

Моделирование планирования установки временных имплантатов под опору прототипов мостовидных зубных протезов на период остеоинтеграции двухэтапных дентальных имплантатов

© Т.В. Полякова¹, С.С. Гаврюшин², С.Д. Арутюнов³

¹ИКИ РАН, Москва, 117997, Россия

²МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, 105005, Россия

³МГМСУ им. А.И. Евдокимова, Москва, 127473, Россия

Рассмотрено виртуальное моделирование процесса установки временных имплантатов в челюсти с целью улучшения качества протезирования и планирования операции имплантации на начальной стадии лечения. Исследованы биомеханические основы поведения конструкции прототипов мостовидных зубных протезов с учетом индивидуальных особенностей прочностных характеристик костных тканей челюсти. Проанализированы два подхода к моделированию расстановки временных имплантатов: на более простой модели с заранее заданной геометрией рассмотрена оптимизация; на полномасштабной модели, построенной по томограмме, выполнен итоговый расчет. Описаны варианты учета плотности костной ткани с классификаций по Misch. Расчеты проведены с использованием программных комплексов Mimics, SolidWorks, Nastran, Patran, ANSYS. Для модели из трех постоянных и трех временных имплантатов был изготовлен физический прототип с помощью 3D-принтера ZPrinter[®] 650 фирмы 3DSYSTEMS.

Ключевые слова: временные имплантаты, протезирование, метод конечных элементов, прочность, стоматология

Введение. Вопросы, связанные с рациональным проектированием и использованием дентальных имплантатов, на протяжении последних лет остаются актуальными, привлекают внимание специалистов-биомехаников [1, 2]. Современная биомеханика основывается на комплексном использовании возможностей медицинских и научно-технических дисциплин, таких как теоретическая механика, сопротивление материалов, теория упругости, численные методы (в частности, метод конечных элементов) и пр., с применением компьютерной томографии не только для диагностики, но и для трехмерного моделирования с привлечением данных 3D-сканирования с последующим конечно-элементным анализом. До недавнего времени термин «биомеханика» трактовался, главным образом, как учение о движении человека и животных. Тем не менее для выявления усилий, возникающих в зубочелюстной системе при выполнении одной из основных функций — жевания, методов классической механики недостаточно. Под влиянием механических воздействий в биологических тканях, органах и системах возникают деформации и напря-

жения. Физиологическая реакция на эти факторы зависит от механических свойств биологических тканей и жидкостей. Для оценки этой реакции проводят биомеханический анализ. А.Н. Чуйко ввел понятия предварительного и глубокого биомеханического анализа [3, 4]: «Предварительный биомеханический анализ проводится схематически, на основе традиционных подходов и расчетных зависимостей теоретической механики, сопротивления материалов, деталей машин и др. с использованием, как правило, канонических моделей.

Глубокий биомеханический анализ — исследование напряженно-деформированного состояния (НДС) любой структурной составляющей организма, как правило, на основе метода конечных элементов, построенного с использованием зависимостей теории упругости и ее специальных разделов».

В настоящей статье подробно описан глубокий биомеханический анализ, предполагающий создание модели в конечно-элементном комплексе.

В стоматологической практике все чаще устанавливают имплантаты вместо традиционных съемных зубных протезов. Применение имплантатов имеет ряд преимуществ: нет необходимости препарировать опорные зубы, чтобы установить несъемную конструкцию протеза; пациент легко адаптируется к протезу; пользование такими протезами не вызывает проблем в отличие от пользования съемными протезами; гигиенический уход за имплантатами прост, для этого существует большое количество аксессуаров. Ведение пациентов после установки дентальных имплантатов предполагает применение временных имплантатов, которые становятся опорой для временных несъемных конструкций зубных протезов, защищающих дентальные имплантаты на период их остеоинтеграции при двухэтапной методике имплантации вплоть до изготовления завершающих (постоянных) несъемных протезов. Временные несъемные протезы с опорой на временные имплантаты позволяют оставить (не препарировать) сохранившиеся зубы. Временные протезы устанавливают на начальном этапе лечения на период до 4...6 месяцев (период остеоинтеграции постоянных дентальных имплантатов). Временные имплантаты передают нагрузку непосредственно на костную структуру челюсти. Временные несъемные протезы позволяют уточнить окончательную форму завершающей реставрации, сформировать геометрию межзубных сосочков и гармоничные окклюзионные взаимоотношения зубов и зубных рядов [5]. Ввиду того что временные мостовидные протезы фрезеруют, после адаптации в полости рта их можно считать прототипами постоянных зубных протезов. Поэтому временный протез в современной стоматологической терминологии называют прототипом постоянного зубного протеза.

В ряде работ описаны исследование проблематики установки временных имплантатов [6–8] и клинические результаты исследований [9]. При имплантации врачам-стоматологам довольно сложно учитывать прочностные характеристики костной ткани, их можно оценить довольно приблизительно по томограмме. Современные методы компьютерного моделирования на основе конечно-элементных программных комплексов позволяют создавать модели предварительного планирования операций протезирования и имплантации, с помощью которых можно виртуально разрабатывать методику временной имплантации и получать рекомендации по использованию той или иной модели. Методом конечных элементов можно определить зоны участков челюсти с дентальными имплантатами с высокой концентрацией напряжений (эти зоны нецелесообразно задействовать при временном и постоянном протезировании), т. е. выявить неприемлемые на практике схемы конструкций.

Использование временных имплантатов — достаточно молодое направление зубопротезирования. В России они сертифицированы и разрешены для применения с 2003 г. На рынке появились имплантаты, выпускаемые фирмами Dentatus, Steri-Oss, Imtex. Однако имеется ряд нерешенных вопросов, связанных с их применением, в том числе вопрос о допустимой нагрузке на имплантаты.

