

## Титановый имплантат ячеистой структуры для замещения костных дефектов челюстей

С.Р. Абульханов<sup>1,2</sup>, И.М. Байриков<sup>3</sup>, Д.С. Горяинов<sup>4</sup>, О.В. Слесарев<sup>3</sup>,  
А.И. Байриков<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Институт систем обработки изображений РАН - филиал ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, Молодогвардейская 151, Самара, Россия, 443001

<sup>2</sup>Самарский национальный исследовательский университет им. академика С.П. Королева, Московское шоссе 34А, Самара, Россия, 443086

<sup>3</sup>Самарский государственный медицинский университет, Чапаевская 89, Самара, Россия, 443099

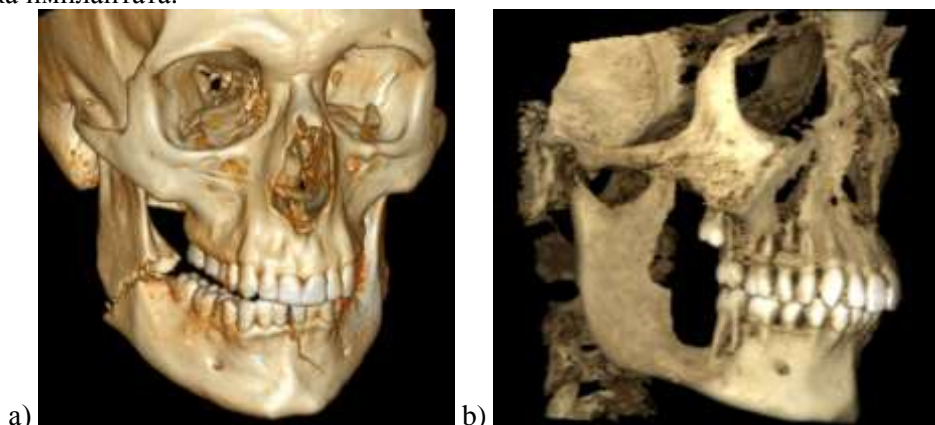
<sup>4</sup>Самарский государственный технический университет, Молодогвардейская 244, Самара, Россия, 443100

**Аннотация.** В статье предлагается методика конструирования трансплантата, возмещающего утрату костной ткани нижней челюсти. Нами была выбрана ячеистая структура трансплантата, которая позволяет за минимально возможное время вернуть пациенту жизненно-важные функции. Конструирование имплантата состоит из следующих этапов: 1. На основании рентгенограмм поражённой челюсти, мы строили её геометрическую 3D модели с утратой фрагмента костной ткани. 2. На основе рентгенограмм поражённой челюсти, статистических данных, клинического опыта и доступной информации о челюсти пациента до её разрушения нами строилась геометрическая 3D модель челюсти без утраты фрагмента костной ткани. 3. Геометрическую 3D модель утраченного фрагмента костной ткани нижней челюсти мы получали вычитанием из 3D модели челюсти без утраты фрагмента костной ткани 3D модели челюсти с утратой фрагмента костной ткани. 3D модели утраченного фрагмента костной ткани мы придали ячеистую структуру. Эту 3D модель мы рассматривали, как конструкцию имплантата. 4. В программной среде ANSYS нами определялись деформации поражённой челюсти, на которую воздействует имплантат с предварительно выбранной формой, размерами и периодичностью ячеек.

На имплантат мы воздействовали силой 180 Н, которая соответствует номинальной силе со стороны зубов. Также рассматривался вариант, когда сила воздействия со стороны зубов на челюсть составляла 4000 Н. Для выбранных средств фиксации относительно поражённой челюсти имплантата и для выбранных параметров ячеистой структуры имплантата нами было установлено: для номинальных сил воздействия зубов на челюсть деформации поражённой челюсти минимальные. Это обстоятельство способствует уменьшению времени реабилитации пациента. Прорастание костной ткани внутрь ячеек имплантата способно вызвать увеличение его объёма (массы) в два раза. Разработанная методика может применяться для создания имплантатов, которые возмещают утрату костной ткани других костей скелета человека.

## 1. Введение

Опухоли и опухолеподобные поражения костей лицевого черепа в большинстве случаев образуют настолько обширные дефекты, что это ведёт к нарушению жизненно-важных функций (носовое дыхание, глотание, жевание, артикуляция). Травма челюсти также может привести к утрате фрагмента костной ткани (рис. 1). Значительная утрата костной ткани делает невозможной реабилитацию таких пациентов. В этом случае единственное адекватное лечение – установка имплантата.



**Рисунок 1.** Различные виды травмы нижней челюсти: *a* – перелом в результате внешнего воздействия; *b* – удаление онкологической опухоли привело к утрате фрагмента костной ткани.

Существующая клиническая практика предлагает оперативное вмешательство, предусматривающее удаление опухоли в пределах здоровых тканей. Объем удаляемых тканей зависит от распространённости опухоли. Для лечения перелома нижней челюсти (далее НЧ) с незначительной утратой костной ткани (рис. 1 *a*) может быть использован хирургический метод фиксации отломков с помощью на костных пластин из металла (обычно из титана) [1]. Такое лечение в долгосрочной перспективе приводит к снижению жесткости крепежных элементов, которая никогда не является абсолютной. В результате этого изменяются напряжения на костных пластин. Это обстоятельство может привести к осложнениям в период реабилитации пациента и в процессе его жизнедеятельности. Кроме того, наличие металлических пластин и крепежных элементов увеличивает вес поражённой челюсти после фиксации осколков. По этой причине происходит ослабление основных жевательных мышц [2].

Использование на костных пластин для фиксации осколков поражённой челюсти приводит также к неблагоприятным последствиям для эстетики лица пациента [3, 4].

Лечение травмы челюсти требует незамедлительных мер, так как заживление костной ткани происходит сложно, в течение длительного времени и влечет за собой высокий уровень психологического дискомфорта и негативные последствия [5].

Учитывая все указанные обстоятельства, мы сформулировали следующие требования к имплантату, который компенсирует утрату костной ткани поражённой НЧ:

- имплантат должен иметь форму максимально близкую к форме фрагмента челюсти, который был утрачен в результате травмы;
- вес имплантата должен быть не более веса утраченного фрагмента костной ткани;
- жесткость имплантата на сжатие должна соответствовать жесткости костной ткани;
- время проектирования и изготовления имплантата должно быть минимально возможным;
- структура имплантата должна способствовать интеграции имплантата в костную ткань поражённой челюсти.

