

Разработка системы проектирования стоматологических конструкций при реконструкции геометрии модели по набору изображений томографических снимков

Докладчик: Полякова Т.В.

Московский государственный институт электроники и математики. Факультет:
«Прикладная математика». Кафедра: «Математическое моделирование».

Научный руководитель: д.т.н., профессор Чумаченко Е.Н.

Моделирование перемещений зубов в костных тканях челюсти

Трудности моделирования процесса перемещения зуба во времени связаны с :

1. необходимостью дорогостоящего и трудоемкого экспериментального исследования процесса;
2. необходимостью автоматического контроля большого числа параметров процесса в локальных областях перестроения костных тканей;
3. необходимостью автоматического восстановления геометрии 3D-модели по данным томографических снимков перестроения костных тканей.

Цель представляемого раздела работы – разработка системы визуализации и проектирования 3-х мерных моделей, восстановленных по ряду параллельных полигональных сечений, полученных по компьютерной томограмме челюсти и механизма последующей дискретизации восстановленных неоднородных и не односвязных областей модели.

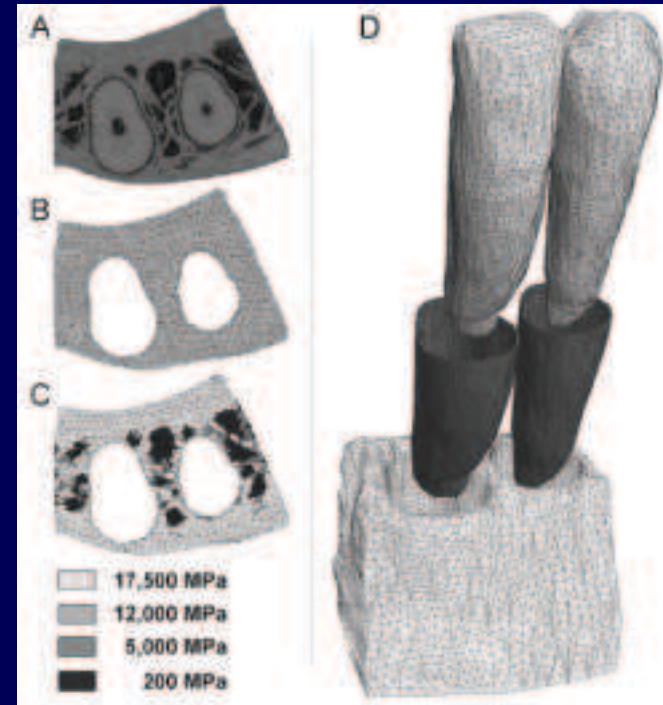


Рис. 1. Модель резцов верхней челюсти, построенная датскими учеными (P.M. Cattaneo, M. Dalstra, B. Melsen) А – томографический снимок; В – гомогенная модель костных тканей челюсти; С – модель, зависящая от плотности кости, построенная по томографическому снимку; D – восстановленная 3D-модель

Состав доклада

- 1. Обзор моделей и методик численного моделирования процесса перемещения зубов под действием системы нагружения со стороны ортодонтического аппарата**
- 2. Разработка системы проектирования стоматологических конструкций: основные подходы восстановления геометрии объекта и алгоритмы генерации объемной сетки для внутренних областей модели**
- 3. Обработка изображений в пакете Mimics**

Описание физического процесса перемещения зубов

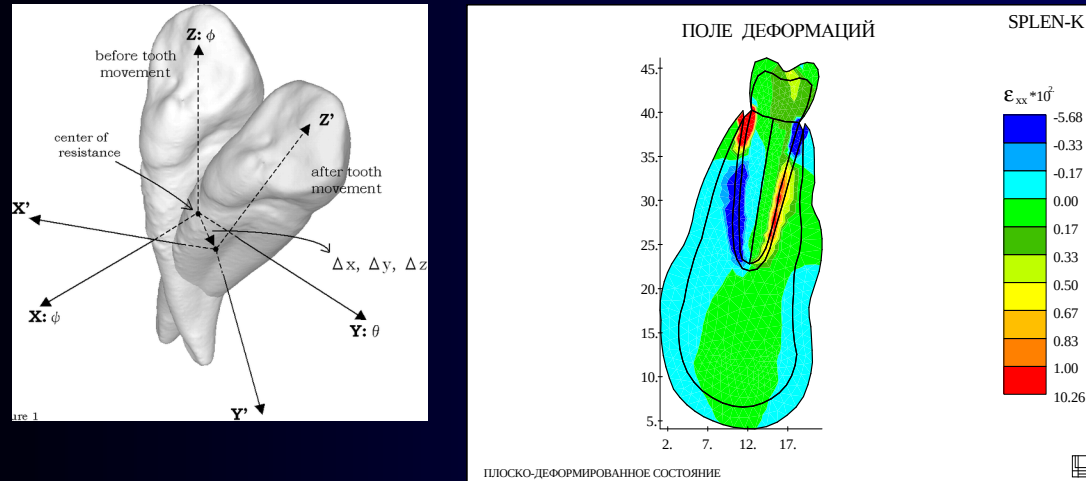


Рис. 2 Процесс начального перемещения зуба

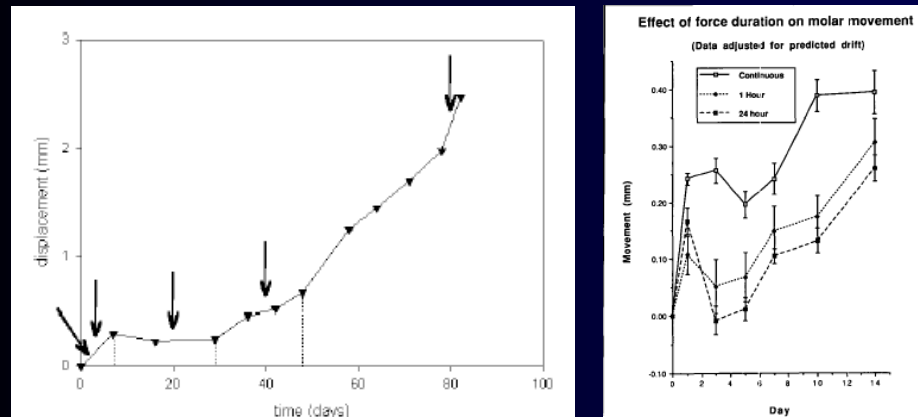


Рис. 3 Зависимости перемещения зуба от времени при фиксированной нагрузке

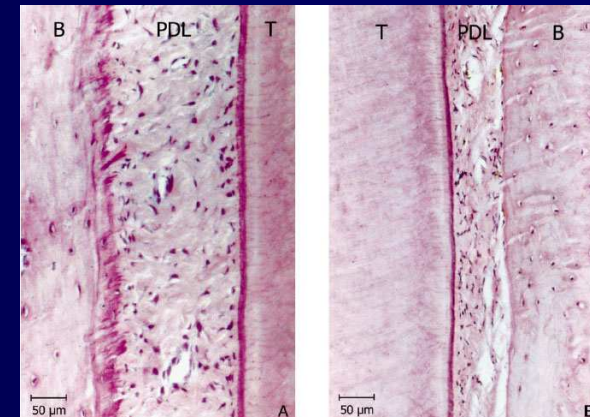


Рис. 4 Параллельный срез челюсти, показывающий физический процесс перестройки тканей

Экспериментальные данные по перемещениям зуба

Перемещение зуба (мм)

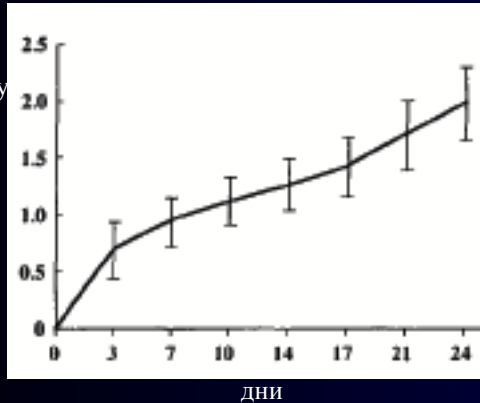


Рисунок А.1 — График, показывающий степень перемещения зуба от времени (Танн и соавторы [40]). Опыт по перемещению клыка верхней челюсти на 10 пациентах подросткового возраста дугой, развивающей ретракционную силу в 200 г

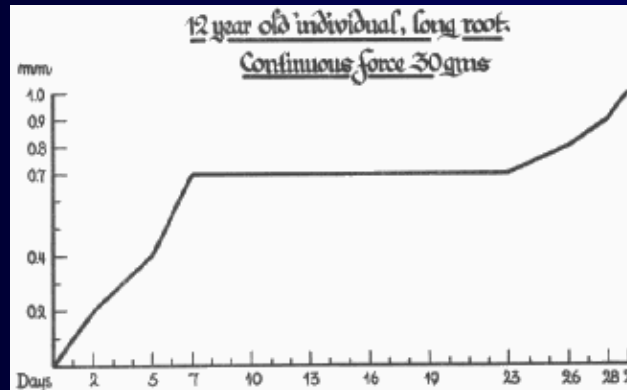


Рисунок А.2 — График, показывающий степень перемещения зуба от времени (K. Reitan [41]). Опыт по перемещению верхнего первого премоляра на пациенте 12-ти летнего возраста дугой, развивающей постоянную силу 30 г

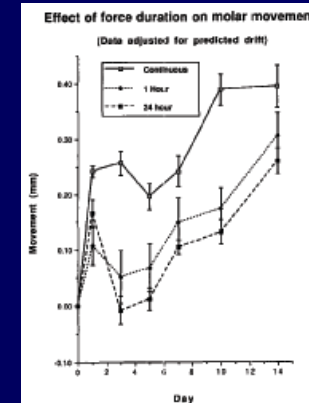


Рисунок А.3 — График, показывающий степень перемещения зуба от времени (Гибсон и соавторы [42]). Опыт по перемещению верхних моляров на 15 взрослых крысах дугой, развивающей постоянную силу 40 г

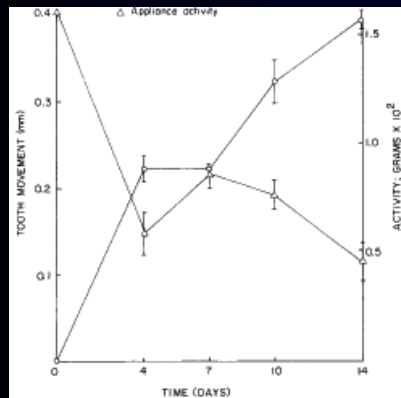


Рисунок А.4 — Степень активации устройства (Δ) и перемещение зуба (○) как функция времени (Кинг и соавторы [43]). Опыт по перемещению верхних моляров на 4 взрослых крысах (максимальное перемещение за единицу времени достигается при нагрузке 40 г)

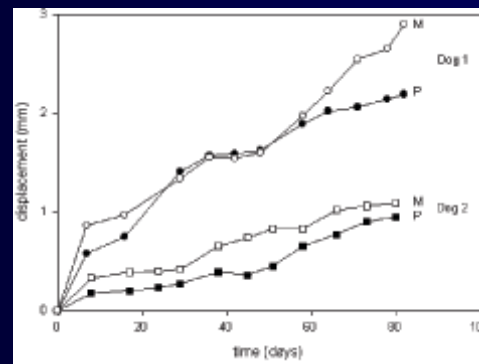


Рисунок А.5 — Кривые «перемещение-время» двух гончих (из экспериментов на 15 молодых собаках), показывающих индивидуальные различия в степени перемещения зуба с силой 300 cN (Мальта и соавторы [44]). P -- премоляр, M – моляр

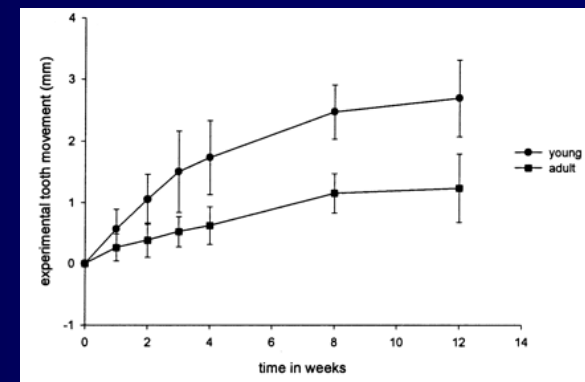


Рисунок А.6 — Кривые, показывающие различия в степени перемещения среди возрастных групп (Мальта и соавторы [45]). 2 группы крыс по 30 особей, сила 10 cN

Экспериментальные данные по перемещениям зуба

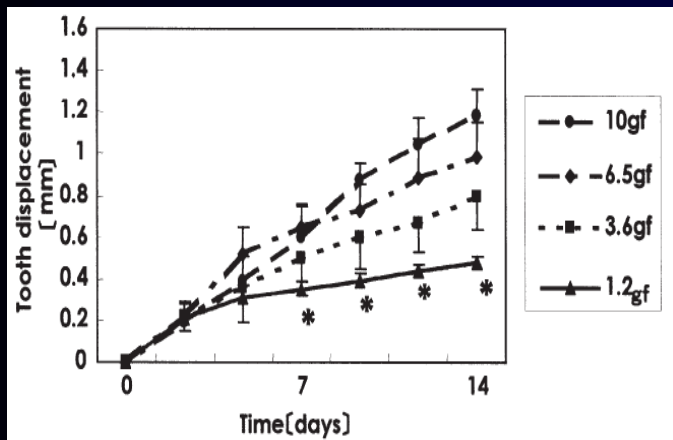


Рисунок А.7 — График, показывающий степень перемещения моляра от времени при легких нагрузках до 10 г у крыс; группа из 40 особей (экспериментальные данные из работы Сомы и соавторов [46])

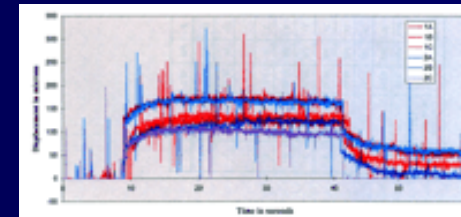
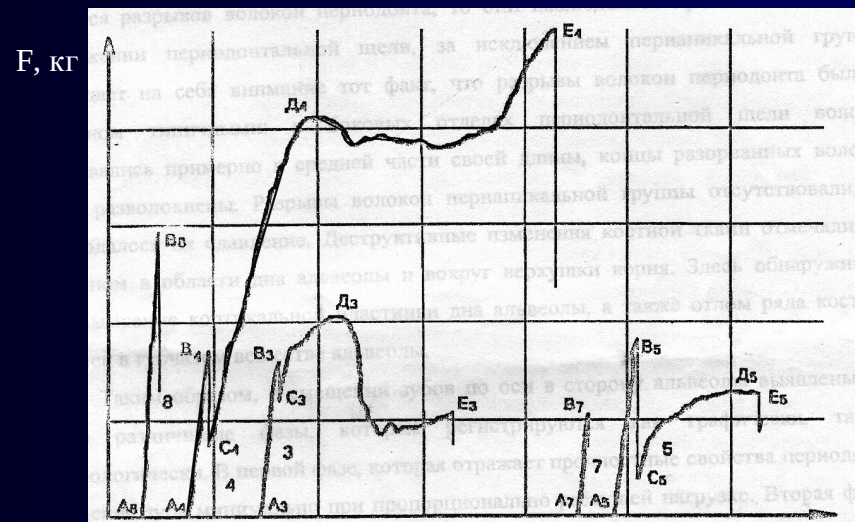


