

УДК 519.876.5

ВЛИЯНИЕ ТОЛЩИНЫ СЛИЗИСТОЙ ОБОЛОЧКИ БЕЗЗУБОГО УЧАСТКА ПРОТЕЗНОГО ЛОЖА НА НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ «ЧАСТИЧНЫЙ СЪЕМНЫЙ ПРОТЕЗ – КОНЦЕВОЙ ДЕФЕКТ ЗУБНОГО РЯДА НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ»

© 2018 М.И. Садыков, Д.А. Трунин, А.М. Нестеров, М.А. Постников, Г.М. Нестеров

Самарский государственный медицинский университет

Статья поступила в редакцию 01.02.2018

В статье приводятся результаты исследований по изучению напряженно-деформированного состояния биомеханической системы «частичный съемный протез – концевой дефект зубного ряда нижней челюсти». Цель работы формулируется следующим образом: исследовать напряженно-деформированное состояние биомеханической системы «частичный съемный протез – концевой дефект зубного ряда нижней челюсти» при различной толщине слизистой оболочки беззубого участка. Для решения поставленной цели в работе использовался метод конечных элементов при помощи программного пакета ANSYS Academic Research Release 18.2. В данной работе рассчитывали напряжения только под первым и вторым молярами на нижней челюсти. Проводилось исследование напряженно-деформированного состояния тканей протезного ложа (слизистая оболочка, кортикальная и губчатая ткань) в области концевого дефекта на нижней челюсти при различной толщине слизистой оболочки (0.2; 0.4; 0.6 мм). Для большей объективности и информативности рассматривали каждую составную часть системы по отдельности. Исследования напряженно-деформированного состояния биомеханической системы «частичный съемный протез – концевой дефект зубного ряда нижней челюсти» показали, что напряженно деформированное состояние элементов системы наиболее существенно зависит от толщины и упругих свойств слизистой оболочки протезного ложа. Увеличение толщины слизистой оболочки протезного ложа до 0,6 мм приводит к незначительному увеличению полей напряжений в самой слизистой оболочке, тогда как в кортикальной и губчатой кости напряжения значительно снижаются. Так напряжения в кортикальной кости при толщине слизистой оболочки 0.4 мм уменьшаются на 12% в сравнении с результатами, полученными при толщине слизистой 0.2 мм. И на 26% происходит снижение напряжения, если слизистая оболочка хорошо податливая и ее толщина составляет 0.6 мм. Напряжения в губчатой кости при толщине слизистой оболочки 0.4 мм уменьшаются на 12% в сравнении с результатами, полученными при толщине слизистой 0.2 мм. И на 56% происходит снижение напряжения, если слизистая оболочка хорошо податливая и ее толщина составляет 0.6 мм.

Ключевые слова: Напряженно-деформированное состояние, слизистая оболочка, податливость, кортикальная ткань, губчатая ткань.

DOI: 10.24411/1990-5378-2018-00004

ВВЕДЕНИЕ

Частичное отсутствие зубов является одной из наиболее часто встречаемых патологий в клинической стоматологии. Из них обособленное место занимают пациенты с концевыми дефектами зубного ряда, составляющие до 47% всех случаев (Тупикова Л.Н. и др., 2014; Hama A. M. et al., 2016).

Садыков Мукатдес Ибрагимович, доктор медицинских наук, профессор, профессор кафедры ортопедической стоматологии СамГМУ. E-mail: sadykov1949@mail.ru
Трунин Дмитрий Александрович, доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой стоматологии ИПО СамГМУ. E-mail: trunin-027933@yandex.ru

Нестеров Александр Михайлович, доктор медицинских наук, доцент кафедры ортопедической стоматологии СамГМУ. E-mail: stoma2001@rambler.ru

Постников Михаил Александрович, доктор медицинских наук, доцент кафедры стоматологии ИПО СамГМУ. E-mail: postnikovorth@yandex.ru

Нестеров Герман Михайлович, лаборант кафедры ортопедической стоматологии СамГМУ. E-mail: gmnest@gmail.ru

Сложность в ортопедическом лечении пациентов с данной патологией главным образом связана с так называемой «проблемой концевого седла». Базис протеза погружается в слизистую оболочку в дистальном участке больше, чем в области опорного зуба. Со временем это вызывает значительную атрофию дистальных участков альвеолярной части нижней челюсти. Наличие атрофичной слизистой оболочки в области беззубого участка еще больше усугубляет положение, так как давление через истонченную слизистую передается намного сильнее [1, 2].