Существующая практика оперативного лечения утрат костной ткани наиболее широко использует имплантаты из титана [6]. В работах [7, 8] имплантат имеет ячеистую структуру. По нашему мнению, такая конструкция имплантата имеет ряд достоинств:

- изменяя форму, размеры и периодичность ячеек имплантата можно регулировать его вес;

- изменяя форму, размеры и периодичность ячеек имплантата можно регулировать контактную жесткость имплантата, которая может локально соответствовать жесткости реальной костной ткани [9];

- изготовление имплантата ячеистой конструкции возможно на современных 3D принтерах;

- современные CAD системы позволяют спроектировать имплантат любой формы и структуры.

- высокая прочность титанового имплантата ячеистой структуры позволит частично вернуть уже в период реабилитации способность поражённой кости, выполнять опорно-механическую и защитную функции.

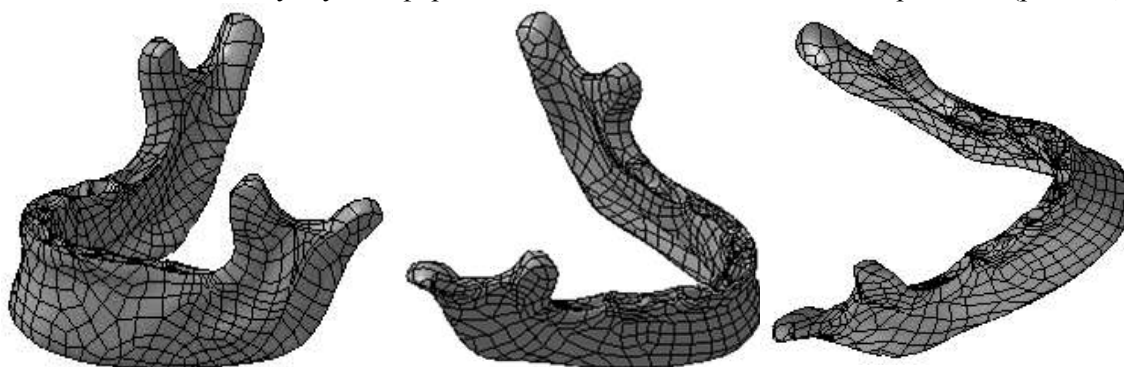
Таким образом, современные конструкторские и технологические возможности позволяют спроектировать и выполнить наиболее приемлемый—имплантат для компенсации утраты костной ткани за минимально возможное время.

Обзор литературных источников показал, что вопрос конструкции имплантатов для компенсации утрат костной ткани нижней челюсти (далее НЧ) изучен недостаточно.

*Целью статьи* является разработка методики создания 3D модели фрагмента утраченной костной ткани нижней челюсти и проектирования на его основе имплантата ячеистой структуры, который при установке его в поражённую челюсть сохраняет её биомеханику, не разрушает костную ткань нижней челюсти и позволяет снизить время реабилитации пациента.

## 2. Постановка задачи

Мы использовали рентгеновские снимки для создания геометрической 3D модели (далее 3D модель) поражённой НЧ. При этом каждый рентгеновский снимок нами рассматривался как проекция челюсти на плоскость, которая ориентирована в пространстве определенным образом [10]. На рис. 2 показана воссозданная геометрическая модель нижней челюсти. Мы считали, что НЧ пациента симметрична относительно сагиттальной плоскости. Реальная НЧ не является симметричной. По этой причине 3D модель на рис. 2 является лишь приближением поражённой челюсти. При этом габаритные размеры, форма и пропорции модели соответствуют поражённой челюсти пациента. Отметим, что геометрическая модель НЧ может уточняться. Для этого следует использовать статистические данные [11] о геометрии челюсти, клинический опыт и доступную информацию о челюсти пациента до её поражения (рис. 3 а).



**Рисунок 2.** Различные проекции 3D модели челюсти, реконструированную по рентгенограммам.

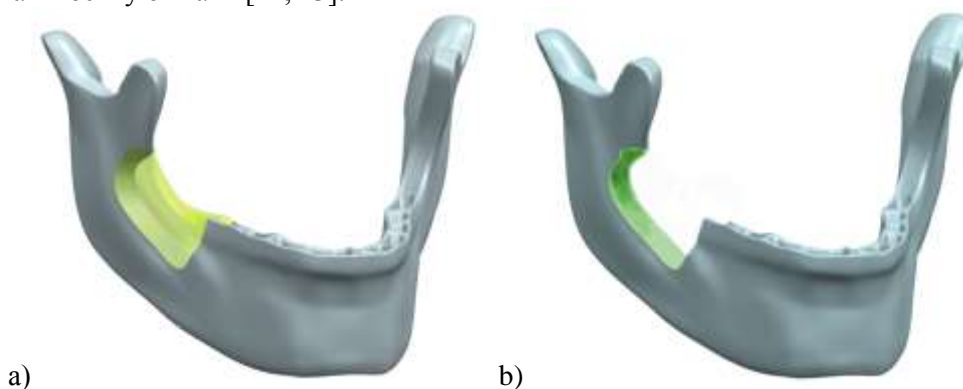
Аналогичным образом строится 3D модель травмированной челюсти с утраченным фрагментом костной ткани (рис. 3 б).

3D модель фрагмента утраченной костной ткани (рис.4 а-с) нами был получен вычитанием модели на рис. 3 б из модели на рис. 3 а.

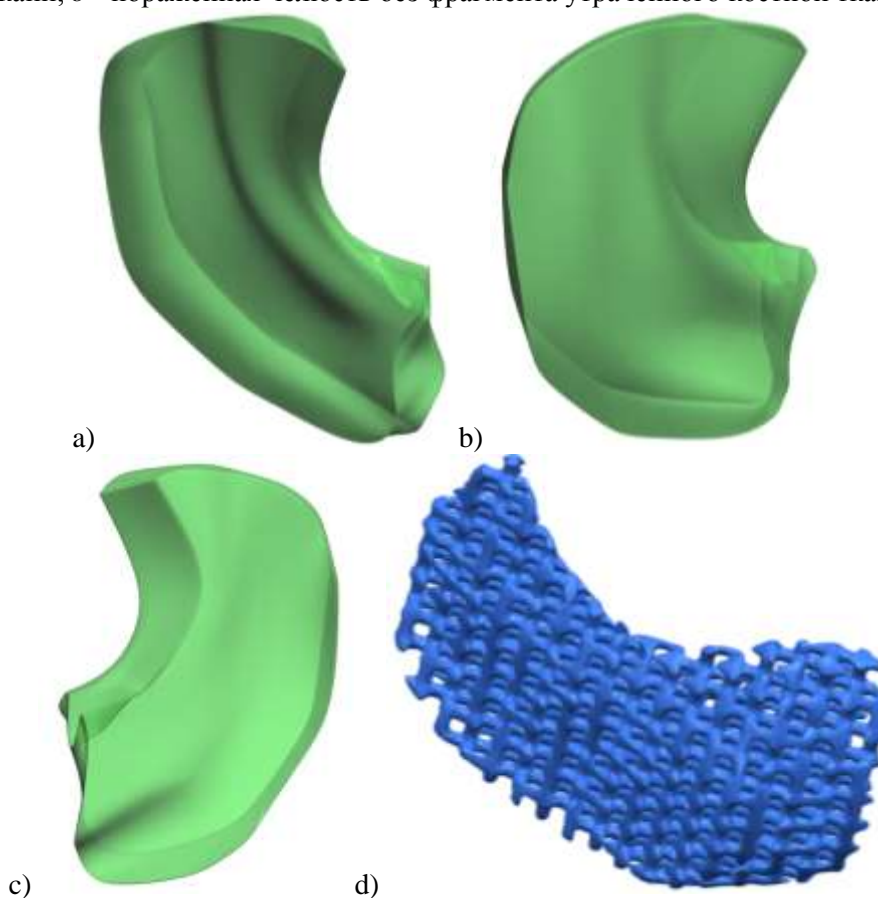
Мы выбрали поверхность сопряжения имплантата и поражённой челюсти в виде ленты<sup>1</sup>, т. е. поверхность сопряжения ( $\Omega$ ) состоит из параллельных между собой образующих отрезков (рис.