Рисунок А.8 — Типичный профиль перемещения резца в зависимости от времени в начальный момент времени (измерение подвижности зуба) и его изменения для различных пациентов [32]



displacement, мм

Рисунок А.9 — Диаграммы нагружения пяти резцов по оси [47]

Исследование начальной подвижности зуба

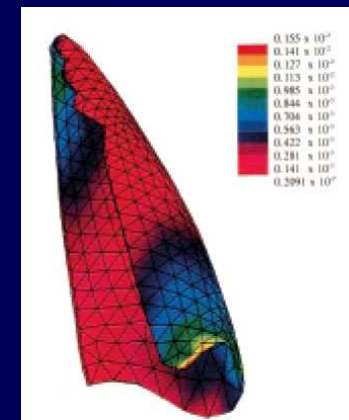
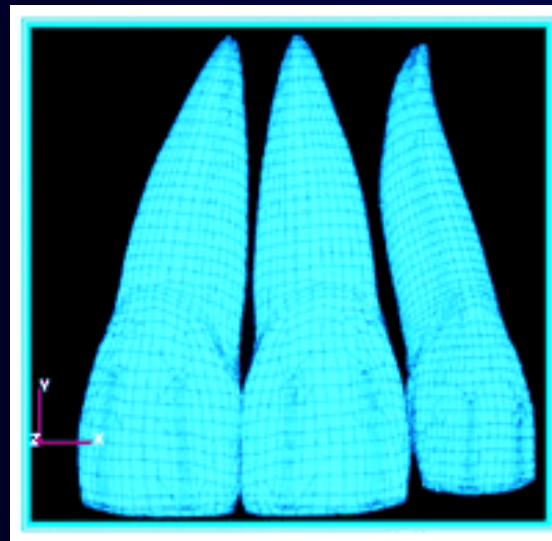
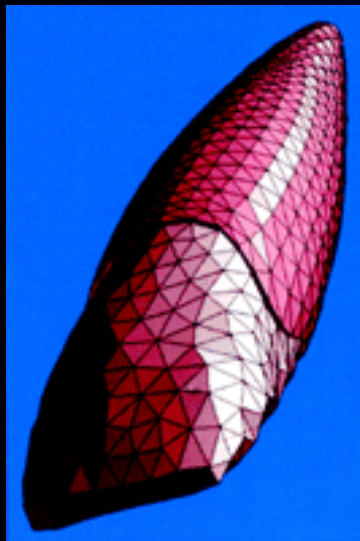
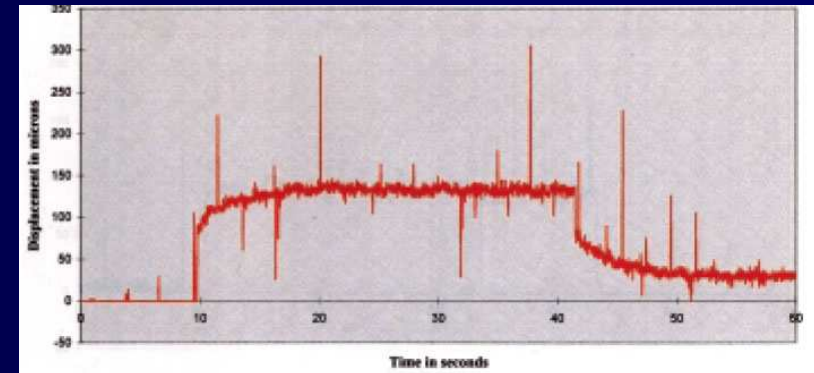


Рис. 4. Модель резцов пациента (M. L. Jones, J. Hickman, J. Middleton, C. Volp)

Рис. 5. Измеренный данные по перемещениям (микрон) и МКЭ-модель перемещения

Моделирование физических свойств периодонтальной связки

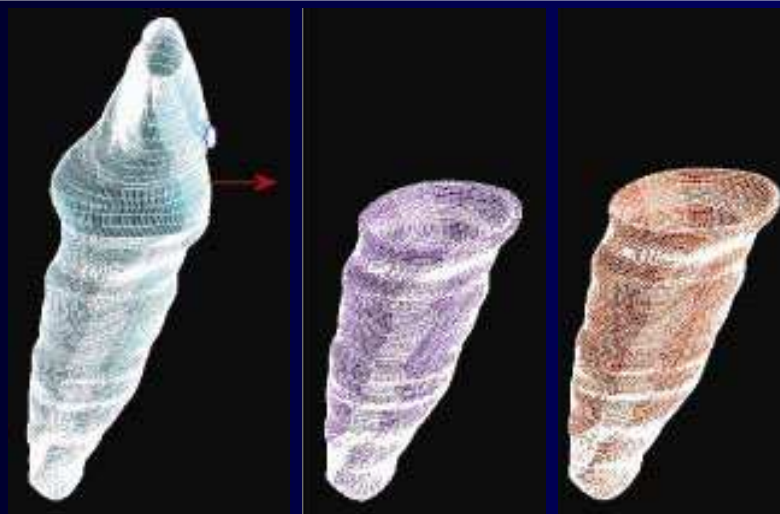


Рис. 6 Полученная на основе томографических данных модель (Dorow C., Schneider J., Sander F.G)

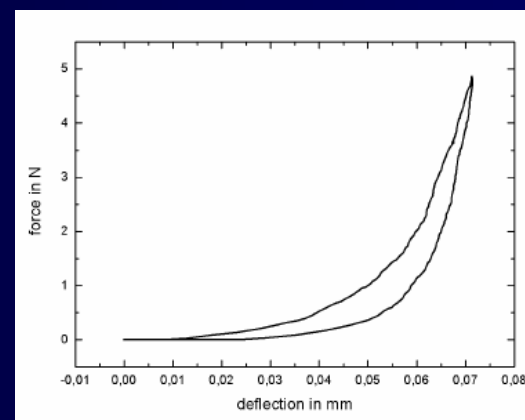
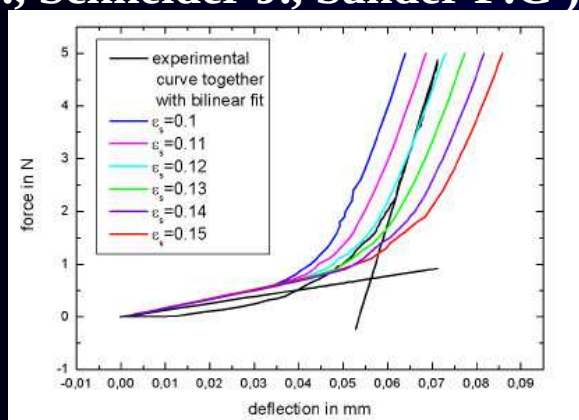


Рис. 7 Полученные зависимости усилий от перемещей и соответствующий им модуль Юнга

Моделирование действия ортодонтического аппарата по ретракции резца



Рис.8. Установленная во рту пациента ортодонтическая дуга



Рис.9. Ортодонтический аппарат, с которого снимаются данные нагрузка-перемещение

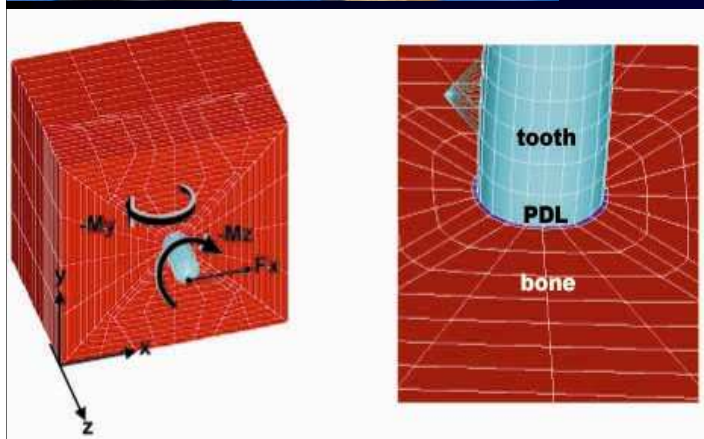


Рис.10. Моделирование процесса перемещения отдельно стоящего зуба с использованием ANSYS 5.5 (Schneider J., Geiger M., Sander F.G.)

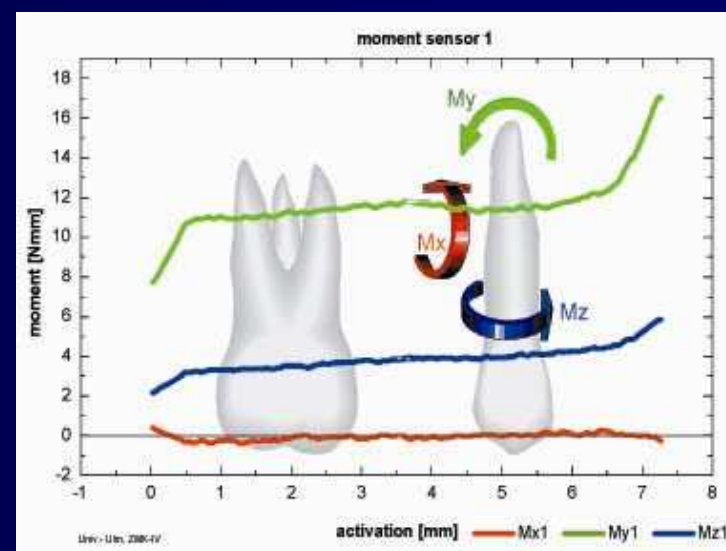
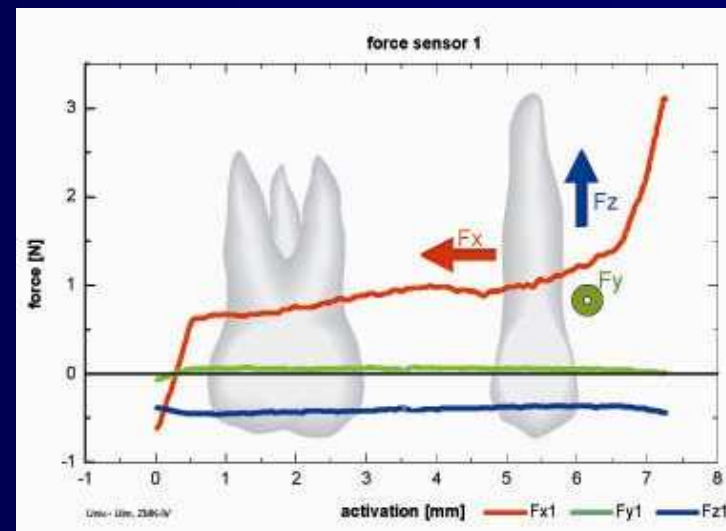


Рис.11. Полученные данные по системе действующих на зуб сил

Моделирование действия ортодонтической дуги

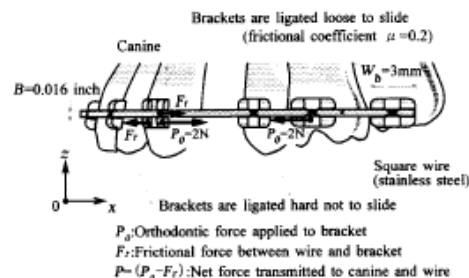
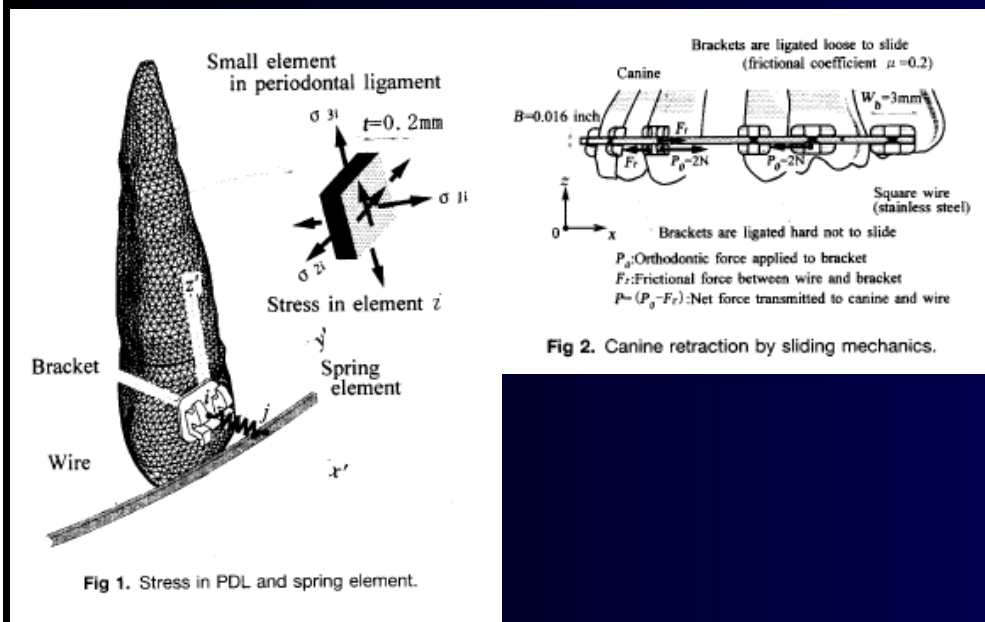


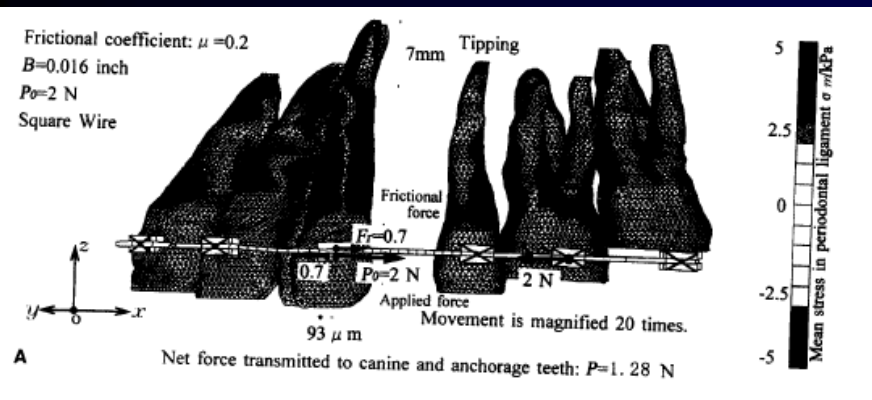
Fig 2. Canine retraction by sliding mechanics.

$$\Delta \varepsilon_{ii} = -C \sigma_{mi} \Delta T / t$$

$$\Delta \sigma_{ii} = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \Delta \varepsilon_{ii}$$

Длительное перемещение зуба вычисляется по следующей инкрементной процедуре:

- (1) К зубу приложена нагрузка со стороны брекета, нагруженного усилиями, развиваемыми ортодонтической дугой; в момент времени T , вычисляются напряжения в периодонте и силы перемещения за малый промежуток времени;
- (2) Прикладывая к зубу рассчитанные силы перемещения, вычисляется позиция зуба в момент времени;
- (3) Вычисляется новая нагрузка на зуб, развиваемая ортодонтической дугой, и изменяются напряжения в периодонте (идем на шаг 1).



