

УДК: 616.314.2-76-77

*Р.В. Петренко, А.Г. Фенко\*, А.И. Петренко\*\*, К.В. Марченко, В.Н. Дворник, А.П. Павленко, В.Д. Киндий*

## **БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ВЫБОРА КОНСТРУКЦИИ РАННЕГО ПРОТЕЗА ПРИ ПРОТЕЗИРОВАНИИ ВКЛЮЧЕННЫХ ДЕФЕКТОВ ЗУБНЫХ РЯДОВ**

ВГУЗ Украины "Украинская медицинская стоматологическая академия"

\*Полтавский НТУ им. Юрия Кондратюка

\*\*КУ «Полтавский областной центр стоматологии – стоматологическая клиническая поликлиника», отделение терапевтической стоматологии

### **Актуальность темы**

Несмотря на улучшение качества стоматологической помощи, появление новых материалов и технологий, одной из самых распространенных операций в челюстно-лицевой области остается операция удаления естественных зубов. В результате образуются дефекты зубных рядов и альвеолярного отростка, которые со временем приводят к прогрессирующей атрофии костной ткани.

Учитывая высокие современные темпы жизни человека и все более возрастающие требования функционального и эстетического характера, необходимость в протезировании неуклонно растет и требует более раннего вмешательства. Раннее протезирование предусматривает изготовление и наложение протезов в период заживления операционной раны, но не позднее 14 суток. Отсроченное ортопедическое лечение проводят после того как заканчивается формирование альвеолярной части, связанное с атрофией костной ткани [1; 2].

Ранние протезы выполняют задания, обусловленные динамикой заживления операционной раны, обеспечивают рациональное распределение жевательных усилий на подлежащие ткани, способствуют формированию альвеолярного отростка и являются функционально более эффективными [3; 4].

Анализируя данные литературы, можно сделать вывод, что проблема сохранения костной ткани альвеолярных отростков остается актуальной и требует дальнейшего изучения вопросов выбора оптимального времени для ортопедического лечения, рациональной конструкции протеза и характера репаративных и атрофических процессов.

### **Цель исследования**

По результатам выполненного биомеханического исследования обосновать рациональную конструкцию съемного мостовидного протеза с регулируемым распределением функциональной жевательной нагрузки на опорные ткани при протезировании включенных дефектов зубного ряда.

### **Материалы и методы исследований**

В значительной степени выбор математиче-

ской модели при выполнении биомеханического анализа обусловлен целью и характером предполагаемых исследований. Учитывая затруднительность использования традиционных аналитических методов теоретической механики и сопротивления материалов, вследствие широкого разнообразия геометрических форм и механических свойств используемых при протезировании материалов и опорных тканей зубочелюстного ряда, исследования проводили с использованием конечно-элементного моделирования, достаточно часто применяемого для решения различных прочностных задач в современной стоматологии.

Принятая в работе методика системно-структурного прочностного анализа на основе конечно-элементного моделирования позволяет с заданной точностью получать и исследовать напряженно-деформированное состояние сложного комплексного взаимодействия съемного мостовидного протеза с опорными челюстными тканями.

### **Результаты исследования**

Сущность конечно-элементного анализа заключается в дискретизации геометрии исследуемого зубочелюстного фрагмента на отдельные элементы достаточно простых геометрических форм, напряженно-деформированное состояние которых описывается общеизвестными теоретическими и экспериментальными зависимостями механики твердого деформируемого тела. Сопряжение отдельных конечных элементов осуществляется путем удовлетворения условий равновесия и условий неразрывности перемещений с использованием трех групп уравнений механики твердого деформируемого тела: статических (описывающих состояние равновесия системы), геометрических (связывающих деформации и перемещения) и физических (устанавливающих закономерности между силами и деформациями).

Исследования выполняли с использованием упругой трехмерной модели фрагмента нижней челюсти с включенным дефектом между клыком и первым моляром, замещаемым съемным мостовидным протезом.