<sup>1</sup> Данная форма поверхности сопряжения не является обязательной

3 b). Ячеистая структура имплантата приводит к тому, что контакт между имплантатом и костной тканью имеет локальный характер. В этом случае площадь контакта значительно меньше, чем площадь поверхности  $\Omega$ , которая соответствует утрате костной ткани НЧ. Это обстоятельство означает, что в процессе жизнедеятельности пациента деформации НЧ в зоне контакта могут достигать величин, которые приведут к разрушению костной ткани. Кроме того, нерегулярность ячеек имплантата может привести к взаимному усилению деформаций НЧ в окрестностях соседних участков контакта. По этим причинам вероятность разрушения костной ткани в таких зонах увеличивается. Мы считаем необходимым отметить, что локальный контакт имплантата с поражённой НЧ препятствует взаимным перемещениям имплантата и поверхности  $\Omega$ . Это обстоятельство способствует интеграции ячеистого имплантата в костную ткань [12, 13].



**Рисунок 3.** 3D модель НЧ : *a* – поражённая челюсть с реконструированной утратой костной ткани; *b* - поражённая челюсть без фрагмента утраченной костной ткани.



**Рисунок 4.** Различные проекции 3D модели утраты костной ткани нижней челюсти (*a-c*) и изометрическая проекция имплантата ячеистой структуры (*d*).

Процесс прорастания костной ткани в пространство ячеек имплантата длительный по времени [14]. Мы считаем, что длительный период реабилитации пациента с установленным ячеистым имплантатом приведет к травмам анатомических тканей вокруг имплантата, например, тканей десны.

По нашему мнению, снизить вероятность появления такого рода травм можно следующим образом:

- стенки ячеек не должны иметь острые углы;
- размеры ячеек, которые не соприкасаются с костной тканью НЧ, должны быть достаточно большими. В этом случае уменьшается площадь контакта с окружающими имплантат анатомическими тканями;
- объём имплантата должен быть уменьшен со стороны наружной и внутренней поверхностей челюсти.

### 3. Методика проведения исследований

Для физической реализации ячеистых структур применяют аддитивные технологии. Мы предполагаем использовать для изготовления имплантата с ячеистой структурой (рис. 4 d) 3D принтер SLM – 280 HL (производитель SLM Solutions GmbH, почтовый адрес: Estlandring 4, 23560 Lübeck, Germany), который способен наносить слои толщиной 0.2 мм. Такой выбор оборудования мы объясняем результатами работ [15,16], в которых установлено: микронеровности на поверхности имплантата с высотными параметрами порядка 0,2 мм способствуют интеграции имплантата в костную ткань. Для контроля формы и размеров микронеровностей может быть использовано оборудование, созданное для решения задач дифракционной оптики [17-20], а для управления их формой и размерами – соответствующие технологии [20-25].

Материал имплантата формировался на 3D принтере с помощью порошкового технически чистого титана CL 42TI (производитель Германия Concept Laser GmbH, почтовый адрес: An der Zeil 8, 96215 Lichtenfels, Germany). Физико-механические характеристики порошка CL 42TI приведены в Таблице 1.

Нам не известны методы определения физико-механические параметров костной ткани пациента *in vitro*. По этой причине мы использовали справочные физико-механические характеристики костной ткани [26, 27], которые приведены в таблице 1. При расчётах мы выбирали среднее значение для интервалов изменения модуля Юнга ( $E$ ), коэффициента Пуассона  $\nu$  и плотности  $\rho$ .

**Таблица 1.** Физико-механические характеристики титанового порошка и костного материала.

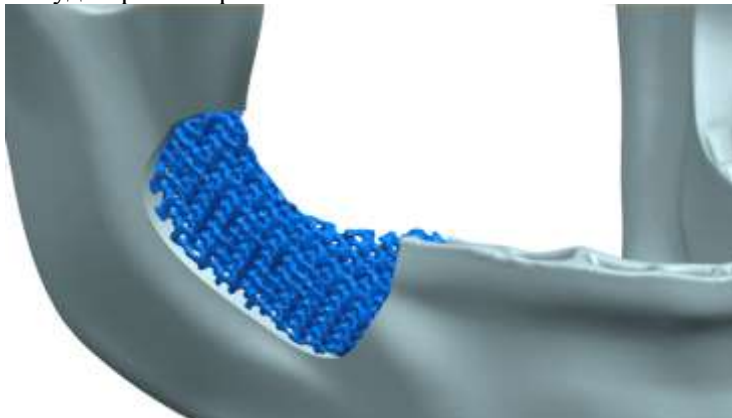
Параметр	Модуль Юнга на сжатие ( $E$ ), МПа	Коэффициент Пуассона ( $\nu$ )	Плотность ( $\rho$ ), г/см <sup>3</sup>
Костная ткань	662–1988	0.32-0.34	1.644 (мокрая ткань)
Порошок CL 42TI	110250	0.32	4.54

Из Таблицы 1 видно, что модуль Юнга ( $E$ ) костной ткани меньше модуля  $E$  порошка CL 42TI в 55-166 раз. Мы считаем, что способность сжиматься у ячеистого имплантата соответствует меньшему модулю  $E$ , чем модуль Юнга порошка в Таблице 1. При этом модуль Юнга имплантата всегда будет больше модуля упругости костной ткани. По этой причине мы считали, что деформации имплантата значительно меньше деформаций НЧ.

