

КОМПЛЕКС ВИРТУАЛЬНОЙ ИМИТАЦИИ ЗУБОЧЕЛЮСТНОЙ СИСТЕМЫ

Смирнов А.Г.,¹ Клименко С.В.,² Ростков Д.А.¹

¹Институт компьютерного моделирования биологических объектов, Санкт-Петербург

²Институт физико-технической информатики, Протвино

alex.smirnov.spb@mail.ru, stanislav.klimenko@gmail.com, eport77@mail.ru

Аннотация

Создание систем виртуальной имитации биомеханики анатомических органов является многообещающим направлением в развитии диагностических и прогностических медицинских комплексов. Применимость таких систем зависит от способности обеспечивать быструю, точную и относительно дешевую с точки зрения вычислительных затрат генерацию компьютерной модели физического объекта (системы) и её визуализацию в форме интерактивной трехмерной графики. Для решения подобных задач уместно использовать методы реконструкции сложных высоко-детализированных трехмерных сцен за счет обработки потоков данных, получаемых от сенсоров. Такие методы имеют общее название Image Based Rendering (IBR) [1,2]. В представленной работе освещаются вопросы, связанные с разработкой диагностической виртуальной имитации зубочелюстной системы.

Ключевые слова: имитация, визуализация, артикулятор, окклюзия.

1 Введение

Разработка виртуальной системы имитационного моделирования зубочелюстной системы пациента напрямую связана с решением вопросов повышения качества функционального анализа окклюзии и артикуляции.

В диагностики стоматологической патологии ключевым моментом является исследование функции височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС), зубочелюстной системы и связанных с этим движений нижней челюсти, окклюзионного поля.

Перемещения нижней челюсти имеют сложную организацию и траекторию. Для изучения перемещений нижней челюсти, контактов зубов в разные фазы жевательных движений применяют имитационные приборы – артикуляторы. Наибольшее распространение имеют механические шарнирные устройства (Рис.1) различных типов и производителей.



Рис.1 - Общий вид механической диагностической системы (регулируемого артикулятора) с гипсовыми моделями.

На Рис.1 видно, что объектом изучения в механической системе являются гипсовые модели челюстей. Гипсовые модели устанавливаются в прибор в соответствии с допустимыми для каждого конкретного типа артикулятора возможностями воспроизведения индивидуальных гнатологических параметров. В свою очередь такие гнатологические показатели задаются некими абстракциями: угол сагиттального суставного пути и другие – для имитации движения нижней челюсти в сагиттальной плоскости (Рис.2);

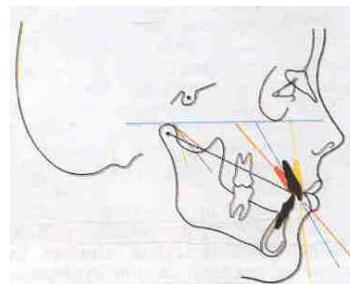


Рис. 2 – Изображение некоторых абстракций: горизонталей и углов, описывающих функцию движения нижней челюсти в сагиттальной плоскости.

угол Беннетта (Рис.3) – для имитации движения нижней челюсти в горизонтальной плоскости.

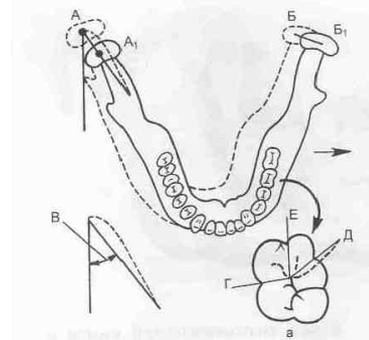


Рис. 3 – Движение нижней челюсти влево в горизонтальной плоскости. Пояснение: В – угол Беннетта.

В смоделированной системе непосредственно изучается не сам интересующий объект, а вспомогательная искусственная модель, находящаяся в некотором объективном соответствии с познаваемым объектом. [3] Механическая (аналоговая) имитационная система предоставляет исследователю возможность изучать динамику артикуляционных движений в условиях, когда:

а) биомеханические свойства искусственных моделей не равноценны свойствам объекта оригинала, например, на гипсовых моделях невозможно учитывать экскурсии зубов в зубоальвеолярной связке, возникающие при приложении к зубам сил при жевании, глотании;

б) определение вводимых абстракций сопряжено с обязательным выполнением некоторых технических условий и методик на специальных вспомогательных приборах;

в) артикуляторы различных конструкций с разной степенью достоверности имитируют по вводимым данным артикуляционные движения.

