

# НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ ПЕРИОДОНТАЛЬНОЙ СВЯЗКИ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ КОЛИЧЕСТВА И РАСПОЛОЖЕНИЯ ОПОРНЫХ ЗУБОВ В МОСТОВИДНЫХ ПРОТЕЗАХ.

## Часть 1

Белорусский государственный медицинский университет

---

*Статья описывает напряженно-деформированное состояние периодонтальной связки опорных зубов в мостовидном протезе, корни которых рассматриваются в виде модели эллиптического гиперboloида. Рассмотрены различные варианты мостовидных протезов с изменяемыми параметрами углов мезиодистального и вестибулоорального наклонов опорных зубов при нормальной высоте костной ткани и различной степени атрофии. По результатам рассчитанных с применением метода математического моделирования напряжений предложены рекомендации по выбору конструкций мостовидных протезов в различных клинических ситуациях.*

**Ключевые слова:** *напряженно-деформированное состояние, мостовидный протез, периодонтальная связка, эллиптический гиперboloид, математическое моделирование.*

**S. S. Naumovich, S. A. Naumovich**

### **STRESS-STRAINED CONDITION OF PERIODONTAL LIGAMENT DEPENDING ON THE LOCATION AND AMOUNT OF ABUTMENT TEETH IN FIXED PARTIAL DENTURES. PART 1.**

*This article describes the stress-strained condition of the periodontal ligament of the abutment teeth in fixed partial dentures, the roots of which are considered as a model of an elliptic hyperboloid. Different variants of bridges with variable parameters of mesiodistal and vestibulooral angles of abutment teeth with normal bone height and varying degrees of atrophy have been considered. According to the results of stresses calculated using the method of mathematical modeling recommendations for choice of design of bridges in various clinical situations have been suggested.*

**Key words:** *stress-strained condition, fixed partial denture, periodontal ligament, an elliptic hyperboloid, mathematical modeling.*

---

Одним из наиболее сложных и ответственных этапов в ортопедической стоматологии является планирование лечения с выбором конструкции будущего протеза. В настоящее время конструирование мостовидных протезов в большей степени производится эмпирически на основе клинического опыта врача-стоматолога, что может являться одной из основных причин неудачных исходов протезирования. В ситуациях, когда необходимо восстанавливать протяженные, множественные дефекты зубных рядов, а также дефекты, сопровождающиеся поражением тканей периодонта опорных зубов и их значительным наклоном, необходимо спрогнозировать нагрузки и рассчитать напряжения, возникающие в периодонте опорных зубов мостовидного протеза, чтобы избежать их перегрузки и расшатывания [5, 7]. Зачастую даже у опытных специалистов в

подобных клинических ситуациях возникают проблемы с выбором конструкции протеза, к тому же пациенты при обращении к нескольким врачам могут услышать диаметрально противоположные варианты лечения. Врач должен сознавать, что любое протезирование изменяет функциональные возможности зубов и срок их службы, поэтому необходимо обосновать конструкцию будущего протеза с применением комплексного обследования зубочелюстной системы.

Одним из путей решения сложной задачи прогнозирования биомеханических процессов в системе зуб-периодонт как опорном элементе мостовидного протеза является создание математических моделей и на их основе расчет напряженно-деформированного состояния периодонтального комплекса под действием произвольной по силе и на-