Способность имплантата деформироваться в результате усилий сжатия определяется формой, размером ячеек, толщиной стенок между ячейками и структурой, которую образуют ячейки. В работах [28-30] для успешной интеграции ячеистого имплантата в костную ткань рекомендуется диапазон наибольшего размера ячеек (пор) от 10 до более 300 мкм. При таких размерах ячеек вес имплантата будет превосходить вес утраченной костной ткани. После реабилитации пациента, когда в ячейки прорастёт костная ткань, вес имплантата ещё более увеличится. Это обстоятельство приведёт впоследствии к осложнениям.

С учетом указанных обстоятельств мы выбрали в качестве формы ячеек (рис. 4 *d*) – круг диаметром 2 мм. Отверстия следовали с периодом 4 мм вдоль двух осей координат. С внутренней и внешней стороны челюсти мы уменьшили объём имплантата на глубину 1 мм (рис. 5).

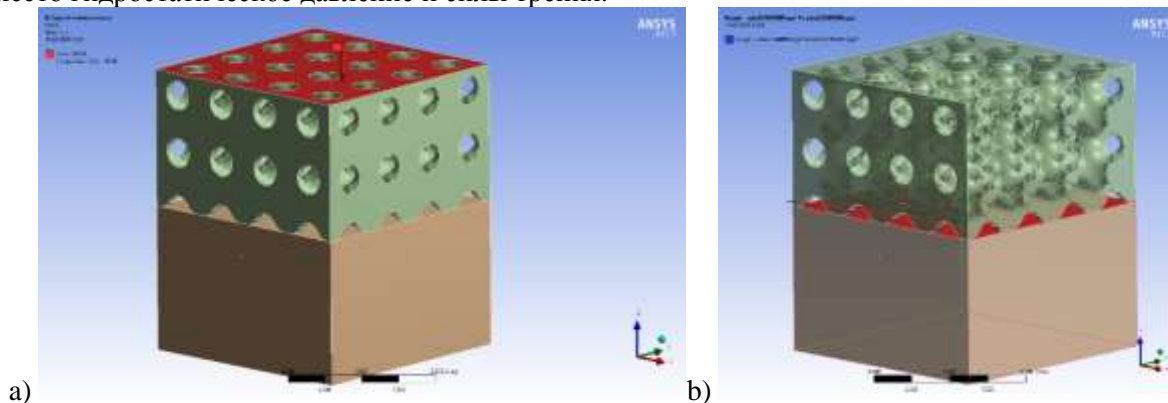
Для снижения вероятности травмирования кромками ячеек имплантата соседних анатомических тканей ячейки могут быть заполнены рассасывающимся материалом [31, 32]. В данной работе мы не будем рассматривать такой имплантат.



**Рисунок 5.** Ячеистый имплантат, установленный в травмированную челюсть.

Ячеистая структура имплантата определяет способы его крепления к поражённой челюсти НЧ. Известны средства крепления с помощью скоб [33], винтов [34], волокнистой ткани [35] или цемента [36]. Мы считаем: для фиксации имплантата с ячеистой структурой следует использовать скобы или винты. Ячейки имплантата имеют сквозной характер, поэтому они могут быть использованы для установки скоб или винтов. В этом случае имплантат фиксируется наиболее стабильно.

Мы полагали, что в локальных зонах контакта имплантат – поверхность  $\Omega$  (рис. 6) имеют место гидростатическое давление и силы трения.



**Рисунок 6.** Силы, действующие на поверхность  $\Omega$ , со стороны имплантата: *a* – гидростатическое давление; *b* – силы трения.

Величина силы, которая создает в зонах локального контакта гидростатическое давление, составляла 180 Н. В соответствии с работой [37] максимальная величина силы, которая воздействует на челюсть, может достигать 4000 Н.

В работе [38] авторы установили величину коэффициент трения  $f = 0.55$  для титанового сплава Ti6Al4V по кости. Коэффициент трения пористого титана по кости в соответствии с работами [39, 40] зависит от многих факторов: структуры костного материала, размеров пор, величины прижатия. При этом величина  $f$  изменяется в пределах 0,3-1,3.



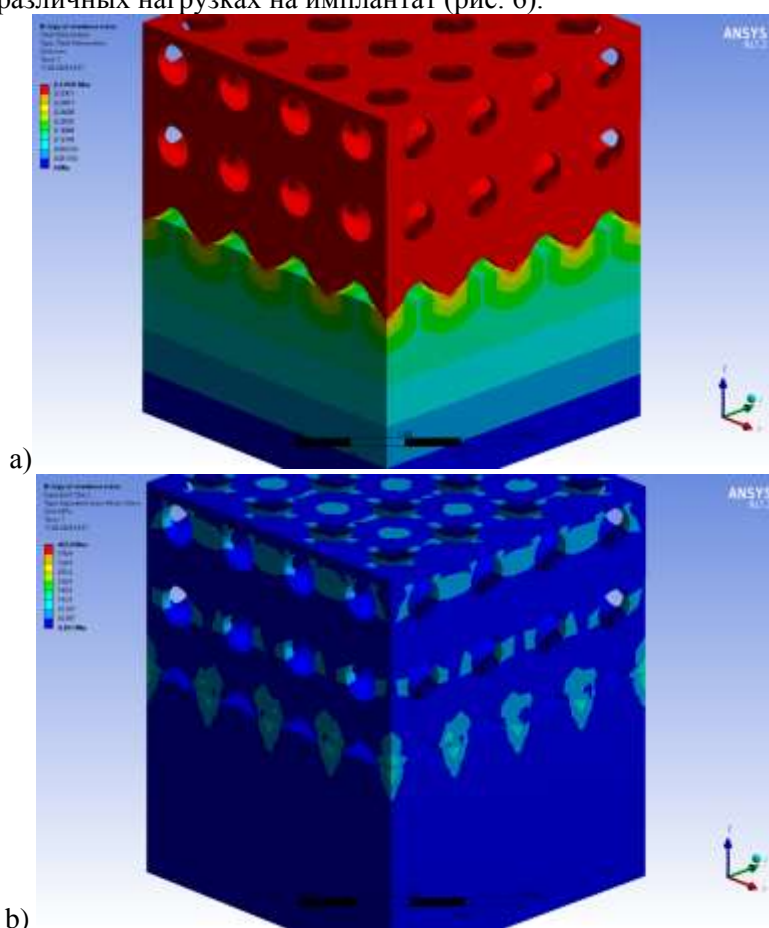
Наибольшие размеры пор титана [39, 40] значительно меньше диаметра 2 мм ячеек имплантата на рис. 4 *d*. Кроме того, толщина стенок между отверстиями ячеек составляет 2 мм (рис. 6), что намного больше толщины стенок пор [39, 40].