Перечисленные выше аспекты на практике влияют на точность функционального анализа окклюзии и артикуляции [4].

В то же время специалисты нуждаются в объективных знаниях о контактах между зубами (Рис. 4).

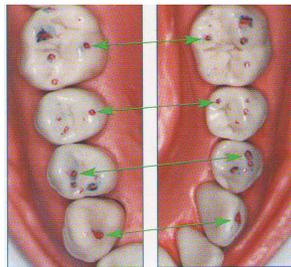


Рис. 4 - Контактные пункты на зубах.

Сторонники некоторых концепций окклюзии считают, что нужно придерживаться специфической модели множественных контактов для каждого зуба [5].

При преждевременных контактах скатов бугорков зубов, смещениях зубов, отсутствии бугорков или их нерациональных наклонах нарушаются нормальные бугорково-фиссурные соотношения зубов, их устойчивость, то есть нарушается гармоничная окклюзия. Последствия дефектов окклюзии отражаются на сосудисто-нервных механизмах пародонта. Значительные нарушения окклюзии сопряжены с явлениями мышечно-суставной дисфункции.

Недостаточная объективность механических (аналоговых) приборов (систем приборов) в части имитации динамических процессов в зубочелюстной системе подводит к идее разработки цифровых имитационных комплексов для решения задач расчета на компьютере артикуляционных движений, окклюзии и планирования лечебных конструкций на виртуальной модели. Логичность и формализованность компьютерных моделей позволяет выявить основные факторы, определяющие свойства изучаемого объекта, в частности, исследовать отклик моделируемой физической системы на изменение ее параметров и начальных условий. [3]

Цель разработки виртуальной имитации зубочелюстной системы – создание технологического комплекса, позволяющего повысить точность функционального анализа окклюзии и артикуляции. [6]

Основной задачей разрабатываемого комплекса является задача построения виртуальной имитации зубочелюстной системы пациента для проведения расчетных экспериментов на компьютере, цель которых – анализ жевательной функции, исследование отклика моделируемой системы на изменение ее параметров и начальных условий, сопоставление результатов моделирования с реальным поведением объекта-оригинала. [7]

2 Метод решения задачи

В компьютерном моделировании, в том числе для создания виртуальных интерактивных динамических моделей вещественных объектов (систем объектов) используются цифровые потоки данных, содержащие определенные сведения о физических объектах.

Получить необходимые цифровые данные на практике возможно с использованием сканирующих устройств. Такие методы реализуются с помощью компьютерной техники, поэтому любой из таких методов можно назвать компьютерным. Методика компьютерной визуализации математически описана в преобразовании Фурье и представляет собой математическое соотношение между реальным пространством и k -пространством. Применительно к визуализации в общем виде оно интерпретируется так:

$$S(\mathbf{k}) = \int d\mathbf{r} \rho(\mathbf{r}) \exp(i\mathbf{k}\mathbf{r}) \quad (1)$$

где k и g могут быть одно-, двух- или трехмерными, плотность $\rho(\mathbf{r})$ характеризует изображение в реальном пространстве, а $S(\mathbf{k})$ в k -пространстве, \mathbf{k} зависит от физических свойств, используемых в том или ином виде сканирования. Преобразование Фурье допускает обратное преобразование k -пространства в реальное g -пространство. [8]

Суть примененного в работе метода заключается в переносе цифровой информации об определенных гнатологических положениях, фиксируемых оптическим сканером (цифровая камера) на полигональную сетку трехмерной модели зубочелюстной системы пациента, полученную при помощи 3D лазерного сканера. На практике это выглядит, как наложение (проецирование) фотографической текстуры на трехмерную модель объекта. Используя синтезированные таким образом данные, при помощи алгоритмов твердотельного моделирования и реконструкции сложных высокодетализированных сцен, можно рассчитать и визуализировать траекторию движений нижней челюсти при жевании, определить возникающие нагрузки на зубы, выявить контактные точки и поля на окклюзионных поверхностях зубов с учетом экскурсий зубов в зубоальвеолярном аппарате. [9]

3 Принципы действия разработанных объектов, их характеристики

3.1 Полезная модель

Для реализации приведенного выше метода была разработана полезная модель «Программно-аппаратная система функционального анализа окклюзии и артикуляции» (патент РФ №80111). Полезная модель включает: блок сбора цифровых данных и средства организации интегрированной информационной среды,

объединяющей все процессы жизненного цикла системы. [9]

3.1.1 Блок сбора данных.