Для получения положительного результата ортопедического лечения пациентов с концевыми дефектами зубного ряда необходимо добиться уменьшения вертикальной нагрузки на ткани беззубого участка протезного ложа, сделать ее равномерной по всему альвеолярному гребню и, в-третьих, рационально распределить ее между опорными зубами и тканями беззубого участка нижней челюсти [3, 4].

Мы убеждены, что изучение воздействия функциональных нагрузок на ткани протезного ложа в зависимости от толщины слизистой оболочки имеет решающее значение для выбора оптимального ортопедического лечения с целью устранения возможных травматических перегрузок и развития патологических изменений, связанных с ускоренной атрофией тканей протезного ложа.

Целью работы послужило исследование напряженно-деформированного состояния (НДС) биомеханической системы «частичный съемный протез – концевой дефект зубного ряда нижней челюсти» при различной толщине слизистой оболочки беззубого участка.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для решения поставленной задачи мы использовали метод конечных элементов, что позволяет проводить исследования не прибегая к реальному эксперименту. В работе использовали программный пакет ANSYS Academic Research Release 18.2. Была построена геометрическая модель участка нижней челюсти. При создании модели использовался пакет ANSYS Space Claim.

Для экономии времени расчета и моделирования учитывали условия симметрии конструкции и нагружения. В своей работе мы взяли в расчет максимальные напряжения только под 1 и 2 молярами на нижней челюсти. Брали в расчет, что конструкционный материал, костная ткань и слизистая оболочка обладают свойствами идеальной упругости и однородности. Между базисом частичного съемного протеза (бюгельного) и слизистой оболочкой альвеолярной части отсутствует промежуток.

Расчетные модели включали в себя фрагмент альвеолярной части в области концевого отдела нижней челюсти (1 и 2 моляры) и базис съемного протеза (бюгельный протез с опорно-удерживающими кламмерами) с пластмассовыми искусственными зубами (рис. 1).

Свойства костных тканей и искусственных включений моделировали как локально однородную сплошную среду. Её характеризуют следующие величины – модуль Юнга, коэффициент Пуассона [5]. Физико-механические характеристики модельных материалов приведены в таблице 1.

Для анализа нагружения частичного съемного протеза нижней челюсти, использовался случай распределения нагрузки описанный А.В.

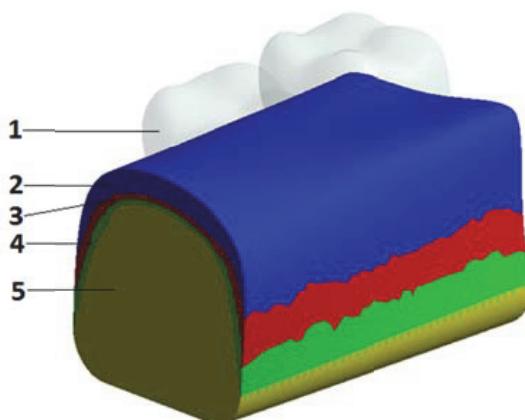


Рис. 1. Сечение системы «частичный съемный протез – концевой дефект зубного ряда нижней челюсти»:
1 – искусственный зуб; 2 – базис съемного протеза;
3 – слизистая оболочка; 4 – кортикальная кость;
5 – губчатая кость

Ревякиным (2005). Распределение усилий по зубам нижней челюсти берется согласно приведенной формуле, где k линейный коэффициент корректировки нормального равновесия сил принятый равным 1, n – порядковый номер зуба – шестой (первый моляр) и седьмой (второй моляр). Получаем вертикальную нагрузку на первый моляр 33,2Н, а на второй 36,8Н [6].

В рамках сформулированной задачи были исследованы напряженно-деформированные состояния тканей протезного ложа (слизистая оболочка, кортикальная и губчатая ткань) в области концевого дефекта на нижней челюсти при различной толщине слизистой оболочки (0.2; 0.4; 0.6 мм).

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЯ

На основе результатов исследования мы получили поля напряжений по третьей теории прочности в системе «частичный съемный протез – концевой дефект зубного ряда нижней челюсти» и проследили тенденцию влияния толщины слизистой оболочки протезного ложа на интенсивность напряжений в тканях беззубого участка протезного ложа.

