

# Особенности геометрического и конечно-элементного моделирования в задачах биомеханики при обработке данных с компьютерного томографа

Полякова Т.В.<sup>1</sup>, Гаврюшин С.С., д.т.н.<sup>2</sup>, Чумаченко Е.Н., д.т.н.<sup>3</sup>,  
Арутюнов С.Д., д.м.н.<sup>4</sup>

1. ФГБУН Институт Космических Исследований РАН (ИКИ РАН)
2. Московский государственный технический университет им. Баумана (МГТУ им. Баумана)
3. Московский институт электроники и математики Национального исследовательского университета «Высшая школа экономики» (НИУ ВШЭ)
4. Московский государственный медико-стоматологический университет МЗ РФ (МГМСУ)

**РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ «ЧЕЮСТЬ,  
ВРЕМЕННЫЕ ИМПЛАНТАТЫ-  
ВРЕМЕННЫЙ ПРОТЕЗ» И МЕТОДИКИ  
ОПТИМАЛЬНОЙ ОЦЕНКИ  
РАССТАНОВКИ ВРЕМЕННЫХ  
ИМПЛАНТАТОВ**

# Применение временных имплантатов

Одним из способов избежать съёмного протезирования на промежуточном этапе дентальной имплантации является использование временных миниимплантатов. Миниимплантаты применяются для установки временных протезов на этапе остеоинтеграции постоянных имплантантов, занимающем обычно при двухэтапной методике от 3 до 6 месяцев. Цель данной этапа работы – подготовка геометрической модели челюсти после установки временного протеза на миниимплантатах на период остеоинтеграции двухэтапных имплантатов для последующего анализа оптимального расположения постоянных и временных имплантатов в зависимости от прочностных характеристик опорных тканей челюсти при функциональных жевательных нагрузках на протез. Обсуждается влияние формы временных имплантатов на прочность конструкции, а также различные способы генерации конечно-элементной сетки для модели и определения характеристик костных тканей.

Рассматривается пример частичного отсутствия зубов в области 8, 7, 6, 5, 4 нижней челюсти, т.е. дефект зубного ряда справа является концевым.



**Рис.1** Установка временных имплантатов для беззубой челюсти



**Рис.2** Установка постоянных и временных имплантатов в нативную нижнюю челюсть при моделировании концевого дефекта (Широков И.Ю., 2013)

# Проблематика задачи

1. Направление использования временных имплантатов для временного протезирования достаточно молодое. В России с 2003 года были сертифицированы и разрешены для применения временные имплантаты. На рынке появились имплантаты, выпускаемые фирмами Dentatus, Steri-Oss, Imtex. Однако, имеется ряд нерешенных вопросов по их применению, а именно: какова их интеграция с костью, как они влияют на остеоинтеграцию постоянных имплантатов, какова допустимая нагрузка на них ортопедических конструкций.
2. В российских и зарубежных источниках есть всего несколько работ, посвященных моделированию напряженно-деформированного состояния конструкции методом конечных элементов при временной имплантации. В них рассматриваются проблемы моделирования отдельно стоящего имплантата (без протеза) в челюсти, либо с использованием упрощенной геометрии протеза рассматривается установка имплантатов на беззубой челюсти. Вместе с тем в настоящее время стоматологами все чаще используется компьютерная томография на этапе планирования лечения и контроля остеоинтеграции имплантатов, которая позволяет создавать более сложную геометрию конструкции и рассматривать весь этап планирования лечения, начиная с установки временных протезов на временных имплантатах и заканчивая установкой постоянного протеза.
3. В рассматриваемом случае концевой дефекта зубного ряда возникает проблема нехватки места для правильного позиционирования имплантата. Расстояние между имплантатами должно быть не менее 2 мм. Проф. Арутюновым С.Д. была предложена методика расстановки временных имплантатов по диагонали. Поэтому в этом случае актуальна проблема виртуального моделирования расстановки имплантатов и конфигурации протеза и оценки НДС предлагаемой конструкции.

# Схема модели

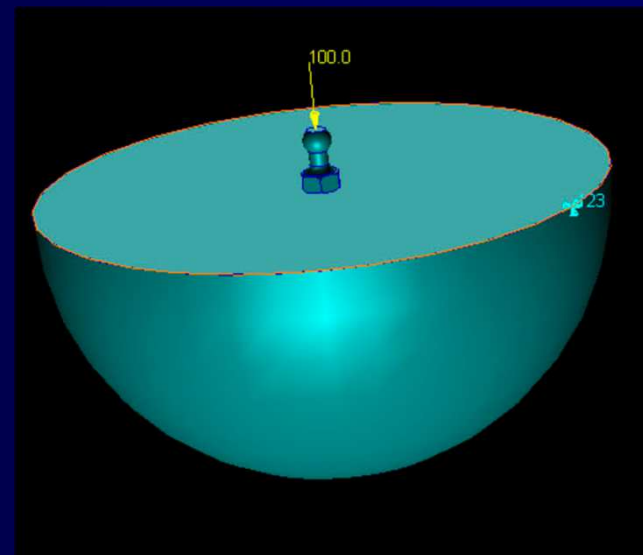
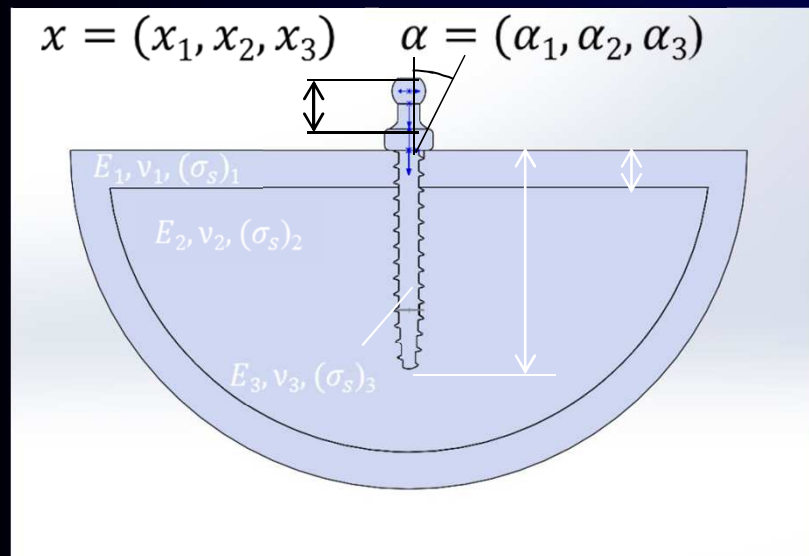


Рис.3 Модель «имплантат-челюсть»

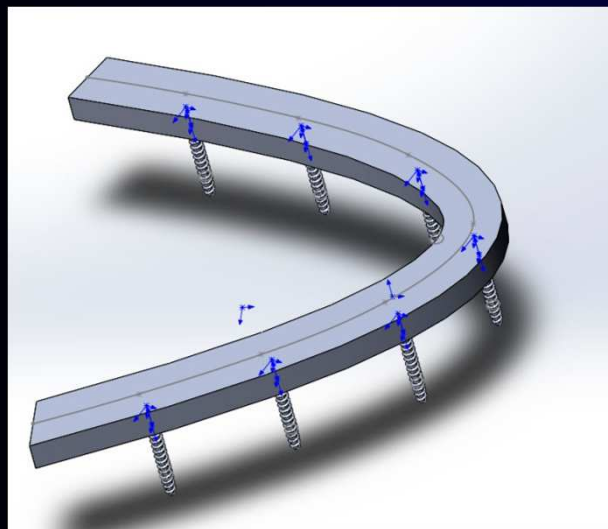


Рис.4 Схема протеза

## Постановка краевой задачи

|  |   |
|--|---|
| <p>Пусть тело занимает объем <math>V</math> с границей <math>S</math> в декартовой системе координат <math>XYZ</math>, где <math>S = S_\sigma \cup S_u</math></p>  | <p>Граничные условия:</p>   |
| <p>Уравнение равновесия системы:</p> $\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} = 0 \quad (1)$   | <p>На границе <math>S_\sigma</math> действуют поверхностные силы: <math>\vec{P}_n = P_{n_i} \vec{k}_i</math></p> $\sigma_{ij}(x_1, x_2, x_3)n_j _{S_\sigma} = P_{n_i}(x_1, x_2, x_3) \quad (4)$ |
| <p>Закон Гука для изотропных тел:</p> $\varepsilon_{ij} = \frac{1}{E}[(1+\nu)\sigma_{ij} - 3\nu\delta_{ij}\sigma] + \delta_{ij}\alpha\Delta T \quad (2)$ $\sigma_{ij} = \frac{E}{1+\nu}\left(\frac{2}{3}\varepsilon_{ij} + \frac{3\nu}{1-2\nu}\delta_{ij}\varepsilon - \frac{1+\nu}{1-2\nu}\delta_{ij}\alpha\Delta T\right),$ <p>где <math>\varepsilon = \frac{1}{3}\varepsilon_{ij}\delta_{ij}</math> — средняя деформация,<br/> <math>\sigma = \frac{1}{3}\sigma_{ij}\delta_{ij}</math> — среднее напряжение</p> | <p>На границе <math>S_u</math> заданы перемещения:</p> $\vec{u}^* = u_i^* \vec{k}_i$ $u_i(x_1, x_2, x_3) _{S_u} = u_i^*(x_1, x_2, x_3) \quad (5)$   |
| <p>Соотношение Коши:</p> $\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}\left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i}\right) \quad (3)$  |   |

## Последовательность создания модели:

- 1) формирование модели челюсти, зубов и протеза по томограмме в пакете Mimics (нарисовать маски объектов в определенном диапазоне плотности, построить поверхностные сетки модели, оптимизировать сетку), в результате получаем поверхностную сетку модели, состоящую из треугольников;
- 2) конструирование имплантатов в системе SolidWorks;
- 3) экспорт моделей имплантатов в Mimics и точное позиционирование их в челюсти на томограмме согласно выбранной схеме расстановки имплантатов, построение модели протеза для выбранной схемы (маску протеза, полученную на этапе 1, откорректировать таким образом, чтобы протез опирался на имплантаты, сгенерировать модель протеза по маске, оптимизировать сетку для модели протеза);
- 4) преобразование сетки в формате STL в поверхности и твердотельные модели в SolidWorks с помощью функции ScanTo3D для моделей челюсти, клыка, протеза;
- 5) сборка полученных моделей челюсти, клыка, протеза и имплантатов в SolidWorks;
- 6) подготовка расчетной модели в Patran (задать свойства материалов и граничные условия объектов, генерация конечно-элементной сетки с заданным качеством и сгущениями);
- 7) расчет полей напряжений, деформаций и перемещений;
- 8) оценка разрушения конструкции.

# Характеристики миниимплантатов и двухэтапных имплантатов

На сегодняшний день известны системы стоматологических миниимплантов, производимых фирмами Imtec Corp., Dentatus AB., Nobel Biocare, Antogyr, а также применяемые в клинике КДЦ МГМСУ миниимплантаты «ЛИКО» и ИМТЕС. Диаметр миниимплантата 1.8 мм (ИМТЕС) и 2 мм («ЛИКО»), длина внутрикостной части 10, 11.5, 13, 15 мм (ИМТЕС) и 10, 13, 16 мм («ЛИКО»). Для двухэтапных имплантатов под моляр берут диаметр 4.0, 4.8 мм, длина 8, 10, 12 мм, под премоляр обычно берут диаметр 3.3 мм, длина 8, 10, 12 мм.

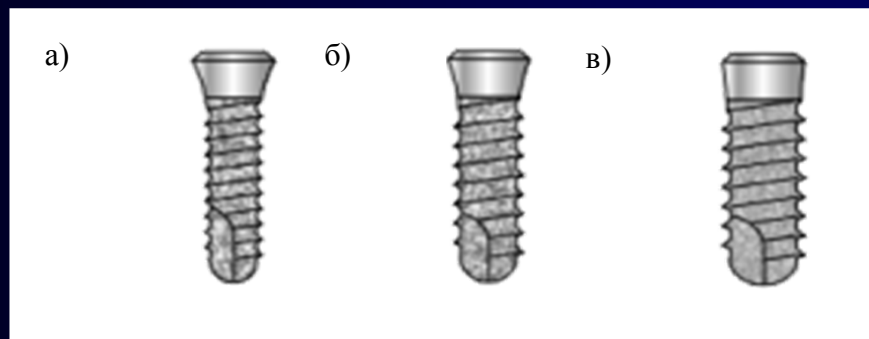


Рис. 5 Схема подкостной части двухэтапных имплантатов: а) под премоляр; б), в) под моляр



# Характеристики миниимплантатов

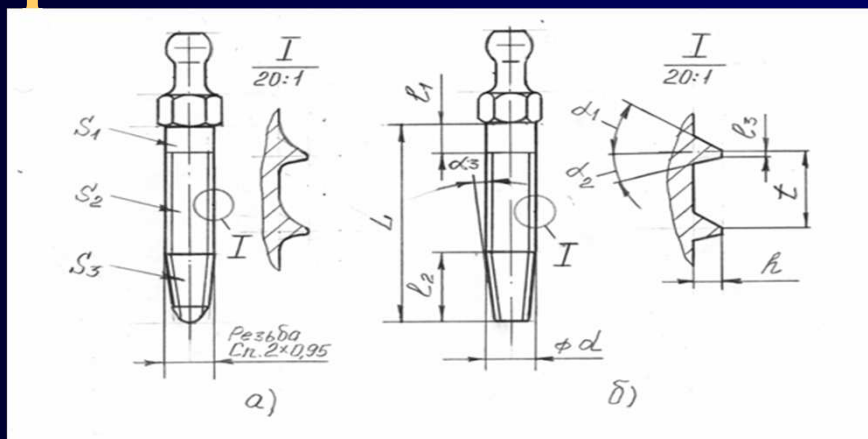


Рис. 6 Конфигурация мини-имплантата «ЛИКо»: а) реальная, б) условная (расчётная)

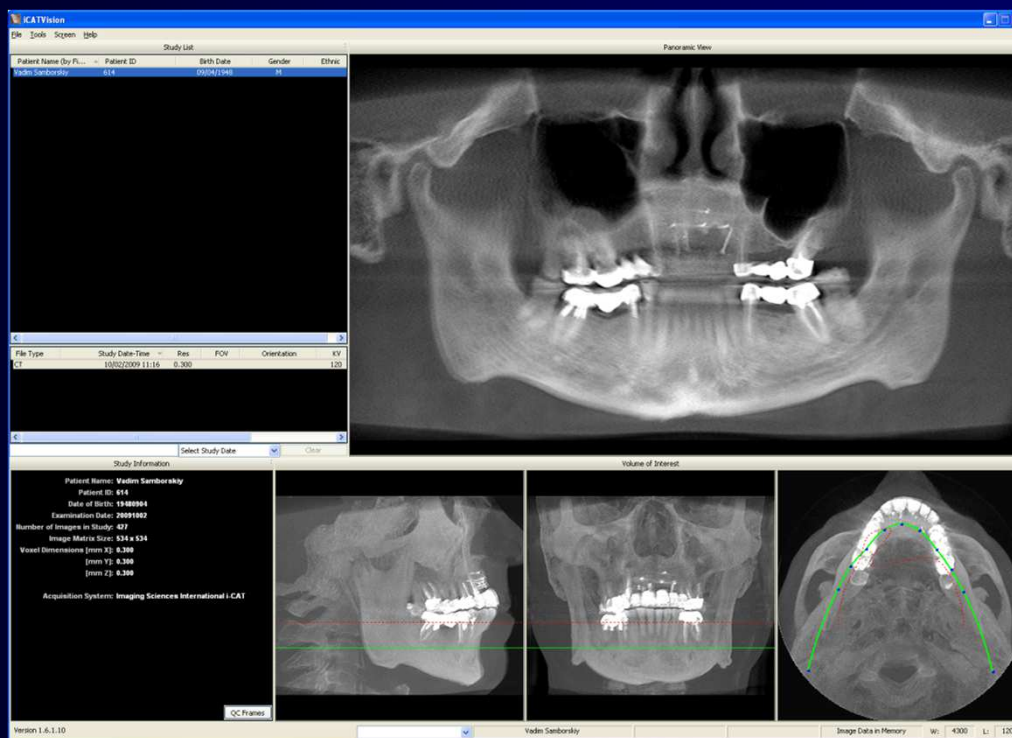


Рис. 7 Томограмма челюсти пациента

## Модели имплантатов, построенные в SolidWorks

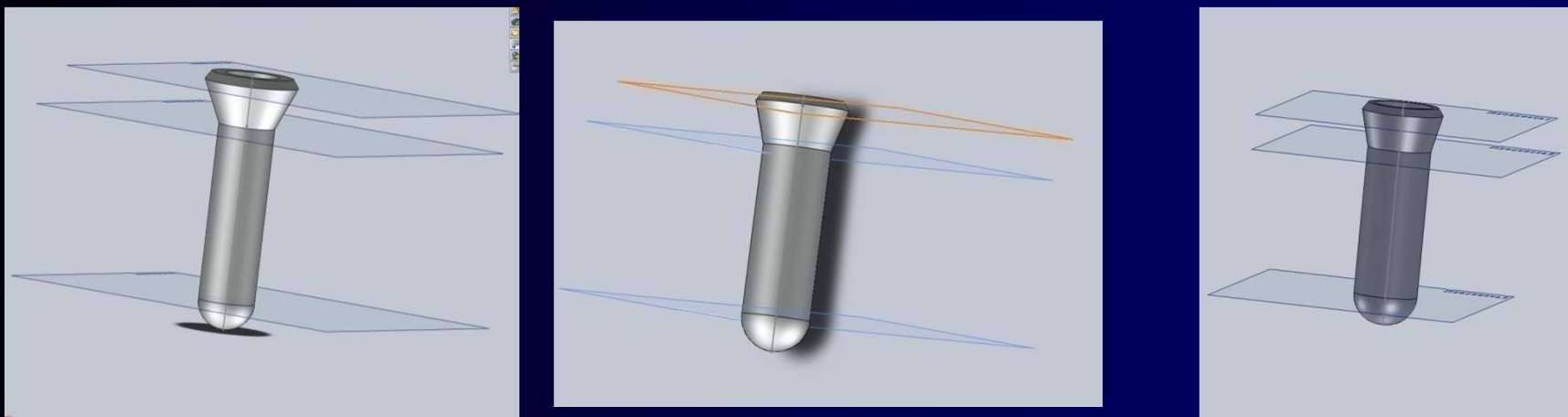


Рис. 8 Модели подкостной части двухэтапных имплантатов: а) под премоляр; б), в) под моляр

