

ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННОГО СОСТОЯНИЯ ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБА ПРИ ПРИМЕНЕНИИ УСОВЕРШЕНСТВОВАННОГО УСТРОЙСТВА КРЕПЛЕНИЯ СЪЕМНОГО ЗУБНОГО ПРОТЕЗА

Л.В. Лиманова¹, Н.В. Попов²

¹ Самарский государственный технический университет
443100, г. Самара, ул. Молодогвардейская, 244

² Самарский государственный медицинский университет
443000, г. Самара, ул. Чапаевская, 89

Целью данной работы является проведение сравнительных теоретических исследований напряженного состояния твердых тканей зуба для случаев применения различных штифтовых конструкций устройств крепления съемного зубного перекрывающего протеза. Для проведения исследования была построена математическая модель рассматриваемых видов штифтовых конструкций. Численным решением получившейся задачи был произведен расчет напряжений для двух видов нагрузки, приближенных к реальным условиям. Полученные данные позволяют сделать вывод, что предложенная конструкция штифтового устройства с полусферическим окончанием, корневым колпачком и вкладочной частью овальной формы в устье корня зуба приводит к снижению значений возникающих напряжений.

Ключевые слова: эквивалентные напряжения, напряженное состояние, съемный перекрывающий протез, устройство крепления со сферической системой фиксации.

Напряжения при нагрузках возникают не только в технических деталях, но и в стоматологии, в жевательном процессе. И тем более важно исследовать напряженное состояние при фиксации съемного перекрывающего протеза, если у пациента сохранился только один зуб или корень зуба. Для фиксации съемного перекрывающего протеза можно использовать различные типы фиксации: телескопические, замковые виды креплений и т. д. В практике ортопедической стоматологии для опоры и ретенции перекрывающих протезов чаще используют стандартные корневые штифтовые устройства фиксации [1]. Они особенно рекомендованы при протезировании больших с одиночно сохранившимися корнями зубов съемными протезами [2, 3]. Причем необходимо учитывать, что использование стандартного корневого штифтового устройства для крепления съемного протеза может привести к возникновению скола и раскола корня зуба и, следовательно, к удалению одиночно сохранившегося корня зуба.

Для предупреждения возникновения раскола корня зуба, снижения риска развития кариеса корня и улучшения фиксации было разработано устройство для крепления съемного зубного протеза [4]. Устройство для крепления съемного зубного протеза выполнено из металла. Оно содержит литой защитный колпачок с вкладочной частью овальной формы, который плотно охватывает по уровню кругового уступа ткани корня зуба, корневой цилиндрический штифт с полусферическим окончанием, расположенный в посадочном ложе канала корня зуба, и сферическую головку.

Цель работы – провести сравнительные теоретические исследования напряжен-

Лариса Владимировна Лиманова (к.т.н., доц.), доцент кафедры «Высшая математика и прикладная информатика».

Николай Владимирович Попов (к.м.н.), ассистент кафедры «Стоматология детского возраста».

ного состояния твердых тканей зуба различных геометрических конструкций устройств для крепления съемного зубного перекрывающего протеза.

Для проведения сравнительного теоретического исследования напряженного состояния твердых тканей зуба были выбраны два типа корневых штифтовых устройств для фиксации съемного перекрывающего протеза (рис. 1):

- 1) стандартное корневое штифтовое устройство конической формы с конусным окончанием фирмы RHEIN-83 с неподвижной сферой;
- 2) индивидуальное штифтовое устройство цилиндрической формы с полусферическим окончанием, корневым колпачком и вкладочной частью овальной формы в устье корня зуба предложенной конструкции.

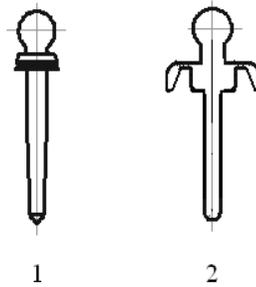


Рис. 1. Исследуемые штифтовые конструкции:
 1 – стандартное корневое штифтовое устройство конической формы с конусным окончанием фирмы RHEIN-83 с неподвижной сферой; 2 – индивидуальное штифтовое устройство цилиндрической формы с полусферическим окончанием, корневым колпачком и вкладочной частью овальной формы в устье корня зуба предложенной конструкции

Для расчета напряжений применялся программный комплекс ANSYS [5], который производит вычисления с помощью метода конечных элементов. В качестве геометрической модели была рассмотрена многосвязная область, включающая анатомические элементы: пластинка компактной кости – альвеолы, волокна периодонта, дентин корня зуба, цемент и штифтовые конструкции, имеющие различные физико-механические характеристики. В ходе работы были построены две геометрические модели для исследуемых конструкций штифтовых устройств фиксации съемного перекрывающего протеза. Разбиение областей на конечные элементы для геометрических моделей двух исследуемых штифтовых конструкций представлено на рис. 2, 3. Математическая модель основана на общих соотношениях линейной механики деформирования твердого тела. Модель базируется на решении вариационных уравнений Лагранжа. В уравнениях состояния использована поверхность нагружения Мизеса с линейным упрочнением изотропного материала, нагружение системы считается квазистатическим, массовые и инерционные силы не учитываются.