правлению статической либо динамической нагрузки [4, 8]. Данный метод активно используется в стоматологии в последние десятилетия. Математическое моделирование может помочь обосновать включение в конструкцию будущего мостовидного протеза дополнительных зубов, а не только зубов ограничивающих дефект зубного ряда. В то же время анализ научной литературы по данной тематике не дает четких ответов для врачей стоматологов по конструированию зубных протезов. Так, по данным одних авторов, выбор дополнительных опорных зубов и их включение в состав мостовидного протеза вызывает уменьшение нагрузки на каждый зуб в отдельности [3,10], однако по результатам других исследований нет пропорциональной зависимости между увеличением количества опорных зубов в мостовидных протезах, замещающих протяженные включенные дефекты челюстей, и снижением напряжений в периодонте [11]. Все это говорит о необходимости более точного исследования подходов в планировании конструкции мостовидных протезов, которые должны восстанавливать анатомическую целостность зубного ряда и утраченную функцию жевания без перегрузки опорных зубов. Также врач не должен бездумно включать в конструкцию протеза интактные зубы, которые не будут существенно влиять на снижение напряжений в периодонте, но при этом будут подвергаться необратимому процессу препарирования.

Широкое применение математических расчетов в последнее время позволило создать теоретическую базу при конструировании мостовидных протезов в ортопедической стоматологии. Ряд авторов в своих исследованиях продемонстрировали зависимость напряжений в периодонте не только от числа и групповой принадлежности зубов, но и от месторасположения опорных элементов (зубов либо имплантов) в зубном ряду [9]. Кроме этого при конструировании мостовидных протезов следует учитывать также форму, размеры и положение корней опорных зубов. Ведь именно корень зуба с прикрепленной к нему периодонтальной связкой являются главными компонентами в восприятии жевательной нагрузки и ее перераспределении на костную ткань. Так расщепление верхушки корней вызывает увеличение концентрации напряжений в периодонте и может быть фактором риска при выборе опоры [2], наклон опорного моляра в протезе также вызывает дополнительные напряжения в периодонте [6].

**Цель работы** – рассчитать на модели корня зуба в виде эллиптического гиперболоида напряжения, возникающие

**Таблица 1 – Значения нормальных напряжений в периодонте в зависимости от угла наклона одного из опорных зубов мостовидного протеза в мезиодистальном направлении**

Величина угла наклона зуба №2, °	$\sigma_n$ , кг/см <sup>2</sup>					
	Зуб №1			Зуб №2		
	Вертикальная сила 30 кг приложена к зубу №1	Вертикальная сила 30 кг приложена посередине расстояния между опорными зубами	Горизонтальная сила 15 кг приложена посередине расстояния между опорными зубами	Вертикальная сила 30 кг приложена к зубу №1	Вертикальная сила 30 кг приложена посередине расстояния между опорными зубами	Горизонтальная сила 15 кг приложена посередине расстояния между опорными зубами
-45	13.0	5.3	135.2	34.4	-5.7	248.0
-40	12.7	4.7	132.0	30.6	-7.5	224.1
-35	12.5	4.0	128.8	27.3	-8.9	200.9
-30	12.2	3.2	125.9	24.5	-9.7	179.2
-25	12.0	2.3	123.1	22.1	-10.1	159.9
-20	11.9	1.2	120.5	20.4	-9.9	143.4
-15	11.8	-0.1	118.2	19.2	-9.3	130.2
-10	11.9	-1.5	116.3	18.7	-8.1	120.8
-5	12.1	-3.0	114.9	18.8	-6.6	115.3
0	12.4	-4.7	113.9	19.6	-4.7	113.9
5	12.9	-6.4	113.6	21.1	-2.5	116.6
10	13.5	-8.2	114.0	23.4	-0.2	123.2
15	14.3	-10.0	115.2	26.5	2.0	133.4
20	15.2	-11.7	117.5	30.4	4.1	146.4
25	16.2	-13.4	121.0	35.1	5.9	161.3
30	17.4	-15.0	125.8	40.6	7.3	176.1
35	18.6	-16.4	132.1	47.0	8.1	188.4
40	19.7	-17.7	139.7	54.1	8.4	194.4
45	20.9	-18.7	148.3	61.7	8.1	189.0

в периодонтальной связке опорных зубов в мостовидном протезе при изменении углов наклона зубов в мезиодистальном и вестибулооральном направлениях.