Негомогенные модели

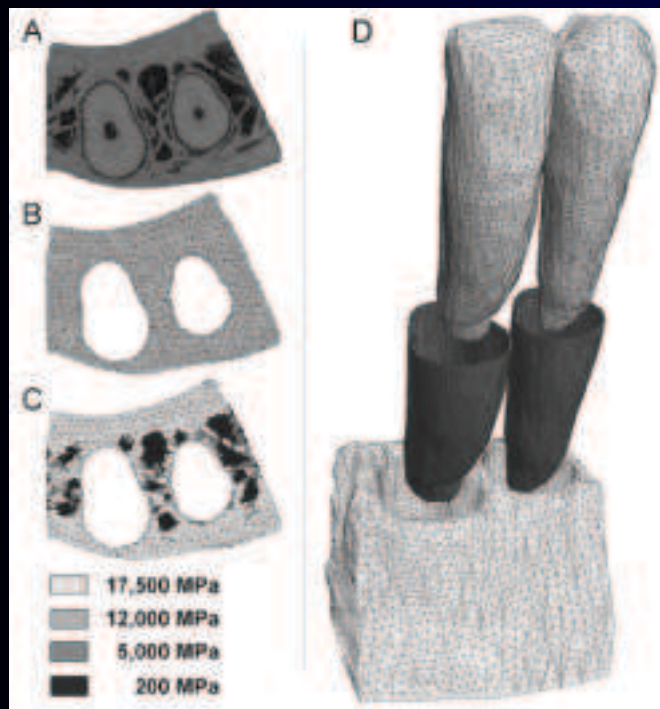
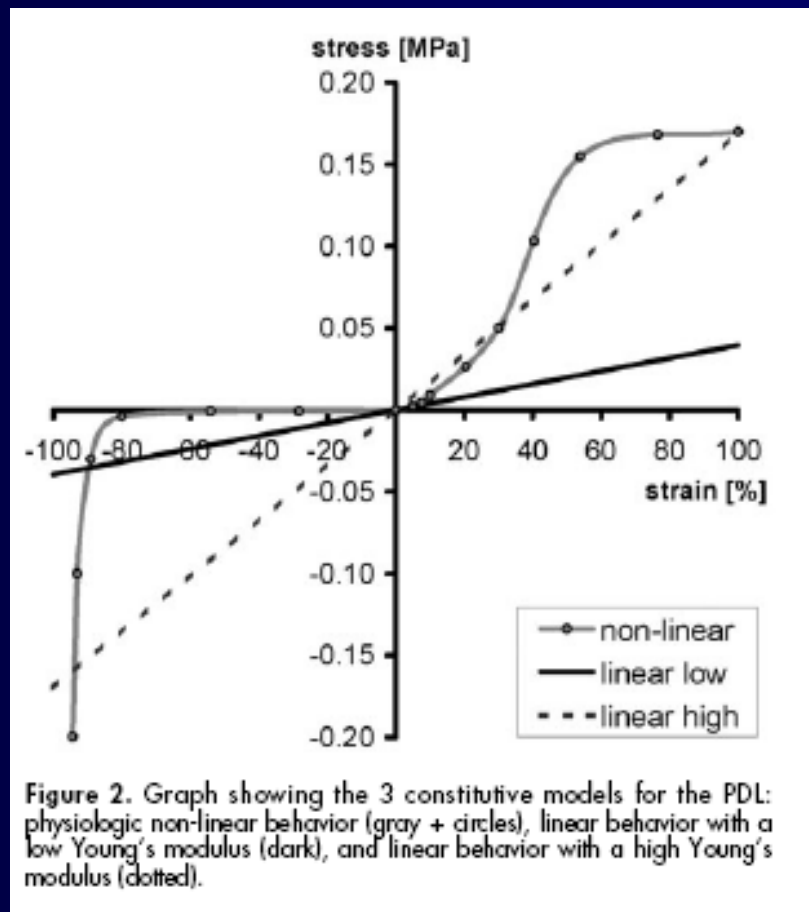
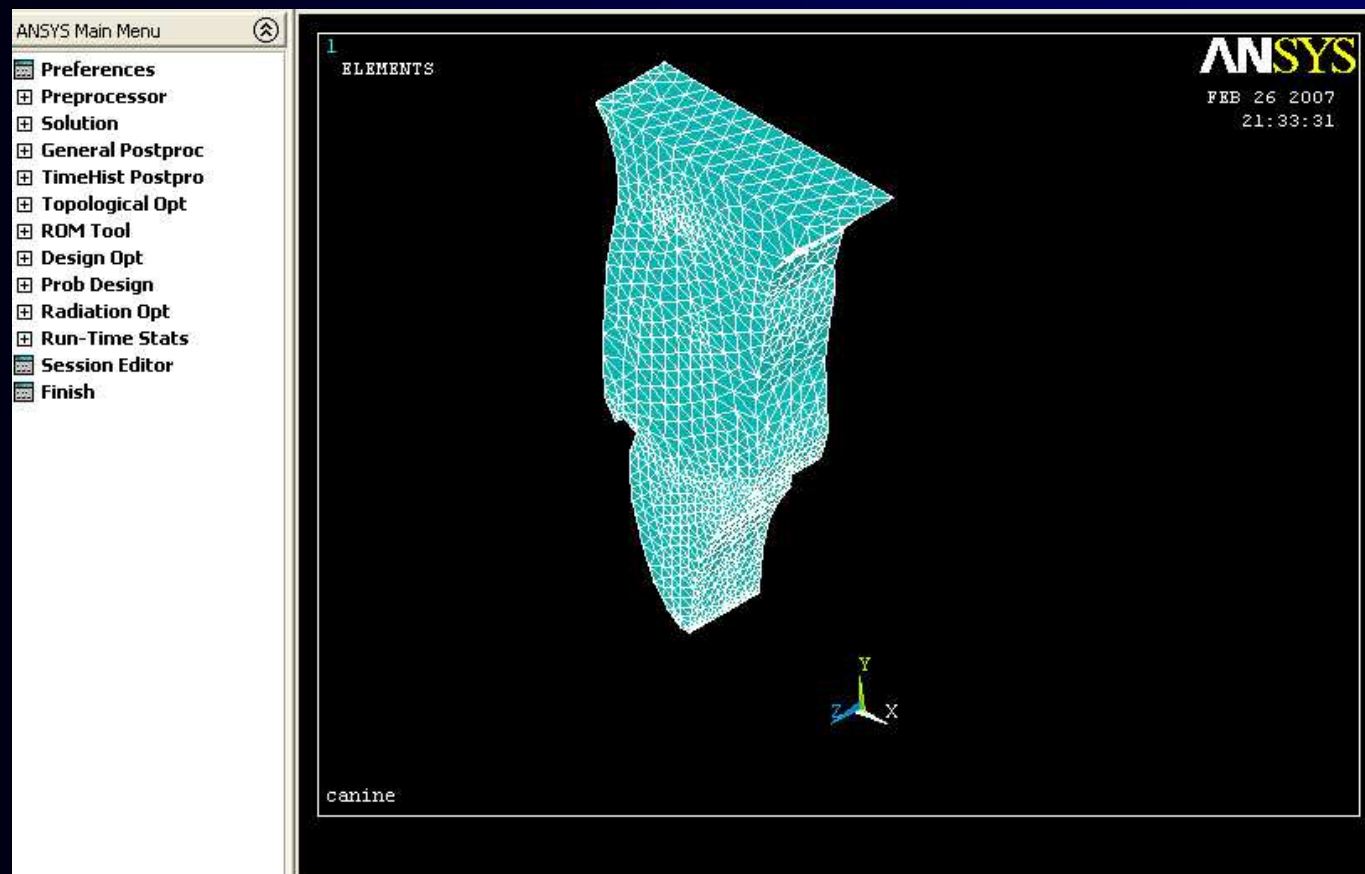


Рис. 12. Модель резцов нижней челюсти, построенная датскими учеными (Р.М. Cattaneo, М. Dalstra, В. Melsen) А – томографический снимок; В – гомогенная модель костных тканей челюсти; С – модель, зависящая от плотности кости, построенная по томографическому снимку; D – восстановленная 3D-модель



Исследование центра сопротивления и центра вращения зуба



Решение упругой задачи в ANSYS для модели порядка 30 тыс узлов занимает около 5 мин на ПК

Этапы работы с системой и получение данных о геометрии зуба по параллельным сечениям (слоям) по томографическому снимку

Основные этапы работы с системой: 1) ввод данных о геометрии челюсти по КТ-снимкам (каждый контур зуба приближался точками, формирующими полигональную линию (рис.2)); 2) реконструкция поверхности модели по наборам параллельных контуров; 3) генерация объемной сетки восстановленных областей; 4) оптимизация объемной сетки.

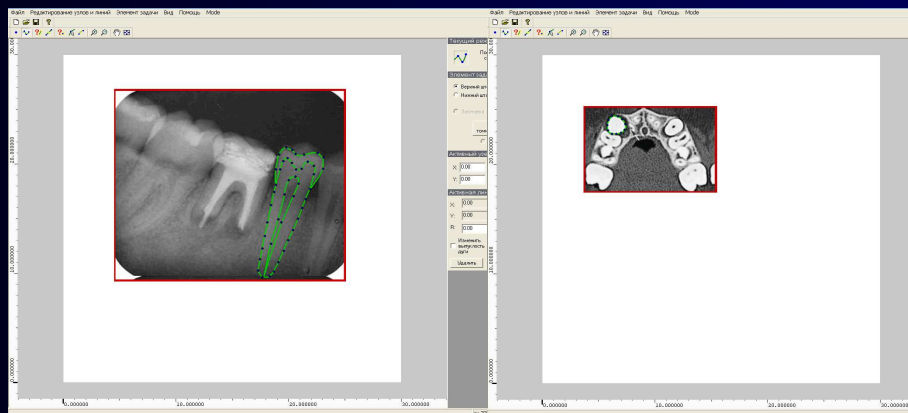
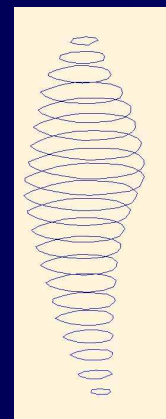
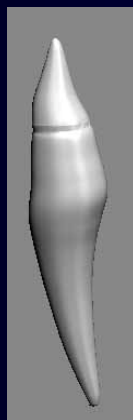
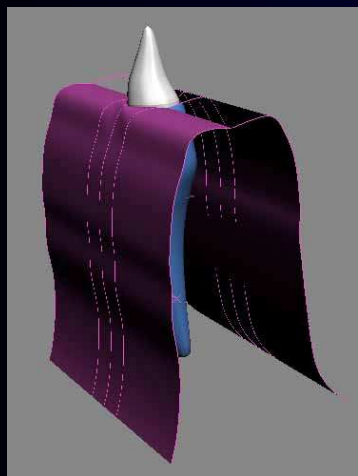


Рис.2

Приближение контурами данных КТ-снимка а) получение проекции премоляра (2D-модель); б) восстановление 3-х меной модели клыка по слоям



Методы генерации объемной сетки



Диаграмма 1. Классификация методов дискретизации

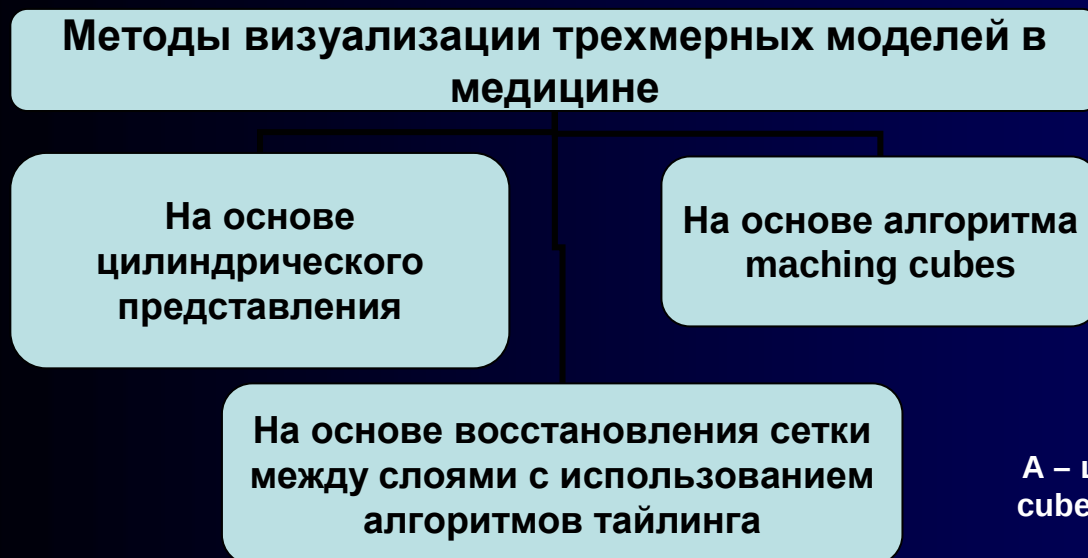
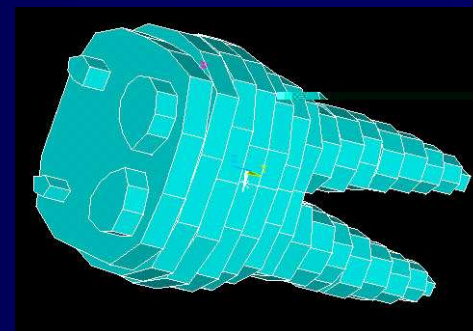
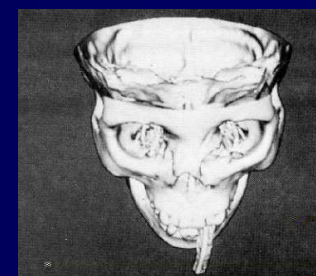