Блок сбора данных обеспечивает:

- а) сканирование гипсовых моделей исследуемых челюстей;
- б) построение полигональных сеток отсканированных моделей, формат STL (Рис. 5);



Рис.5

- в) сканирование (фотографирование) определенных окклюзионных точек на жевательных поверхностях зубов, формат JPG (Рис. 6).



Рис. 6

3.1.2 Средства организации интегрированной информационной среды.

Средства организации интегрированной информационной среды включают: ПК и программное обеспечение к программно-аппаратному комплексу окклюзии и артикуляции "Occlusion Navigator" (свидетельство о государственной регистрации № 2009616626).

Программное обеспечение к программно-аппаратному комплексу окклюзии и артикуляции "Occlusion Navigator" имеет следующие основные составляющие:

- а) пользовательский интерфейс;
- б) модуль визуализации:
 - подсистема адаптации данных сканирования;
 - компонент пространственного позиционирования челюстей;
 - библиотека OpenGL;
- в) подсистему численного моделирования жевательных движений н/ч, реакций зубов на силы, прилагаемые при окклюзии;
- г) подсистему расчета нагрузок на зубы;
- д) подсистему моделирования восстановительных конструкций (программный модуль подсистемы обратного (физического) моделирования по методу стереолитографии).

3.2 Модуль визуализации

Модуль визуализации выполняет основную функцию интегрированной информационной среды - построение виртуальной модели зубочелюстной системы конкретного пациента на основе потоков цифровых данных об объекте-оригинале, гипсовых моделях объекта-оригинала и определенных сведений о некоторых среднестатистических гнатологических показателях, включенных в базу данных.

В широком смысле компьютерная модель включает в себя все узлы, конечные элементы, свойства материала, реальные константы, граничные условия в зависимости от преобразования пространственной конфигурации объекта (системы), которые используются для отображения (имитации) физической системы. Построение виртуальной модели в данном контексте подразумевает визуализацию математической модели реального вещественного объекта (системы) в форме интерактивной компьютерной трехмерной графики.

3.2.1 Подсистема адаптации данных сканирования.

Поскольку речь идет о виртуальном моделировании динамической системы, необходимо было решить вопросы, связанные с адаптацией технологии визуализации в условиях данного технологического комплекса. [10]

Основным форматом для трехмерных моделей был выбран формат хранения результатов лазерного сканирования STL. Спецификация формата STL не поддерживает вхождение одной вершины в несколько полигонов, поэтому при загрузке данных модель автоматически конвертируется из формата STL в индексированный формат. Данное преобразование необходимо для корректной работы процедуры определения видимости полигонов на фотографии (depth map testing).

Для дальнейшего формирования текстурных координат (для точного наложения фотографической текстуры на сложную геометрию трехмерной модели, полученной в результате сканирования) был применен ручной режим.

В ручном режиме пользователь маркирует соответствующие точки на поверхности модели и на фотографии челюсти. По этим соответствиям (для однозначного определения положения камеры необходимо как минимум 4 соответствия) программа автоматически вычисляет проекционную матрицу камеры методом ресекции [11].

В процессе расчетов учитываются оптические искажения объектива камеры, которые были откалиброваны заранее с помощью программы автоматической калибровки объективов AgiSoft Lens. При этом по умолчанию определяются все коэффициенты матрицы внутренних параметров объектива, а также параметры дисторсии камеры (2 коэффициента радиальной составляющей дисторсии и 2 коэффициента тангенциальной составляющей).

В качестве альтернативного метода расчета параметров внешнего ориентирования фотокамеры, рассматривался метод стереозрения.

Преимуществом такого метода является полная автоматизация процедуры наложения фотографической текстуры на модель, а также более высокая точность наложения. Однако грубые геометрические модели, полученные методами стереозрения, обладают большим количеством шумовых дефектов, что в значительной степени осложняет работу алгоритмов

совмещения. Таким образом, этот подход выглядит перспективной заменой методу ручного совмещения.

3.2.2 Компонент пространственного позиционирования челюстей.

После наложения фотографической текстуры, содержащей данные о расположении окклюзионных точек и полей на геометрию трехмерных моделей челюстей антагонистов, полученных в результате сканирования, программа должна обеспечивать точное пространственное позиционирование моделей верхней и нижней челюстей относительно друг друга сообразно специфике прикуса пациента.