Математическое моделирование выполняли с использованием пакета моделирования и конеч-

но-элементного анализа «NASTRAN», предназначенного для реализации на персональном компьютере в среде «Windows». Пакет, с помощью которого построена и анализируется рассматриваемая упругая трехмерная модель зубочелюстного ряда на основе конечно-элементной процедуры, определяет перемещение каждого узла конечного элемента по направлению трех координатных осей, нормальные и касательные напряжения, а также эквивалентные напряжения по Хуберу-Мизесу для каждого элемента.

Разработанная для анализа напряженно-деформированного состояния трехмерная конечно-элементная модель фрагмента нижней челюсти содержит все основные структурные составляющие костных тканей, включающие кортикальный и спонгиозный слои альвеолы, мягкие ткани десны, а также удерживающиеся в альвеолярной

кости посредством периодонтальных связок природные зубы, состоящие из корневой части и коронковой части с эмалью и шейкой.

Разнообразность свойств тканей челюстной кости учтена в расчетах применением соответствующих физико-механических характеристик конечных элементов для всех структурных составляющих костных тканей, представленных в [5], [6], [7] и [8]. Физико-механические характеристики всех используемых в последующих расчетах структурных составляющих конечно-элементной модели фрагмента нижней челюсти и съемного мостовидного протеза представлены в табл. 1.

Исследование выполняли на фрагменте челюстной кости с высотой поперечного сечения  $h = 22$  мм и шириной  $b = 16$  мм, что соответствует некоторым усредненным габаритными размерам.

Таблица 1  
Физико-механические характеристики структурных составляющих конечно-элементной модели фрагмента нижней челюсти, используемые в расчетах

Материал	Модуль упругости E, МПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности $\sigma_b$ , МПа
Кортикальный слой кости	$2 \cdot 10^4$	0,3	45
Спонгиозное вещество кости	$5 \cdot 10^3$	0,3	15
Периодонт	50	0,45	2,5-6,8
Дентин	$2 \cdot 10^3$	0,3	57,4
Эмаль коронки зуба	$4,0 \cdot 10^4$	0,3	34
Ткани десны	75	0,25	–
Жестко-эластичная пластмасса	500	0,3	–
Пластмасса седла протеза	$2,5 \cdot 10^3$	0,3	50
Сплав КХС	$2,2 \cdot 10^5$	0,32	800

Основные размеры, использованные при моделировании профилей опорных зубов, приняты согласно рекомендованным размерам для моделирования [9], представлены в табл. 2. Ширина периодонтальной щели зубов находится в пределах 0,15 – 0,35 мм.

В качестве основного оценочного критерия при выборе наиболее рациональной конструкции

съемного мостовидного протеза целесообразным представляется принимать максимальные значения эквивалентных напряжений  $\sigma_{\text{yеd}}^{\text{max}}$  в тканях периодонта опорных зубов, возникающие при воздействии на протезы расчетных значений функциональных нагрузок.

Таблица 2  
Размеры, использованные при моделировании профилей опорных зубов

Морфометрические параметры зуба	Размеры зуба в мм	
	клык	первый моляр
Высота зуба	26	21,5
Высота корня	15,0	14,5
Высота коронки	11,0	7
Вестибулярно-языковый размер коронки	7,5	9,8
Вестибулярно-языковый размер шейки	6,5	8,3
Медиально-дистальный размер коронки	6,5	10,2
Медиально-дистальный размер шейки	4,5	8,6

Горизонтальную составляющую функциональной нагрузки, действующую в дистально-медиальном или медиально-дистальном направ-

лении, не рассматривали, так как значительная ее часть в этом случае воспринимается не только опорным зубом, но и всем существующим зубным

рядом, а следовательно, такое нагружение не может быть наиболее опасным.