Диаграмма 2. Классификация методов визуализации

А



В

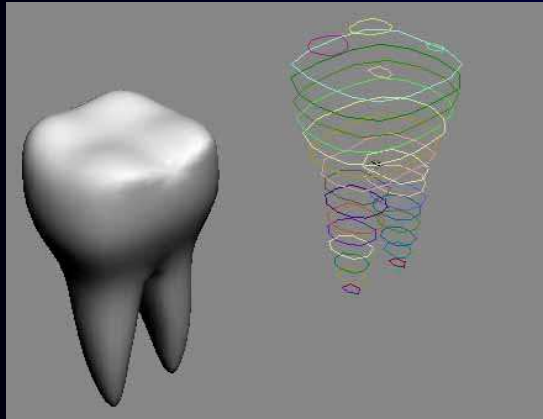


С

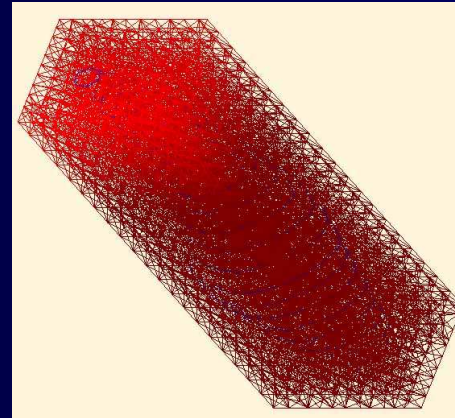


Рис. 3 Способы визуализации
А – цилиндрическое представление; В -- marching cubes ; С – с использованием алгоритма тайлинга

Дискретизация на основе метода граничной коррекции



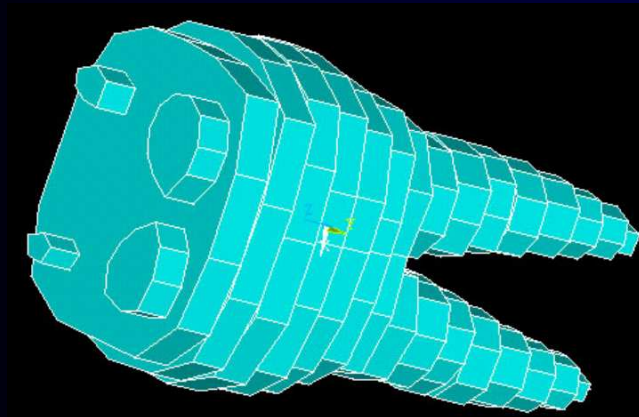
Послойное представление модели



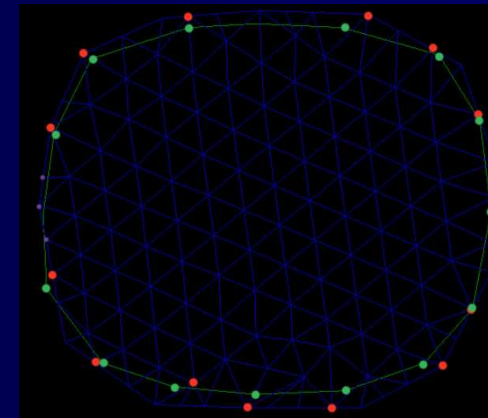
Шаблон -- максимальный по площади контур модели (обрамляющий) или обрамляющий параллелепипед

(для модели клыка строили параллелепипед с разбиением, равным длине минимального ребра контуров)

Наложение на область построенной шаблонной сетки



Визуализация на основе цилиндрического представления



Коррекция первичной сетки на слое

Рис.4 Объемное представление модели и дискретизация сетки на слоях

Подходы к построению объемной сетки на основе восстановления сетки между слоями с использованием алгоритмов тайлинга

**Основные подходы к построению пространственной
сетки на основе параллельных слоев
(на основе восстановления сетки между слоями с
использованием алгоритмов тайлинга)**

**Подход, основанный на построении 3D
тетраэдризации Делоне по заданному
набору точек на контурах (J.D. Boissonnat)**

**Подход, основанный на комбинировании
2D триангуляции Делоне на слоях и метода
исчерпывания (AFT) при построении
объемной сетки между слоями (C. Bajaj,
E. Coyle, K. Lin)**

Основные этапы построения сетки:

- 1. Построение поверхности (tilling).**
- 2. Разбиение области с ветвлением, полученной на предыдущем этапе, на многогранники, ограниченные 2-мя плоскими параллельными областями и боковой поверхностью (многогранники могут быть вложенными).**
- 3. Тетраэдризация многогранников.**
- 4. Постобработка частей, которые не удалось разбить на тетраэдры без введения между слоями внутренних точек.**

Проблемы восстановления поверхности (tilling)

- Проблема соответствия
- Проблема ветвления
- Проблема поверхностной триангуляции

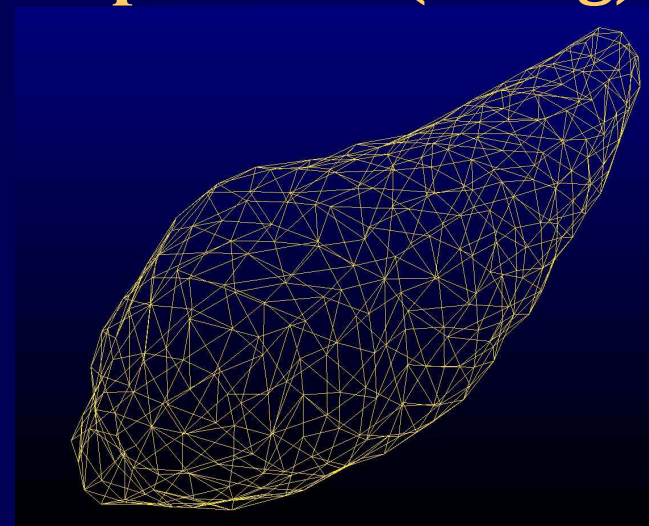


Рис.5 Восстановленная по контурам поверхностная сетка для модели клыка

Алгоритм восстановления поверхности по контурам разбивается на следующие этапы:

1. Установление на основе функции суперпозиции корректного соответствия между контурами.
2. При необходимости соединить один контур с несколькими (для ветвящейся области) для срединного слоя двух параллельных слоев построение вспомогательной ломанной (она строится на основе триангуляции Делоне для огибающего ветвление контура, полученного по проекции контуров).
3. Построение тайлинга: 1) обработка соединения контуров для областей без ветвления: а) преобразование всех невыпуклых контуров в выпуклые; б) построение тайлинга для выпуклых контуров; 2) Построение тайлинга для случая ветвления области (контура разбиваются на фрагменты по соединениям: «контур-контур», «контур-ребро_ветвления», далее тайлинг строится по алгоритму, аналогичному алгоритму тайлинга для невыпуклых контуров).

Разбиение слоя на многогранники (reducing algorithm)

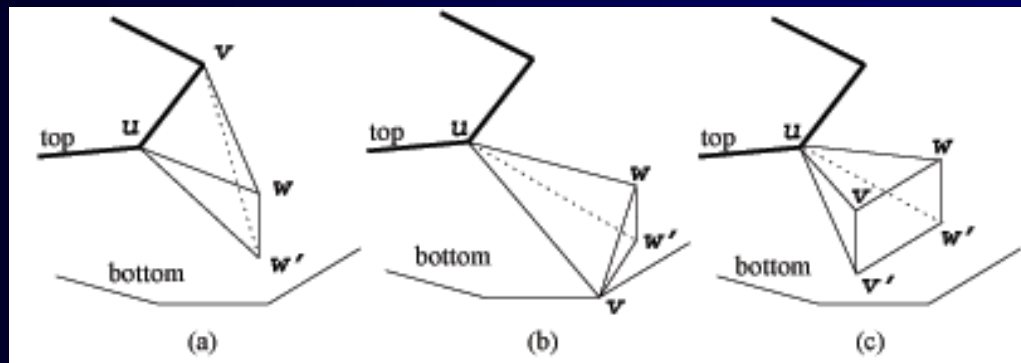


Рис. 6. Варианты отсечения тетраэдра

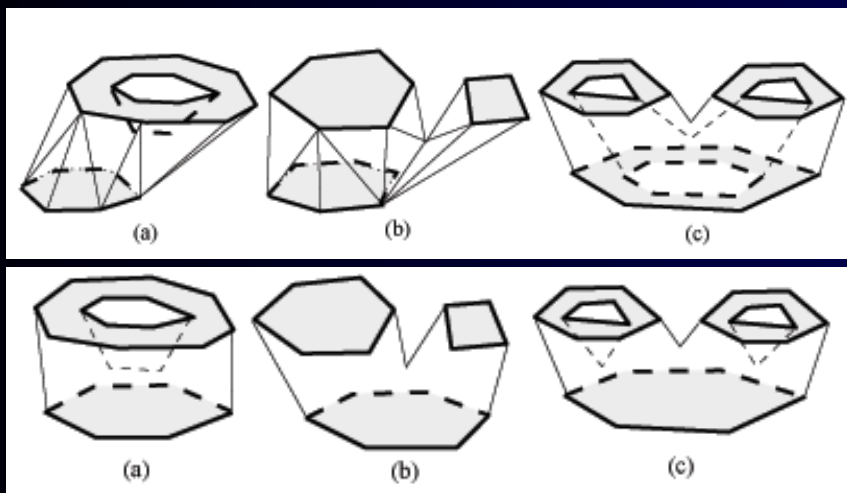


Рис. 7. Недопустимые области (рис.сверху)
и допустимые области (нижний рис.)

Условия применимости алгоритма

Алгоритм базируется на свойстве, что проекция средней вершины на соответствующий слой попадает в плоскую твердую область.

Тетраэдризация многогранников без ветвления (С. Bajaj, E. Coyle и K. Lin)

Триангуляция верхней и нижней грани определена заранее (разбиение грани задается 2D триангуляцией Делоне). На данном этапе внутренние точки удаляются (если они существуют). Все многогранники разбиваются на маленькие многогранники десять - двадцать граней на каждый. Сложность алгоритма по времени - $O(n^2)$. Здесь, n – число вершин.

Принципы алгоритма тетраэдризации невлóженного многогранника без внутренних точек (триангуляция верхних и нижних граней определена заранее):

Шаг 1: Для каждого граничного треугольника на обоих слоях вычисляем его метрику.

Шаг 2: Берем граничный треугольник с лучшей метрикой и формируем одну группу тетраэдров.

Шаг 3: Обновляем фронт и идем на шаг 1.

Шаг 4: Если остающаяся часть многогранника – нететраэдризована, запускаем процесс постобработки.

Вычисление метрики треугольника слоя

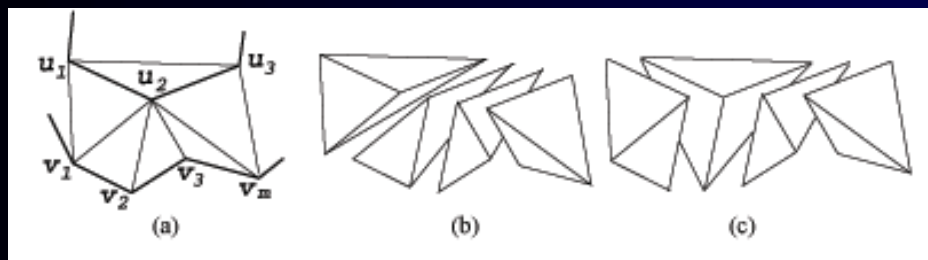


Рис. 8. Построение тетраэдра на основе оператора группы

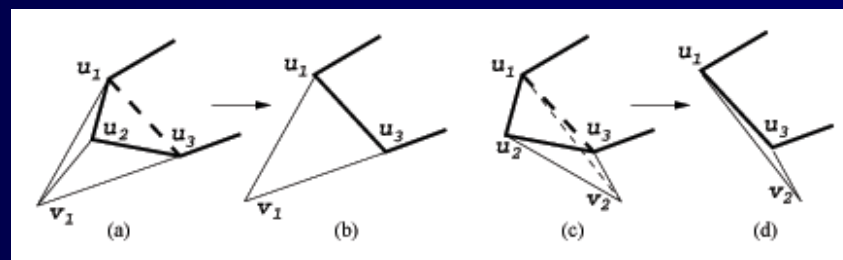


Рис. 9. Действие весового коэффициента на регулярность остающейся части

$$\gamma = \frac{\text{volume of tetrahedron}}{(d(\text{edges}))^3} \quad (1)$$

Метрика граничного треугольника умножается на весовой коэффициент

$$\omega = \begin{cases} 2(1 - d/h), & d \leq 0.5h \\ 1, & 0.5h < d < h \\ h/d, & d \geq h \end{cases} \quad (2)$$

h -- расстояние между u_2 и линией u_1 и u_3

d -- максимальное расстояние среди всех расстояний от v_i ($i=1,m$) до линии u_1u_3

Правило защиты (protection rule) для уменьшения возможности генерации нететраэдризованных остающихся частей

Лемма Предположим, что на верхний граничный треугольник $u_1u_2u_3$ есть ограничение, что не больше, чем один треугольник типа 1 находится между двумя треугольниками типа 0, содержащих отрезки контура u_1u_2 и u_2u_3 , как показано на рис. 8. Кроме того, допустим вершины основания двух треугольников типа 0 – v_1 и v_2 . Наш оператор группы не может быть применен к треугольнику $u_1u_2u_3$ для формирования тетраэдральной группы тогда и только тогда, когда удовлетворяются все перечисленные условия:

- 1) v_1v_2 – ровно один отрезок контура;
- 2) одна из хорд слоя u_2v_1 и u_2v_2 является рефлексной (угол больше π), а другая – выпуклой (угол меньше π);
- 3) оба отрезка u_1v_2 и u_3v_1 не лежат внутри призматоида.

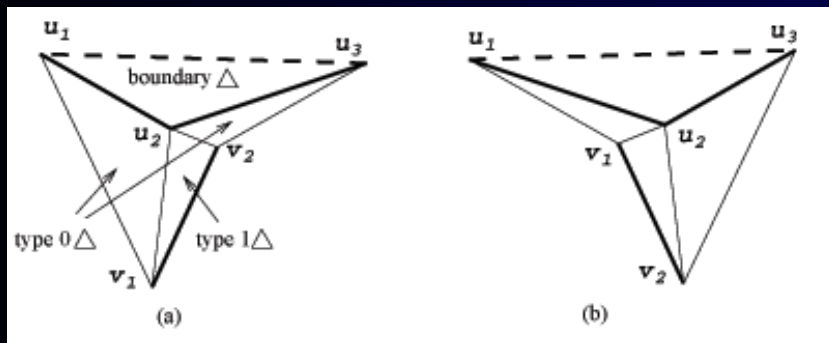


Рис. 10. Нететраэдризуемые области, определенные по лемме

Правило защиты: новый тетраэдр не может удовлетворять условию 3 из леммы относительно любого граничного треугольника, который удовлетворяет условиям 1 и 2. Правило утверждает, что любой предложенный тетраэдр не может пресекать $u_1u_2v_2$.