В точках интегрирования элемента деформации и напряжения вычисляются с помощью уравнений [6]

$$\{\varepsilon^{el}\} = [B] \cdot \{u\} - \{\varepsilon^{th}\};$$

$$\{\sigma\} = [D] \cdot \{\varepsilon^{el}\},$$

где $\{\varepsilon^{el}\}$ – деформации, вызывающие напряжения;
 $[B]$ – матрица деформации-перемещения в точке интегрирования;

- $\{u\}$ – вектор узловых перемещений;
- $\{\varepsilon^{th}\}$ – вектор температурных деформаций;
- $\{\sigma\}$ – вектор напряжений;
- $[D]$ – матрица упругости.

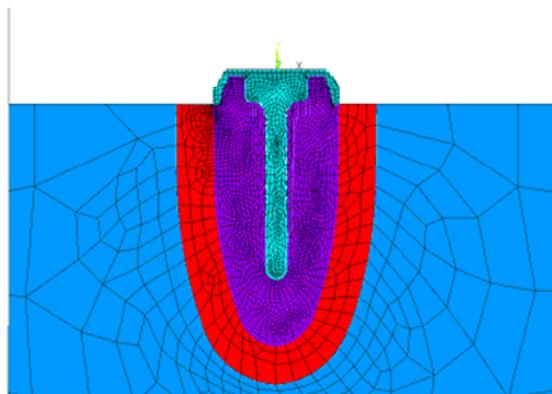
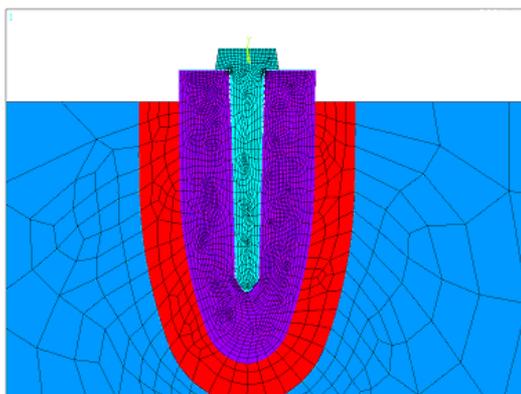


Рис. 2. Геометрическая модель для стандартного корневого штифтового устройства конической формы с конусным окончанием и неподвижной сферой фирмы RHEIN-83

Рис. 3. Геометрическая модель для индивидуального штифтового устройства цилиндрической формы с полусферическим окончанием, корневым колпачком и вкладочной частью овальной формы в устье корня зуба

Напряжения в узлах и в центре элемента вычисляются по значениям напряжений в точках интегрирования.

Три значения главных деформаций ε_0 представляют собой корни кубического уравнения, определяемого компонентами вектора деформаций:

$$\begin{vmatrix} \varepsilon_x - \varepsilon_0 & \frac{1}{2}\varepsilon_{xy} & \frac{1}{2}\varepsilon_{xz} \\ \frac{1}{2}\varepsilon_{xy} & \varepsilon_y - \varepsilon_0 & \frac{1}{2}\varepsilon_{yz} \\ \frac{1}{2}\varepsilon_{xz} & \frac{1}{2}\varepsilon_{yz} & \varepsilon_z - \varepsilon_0 \end{vmatrix} = 0.$$

Главные деформации обозначаются через $\varepsilon_1, \varepsilon_2, \varepsilon_3$. Главные деформации упорядочены таким образом, что ε_1 является наибольшей положительной деформацией, а ε_3 – наибольшей отрицательной.