Решение такой задачи требует:

- а) реализовать алгоритм определения положений точек окклюзии;
- б) реализовать алгоритм совмещения соответствующих точек окклюзии на трехмерных моделях челюстей антагонистов, при условии, что соответствия между совмещаемыми точками заранее не известны.

Действительно, фиксируя на фотографии зоны смыкания между зубами антагонистами, полученные в полости рта на зубах в виде отпечатка ультратонкой копировальной фольги, получаем достаточно обширные участки окрашивания. Для решения задачи выявления нахождения истинных контактных пунктов в зоне окрашивания от периферийного ореола следа копировальной фольги – ложных зон – необходимо наложить ограничение.

Для точного определения положений точек окклюзии был адаптирован алгоритм поиска особых точек на основе детерминанта матрицы Гессе, известный своей устойчивостью в составе детектора SURF. В процессе работы алгоритм находит экстремумы детерминанта в пространстве масштаба и координат. Найденные экстремумы затем интерполируются с субпиксельной точностью, как по координатам, так и по масштабу, что обеспечивает более точное определение положений и размеров окклюзионных зон (Рис. 7).



Рис. 7 - Результат работы детектора поиска окклюзионных зон.

Для фильтрации результатов работы детектора, найденные зоны анализируются по интенсивности и цвету, что в результате приводит к определению действительных точек окклюзии (Рис.8).



Рис.8 - Результат обработки текстуры с фильтрацией.

Пояснение: красным цветом выделены зоны окклюзии, оставшиеся после фильтрации.

Несмотря на то, что результат обработки выглядит вполне удовлетворительным, остается вероятность появления ложных зон окклюзии. Для надежной работы алгоритма совмещения челюстей, необходимым подход, который будет устойчив к ложным срабатываниям детектора. В качестве такого подхода был выбран метод, похожий на известный алгоритм RANSAC, отличающийся резистентностью к ошибкам во входных данных.

Совмещение соответствующих точек окклюзии реализуется за счет поиска максимального подмножества соответствий, удовлетворяющего преобразованию из заданного класса. Допустимым классом преобразований является поворот и перенос в трехмерном пространстве. Таким образом, задача совмещения сводится к поиску такого преобразования из заданного класса, при котором наибольшее количество пар найденных окклюзионных точек придет в соприкосновение друг с другом. В нашем случае задача свелась к поиску всех возможных преобразований по некоторым 3 парам соответствий, и выбору из них того преобразования, которое обеспечивает соответствие наибольшего количества из оставшихся пар. Поскольку количество окклюзионных зон относительно мало, метод полного перебора по всем возможным тройкам соответствий достаточно эффективен.

Оба, описанных выше алгоритма составляют компонент пространственного позиционирования челюстей в модуле визуализации. На Рис.9 показан результат совмещения челюстей с помощью компонента пространственного позиционирования в среде "Occlusion Navigator".

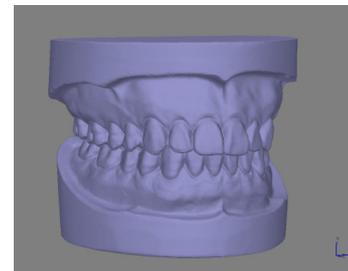


Рис. 9

3.3 Моделирование жевательных движений нижней челюсти

Виртуальная динамическая имитация зубочелюстной системы предполагает наличие подсистемы численного моделирования жевательных движений нижней челюсти, реакций зубов на силы, прилагаемые при окклюзии и визуализацию такого математического решения.

Общая траектория движений нижней челюсти описывается набором точек в пространстве сообразно индивидуальному характеру максимальных положений нижней челюсти.

Справедливо утверждать, что, выбрав любую точку нижней челюсти на полигональной сетке виртуальной модели, можно проецировать ее перемещение на одну или другую плоскость и смоделировать таким образом характер индивидуальных движений максимальной амплитуды, т.е. характер «пограничных» движений. [12] Отсюда, математическая модель движений

нижней челюсти представляет собой алгоритм вычисления пространственных положений выбранной опытной точки на полигональной сетке трехмерной модели в различные фазы артикуляции.

На полигональной сетке нижней челюсти выбираем опытную точку – срединную точку нижних резцов (стнр). Определяем положение этой точки в трехмерном виртуальном пространстве при определенных положениях модели нижней челюсти.

Впервые все разнообразие движений нижней челюсти в трех плоскостях, прослеживая траекторию движения нижних резцов описал в 1952 г. Posselt.