Для удобства рассматривали каждую составную часть системы по отдельности. Напряжения представляем в паскалях (МПа).

На рисунках 2а, 2б и 3 представлены результаты расчетов напряженно-деформированного

Таблица 1. Механические характеристики структурных составляющих расчетных моделей

Элемент системы	μ	E, МПа
Кортикальная кость	0,3	18100
Губчатая кость	0,3	500
Слизистая оболочка	0,25	1,18
Пластик “Фторакс”	0,3	21

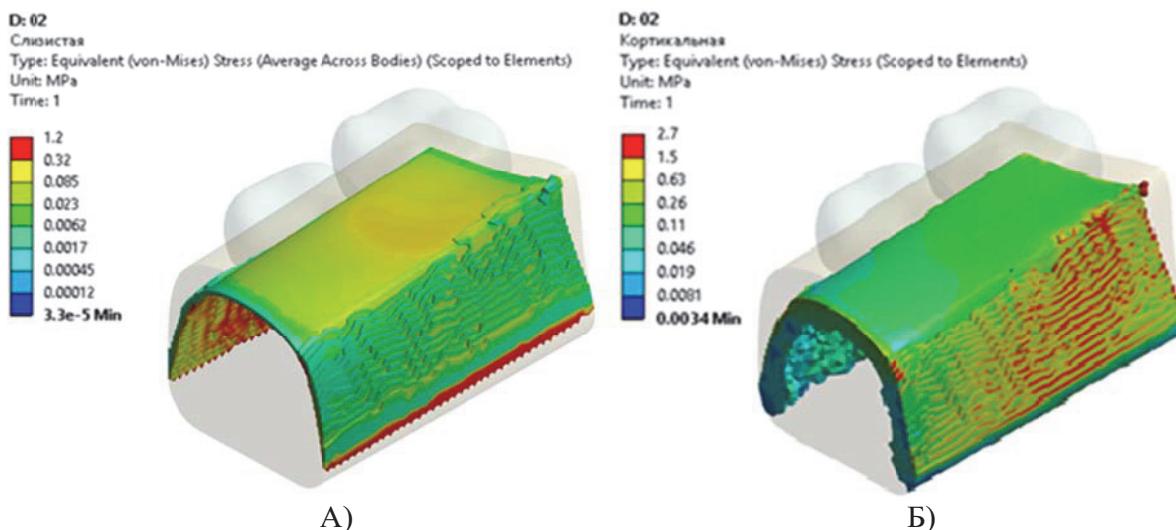


Рис. 2. Поля напряжений в тканях протезного ложа в области концевого отдела зубного ряда нижней челюсти:
А) в слизистой оболочке; Б) в кортикальной кости

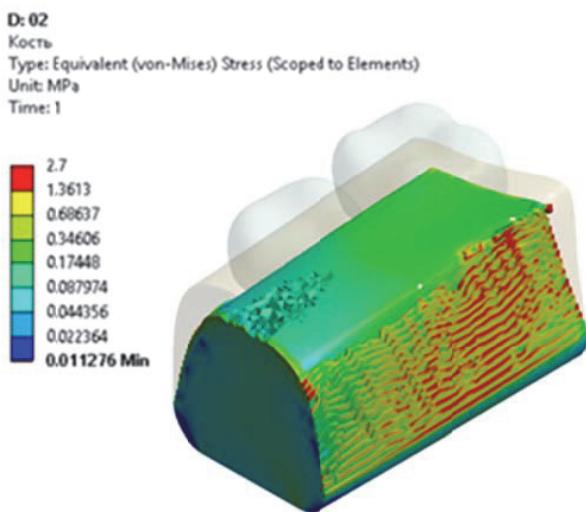


Рис. 3. Поля напряжений в губчатой ткани концевого отдела зубного ряда нижней челюсти

состояния системы «частичный съемный протез – концевой дефект зубного ряда нижней челюсти» при толщине слизистой оболочки протезного ложа 0,2 мм.

Анализируя полученные данные математических расчетов мы установили, что качественная картина распределения полей напряжения в изучаемых тканях не однотипна и происходит неравномерно. Большая часть нагрузки передается на ткани протезного ложа в области дистального края и постепенно снижается медиально. Так максимальное напряжение в слизистой оболочке под базисом съемного протеза составило 1,2 Мпа, в кортикальной кости 2,7 Мпа и губчатой кости 2,7 Мпа.

