

УДК 616. 314-76

В. И. Струк, \*М. Д. Король

## МЕТОДИКА ПОСТРОЕНИЯ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ БЮГЕЛЬНЫХ ПРОТЕЗОВ С УЧЕТОМ ОПТИМАЛЬНОГО СПОСОБА ИХ ФИКСАЦИИ

КМУ "Міська стоматологічна поліклініка", г. Черновцы,  
\*Высшее государственное учебное заведение Украины  
"Українська медична стоматологічна академія"

Одним из основных условий, обеспечивающих хорошие функциональные качества протезных конструкций с точки зрения биомеханики, несомненно, является оптимальный способ фиксации съемного протеза, который заключается в правильном выборе фиксирующего элемента, обеспечивающего надежную фиксацию протеза в заданном положении и в то же время причиняющего минимум вреда опорным зубам.

Из всего разнообразия фиксирующих элементов бюгельных протезов, имеющих в распоряжении практикующих ортопедов, к наиболее часто применяемым в практике, а, следовательно, и заслуживающим наибольшего внимания, следует отнести опорно-удерживающие кламмеры, телескопический и замковой способы фиксации. Каждый из перечисленных видов фиксации имеет как свои преимущества, так и недостатки, поэтому выбор рационального крепления бюгельных протезов в том или ином случае замещения частичных дефектов зубных рядов является достаточно сложной биомеханической задачей.

Целью выполняемых исследований является анализ напряженно-деформированного состояния опорных зубов бюгельных протезов, замещающих концевые дефекты зубного ряда, с различными способами фиксации протезов на опорных зубах и как следствие - разработка по полученным результатам рекомендаций по оптимальному использованию опорно-удерживающих

клатмеров, телескопической и замковой фиксации.

В качестве оценочного критерия при сравнении разных способов фиксации бюгельного протеза можно принимать усилия (напряжения) в периодонте опорных зубов и опорных зубах, возникающие при воздействии на протез функциональных нагрузок.

Наиболее целесообразным представляется выполнять исследование напряженно-деформированного состояния опорных зубов, воспринимающих передающуюся через бюгельный протез часть функциональных нагрузок с использованием конечно-элементного анализа, перспективность которого при решении различных прочностных задач в современной ортопедической стоматологии в последнее время находит все более широкое подтверждение в работах как отечественных, так и зарубежных авторов.

Идея метода конечных элементов заключается в представлении геометрии исследуемых

удовлетворения условий равновесия и неразрывности перемещений. При этом используют три группы уравнений: статические, описывающие равновесное состояние системы; геометрические, связывающие деформации и перемещения; и физические, которые связывают между собой силы и деформации.

Математическое моделирование выполняли с использованием широко известного пакета моделирования и конечно-элементного анализа «NASTRAN», предназначенного для реализации в среде «Windows» на персональном компьютере. Программа, с помощью которой построены и анализируются рассматриваемые модели на основе конечно-элементной процедуры, определяет перемещение каждого узла конечного элемента по трем координатным осям, нормальные и касательные напряжения, а также эквивалентные напряжения по Хуберу-Мизесу, которые вычисляются по общеизвестной формуле:

$$\sigma_{\text{экв}} = \sqrt{0,5[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)]} \quad (1)$$

конструкций (в рассматриваемом случае съемного бюгельного протеза, опорных зубов и всего фрагмента нижней челюсти) в виде совокупности отдельных элементов достаточно простой конфигурации, напряженно-деформированное состояние которых описывается общеизвестными теоретическими и экспериментальными зависимостями механики твердого деформируемого тела. Сопряжение элементов осуществляется путем

где:  $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$  – нормальные напряжения соответственно по осям  $x, y$  и  $z$ ;

$\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$  – касательные напряжения, действующие соответственно в плоскостях  $xy, yz$  и  $zx$ .