В российских и зарубежных источниках опубликовано всего несколько работ, посвященных моделированию НДС конструкции методом конечных элементов при временной имплантации. В них рассматриваются проблемы моделирования отдельно стоящего имплантата в челюсти (без протеза) [10–12], либо описана установка имплантатов на беззубой челюсти с использованием упрощенной геометрии протеза [13, 14]. Вместе с тем на этапе планирования лечения и контроля остеоинтеграции имплантатов стоматологи все чаще используют компьютерную томографию, которая позволяет создавать более сложную геометрию конструкции и рассматривать весь этап планирования лечения, начиная с установки временных протезов на временных имплантатах и заканчивая фиксацией постоянных ортопедических конструкций.

Настоящая работа посвящена моделированию начального этапа установки имплантатов при замещении дефекта зубного ряда временным протезом, фиксированным на временных имплантатах. Решена задача оптимизации конечно-элементной сетки для модели и определения ее влияния на результаты расчета. Для имплантатов различных типов расположения и разной длины расчеты проведены с учетом толщины кортикальной пластинки челюсти, смены способов нагружения системы. Компьютерное моделирование проводилось в системах Mimics, SolidWorks, Patran, Nastran, ANSYS.

По ряду причин часто возникает проблема нехватки места для правильного позиционирования имплантата. Расстояние между имплантатами должно быть не менее 2 мм. Профессор С.Д. Арутюнов предложил вариант расстановки временных имплантатов по диагонали [15]. В этом случае актуальна проблема виртуального моделирования расстановки имплантатов и конфигурации протеза, а также оценки НДС предлагаемой конструкции.

Постановка задачи и предлагаемые подходы ее решения. Основная цель работы — создание биомеханической модели челюсти с протезом, зафиксированным на имплантатах, и методики планирования хирургического лечения с использованием временных имплантатов, позволяющей проводить моделирование, оценивать результаты и осуществлять выбор оптимальных параметров будущей операции. Для достижения этой цели необходимо: провести анализ существующих подходов к решению проблемы, разработать методику прогнозирования результатов хирургического лечения при операции имплантации, оценить адекватность полученных результатов, внедрить результаты в практику хирургического лечения с использованием временных имплантатов.

Специалисты выделяют следующие проблемы при работе с временными имплантатами [16]: малая толщина костной ткани для установки имплантата; сложность установки имплантатов соосно и без наклона (допустимый максимальный угол отклонения — не более 15°); на ортопантограмме сложно оценить расстановку имплантатов, для правильной установки нужно использовать компьютерную томографию; малый объем кости в задней части верхней челюсти в бугорковой зоне; необходимость установки рядом двух имплантатов малого диаметра; имплантаты слишком короткие; плохая окклюзия вследствие ранней нагрузки имплантатов.

Варианты установки временных имплантатов на первом этапе хирургического лечения [6]:

1) в случае полностью или частично беззубого альвеолярного гребня установку постоянных и временных имплантатов выполняют одновременно с изготовлением и установкой несъемного временного протеза;

2) когда безнадежные (неизлечимые) зубы удалены, проводят одновременное размещение временных имплантатов и установку несъемного временного протеза. После заживления постэкстракционных зубных лунок размещают двухэтапные имплантаты;

3) сразу после удаления безнадежных зубов устанавливают постоянные и временные имплантаты.

Для решения поставленной задачи авторы ввели две модели — с уже установленными постоянными имплантатами и без них (пер-

вый и второй варианты установки имплантов) — для конструкции, построенной по томограмме. Моделирование проводили для временных протезов с опорой на временные дентальные имплантаты ($d = 2,0$ мм), введенные в нижнюю челюсть на глубину 12...13 мм. Двухэтапные имплантаты имели размеры под моляр $d = 4,0$ и 4,8 мм, под премоляр $d = 3,3$ мм.

Для построения подробной модели по томограмме была введена упрощенная параметрическая модель отдельно стоящего в челюсти временного имплантата, которая позволила по заданному набору параметров определить допустимые нагрузки на конструкцию и написать программу, автоматизирующую процесс расчета прочности модели «временный имплантат — челюсть». Далее временные имплантаты объединяли в супраструктуру, на которой моделировали совместное нагружение всей протезной конструкции при наиболее неблагоприятном способе нагружения.

Предварительный биомеханический анализ прототипов несъемных мостовидных протезов, закрепленных на временных имплантатах. Анализ расстановки имплантатов проводили с использованием мультиагентного подхода. Агентом выступал отдельный имплантат, зафиксированный в челюсти. В качестве основных характеристик агента рассматривали геометрические размеры временного имплантата (l_t — высота головки; L — длина внутрикостной части) и угол его установки γ (рис. 1). Строение костной ткани в месте установки характеризовалось толщиной кортикального H и губчатого слоев, а также физико-механическими характеристиками костной

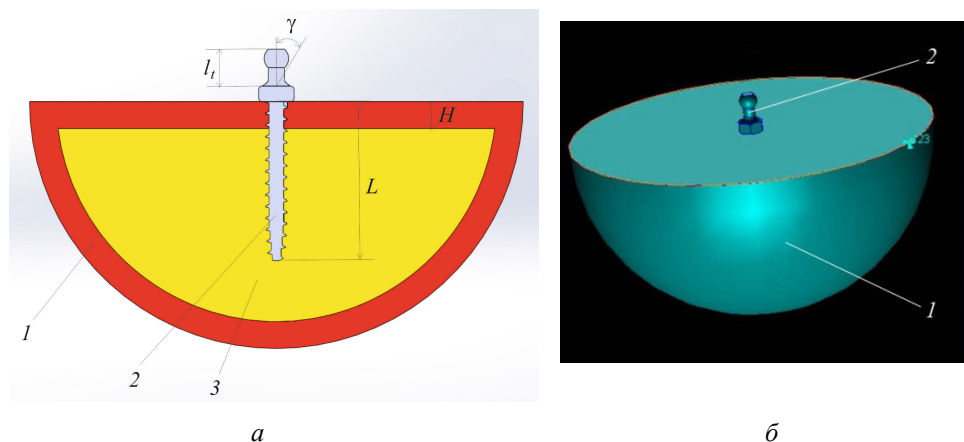


Рис. 1. Модель «временный имплантат — челюсть»:

a — сечение конструкции; b — объемная модель;

