

АНАЛИЗ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ КОНСТРУКЦИИ ОРТОДОНТИЧЕСКОГО МИКРОИМПЛАНТАТА С КОСТНОЙ ТКАНЬЮ НА ОСНОВЕ МЕТОДА МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

Денисов С. С., Овсянко В. А.

*УО «Белорусский государственный медицинский университет»,
кафедра ортодонтии, Объединенный институт проблем
информатики НАН Беларуси, г. Минск, Беларусь*

Введение. На сегодняшний день на ортодонтическом рынке различными фирмами производителями представлен широкий спектр микро- и миниимплантатов, которые различаются формой головки имплантата, диаметром и длиной резьбы, материалом изготовления. Большое разнообразие конструкций, широкие показания к их использованию, вариабельность зон установки и различия в прикладываемых к микроимплантатам нагрузок вызвали необходимость исследования процессов, протекающих в системе «микроимплантат – костная ткань».

Наиболее широко применяемым в настоящее время математическим методом прочностного расчета конструкций является метод конечных элементов [1, 5].

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

Объекты и методы. Для исследования распределения напряжения в костной ткани при ортодонтической нагрузке на микроимплантат, а также напряжения в самом микроимпланте использован один из приоритетных математических методов расчета напряженно-деформированного состояния объекта с применением пакета конечно-элементного анализа – LS-DYNA [5].

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

При моделировании контактного взаимодействия приняли, что остеоинтеграция отсутствует. Свойства титанового микроимплантата из сплава ВТ 1-0: удельная прочность материала 450 МПа; относительное удлинение 27%; запас прочности – 0 [2].

Для исследования напряженно-деформированного состояния был выбран участок костной ткани с толщиной кортикального слоя 1 мм, имеющий следующие биомеханические характеристики: кортикальный слой (коэффициент Пуассона 0,3; модуль Юнга 20000 МПа; прочность на растяжение 45 МПа); губчатый слой (коэффициент Пуассона 0,32; модуль Юнга 150 МПа; прочность на растяжение 15 МПа) [3].

Моделировали ортодонтическую нагрузку на имплантат величиной 500 г, которая более чем в 3 раза превышает значение силы, достаточной для осуществления наиболее сложных видов ортодонтического перемещения зубов [4]. Данная нагрузка задавалась на плече 2,5 мм под прямым углом к длинной оси микроимплантата.

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

Величина минимального напряжения в микроимплантате стремится к нулю и составляет 4,10 – 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 является незначительным и составляет 0,0007 ГПа.

Общее смещение микроимплантата определяет величина зазора, образующегося на стороне, противоположной направлению приложения силы, и составляет в эксперименте 0,14 мм. Наибольшее смещение микроимплантата под действием ортодонтической нагрузки определяется в области головки, а минимальное перемещение происходит в пределах кортикального слоя костной ткани.

Заключение. Исследование напряженно-деформированного состояния, возникающего в костной ткани и самом имплантате, с использованием метода конечных элементов, позволяет применять полученные данные при разработке ортодонтических микроимплантатов. Компьютерный анализ напряженно-деформированного состояния исследуемой 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. Величина смещения микроимплантата в эксперименте является незначительной, что должно обеспечить сохранение стабильности микровинта в процессе ортодонтического лечения.

Литература.

1. Оборотистов, Н. Ю. Разработка и внедрение в клинику отечественной системы ортодонтических мини-имплантатов: автореф. канд. ...мед. наук: 14.00.21 / Н. Ю. Оборотистов; ГОУ ВПО «Московский государственный медико-стоматологический университет». – М., 2008. – 20 с.
2. Сергеева, И. Ю. Клинико-лабораторное обоснование применения дентальных имплантатов из нового титанового сплава: автореф. канд. ... мед. наук: 14.00.21 / И. Ю. Сергеева; ГОУ ВПО «Московский государственный медико-стоматологический университет». – М., 2003. – 23 с.
3. Соловьев, М. М. Биомеханические свойства тканей пародонта / М. М. Соловьев, В. В. Лисенков, И. И. Демидова // Стоматология. – № 3. – 1999. – С. 61–67.
4. Токаревич, И. В. Силы для ортодонтического перемещения зубов / И. В. Токаревич, Д. В. Хандогий // Сучасна ортодонтия. – № 4. – 2007. – С. 5–8.
5. Hallquist, J. O. LS-DYNA. Theory manual / J. O. Hallquist. – March, 2006. – P. 680.