Классификация нететраэдризованных остающихся частей

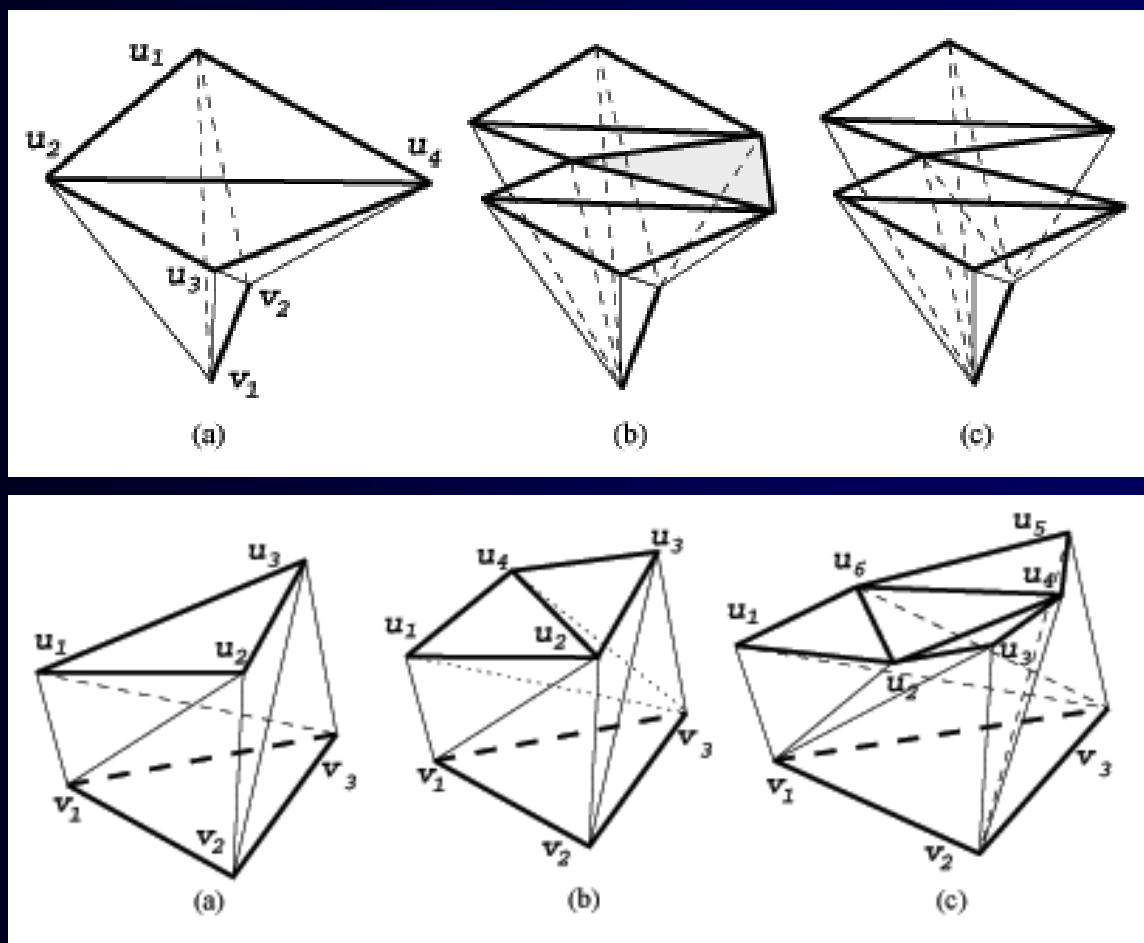


Рис. 11. Нететраэдризуемые области, определенные по лемме

Тетраэдризация многогранников без ветвления (подход Y. Ito, A.M. Shih и B.K. Soni):

1. Входные данные: триангуляция нижнего основания многогранника. Начальный фронт строим, формируя тетраэдр по треугольнику и вершине из списка вершин-кандидатов (заранее подготовленный массив внутренних вершин верхнего слоя) или вершине треугольника текущей границы (тайлинга); критерий оценки – метрика тетраэдра.
2. По полученным вершинам и ребрам строим триангуляцию Делоне верхнего слоя. Замыкаем слой аналогично предыдущему этапу, но здесь вершины-кандидаты – уже построенные вершины тетраэдров нижнего слоя.

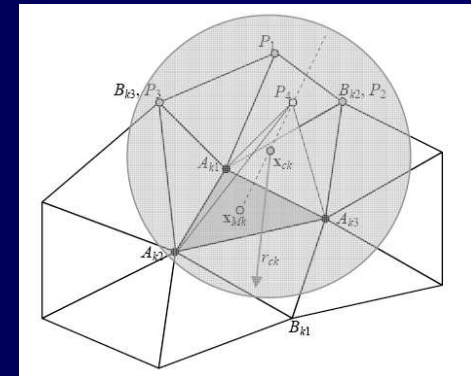


Рис. 12. Определение списка вершин-кандидатов четвертой вершины тетраэдра.

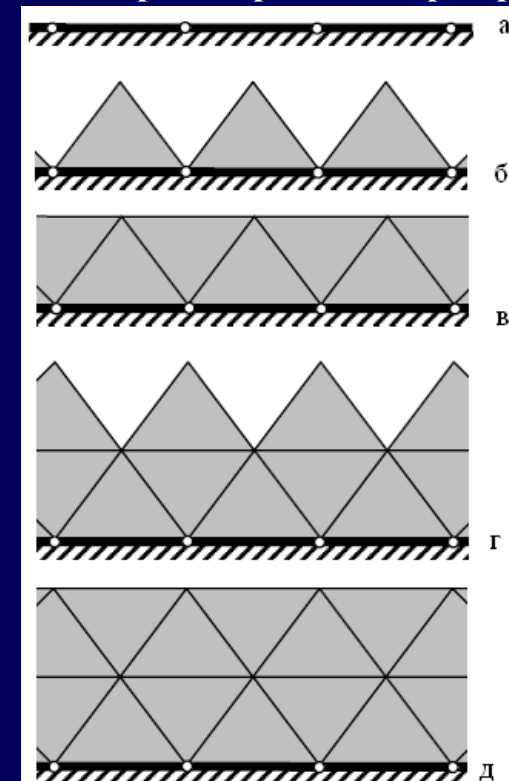


Рис. 13. Процесс формирования тетраэдральной сетки. а – начальный фронт; б – формирование тетраэдров, используя треугольники начального фронта на нижнем слое и вершины контура на верхнем слое; в – формирование тетраэдров, используя вершины нижнего слоя; г, д – применение той же стратегии к следующему слою.

Метод регуляризации сетки

Процедура регуляризации заключается в построении оценки расположения каждого узла с помощью минимального значения функции:

$$F = \sum_{i=1}^n R_i^2 \quad (1)$$

, где R_i – расстояния между данным узлом (x_0, y_0, z_0) и окружающими его узлами.

Т.к. $R_i^2 = (x_0 - x_i)^2 + (y_0 - y_i)^2 + (z_0 - z_i)^2 \quad (2)$, то условие регуляризации сетки

$$\begin{cases} \frac{\partial F}{\partial x_0} = \sum_{i=1}^n 2(x_0 - x_i) = 0 \\ \frac{\partial F}{\partial y_0} = \sum_{i=1}^n 2(y_0 - y_i) = 0 \\ \frac{\partial F}{\partial z_0} = \sum_{i=1}^n 2(z_0 - z_i) = 0 \end{cases} \quad (3)$$

Применяя условие (3) для каждого из внутренних узлов подобласти, получим системы уравнений ленточного типа для определения координат узлов сетки (граничные узлы фиксированы).

Mimics – обработка объемных медицинских изображений

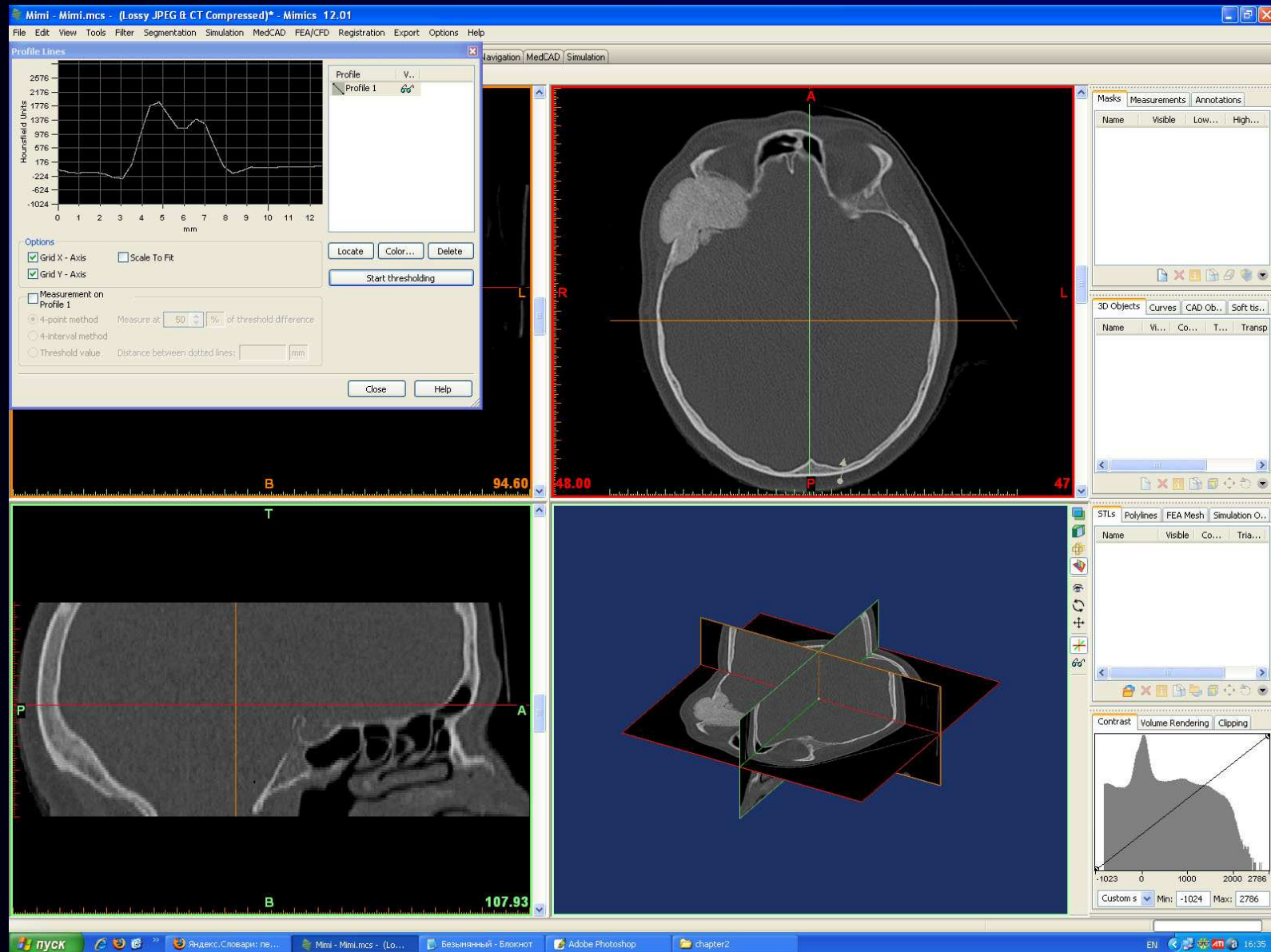
Базовый пакет

- Импорт данных. Mimics импортирует 2D данные с практически любых томографов.
- Визуализация
- Реконструкция изображения
- 3D рендеринг
- Отчеты по модели

Модули Mimics

1. Модуль MedCAD преобразовывает с томографа в объекты САПР
2. Модуль STL+ связывает данные Mimics и системы быстрого прототипирования через файлы, описывающие поверхность как набор треугольников
3. Модуль FEA связывает данные томографии с системами анализа МКЭ и вычислительной гидродинамики:
оптимизация поверхностной сети в Remesher, двойное связывание сетей через импорт/экспорт с препроцессорами пакета МКЭ, назначение материалов объемной сети на основании исходных сканированных изображений

Внешний вид программы (операция Thesholding):



Этапы работы:

1. Создание маски сегментации

- Thesholding
- Region Growing

Операции над маской: редактирование (Draw, Erase, Local Theshold), Dinamic Region Growing, изменение «формы» маски (Erode, Dilate, Open, Close), булевы операции, заполнение пустот