1 — кортикальная кость (E^{kort} , ν^{kort} , σ_s^{kort}); 2 — имплантат (E^{imp} , ν^{imp} , σ_s^{imp});

3 — губчатая кость (E^{spon} , ν^{spon} , σ_s^{spon})

ткани (E, ν, G_s), определяемыми по данным диагностики. Считалось, что внутри каждой области среда однородная и изотропная, а также что для модели модуль Юнга и предел прочности кости определяются по томограмме путем осреднения в некоторой локальной области установки имплантата.

По итогам предварительного расчета были получены предельные нагрузки в верхней точке имплантата в предположении, что последний обладает тремя поступательными и тремя ротационными степенями свободы. Имплантаты объединены супраструктурой (рис. 2), которая подразумевает совместное нагружение всей протезной конструкции при наиболее неблагоприятном способе нагружения. Поиск рациональной супраструктуры сводился к оптимизационной задаче. В качестве целевой функции рассматривалось достижение условия

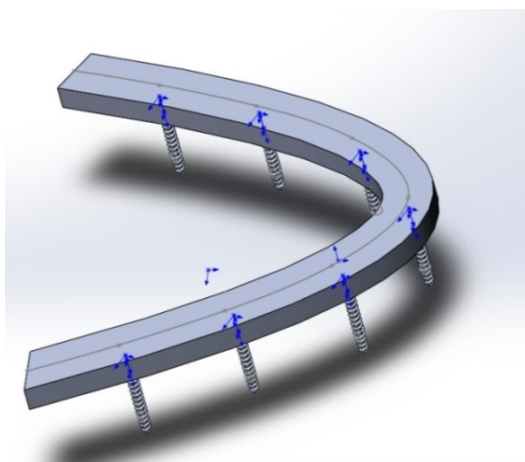


Рис. 2. Схема протеза при расстановке имплантатов с использованием мультиагентного подхода

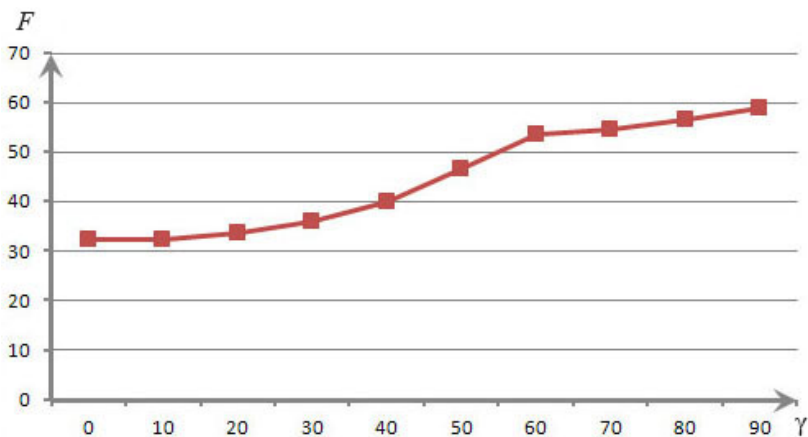


Рис. 3. Зависимость предельной нагрузки F на имплантат от угла наклона нагрузки γ

равнопрочности по напряжениям в костной ткани во всех возможных местах установки временных имплантатов.

Графики зависимостей для различных параметров нагрузки и толщины кортикальной кости показаны на рис. 3, 4.

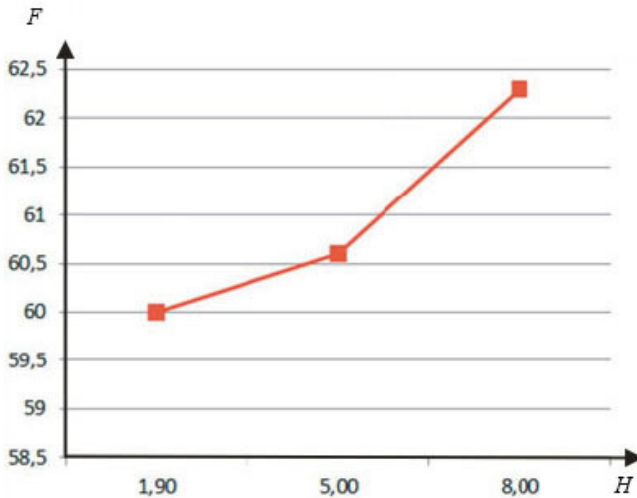


Рис. 4. Зависимость предельной нагрузки F на имплантат от толщины кортикальной кости H

Описание закона оценки плотности кости по томограмме.

В большинстве расчетов предполагается, что материал кости однороден и изотропен. Существуют методики оценки плотности кости по томограмме и эмпирические законы, вычисляющие модуль Юнга по томограмме [16].

