

# ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДЛЯ ПОСТРОЕНИЯ И АНАЛИЗА КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЙ МОДЕЛИ «МИКРОИМПЛАНТАТ-КОСТНАЯ ТКАНЬ»

Денисов С.С., Овсянко В.А.

Белорусский государственный медицинский университет,  
кафедра ортодонтии

Объединенный институт проблем информатики НАН Беларуси

Наиболее широко применяемым в настоящее время математическим методом прочностного расчета конструкций является метод конечных элементов [2,3,9]. При использовании метода конечных элементов конструкция делится на множество элементов простой геометрической формы, соединенных между собой в узловых точках. Для этих элементов, названных конечными, аналитическими методами получаются точные или приближенные решения уравнений, описывающих их напряженно-деформированное состояние. На основе этих решений составляются уравнения, описывающие состояние всей конструкции [1].

**Цель исследования** – построение и анализ конечно-элементной модели микроимплантата, установленного в костную ткань челюсти.

## **Задачи исследования:**

1. Провести оценку биомеханических параметров костной ткани челюстей человека, необходимых в качестве исходных данных для создания математической модели.

2. Разработать модель ортодонтического микроимплантата, установленного в костную ткань, с применением математического моделирования.

3. Изучить взаимодействие конструкции имплантата с костной тканью с учетом ортодонтической нагрузки и параметров внутрикостной части микроимплантата.

4. Оценить величину и характер смещения микроимплантата под действием ортодонтической нагрузки.

## **Материалы и методы:**

Для исследования распределения напряжения в костной ткани при ортодонтической нагрузке на микроимплантат, а также напряжения в самом микровинте использован один из приоритетных математических методов расчета напряженно-деформированного состояния объекта с применением пакета конечно-элементного анализа – LS-DYNA. Вычисления проводились в мультипроцессорной версии пакета LS-DYNA, установленного на суперкомпьютере «СКИФ К-1000М», размещенном в Вычислительном центре Объединенного института проблем информатики НАН Беларуси.

При создании конечно-элементной модели выбран микроимплантат с диаметром внутрикостной части 1,2 мм и длиной 10 мм. С целью упрощения построения трехмерной модели, внутрикостная часть имплантата моделировалась в форме цилиндра без резьбы.

При рассмотрении взаимодействия микроимплантата и челюстной кости решалась задача трехмерного контакта. Модель фиксировалась от перемещений по всем степеням свободы по наружным поверхностям кортикального и губчатого слоев костной ткани.

Математическое моделирование и анализ состояли из нескольких этапов:

- 1) создание трехмерной геометрической модели имплантата;
- 2) создание на ее основе конечно-элементной модели;
- 3) описание внешних воздействий и граничных условий для экспериментальной модели;
- 4) расчет и анализ полученных результатов.

Для изучения напряженно-деформированного состояния был выбран участок костной ткани, с толщиной кортикального слоя 1 мм, имеющий биомеханические характеристики, представленные в таблице 1.

Таблица 1. Характеристики костной ткани, использованные для построения конечно-элементной модели [6].

Материал	Коэффициент Пуассона	Модуль Юнга, МПа	Прочность на растяжение, МПа
Кортикальный слой	0,3	$2 \cdot 10^4$	45
Губчатый слой	0,32	150	15

При моделировании контактного взаимодействия, приняли, что остеоинтеграция отсутствует. Свойства титанового микроимплантата из сплава ВТ 1-0 приведены в таблице 2.

Таблица 2. Характеристика сплава ВТ 1-0 [5].

Материал	Удельная прочность материала, МПа	Относительное удлинение, %	Запас прочности
Сплав титана марки ВТ 1-0	450	27	0

При выборе силового воздействия на микроимплантат руководствовались литературными данными, содержащими сведения о необходимой величине сил для перемещения зубов [4,7]. Моделировали ортодонтическую нагрузку на имплантат величиной 500 г, которая более чем в 3 раза превышает значение силы, достаточной для осуществления наиболее сложных видов перемещения – торк-перемещения и корпусного перемещения многокорневого зуба. Данная нагрузка задавалась на плече 2,5 мм под прямым углом к длинной оси микроимплантата.

