (рис. 12)

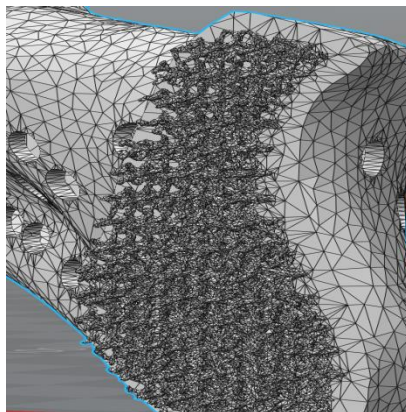


Рисунок 12 - Зона остеointеграцииэлектронной модели нижней челюсти.

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. 13).



Рисунок 13 - Модель нижней челюсти (промежуточный вариант), распечатанная на принтер Melt-Master (производство ГК «Росатом»)из титанового порошок марки BT10 (производство Россия)

Т.о., 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 социо-психологическим проблемам существования больного. Важным аспектом в системе специализированной помощи пациентов 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 систем, которые позволяют создать индивидуальную цифровую модель черепа с дефектов костных структур (цифровой двойник) и будущих имплантатов с возможностью припасовки последних на дооперационном этапе, что сокращает как время

Impact Factor:

ISRA (India) = 1.344	SIS (USA) = 0.912	ICV (Poland) = 6.630
ISI (Dubai, UAE) = 0.829	ПИИЦ (Russia) = 0.207	PIF (India) = 1.940
GIF (Australia) = 0.564	ESJI (KZ) = 3.860	IBI (India) = 4.260
JIF = 1.500	SJIF (Morocco) = 2.031	

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.

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.

References:

1. Anciferov V.N. (2013) Ocenka osnovnykh harakteristik novoj kombinirovannoj implantacionnoj sistemy dlja jendoprotezirovanija visochno-nizhnecheljustnogo sustava [Evaluation of the main characteristics of the new combined implantation system for endoprosthetics of the temporomandibular joint], V.N.Anciferov [i dr.], Fundamental'nye issledovaniya [Basic research]., 2013. no. 2, pp. 20-23
2. Asijatilov A.H., Ordashev H.A., Shahbanova A.K., Minkailova S.R. (2004) Osobennosti travmatizma cheljustno-licevoj oblasti v Respublike Dagestan. [Features of traumatism of maxillofacial area in the Republic of Dagestan], V kn.: Aktual'nye voprosy cheljustno-licevoj hirurgii i stomatologii: Sbornik nauchnykh trudov. [Actual issues of maxillofacial surgery and dentistry: Collection of scientific papers], Sankt-Peterburg, 2004. pp. 15—16.
3. Barchenko G.N. (2010) Primenenie iskusstvennykh kal'cievo-fosfatnykh biomaterialov v travmatologii i ortopedii [Application of artificial calcium-phosphate biomaterials in traumatology and orthopedics], Sb. Rabot Vserossijskoj nauchno-prakticheskoj konferencii. [Collection of works of the All-Russian Scientific and Practical Conference], Moscow, 2010., pp. 3-5.
4. Basin E.M., Medvedev Ju.A. (2013) Rekonstruktivno- vosstanovitel'nye operacii u lic s narkoticheskoj zavisimost'ju ot dez-morfina [Reconstructive and restorative operations in persons with drug dependence on desomorphine] E.M. Basin [i dr.] Tezisy 3 Nacional'nogokongressa «Plasticheskaja hirurgija» [Theses of the 3rd National Congress "Plastic Surgery"] 11-13 dekabrya 2013 g., Moscow, pp. 132-133.
5. Bezrukov V.M., Grigor'janc JI.A., Zuev V.P., Pankratov A. C. (1998) Operativnoe lechenie kistcheljustej s ispol'zovaniem gidroksiapatitaul'travysokoj dispersnosti [Operative treatment of jaw cysts using ultra-high dispersion hydroxyapatite]. Stomatologija [Stomatology]. 1998, pp. 31–35
6. Galonskij V.G., Radkevich A.A., Kazanceva T.V. (2009) Neposredstvennye ortopedicheskie meroprijatija posle verhne cheljustnoj rezekcii [Immediate orthopedic measures after maxillary resection] Sib.med.zhurnal [Siberian Medical Journal]., 2009., no., pp. 59-62
7. Grachev I.F. (2008) Optimizacija planirovanija ortopedicheskoj stomatologicheskogo pomoshhibo l'nyh s cheljustno-licevymi defektami v sovremennykh uslovijah (naprimere Orlovskoj oblasti) [Optimizing the planning of orthopedic dental care for patients with maxillofacial defects in modern conditions (for example, the Orel region)], Moscow, 2008., pp. 24.
8. Grigor'jan A.S. (2002) Dinamika integracii blokov poristogo granuljata gidroksiapatitaprinas kostnichnoj ego implantacii v oblast' telacheljusti (jeksperimental'no-morfologicheskoe issledovanie) [Dynamics of integration of blocks of porous granulate of hydroxyapatite with periosteal implantation in the area of the jaw body (experimental-morphological study)] A. S. Grigor'jan, T. K. Hamraev, S. A. Gadzhiev, Materialy konferencii, posvjashhennoj pamjati prof. V. V. Panikarovskogo [The conference materials dedicated to the memory of prof. V.V. Panikarovsky], sb. nauch. trud., Moscow, 2002., pp. 48–53.
9. Gureev D.M., Petrov A.L., Shishkovskij I.V. (1999) Pat. Rossii 99102751/02. MKI V 22F 3/23. Sposob izgotovlenija med. implantatov iz bio sovmestimyh materialov [Method of manufacturing honey. implants from biocompatible materials]. Fizicheskij intim. P.N. Lebedeva RAN, publ. 11.02.1999