При решении задачи в *Mimics* для компактной кости бедра рекомендуется использовать следующие формулы [17]:

для плотности

$$\rho = -13,4 + 1017GV,$$

где GV — значения серого на томограмме (числа Хаунсфилда, HU);

для модуля упругости

$$E = -388,8 + 5925\rho.$$

Характеристики губчатых костных тканей рассчитывали по следующим формулам [18]:

$$E = 2195\rho^3;$$

$$\sigma_s = 60\rho^2.$$

Здесь σ_s — предел упругости.

В некоторых работах приводятся также модели анизотропии в кости [19] по трем направлениям со значениями модуля Юнга E_1 , E_2 , E_3 . Значения серого связаны с плотностью линейным соотношением [20]:

$$\rho_{eff} = A \cdot GV + 100,$$

где ρ_{eff} — эффективная плотность, которая определяется как плотность кости, включающей в себя костный мозг (его считают по составу жидкостью, не оказывающей существенного влияния на несущую способность нагруженной кости); коэффициент $A = 0,523 \text{ кг/м}^3$ [21].

Согласно [22], для губчатой кости

$$E_1 = 2349\rho_a^{2,15};$$

$$E_2 = 1274\rho_a^{2,15};$$

$$E_3 = 194\rho_a,$$

где ρ_a — плотность кости без костного мозга (apparent density).

Согласно [23], для кортикальной кости

$$E_1 = 6,382 + 0,255(-23,93 + 24\rho);$$

$$E_2 = -13,05 + 13\rho;$$

$$E_3 = 23,93 + 24\rho.$$

Таким образом, по плотности ткани, полученной с помощью томограммы, можно вычислить модуль Юнга для каждого элемента тетраэдральной сетки модели, соответствующий конкретному значению серого на ней.

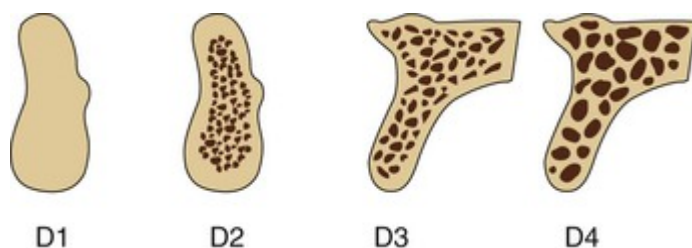


Рис. 5. Классификация костей по четырем типам плотности

В модель для одиночного имплантата авторы ввели характеристики плотности кости по Мишу (Misch) [24] для четырех типов плотности (классификация по Мишу представлена на рис. 5). Значения плотности можно получать по томограмме и приблизительно

определять тип кости. В табл. 1 приведены ориентировочные характеристики материала для четырех типов кости согласно [25].

Таблица 1

Тип кости	E , МПа	ν
D1	9500	0,3
D2	5500	0,3
D3	1600	0,3
D4	690	0,3

Биомеханический анализ модели на основе КТ-снимка. На примере концевой дефекта зубного ряда была построена полномасштабная модель с использованием индивидуальной компьютерной томограммы. Проведена предварительная оценка расстановки двухэтапных и временных имплантов, подготовлены данные для анализа прочностных характеристик планируемых ортопедических конструкций в целях исследования распределения функциональных нагрузок. Варианты расчета моделей выполнены на примере нижней челюсти с отсутствующими зубами 34, 35, 36, 37 и 38. Среди полученных расстановок для расчета выбраны только те, которые можно применять на практике.

Алгоритм создания модели:

1) формирование модели челюсти, зубов и протеза по КТ в пакете Mimics (рисование маски объектов в определенном диапазоне плотности, построение поверхностной сетки модели и ее оптимизация), получение поверхностной сетки модели, состоящей из треугольников;

2) преобразование сетки, хранящейся в формате STL, в поверхности и твердотельные модели в SolidWorks с помощью функции ScanTo3D для моделей челюсти, клыка, протеза;

3) конструирование имплантов в SolidWorks;

4) сборка полученных моделей челюсти, клыка, протеза и имплантов в SolidWorks;

5) изменение геометрии протеза в SolidWorks таким образом, чтобы была опора протеза на временные имплантаты (формирование «ножек» протеза);

6) подготовка расчетной модели в Patran или ANSYS (задание свойств материалов и граничных условий объектов, генерация конечно-элементной сетки с заданными качеством и сгущениями);

7) расчет полей напряжений, деформаций и перемещений в системе Nastran или ANSYS;

8) оценка разрушения конструкции.

При получении трехмерного изображения в программном комплексе Mimics выполняют следующие этапы: 1) кадрирование изображений; 2) создание маски сегментации: выбор диапазона сегментации (Thesholding), выделение области (Region Growing); 3) редактирование маски; 4) реконструкция модели по маске; 5) преобразование сетки в модуле Remesher; 6) экспорт полученной модели в формате STL в SolidWorks. Сначала путем описанных операций получают модель челюсти, затем с помощью редактирования масок на томограмме создают маски протеза, клыка и фрагмента челюсти, по которым получают поверхностные сетки 3D-моделей.

Имплантаты конструировали в SolidWorks. Геометрия имплантата была задана в виде параметризованной модели с определенными типоразмерами.

При оптимизации поверхностной сетки выполняют следующие этапы: сглаживание (Smooth), редуцирование (Reduce), автоматическую перестройку сетки (Auto Remesh), удаление треугольников с сохранением качества (Quality Preserving Reduce Triangles).

Для ускорения подготовки расчетных моделей алгоритм, предложенный в [26], модифицировали: убрали этап формирования твердотельной модели. В этом случае подготовку модели протеза полностью можно осуществлять в Mimics и исключить этап распознавания геометрии и работы с SolidWorks. В программе Mimics можно подготовить фасеточную модель, задающую геометрию конструкции в виде поверхностной сетки модели, и после этого работать с моделью уже непосредственно в ANSYS.