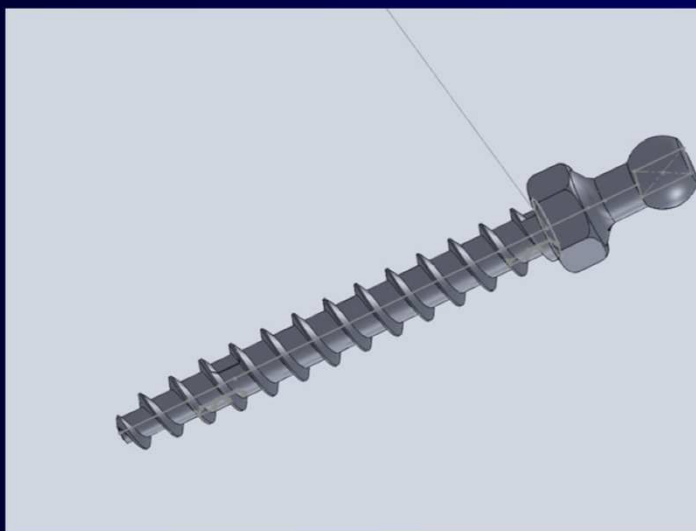


Рис. 9 Модель миниимплантата «ЛИКО»

# Модели имплантатов, построенные в SolidWorks

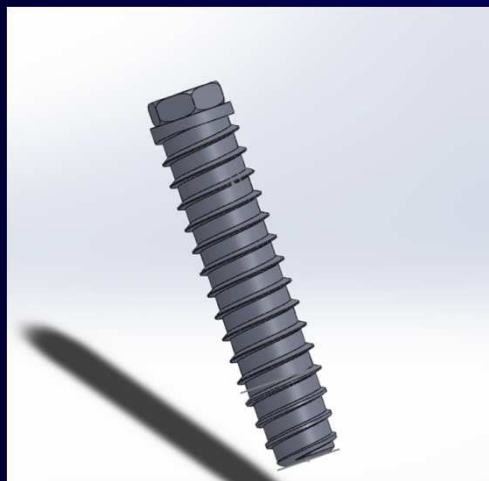


Рис. 10 Модель подкостной части двухэтапных имплантатов (BioHorizons)



Рис. 11 Модель миниимплантата с конусовидной головкой

# Этапы получения изображения в системе Mimics

При получении трехмерного изображения в программном комплексе Mimics выполняются следующие этапы:

1. Кадрирование изображений.
2. Создание маски сегментации: выбор диапазона сегментации (Thesholding), выделение области (Region Growing).
3. Операции над маской: редактирование (Draw, Erase, Local Theshold), Dinamic Region Growing, изменение «формы» маски (Erode, Dilate, Open, Close), булевы операции, заполнение пустот.
4. Реконструкция модели по маске.
5. Преобразование сети в Remesher.
6. Экспорт полученной модели в формате STL в SolidWorks

## Геометрия модели челюсти

В качестве исходных данных использовалось 54 послойных снимка в формате ВМР с шагом сканирования 1 мм. Выполнялось кадрирование и сегментация модели по профильной линии, проходящей через нижнюю челюсть (диапазон сегментации 226-3077 HU).

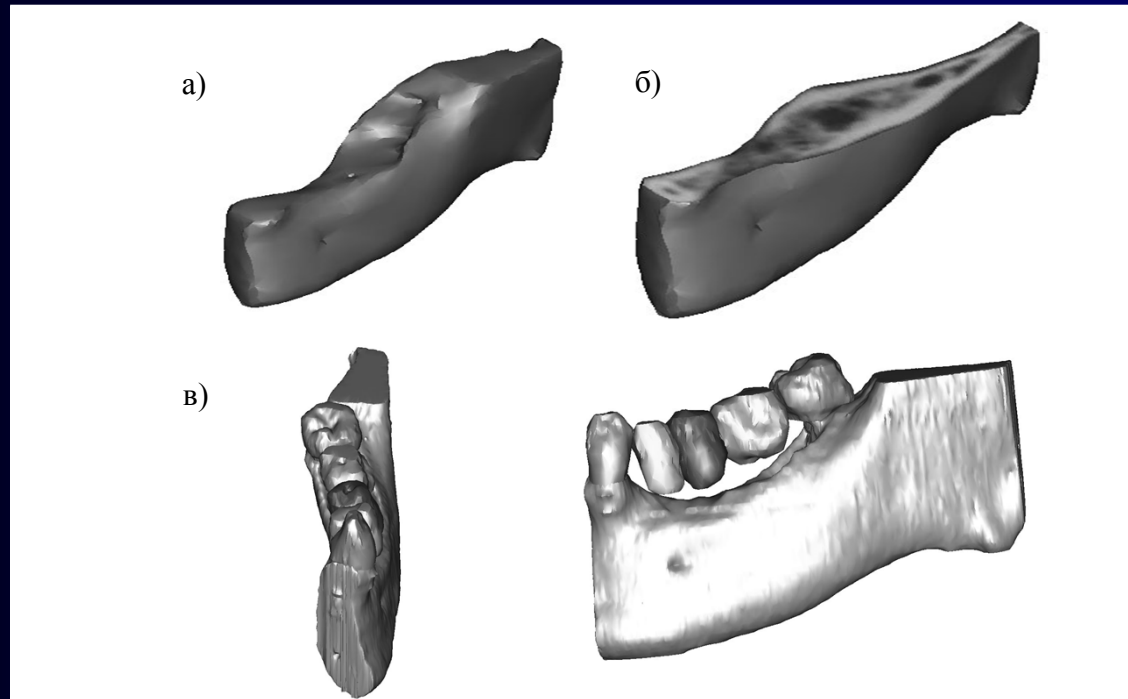


Рис. 12 Реконструкция модели челюсти: а) трехмерная модель челюсть без имплантатов; б) модель челюсти с изображением плотности ткани на томограмме в сечении; в) модель с отдельно стоящим клыком и заготовками под временный протез

# Кадрирование

Organize Images

Images in project, 55 selected:

| Nr | Project | Position | Distance |
|----|---------|----------|----------|
| 0  |         | -49.5    |          |
| 1  |         | -48.5    | 1.0      |
| 2  |         | -47.5    | 1.0      |
| 3  |         | -46.5    | 1.0      |
| 4  |         | -45.5    | 1.0      |
| 5  |         | -44.5    | 1.0      |
| 6  |         | -43.5    | 1.0      |
| 7  |         | -42.5    | 1.0      |
| 8  |         | -41.5    | 1.0      |
| 9  |         | -40.5    | 1.0      |
| 10 |         | -39.5    | 1.0      |
| 11 |         | -38.5    | 1.0      |
| 12 |         | -37.5    | 1.0      |
| 13 |         | -36.5    | 1.0      |
| 14 |         | -35.5    | 1.0      |
| 15 |         | -34.5    | 1.0      |
| 16 |         | -33.5    | 1.0      |
| 17 |         | -32.5    | 1.0      |
| 18 |         | -31.5    | 1.0      |
| 19 |         | -30.5    | 1.0      |
| 20 |         | -29.5    | 1.0      |
| 21 |         | -28.5    | 1.0      |
| 22 |         | -27.5    | 1.0      |
| 23 |         | -26.5    | 1.0      |
| 24 |         | -25.5    | 1.0      |
| 25 |         | -24.5    | 1.0      |
| 26 |         | -23.5    | 1.0      |
| 27 |         | -22.5    | 1.0      |
| 28 |         | -21.5    | 1.0      |
| 29 |         | -20.5    | 1.0      |
| 30 |         | -19.5    | 1.0      |
| 31 |         | -18.5    | 1.0      |
| 32 |         | -17.5    | 1.0      |
| 33 |         | -16.5    | 1.0      |
| 34 |         | -15.5    | 1.0      |
| 35 |         | -14.5    | 1.0      |
| 36 |         | -13.5    | 1.0      |
| 37 |         | -12.5    | 1.0      |
| 38 |         | -11.5    | 1.0      |
| 39 |         | -10.5    | 1.0      |
| 40 |         | -9.5     | 1.0      |
| 41 |         | -8.5     | 1.0      |
| 42 |         | -7.5     | 1.0      |
| 43 |         | -6.5     | 1.0      |
| 44 |         | -5.5     | 1.0      |
| 45 |         | -4.5     | 1.0      |
| 46 |         | -3.5     | 1.0      |
| 47 |         | -2.5     | 1.0      |
| 48 |         | -1.5     | 1.0      |
| 49 |         | -0.5     | 1.0      |
| 50 |         | 0.5      | 1.0      |
| 51 |         | 1.5      | 1.0      |
| 52 |         | 2.5      | 1.0      |
| 53 |         | 3.5      | 1.0      |
| 54 |         | 4.5      | 1.0      |

Select All  
Unselect All

Preview

Contrast

Current

CT

MR

Minimum: -824

Maximum: 3071

Delete  unselected images

Add  
Remove

Preview size: Small Skip images: Custom

OK Cancel Help

# Выбор диапазона сегментации (Thesholding)

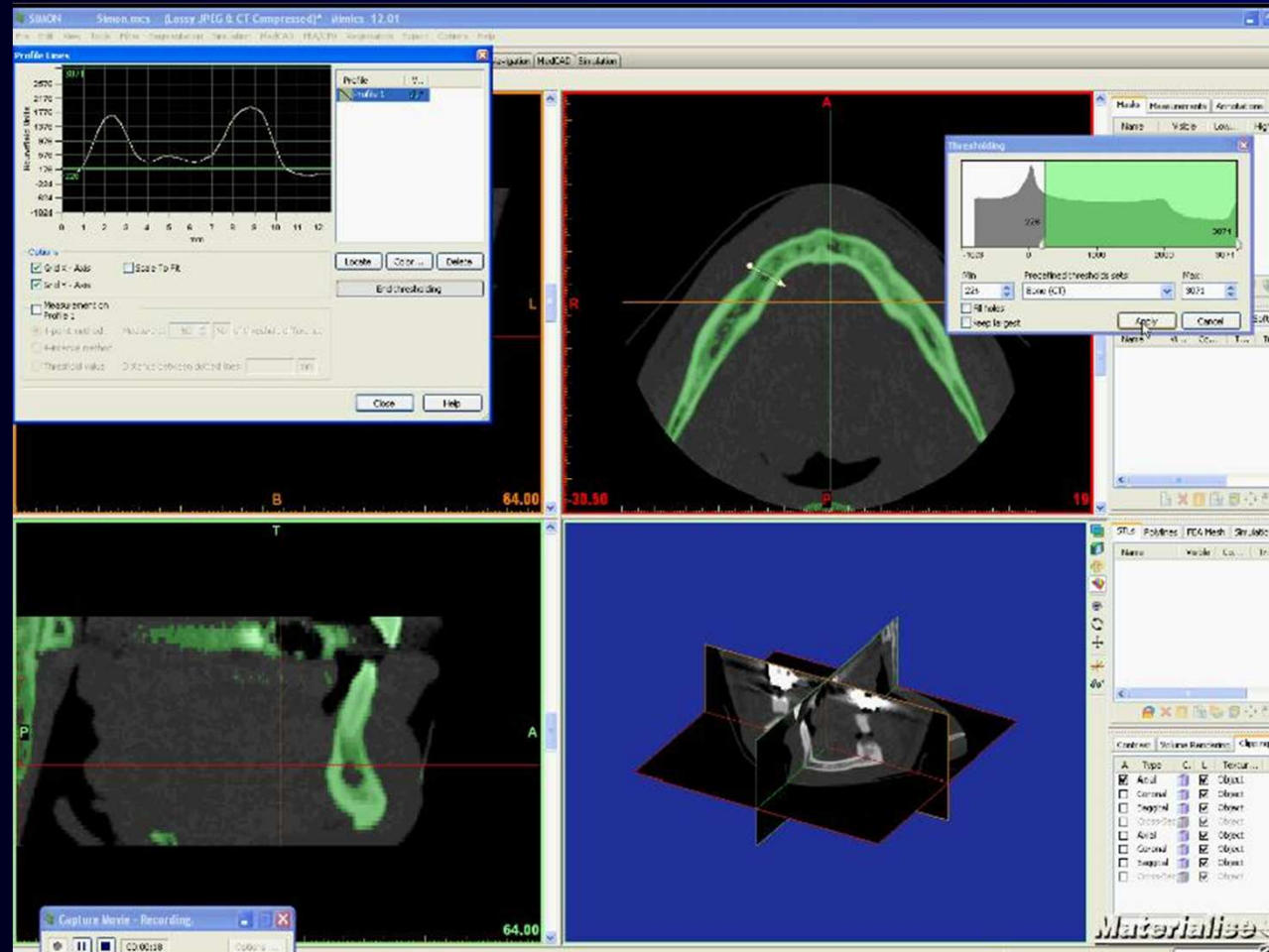
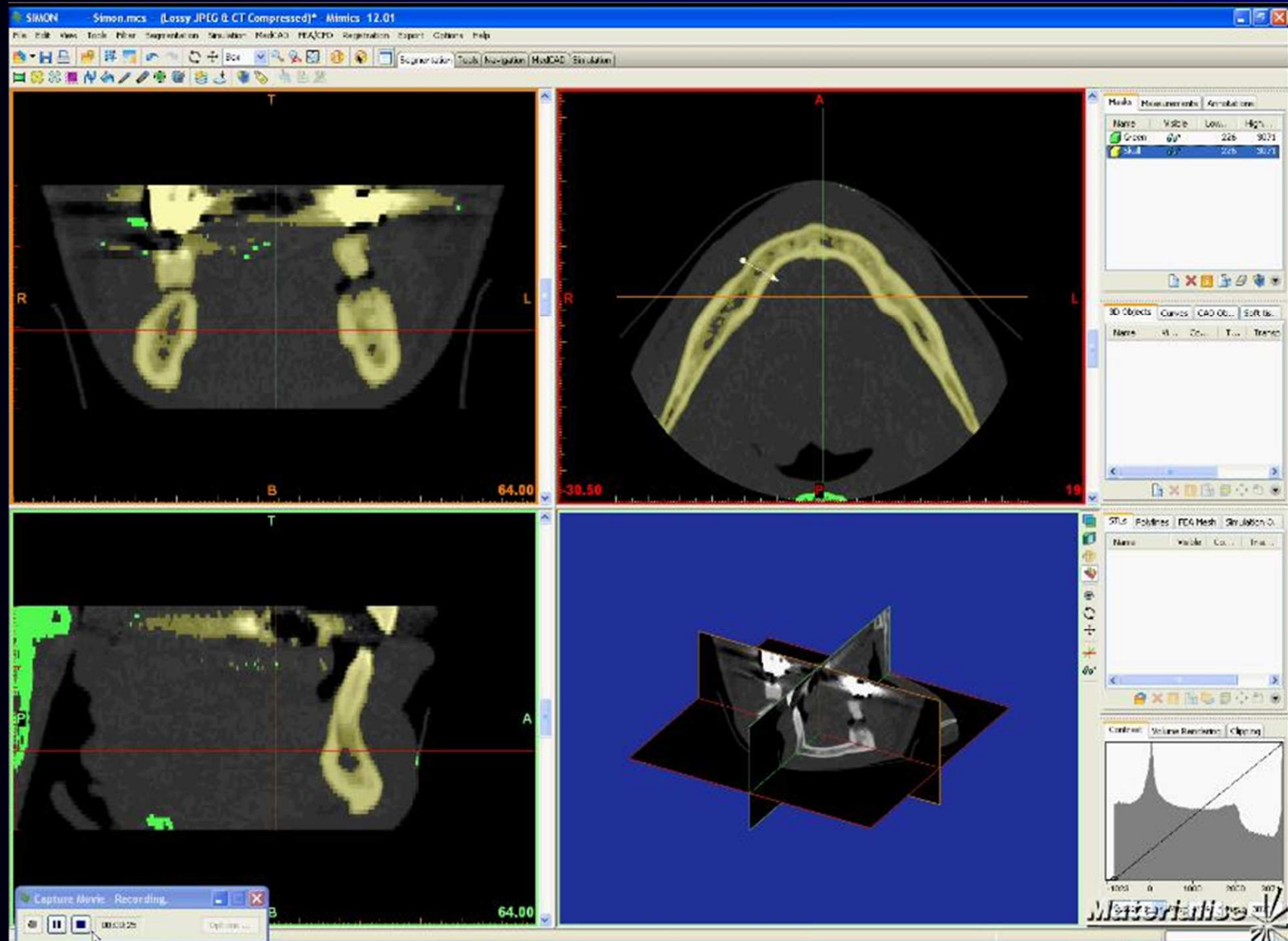


