

## МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ НАГРУЗКИ НА КОСТНУЮ ТКАНЬ ЧЕЛЮСТЕЙ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ДИАМЕТРА И ДЛИНЫ ИМПЛАНТАТА

© 2011 Е.С. Головина<sup>1</sup>, В.П. Тлустенко<sup>1</sup>, В.С. Тлустенко<sup>1</sup>, С.Ф. Тлустенко<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Самарский государственный медицинский университет

<sup>2</sup>Самарский государственный аэрокосмический университет

Поступила в редакцию 14.03.2011

Рассмотрены проблемы повышения ресурса работы титановых имплантатов в условиях сложного знакопеременного нагружения в составе и структуре биомеханической системы. Представлены различные варианты конструктивного исполнения рабочих схем установки и работы имплантатов, определены значения параметров системы в зависимости от величин приложенных сил и условий нагружения. Представлены результаты исследований в виде графиков различной природы.

Ключевые слова: конструкция, схема установки, титановые имплантаты, нагрузки, напряжения, деформации, модели.

В связи с появлением новых технологий ортопедического лечения, в частности использования имплантатов, возникают новые подходы к расчету, обеспечению устойчивости имплантатов и прочности зубных протезов. Решить эту научную проблему можно на основе достижений ортопедической стоматологии с привлечением теоретических исследований в области механики деформируемых тел и конструкций. Нами рассмотрен один из аспектов проблемы, связанной с моделированием напряженно-деформированного состояния элементов зубочелюстной системы в случае использования имплантатов в зависимости от его диаметра и длины.

Изучение закономерностей биомеханических процессов вокруг окружающих имплантат тканей имеет большое значение. Напряженно-деформированное состояние опорных тканей от нагрузок при жевании определяют процессы остеогенеза. Слишком высокие напряжения наряду с неравномерностью их распределения вызывают атрофию, структурные разрушения, последующую потерю костной ткани в зоне имплантации. Нами проведены теоретические исследования с целью определения нагрузки и выявления факторов, отрицательно влияющих на имплантат и ортопедический процесс.

*Тлустенко Валентина Петровна, доктор медицинских наук, профессор, зав. кафедрой ортопедической стоматологии.*

*Головина Елена Станиславовна, врач-стоматолог-ортопед высшей категории, кандидат медицинских наук, ассистент.*

*Тлустенко Владимир Станиславович – врач-стоматолог-ортопед, кандидат медицинских наук.*

*E-mail: accord2549@yandex.ru*

*Тлустенко Станислав Федотович, кандидат технических наук, доцент. E-mail: titan250@mail.ru*

Цель заключалась в выборе оптимальной конструкции зубного протеза, определении диаметра и длины корневой части имплантата. Изучение осуществлялось методом конечных элементов (МКЭ), который в настоящее время является основным расчетным инструментом для исследования прочности различных конструкций. При этом используется универсальный МКЭ-пакет ANSYS, получивший в последние годы наибольшее распространение в мире среди компьютерных программ данного направления.

Для решения поставленной задачи необходимо было получить методику вычисления напряжений в костной ткани альвеолярных отростков челюстей при различных их нагружениях. Для этого была построена математическая модель расчетов напряженно-деформированного состояния костной ткани челюстей, соответствующая общепринятой методике.

Исследуется влияние диаметра  $d$  и длины корневой части  $b$  имплантата на напряженно-деформированное состояние системы «имплантат-кость». Нагружение здесь осуществляется вертикальной  $P_v$  и горизонтальной  $P_r$  силами, действующими на имплантат (рис. 1).

Как отмечается в работе [1], при жевании различных видов пищи и при глотании аксиальная нагрузка может достигать 70...150 Н (в большинстве случаев жевательные усилия не превышают 10 Н). В связи с этим, в запас прочности, вертикальная сила принята равной 150 Н, а горизонтальная сила – 1/6 от вертикальной, т.е. 25 Н.

В расчетах длина коронковой части имплантата  $a$  составляет 6 мм. При этом для его диаметра и длины корневой части выбираются следующие значения:  $d = 3,5; 4,0; 5,5; 6,0$  мм;  $b = 8; 10; 12; 14$  мм. Остальные исходные данные приняты

теми же, что и в предыдущих разделах. Таким образом, общее число вариантов расчета равно 16.

Решение настоящей задачи проводится также с помощью универсального МКЭ-пакета ANSYS. Для идеализации системы «имплантат-кость» здесь применяется около 26 тысяч объемных элементов тетраэдральной формы, причем в местах с большими градиентами напряжений используется более мелкая разбивка (рис. 2).