Интенсивность деформаций ε_I представляет собой абсолютную величину наибольшей из трех разностей: $\varepsilon_1 - \varepsilon_2, \varepsilon_2 - \varepsilon_3$ или $\varepsilon_3 - \varepsilon_1$, т. е.

$$\varepsilon_I = \text{MAX}(|\varepsilon_1 - \varepsilon_2|, |\varepsilon_2 - \varepsilon_3|, |\varepsilon_3 - \varepsilon_1|).$$

Деформации Мизеса, или эквивалентные деформации ε_e , вычисляются по формуле [6]

$$\varepsilon_e = \left(S \left[(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_1)^2 \right] \right)^S.$$

Три значения главных напряжений σ_0 представляют собой корни кубического уравнения, определяемого компонентами вектора напряжений:

$$\begin{vmatrix} \sigma_x - \sigma_0 & \frac{1}{2}\sigma_{xy} & \frac{1}{2}\sigma_{xz} \\ \frac{1}{2}\sigma_{xy} & \sigma_y - \sigma_0 & \frac{1}{2}\sigma_{yz} \\ \frac{1}{2}\sigma_{xz} & \frac{1}{2}\sigma_{yz} & \sigma_z - \sigma_0 \end{vmatrix} = 0.$$

Главные напряжения обозначаются через $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$. Главные напряжения упорядочены таким образом, что σ_1 представляет собой наибольшее положительное напряжение, а σ_3 – наибольшее отрицательное.

Интенсивность напряжения σ_I представляет собой абсолютную величину наибольшей из трех разностей: $\sigma_1 - \sigma_2, \sigma_2 - \sigma_3$ или $\sigma_3 - \sigma_1$, т. е.

$$\sigma_I = \text{MAX}(|\sigma_1 - \sigma_2|, |\sigma_2 - \sigma_3|, |\sigma_3 - \sigma_1|).$$

Напряжения Мизеса, или эквивалентные напряжения σ_e , вычисляются по формуле [6]

$$\sigma_e = \left(\frac{1}{2} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2] \right)^{1/2}.$$

Эквивалентные напряжения связаны с эквивалентными деформациями следующим соотношением:

$$\sigma_e = 2\varepsilon_e \cdot G,$$

где $G = \frac{E}{2(1+\nu)}$ – модуль сдвига;

E – модуль Юнга;

ν – коэффициент Пуассона.

Основные механические характеристики тканей корня зуба, периодонтальной щели, компактной пластинки зубной альвеолы, губчатого вещества и слизистой десны, модуль упругости (E) костной ткани, коэффициент Пуассона (ν) были взяты по данным исследований [7 – 11] и представлены в таблице.

Механические характеристики структурных составляющих математической модели

Составляющие характеристики математической модели	Коэффициент Пуассона, (ν)	Модуль упругости (E), МПа
Дентин	0,31	$1,56 \cdot 10^3$
Цемент	0,35	$6,73 \cdot 10^3$
Гуттаперча	0,45	0,069
Периодонт	0,45	25
Компактная кость	0,32	$1,37 \cdot 10^4$
Губчатая кость	0,33	$6,89 \cdot 10^3$
Материал штифта	0,41	$2,06 \cdot 10^5$

Для построенных моделей задавались одинаковые граничные условия. Внешние границы области, моделирующей губчатую кость, закреплялись по трем координатам. Нагрузка прикладывалась к точке, находящейся на оси штифтовой конструкции, а ее вектор направлен вниз, под углом 45° к горизонтальной плоскости. Применялись две величины приложенной нагрузки – 310 и 510 Н. Данные значения выбран-

ной нагрузки соответствуют средним значениям нагрузки, которая действует на ткани пародонта передних зубов при откусывании пищи и может достигать 300 Н. Величина жевательных нагрузок в премолярах и молярах может составлять 500 Н [12, 13]. При анализе напряженного состояния изучались не только напряжения, которые возникают в верхушечной части корня и в канале корня зуба, но и уделялось внимание напряжениям, появляющимся в его устьевой части.

В результате численного решения для двух видов штифтовых конструкций были получены распределения эквивалентных напряжений (напряжений по Мизесу), вызванных действием заданных нагрузок. Полученные эквивалентные напряжения в тканях корня зуба при величине нагрузки в 310 Н представлены на рис. 4, 5. Распределение эквивалентных напряжений в тканях корня зуба при величине нагрузки в 510 Н показаны на рис. 6, 7. Для наглядности графического материала устройство для крепления съемного перекрывающего протеза не показано.

Полученные распределения эквивалентных напряжений для стандартного корневого штифтового устройства конической формы с конусным окончанием фирмы RHEIN-83 с неподвижной сферой (рис. 4 и 6) показывают, что максимальные напряжения при заданных значениях нагрузки сконцентрированы в устьевой области и апикальных частях корня зуба и достигают при нагрузке 310 Н в устье корня 38,1 МПа, а в апикальной части – 35,4 МПа. При нагрузке 510 Н в устье корня напряжения достигают значения 45,8 МПа, а в апикальной части – 44,9 МПа. Такие величины возникающих напряжений могут явиться причиной возникновения сколов в устьевой части корня и формирования раскола в апикальной области. В канале корня зуба напряжения колеблются в диапазоне от 0 до 5,4 МПа при заданных нагрузках и ни к каким осложнениям не приводят.