Расчеты выполнены для моделей как с постоянными имплантатами (рис. 6), так и без них (рис. 7). Основные свойства материалов модели приведены в табл. 2.

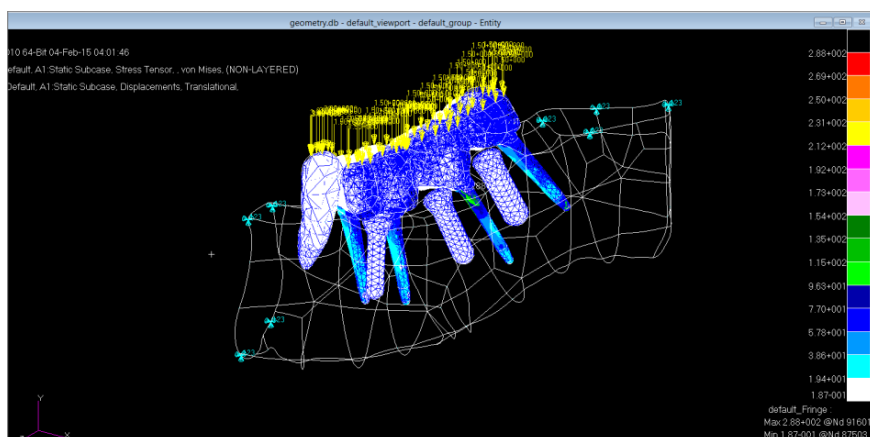


Рис. 6. Поле перемещений конструкции для модели из четырех временных и трех постоянных имплантатов

На построенной геометрической модели рассматривали предварительно несколько вариантов расстановки имплантатов в челюсти с учетом условия, что минимальное расстояние между ними — 2,0 мм. При этом считали, что если временный имплантат нельзя позиционировать в один ряд с двухэтапным, то возможно расположение с отклонением от оси челюсти. В результате получили, что на данном фрагменте челюсти можно установить не более трех двухэтапных и четырех временных имплантатов. В качестве расчетных случаев рассматривали варианты установки: трех двухэтапных и трех временных имплантатов, трех двухэтапных и четырех временных, двух двухэтапных и трех временных имплантатов.

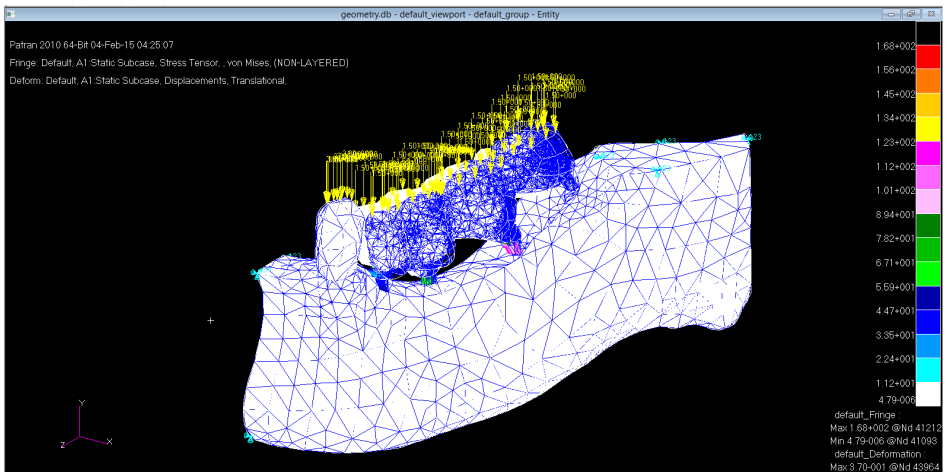


Рис. 7. Поле напряжений по Мизесу для модели из четырех временных имплантатов

Таблица 2

Материал модели	E , МПа	ν	σ_s , МПа	
			сжатие	растяжение
Дентин	14 700	0,31	167	55
Губчатая кость	7 500	0,45	82	15
Полимер	2 600	0,33	33	30
Титан Grade 4	117 000	0,33	280	600

Для изучения зависимости напряжений от длины имплантатов были выбраны длины 13 и 16 мм, как наиболее часто встречающиеся на практике. Первый вариант: увеличиваем длину цилиндра до 12,5 мм, длину конуса не меняем (3,5 мм). Второй вариант: увеличиваем длину цилиндра до 10,5 мм, длину конуса — до 5,5 мм. В случае

удлинения конуса существенно уменьшаются максимальные напряжения по Мизесу. Однако по сравнению с предыдущими расчетами для имплантата с длиной внутрикостной части 13 мм напряжения возрастают.