Траектория движений нижней челюсти зависит от строения и физиологии ВНЧС. С точки зрения механики ВНЧС является шарниром, поэтому движения нижней челюсти в пространстве происходят дугообразно в сагиттальной (вертикальной), горизонтальной и фронтальной плоскостях (Рис. 10).

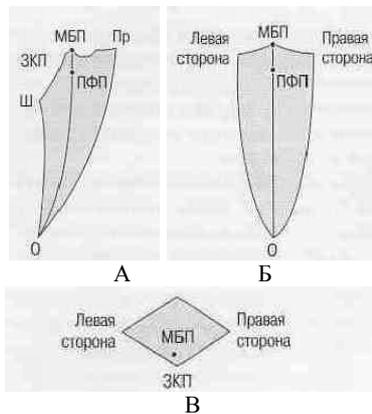


Рис. 10 – Схема пограничных движений нижней челюсти

Пояснения:

А – движения в сагиттальной плоскости;

Б – движения во фронтальной плоскости;

В – движения в горизонтальной плоскости;

ЗКП – положение центрального соотношения челюстей;

МБП - положение Центральной Окклюзии (ЦО);

ПФП - положение физиологического покоя;

Пр - крайнее переднее положение нижней челюсти;

О – положение нижней челюсти при максимально открытом рте;

ЗКП – Ш – терминальная дуга открывания и закрывания рта.

Для решения задачи виртуального моделирования артикуляционных движений нижней челюсти введем классификацию всех жевательных движений на:

а) подводящие движения - движения сближения нижней челюсти с верхней в отсутствие окклюзионного контакта;

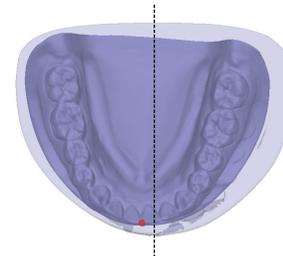
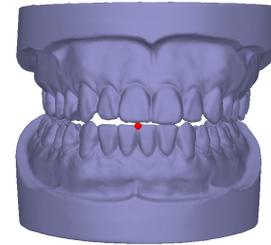
б) окклюзионных движений – движения, для которых характерно скольжение зубов по окклюзионному полю, другими словами - движения нижней челюсти при контакте между зубами антагонистами;

в) отводящие движения – движения разобщающие челюсти в отсутствие окклюзионного контакта.

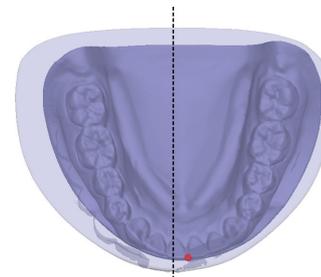
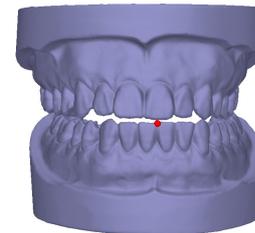
3.3.1 Моделирование подводящих движений.

Моделирование подводящих движений основано на вычислении результирующей подводящей траектории, которая, в свою очередь, складывается из вычисления дуг движения нижней челюсти в сагиттальной, фронтальной и горизонтальной плоскостях.

На Рис.11 приведены примеры изменения положения стнр в правой, левой боковой окклюзии.



А



Б

Рис. 11

Пояснение:

А – место нахождения стнр в положении челюстей в правой боковой окклюзии;

Б – место нахождения стнр в положении челюстей в левой боковой окклюзии.

3.3.2 Моделирование окклюзионных движений нижней челюсти.

Эти движения соответствует перемещению н/ч из боковой окклюзии в положение ЦО (когда челюсти сжаты таким образом, что не могут совершать боковых движений) и далее из положения ЦО вперед и в сторону размыкания зубов. Форма контура такого перемещения определяется ведущими зубами.

В описании полезной модели системы функционального анализа окклюзии и артикуляции [9] определено, что фотографическая текстура, содержит цифровую информацию об определенных точках на

окклюзионных поверхностях зубов. Эти точки определяются врачом в полости рта по общепринятой методике клинического обследования окклюзии. Таким образом, реализуется метод внутриротовой аксиографии, когда на жевательных поверхностях зубов с помощью копировальной бумаги «расчерчиваются» пути ведения и контакты между зубами в определенных фазах жевания.

Вычисление окклюзионной траектории движений нижней челюсти (Рис. 12) производится методом интерполяции между контрольными точками, с учетом участка траектории, где наблюдается контакт между зубами верхней и нижней челюстей.