Основными критериями, оценивающими целесообразность применения того или иного способа фиксации съемного бюгельного протеза, являются максимальные значения эквивалентных напряжений  $\sigma_{\text{экв}}^{\text{max}}$  как в самом опорном

Таблица 1

**Размеры, использованные при моделировании профилей существующих зубов**

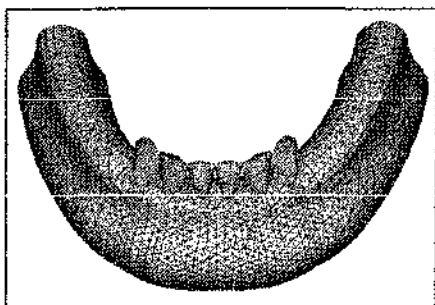
Морфометрические параметры зуба	Размеры зуба в мм		
	медиальный резец	латеральный резец	клык
Высота зуба	21,5	24,0	26,0
Высота корня	12,5	14,0	15,0
Высота коронки	9,0	10,0	11,0
Вестибулярно-языковый размер коронки	5,5	6,0	7,5
Вестибулярно-языковый размер шейки	5,0	5,5	6,5
Медиально-дистальный размер коронки	5,5	6,0	6,5
Медиально-дистальный размер шейки	3,5	4,0	4,5

зубе, так и в периодонте опорного зуба от действия расчетных значений функциональных нагрузок.

Под воздействием усилий, возникающих в зубочелюстной системе, от действия на протез функциональных нагрузок происходит деформация всех тканей челюсти: кости альвеолы, десны, периодонта и опорного зуба. Поэтому разработанная для исследования напряженно-деформированного состояния объемная конечно-элементная модель фрагмента нижней челюсти в области зубного ряда содержит все основные структурные составляющие: кость альвеолы, включающую как кортикальный слой, так и губчатое вещество; мягкие ткани десны; периодонтальную щель; коронковую и корневую части зубов. Профиль зубов выполнен по рекомендованным размерам для моделирования зубов [2].

Представленная объемная конечно-элементная модель фрагмента нижней челюсти с двусторонним концевым дефектом зубного ряда (рис. 1) соответствует случаю потери всех моляров и премоляров и является согласно [3] абсолютным показанием к протезированию. Численное исследование выполняли на фрагменте челюстной кости с габаритными размерами поперечного сечения: высотой  $h = 22$  мм и шириной  $b = 14$  мм, что соответствует некоторым усредненным размерам.

Учитывая, что численно анализируемая конструкция представляет собой фрагмент челюстной кости, его закрепление выполнено



**Рис. 1. Объемная конечно-элементная модель фрагмента челюсти с двусторонним концевым дефектом зубного ряда**

в виде жесткого заземления по крайним торцам челюстного фрагмента, что исключает его смещение в любом направлении.

Неоднородность челюстной кости учтена в расчетах использованием соответствующих физико-механических характеристик для спонгиозного и кортикального слоев кости, представленных в [4, 5].

Основные размеры, использованные при моделировании профилей центральных и латеральных резцов и клыка, представлены в табл. 1.

Ширина периодонтальной щели изменяется в пределах 0,15 – 0,35 мм, а толщина мягких тканей десны над вершиной альвеолярного отростка составляет 1,5 мм. Физико-механические характеристики структурных составляющих конечно-элементной модели фрагмента нижней челюсти приведены в табл. 2 по представленным в [4, 5] значениям.

При анализе напряженно-деформированного состояния челюстного фрагмента рассматривались как односторонние, так и

двусторонние концевые дефекты зубного ряда нижней челюсти.