Impact Factor:

ISRA (India) = 1.344
ISI (Dubai, UAE) = 0.829
GIF (Australia) = 0.564
JIF = 1.500

SIS (USA) = 0.912
PIHII (Russia) = 0.207
ESJI (KZ) = 3.860
SJIF (Morocco) = 2.031

ICV (Poland) = 6.630
PIF (India) = 1.940
IBI (India) = 4.260

10. Kislyh F.I., Rogozhnikov G.I., Astashina N.B. (2006) Lecheniebol'nyh s defekta micheljustnyhkostej [Treatment of patients with jaw bone defects]., Moscow, 2006., pp. 193.
11. Kravcov D.V. (2012) Kliniko-mikrobiologicheskoe obosnovanie I ocnka jeffektivnosti primeneniya zubochejustnyh protezov-obturatorov iz razlichnyh konstrukcionnyh materialov [Clinico-microbiological justification and assessment of the effectiveness of the use of denture-prosthetic obturators from various structural materials], Moscow, 2012., pp. 24.
12. Kulagin V.V. (2002) Stereolitografija v medicinskojpromyshlennosti [Stereolithography in the medical industry] V.V. Kulagin, Novoe v stomatologii [New in dentistry]., 2002., no. 3., pp. 37 - 38.
13. Makarevich A.A. (2009) Kachestvo zhiznicheljustno-licevyh onkologicheskikh bol'nyhposleortopedicheskostomatologicheskoy reabilitacii [Quality of life of maxillofacial oncological patients after orthopedic dental rehabilitation], Moscow, 2009., pp. 24.
14. (2004) Novaja tehnologija izgotovlenija med implantatov iz biosvmestimyh materialov [New technology for manufacturing honey implants from biocompatible materials]. sciteclibrary.ru. 2004
15. Orlovskij V.P., Barinov S.M. (2001) Hydroxyapatite and hydroxyapatite-matrixceramics: A survey [Hydroxyapatite and ceramics], Rus J InorgChem [Russian Journal of Inorganic Chemistry]., 2001., Iss. 46, Suppl. 2., pp. 129-149.
16. Orlovskij V.P., Komlev V.S., Barinov SM. (2002) Gidroksiapatitkeramikana ego osnove [Hydroxyapatite and ceramics based on it], Neorgan. Materialy [Inorganic Materials], 2002.,no. 38, Vol., 10., pp. 973-984.
17. Ostrovskij A.S. (2001) Osteogennyematerialy v sovremennojparodontologiiimplantologii [Osteogenic materials in modern periodontics and implantology] Dent-Inform., 2001., no. 8., pp., 22–30.
18. Radkevich A.A. (2001) Rekonstrukcija vetvi I tela nizhnejcheljusti v hirurgii patologicheskikh sostojanij, soprovozhdajushhihsja destruktivnymi, neo ili displasticheskimi processami [Reconstruction of the mandibular branch and body in the surgery of pathological conditions, accompanied by destructive, neo- or dysplastic processes] A. A. Radkevich, P. G. Sysoljatin, V. Je. Gjunter, KopejkinskieBajkal'skiechtenij, 2001: sb. tez. mezhdunar. nauch.-prakt. Konf [Kopeikinsky Baikal Readings, 2001: Sat. Tez. Intern. scientific-practical. conf]. (28, 29 ijunja 2001 g.), Irkutsk, Angarsk, 2001., pp. 134-135.