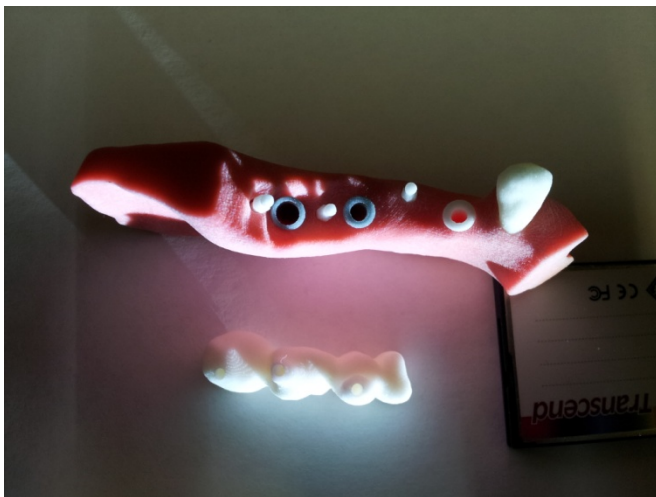


Рис. 8. Модель, напечатанная на трехмерном принтере

Для построенной по томограмме модели из трех постоянных и трех временных имплантатов изготовили физический прототип с помощью 3D-принтера ZPrinter[®] 650 фирмы 3DSYSTEMS (рис. 8). В качестве печатающего материала использовали специальный порошок. Принцип создания модели основан на технологии 3DP и заключается в послойном нанесении модельного материала и клеящего вещества. Когда процесс трехмерной печати запущен, рабочая камера заполняется первым слоем порошка. Далее печатная головка наносит специальное клеящее вещество на те области, где находится нижний слой будущей модели. После этого наносится второй слой порошка, затем снова клей. Аналогично происходит заполнение и нанесение всех слоев, переданных программным обеспечением принтеру. При печати можно задавать цвета модели: имплантаты печатали серым цветом, челюсть — розовым и т. п. Программе задавали модель в формате STL. Таким образом, непосредственно на физической модели можно проверять характеристики спроектированной геометрической модели.

Заключение. Методами глубокого биомеханического анализа проведена оценка напряжений, деформаций и прочности системы «протез — временный имплантат — челюсть». В рамках мульти-

агентного подхода предложен вариант оптимизации расчетов положения временных дентальных имплантатов в челюсти. Показано, что на более простой параметрической модели с введением основных параметров можно проводить базовую серию расчетов для предложенной задачи моделирования расстановки имплантатов и выбирать наиболее подходящие решения в рамках вводимого критерия — все имплантаты должны равномерно распределять напряжения в кости.

На финальном этапе моделирования по томограмме пациента проектируется полномасштабная модель, с помощью которой можно проверить конкретный результат расчета для определенного клинического случая. Диагностика с использованием этого подхода позволит учитывать прочностные характеристики костных тканей и прогнозировать долговечность функционирования временных зубных протезов.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 16-07-01100 «Разработка теоретических основ интеллектуального моделирования позиционирования временных имплантатов при двухэтапной методике имплантации».

ЛИТЕРАТУРА

- [1] Матвеева А.И., Иванов А.Г., Гветадзе Р.Ш., Гаврюшин С.С., Карасев А.В. Повышение эффективности ортопедического лечения больных на основе математического моделирования перспективных конструкций имплантатов. *Стоматология*, 1997, т. 76, № 5, с. 44–48.
- [2] Матвеева А.И., Канатов В.А., Гаврюшин С.С. Применение математического моделирования при совершенствовании ортопедического лечения концевых дефектов зубных рядов. *Стоматология*, 1990, т. 69, № 1, с. 48–51.
- [3] Чуйко А.Н., Вовк В.Е. *Особенности биомеханики в стоматологии*. Харьков, Прапор, 2006, 304 с.
- [4] Чуйко А.Н., Шинчуковский А.Н. *Биомеханика в стоматологии*. Харьков, Форт, 2010, 516 с.
- [5] Арутюнов С.Д., Ерошин В.А., Перевезенцева А.А., Бойко А.В., Широков И.Ю. Критерии прочности и долговременности временных несъемных зубных протезов. *Институт стоматологии*, 2010, т. 4, № 89, с. 84–85.
- [6] Froum S., Emtiaz S., Bloom M., Scolnick J., Tarnow D. The use of transitional implants for immediate fixed temporary prostheses in cases of implant restorations. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry*, 1998, vol. 10 (6), pp. 737–746.
- [7] Dilek O., Tezulas E., Dincel M. Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone. *Oral Surgery, Oral Medicine*,

- Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2008, vol. 105 (2), pp. 20–27.
- [8] Scepanovic M., Todorova A., Marcovic A., Patrnogic V., Milicic B., Moufti A.M., Mistic T. Immediately loaded mini dental implants as overdenture retainers 1-Year cohort study of implant stability and peri-implant marginal bone level. *Annals of Anatomy*, 2015, vol. 199, pp. 85–91.
- [9] Робустова Т.Г., Путь С.А. Применение временных внутрикостных зубных имплантатов. *Российский стоматологический журнал*, 2005, № 1, с. 46–49.
- [10] Jayaraman S., Mallan S., Rajan B., Anachaperumal M.P. Three-dimensional finite element analysis of immediate loading mini over denture implants with and without acrylonitrile O-ring. *Indian Journal of Dental Research*, 2012, vol. 23 (6), pp. 840–841.
- [11] Арутюнов С.Д., Панин А.М., Антоник М.М., Юн Т.Е., Адамян Р.А., Широков И.Ю. Особенности формирования окклюзии искусственных зубных рядов, опирающихся на денальные имплантаты. *Стоматология*, 2012, № 1 (91), с. 54–58.
- [12] Hasan I., Heinemann F., Aitlahrach M., Bourauel C. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant: extensive study of commercial implants. *Biomed Tech (Berl)*, 2012, vol. 57 (1), pp. 21–32.
- [13] Fatalla A.A., Song K., Du T., Cao Y. A Three-Dimensional Finite Element Analysis for Overdenture Attachments Supported by Teeth and/or Mini Dental Implants. *Journal of Prosthodontics*, 2012, vol. 21 (8), pp. 604–613.
- [14] Bullis G., Golestanian V. Predicting the Performance of Mini Implant-Retained Protheses Using Finite Element Analysis. *Inclusive Restorative Driven Implant Solutions*, 2011, vol. 2 (1), pp. 24–29.
- [15] Арутюнов С.Д., Янушевич О.О., Лебеденко А.И., Арутюнов Д.С., Арутюнов А.С., Трезубов В.В., Широков И.Ю. *Способ временного протезирования несъемными мостовидными зубными протезами на денальных имплантатах*. Пат. 2432924 Российская Федерация, бюл. № 31, т. 3, с. 698.
- [16] Christensen G.J., Child P.L. The Truth About Small-Diameter Implants. *Inclusive Restorative Driven Implant Solutions*, 2011, vol. 2 (1), pp. 6–9.
- [17] Чуйко А.Н., Угрин М.М., Левандовский Р.А., Калиновский Д.К., Алымбаев Р.С. *Биомеханика и компьютерные технологии в челюстно-лицевой ортопедии и денальной имплантологии*. Львов, Галдент, 2014, с. 350.
- [18] Mow V.C., Hayes W.C. *Basic Orthopaedic Biomechanics*. Raven Press, New York, 1991, 453 p.
- [19] Lin D., Li Q., Li W., Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2009, vol. 2 (5), pp. 410–432.
- [20] Hvid I., Bentzen S.M., Linde F., Mosekilde L., Pongsoipetch B. X-ray Quantitative computed tomography: The relations to physical properties of proximal tibial trabecular bone specimens. *Journal of Biomechanics*, 1989, vol. 22 (8, 9), pp. 837–844.
- [21] Wong F.Y., Pal S., Saha S. The assessment of in vivo bone condition in humans by impact response measurement. *Journal of Biomechanics*, 1983, vol. 16 (10), pp. 849–856.
- [22] O'Mahony A.M., Williams J.L., Katz J.O., Spencer P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clinical Oral Implants Research*, 2000, vol. 11 (5), pp. 415–421.
- [23] Taber L.A. Biomechanics of growth, remodeling, and morphogenesis. *Applied Mechanics Reviews*, 1995, vol. 48, pp. 487–545.

