

## МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ДВУКОРНЕВОГО ЗУБА ПОСЛЕ КОРОНАРОРАДИКУЛЯРНОЙ СЕПАРАЦИИ

**Н.Н. Нескреба, А.К. Гуц, В.М. Семенюк, А.В. Артюхов**

### **Введение**

В последние десятилетия для предупреждения удаления двукорневого зуба при локализации патологического процесса в области фуркации (расхождения) корней используют зубосохраняющую операцию – коронарорадикулярную сепарацию. Несмотря на определенные успехи, достигнутые при решении данной проблемы [2,3,8,17], нет полных данных о возможной степени нагружения опорно-удерживающего аппарата зуба после проведения сепарации. Является ли перспективным использование полученных сегментов? Для изучения особенностей системы «зуб – костная ткань пародонта», возможно применение компьютерного моделирования на основе метода конечных элементов (МКЭ), который позволяет создавать модели любой геометрической сложности с заданной точностью, учитывать особенности структуры объекта и легко изменять параметры внешних нагрузок [4,7,9-16].

### **1. Цель**

Определить возможную степень нагружения сегментов двукорневых зубов, оставшихся после проведения коронарорадикулярной сепарации.

### **2. Материал и методика**

С помощью математического моделирования воздействия различной величины нагрузки (связка пакетов программ «SOLIDWORKS 2001/COSMOWORKS 6.0» на основе метода конечных элементов) изучены показатели напряженно-деформированного состояния интактных сегментов двукорневых зубов на примере нижних больших коренных зубов (нижних моляров) при различных величинах нагрузки. Основой компьютерных моделей служили результаты морфометрии [1]. Использовали трехмерные модели объектов. Моделировали верти-

---

© 2003 Н.Н. Нескреба, А.К. Гуц, В.М. Семенюк, А.В. Артюхов

E-mail: aber@omskcity.ru

Омский государственный университет

Омская государственная медицинская академия

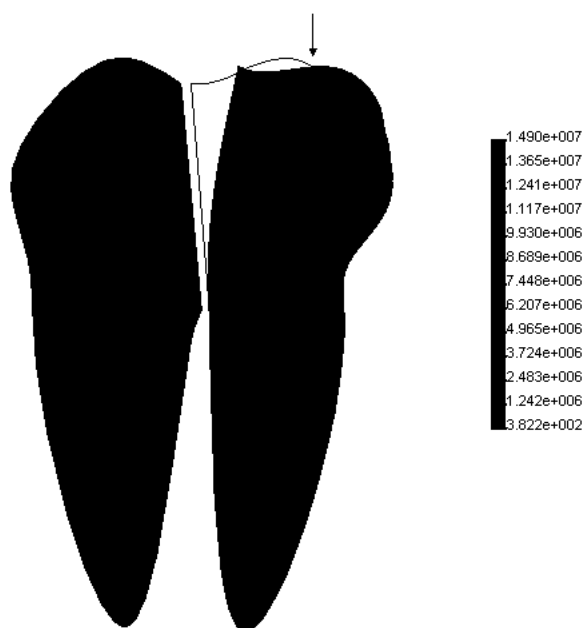


Рис. 1. Напряжения для модели сегмента зуба после коронарорадикулярной сепарации при несимметричной вертикальной нагрузке в 3 кг

кальную несимметричную нагрузку в 3, 30, 60 и 90 кг. Для упрощения модели предполагалось, что объект целиком состоит из дентина. Модели реализованы для унифицированного объекта, сочетающего в равной степени средние арифметические параметры первого и второго нижних больших коренных зубов. При осуществлении компьютерных экспериментов накладывалось условие нулевого граничного перемещения (жесткого закрепления). Получена полная картина распределения напряженных состояний (в виде цветных зон). Появление обширных зон с напряжениями, превосходящими предел прочности дентина – 42 н/мм<sup>2</sup> [5,6] трактовали как ситуацию, ведущую к разрушению.