Мы считаем: фиксация имплантата относительно НЧ приводит к тому, что сила, которая стремится сдвинуть имплантат, по величине меньше силы трения. Для формулировки граничных условий в программной среде ANSYS мы интерпретировали это обстоятельство, как уменьшение коэффициента трения. С учетом указанных обстоятельств для расчётов мы выбрали величину коэффициента трения  $f = 0,25$ , что меньше на 16,6% нижней границы  $f$  в работах [39, 40].

Для изучения деформаций НЧ – имплантат мы использовали программную среду ANSYS R17.2. Деформации НЧ мы изучали на образце размером  $6,5 \times 15 \times 15$  мм (рис. 6). Объем образца соответствовал объёму утраты костной ткани НЧ на рис. 4 *a-c*. Ячеистый образец, который соответствовал имплантату и воздействовал на образец НЧ, имел размеры  $6,5 \times 15 \times 15$  мм (рис. 6).

#### 4. Результаты исследований и обсуждение

Мы определяли деформации на участках поверхности  $\Omega$ , которые контактируют с кромками имплантата с ячеистой структуры. На рис. 7 показаны деформации и смещения НЧ и имплантата при различных нагрузках на имплантат (рис. 6).

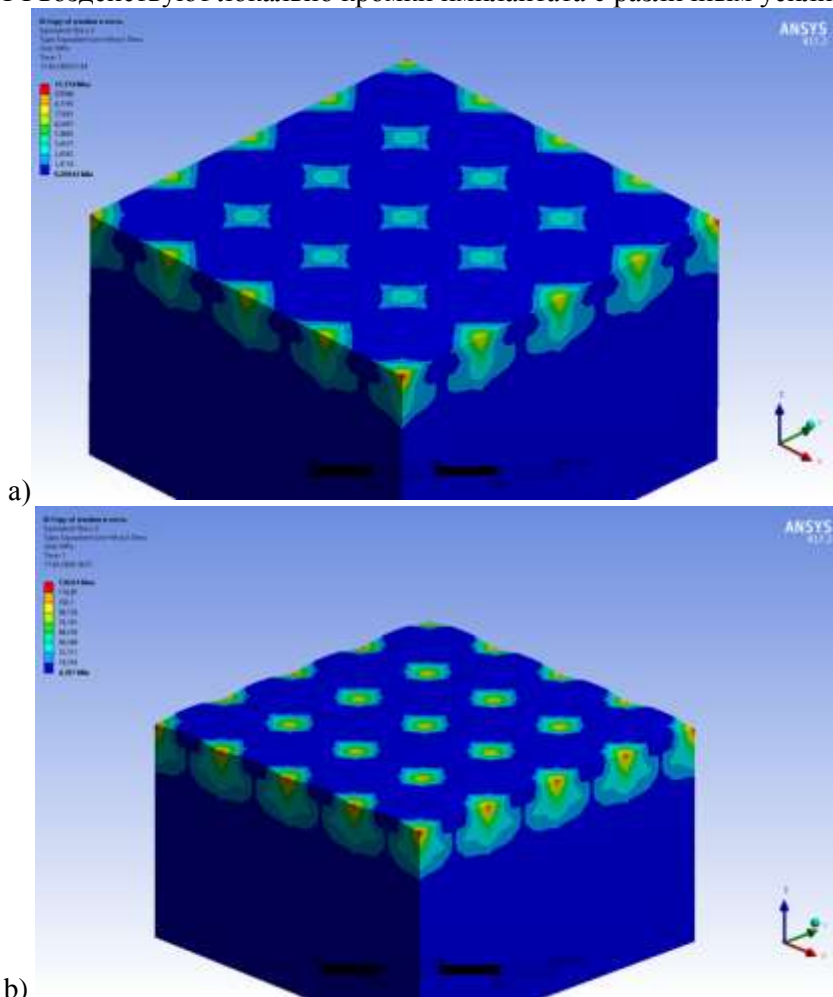


**Рисунок 7.** Деформации и смещения НЧ и имплантата, который нагружен через зубы с различными усилиями: *a* – усилие (рис. 6 *a*)  $P = 180$  Н; *b* –  $P = 4000$  Н.

На рис. 7 *a* видно, что имплантат полностью окрашен в один цвет. Это означает при нагружении имплантата силой  $P = 180$  Н имплантат не деформируется, а только смещается. При воздействии на имплантат с усилием 4000 Н (рис. 7 *b*), цветовая палитра имплантата и

фрагмента НЧ одинаковая. Это обстоятельство означает, что деформации имплантата и НЧ близкие по величине.

На рис. 8 показаны деформации поверхности ( $\Omega$ ) утраченной костной ткани НЧ. На поверхность  $\Omega$  НЧ воздействуют локально кромки имплантата с различным усилием.



**Рисунок 8.** Деформации поверхности  $\Omega$  ткани при воздействии на неё кромок имплантата с различными усилиями: *a* – усилие (рис. 6 *a*)  $P = 180$  Н; *b* –  $P = 4000$  Н.

Из рис. 8 видно, что максимальные деформации поверхности утраты костной ткани ( $\Omega$ ) имеют место при величине силы  $P = 4000$  Н. При этом деформации имеют локальный характер и взаимно не усиливаются. Следует отметить, что максимальные деформации расположены по периметру  $\Omega$ . По нашему мнению, уменьшение деформаций НЧ по периметру  $\Omega$  возможно путём уменьшения толщины стенок ячеек, которые расположены на поверхности имплантата. В этом случае деформации НЧ частично будут компенсироваться деформациями стенок ячеек имплантата.

На углах образцов, которые соответствуют костной ткани (рис. 8 *a, b*), имеют место максимальные деформации для величин силы  $P = 180$  Н и 4000 Н. Мы не принимали во внимание эти деформации. Ячеистый имплантата рассматриваемой конструкции не имеет таких углов. Если такие углы могут появиться на имплантате в результате технологических операций, их следует притупить.

При штатном (номинальном) нагружении НЧ через имплантат с усилием  $P = 180$  Н деформации на поверхности утраты костной ткани ( $\Omega$ ) меньше на 20 % аналогичных деформаций при усилии  $P = 4000$  Н. Наибольшие деформации поверхности  $\Omega$  также расположены по периметру поверхности  $\Omega$ . Диапазон изменения деформаций НЧ в этом случае



составляет 3,6-7 мкм, что, по нашему мнению, соответствует допустимым деформациям в границах физиологической нормы. Верхняя граница этого диапазона может быть снижена путем уменьшения толщины стенок ячеек, которые расположены на поверхности имплантата.