Таблица 1 Диапазон сегментации для различных типов тканей

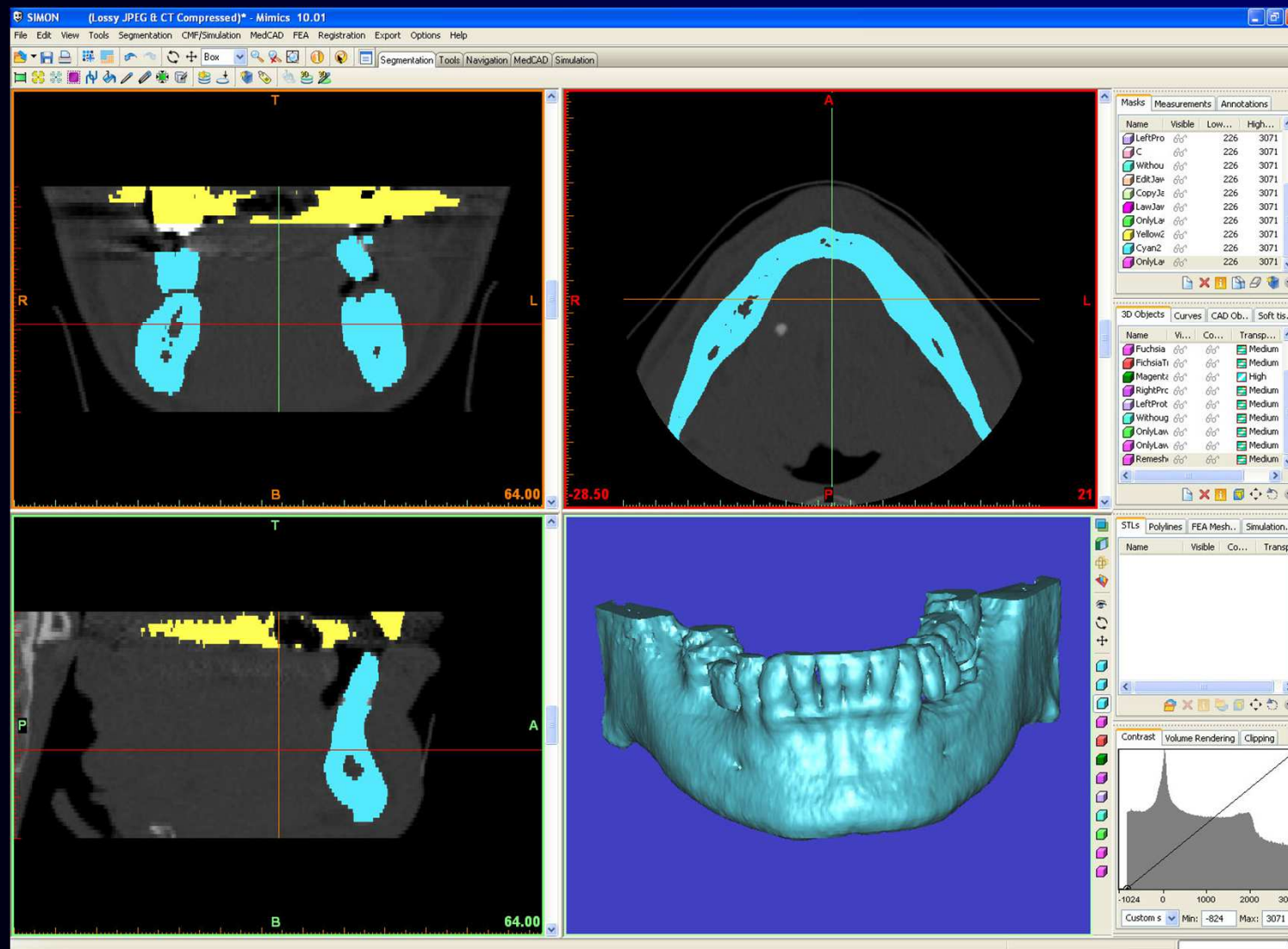
|                   |               |
|-------------------|---------------|
| soft tissue scale | -150 .. 350   |
| bone scale        | -1024 .. 1650 |
| narrow scale      | -900 .. 1100  |
| wide scale        | -1024 .. 2200 |
| MRI scale         | -1024 .. -524 |

# Region Growing

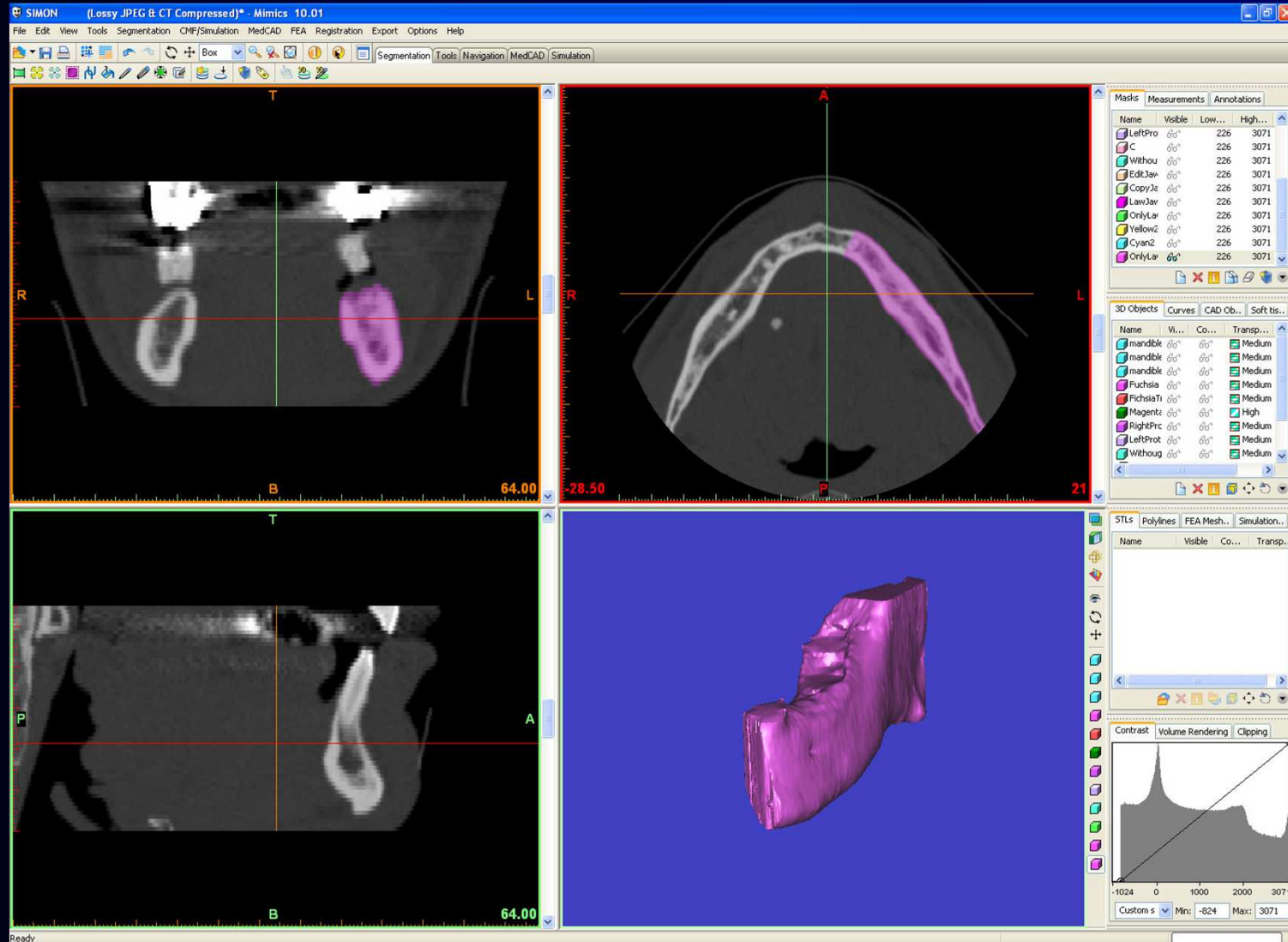




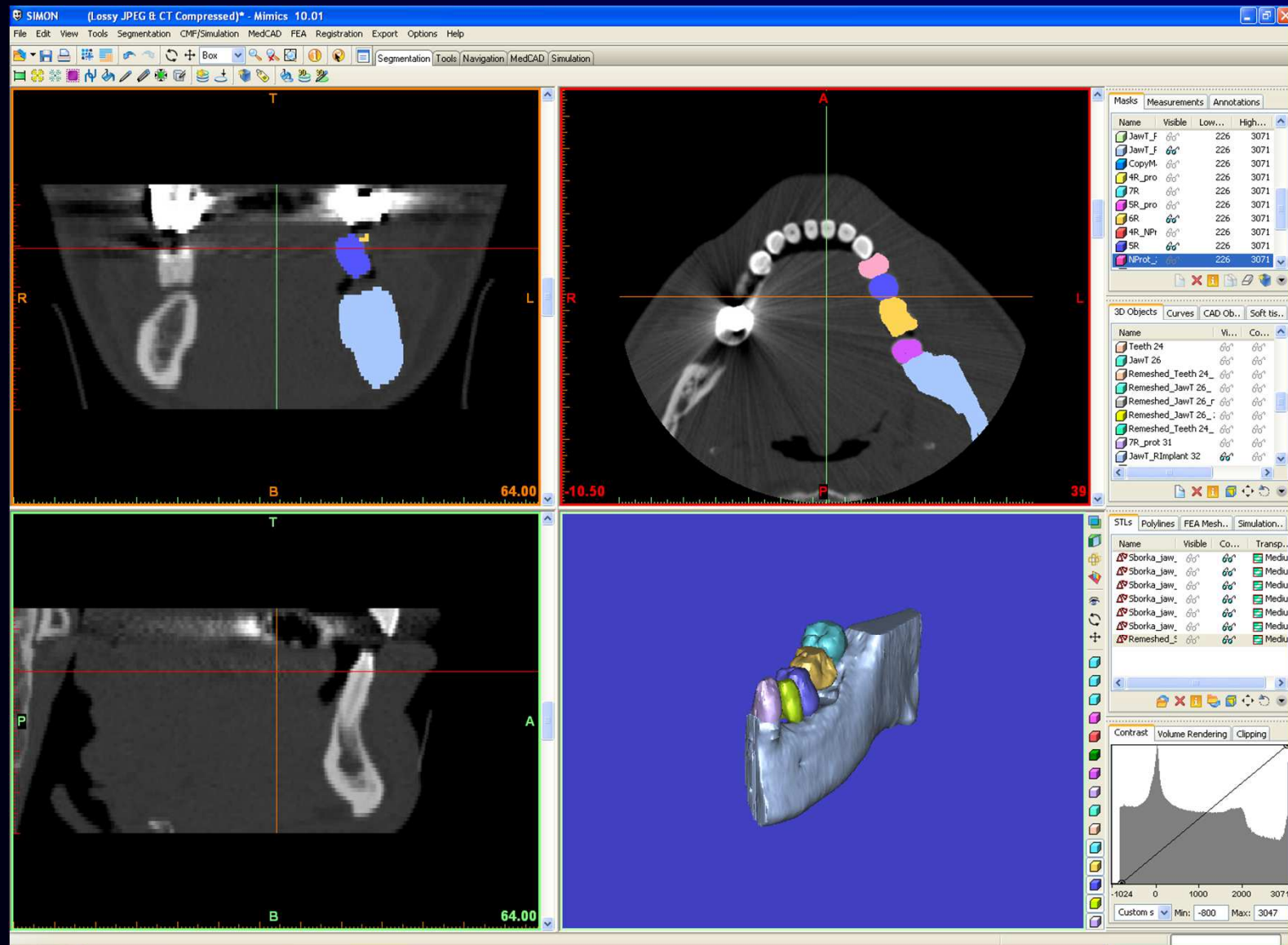
# Разделение масок верхней и нижней челюсти и генерация модели нижней челюсти по маске



# Получение модели фрагмента челюсти



# Получение отдельных масок зубов, челюсти, протеза и генерация трехмерных моделей по маске



## Оптимизация поверхностной сетки

Этап 1. Сглаживание (Smooth). Сглаживание глобально; сглаживающий коэффициент: 0,7; число итераций: 3; пропускать плохие ребра; коэффициент сжатия: 0,5.

Этап 2. Редуцирование (Reduce). «флип» порогового угла: 15; точность: 0,2; число итераций: 5.

Этап 3. Автоматическая перестройка сетки (Auto Remesh). Порог качества поверхности: 0,4; максимальная геометрическая ошибка: 0,3; сохранять первоначальное качество сетки; число итераций: 4; число итераций перемещения: 1; максимальная длина ребра: 5.

Этап 4. Удаление треугольников с сохранением качества (Quality Preserving Reduce Triangles). порог качества поверхности: 0,4; максимальная геометрическая ошибка: 0,3; максимальная длина ребра: 5; число итераций: 3; пропускать плохие ребра, удаление треугольников глобально.

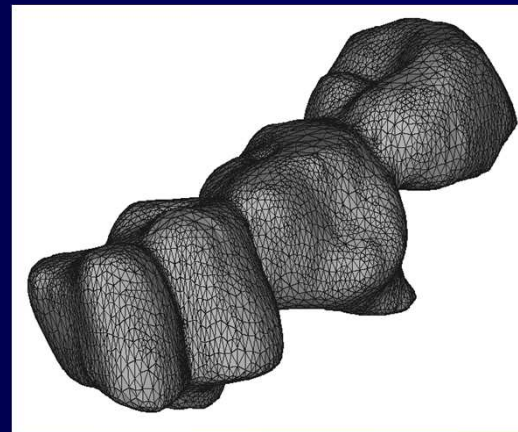
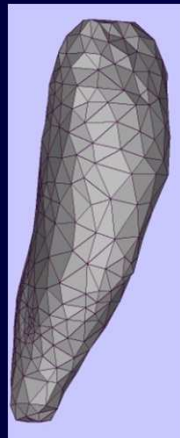
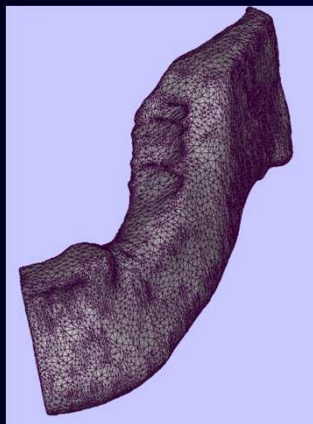
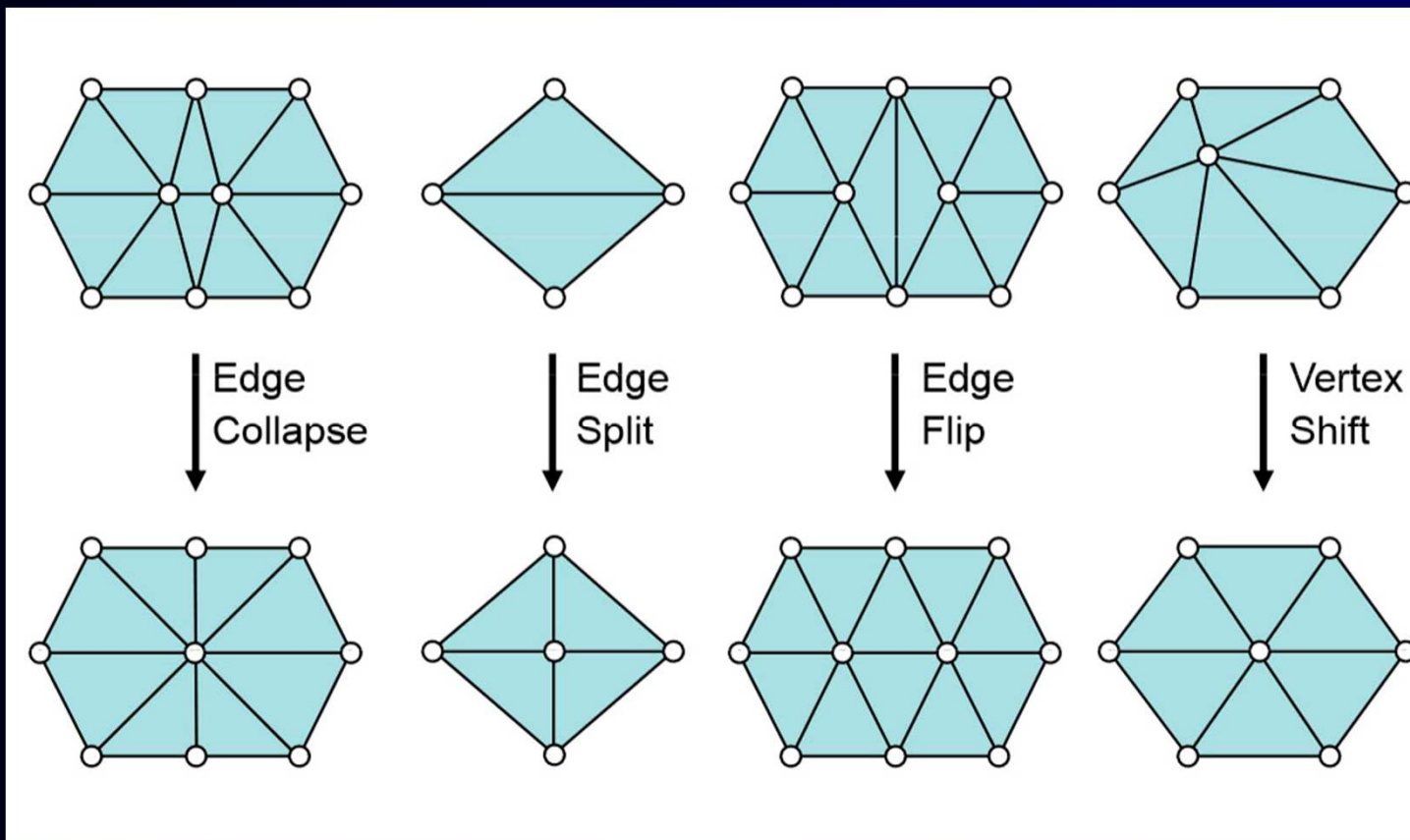
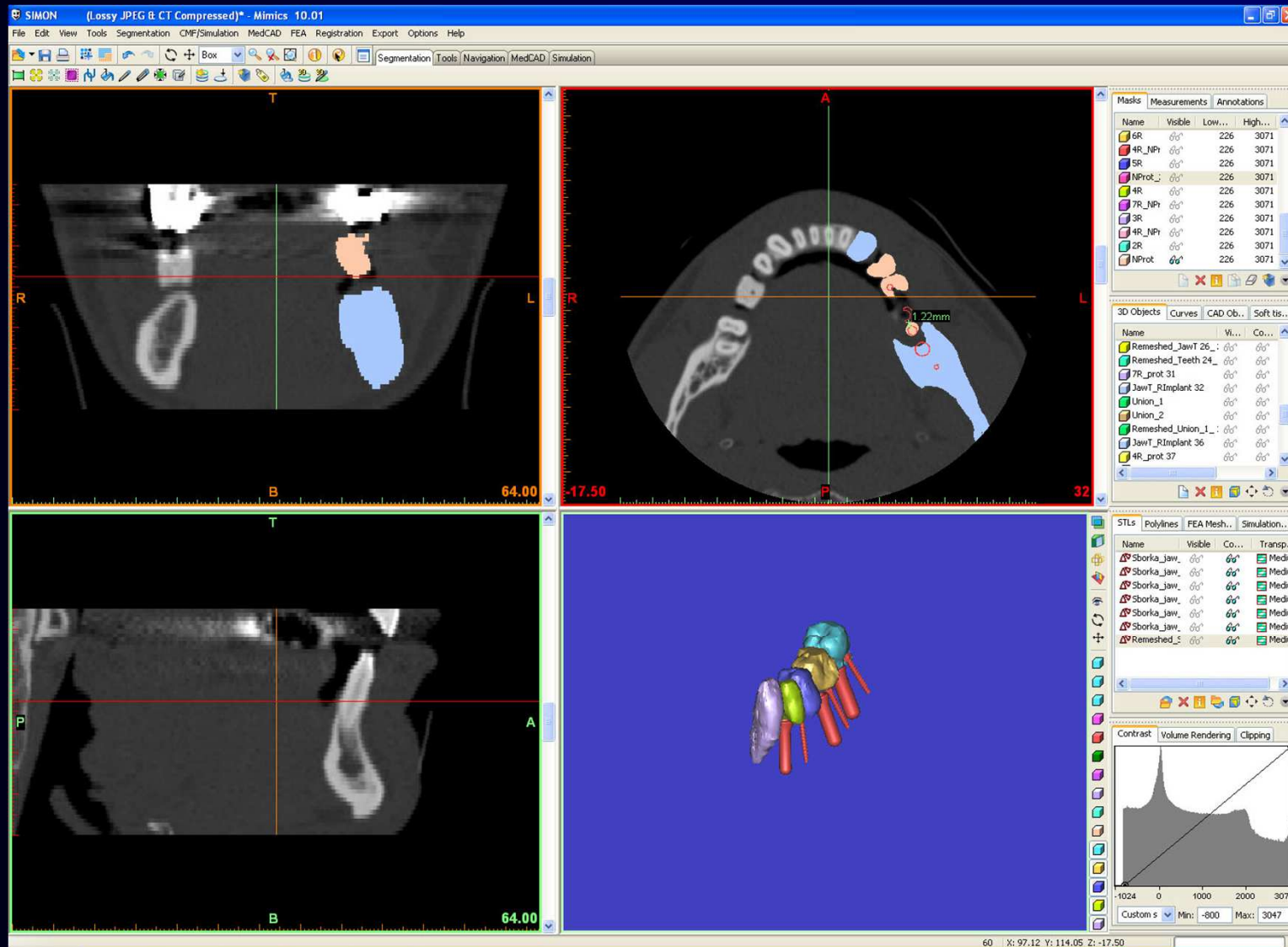