Учитывая, что абсолютные значения функциональных нагрузок не имеют существенного влияния на решение поставленной задачи (так как для сравнения максимальных значений эквивалентных напряжений, возникающих в опорных зубах и тканях периодонта при использовании разных методов фиксации мостовидного протеза, можно использовать любое эталонное значение нагрузки), расчетное значение вертикальной нагрузки принято равное 100 Н. Горизонтальная составляющая нагрузки согласно [5] составляет 10% вертикальной и соответственно равна 10 Н.

С целью уменьшения количества конечных элементов и как следствия – значительного уменьшения объема вычислительных процедур и количества затраченного на вычисление времени, в модель не были включены мягкие ткани десны, достаточно удаленные от гребня альвеолярного отростка как не оказывающие существенного влияния на результаты выполняемых расчетов.

Наиболее простое решение мостовидного протеза исключает опору протезного ложа на ткани альвеолярного отростка и предполагает восприятие и перераспределение всей функциональной нагрузки мостовидным протезом непосредственно через аттачмены только между опорными зубами.

Первая объемная конечно-элементная модель разработана для наиболее простого решения мостовидного протеза, исключая опору протезного ложа на ткани альвеолярного отростка и предполагающего восприятие и перераспределение всей функциональной нагрузки мостовидным протезом непосредственно через аттачмены только между опорными зубами (рис. 1). Так как исследование проводили на фрагменте челюстной кости, его жесткое закрепление было выполнено по крайним торцам челюстного фрагмента. Разработанная модель разбита достаточно мелкой конечно-элементной сеткой из тетраэдральных элементов размерами до 1 мм (всего для построения использовали 78163 объемных элемента при 56105 узловых точках).

Для выбора наиболее неблагоприятных случаев нагружения мостовидного протеза рассматривали как нагружения отдельно вертикальной и горизонтальной составляющих функциональной нагрузки, так и комбинации вертикальной составляющей функциональной нагрузки с возможными направлениями горизонтальной составляющей нагрузки: в вестибулярно-язычном и язычно-вестибулярном направлениях. При этом размеры пищевого комка соответствовали размерам тела мостовидного протеза, поэтому функциональная жевательная нагрузка прикладывалась к каждому из замещаемых зубов.

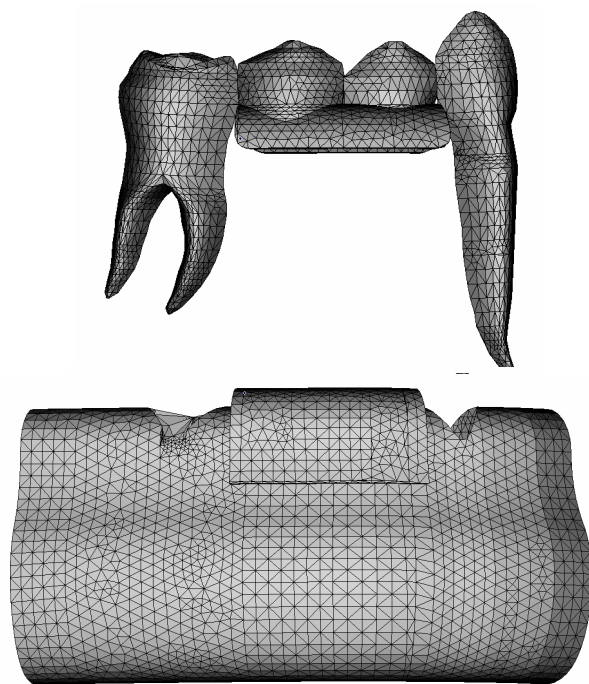


Рис. 1. Конечно-элементная модель мостовидного протеза без опоры протезного ложа на ткани десны

Как показали выполненные исследования, наиболее неблагоприятным случаем нагружения мостовидного протеза является комбинация вертикальной составляющей функциональной нагрузки с горизонтальной составляющей нагрузки в язычно-вестибулярном направлении. Локализация максимальных значений эквивалентных напряжений при действии наиболее неблагоприятной комбинации вертикальной и горизонтальной составляющих функциональной нагрузки наблюдается в тканях периодонта клыка, расположенных в непосредственной близости от гребня альвеолярного отростка. Максимальные значения эквивалентных напряжений в тканях периодонта опорного клыка представлены в табл. 3.