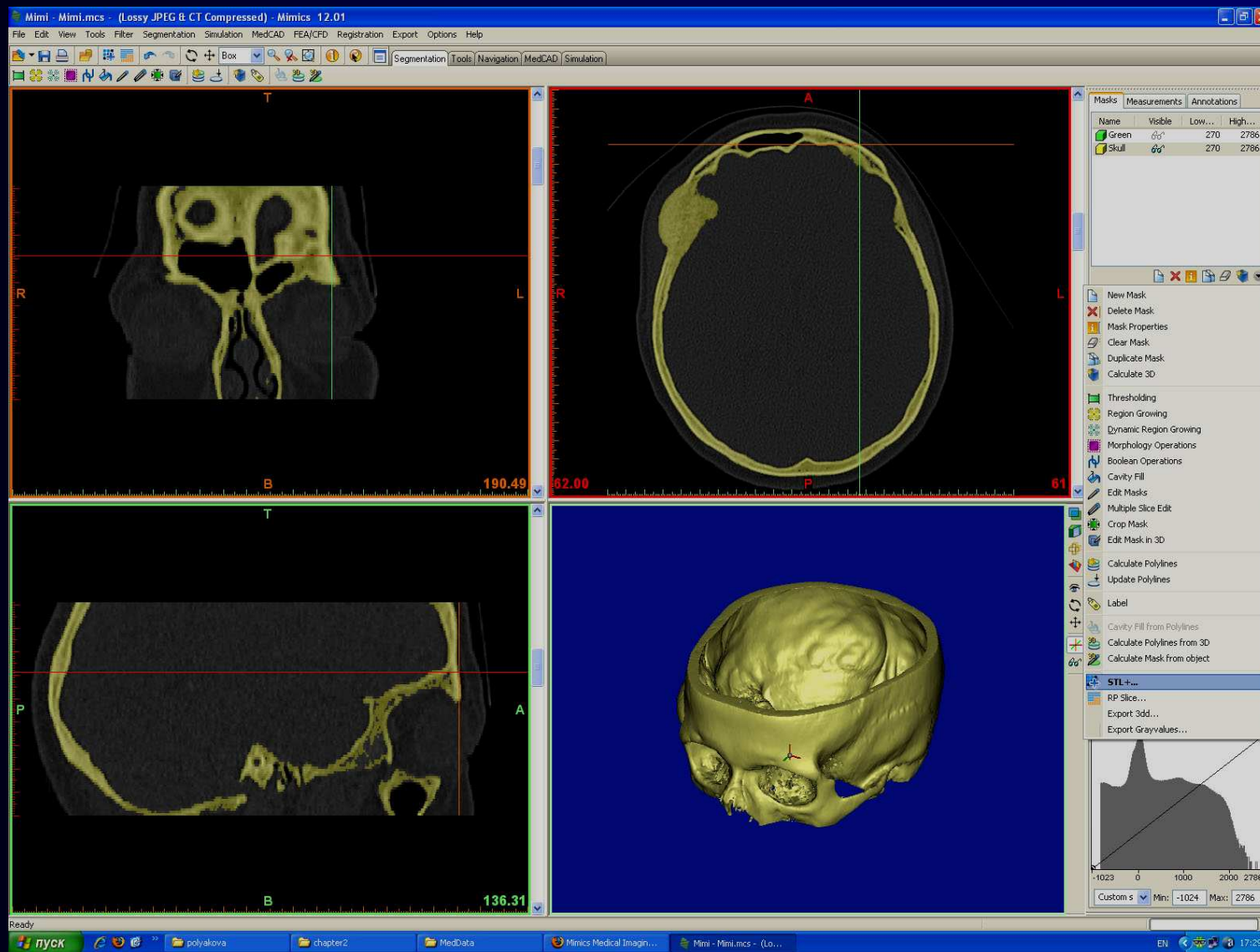
2. Реконструкция модели по маске

3. Преобразование сети в Remesher

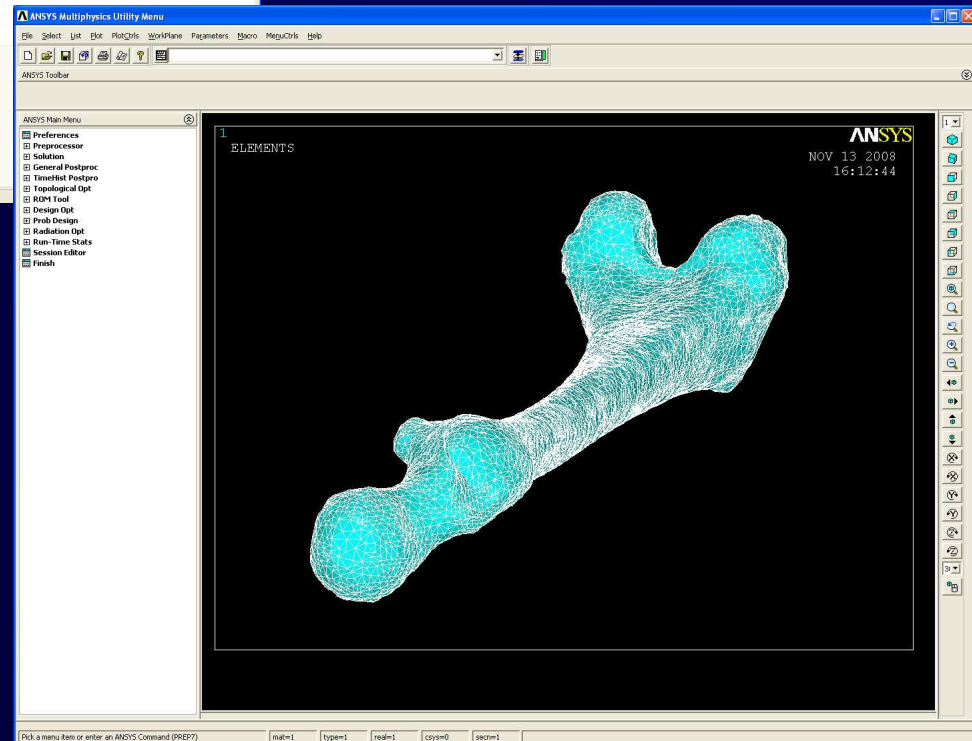
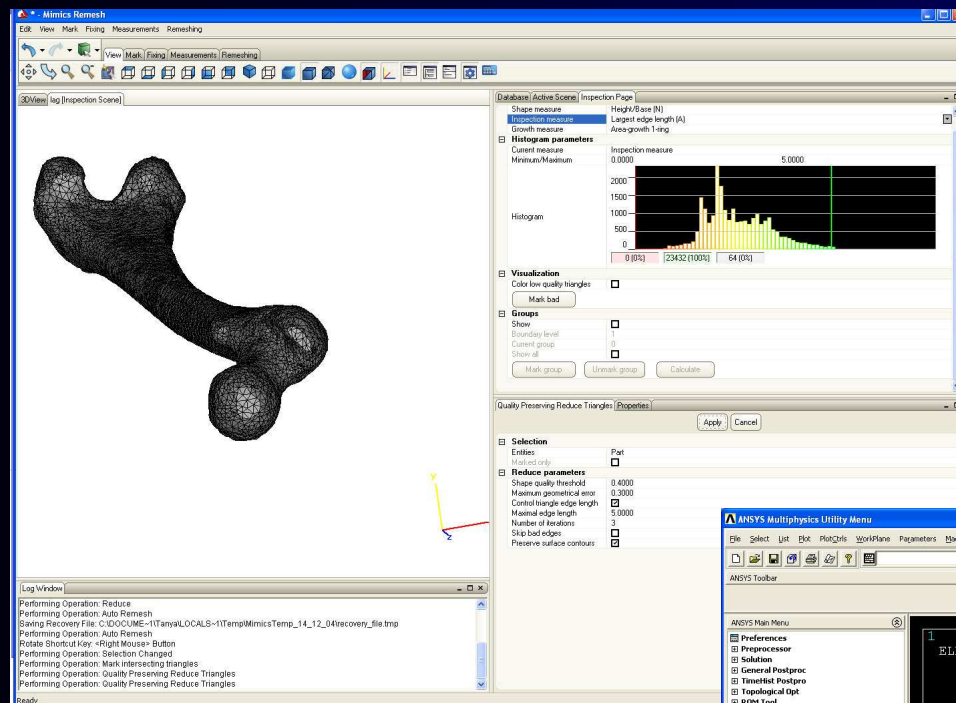
4. Назначение материалов

5. Импорт в систему МКЭ или пакет вычислительной гидродинамики

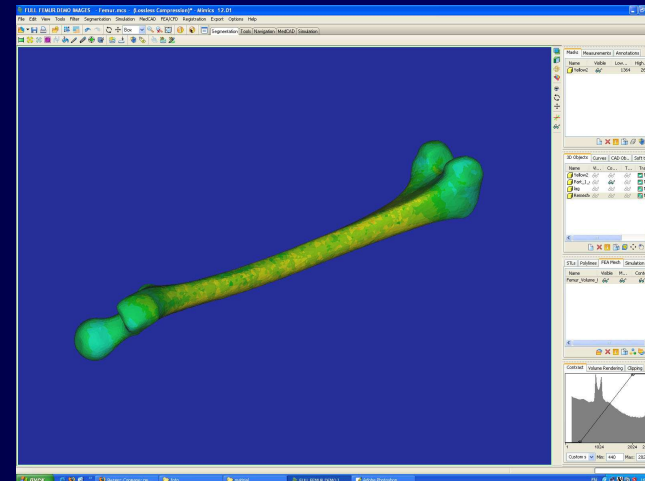
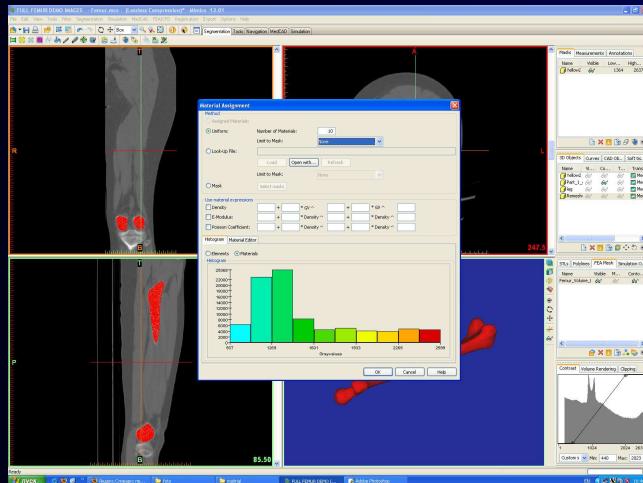
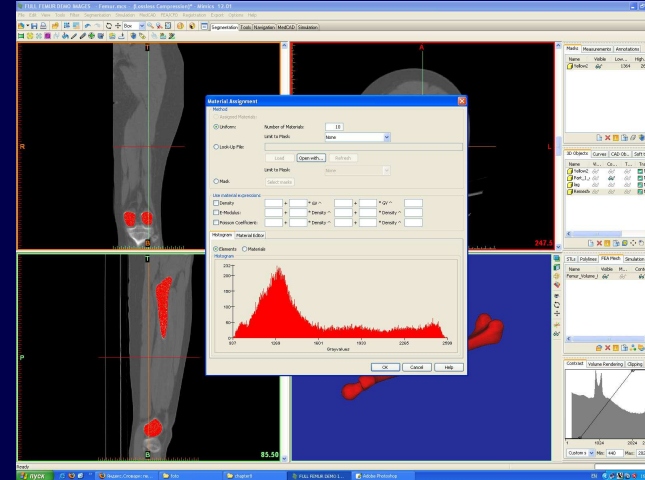
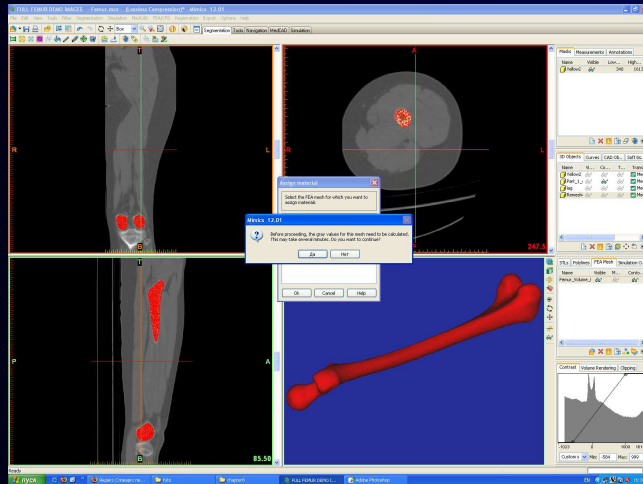
Реконструкция модели черепа