Рис. 13 Поверхностная сетка модели после оптимизации: фрагмент челюсти, модель клыка, модель протеза

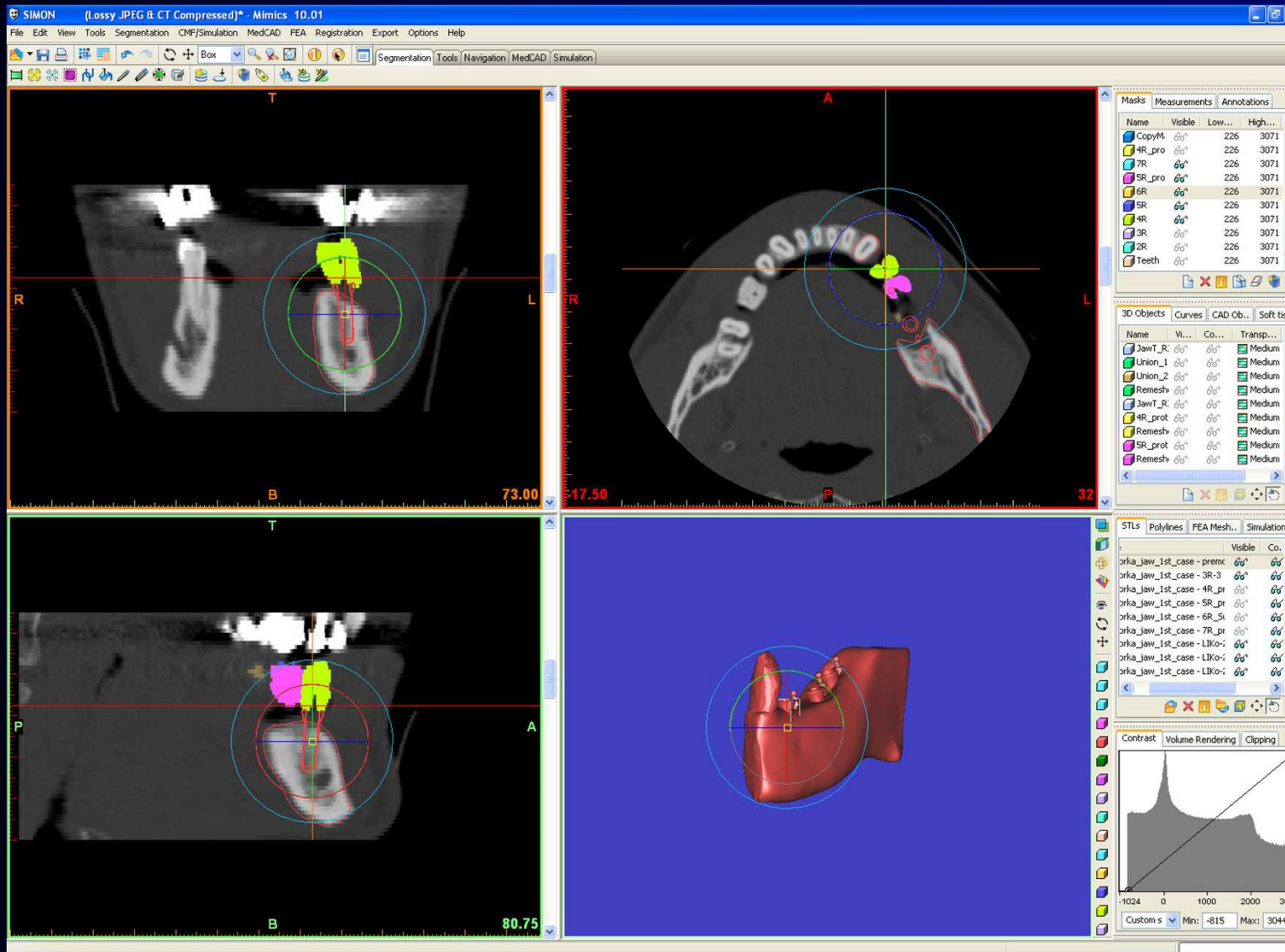
# Локальные операции перестройки сетки



# Импортирование имплантатов в формате STL и размещение их в челюсти



# Импортирование имплантатов в формате STL из Solid Works и размещение их в челюсти



## Получение модели протеза

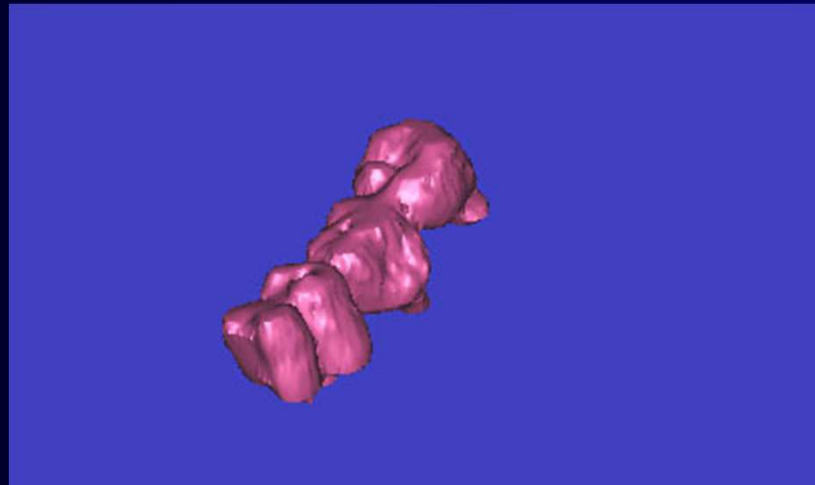


Рис. 14 Генерация модели по маске (после объединения масок зубов)

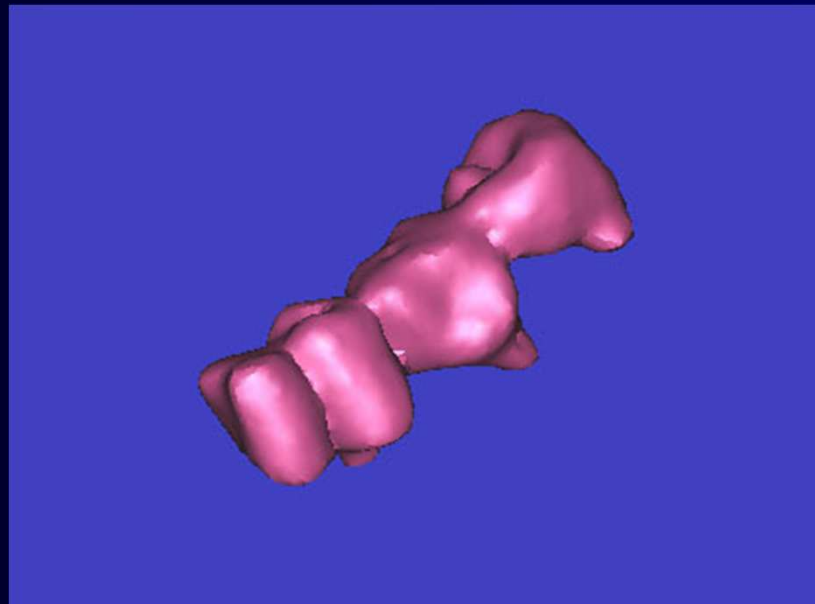
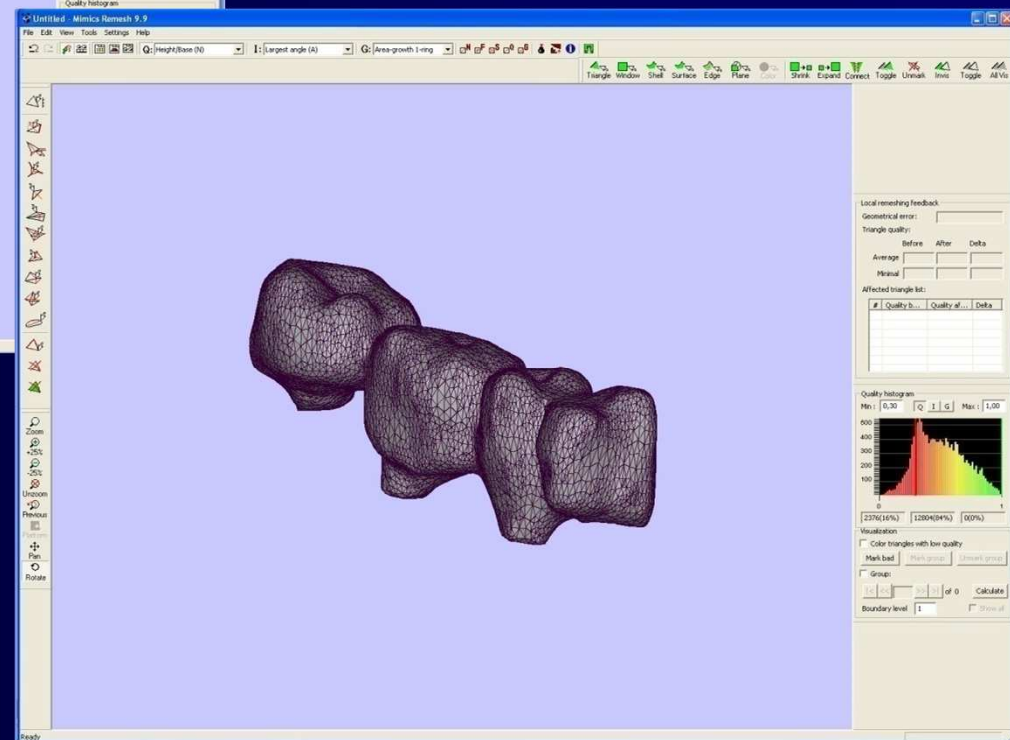
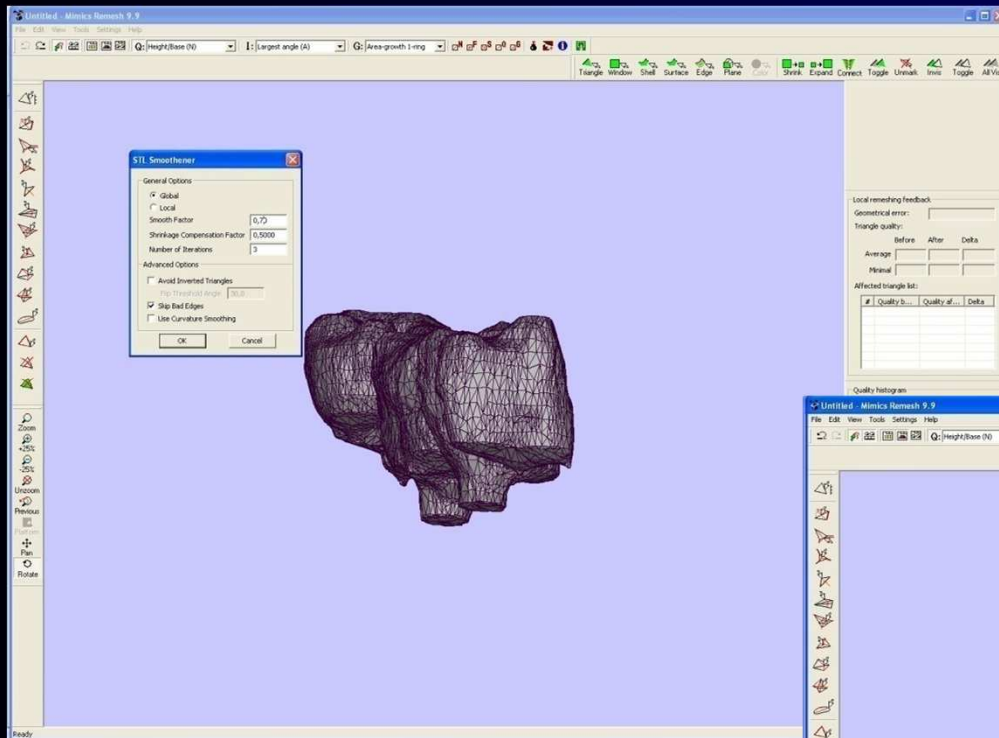