- [24] Misch C.E. *Dental Implant Prosthetics*. Elsevier MOSBY, 2005, 637 p.
- [25] Premnath K., Sridevi J., Kalavathy N., Nagaranjani P., Sharmila M.R. Evaluation of Stress Distribution in Bone of Different Densities Using Different Implant Designs: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 2013, vol. 13 (4), pp. 555–559.
- [26] Полякова Т.В., Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д. Особенности математического моделирования сегмента зубочелюстной системы по данным компьютерной томографии. *Российский вестник дентальной имплантологии*, 2014, № 1, с. 7–13.

Статья поступила в редакцию 22.11.2016

Ссылку на эту статью просим оформлять следующим образом:

Полякова Т.В., Гаврюшин С.С., Арутюнов С.Д. Моделирование планирования установки временных имплантов под опору прототипов мостовидных зубных протезов на период остеоинтеграции двухэтапных дентальных имплантов. *Инженерный журнал: наука и инновации*, 2016, вып. 12.
<http://dx.doi.org/10.18698/2308-6033-2016-12-1569>

Полякова Татьяна Викторовна — программист ИКИ РАН.
e-mail: polyakova@iki.rssi.ru

Гаврюшин Сергей Сергеевич — д-р техн. наук, профессор, заведующий кафедрой «Компьютерные системы автоматизации производства» МГТУ им. Н.Э. Баумана. e-mail: gss@bmstu.ru

Арутюнов Сергей Дарчоевич — д-р мед. наук, профессор, заведующий кафедрой пропедевтической стоматологии МГМСУ им. А.И. Евдокимова, заслуженный врач Российской Федерации, декан факультета среднего профессионального образования. e-mail: sd.arutyunov@mail.ru

Simulation of installing transitional implant dentures under a support of dental bridge prototypes for the two-stage dental implant osteointegration period

© T.V. Polyakova¹, S.S. Gavryushin², S.D. Arutyunov³

¹Space Research Institute of the Russian Academy of Sciences, Moscow, 117997, Russia

²Bauman Moscow State Technical University, Moscow, 105005, Russia

³A.I. Evdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry, Moscow, 127473, Russia

The article is devoted to virtual simulation of transitional implant installation in a jaw. The main purpose of the study is to improve the quality of medical service and planning the implantation surgery on the initial stage of treatment. The study tested biomechanical fundamentals of the dental bridge prototype behavior and took into account specific features of strength characteristics of jaw bone tissues. In this paper we discuss two approaches to simulation and optimization of transitional implants arrangement: optimization is considered on a simpler model with the previously set geometry, total calculation is carried out on the full-scale model constructed according to the tomogram. We describe options in considering the density of the bone tissue according to Misch classification. We used the program complexes Mimics, SolidWorks, Nastran, Patran, ANSYS when doing the calculations. For a model with three constant and three transitional implants we made a physical prototype by means of the 3D-printer ZPrinter[®] 650 made by 3DSYSTEMS company.

Keywords: transitional implants, prosthodontics, finite-element method, strength, dentistry

REFERENCES

- [1] Matveeva A.I., Ivanov A.G., Gvetadze R.Sh., Gavryushin S.S., Karasyov A.V. *Stomatologiya — Stomatology*, 1997, vol. 76, no. 5, pp. 44–48.
- [2] Matveeva A.I., Kanatov V.A., Gavryushin S.S. *Stomatologiya — Stomatology*, 1990, vol. 69, no. 1, pp. 48–51.
- [3] Chuyko A.N., Vovk V.E. *Osobennosti biomekhaniki v stomatologii* [Features of biomechanics in stomatology]. Kharkov, Prapor Publ., 2006, 304 p.
- [4] Chuyko A.N., Shinchukovsky A.N. *Biomekhanika v stomatologii* [Biomechanics in stomatology]. Kharkov, Fort Publ., 2010, 516 p.
- [5] Arutyunov S.D., Eroshin V.A., Perevezentseva A.A., Boyko A.V., Shirokov I.Yu. *Institut Stomatologii — The Dental Institute*, 2010, vol. 4, no. 89, pp. 84–85.
- [6] Froum S., Emtiaz S., Bloom M., Scolnick J., Tarnow D. The use of transitional implants for immediate fixed temporary prostheses in cases of implant restorations. *Practical periodontics and aesthetic dentistry*, 1998, vol. 10 (6), pp. 737–746.
- [7] Dilek O., Tezulas E., Dincel M. Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2008, vol. 105 (2), pp. 20–27.