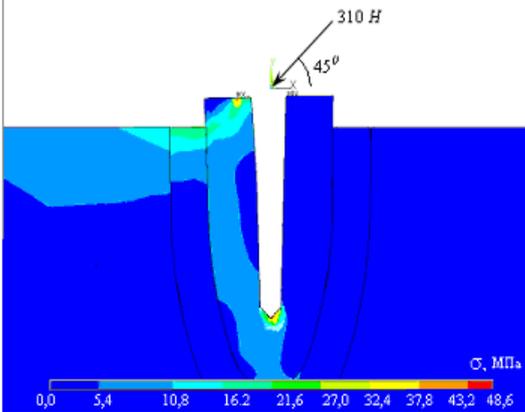


Рис. 4. Распределение эквивалентных напряжений для модели, включающей стандартное корневое штифтовое устройство конической формы с конусным окончанием фирмы RHEIN-83 с неподвижной сферой (нагрузка 310 Н)

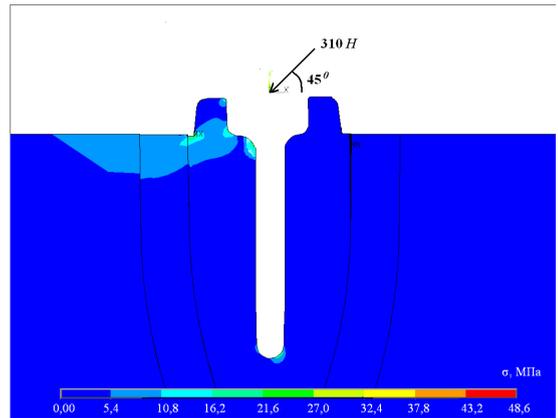


Рис. 5. Распределение эквивалентных напряжений для модели, включающей индивидуальное штифтовое устройство цилиндрической формы с полусферическим окончанием, корневым колпачком и вкладочной частью овальной формы в устье корня зуба (нагрузка 310 Н)

На рис. 5 и 7 представлены распределения эквивалентных напряжений для индивидуального штифтового устройства цилиндрической формы с полусферическим окончанием, корневым колпачком и вкладочной частью овальной формы в устье корня зуба. Из анализа полученных значений следует, что в области устья корня зуба напряжения составляют при нагрузке 310 Н от 13,8 до 17,4 МПа, в апикальной час-

ти – от 10,4 до 11,9 МПа. При нагрузке 510 Н в устье корня напряжения находятся в промежутке от 26,2 до 30,8 МПа, а в апикальной части – от 22,4 до 27,1 МПа.

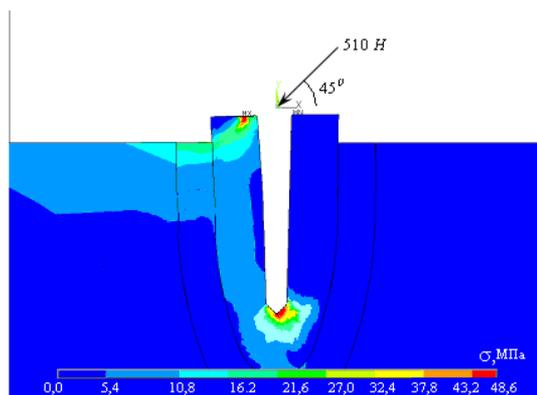


Рис. 6. Распределение эквивалентных напряжений для модели, включающей стандартное корневое штифтовое устройство конической формы с конусным окончанием фирмы RHEIN-83 с неподвижной сферой (нагрузка 510 Н)

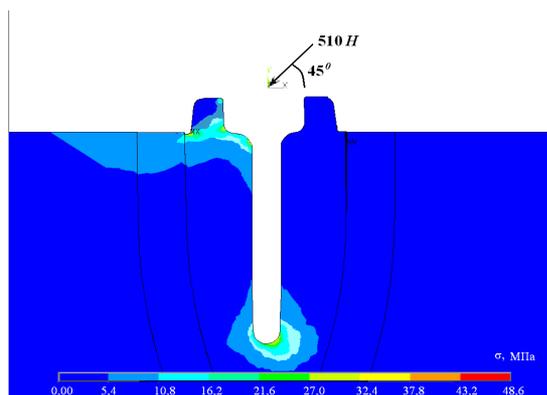


Рис. 7. Распределение эквивалентных напряжений для модели, включающей индивидуальное штифтовое устройство цилиндрической формы с полусферическим окончанием, корневым колпачком и вкладочной частью овальной формы в устье корня зуба (нагрузка 510 Н)