19. Rapekta S.I. (2008) Plastika defektov nizhnejcheljusti uglerodnymi implantatami «Uglekon -M» [Plasticity of mandibular defects with carbon implants "Uglekon-M"], Perm', 2008., 21, pp. 37
20. Rogozhnikov G.I. (2007) Splavytitana v ortopedicheskostomatologii [[Titanium alloys in orthopedic dentistry]], G.I.Rogozhnikov [i dr.]- Perm': "Press-tajm", 2007., pp. 185.
21. Savich V.V., Kiselev M.G. Voronovich A.I., (2004) Sovremennyye materialy khirurgicheskikh implantatov i instrumentov [Modern materials of surgical implants and instruments]. 2 izd. pererab. i dopolnennoye. Minsk, 2004. pp. 104
22. Sokolova E.T., Baranskaja L.T. (2007) Kliniko-psihologicheskie osnovaniya jeffektivnosti jesteticheskoy hirurgii. Social'naja I klinicheskaja psihiatrija. [Clinical and psychological grounds for the effectiveness of aesthetic surgery. SocialandClinicalPsychiatry] 2007; 3, pp. 26–33.
23. Sulimov A.F., Kuznecova A.B. (2012) Pervichnaja kostnaja plastika nizhnejcheljusti autogennym transplantatom s primeneniem kollagenovoj membrany«Kollost» [Primary bone plasty of the lower jaw with an autologous transplant with collagen membrane "Collost"], Hirurgija [Surgery], 2012., no. 6., pp. 63-65
24. Trezubov V.N. (1999) Protezirovanie posle operacij na cheljustjah. Sbornik nauchnyh trudov«Sovremennyyeproblemystomatologii» [Prosthetics after operations on jaws. Collection of scientific works "Modern problems of dentistry"]. M., 1999. pp. 235–236.
25. Trezubov V.N., Shherbakov A.S., Mishnev L.M. (2010) Ortopedicheskajastomatologija (fakul'tetskijkurs). Uchebnikdljastudentov med. Vuzov [Orthopedic dentistry (faculty course). Textbook for students of medical. universities], pod red. V.N. Trezubova. 8e izd., pererab. idop. SPb., 2010. pp. 656, il.14
26. Filatova A.S. (2011) Sovershenstvovanie hirurgicheskogo jetapaustranenija defektov I deformacijal'veoljarnojkostnojtkanicheljustej [Perfection of the surgical stage of elimination of defects and deformations of the alveolar bone of the jaws] A.S.Filatova, M.V.Lomakin, I.I.Soloshhanskij, Cheljustno-licevaja hirurgija I hirurgich. Stomatologija.- 2011., no.1, pp.27-28
27. Shashmurina V.R., ChumachenkoYe.N., Olesova V.N. (2008) Printsipy matematicheskogo modelirovaniya vzaimodeystviya strukturkostnoj tkani nizhnejchelyusti s polnymi s"yemnymi protezami, opirayushchimi syana v nutrikostnyye implantaty [Principles of mathematical modeling of the interaction of bone structure of the lower jaw with complete