На рис. 3...9 представлены результаты расчетов по всем вариантам. При этом на рис. 3 и 4 показаны поля эквивалентных напряжений по Мизесу в надкостнице и губчатой кости соответ-

ственно для случая  $d = 6,0$  мм и  $b = 8$  мм. Видно, что напряжения как в надкостнице, так и в губчатой кости здесь достигают максимальных значений в малой области в месте контакта с имплантатом, т.е. напряженное состояние носит чисто локальный характер. На последующих рисунках приведены зависимости максимальных эквивалентных напряжений в костной ткани, вертикального и горизонтального перемещений точки заделки, а также угла поворота оси имплантата в месте заделки от размеров  $d$  и  $b$ .

Как показывают результаты расчетов, с увеличением диаметра и длины корневой части имплан-

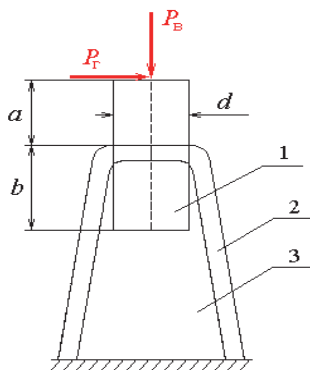


Рис. 1. Расчетная схема:  
1 – имплантат; 2 – надкостница; 3 – губчатая кость

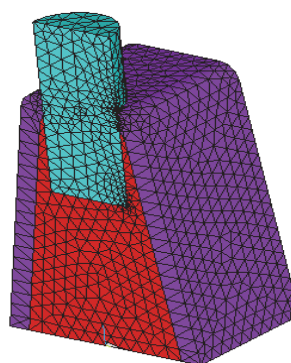


Рис. 2. Конечно-элементная модель

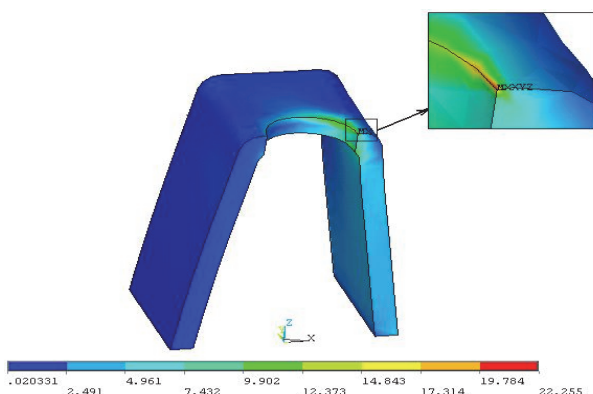


Рис. 3. Поле эквивалентных напряжений по Мизесу (МПа) в надкостнице ( $d = 6$  мм;  $b = 8$  мм)

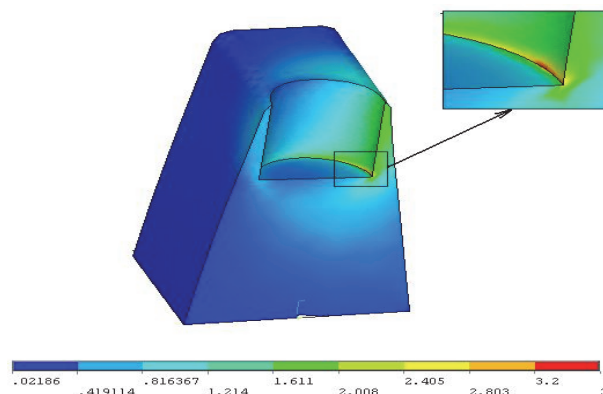


Рис. 4. Поле эквивалентных напряжений по Мизесу (МПа) в губчатой кости ( $d = 6$  мм;  $b = 8$  мм)

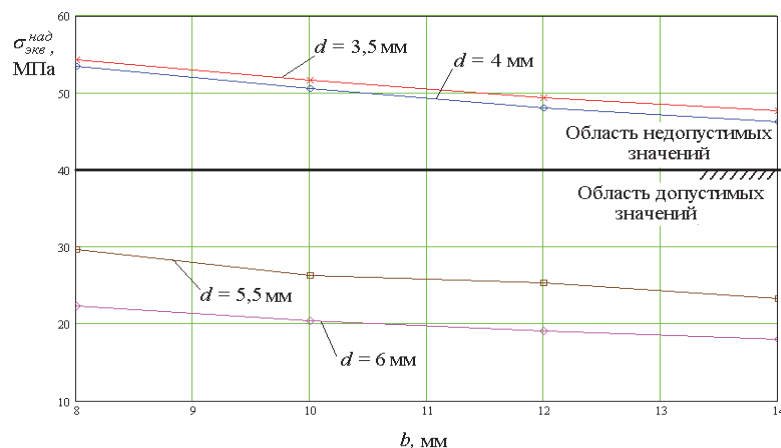


Рис. 5. Зависимость максимального эквивалентного напряжения по Мизесу в надкостнице от диаметра и длины корневой части имплантата

тата уменьшаются максимальное напряжение в надкостнице и перемещения точки заделки, т.е. увеличивается жесткость заделки имплантата в кость. При этом размер  $d$  оказывает большее влияние, чем  $b$ . Напряжение в губчатой кости имеет более сложную зависимость, однако для всех рассмотренных вариантов оно существенно ниже предела прочности ( $\sigma_6^{уд} = 20$  МПа).