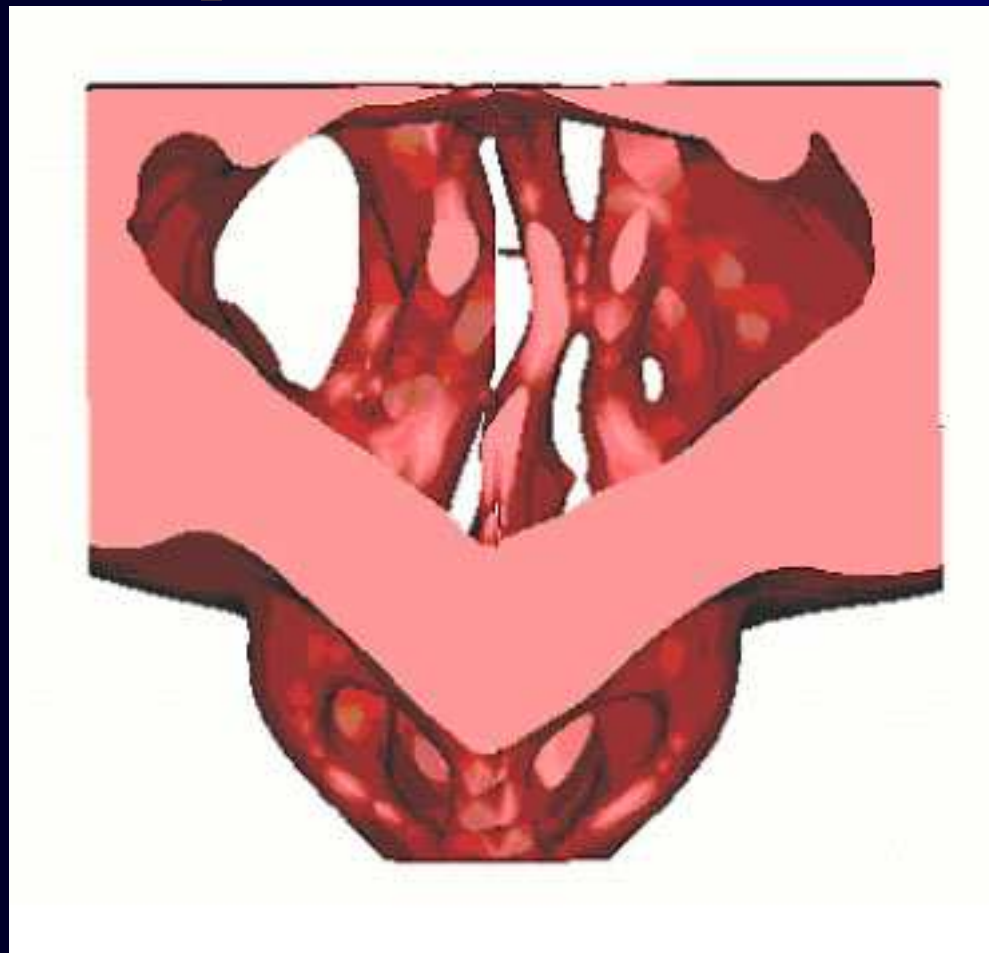
Расчет 3D модели бедра



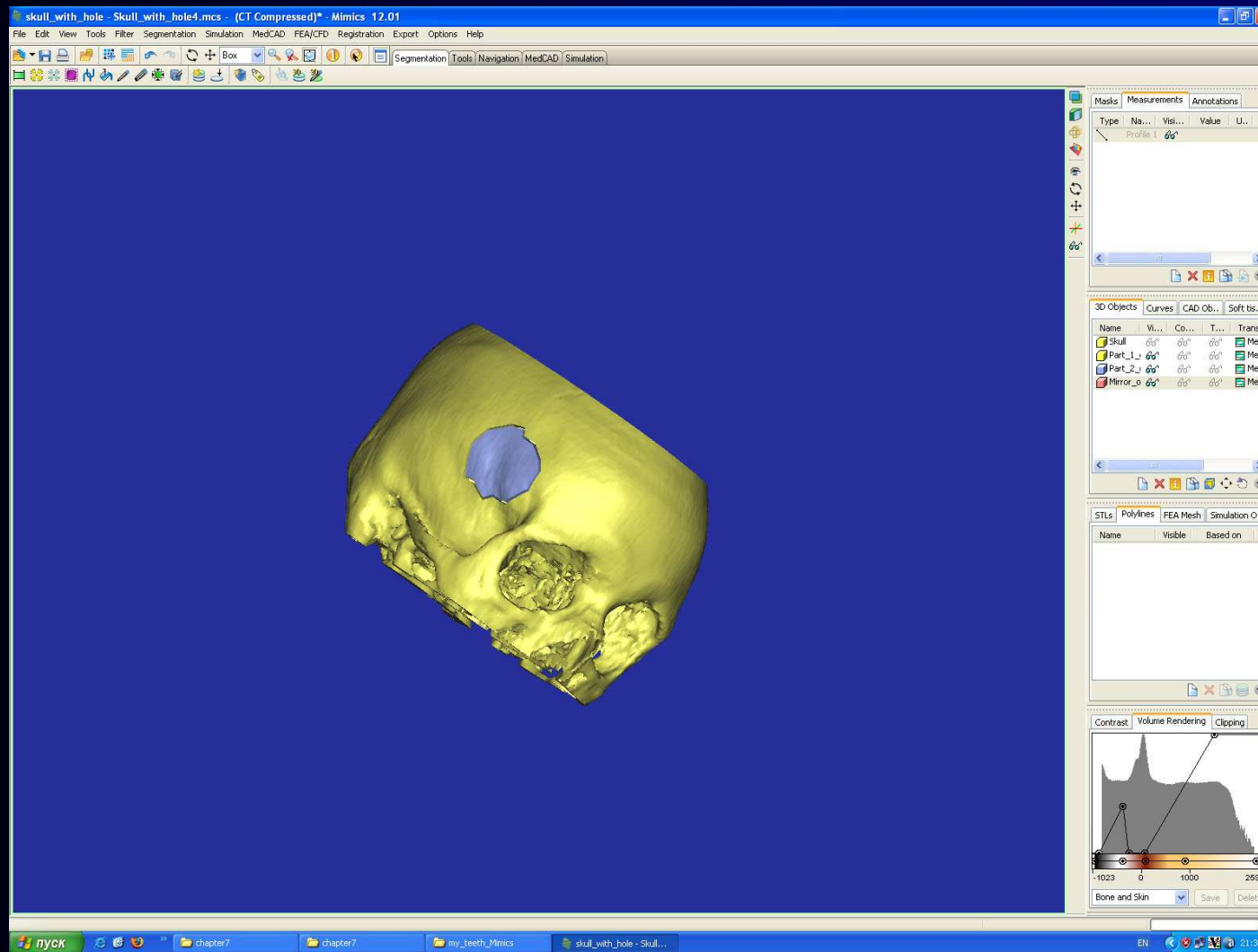
Задание свойств материалов



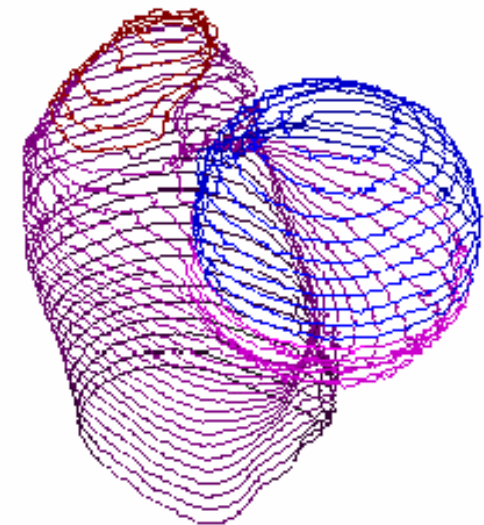
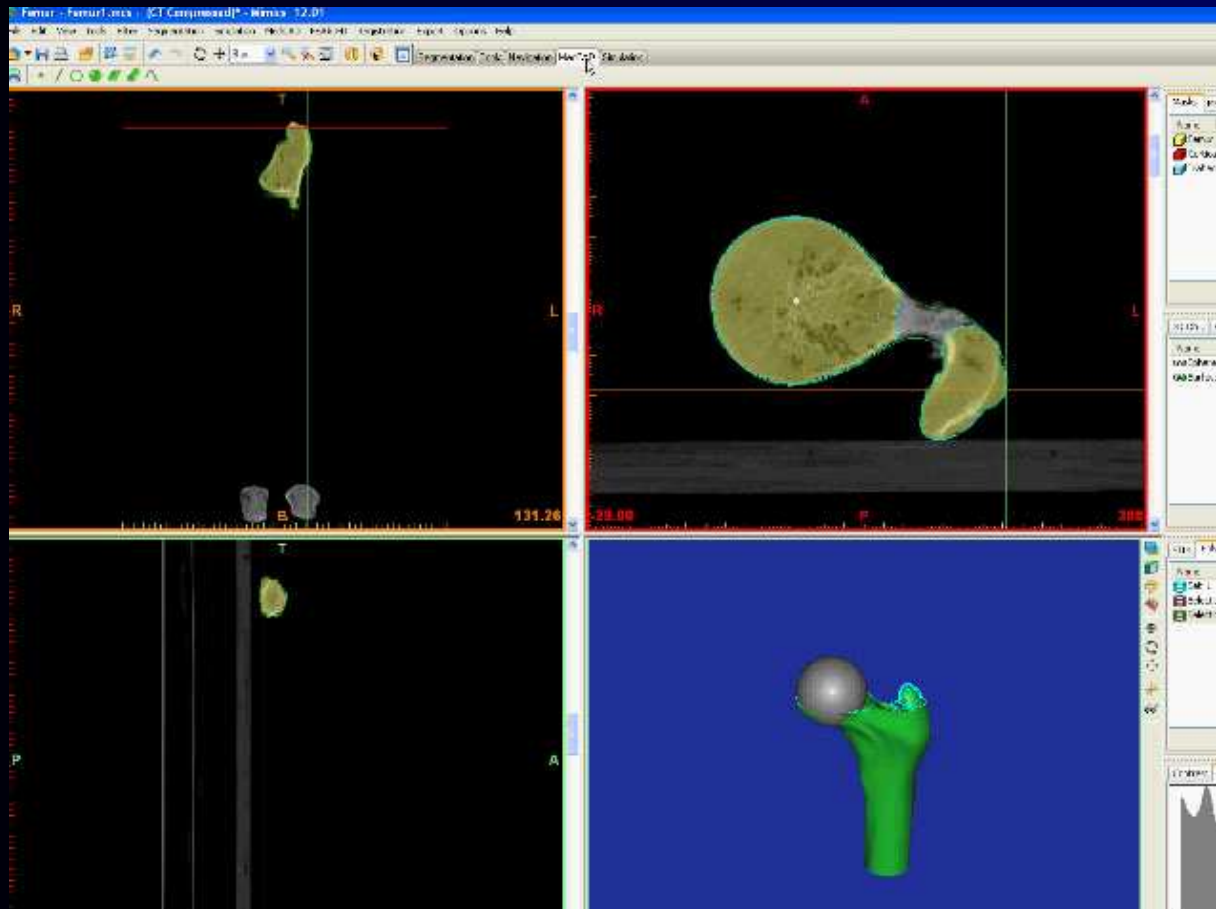
Сегментирование мягких тканей вокруг ротовой полости



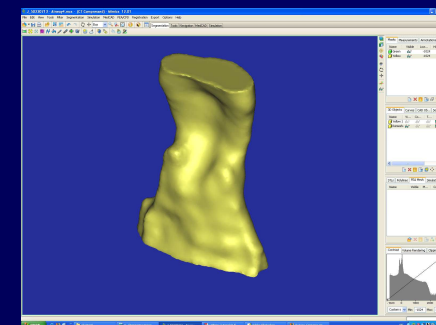
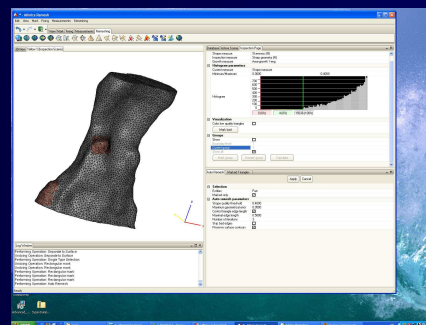
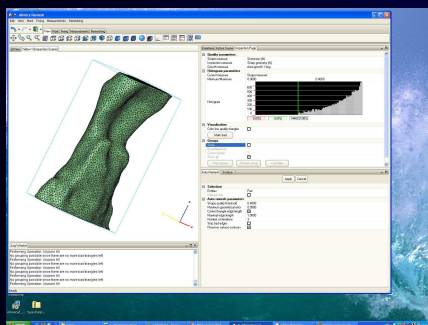
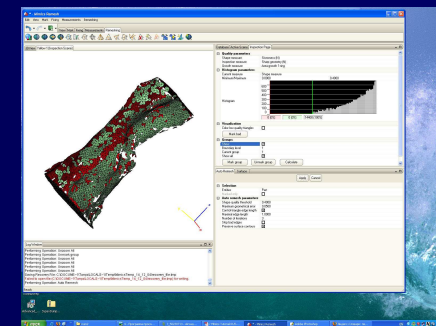
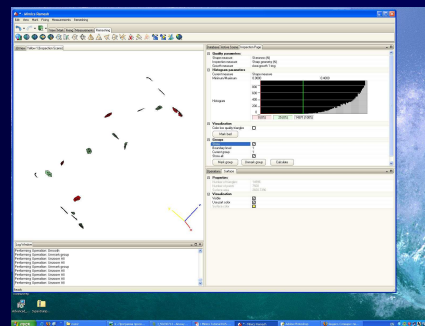
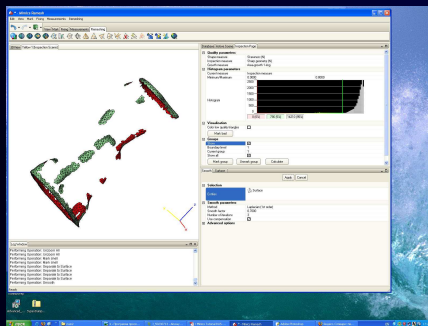
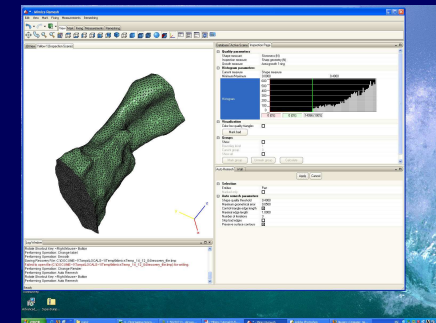
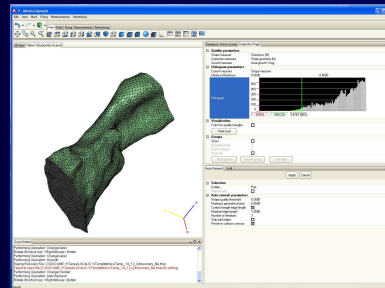
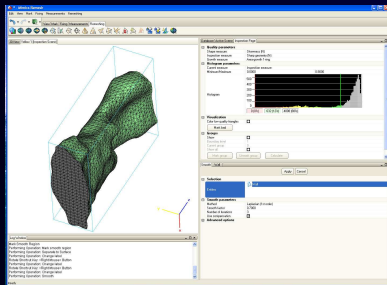
Реставрация фрагмента черепа в модуле Simulation



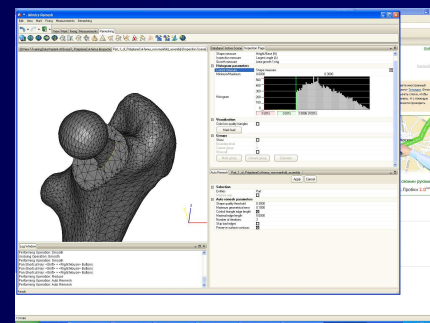
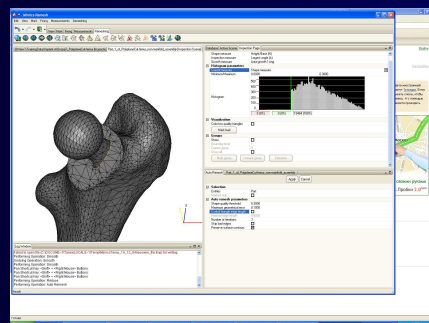
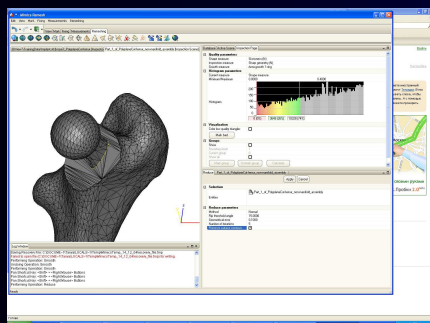
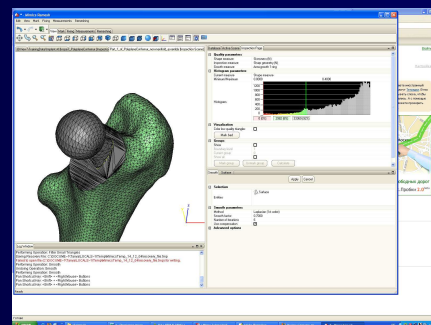
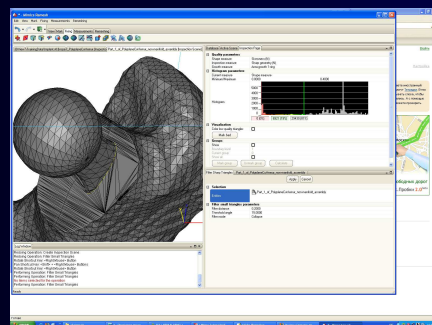
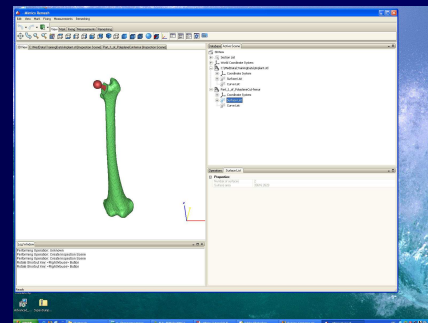
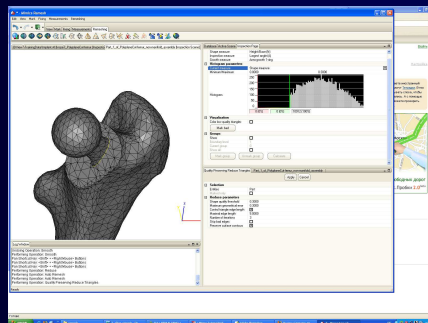
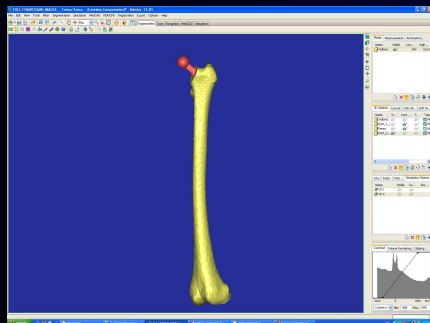
Получение модели фрагмента кости бедра в модуле MedCAD