Impact Factor:

ISRA (India) = 1.344	SIS (USA) = 0.912	ICV (Poland) = 6.630
ISI (Dubai, UAE) = 0.829	PIHHI (Russia) = 0.207	PIF (India) = 1.940
GIF (Australia) = 0.564	ESJI (KZ) = 3.860	IBI (India) = 4.260
JIF = 1.500	SJIF (Morocco) = 2.031	

- removable prostheses based on intraosseous implants]. *Stomatologiya*. 2008; 1: pp. 49–56
28. Janushevich O.O., Chumachenko E.N., Arutjunov S.D., Lebedenko I.Ju., Losev F.F., Mal'ginov N.N., Ignat'eva D.N. (2010) Komp'yuternoe modelirovanie, prognozianalizj effektivnosti i spol'zovanija stomatologicheskikh kappp [Computer modeling, prognosis and analysis of the effectiveness of using dental caps] *Ros.stom.zhurnal [Russian dentistry journal]* ., 2010. no. 3., pp. 16 - 19.
29. (2003) Affect of alloying elements on elastic modulus of Ti-Nb-Ta-Zr system allow for biomedical applications. *www.scientific.net.*; Williams B. Challenges For MIM titanium parts. *J. Metal. Powder. report*. 2003;pp. 10-30.
30. Ahila S C, Anitha K V, Thulasingham C. (2011) Comparison of obturator design for acquired maxillary defect in completely edentulous patients, *Indian J Dent. Res.*, 2011., Vol.22., pp. 161-163.
31. Antonov E.N. (1997) Atomic force microscopic study of the surface morphology of apatite films deposited by pulsed laser ablation, E. N. Antonov, V. N. Bagratashvili, V. K. Popov, *Biomaterials.*, 1997., no. 15., pp. 1043–1049.
32. C.R. Deckard. (2017) Patent US 4863538 A «Method and apparatus for producing parts by selective sintering».
33. Cheung L.K. (2003) Dental implants in reconstructed jaws, implant longevity and peri-implant tissue outcomes, *Or and Maxillofac. Surg.*, 2003., Vol. 61, Iss. 11., pp.1263–1274
34. Chiapasco M., Biglioli F., Auteliano L. (2006) 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:pp. 220–228.
35. Cimpan M.R. (2006) Glutathione Protects against Cell Death Induced by Autopolymerized Resins. *Dental Materials*. 2006,2. Brisbane Convention & Exhibition
36. D. J. Medlin, S. Charlebois, D. Swartz , R. Shetty. (2003) Metalurgical characterization of a porous tantalum biovaterial (trabecular metal) for orthopedic implant applicayions, *Advanced materials and processing.*, 2003., pp. 31 – 32.
37. Dholam KP, Gurav SV. (2012) Dental implants in irradiated jaws: A literature review, *J Can Res Ther.*, 2012., Vol.8., pp.85-90
38. Fratzl P. (2004) Structure and mechanical quality of the collagen – mineral nano-composite in bone, P. Fratzl [et al.], *J Mater Chem*, 2004., Vol. 14., pp. 2115 – 2123
39. Futran N.D. (2002) Midface Reconstruction With the Fibula Free Flap, ND. Futran [etal.], *ArchOtolaryngolHeadNeckSurg.*, 2002., Vol. 128, Iss.2., pp. 161-166
40. (2017) Available: <http://www.stratasy.com/ru> (Accessed: 10.11.2017).
41. Johnson J.L. (2002) Mass production of Medical production devices by metal injection molding. *MDD*. 2002;11. Available: www.deviceslink.com (Accessed: 10.11.2017).
42. (2002) Laser-sintering PM passes its Medical. July, August, [www.metal-powder.net], 2002
43. Leles C.R. (2010) Implant-Supported Obturator Overdenture for Extensive Maxillary Resection Patient: A Clinical Report, C. R. Leles [et al.] *J of Prosth.*, 2010., Vol. 19., pp. 240–244
44. Liao Feng [et al.] (2010) A novel bioactive three-dimensional b–tricalcium phosphate/ chitosan scaffold for periodontal tissue engineering, *J Mater Sci: Mater Med.*, 2010., Vol. 21., pp. 489–496.
45. (2017) Medical engineering. Manufacturing technologies and materials for medical engineering. Available: www.ifam.fhg (Accessed: 10.11.2017).
46. Meyer U, Joos U, Wiesmann H. P. (2004) Biological and biophysical principles in extracorporal bone tissue engineering. Part III. *Int J Oral Maxillofac Surg.*, 2004., Vol. 7., pp. 635-641.
47. Moizan H., Meningaud J.P., Gumelli B., Herve C. (2003) 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:pp. 5–9.
48. Murphy C.M. (2010) The effect of mean pore size on cell attachment, proliferation and migration in collagen–glycosaminoglycan scaffolds for bone tissue engineering, C.M., Murphy *Biomaterials.*, 2010., Vol. 31., pp. 461–466.
49. Neligan P.C., Lipa J.E. (2006) Perforator flaps in head and neck reconstruction. *Semin. Plast. Surg.* 2006;20:2:pp. 56–63.
50. Orly J.M., Gregory J. (1999) Manantean Hydroxyapatite implant for augmenting deficient alveolar ridges *J. Biomed. Mater. Res.*, 1999., no. 12., pp. 1433–1440.
51. Piotter V., Guber A.E., Hecke M. (2004) Micro molding of medical device components. Business briefing: medical device Manufacturing technologies. 2004. pp. 1–7
52. Qu S.X. (2004) Evaluation of the expression of collagen type I in porous calcium phosphate ceramics implanted in an extra-osseous site *Biomaterials.*, 2004., Vol. 25., pp. 659–661
53. Rohanzadeh R., Chung K. (2011) Hydroxyapatite as a carrier for bone