Таким образом, толщина стенок ячеек на поверхности имплантата с ячеистой структурой определяет жесткость конструкции (способность сопротивляться внешнему воздействию силы  $P$ ). Оптимальная жесткость имплантата (оптимальные форма, размеры и толщина стенок между соседними ячейками) зависит от индивидуальных параметров костной ткани пациента.

Мы считаем: вопрос определения наиболее приемлемой жесткости имплантата для конкретного пациента является малоизученным и нуждается в дополнительных исследованиях.

Необходимо также отметить следующее обстоятельство:

- вес ячеистого имплантата на рис. 5 составляет 3,6 г. при объеме  $798,7 \text{ мм}^3$ ;
- вес костной утраты на рис. 4 *a-c* (для усреднённой плотности ( $\rho$ ) мокрой костной ткани) составляет 2,4 г. при объеме  $1462,5 \text{ мм}^3$ .

Таким образом вес ячеистого имплантата на 50 % больше веса утраты костной ткани НЧ. После реабилитации пациента, когда костная ткань прорастёт в ячейки имплантата, вес такого имплантата увеличится и достигнет величины 4,8 г. Это обстоятельство приведёт в перспективе к ослаблению основных жевательных мышц пациента, что нежелательно. По этой причине мы считаем, что использование титановых имплантатов ячеистой структуры для возмещения утраты костной ткани целесообразно, когда необходимо вернуть пациенту жизненно-важных функций (носовое дыхание, глотание, жевание, артикуляция) за возможно кратчайшее время. Вес ячеистого имплантата после реабилитации является единственной причиной, которая не позволяет рекомендовать такой имплантат для широко использования в травматологии костей лицевого черепа.

Время проектирования имплантата, которое включало время построения 3D моделей челюсти без утраты и с утратой костной ткани, а также 3D модель утраты костной ткани и 3D модель имплантата с ячеистой структурой составляло 4 часа. Генерация управляющей программы для 3D принтера и 3D печать имплантата с ячеистой структурой потребовало 3 часа.

Мы считаем, что предлагаемый метод может использоваться для возмещения утрат костной ткани других костей скелета человека.

## 5. Заключение

Использование предлагаемого метода в отличие от известных способов замещения дефектов НЧ имеет следующие преимущества:

1. Конструкция имплантата создана на основе доступной информации о челюсти пациента до и после её разрушения, клинического опыта врача, статистических данных, особенностей травмы конкретного пациента, что исключает нарушение биомеханики челюсти с установленным имплантатом и корректирует её эстетический дефект, приобретенный в результате травмы.

2. Титановый имплантата с ячеистой структурой позволяет приблизить жесткость имплантата к жесткости костного материала;

3. Ячеистая структура имплантата успешно интегрируется в костную ткань;

4. Ячеистая структура имплантата обеспечивает локальный контакт кромок имплантата с поверхностью утраты костного материала, что обеспечивает стабильность положения имплантата относительно челюсти, а также незначительные деформации челюсти при номинальных нагрузках со стороны зубов;

5. Ячеистая структура имплантата позволяет использовать в качестве крепежных элементов скобы и винты, которые обеспечивают стабильное положение имплантата относительно челюсти.

6. Изменение форм, размеров и периодичности ячеек имплантата позволяет локально регулировать жесткость имплантата, что обеспечивает индивидуальный подход к травме челюсти конкретного пациента.

7. Вес ячеистого имплантата после реабилитации пациента, когда костная ткань прорастает в ячейки имплантата, в два раза превосходит утрату костной ткани челюсти. Это обстоятельство может привести к осложнениям, поэтому имплантата с ячеистой структурой не может широко использоваться в травматологии костей лицевого черепа.

8. Имплантат с ячеистой структурой может быть рекомендован к использованию, когда пациенту необходимо вернуть в кратчайшие сроки жизненно-важные функции (носовое дыхание, глотание, жевание, артикуляцию), которые были нарушены в результате травмы.

Возможность минимизации времени проектирования и изготовления трансплантата индивидуальной формы позволит, по нашему мнению, использовать в будущем разработанную методику в коммерческих целях.

Для успешной реализации предлагаемой методики необходимо наличие достоверной информации о размерах и пропорциях нижней челюсти до её поражения. По этой причине необходимо решение следующих задач:

- определение допустимых локальных деформаций поверхности утраты нижней челюсти со стороны кромок имплантата;
- изменение конструкции имплантата с ячеистой структурой, которая позволит снизить вес имплантата после реабилитации пациента.

Мы продолжим исследования в этих направлениях и о результатах сообщим в следующих публикациях.

## 6. Благодарности

Работа выполнена в рамках государственного задания ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН.

## 7. Литература

- [1] Pachnicz, D. Concept of the New System for the Mandible Base Fracture Fixation / D. Pachnicz, A. Szust // 34th Danubia-Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanics. University of Trieste, Italy, Materials Today: Proceedings. – 2018. – Vol. 5(13). – P. 26721-26726. DOI: 10.1016/j.matpr.2018.08.142.
- [2] Isaikin, A.I. Temporomandibular joint disorder / A.I. Isaikin, D.S. Smirnova // RMJ. – 2017. – Vol. 24. – P. 1750-1755.
- [3] Ozzeybek Can, F.S. Effects of Rapid Maxillary Expansion and Facemask Therapy on the Soft Tissue Profiles of Class III Patients at Different Growth Stages / F.S. Ozzeybek Can, H. Turkkahraman // Eur J Dent. – 2019. – Vol. 13(2). – P. 143-149. DOI: 10.1055/s-0039-1694799.
- [4] Parashar, A. Unfavourable outcomes in maxillofacial injuries: How to avoid and manage / A. Parashar, R.K. Sharma // Indian J Plast Surg. – 2013. – Vol. 46(2). – P. 221-234. DOI: 10.4103/0970-0358.118597.
- [5] Mayersak, R.J. Facial trauma // Rosen's Emergency Medicine: Concepts and Clinical Practice – Philadelphia, PA: Elsevier, 2018.
- [6] Popkov, A.V. Biocompatible implants in traumatology and orthopaedics (A review of literature) // Genij Ortopedii. – 2014. – Vol. 3. – P. 94-99.
- [7] Abate, K.M. Design, Optimization, and Evaluation of Additively Manufactured Vintiles Cellular Structure for Acetabular Cup Implant / K.M. Abate, A. Nazir, J.-E. Chen, J.-Y. Jeng // Processes. – 2020. – Vol. 8. – P. 25. DOI: 10.3390/pr8010025.
- [8] Limmahakhun, S. Bone Scaffolds / S. Limmahakhun, C. Yan, F. Baino, G. Cellular // Scaffolds in Tissue Engineering - Materials, Technologies and Clinical Applications, 2017. DOI: 10.5772/intechopen.
- [9] Loginov, Y.N. Properties Anisotropy of Additive Manufactured High-Porous Titanium Alloy with Non-Equi-axial Cellular Structure / Y.N. Loginov, S.I. Stepanov, S.K. Grekhov // Materials Science Forum. – 2019. – Vol. 946. – P. 984-989. DOI: 10.4028/www.scientific.net/msf.946.984.