- [8] Scepanovic M., Todorova A., Marcovic A., Patrnoġic V., Milicic B., Moufti A.M., Mistic T. Immediately loaded mini dental implants as overdenture retainers 1-Year cohort study of implant stability and peri-implant marginal bone level. *Annals of Anatomy*, 2015, vol. 199, pp. 85–91.
- [9] Robustova T.G., Put G.A. *Rossiiskiy stomatologicheskii zhurnal — Russian Journal of Dentistry*, 2005, no. 1, pp. 46–49.
- [10] Jayaraman S., Mallan S., Rajan B., Anachaperumal M.P. Three-dimensional finite element analysis of immediate loading mini over denture implants with and without acrylonitrile O-ring. *Indian Journal of Dental Research*, 2012, vol. 23 (6), pp. 840–841.
- [11] Arutyunov S.D., Panin A.M., Antonik M.M., Iun T.E., Adamian R.A., Shirokov I.Yu. *Stomatologiya — Stomatology*, 2012, no. 1 (91), pp. 54–58.
- [12] Hasan I., Heinemann F., Aitlahrach M., Bourauel C. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant: extensive study of commercial implants. *Biomed Tech (Berl)*, 2012, vol. 57 (1), pp. 21–32.
- [13] Fatalla A.A., Song K., Du T., Cao Y. A Three-Dimensional Finite Element Analysis for Overdenture Attachments Supported by Teeth and/or Mini Dental Implants. *Journal of Prosthodontics*, 2012, vol. 21 (8), pp. 604–613.
- [14] Bullis G., Golestanian V. Predicting the Performance of Mini Implant-Retained Prostheses Using Finite Element Analysis. *Inclusive Restorative Driven Implant Solutions*, 2011, vol. 2 (1), pp. 24–29.
- [15] Arutyunov S.D., Yanushevich O.O., Lebedenko A.I., Arutyunov D.S., Arutyunov A.S., Trezubov V.V., Shirokov I.Yu. *Sposob vremennogo protezirovaniya nesemnymi mostovidnymi zubnymi protezami na dentalnykh implantatakh* [Method of temporary prosthetics with non-removable dental bridges]. Patent RF, no. 2432924. Publ. in *Byulleten Rospatenta “Izobreteniya. Poleznye modeli”* [Bulletin of Rospatent “Inventions. Useful models”], 2011, no. 31 (vol. 3), p. 698.
- [16] Christensen G.J., Child P.L. The Truth about Small-Diameter Implants. *Inclusive Restorative Driven Implant Solutions*, 2011, vol. 2 (1), pp. 6–9.
- [17] Chuyko A.N., Ugrin M.M., Levandovsky R.A., Kalinovsky D.K., Alymbayev R.S. *Biomekhanika i kompyuternye tekhnologii v chelyustno-litsevoy ortopedii i dentalnoy implantologii* [Biomechanics and computer technologies in dentofacial orthopedics and dental implantology]. Lvov, GalDent Publ., 2014, 350 p.
- [18] Mow V.C., Hayes W.C. *Basic Orthopaedic Biomechanics*. Raven Press, New York, 1991, 453 p.
- [19] Lin D., Li Q., Li W., Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2009, vol. 2 (5), pp. 410–432.
- [20] Hvid I., Bentzen S.M., Linde F., Mosekilde L., Pongsoipetch B. X-ray Quantitative computed tomography: The relations to physical properties of proximal tibial trabecular bone specimens. *Journal of Biomechanics*, 1989, vol. 22 (8, 9), pp. 837–844.
- [21] Wong F.Y., Pal S., Saha S. The assessment of in vivo bone condition in humans by impact response measurement. *Journal of Biomechanics*, 1983, vol. 16 (10), pp. 849–856.
- [22] O’Mahony A.M., Williams J.L., Katz J.O., Spencer P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clinical Oral Implants Research*, 2000, vol. 11 (5), pp. 415–421.
- [23] Taber L.A. Biomechanics of growth, remodeling, and morphogenesis. *Applied Mechanics Reviews*, 1995, vol. 48, pp. 487–545.
- [24] Misch C.E. *Dental Implant Prosthetics*. Elsevier MOSBY, 2005, 637 p.

- [25] Premnath K., Sridevi J., Kalavathy N., Nagaranjani P., Sharmila M.R. Evaluation of Stress Distribution in Bone of Different Densities Using Different Implant Designs: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 2013, vol. 13 (4), pp. 555–559.
- [26] Polyakova T.V., Chumachenko E.N., Arutyunov S.D. *Rossiyskiy vestnik dentalnoy implantologii — Russian Herald of Dental Implantology*, 2014, no. 1, pp. 7–13.

Polyakova T.V., programmer, Space Research Institute of the Russian Academy of Sciences. e-mail: polyakova@iki.rssi.ru

Gavryushin S.S., Dr. Sci. (Eng.), Professor, Head of the Computer Systems in Manufacturing Automation Department, Bauman Moscow State Technical University. e-mail: gss@bmstu.ru

Arutyunov S.D., Dr. Sci. (Medicine), Professor, Head of the Department of Propaedeutic Dentistry, A.I. Evdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry, Honored Doctor of the Russian Federation, Dean of the Faculty of Secondary Professional Education. e-mail: sd.arutyunov@mail.ru