На рисунках 4а, 4б и 5 представлены результаты расчетов напряженно-деформированного

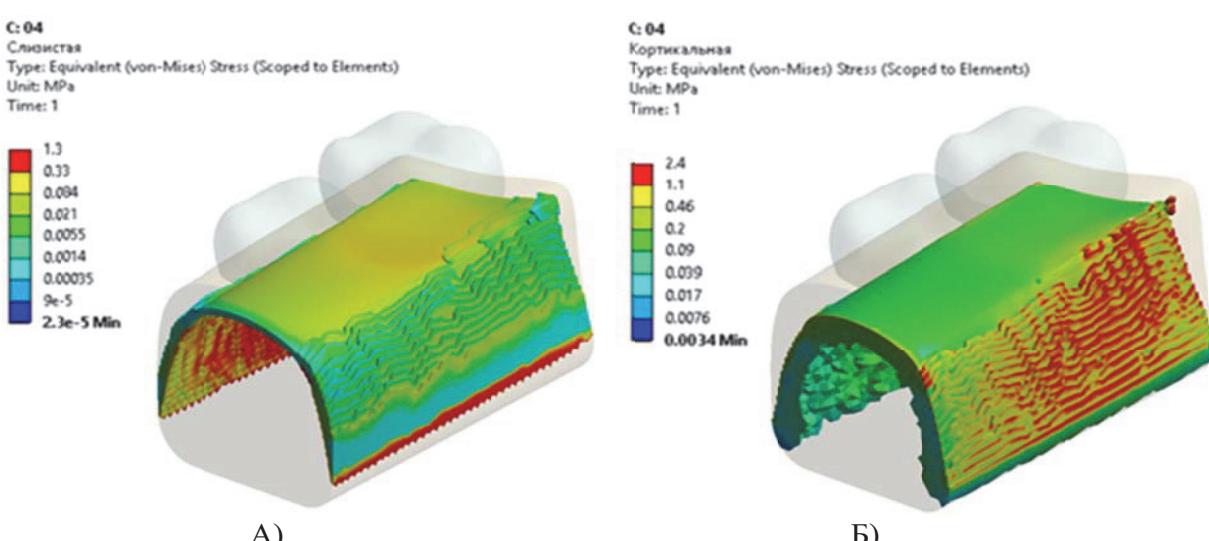


Рис. 4. Поля напряжений в тканях протезного ложа в области концевого отдела зубного ряда нижней челюсти:
А) в слизистой оболочке; Б) в кортикальной кости

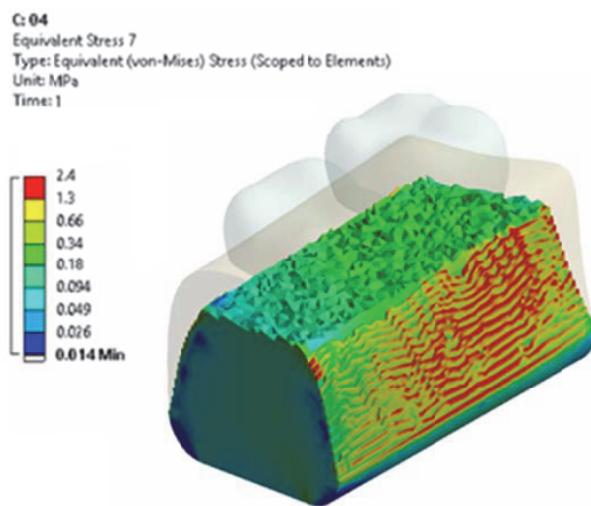
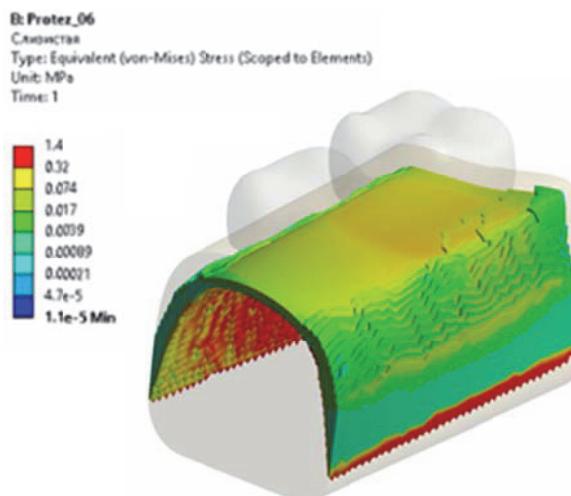
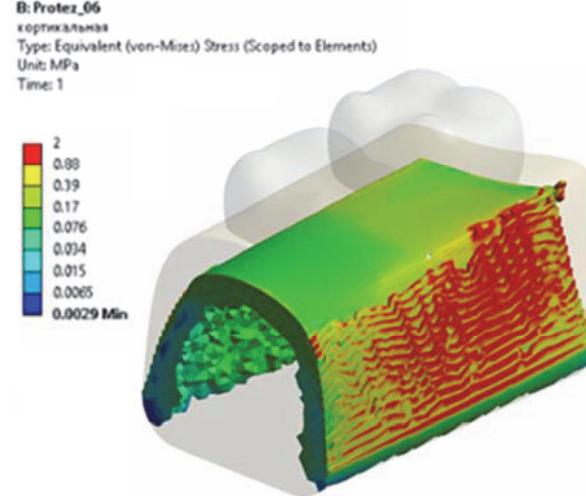