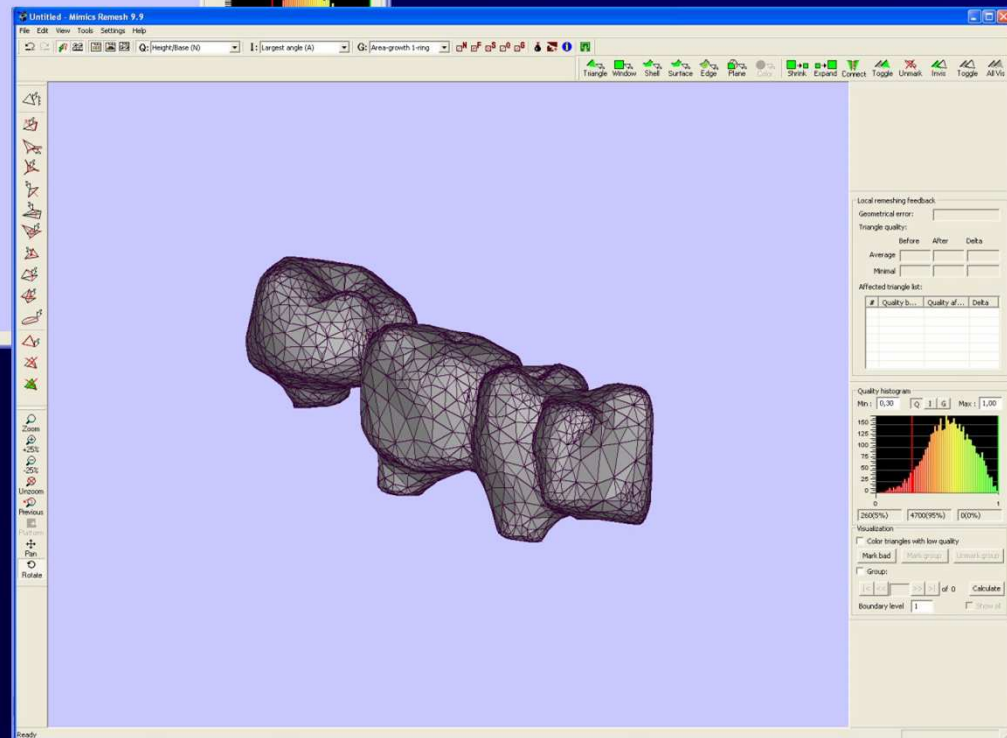
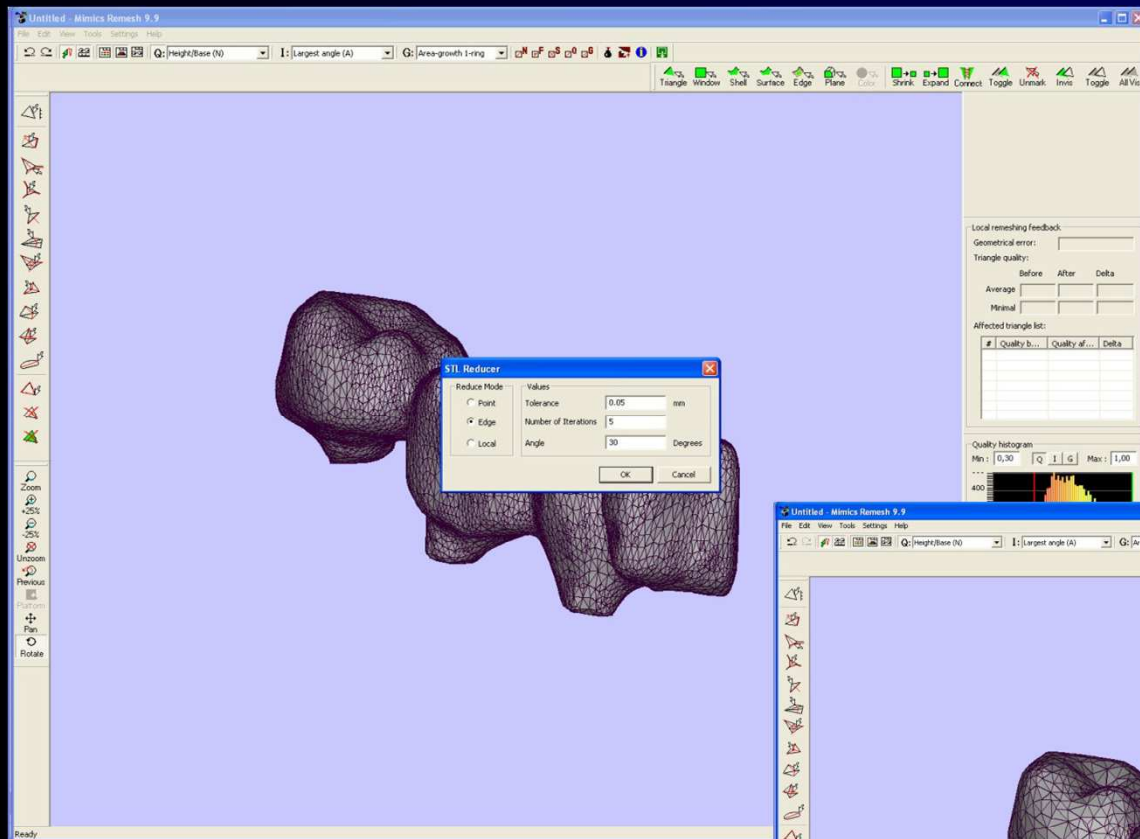
Рис. 15 Модель протеза после оптимизации сетки



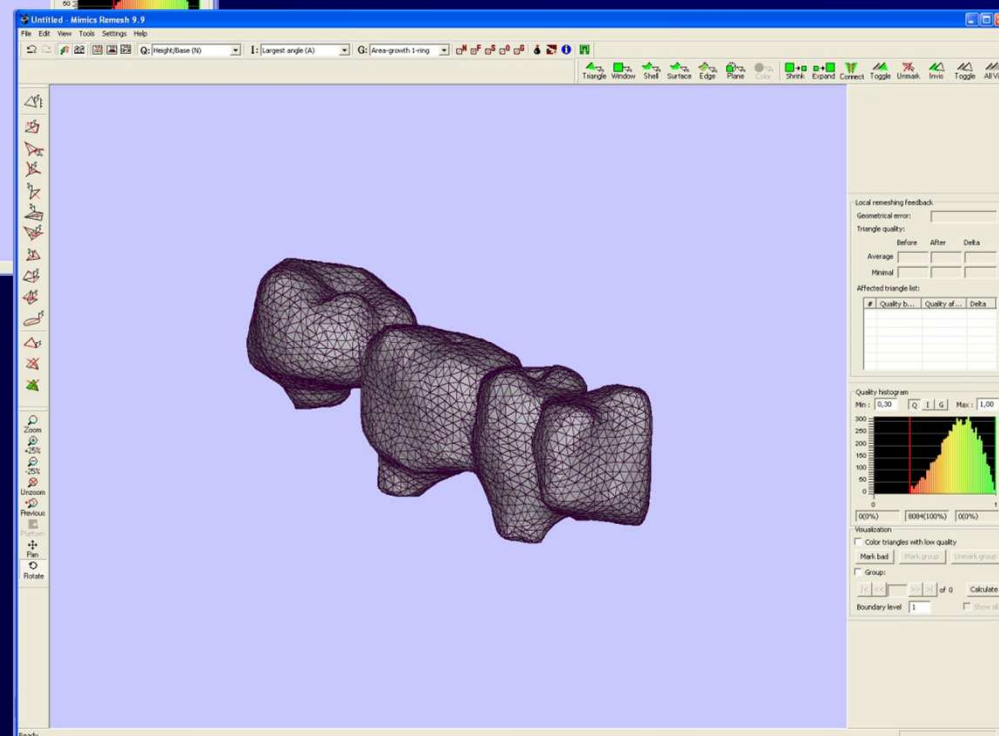
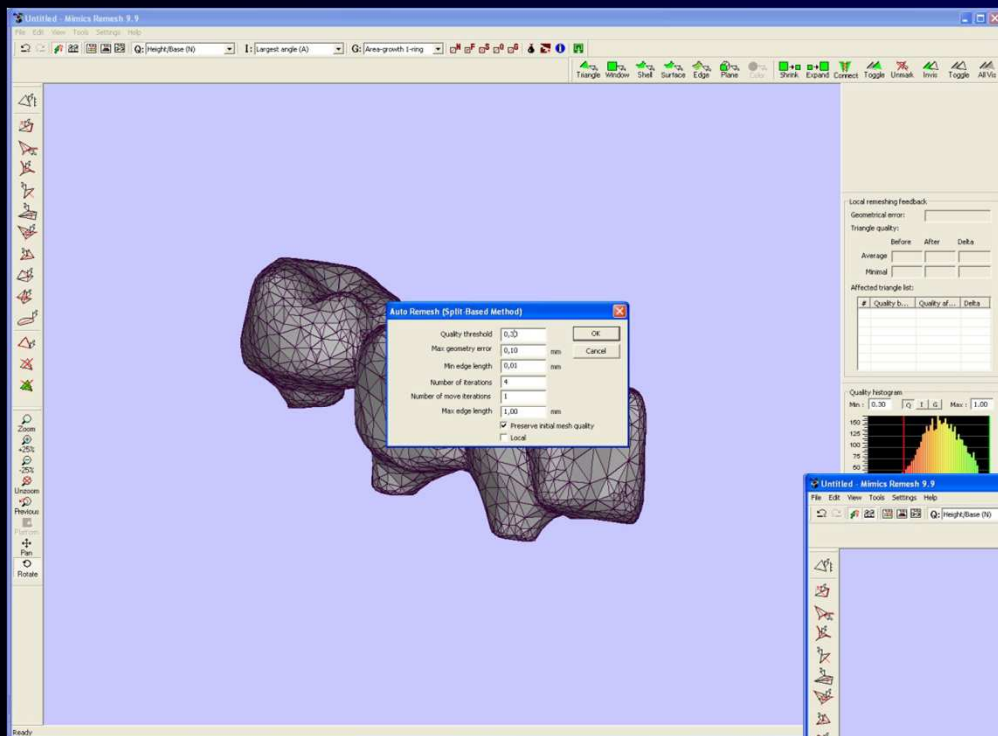
# Сглаживание поверхностной сетки протеза



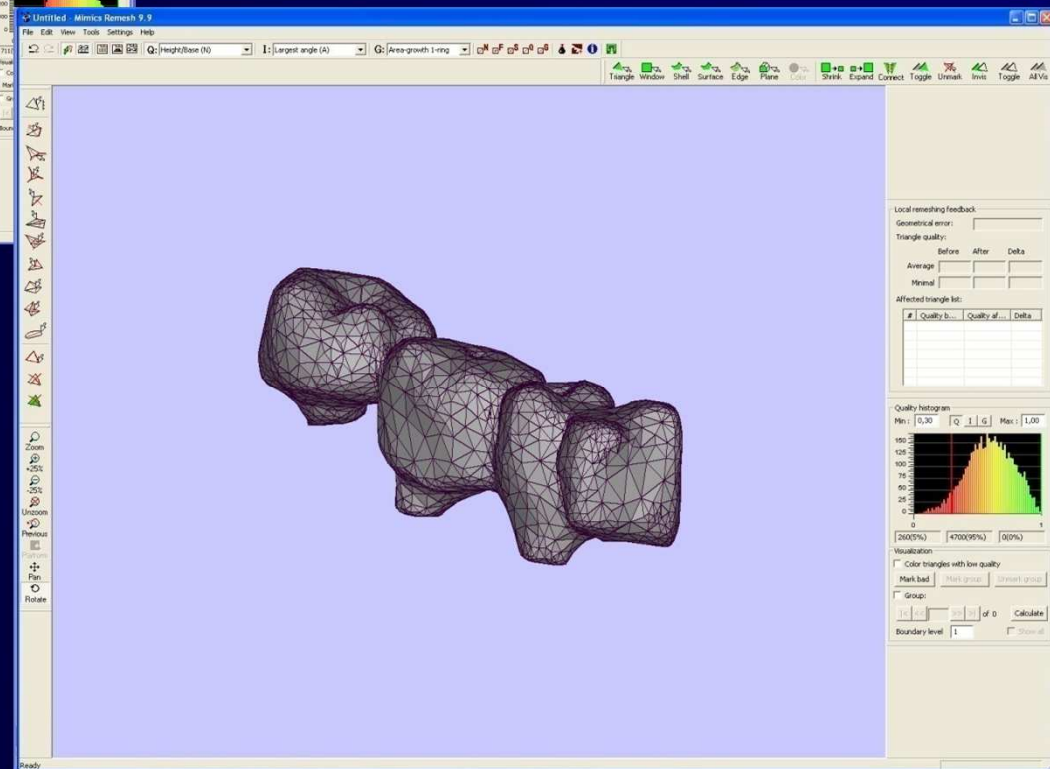
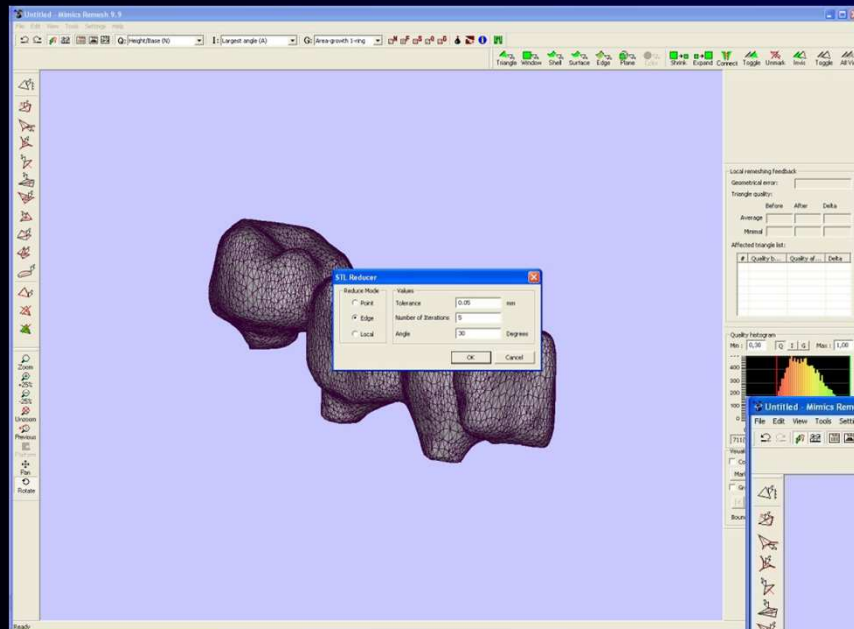
# Редуцирование