Таким образом, введение в конструкцию устройства для фиксации съемного перекрывающего протеза корневого колпачка, вкладочной части овальной формы в устье корня зуба, а также изменение геометрии штифта на цилиндрическую с полусферическим окончанием приводят к снижению величины возникающих напряжений как в зоне апекса, так и в устьевой части корня зуба. Данное снижение значений напряжений связано с тем, что приложенная нагрузка распределяется по увеличенной площади контакта штифтового устройства крепления по устьевой части корня зуба, круговому уступу, что исключает возможность образования скола и раскола корня зуба.

Следовательно, при ортопедическом лечении больных с одиночно сохранившимися зубами и корнями зубов рекомендуется применение предложенной конструкции штифтового устройства для крепления съемного перекрывающего протеза, что приводит к более рациональному распределению напряжений в тканях опорного зуба, а также предотвращает возникновение известных осложнений.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Телескопические и замковые крепления зубных протезов / И.Ю. Лебедеенко, А.Б. Перегудов, Т.Э. Глебова [и др.]. – М.: Молодая гвардия, 2004. – 344 с.
2. Технология изготовления пластиночных протезов с использованием корней зубов / Б.П. Марков, Г.Б. Маркова, Е.Г. Пан [и др.] // Стоматология на пороге третьего тысячелетия: сб. тезисов. – М.: Авиаиздат, 2001. – С. 557-559.
3. Hohmann A., Hielscher W. Конструкция частичного зубного протеза. – Львов: Галл Дент, 2002. – 192 с.
4. Болонкин В.П., Попов Н.В. Устройство для крепления съемного зубного протеза / Патент РФ на полезную модель № 100898 от 10.01.2011.
5. Басов К.А. ANSYS: справочник пользователя. – М.: ДМК Пресс, 2005. – 640 с.
6. Каплун А.Б., Морозов Е.М., Олферьева М.А. ANSYS в руках инженера: Практик. рук-во. – М.: Единорная УРСС, 2003. – 272 с.
7. Чуйко А.Н. О возможностях конечно-элементного моделирования в ортопедической стоматологии // Стоматолог. – № 3. – Харьков, 2000. – С. 37-38.

8. Чуйко А.Н., Бочарова Э.В. Особенности напряженно-деформированного состояния при заболеваниях пародонта // Стоматолог. – № 11. – Харьков, 2000. – С. 30-35.
9. Замковые крепления протезов в клинике ортопедической имплантологии / В.Н. Олесова, А.М. Давтян и др. // Институт стоматологии. – 2000. – № 3(8). – С. 40-42.
10. Математическое моделирование и расчет напряженно-деформированного состояния системы «зуб – челюсть» после депульпирования / А.И. Воложин, Е.Н. Чумаченко, Г.М. Барер, А.И. Ведев // Стоматология. – 2002. – № 3. – С. 15-17.
11. Теоретическое и экспериментальное исследование по поводу перелома в системе «литая штифтовая вкладка» / А. Кассаро, Д. Джерачи, А. Питини // Клиническая стоматология. – 2000. – № 2. – С. 26-30.
12. Загорский В.А. Частичные съемные и перекрывающие протезы. – М.: Медицина, 2007. – 360 с.
13. Курляндский В.Ю. Ортопедическая стоматология. – М.: Медицина, 1977. – 448 с.

Статья поступила в редакцию 31 января 2013 г.

RESEARCH OF TENSION OF FIRM FABRICS OF TOOTH WHEN APPLICATION OF THE ADVANCED DEVICE OF FASTENING OF A DEMOUNTABLE TOOTH ARTIFICIAL LIMB IS USED

L.V. Limanova¹, N.V. Popov²

¹ Samara State Technical University
244, Molodogvardeyskaya st., Samara, 443100

² Samara State Medical University
89, Chapayevskaya st., Samara, 443000

The purpose of the given work is carrying out of comparative theoretical researches of a tension of firm fabrics of tooth for cases of application various pins designs of devices of fastening of a demountable tooth blocking artificial limb. For research carrying out the mathematical model of considered kinds pins designs has been constructed. The numerical decision of the turned out problem had been made calculation of pressure for two kinds of loading approached to real conditions. The obtained data allows to draw a conclusion that the offered design pins devices with the hemispherical termination, a root cap and a part of the oval form in a fang mouth leads to decrease in values of arising pressure.

Keywords: *equivalent tension, tension, demountable blocking artificial limb, the fastening device with spherical system of fixing.*