Рис. 5. Поля напряжений в губчатой ткани в области концевого отдела зубного ряда нижней челюсти



A)



Б)

Рис. 6. Поля напряжений в тканях протезного ложа в области концевого отдела зубного ряда нижней челюсти:
А) в слизистой оболочке; Б) в кортикальной кости

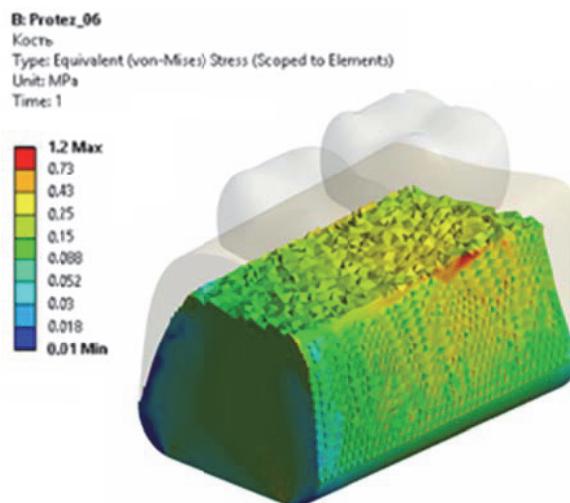


Рис. 7. Поля напряжений в губчатой ткани (кости) концевого отдела зубного ряда нижней челюсти

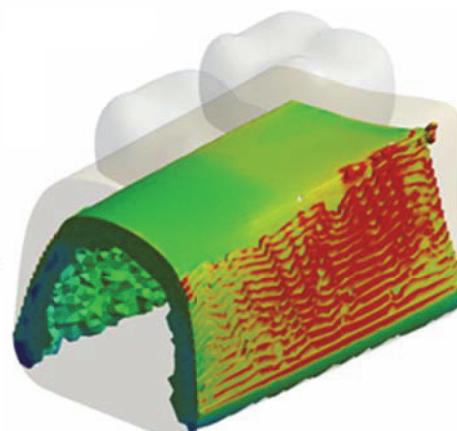
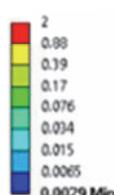
состояния системы «частичный съемный протез – концевой дефект зубного ряда нижней челюсти» при толщине слизистой оболочки протезного ложа 0.4 мм.

Анализируя полученные данные, мы выявили, что при увеличении толщины и податливости слизистой оболочки протезного ложа до 0.4 мм максимальное напряжение в ней составляет 1,3 Мпа. В кортикальной кости 2,4 Мпа, в губчатой кости 2,4 Мпа.

На рисунках 6 и 7 представлены результаты расчетов напряженно-деформированного состояния системы «частичный съемный протез – концевой дефект зубного ряда нижней челюсти» при толщине слизистой оболочки протезного ложа 0.6 мм.

В слизистой оболочке под базисом съемного протеза максимальное напряжение составило 1.4 Мпа, в кортикальной кости 2 Мпа, а в губчатой кости 1,2 Мпа.