Вторая объемная конечно-элементная модель разработана для мостовидного протеза с замковыми креплениями и телом протеза, опирающимся на ткани альвеолярного отростка. Такое конструктивное решение позволяет частично разгрузить опорные зубы (а также замковые соединения) за счет передачи части функциональной нагрузки непосредственно на слизистую оболочку альвеолярного отростка. Максимальные значения эквивалентных напряжений в тканях периодонта опорного клыка и тканях десны под седлом мостовидного протеза приведены в табл. 3.

Третья трехмерная конечно-элементная модель включает мостовидный протез с использованием в матрицах крепления протеза жестко-эластических пластмасс, увеличивающих податливость крепления мостовидного протеза к опорным зубам и перераспределяющих часть функциональной нагрузки с опорных зубов на ткани десны альвеолярного отростка. В этом случае пространство в теле протеза вокруг матрицы заполняется слоем жестко-эластической пластмассы толщиной до 1 – 2 мм.

Максимальные значения эквивалентных напряжений в тканях периодонта опорного клыка и тканях десны под седлом мостовидного протеза с

использованием в матрицах крепления протеза жестко-эластических пластмасс толщиной 1 мм представлены в табл. 3.

Таблица 3

Максимальные значения эквивалентных напряжений в тканях периодонта опорного клыка и тканях десны под седлом мостовидного протеза

Конструкция мостовидного протеза	Максимальные значения напряжений, МПа	
	периодонт	десна
Без опоры протезного ложа на ткани десны	3,43	–
С опорой протезного ложа на ткани десны	1,33	1,797
С опорой протезного ложа на ткани десны и жестко-эластической пластмассы в матрицах крепления протеза	0,953	2,123

Сравнивая максимальные значения эквивалентных напряжений в тканях периодонта опорного клыка для всех рассмотренных конструкций съемного мостовидного протеза, можно утверждать, что уменьшение усилий на опорный клык в случае применения жестко-эластической пластмассы в замковых матрицах составляет порядка 28% по отношению к протезу с опорой протезного ложа на ткани десны и 72% по отношению к протезу без опоры протезного ложа на ткани десны.

Подтверждением достоверности полученных результатов можно считать их достаточную сходность с результатами, представленными в работе [10], исследования в которой проводили с использованием традиционных аналитических методов теоретической механики и сопротивления материалов.

### Литература

- Трезубов В.Н. Ортопедическая стоматология. Пропедевтика и основы частного курса: [учебн. для мед. вузов] / В.Н. Трезубов, А.С. Щербаков, Л.М. Мишнев. – СПб.: Изд-во СпецЛит, 2001. – 480 с.
- Hara T. Effect of occlusal pressure on the histopathological changes in denture supporting tissues / T. Hara, T. Sato, K. Nakashima // Journal of Oral Rehabilitation. – 1996. – Vol. 23, № 6. – P. 363-434.
- Джепсон Николас Дж. А. Частичные съемные протезы / Николас Дж. Джепсон. – М.: Изд-во МЕДпресс, 2006. – 166 с.
- Кобзев С.А. Непосредственное протезирование полости рта после множественного удаления зубов: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22 / С.А. Кобзев. – СПб., 2000. – 166 с.
- Повышение эффективности ортопедического лечения больных на основе математического моделирования перспективных конструкций имплантатов / А.И. Матвеева, А.Г. Иванов, Р.Ш. Гветадзе [и др.] // Стоматология. – 1997. – № 5. – С. 44-48.
- Чуйко А.Н. Особенности биомеханики в стоматологии / А.Н. Чуйко, В.Е. Вовк.- Прапор, 2006. – 304 с.
- Ковешников В.Г. Биомеханические свойства эмали и дентина в пределах одного зуба на горизонтальном шлифе / В.Г. Ковешников, В.В. Маврич, Е.С. Болгова // Украинський морфологічний альманах. – 2009. – Т.7, № 3. – С. 37-40.
- Зайцев Д.В. Дентин человека как объект исследования физического материаловедения / Д.В. Зайцев, С.С. Григорьев, П.Е. Панфилов // Проблемы стоматологии. – 2013. – № 3. – С. 12-22.
- Атлас анатомії з біомеханікою жуваального апарату / [М.Д. Король, Л.С. Коробейніков, Д.Д. Кіндій та ін.]. – Полтава: Форміка, 2002. – 224 с.
- Математичне обґрунтування застосування іммедіат-протеза при протезуванні включених дефектів зубних рядів / В.Н. Дворник, Р.В. Петренко, А.І. Петренко [та ін.] // Український стоматологічний альманах. – 2014. – № 2. – С. 45-48.