- [10] Abulkhanov, S.R. Optimization of the Allotransplantat Shape of the Vertebra by Means of 3D Modelling / S.R. Abulkhanov, D.S. Goryainov, Y.S. Strelkov // *Izvestia of Samara Scientific Center of the Russian Academy of Sciences*. – 2013. – Vol. 15(4-1). – P. 236-241.
- [11] Smelkina, N.A. Reconstruction of anatomical structures using statistical shape modeling / N.A. Smelkina, R.N. Kosarev, A.V. Nikonorov, I.M. Bairikov, K.N. Ryabov, A.V. Avdeev, N.L. Kazanskiy // *Computer Optics*. – 2017. – Vol. 41(6). – P. 897-904. DOI: 10.18287/2412-6179-2017-41-6-897-904.
- [12] Ogle, O.E. Implant Surface Material, Design, and Osseointegration. *Dental clinics of North America*. – 2015. – Vol. 59(2). – P. 505-520. DOI: 10.1016/j.cden.2014.12.003.
- [13] Gao, X. Biomechanical Behaviour of Bone-Implant Interface: A Review / X. Gao, M. Fraulob, G. Haïat // *Journal of the Royal Society Interface, the Royal Society*. – 2019. – Vol. 16(156). – P. fhal-02343165f.
- [14] Lopez-Heredia, M.A. Bone growth in rapid prototyped poroustitanium implants / M.A. Lopez-Heredia, E. Goyenvalle, E. Aguado, P. Pilet, C. Leroux, M. Dorget, P. Weiss, P. Layrolle // *Journal of Biomedical Materials Research. Part A*. – 2008. – Vol. 85(3). – P. 664-673. DOI: 10.1002/jbm.a.31468.
- [15] Alifarag, A.M. Atemporal osseointegration: Early biomechanical stability through osseodensification / A.M. Alifarag, C.D. Lopez, R.F. Neiva, N. Tovar, L. Witek, P.G. Coelho // *J Orthop Res. Sep*. – 2018. – Vol. 36(9). – P. 2516-2523. DOI: 10.1002/jor.23893.
- [16] Marenzi, G. Effect of Different Surface Treatments on Titanium Dental Implant Micro-Morphology / G. Marenzi, F. Impero, F. Scherillo, J.C. Sammartino, A. Squillace, G. Spagnuolo // *Materials (Basel)*. – 2019. – Vol. 12(5). – P. 733-746. DOI: 10.3390/ma12050733.
- [17] Borodin, S.A. Device for analyzing nanoroughness and contamination on a substrate from the dynamic state of a liquid drop deposited on its surface / S.A. Borodin, A.V. Volkov, N.L. Kazanskii // *Journal of Optical Technology*. – 2009. – Vol. 76(7). – P. 408-412. DOI: 10.1364/JOT.76.000408.
- [18] Kazanskiy, N.L. Machine Vision System for Singularity Detection in Monitoring the Long Process / N.L. Kazanskiy, S.B. Popov // *Optical Memory and Neural Networks (Information Optics)*. – 2010. – Vol. 19(1). – P. 23-30. DOI: 10.3103/S1060992X10010042.
- [19] Kazanskiy, N.L. Research and Education Center of Diffractive Optics // *Proceedings of SPIE*. – 2012. – Vol. 8410. – P. 84100R. DOI: 10.1117/12.923233.
- [20] Kazanskiy, N.L. *Optical Materials: Microstructuring Surfaces with Off-Electrode Plasma* / N.L. Kazanskiy, V.A. Kolpakov – CRC Press, 2017. – 211 p. DOI: 10.1201/b21918.
- [21] Abul'khanov, S.R. Manufacture of diffractive optical elements by cutting on numerically controlled machine tools / S.R. Abul'khanov, N.L. Kazanskii, L.L. Doskolovich, O.Y. Kazakova // *Russian Engineering Research*. – 2011. – Vol. 31(12). – P. 1268-1272. DOI: 10.3103/S1068798X11120033.
- [22] Kazanskiy, N.L. Synthesis of nanoporous structures in metallic materials under laser action / N.L. Kazanskiy, S.P. Murzin, Ye.L. Osetrov, V.I. Tregub // *Optics and Lasers in Engineering*. – 2011. – Vol. 49(11). – P. 1264-1267. DOI: 10.1016/j.optlaseng.2011.07.001.
- [23] Kazanskiy, N.L. Microprofile Formation by Thermal Oxidation of Molybdenum Films / N.L. Kazanskiy, O.Yu. Moiseev, S.D. Poletayev // *Technical Physics Letters*. – 2016. – Vol. 42(2). – P. 164-166. DOI: 10.1134/S1063785016020085.
- [24] Butt, M.A. Optical elements based on silicon photonics / M.A. Butt, S.N. Khonina, N.L. Kazanskiy // *Computer Optics*. – 2019. – Vol. 43(6). – P. 1079-1083. DOI: 10.18287/2412-6179-2019-43-6-1079-1083.
- [25] Kazanskiy, N.L. Technological line for creation and research of diffractive optical elements / N.L. Kazanskiy, R.V. Skidanov // *Proc. SPIE*. – 2019. – Vol. 11146. – P. 111460W. DOI: 10.1117/12.2527274.
- [26] Ravaglioli, A. Physical properties and physiology of bone / A. Ravaglioli, A. Krajewski // *Bioceramics*, 1992. – P. 16-59. DOI: 10.1007/978-94-011-2336-5\_2.