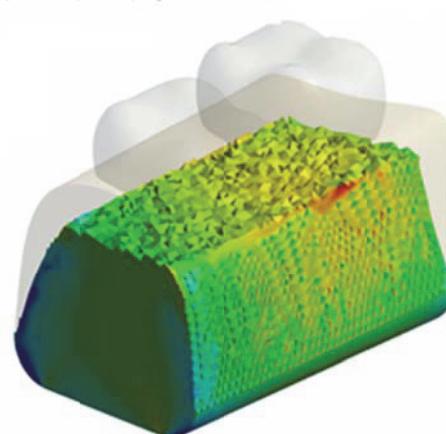
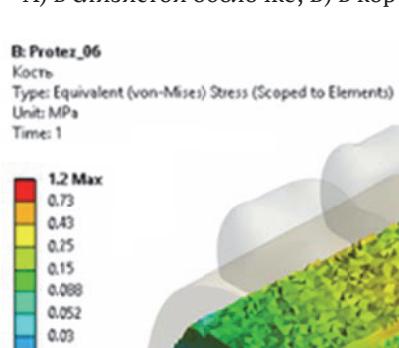
B: Protes_06
кортикальная
Type: Equivalent (von-Mises) Stress (Scoped to Elements)
Unit: MPa
Time: 1



Б)

А) в слизистой оболочке; Б) в кортикальной кости

B: Protes_06
Кость
Type: Equivalent (von-Mises) Stress (Scoped to Elements)
Unit: MPa
Time: 1



Результаты исследований показали, что увеличение толщины и податливости слизистой оболочки протезного ложа приводит к незначительному увеличению напряжений в ней. Так напряжения в слизистой оболочке при увеличении ее толщины до 0,4 мм возрастают на 8,3% в сравнении с результатами, полученными при толщине 0,2 мм. И на 16,6% происходит увеличение напряжения, если слизистая оболочка имеет толщину 0,6 мм.

Иную картину мы получили при изучении полей напряжений, возникающих в костной ткани. Увеличение толщины слизистой оболочки протезного ложа приводит к значительному уменьшению напряжений, как в кортикальной, так и в губчатой кости.

Напряжения в кортикальной кости при толщине слизистой оболочки 0,4 мм уменьшаются на 12% в сравнении с результатами, полученными при толщине слизистой 0,2 мм. И на 26% происходит снижение напряжения, если слизистая оболочка хорошо податливая и ее толщина составляет 0,6 мм.

Напряжения в губчатой кости при толщине слизистой оболочки 0,4 мм уменьшаются на 12% в сравнении с результатами, полученными при толщине слизистой 0,2 мм. И на 56% происходит снижение напряжения, если слизистая оболочка хорошо податливая и ее толщина составляет 0,6 мм.

Увеличение напряжений в тканях протезного ложа при уменьшении толщины слизистой оболочки происходит из-за разного восприятия силового воздействия съемного протеза. Более толстая слизистая оболочка перераспределяет нагрузку по протезному ложу равномернее. В случае с истонченной слизистой оболочкой, силовое воздействие от базиса съемного протеза приводит к появлению зон с достаточно высокими напряжениями в кортикальной и губчатой кости. То есть, при одной и той же нагрузке местные напряжения при толщине слизистой оболочки 0,6 мм существенно ниже, нежели чем при атрофичной и истонченной слизистой оболочкой.

Таким образом, исследования напряженно-деформированного состояния биомеханической системы «частичный съемный протез – концевой дефект зубного ряда нижней челюсти» показали, что НДС элементов системы наиболее существенно зависит от толщины и упругих свойств слизистой оболочки протезного ложа. Увеличение толщины слизистой оболочки про-