### 3. Результаты

При вертикальной несимметричной нагрузке наибольшие напряжения регистрировали в области приложения силы. Они составляли 3,7 н/мм<sup>2</sup> при нагрузке в 3 кг (рис.1), 34,3 н/мм<sup>2</sup> при нагрузке в 30 кг (рис.2), 67,0 н/мм<sup>2</sup> при нагрузке в 60 кг (рис.3), а при нагрузке в 90 кг – 104,3 н/мм<sup>2</sup> (рис.4). Несимметричная нагрузка в 3 кг не оказывает негативного влияния на твердые ткани сегментов после моделирования коронарорадикулярной сепарации. При нагрузке в 30 кг предел прочности не перейден, однако внутреннее напряжение в некоторых областях становится значительным. Увеличение нагрузки до 60 кг вызывает появление зон с напряжениями, превосходящими критический предел, т.е. появляются зоны разрушения. Нагружение со значением в 90 кг является однозначно критическим для модели сегментов нижнего моляра, оставшихся в альвеоле челюсти после проведения коронарорадикулярной сепарации.

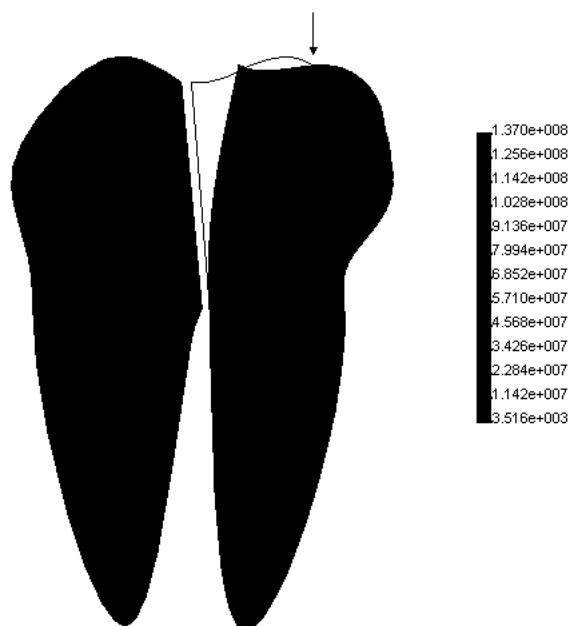


Рис. 2. Напряжения для модели сегмента зуба после коронорадикалярной сепарации при несимметричной вертикальной нагрузке в 30 кг

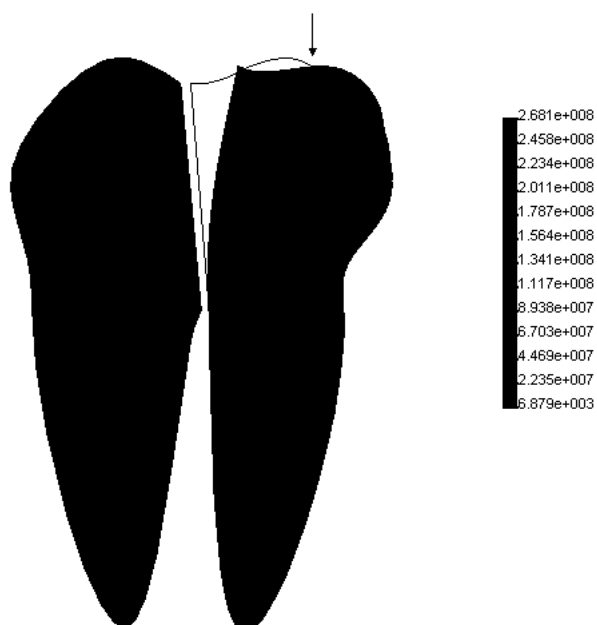


Рис. 3. Напряжения для модели сегмента зуба после коронорадикалярной сепарации при несимметричной вертикальной нагрузке в 60 кг