# Перестройка сетки (ремешинг)



# Редуцирование треугольников с сохранением качества сетки



# Автоматическое восстановление поверхности модели в SolidWorks

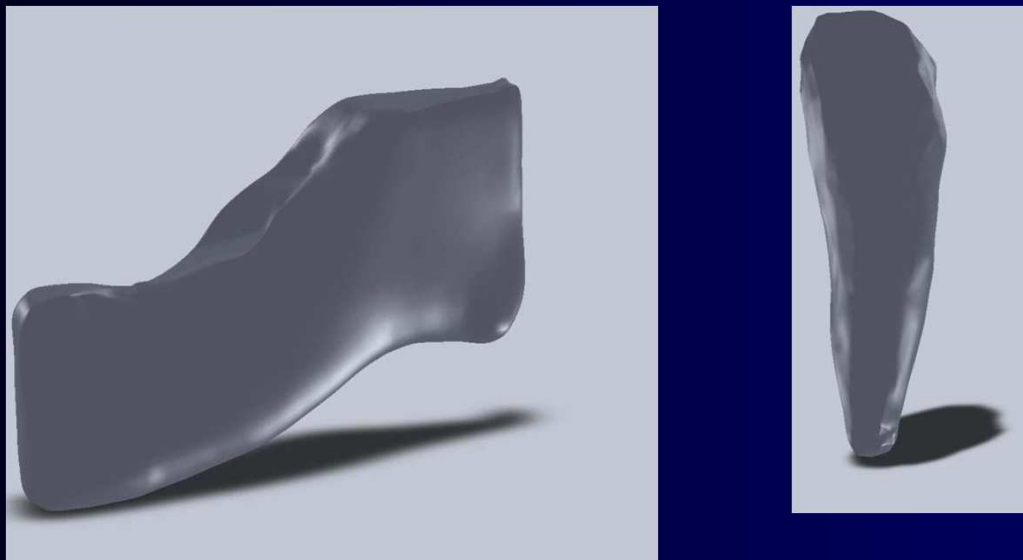


Рис. 16 Полученные модели челюсти и клыка

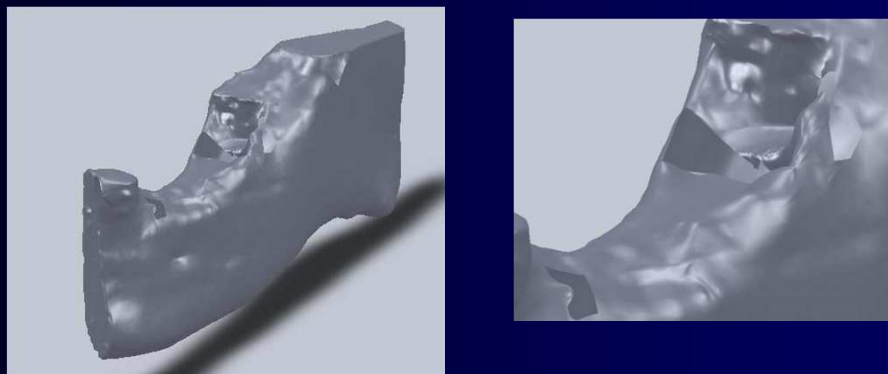
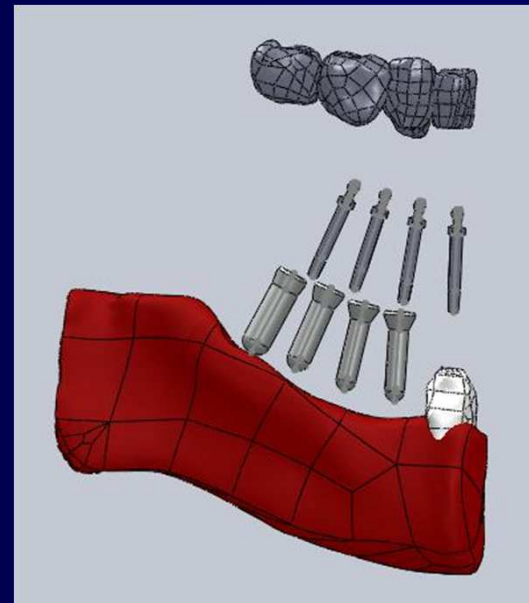
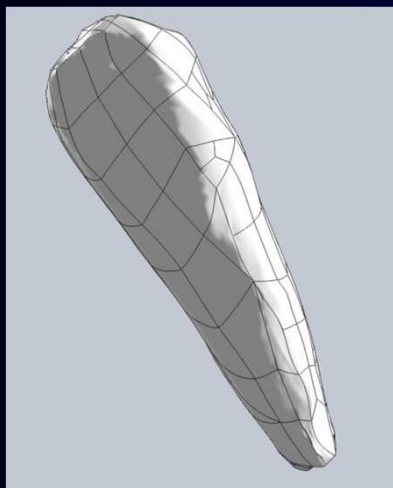
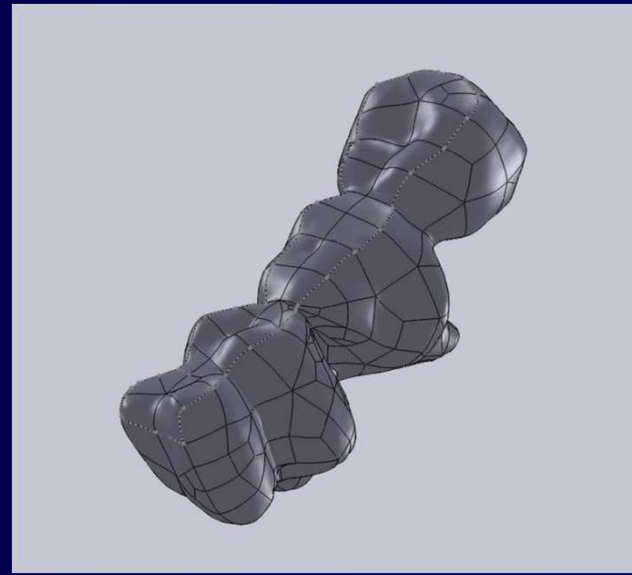
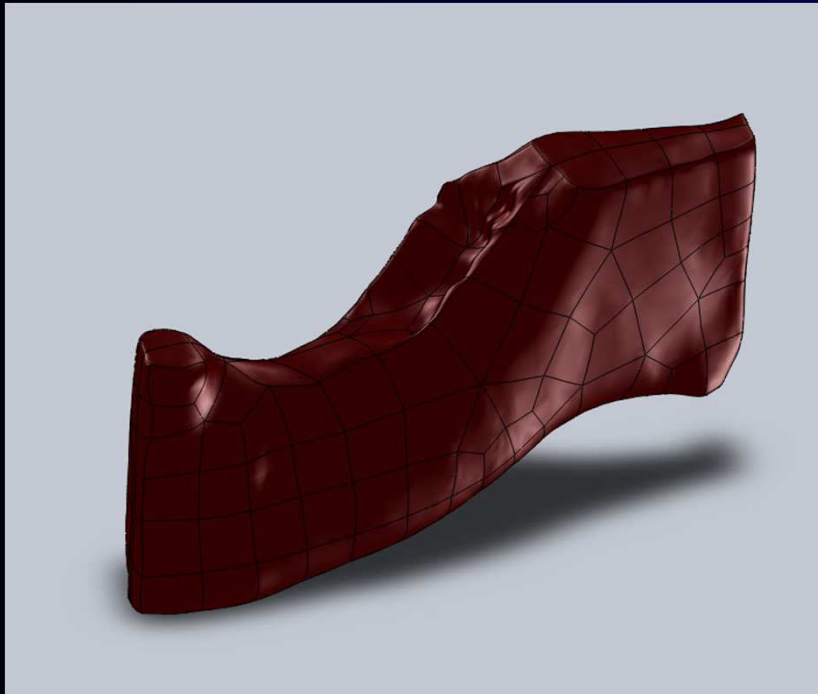
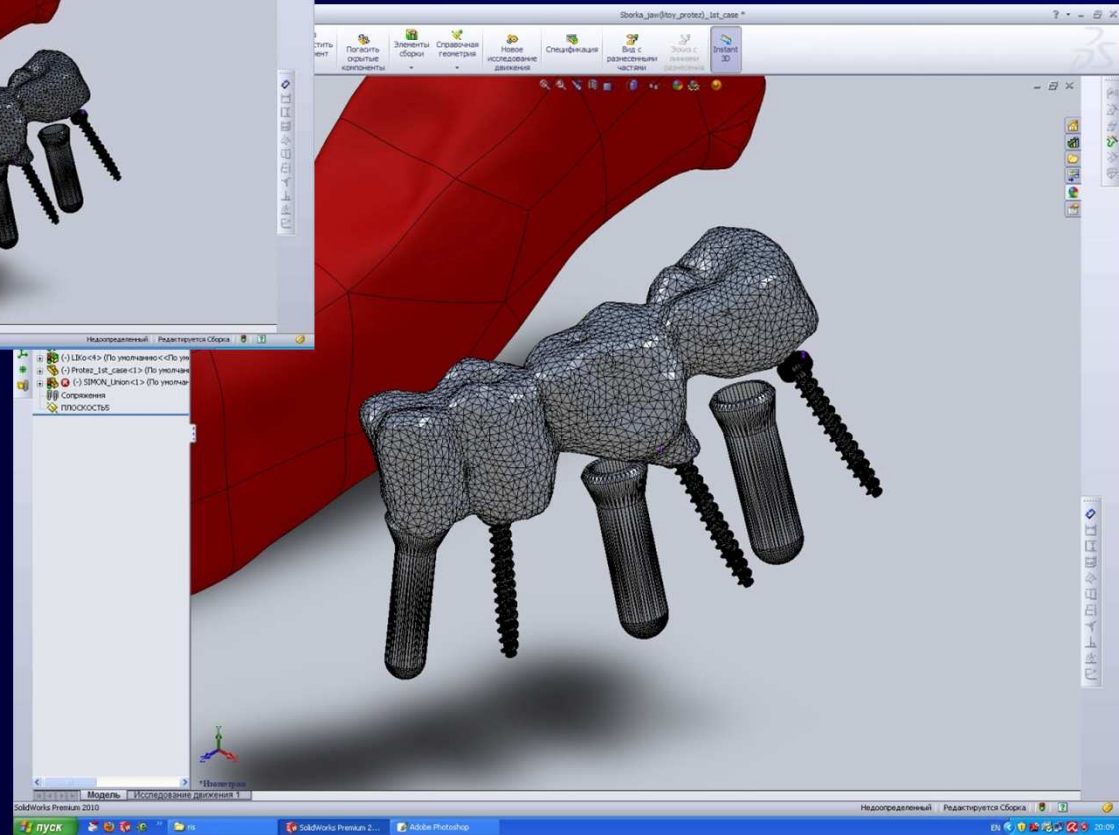
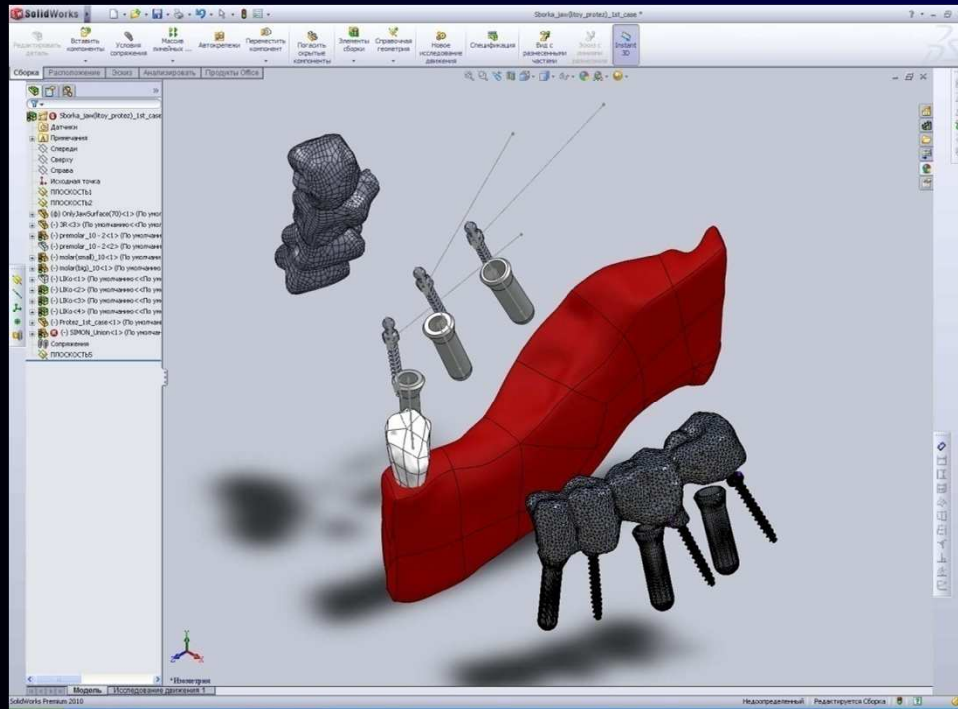


Рис. 17 Проблемы восстановления поверхности: 1) «Дырки» при восстановлении;  
2) Невалидная сетка при импорте

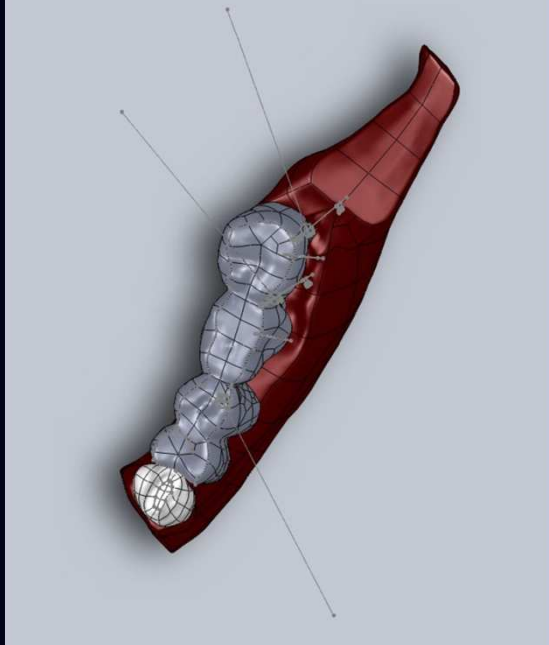
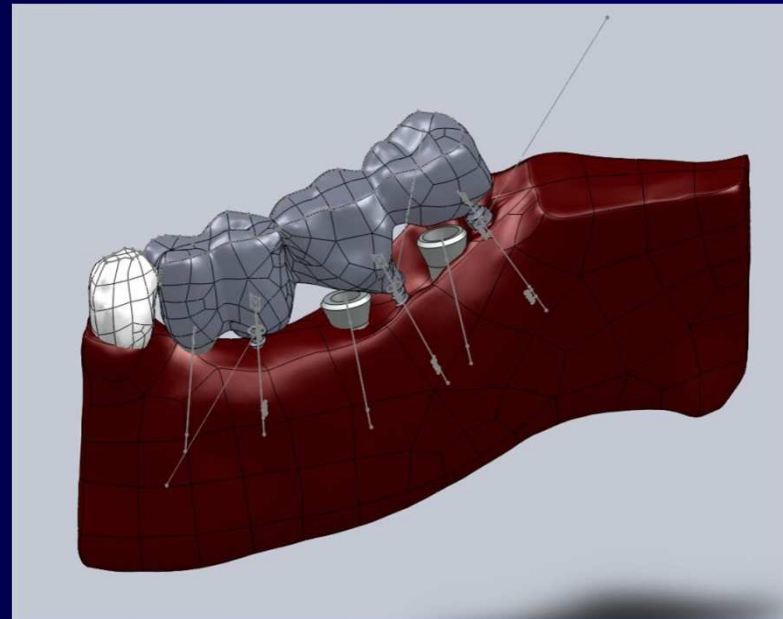
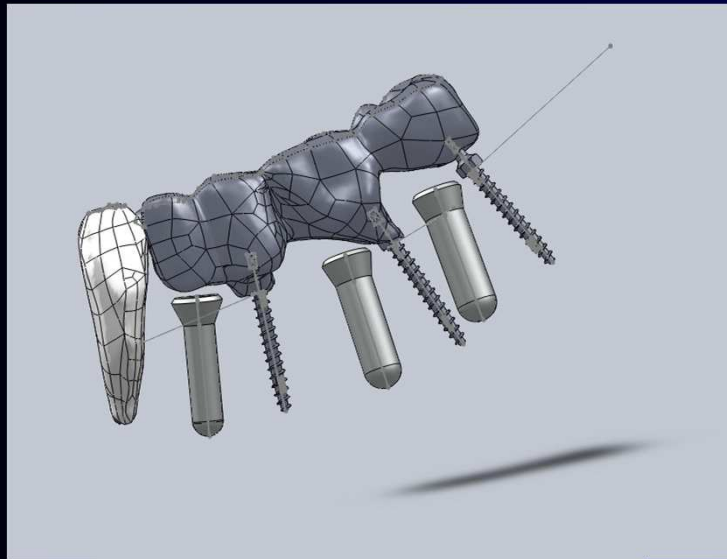
## Модели после распознавания



# Сборка в Solid Works



# Готовая модель





## Трехмерная печать модели

Для модели из трех постоянных и трех временных имплантатов изготовили физический прототип при помощи 3D-принтера ZPrinter® 650 фирмы 3DSYSTEMS.



# Генерация несовместной сетки

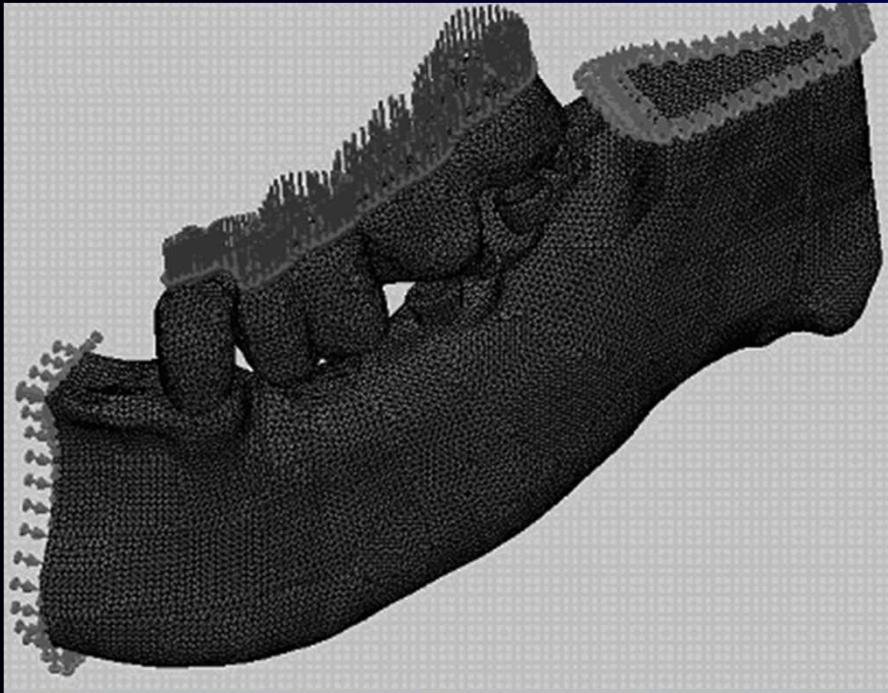


Рис. 18 Задание граничных условий и генерация сетки модели в COSMOSWorks Designer