Подбор диаметра и длины корневой части имплантата можно осуществлять по рис. 5, где представлены области допустимых и недопусти-

мых значений этих параметров. Видно, что имплантаты малого диаметра (3,5 и 4,0 мм) для всего исследуемого диапазона изменения размера  $b$  не проходят по прочности, поскольку напряжения в этих случаях превышают разрушающее значение ( $\sigma_6^{уд} = 40$  МПа). Таким образом, с точки зрения прочности, а также (как показывают рис. 7...9) и жесткости заделки имплантата в кость более предпочтительными являются имплантаты большого диаметра (5,5 и 6,0 мм). Перспективными являются направления применения конструкций им-

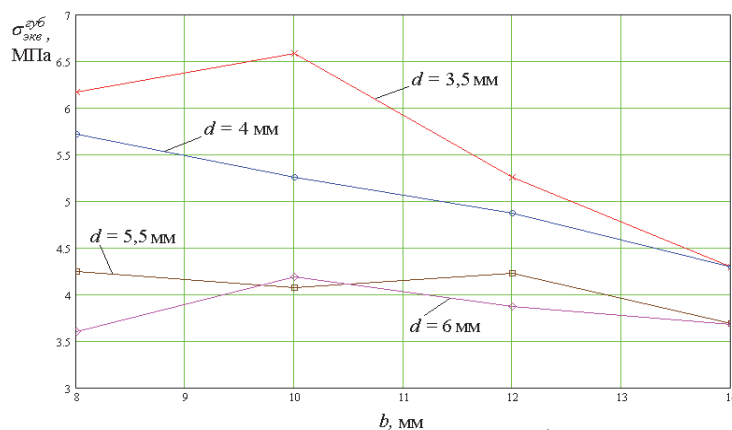


Рис. 6. Зависимость максимального эквивалентного напряжения по Мизесу в губчатой кости от диаметра и длины корневой части имплантата

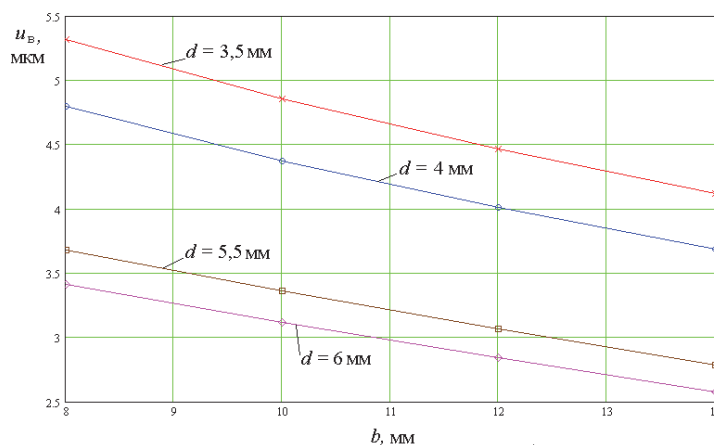


Рис. 7. Зависимость вертикального перемещения точки заделки от диаметра и длины корневой части имплантата

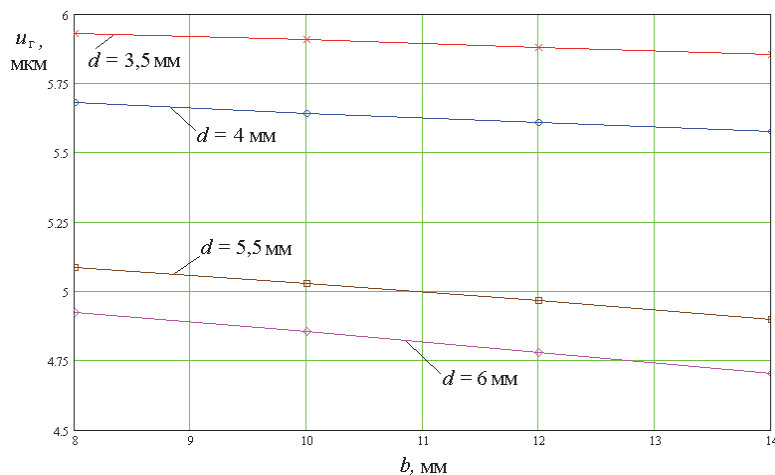


Рис. 8. Зависимость горизонтального перемещения точки заделки от диаметра и длины корневой части имплантата