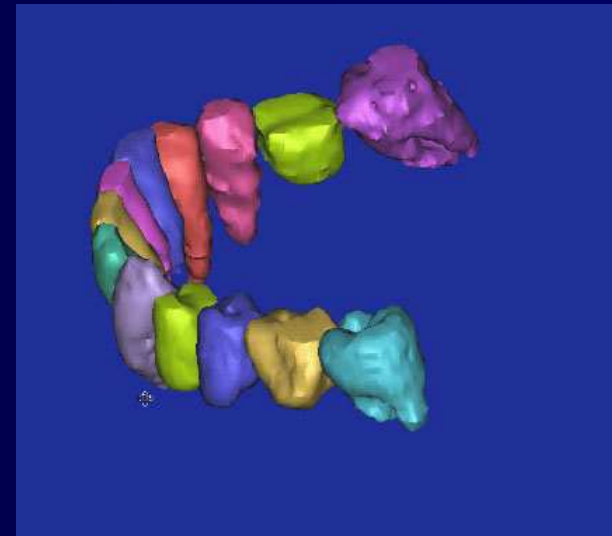
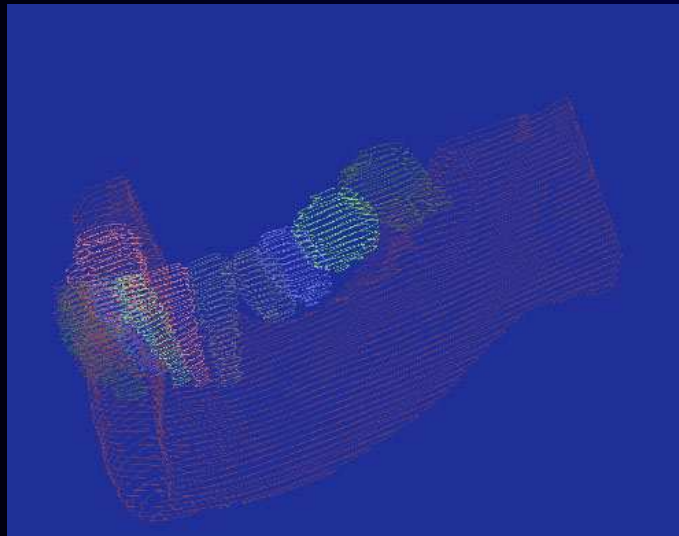
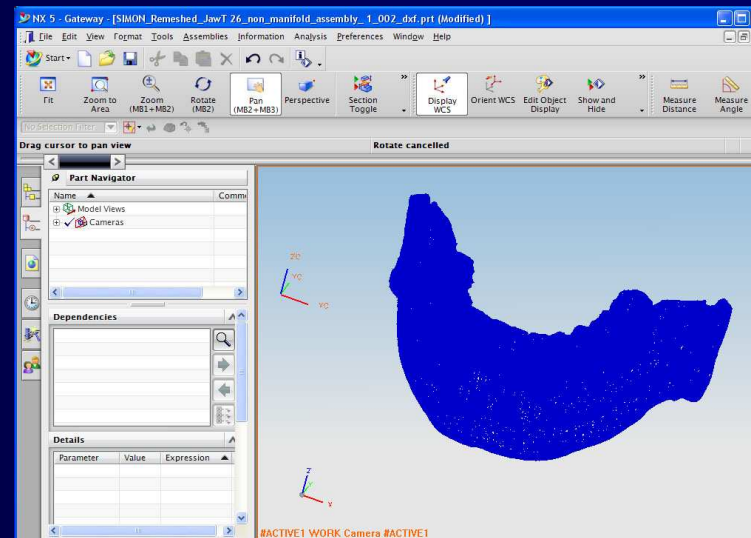
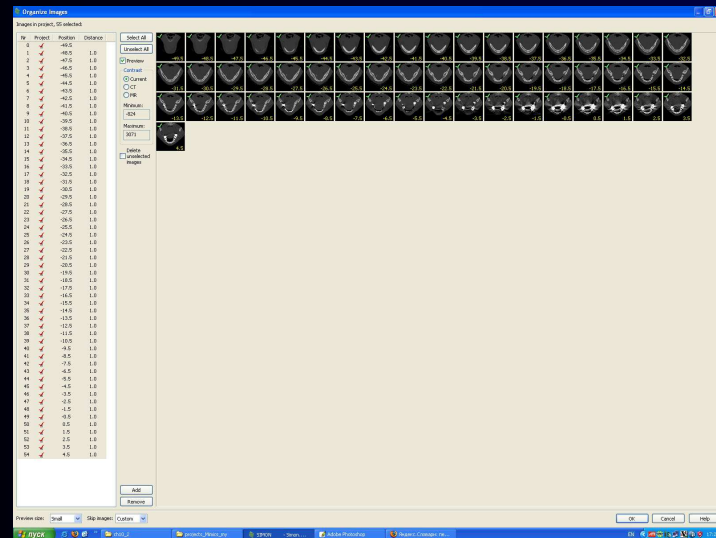
Создание 3D модели гортани для анализа ВГГД



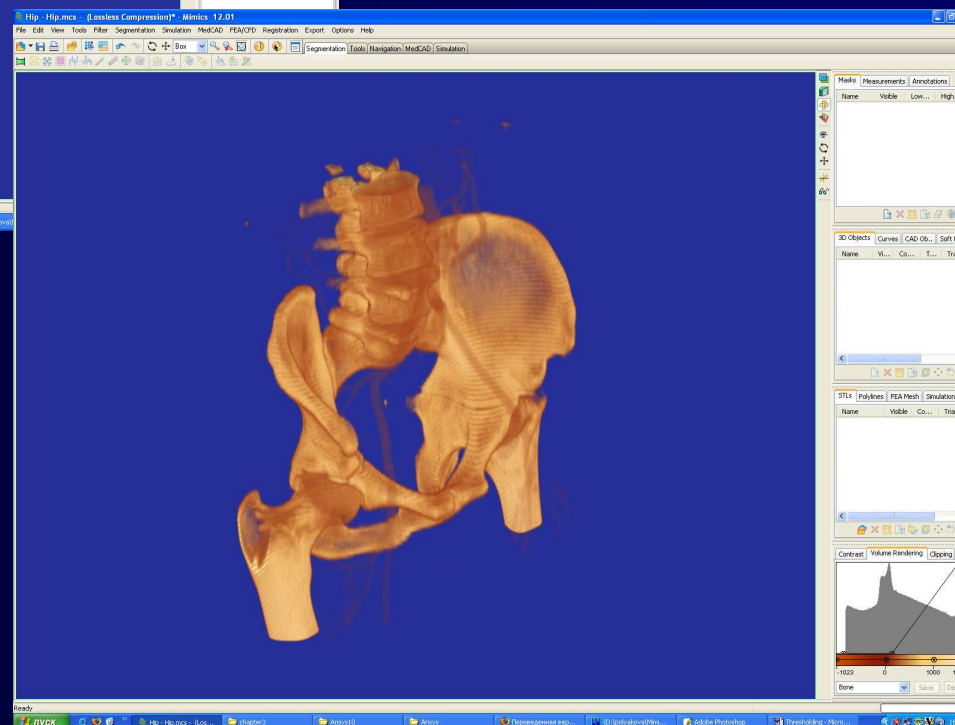
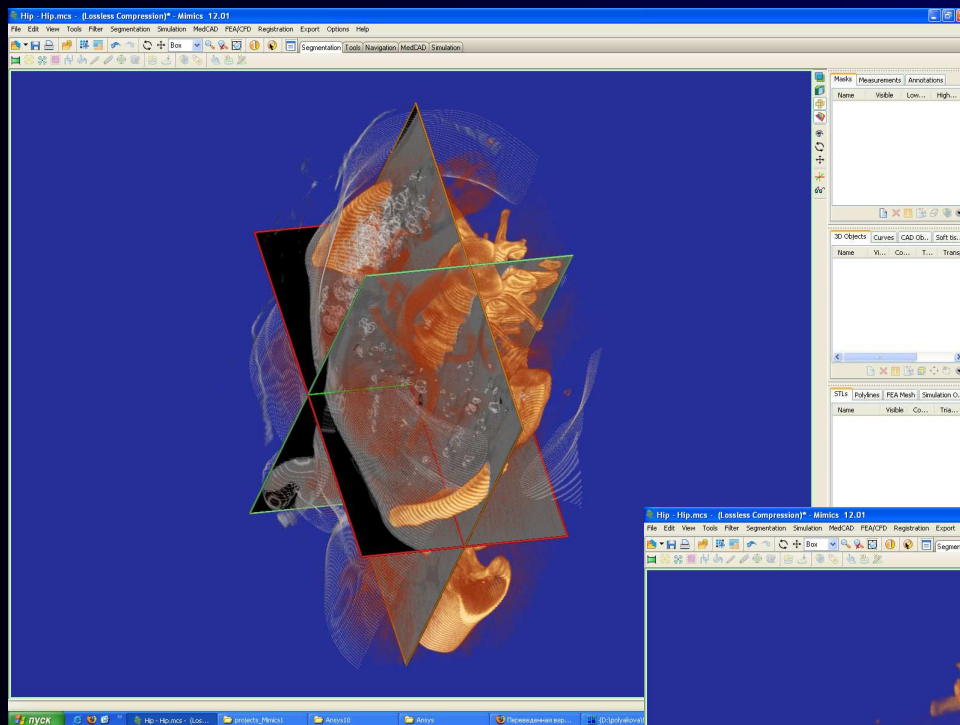
Сборка разнородных элементов



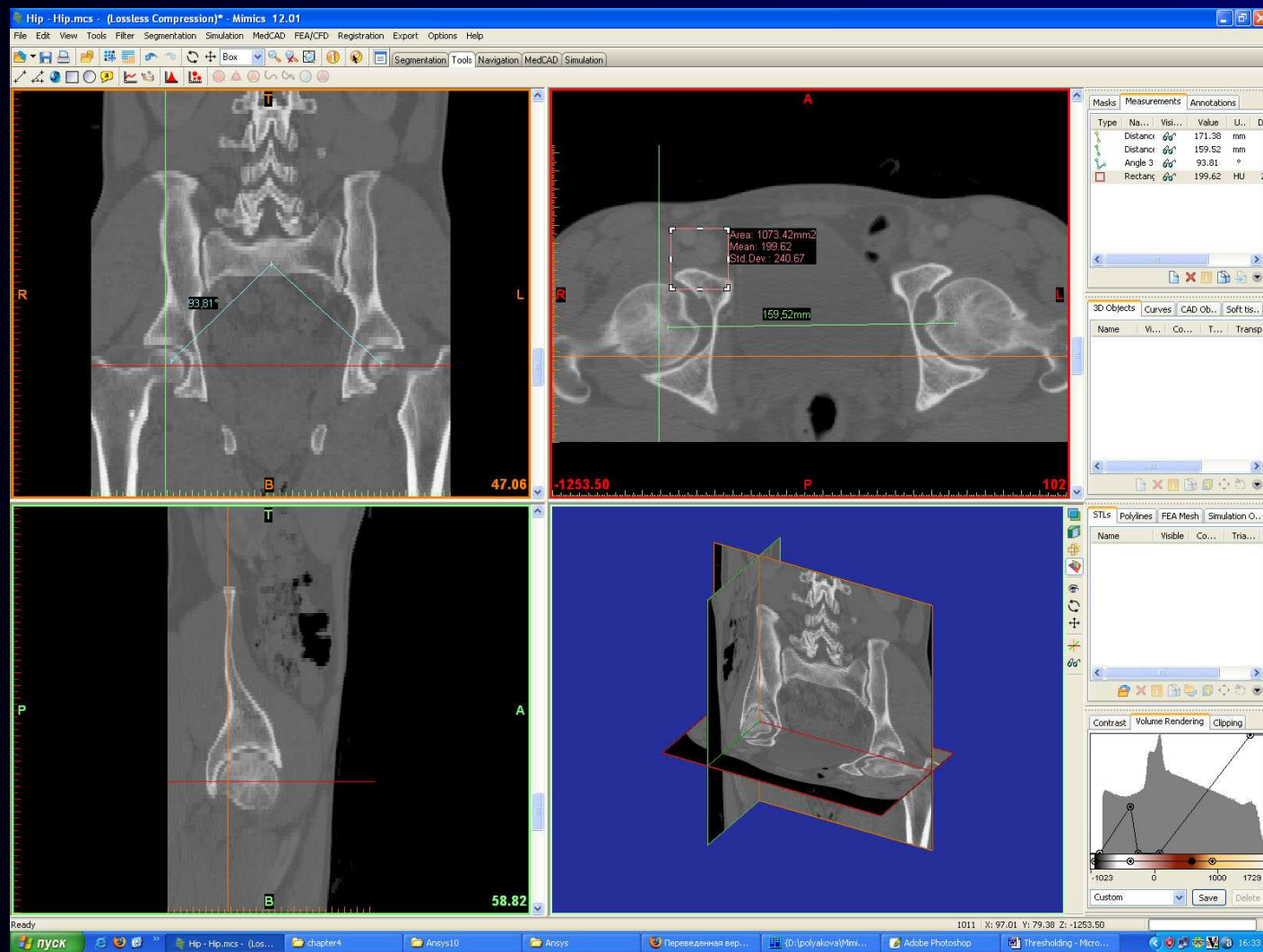
Реконструкция модели нижней челюсти



Рендеринг модели



Измерение расстояний на модели



Построение срединной линии аорты и артерии



Заключение

В работе описана структура системы геометрического моделирования и дискретизации объектов, полученных по данным снимков томографа, и основные алгоритмы, используемые для разработки генераторов сеток. Программа впоследствии войдет в состав препроцессора программного комплекса SPLIN, ориентированного на моделирование биомеханических конструкций в области стоматологии. Рассмотрено несколько примеров реконструкции объемных медицинских изображений в программном комплексе Mimics.

Спасибо за внимание!