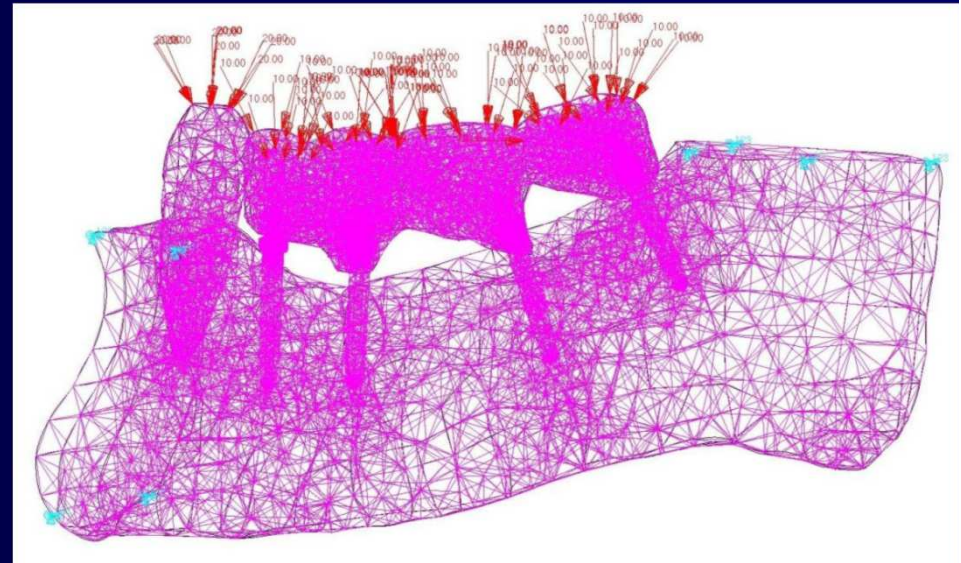


Рис. 19 Генерация несовместной сетки в Patran

# Генерация совместной сетки в Patran



Рис. 20 Автоматическая генерация сетки между областями

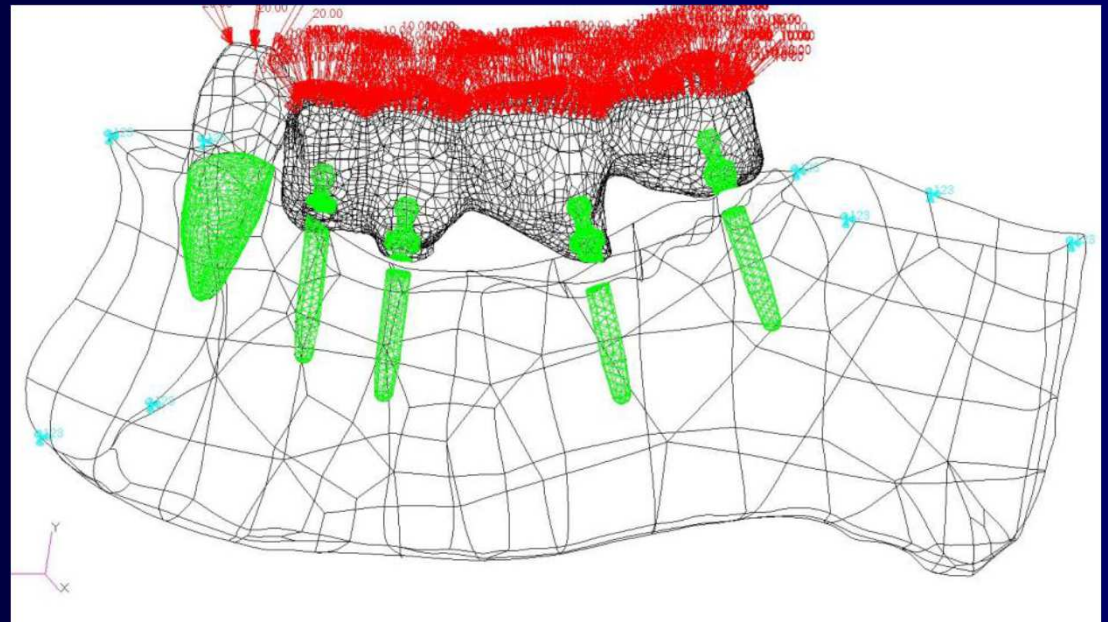


Рис. 21 Задание поверхностной сетки вручную в Patran

# Генерация совместной сетки в Patran

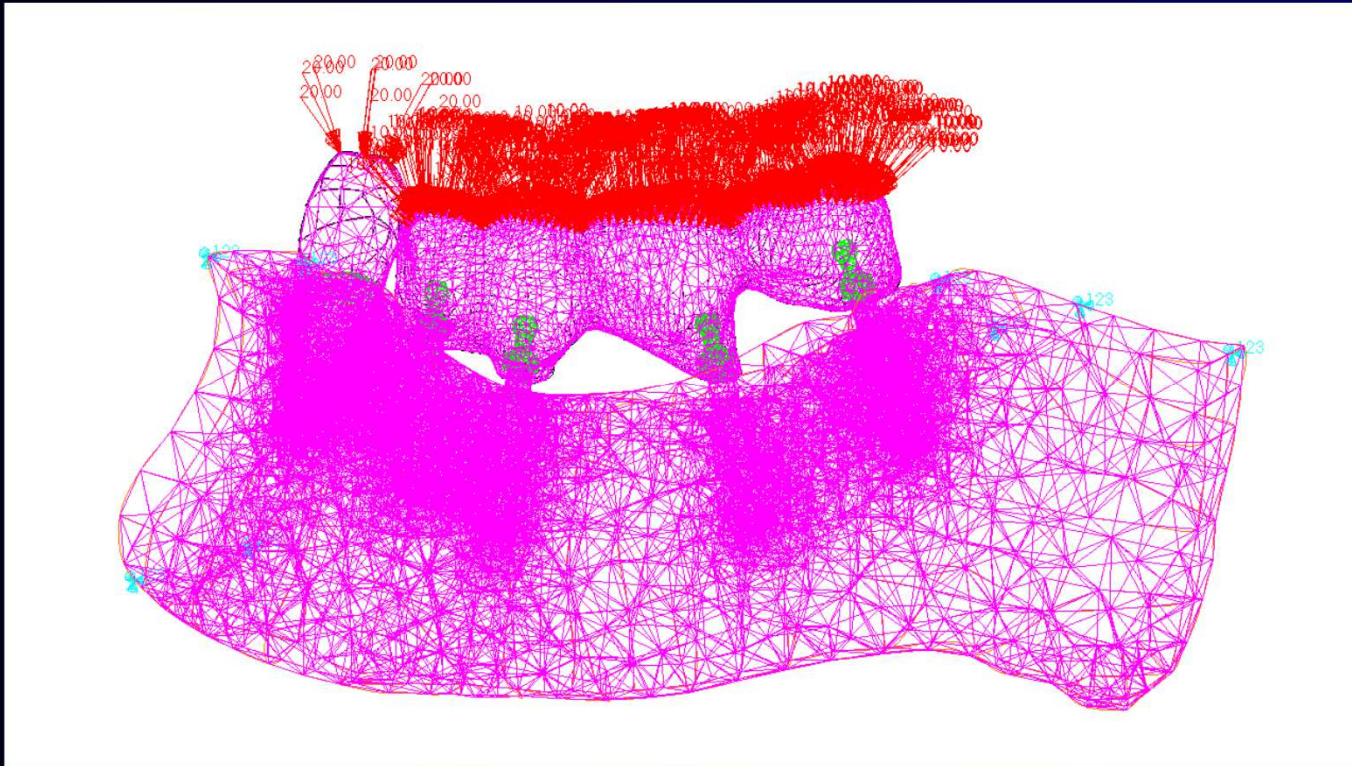


Рис. 22 Задание генерация сетки модели со сгущениями, определяемыми поверхностной сеткой на смежных областях

# Пример расчета для модели из 4-х имплантов

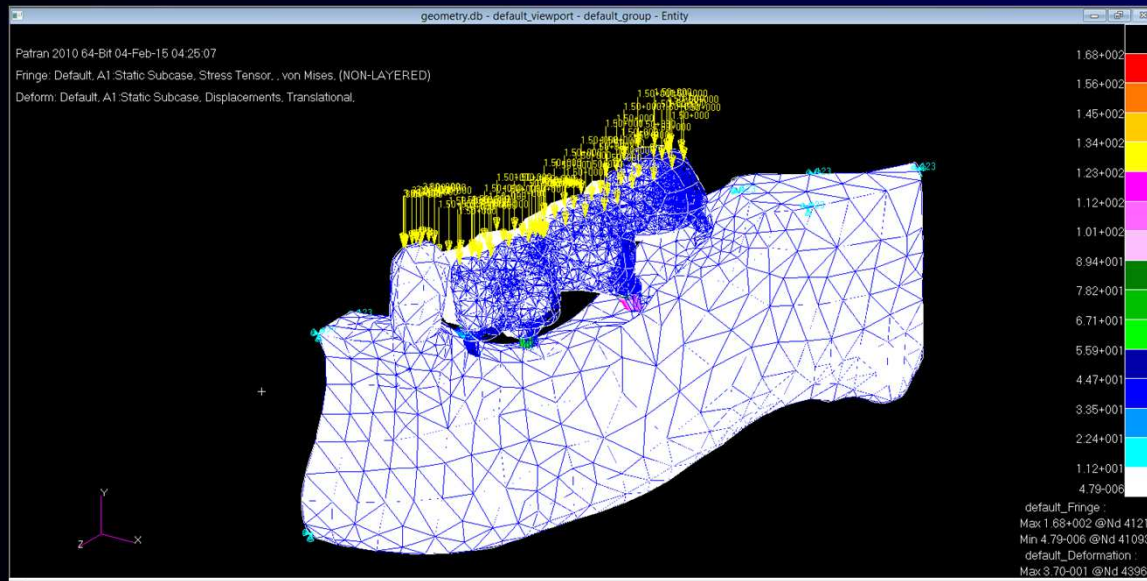


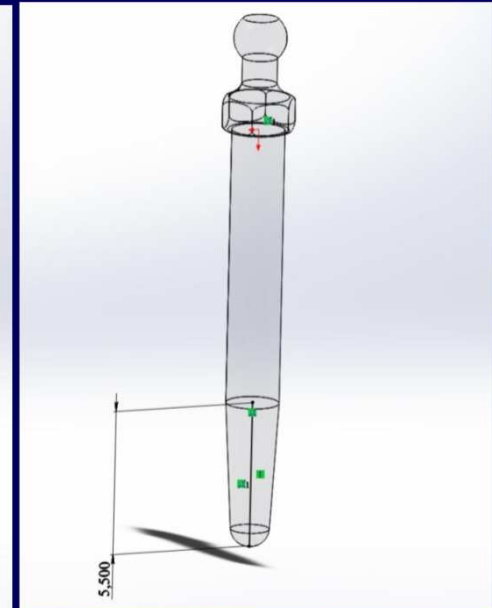
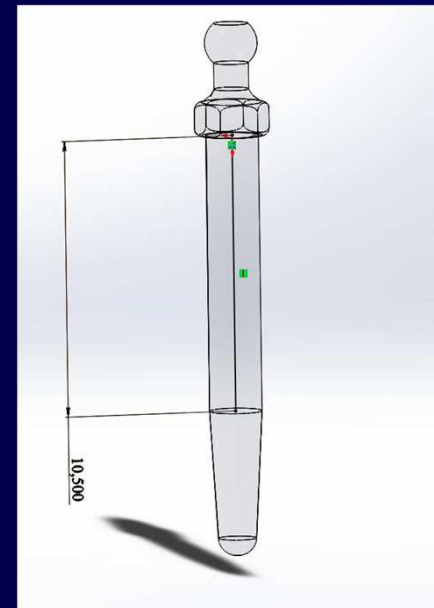
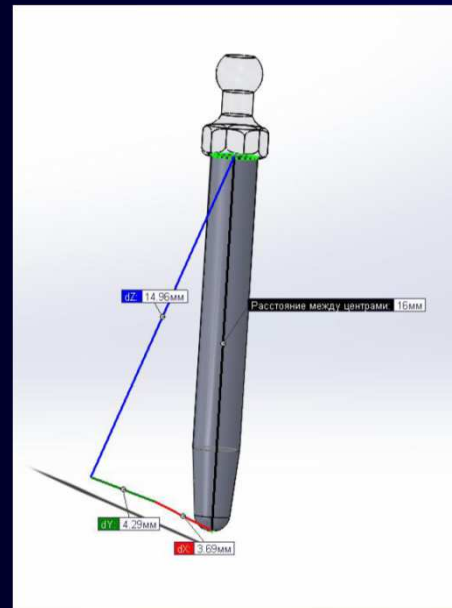
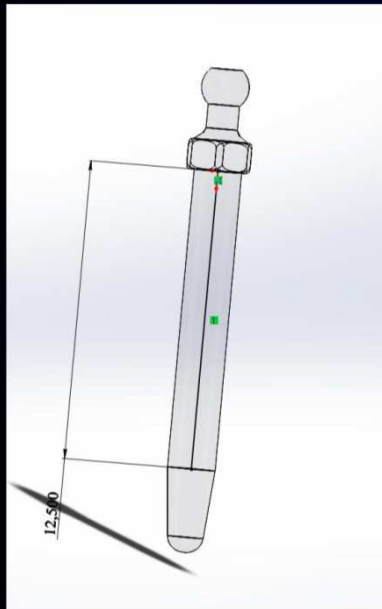
Рис. 23 Поле напряжений по Мизесу

| Материал                    | Модуль Юнга, МПа | Коэффициент Пуассона, б/р | Предел упругости (сжатие), МПа | Предел упругости (растяжение), МПа |
|-----------------------------|------------------|---------------------------|--------------------------------|------------------------------------|
| Дентин                      | 14700            | 0.31                      | 167                            | 55                                 |
| Губчатая кость              | 7500             | 0.45                      | 82                             | 15                                 |
| Полимеризующаяся пластмасса | 2600             | 0.33                      | 33                             | 30                                 |
| Титан Grade 4               | 117000           | 0.33                      | 280                            | 600                                |

## Изменение длины имплантов

Для изучения зависимости напряжений от длины имплантатов были выбраны длины 13 и 16 мм, как наиболее часто встречающиеся на практике. 1 вариант: увеличиваем длину цилиндра до 12.5 мм, длину конуса не меняем (3.5 мм). 2 вариант: увеличиваем длину цилиндра до 10.5 мм, длину конуса – до 5.5 мм.

Минимальные напряжения по фон Мизесу достигаются для модели с имплантатов длиной 16 мм, при этом длина цилиндра – 10.5 мм, конуса – 5.5 мм. Максимальные напряжения сосредоточены в четвертом от клыка имплантате.



Удлиненные импланты – вариант 1

Удлиненные импланты – вариант 2

# Изменение формы головки и изменение длины имплантата

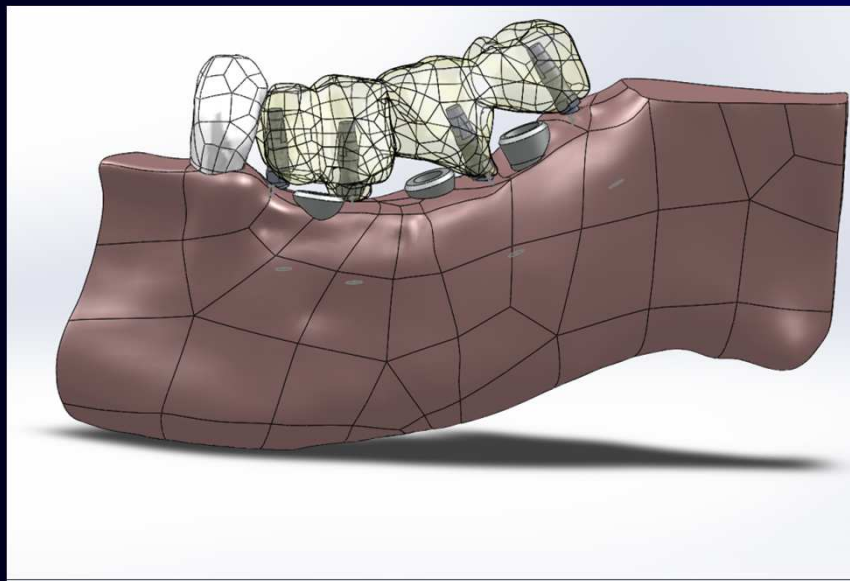


Рис. 24 Модель временного имплантата с конусовидной головкой (расчетная модель 119214 элементов)

# Расчет для максимальной длины имплантата (18 мм)

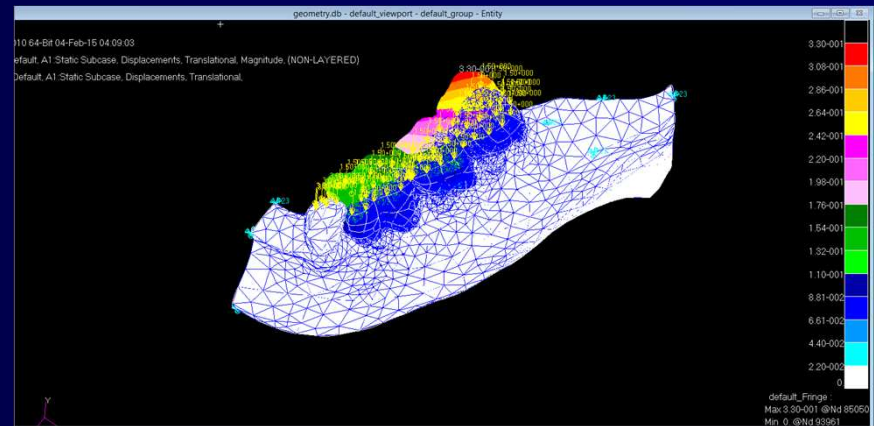
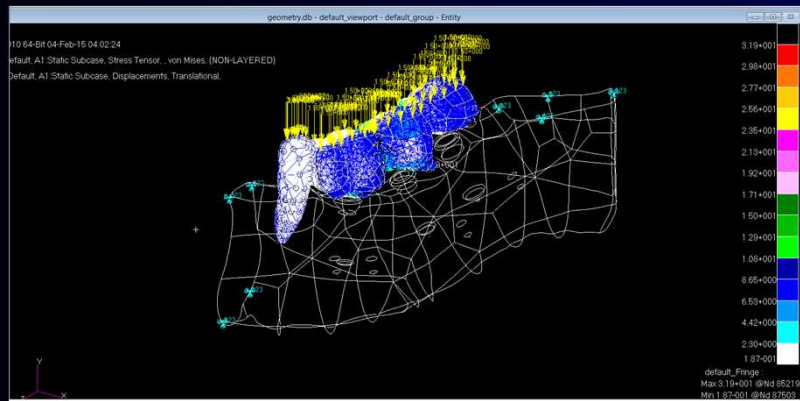
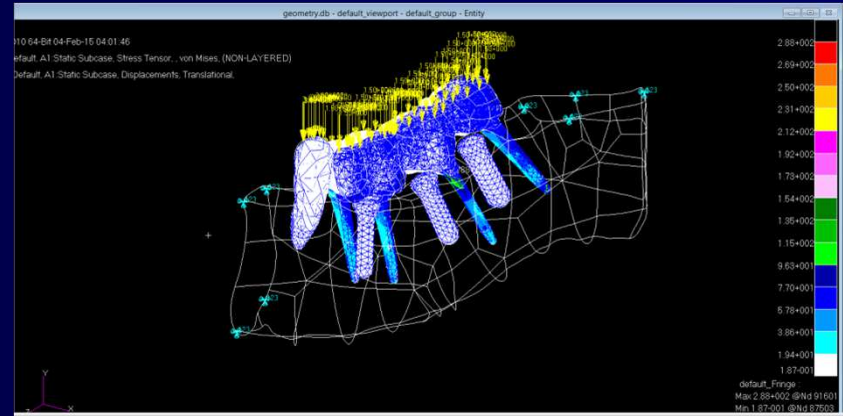
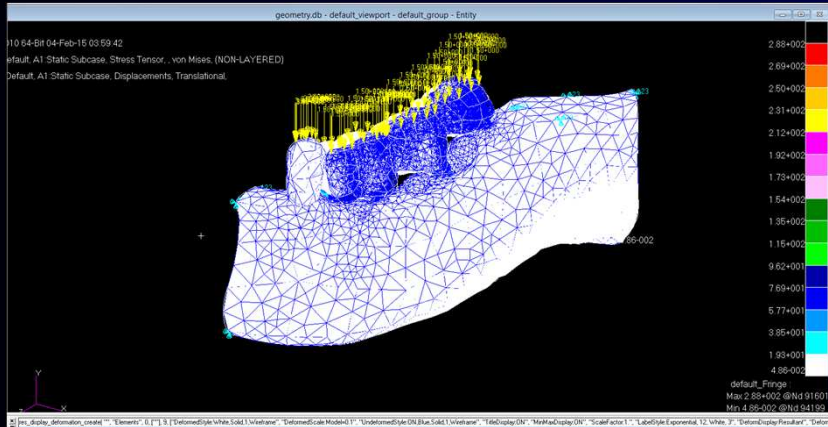
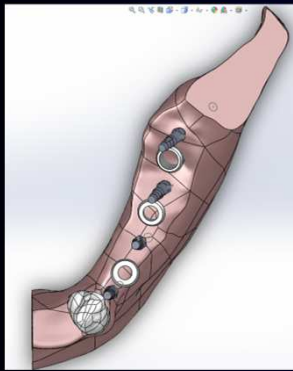