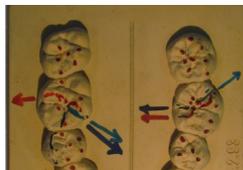


Рис. 12

На таком участке траектория нижней челюсти определяется геометрией коронковых частей зубов, находящихся в контакте друг с другом. Т.е. путь ведения задает кривизну траектории, которая обусловлена кривизной отмеченного участка - кривизной поверхности зуба, на которой определен путь ведения.

3.3.3 Моделирование отводящих движений нижней челюсти.

Моделируются отводящие движения трех типов:

- а) подготовка к жеванию;
- б) во время рабочего цикла;
- в) окончание жевания.

3.4 Моделирование реакций зубов на прилагаемые окклюзионные силы

Для того чтобы решить задачу моделирования реакций зубов на прилагаемые окклюзионные силы необходимо сегментировать цифровой массив трехмерной полигональной сетки модели челюсти на определенные потоки цифровых данных, соответствующие отдельным зубам, а затем задать каждому зубу локальную систему координат.

3.4.1 Алгоритм сегментации трехмерной модели челюсти.

Первоначально был разработан алгоритм, способной сегментировать цифровой массив трехмерной полигональной сетки модели челюсти на определенные потоки цифровых данных, соответствующие отдельным зубам, справедливый для любых форм зубов.

3.4.2 Локальная система координат зуба.

Теперь стало возможным задать для каждого зуба локальную систему координат. В качестве локальной системы координат справедливо использовать декартову прямоугольную систему координат.

Координатное поле зуба (Рис. 13):

- а) начало координат – находится в месте пересечения линий соединяющих крайние медиально-дистальную точки и вестибулярно - оральную точки на плоскости прилегания эмали зуба к десневому краю или в случае оголения в области шейки зуба;
- б) ось OY – продольная ось зуба – вдоль самого большого размера длины зуба;

- в) ось OX – в медио-дистальном направлении;
- г) ось OZ – в вестибулярно – оральном направлении.

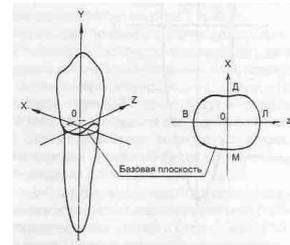


Рис. 13 – Декартова система координат для нижнего правого клыка. [13]

3.4.3 Моделирование реакций зубов.

Имея сегментированную модель челюстей и заданную для каждого зуба систему координат, можно переходить к описанию реакций зубов на окклюзионные нагрузки.

Биомеханические реакции зуба определяются строением тканей пародонта. Зуб в челюсти «установлен» не жестко, а удерживается зубоальвеолярной связкой, имеющей определенное строение. Таким образом, с точки зрения механики система зуб – челюсть имеет шесть степеней свободы.

Методика моделирования реакций зубов на окклюзионные силы построена на:

- а) вычислении центра сопротивления зуба;
- б) данных о точке приложения силы;
- в) разложении вектора силы, развиваемой жевательными мышцами при смыкании зубов (окклюзии), на составляющие;
- г) значениях нормальных перемещений зубов в горизонтальной и вертикальной плоскостях;
- д) вычислении центра вращения зуба.

3.4.3.1 Моделирование реакций зубов необходимо производить относительно центра сопротивления зуба. Центр сопротивления зуба - точка, через которую проходит равнодействующая всех сил реакции корня зуба, расположенного в кости.

Расчет центра сопротивления зуба происходит исходя из знаний о том, что центр сопротивления находится на продольной оси однокорневых зубов – посередине длины корня, на продольной оси зуба многокорневых зубов в области бифуркации корней [14].

3.4.3.2 Для дальнейшего моделирования примем за основу концепцию биомеханики зубов по Шварцу (Рис. 14)[14].

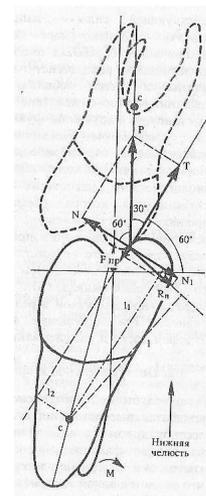


Рис. 14 – Изображение модели реакций боковых зубов.