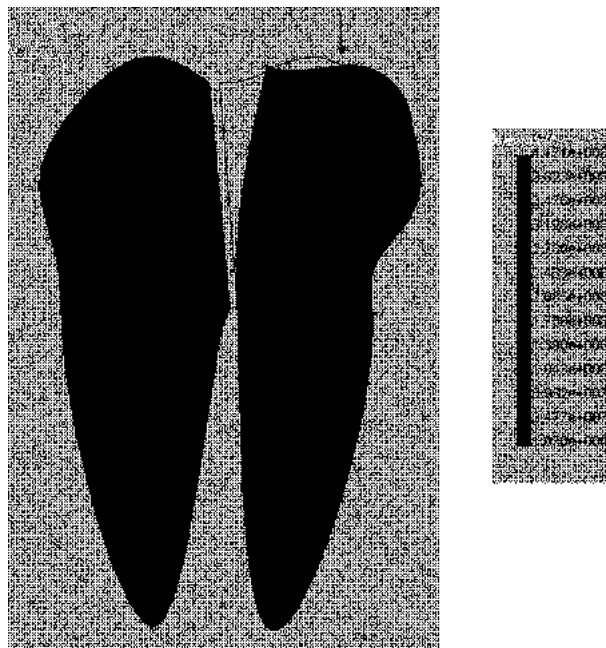


Рис. 4. Напряжения для модели сегмента зуба после коронорадикалярной сепарации при несимметричной вертикальной нагрузке в 90 кг

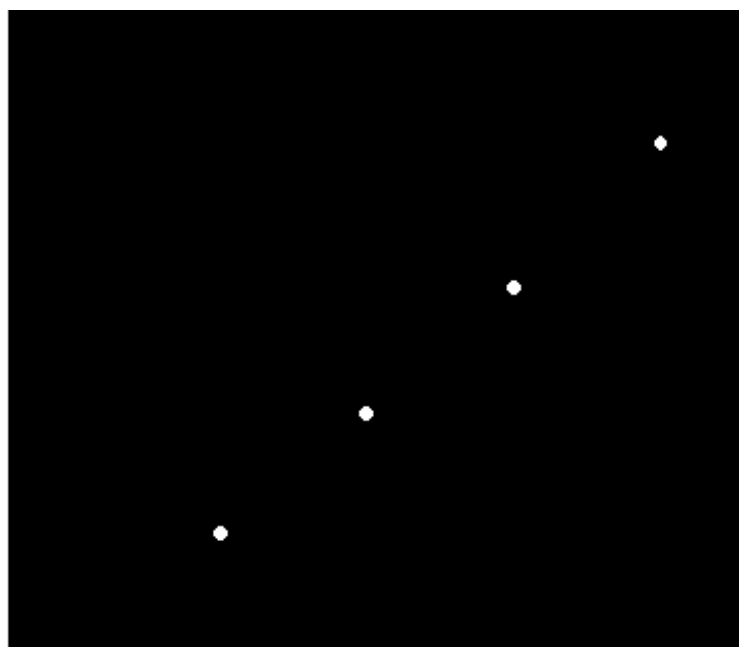


Рис. 5. График зависимости напряжений сегментов после моделирования сепарации от значений вертикальной несимметричной нагрузки (горизонтальная линия – предел прочности дентина)

Согласно результатам математического компьютерного эксперимента несимметричная нагрузка в 30 кг не является для целостности сегментов нижнего моляра после моделирования коронарорадикулярной сепарации критической. Разрушающими напряжениями сопровождается нагрузка более 30 кг (рис.5).

Полученные в компьютерных экспериментах данные о напряженно-деформированных состояниях сегментов нижних больших коренных зубов позволяют охарактеризовать основные биомеханические процессы, происходящие под действием различной нагрузки и спрогнозировать функциональную ценность сегментов как возможных опорных элементов зубных протезов.