Рис. 25 Поле напряжений по Мизесу

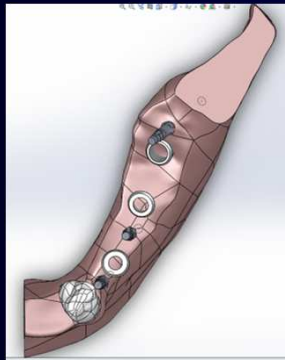
Рис. 26 Поле перемещений конструкции



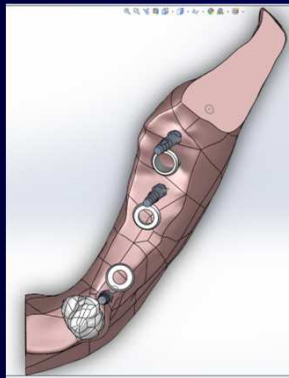
# Варианты расстановки имплантатов



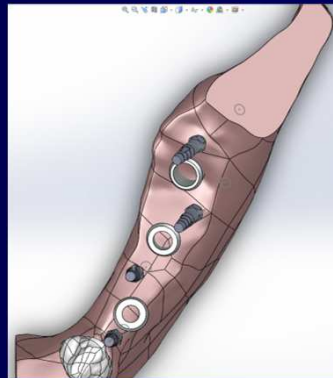
1



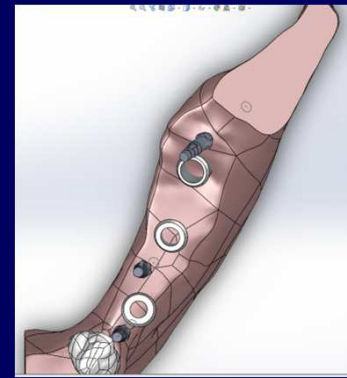
2



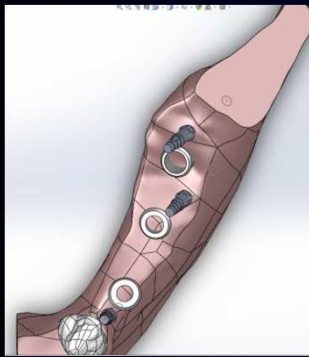
3



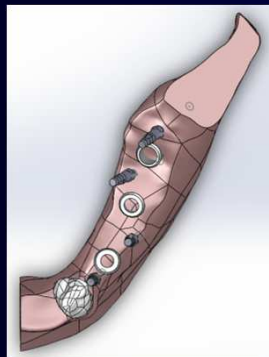
4



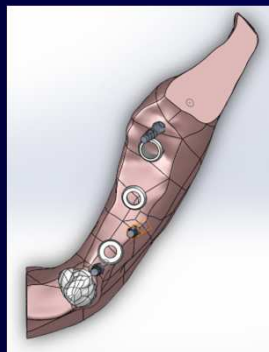
5



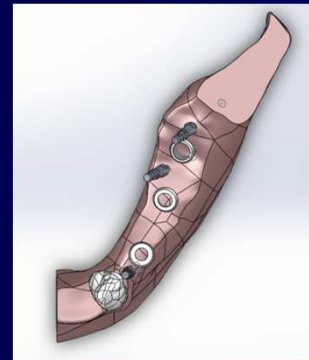
6



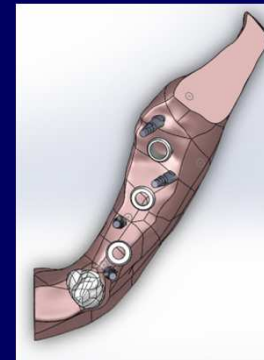
7



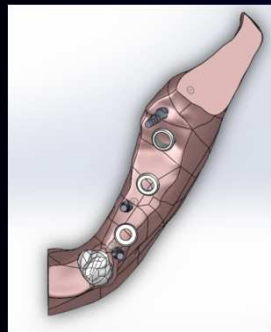
8



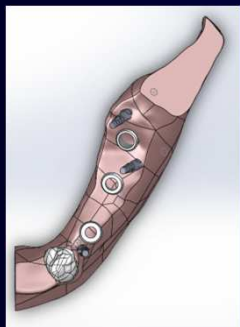
9



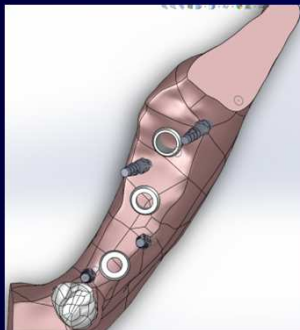
10



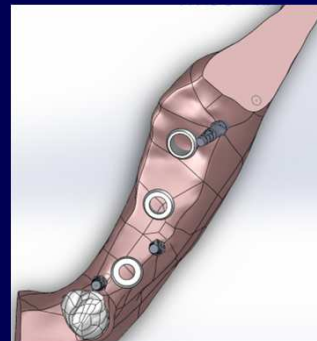
11



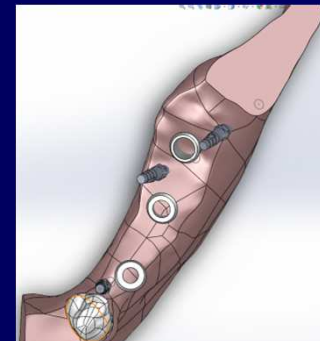
12



13



14

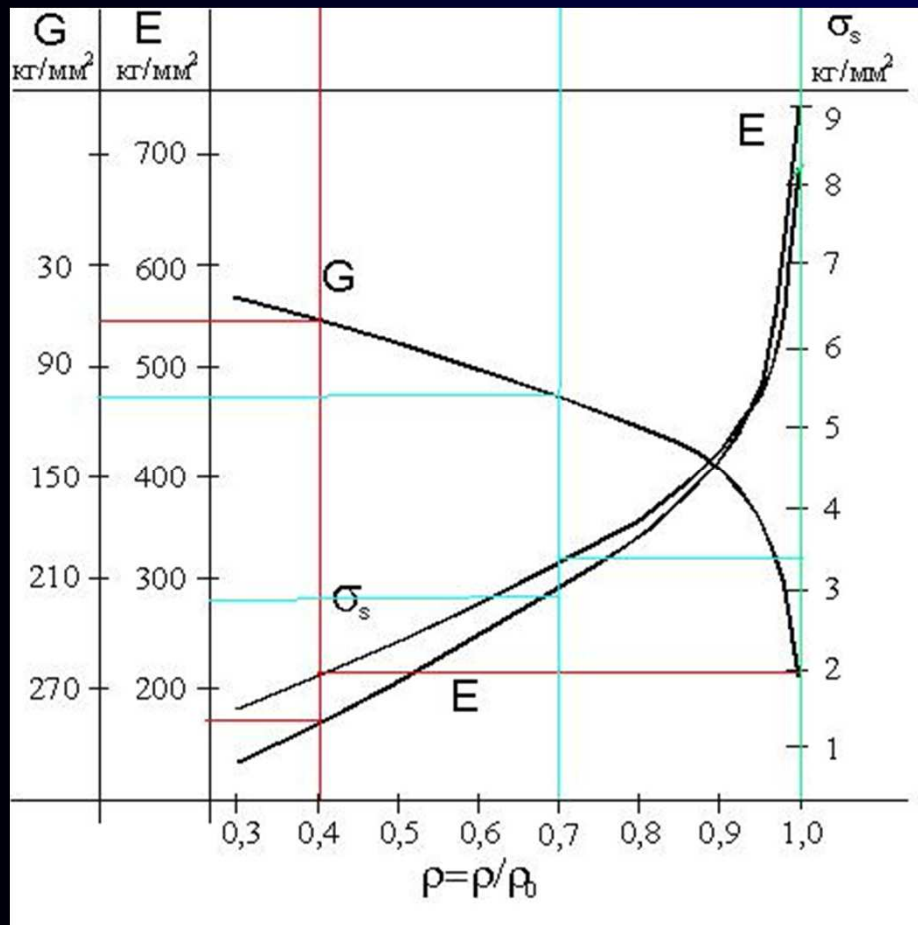


15

41

# Оценка плотности кости

Параметры губчатой кости, которые необходимо применять при расчетах, можно оценивать из следующего графика (Шашмурина, Чумаченко и др., 2008):



$G_s$  (предел упругости при сжатии):

$$\rho = 1 \cdot G_{s1} \approx 8,2 \rightarrow 80360000 \text{ Н/м}^2 = 80,36 \text{ МПа}$$

$$\rho = 0,7 \cdot G_{s0,7} \approx 3,3 \rightarrow 32340000 \text{ Н/м}^2 = 32,34 \text{ МПа}$$

$$\rho = 0,4 \cdot G_{s0,4} \approx 2 \rightarrow 19600000 \text{ Н/м}^2 = 19,6 \text{ МПа}$$

$E$  (модуль Юнга или коэффициент упругости):

$$\rho = 1 \ E_1 \approx 735000000 \rightarrow 7350 \text{ МПа}$$

$$\rho = 0,7 \ E_{0,7} \approx 280 \text{ кг/мм}^2 = 274400000 \text{ Н/м}^2 = 2744 \text{ МПа}$$

$$\rho = 0,4 \ E_{0,4} \approx 165 \text{ кг/мм}^2 = 161700000 \text{ Н/м}^2 = 1617 \text{ МПа}$$

$G$  (модуль сдвига):

$$\rho = 1 \ \nu_1 \approx 0,45$$

$$\rho = 0,7 \ G_{0,7} \approx 110 \text{ кг/мм}^2 = 107800000 \text{ Н/м}^2 = 1078 \text{ МПа}$$

$$\rho = 0,4 \ G_{0,4} \approx 60 \text{ кг/мм}^2 = 58800000 \text{ Н/м}^2 = 588 \text{ МПа}$$

# Оценка плотности кости

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)};$$

$$E = 2G(1+\nu);$$

$$1+\nu = \frac{E}{2G};$$

$$\nu = \frac{E}{2G} - 1$$

$$\nu_{0,7} = \frac{2744}{2 \cdot 1078} - 1 = 0,27$$

$$\nu_{0,4} = \frac{1617}{2 \cdot 588} - 1 = 0,38$$

| Материал             | Коэф. Пуассона | Модуль Юнга | Предел упр. при сж. |
|----------------------|----------------|-------------|---------------------|
| Эмаль                | 0,33           | 84100       | 380                 |
| Дентин               | 0,31           | 14700       | 167                 |
| Периодонт            | 0,35           | 196         | 196                 |
| Кортикальная кость   | 0,25           | 15778       | 145,04              |
| Губчатая кость (1)   | 0,45           | 7350        | 80,36               |
| Губчатая кость (0,7) | 0,27           | 2744        | 32,34               |
| Губчатая кость (0,4) | 0,38           | 1617        | 19,6                |
| Титан                | 0,33           | 105000      | 485                 |
| Ед.измерения         | -              | МПа         | МПа                 |

# Оценка плотности кости по томограмме

Для компактной кости бедра в Mimics рекомендуется использовать следующие формулы:

для определения плотности

$$DN = -13,4 + 1017 GV \quad (1)$$

$GV$  – значения серого на томограмме;

значения модуля упругости

$$E = -388,8 + 5925DN \quad (2)$$

При анализе для определения характеристик костных тканей можно использовать формулы, приводимые в работе [15]:

$$E = 2195\rho^3 \quad (3)$$

$$\sigma = 60\rho^2 \quad (4)$$

$\sigma$  – предел упругости,  $E$  – модуль упругости.

# Оценка плотности кости по томограмме

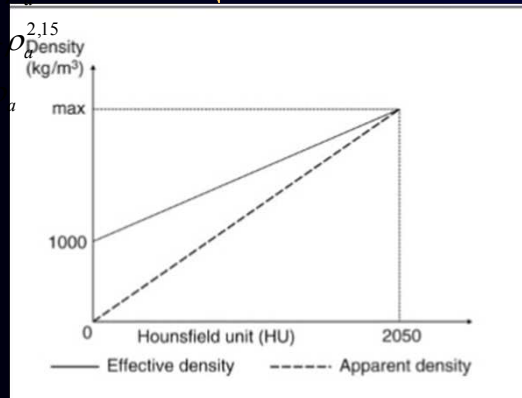


Рис. 27 Зависимость между значениями серого и плотностью

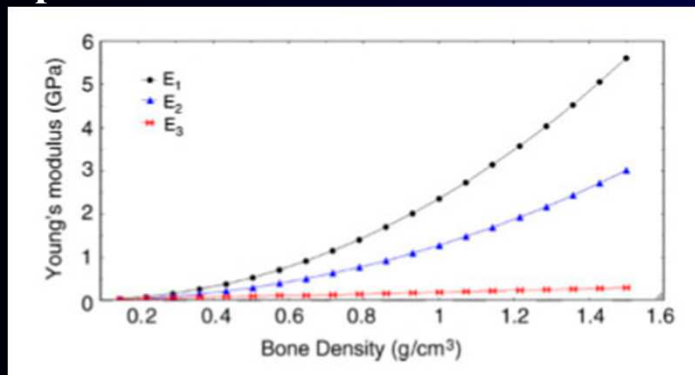


Рис. 28 Зависимость модуля Юнга от плотности губчатой кости в трех направлениях: медиально-дистальном ( $E_1$ ), щечно-язычном ( $E_2$ ) и окклюзионном ( $E_3$ )

Значения серого связаны с плотностью линейным соотношением (Hvid et al., 1989):

$$\rho_{eff} = A * HU + 1000 \text{ (кг/м}^3\text{)}, \quad (1)$$

где  $\rho_{eff}$  – эффективная плотность, которая определяется как плотность кости, включающей в себя костный мозг, считающийся по составу жидкостью, которая не оказывает существенного влияния на несущую способность нагруженной кости.  $A = 0,523 \text{ кг/м}^3$  (Wong et al., 1983).

$\rho_a$  – плотность кости без костного мозга (apparent density).

Согласно O'Mahony et. al. (2000) для губчатой кости

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

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

$$E_3 = 194 \rho_a$$

2. Daniel Lin, Qing Li, Wei Li, Michael Swain Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms // JOURNAL OF THE MECHANICAL BEHAVIOR OF BIOMEDICAL MATERIALS, 2 (2009), 410–432.

# Оценка плотности кости по томограмме

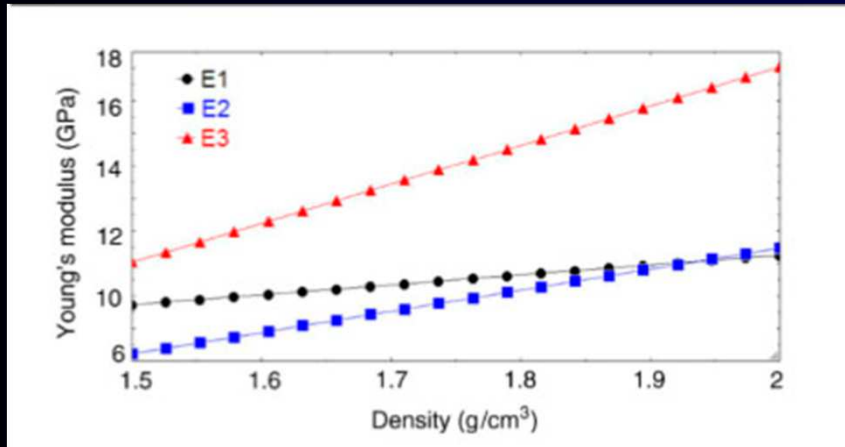


Рис. 29 Зависимость модуля Юнга от плотности кортикальной кости в трех направлениях: медиально-дистальном ( $E_1$ ), щечно-язычном ( $E_2$ ) и окклюзионном ( $E_3$ )

Согласно (Taber, 1995) для кортикальной кости:

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

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

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

(3)

## Заключение

Исходя из полученных результатов, можно сделать следующие выводы:

1. Для модели из трех постоянных и трех временных имплантатов изготовили физический прототип при помощи 3D-принтера Zprinter.
2. Рассмотрены несколько способов генерации сеток модели.
3. Для модели из трех постоянных и четырех временных имплантатов оценено влияние длины и формы устанавливаемого временного имплантата. Минимальные напряжения по фон Мизесу достигаются для модели с имплантатами длиной 16 мм, при этом длина цилиндра – 10.5 мм, конуса – 5.5 мм. Максимальные напряжения сосредоточены в четвертом от клыка имплантате.
4. На полученной модели предполагается в дальнейшем оценить влияние различных вариантов расстановки имплантатов на НДС конструкции и уровень допустимых нагрузок.

## Список литературы

1. В. Р. Шашмурина, Е. Н. Чумаченко, В. Н. Олесова, А. И. Воложин Принципы математического моделирования взаимодействия структур костной ткани нижней челюсти с полными съемными протезами, фиксируемыми на внутрикостные имплантаты // *Стоматология*, №1, 2008. С.49-55.
2. Basic Orthopaedic Biomechanics. eds V.C. Mow, W.C. Hayes, Raven Press, New York, pp 453, 1991.
3. Daniel Lin, Qing Li, Wei Li, Michael Swain Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms // *JOURNAL OF THE MECHANICAL BEHAVIOR OF BIOMEDICAL MATERIALS*, 2 (2009), 410–432.
4. 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 дентальные имплантаты. // *Стоматология*. - М., - 2012. - №1(91). - С.54-58.
5. Hvid, I., Bentzen, S.M., Linde, F., Mosekilde, L., Pongsoipetch, B., 1989. X-ray Quantitative computed tomography: The relations to physical properties of proximal tibial trabecular bone specimens. *Journal of Biomechanics* 22, 837–844.
6. Wong, F.Y., Pal, S., Saha, S., 1983. The assessment of invivo bone condition in humans by impact response measurement. *Journal of Biomechanics* 16 (10), 849–856.



## Список литературы

7. O'Mahony, A.M., Williams, J.L., Katz, J.O., Spencer, P., 2000. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clinical Oral Implants Research* 11 (5), 415–421.
8. Taber, L.A., 1995. Biomechanics of growth, remodeling, and morphogenesis. *Applied Mechanics Reviews* 48, 487–545.

**Спасибо за внимание!**