тезного ложа до 0,6 мм приводит к незначительному увеличению полей напряжений в самой слизистой оболочке, тогда как в кортикальной и губчатой кости напряжения значительно снижаются.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Оценка и методы регистрации изменений протезного ложа под базисами частичных съемных пластиночных протезов при концевых дефектах нижней челюсти / Л.Н. Тупикова, А.С. Баландина, О.С. Арирова, Е.С. Баландина, М.М. Трифанов // Материалы международной конференции молодых ученых. 2014. С.180-183.
2. Hama A.M., Abdullah A.O. Assessment of the different types of failure related to removable partial denture among patients visited piramerd dental center. 2016. Vol.3. P.1753-1755.
3. Гаврилов Е.И. Протез и протезное ложе. М.: Изд-во Медицина, 1979. 264с.
4. Киндий Д.Д., Асанов С.С. Применение усовершенствованной конструкции бюгельного протеза для восстановления жевательной эффективности при двухсторонних экзостозах нижней челюсти// Стоматологическая наука и практика. 2014. Т.4. №4. С.15-18.
5. Опыт применения бюгельного протеза для восстановления жевательной эффективности при двухсторонних экзостозах нижней челюсти (клинический случай) / Д.Д. Киндий, В.Д. Киндий, Е.Д. Тончева, С.С. Асанов // Вісник проблем біології і медицини. 2016. Т.1. №2. С.202-204.
6. Мартынов С.А. Оптимальная биомеханика аттачменов со сверхэластичной матрицей при сочетанном протезировании концевых дефектов // Современные проблемы науки и образования. 2016. №. 3. С. 77.
7. Олесова В.Н., Шашмурин В.Р., Чумаченко Е.Н. Концепция планирования реабилитации пациентов с отсутствием зубов на нижней челюсти при помощи условно-съемных протезов на имплантатах // Российский стоматологический журнал. 2008. №1. С.8–11.
8. Ревякин А.В. Анализ напряженно-деформированного состояния нижней челюсти методом конечных элементов // Маэстро стоматологии. 2005. № 1. С.30-36.

**INFLUENCE OF THE THICKNESS OF THE MUCOUS MEMBRANE OF THE TOOTHLESS SECTION
OF THE PROSTHETIC BED ON THE STRESS-STRAIN STATE OF THE BIOMECHANICAL SYSTEM
“PARTIAL REMOVABLE PROSTHESIS - TERMINAL DEFECT OF THE DENTITION OF THE LOWER JAW”**

© 2018 M.I. Sadykov, D.A. Trunin, A.M. Nesterov, M.A. Postnikov, G.M. Nesterov

Samara State Medical University

The article presents the results of studies on the study of the stress-strain state of the biomechanical system «partial removable prosthesis - terminal defect of the dentition of the lower jaw». The purpose of the paper is formulated as follows: to investigate the stress-strain state of the biomechanical system «partial removable prosthesis - terminal defect of the dentition of the lower jaw» with different thickness of the mucosa of the toothless section. To solve the set goal, the finite element method was used in the work with the ANSYS Academic Research Release 18.2 software package. In this study, the stresses were calculated only under the first and second molars on the lower jaw. A study of the stress-strain state of the tissues of the prosthetic bed (mucous membrane, cortical and spongy tissue) in the region of the terminal defect in the lower jaw was carried out at different thicknesses of the mucosa (0.2, 0.4, 0.6 mm). For greater objectivity and informativeness, each component of the system was considered separately. Investigations of the stress-strain state of the biomechanical system «partial removable prosthesis - terminal defect of the dentition of the lower jaw» showed that the stress-strain state of the elements of the system most significantly depends on the thickness and elastic properties of the mucosa of the prosthetic bed. Increasing the thickness of the mucous membrane of the prosthetic bed to 0.6 mm results in an insignificant increase in the stress fields in the mucous membrane itself, whereas in the cortical and spongy bone the stresses decrease significantly. So the stresses in the cortical bone with a thickness of the mucosa 0.4 mm decrease by 12% compared with the results obtained with a thickness of the mucosa of 0.2 mm. And the voltage decreases by 26% if the mucosa is well-pliable and its thickness is 0.6 mm. Stresses in the spongy bone with a thickness of the mucosa 0.4 mm decrease by 12% compared with the results obtained with a thickness of the mucosa of 0.2 mm. And a 56% reduction in stress occurs if the mucosa is well pliable and its thickness is 0.6 mm.

Keywords: stress-strain state, mucous membrane, compliance, cortical tissue, spongy tissue.

DOI: 10.24411/1990-5378-2018-00004

Mukaddes Sadykov, MD, Professor, Professor of the Department of Orthopedic Dentistry of SamGMU. E-mail: sadykov1949@mail.ru

Dmitry Trunin, MD, Professor, Head of the Department of Stomatology IPO SamGMU. E-mail: trunin-027933@yandex.ru

Alexander Nesterov, MD, Associate Professor of the Department of Orthopedic Dentistry of SamGMU.

E-mail: stoma2001@rambler.ru

Mikhail Postnikov, MD, Associate Professor of the Department of Stomatology IPO SamGMU.

E-mail: postnikovortho@yandex.ru

German Nesterov, Laboratory Assistant of the Department of Orthopedic Dentistry of SamGMU. E-mail: gmnest@gmail.com