## Выводы

Морфометрические показатели могут служить основой для прогнозирования степени использования сегментов зубов после проведения зубосохраняющих операций в качестве опоры ортопедических конструкций. Сегменты двукорневых зубов после проведения коронарорадикулярной сепарации сохраняют значительный запас прочности, критической является нагрузка более 30 кг.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Артюхов А.В. *Анатомические обоснования для проведения зубосохраняющих операций и возможности использования сегментов нижних моляров в ортопедической практике* Дис. ... канд. мед. наук. Новосибирск, 2003. 112 с.
2. Баранов А.Т., Никишева Т.А. *Опыт применения зубосохраняющих операций на амбулаторном поликлиническом приеме* // Труды V съезда СтАР. М., 1999. С.222-223.
3. Брагин Е.А., Строганов Г.Н. *Зубосохраняющие операции на многокорневых зубах и использование их в ортопедических целях* // Труды V съезда СтАР. М., 1999. С 231-232.
4. Васильев В.Г., Дудкин В.В., Лебединский В.Ю. и др. *Исследование взаимодействия костной ткани нижней челюсти и денальных имплантантов с использованием метода конечных элементов* // Бюллетень ВСНЦ СО РАМН. 1999. N.2. С.72-81.
5. Капотина Т.Н., Семенюк В.М., Гуц А.К. и др. *Математическое обоснование к использованию корней фронтальных зубов, разрушенных ниже уровня десны, под штифтовые конструкции.* – Деп. в ВИНТИ 21.06.95., N.1790 - В95. 22 с.
6. Капотина Т.Н., Семенюк В.М., Яковлев К.К., Гуц А.К., Панова Н.И. *Математическое обоснование к использованию культевой штифтовой вкладки с «воротничком» при разрушении корней зубов ниже уровня десны* // Вестник Омского университета. 1996. N.2 .С.17-19.
7. Олесова В.Н., Клепилин Е.С., Балгурина О.С. и др. *Сравнение биомеханики штифтовых конструкций со стекловолоконным и титановым штифтами* // Панорама ортопедической стоматологии. 2001. N.3. С.22-23.
8. *Руководство по хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии* / Под. ред. В.М. Безрукова, Т.Н. Робустовой. Т.1. М., 2000. 767 с.

9. Семенюк В.М., Гуц А.К., Панова Н.И. *Компьютерные эксперименты с моделью штифтовой конструкции с большим диаметром штифта* // Математические структуры и моделирование. 2002. Вып.9. С.124-128.
10. Файзуллин Р.Т. *Конечноэлементные аппроксимации и аналогии*. Омск: Омский гос. ун-т, 1999
11. Арутюнов С.Д., Лебеденко И.Ю., Чумаченко Е.Н., *Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния зубных протезов*. М., 2003. 272 с.
12. Чуйко А.Н., Бережная Е.О., Бахуринский Н.Ю., *О современных возможностях биомеханического анализа в стоматологии* // Стоматолог. 2001. N.1-2. С.36-41.
13. Arataki T., Adachi Y., Kishi M. *Two-dimensional finite element analysis of the influence of bridge design on stress distribution in bone tissues surrounding fixtures of osseointegrated implants in the lower molar region* // Bull. Tokyo Dent. Coll. 1998. V.39, N.3. P.199-209.
14. Chung H.Y., Lin H.C., Lu C.T., Tsai S.R. *Treatment of intrabony defects associated with interradicular root proximity/fusion in molar furcations* // Kaohsiung J. Med. Sci. 2002. V.18, N.4. P.191-197.
15. Darendeliler S., Darendeliler H., Kinoglu T. *Analysis of a central maxillary incisor by using a three-dimensional finite element method* // J. Oral Rehabil. 1992. V.19, N.4. P.371-383.
16. Hirabayashi M., Motoyoshi M., Ishimaru T. et al. *Stresses in mandibular cortical bone during mastication: biomechanical considerations using a three-dimensional finite element method* // J. Oral Sci. 2002. V.44, N.1. P.1-6.
17. Maurer P., Holweg S., Schubert J. *Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible* // J. Craniomaxillofac. Surg. 1999. V.27, N.6. P.365-372.
18. Reetz U. *Methods for the partial preservation of teeth (hemisection etc.)* // Dtsch. Zahnärztl. Z. 1979. V.34, N.7. P.522-526.