Impact Factor:

ISRA (India) = 1.344	SIS (USA) = 0.912	ICV (Poland) = 6.630
ISI (Dubai, UAE) = 0.829	PIHII (Russia) = 0.207	PIF (India) = 1.940
GIF (Australia) = 0.564	ESJI (KZ) = 3.860	IBI (India) = 4.260
JIF = 1.500	SJIF (Morocco) = 2.031	

- morphogenetic protein. *J Oral Implantol.*, 2011. Dec.
54. Rouwkema J. (2008) Vascularization in tissue engineering, J. Rouwkema, *Trends Biotechnol.*, 2008., Vol. 26., pp. 434–441.
55. Seeherman H.J. (2004) 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., Am 86, A.,pp. 1961–1972.
56. Sharma A.B., Beumer J. (2005) 3. rd. Reconstruction of maxillary defects: The case for prosthetic rehabilitation. *J. Oral. Maxillofac. Surg.* 2005;63: pp. 1770–1773
57. Thomson R.C. (1998) Hydroxyapatite fiber reinforced poly (ahydroxy ester) foams for bone regeneration Thomson R. C., Yaszemski M. J., Powers J. M., Mikos A. G. *Biomaterials.*, 1998., Vol. 19., pp. 1935–1943.
58. Tirelli G., Rizzo R., Biasotto M., Di Lenarda R. (2010) Obturator prostheses following palatal resection: clinical cases. *Acta. Otorhinolaryngol. Ital.* 2010; 30 (1): pp. 33–39.
59. (2017) Trabecular metal technology, Available: www.zimmer.com (Accessed: 10.11.2017).
60. Urist M.R. (1965) Bone: formation by autoinduction. *Science.*, 1965., 150. pp. 893–899.
61. Woodard J.R. (2007) The mechanical properties and osteoconductivity of hydroxyapatite bone scaffolds with multi-scale porosity, J.R. Woodard, *Biomaterials.*, 2007., Vol. 28., pp. 45–54.