В качестве функциональных нагрузок (возникающих в процессе пережевывания пищевого комка) при создании математической модели приняты вертикальная  $F_y$  и горизонтальные  $F_x$  и  $F_z$ , составляющие нагрузки, прикладываемые на уровне верхушки коронки протеза. Несмотря на то, что абсолютные значения нагрузки 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 бюгельного протеза, можно использовать любое эталонное значение нагрузки. Расчетное значение вертикальной нагрузки принято по  $R_{us}$ , равное 150 Н и 180 Н, т. е. верхнему пределу силы, возникающей во время пережевывания твердой пищи в области четвертого и пятого премоляров и 300 Н и 200 Н в области шестого и седьмого моляров соответственно [1]. Горизонтальные составляющие нагрузок согласно [1] составляют 10%

Таблиця 2

**Физико-механические характеристики структурных составляющих конечно-элементной модели фрагмента нижней челюсти**

Материал	Модуль упругости E, МПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности σв, МПа
Сплав КХС	2,2·10 <sup>5</sup>	0,32	800,0
Жесткая пластмасса	1,5·10 <sup>5</sup>	0,32	50,0
Эмаль коронки зуба	4,0·10 <sup>4</sup>	0,3	34,0
Дентин	2,0·10 <sup>3</sup>	0,3	100,0
Кортикальный слой кости	2,0·10 <sup>4</sup>	0,3	45,0
Спонгиозное вещество кости	5,0·10 <sup>3</sup>	0,3	15,0
Периодонт	5,0	0,45	3,8
Десна	75,0	0,25	-

от вертикальных и соответственно равны 15 Н, 18 Н, 30 Н и 20 Н.

Исследования выполнялись для трех случаев нагружения. В первом случае вся функциональная нагрузка прикладывалась к протезу в непосредственной близости от опорного зуба и соответствовала нагрузке, возникающей при пережевывании пищевого комка незначительных размеров и воспринимаемой одним зубом.

Второй вариант нагружения соответствует случаю пережевывания пищевого комка больших размеров, когда нагрузка при дроблении комка может распределяться на несколько зубов с сохранением величины среднестатистической функциональной нагрузки для каждого из них.

Третий случай нагружения аналогичен второму с той лишь разницей, что функциональная нагрузка прикладывается к шестому и седьмому молярам, а следовательно, соответствует максимально возможной.

Таким образом, построение математической модели бюгельных протезов с учетом различных фиксирующих элементов дает возможность определить оптимальный способ фиксации съёмного протеза, который заключается в пра-

вильном выборе фиксирующего элемента и обеспечивающий надежную фиксацию протеза, а также степень нагрузки на опорные зубы.

### Литература

1. Руководство по ортопедической стоматологии ; под ред. В. Н. Копейкина. – М. : Медицина, 1993. – 446 с. : ил.
2. Атлас анатомії з біомеханікою жувального апарату / М. Д. Король, Л. С. Коробейников, Д. Д. Кіндій [та ін.]. – Полтава: ПП "Форміка", 2002. – 224 с.
3. Гаврилов Е. И. Ортопедическая стоматология / Е. И. Гаврилов, И. М. Оксман; изд. 2-е. - М. : Медицина, 1978. - 464 с.
4. 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. – Т. 76, № 5. – С. 44 – 48.
5. Чуйко А. Н. Особенности биомеханики в стоматологии / А. Н. Чуйко, В. Е. Вовк : [монография]. – Х. : Прапор, 2006. – 304 с.

Стаття надійшла  
11. 01. 2010 р.

### Резюме

Авторами запропонована методика побудови математичної моделі бюгельного протеза з метою визначення оптимальних способів його фіксації залежно від фіксуємого елемента (опорно-утримувального кламера, телескопічної і замкової фіксації), що забезпечує надійну фіксацію протеза, а також ступінь навантаження на опорні зуби.

**Ключові слова:** математична модель, бюгельний протез, опорно-утримувальний кламер, телескопічна фіксація, замкова фіксація.

### Summary

The method of making simulator of clasp dental prosthesis aimed to determine optimal means of its fixation is suggested by the authors. This simulator allows modeling different fixative elements (support-retentive clasps, telescopic and attachment fixation) which provide reliable prosthesis fixation and optimal supporting teeth loading.

**Key words:** simulator, clasp dental prosthesis, support-retentive clasp, telescopic fixation, attachment fixation.