Пояснение:

c – центр сопротивления зуба;

P – вектор действующей силы – силы мышечного сокращения;

T – вектор сдвигающего, скользящего усилия (сила скольжения по поверхности, образованной контактирующими скатами бугров);

N – вектор силы давления на пищевой комок и скат;

$N1$ – вектор нормальной реакции зуба (без пищевого комка);

$F_{тр}$ – вектор силы трения пищевого комка;

R_n – вектор результирующей силы или вектор полной реакции зуба указывает направление склонения зуба;

угол между вектором $N1$ и R_n есть поправка на вектор силы трения пищевого комка, принимаем за $8,5$ градусов [14].

Для начала моделирования ответной реакции зуба на нагрузку при окклюзии определим направление склонения зуба, которое соответствует R_n (Рис. 14) в любой точке приложения силы на скате бугра.

Далее учитывается расстояние склонения зуба в горизонтальной плоскости от продольной оси зуба. Для чего следует задать зависимость расстояния перемещения зуба в сторону склонения в зависимости от величины прилагаемой силы.

При дальнейшем моделировании следует принять во внимание, что склонение зуба (горизонтальное перемещение) происходит не только трансляционно, но и вращательно относительно центра вращения зуба (Рис. 15).

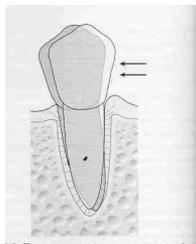


Рис. 15

Для этого необходимо рассчитать дугу, по которой вращается (склоняется) зуб.

Таким образом, пространственное положение зуба при горизонтальном смещении определяется:

- направлением склонения зуба;
- расстоянием смещения от продольной оси зуба при нормальной нагрузке;
- радиусом дуги склонения.

По мере скольжения зубов в положение максимального смыкания (скольжение к центру) происходит поступательное смещение центра вращения из центра сопротивления к верхушке корня (Рис. 16).

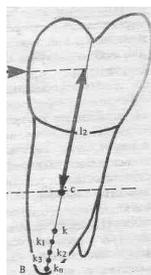


Рис. 16

Пояснение:

c – центр сопротивления;

$k...k_n$ – центры вращения (по Jacobson).

3.5 Визуализация полученных математических моделей

Базовой технологией для модуля визуализации была выбрана библиотека 3-мерного моделирования OpenGL. Она является кроссплатформенным решением и оптимизирована под задачи технического моделирования. Кроме того рассматривается возможность использования графического API OpenGL Volumizer. OpenGL Volumizer обеспечивает интерфейс высокого уровня для OpenGL, разрешает аппаратный рендеринг объемных данных – до нескольких гигабайт [15].

Формирование участка траектории в области контакта является достаточно ресурсоемкой задачей, т.к. с одной стороны, следует высчитывать кривизну пути ведения по кривизне соответствующей поверхности зуба, а с другой, результирующую реакцию зуба на окклюзионную нагрузку. Использование ресурсов графического процессора для выявления зон контакта и корректировки траектории по касательной к контактирующим поверхностям позволило:

- избавиться от процедуры предварительного просчета всех точек траектории;
 - корректировать положения контрольных точек или амплитуды движения челюсти "на лету".
- Такой подход обеспечил приемлемую скорость расчета траектории, что сделало возможным визуализировать окклюзионное движение в реальном времени, непосредственно в процессе движения.

Модуль визуализации поддерживает одновременное отображение нескольких моделей, как с наложенными текстурами, так и без.

Разрабатываются перспективы адаптации системы виртуальной имитации зубочелюстной системы к среде виртуального окружения АВАНГО. [16]

4 Сравнение с аналогичными системами

Актуальность разработки имитационного комплекса зубочелюстной системы с применением IBR методов подтверждается работами, которые ведутся специалистами компании Sirona (герм.) и некоторых других. Разработанная фирмой Sirona система Ceresc [17], построена на принципе обработки цифровых данных, полученных в результате оптического сканирования гипсовых моделей челюстей пациента или жевательных поверхностей зубов.

Остановимся подробнее на сравнении виртуальных моделей в Ceresc и Программно-аппаратной системе функционального анализа окклюзии и артикуляции (Табл.1).

Таблица 1.

	Алгоритм сегментации модели челюсти	Математическая модель экскурсий зубов	Учет индивидуальных положений путей ведения	Учет индивидуальных положений точек окклюзии
Сегес	нет	нет	нет	В положении ЦО
Программно-аппаратная система	есть	есть	есть	В положении ЦО; В положении боковых окклюзий; В положении размыкания зубов

Сведения, приведенные в Табл.1 позволяют говорить, что модель в Сегес может передавать биомеханические свойства объекта-оригинала с меньшей точностью, чем модель в Программно-аппаратной системе.