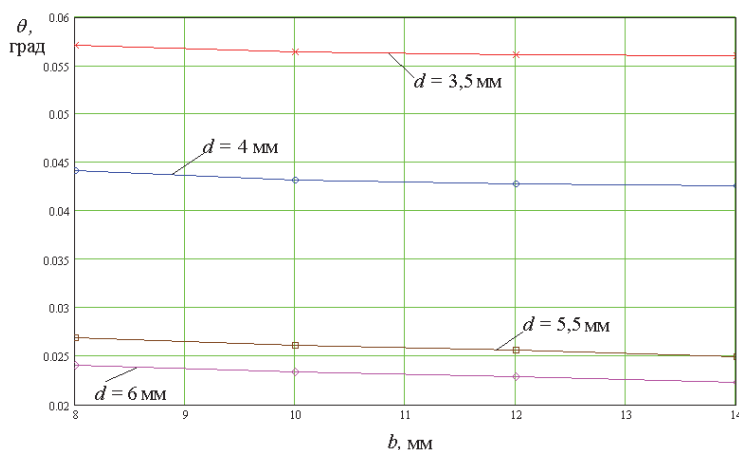


Рис. 9. Зависимость угла поворота оси имплантата в месте заделки от его диаметра и длины корневой части

плантатов с переменным по их длине сечением для повышения качества заделки имплантата в кость при установке и снижения напряжений в выходной области из кости.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, представлены результаты разработки теоретических основ проектирования биомеханических систем с использованием материалов с повышенными значениями удельной прочности, высокими антикоррозионными свойствами. В настоящей работе это обеспечивается применением титановых сплавов с улучшенными механическими свойствами. Процессы проектирования и анализа эффективности конструктивных компоновок установки имплантатов направлены на практическую реализацию экспериментально-исследовательских работ, связанных с повышением надёжности конструкции и разработки методик выбора эффективных конструктивных элементов с учётом статических, динамических, прочностных и ресурсных

требований, а также достижения необходимого уровня прогнозируемого запаса прочности проектируемой или исследуемой биомеханической конструкции. При этом развивается область теоретических представлений по выбору способов и методов ортопедического лечения.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Трезубов В.Н., Арутюнов С.Д. Стоматология. М: Медицинская книга, 2003. 576.
2. Кирюшин М.А., Лебедево И.Ю., Ревякин А.В., Напряженно-деформированное состояние в системе «Полный съёмный пластиночный протез – нижняя челюсть» со сферической и балочной системами фиксации на четырёх внутрикостных винтовых имплантатах // Соврем. ортопед. стоматолог. 2005. №4. С. 92-94.
3. Олесова В.Н., Набоков А.Ю., Дмитренко Л.Н. и др. Компьютеризированное планирование дентальной имплантации // Рос.вестн.дент. имплантолог. 2004. Т. 2. №6. С. 54-57.
4. Арзамасов Б.Н., Макарова В.И. и др. Материаловедение. М.: МГТУ, 2001. 648 с.
5. Cehreli M.C., Akca K. J. Mechanobiology of bone and mechanocoupling of endosseous titanium oral implants // Long Term Eff Med Implants. 2005. V.15. №2. Pp. 139-152.

## MATHEMATICAL MODELING OF BIOMECHANICAL LOAD DISTRIBUTION ON THE JAWBONE, DEPENDING ON THE DIAMETER AND LENGTH OF IMPLANT

© 2011 E.S. Golovina<sup>1</sup>, V.P. Tlustenko<sup>1</sup>, V.S. Tlustenko<sup>1</sup>, S.F. Tlustenko<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Samara State Medical University

<sup>2</sup>Samara State Aerospace University

The problems of increasing the service life of titanium implants in a complex alternating loading in the composition and structure of the biomechanical system. Different versions of application design working circuits of the implants, the values of the parameters of the system depending on the applied forces and loading conditions. The results of studies in the form of graphs of different nature.

Keywords: design, setup, titanium implants, load, stress, strain, model.

Valentina Tlustenko, Doctor of Medicine, Professor, Head at the Prosthodontics Department.

Elena Golovina, Dentist, Orthopedic Highest Category, Candidate of Medicine, Assistant Lecturer.

Vladimir Tlustenko, Dentist, Candidate of Medicine.

E-mail: accord2549@yandex.ru.

Stanislaw Tlustenko, Candidate of Technics, Associate Professor. E-mail: titan250@mail.ru