- [27] Karpiński, R. The Structural and Mechanical Properties of The Bone / R. Karpiński, Ł. Jaworski, P. Czubacka // *Journal of Technology and Exploitation in Mechanical Engineering*. – 2017. – Vol. 3(1). – P. 43-50. DOI: 10.1533/9781845694227.1.3.
- [28] Kuboki, Y. BMP-induced osteogenesis on the surface of hydroxyapatite with geometrically feasible and non feasible structures: topology of osteogenesis / Y. Kuboki, H. Takita, D. Kobayashi // *J. Biomed. Mater. Res.* – 1998. – Vol. 39. – P. 190-199. DOI: 10.1002/(sici)1097-4636(199802)39:2<190::aid-jbm4>3.0.co;2-k.
- [29] Joshi, V.S. Macroporosity enhances vascularization of electrospun scaffolds / V.S. Joshi, N.Y. Lei, C.M. Walthers, B. Wu, J.C. Dunn // *J Surg Res.* – 2013. – Vol. 183(1). – P. 18-26. DOI: 10.1016/j.jss.2013.01.005.
- [30] Harvey, E.J. Effect of flexibility of the femoral stem on bone-remodeling and fixation of the stem in a canine total hip arthroplasty model without cement / E.J. Harvey, J.D. Bohn, M. Tanzer // *J. Bone Joint Surg.* – 1999. – Vol. 81. – P. 93-107.
- [31] Rahim, M.I. Advances and Challenges of Biodegradable Implant Materials with a Focus on Magnesium-Alloys and Bacterial Infections / M.I. Rahim, S. Ullah, P.P. Mueller // *Metals*. – 2018. – Vol. 8(532). – P. 14. DOI: 10.3390/met8070532.
- [32] Yang, L. Degradable, absorbable or resorbable—what is the best grammatical modifier for an implant that is eventually absorbed by the body? / L. Yang, Y. Zheng, B. Hayes // *Science China Materials*. – 2017. – Vol. 60(5). – P. 377-391. DOI: 10.1007/s40843-017-9023-9.
- [33] Winkler, T. A review of biomaterials in bone defect healing, remaining shortcomings and future opportunities for bone tissue engineering: The unsolved challenge / T. Winkler, F.A. Sass, G.N. Duda, K. Schmidt-Bleek // *Bone Joint Res.* – 2018. – Vol. 7. – P. 232-243. DOI: 10.1302/2046-3758.73.BJR-2017-0270.R1.
- [34] Gorbach, E.N. Osseointegration of Innovative Customized Implants in the Tubular Bone (Experimental Study) / E.N. Gorbach, A.A. Yemanov, E.N. Ovchinnikov, V.P. Kuznetsov, A.S. Fefelov, V.G. Gorgots, D.Y. Borzunov, A.V. Gubin // *Modern technologies in medicine*. – 2017. – Vol. 9(1). – P. 78-83. DOI:10.17691/stm2017.9.1.09.
- [35] Tamburini, N. Chest wall reconstruction using a new titanium mesh: a multicenters experience / N. Tamburini, W. Grossi, S. Sanna, A. Campisi, F. Londero, P. Maniscalco, G. Dolci, F. Quarantotto, N. Daddi, A. Morelli, G. Cavallesco, A. Dell'Amore // *J Thorac Dis.* – 2019. – Vol. 11(8). – P. 3459-3466. DOI: 10.21037/jtd.2019.07.74.
- [36] Moghaddam, N.S. Metals for bone implants: safety, design, and efficacy / N.S. Moghaddam, M.T. Andani, A. Amerinatanzi, C. Haberland, S. Huff, M. Miller, M. Elahinia, D. Dean // *Biomanufacturing Reviews*. – 2020. – Vol. 1(1). – P. 1-16. DOI: 10.1007/s40898-016-0001-2.
- [37] Martinez, S. A Variable Finite Element Model of the Overall Human Masticatory System for Evaluation of stress Distributions during Biting and Buxism / S. Martinez, J. Lenz, K. Schweizerhof, H.J. Schindler // 10<sup>th</sup> European LS-DYNA Conference, Würzburg, Germany, 2015. – 11 p.
- [38] Souza, J.C.M. Tribocorrosion Behavior of Ti6Al4V Coated with a Bio-absorbable Polymer for Biomedical Applications / J.C.M. Souza, H.A. Tajiri, C.S. Morsch, M. Buciumeanu, M.T. Mathew, F.S. Silva, B. Henriques // *Journal of Bio- and Tribo-Corrosion*. – 2015. – Vol. 1(4). – P. 27-36. DOI: 10.1007/s40735-015-0029-5.
- [39] Rancourt, D. Friction properties of the interface between porous-surfaced metals and tibial cancellous bone / D. Rancourt, A. Shirazi-Adl, G. Drouin, G. Paiement // *J Biomed Mater Res. Nov.* – 1990. – Vol. 24(11). – P. 1503-1519. DOI: 10.1002/jbm.820241107.
- [40] Shirazi-Adl, A. Experimental determination of friction characteristics at the trabecular bone/porous-coated metal interface in cementless implants / A. Shirazi-Adl, M. Dammak, G. Paiement // *J Biomed Mater Res.* – 1993. – Vol. 27(2). – P. 167-75.

## Titanium cellular implant to replace bone defects in the jaw

S.R. Abulkhanov<sup>1,2</sup>, I.M. Bayrikov<sup>3</sup>, D.S. Goryainov<sup>4</sup>, O.V. Slesarev<sup>3</sup>, A.I. Bayrikov<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Image Processing Systems Institute of RAS - Branch of the FSRC "Crystallography and Photonics" RAS, Molodogvardejskaya street 151, Samara, Russia, 443001

<sup>2</sup>Samara National Research University, Moskovskoe Shosse 34A, Samara, Russia, 443086

<sup>3</sup>Samara State Medical University, Chapaevskaya 89, Samara, Russia, 443099

<sup>4</sup>Samara State Technical University, Molodogvardeyskaya 244, Samara, Russia, 443100

**Abstract.** The article proposes a method for constructing a graft that compensates for the loss of bone tissue in the lower jaw. We selected the cellular structure of the graft, which allows the patient to return vital functions in the shortest possible time. Implant design consists of the following stages: 1. Based on radiographs of the affected jaw, we built a 3D geometric model of it with the loss of a fragment of bone tissue. 2. On the basis of radiographs of the affected jaw, statistical data, clinical experience and available information about the patient's jaw before its destruction, we built a geometric 3D model of the jaw without loss of a fragment of bone tissue. 3. We obtained a Geometric 3D model of the lost bone fragment of the lower jaw by subtracting from the 3D model of the jaw without the loss of the bone fragment of the 3D model of the jaw with the loss of the bone fragment. We gave the 3D model of the lost bone fragment a cellular structure. We considered this 3D model as an implant design. 4. In the ANSYS software environment, we determined deformities of the affected jaw, which is affected by an implant with a pre-selected shape, size and frequency of cells.

We applied a force of 180 N to the implant, which corresponds to the nominal force from the teeth. We also considered the option when the force of impact from the teeth on the jaw was 4000 N. For the selected means of fixation relative to the affected jaw of the implant and for the selected parameters of the cellular structure of the implant, we found: for the nominal forces of the impact of teeth on the jaw, the deformations of the affected jaw are minimal. This circumstance helps to reduce the patient's rehabilitation time. The growth of bone tissue inside the implant cells can cause its volume (mass) to increase twice. The developed technique can be used to create implants that compensate for the loss of bone tissue of other bones of the human skeleton.