Следует также отметить, что в Программно-аппаратном комплексе впервые широко реализован способ внутриротовой аксиографии. Этот способ стал актуален благодаря применению IBR методов. На практике такое решение позволяет отказаться от вычисления многих вводных абстракций, связанных с положением элементов ВНЧС в пространстве, что значительно упрощает моделирование динамической имитации зубочелюстной системы.

5 Заключение

Комплекс виртуальной имитации зубочелюстной системы отличается тем, что предлагает потребителю (врачу, зубному технику) возможность проводить исследования виртуальной биомеханической модели зубочелюстной системы конкретного пациента с возможностью компьютерной обработки информации и интерактивного взаимодействия с таким объектом, в том числе - возможности ввода экспериментальных данных для последующих расчетов на модели.

При этом точность расчетов обеспечивается за счет:

- разрешающих возможностей сканирующих устройств и сенсоров, которые фиксируют геометрические параметры окклюзионного поля объекта-оригинала и контрольные точки окклюзии;
- включения в систему расчетов модели параметров экскурсий зубов при различных направлениях и силе нагрузок во время окклюзионных движений;
- алгоритмов твердотельного моделирования и реконструкции сложных высоко-детализированных сцен.

6 Литература

[1] L.Mc.Millan, An Image-Based Approach to Three-Dimensional Computer Graphics, Ph.D. Dissertation, UNC Computer Science Technical Report TR97-013, University of North Carolina, April 1997

[2] Клименко С.В., Никитин И.Н., Никитина Л.Д. АВАНГО: система разработки виртуальных

окружений. Москва – Протвино, Институт физико-технической информатики, 2006. - 252 с.

[3] Новик И.Б., О философских вопросах кибернетического моделирования. Знание, 1964.

[4] Бобров А.П., Смирнов А.Г., Падалко Е.В., Бя С.Ч., Суслов Д.П., Применение в клинической практике артикуляторов ASA Dental, Hager Werken, SAM 3 – сравнительный. Институт Стоматологии.- 2008. - №1(38). – С.126-127.

[5] Iven Klineberg R. G. Jagger. Occlusion and Clinical Practice: An Evidence-Based Approach. Published 2004-04-02, pp. 160

[6] Смирнов А.Г., Бобров А.П., Казанский И.П., Булгаков М.Г., Программно-аппаратный метод анализа окклюзии и артикуляции: общие контуры решения. Электронный многопредметный научный журнал "Исследовано в России". – 2008. – С.1110-1116. <http://zhurnal.ape.relarn.ru/articles/2008/101.pdf>

[7] Бобров А.П., Смирнов А.Г., Бельтюков П.П., Суслов Д.П., Нуштайкин А.С., Программно-аппаратный способ построения виртуальной имитации зубочелюстной системы пациента. Пародонтология. – 2009. - №4(53). – С.57-62.

[8] Мэнсфилд П. Быстрая магнитно-резонансная томография. Успехи физических наук. – 2005. - Т. 175, №10. - С. 1044—1052.

[9] Смирнов А.Г., Пат. 80111 Российская Федерация, МПК А61С 7/00. Программно-аппаратная система функционального анализа окклюзии и артикуляции № 2008138078/22 ; заявл. 24.09.2008 ; опубл. 27.01.2009, Бюл. № 3.

[10] Smirnov A., Kazansky I., IBR (Image Based Rendering) complex for virtual simulation dental-jaw system. Труды международной научной конференции Medias-Dialog. – 2009. – Т.2 – С.62-64.

[11] Hartley, R.I. and Zisserman, A., “Multiple View Geometry in Computer Vision”, Second edition, Cambridge University Press, 2004.

[12] Хватова В.А. Клиническая гнатология. М.: ОАО «Издательство «Медицина», 2005. - 296 с.: ил

[13] Чуйко А.Н., Вовк В.Е., Особенности биомеханики в стоматологии: Монография. Х.: Прапор, 2006. – 304 с.

[14] Шварц А.Д. Биомеханика и окклюзия зубов. М.: Медицина, 1994. - 208 с. ил. 76

[15] <http://www.sgi.com/products/software/volumizer/>

[16] Казанский И.П., Смирнов А.Г. Система виртуальной имитации зубочелюстной системы пациента. Труды 52-й научной конференции МФТИ «Современные проблемы фундаментальных и прикладных наук». – 2009. - Часть VII. Управление и прикладная математика. - Том 2. – С.18-20.

[17] <http://www.cereconline.com/cerec/demo.html>