**Стаття надійшла  
29.08.2016 р.**

### Резюме

Работа посвящена биомеханическому обоснованию предлагаемой конструкции протеза с использованием жесткого и жестко-эластического материала матрицы, способной выдерживать функциональную нагрузку без вреда для тканей пародонта и адгезивного соединения системы.

**Ключевые слова:** включенные дефекты зубных рядов, атрофия альвеолярных отростков челюстей, ранний протез, замковое соединение.

### Резюме

Робота присвячена біомеханічному обґрунтуванню запропонованої конструкції протеза з використанням жорсткого і жорстко-еластичного матеріалу матриці, здатної витримувати функціональне навантаження без шкоди для пародонта й адгезивного з'єднання системи.

**Ключові слова:** включені дефекти зубних рядів, атрофія альвеолярних відростків щелеп, ранній протез, замкове з'єднання.

UDC: 616.314.2-76-77

## **BIOMECHANICAL RATIONALE OF AN EARLY DENTURE CHOISE IN PROSTHETICS OF BOUNDED DEFECTS OF DENTAL ROWS**

***Petrenko R.V., Fenko A.H.\*, Petrenko A.I.\*\*\*, Marchenko K.V., Dvornik V.N., Pavlenko A.P.\*\*\*, Kindii V.D.***

Higher State Educational Establishment of Ukraine "Ukrainian Medical Stomatological Academy"

\*Poltava National Technical Yuri Kondratyuk University, Poltava

\*\*Public Institution "Poltava regional stomatological center – stomatological clinical policlinics", Department of restorative dentistry

\*\*\* Higher State Educational Establishment of Ukraine "Ukrainian Medical Stomatological Academy"

### **Summary**

The work is focused on the study of the stress-strain state of support tissue in a fragment of the lower dental row in case of prosthetic of a defect bounded by the canine and the first molar with removable bridge prostheses that have various design features to justify the choice of the most rational denture design.

The research was conducted on the basis of the finite-element procedure with the use of an elastic three-dimensional model of a fragment of the lower jaw with the bounded defects replaceable with removable bridges.

The simplest design solution of a bridge precluded support of prosthetic bed by alveolar bone tissue and implied the perception and redistribution of all functional loading by bridges directly through attachments among the abutments.

The second case of the replacement of the bounded defect used the bridge with locks and prosthesis body that was supported by the alveolar bone tissue. This design allowed unloading the abutments due to the transfer of the functional load directly to the mucosa of the alveolar bone.

A design feature of the third bridge was the use of hard-elastic plastics in matrices of the locks of the prosthesis, increasing the pliability of bridge fixation to the abutments and redistributing a part of the functional load from the abutments to the mucosa of the alveolar bone.

The results of the research show that the most rational design is removable bridge prosthesis with hard-elastic plastic matrices in the lock, which allows unloading of the abutments maximally.

**Keywords:** bounded defects of dental rows, atrophy of alveolar processes, early denture, lock connection.