#### Результаты и их обсуждение:

Оценка биомеханических параметров костной ткани челюстей человека, представленных в ряде исследований [6, 8, 9], показала наличие расхождений в

значениях величин, необходимых в качестве исходных данных для создания математической модели. В связи с этим, использованы значения параметров костной ткани челюстей наиболее сходные в различных исследованиях.

Разработана конечно-элементная модель ортодонтического микроимплантата, установленного в костную ткань.

Величина минимального напряжения в микроимплантате стремится к нулю и составляет  $4,10 \cdot 10^{-8}$  ГПа. Максимальное напряжение (0,05 ГПа) определяется в месте перехода внутрикостной части микроимплантата в головку, что соответствует области кортикального слоя.

Максимальное напряжение в системе в пределах губчатого слоя костной ткани составляет 0,0007 ГПа.

Наибольшее смещение микроимплантата под действием ортодонтической нагрузки определяется в области головки, а минимальное перемещение происходит в пределах кортикального слоя костной ткани.

Общее смещение микроимплантата определяет величина зазора, образующегося на стороне, противоположной направлению приложения силы, и составляет 0,14 мм.

Выводы:

1. Оценка биомеханических параметров костной ткани челюстей человека, представленных в ряде исследований, показала наличие расхождений в значениях величин, необходимых в качестве исходных данных для создания математической модели, что может быть связано с различиями методик, используемых при изучении свойств челюстных костей.

2. Изучение напряженно-деформированного состояния, возникающего в костной ткани и самом имплантате, с использованием метода конечных элементов, позволяет применять полученные данные при конструировании ортодонтических микроимплантатов.

3. Компьютерный анализ напряженно-деформированного состояния изучаемой системы дает основание сделать вывод о различной картине возникающих напряжений на границе контакта «микроимплантат – костная ткань» и в самом имплантате. Максимальные значения напряжений существенно меньше прочностных характеристик костной ткани и микроимплантата, и не способны привести к их деструкции.

4. Величина смещения микроимплантата в эксперименте является незначительной, что должно обеспечить сохранение стабильности микровинта в процессе ортодонтического лечения.

## Литература.

1. Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике. – М.: Мир, 1975.
2. Оборотистов Н.Ю. Разработка и внедрение в клинику отечественной системы ортодонтических мини-имплантатов. Автореф. канд.мед. наук М.: – 2008. – С. 20.
3. Оборотистов Н.Ю., Мураев А.А., Польша Л.В., Темис М.Ю. Изучение напряженно-деформированного состояния костной ткани при нагрузке ортодонтического микроимплантата. // Ортодонтия. - 2006. - №2(34). - С. 15-17.
4. Проффит У.Р. Современная ортодонтия. Перевод с английского под редакцией члена корреспондента РАМН, проф. Персина Л.С. – М.: «МЕДпресс-информ» - 2006. С.259-286.
5. Сергеева И.Ю. Клинико-лабораторное обоснование применения дентальных имплантатов из нового титанового сплава. – Автореф. канд.мед. наук М.: – 2003. - 23 с.
6. Соловьев М.М., Лисенков В.В., Демидова И.И. Биомеханические свойства тканей пародонта. // Стоматология. - №3. - 1999. - С.61-67.
7. Токаревич И.В., Хандогий Д.В. Силы для ортодонтического перемещения зубов.- Сучасна ортодонтия.-№4.-2007. С.5-8.
8. Fengshan C., Kazuto T., Kooji H., Isao S. Anchorage effects of a palatal osseointegrated implant with different fixation: a finite element study. Angle Orthodontist. – Vol. 75. - № 4. – 2005. – P. 593-601.
9. Gallas M.M., Abeleira M.T., Fernandez J.R., Burguera M. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. // European Journal of Orthodontics.- Vol. 27. – 2005 - P.12-16.

Сведения об авторах.

Денисов Сергей Сергеевич, ассистент кафедры ортодонтии БГМУ  
г. Минск, ул. Слободская, д. 117, кв. 126

Овсянко Владимир Александрович, младший научный сотрудник,  
Объединенный институт проблем информатики НАН Беларуси  
г. Минск, ул. Тимирязева, д.13, кв.31