**Материал и методы**

Постановка задачи по расчету напряженно-деформированного состояния периодонтальной связки проводилась на физико-математической модели, рассматривающей форму корня однокорневого зуба в виде эллиптического гиперболоида. В такой трактовке модель разработана А.Е. Крушевским и С.А. Наумовичем и была применена нами для опорных зубов мостовидного протеза [1]. Авторы, проведя анализ форм поперечного и продольного сечений большого количества удаленных зубов, пришли к выводу, что корень зуба имеет в поперечном срезе эллиптическую форму, обладая при этом одной осью симметрии, проходящей в вестибулооральном направлении. Следовательно, если модель формы поперечного сечения корня зуба составить из двух различных полуэллипсов с одной общей малой осью, то такая модель окажется вполне реальной. В продольном сечении корень зуба очень напоминает гиперболоид, т.е. усеченный конус. Таким образом, было сделано предположение, что корень зуба представлен в виде двух совмещенных эллиптических гиперболоидов с общей малой осью. В связи с тем, что стыковка двух полуэллипсов производится в вершинах, сохраняется не только непрерывность поверхности, но и касательной (нормали) к ней. Данная модель также успешно описывает и многокорневые зубы, в которых каждый из корней представлен в виде эллиптического гиперболоида. Периодонтальная связка в рассматриваемой модели представляет собой упругую прослойку с линейными и изотропными свойствами, ограниченную двумя составленными эллиптическими двуполостными гиперболоидами.

Мостовидные протезы мы рассматривали как абсолютные твердые тела вместе с корнями зубов, которые служат опорами протезов. Опорные корни зубов скреплены с упругим периодонтом, представляющим собой упругую прослойку между неподвижной костной тканью и подвижной поверхностью опорных корней. Величины механических констант для периодонтальной связки: модуль упругости Юнга и коэффициент Пуассона – взяты из научной литературы. Конкретные параметры по размерам корней опорных зубов, их пространственным координатам, высоте костной ткани, величине и месту приложения к мостовидному протезу внешней нагрузки приведены ниже в соответствующих разделах, описывающих различные варианты моделирования. В результате моделирования получали величины перемещений зубов в периодонтальной связке и возника-

**Таблица 2 – Значения нормальных напряжений в зависимости от угла наклона опорного зуба в мезиодистальном направлении при различной степени атрофии костной ткани**

Зона	Величина угла для зуба №2, °	$\sigma_n$ , кг/см <sup>2</sup>							
		Зуб №1				Зуб №2			
		H=100%	H=75%	H=50%	H=25%	H=100%	H=75%	H=50%	H=25%
A	-40	8.3	6.6	0.3	-49.8	20.5	25.4	37.7	78.7
	-30	8.0	6.1	-0.6	-52.2	16.4	20.3	30.2	62.8
	-20	7.8	5.9	-1.1	-53.8	13.7	17.0	25.2	51.9
	-10	7.9	5.9	-1.1	-54.5	12.5	15.5	22.9	46.3
	0	8.2	6.5	-0.5	-54.1	13.2	16.2	23.4	45.8
	10	9.0	7.5	0.8	-52.4	15.9	19.2	26.9	50.7
	20	10.0	9.1	2.9	-49.4	20.7	24.7	33.6	60.9
	30	11.3	11.1	5.7	-45.3	27.6	32.9	43.9	76.8
	40	12.6	13.4	9.0	-40.4	36.4	43.9	57.8	98.8
	45	13.5	14.3	10.0	-38.5	39.5	46.4	60.4	104.9
B	-40	-20.9	-28.9	-51.0	-153.1	-20.8	-25.6	-37.6	-77.4
	-30	-20.5	-28.4	-50.2	-150.8	-17.2	-21.2	-31.1	-63.3
	-20	-20.2	-28.1	-49.5	-149.1	-14.9	-18.4	-26.9	-53.7
	-10	-20.1	-27.9	-49.3	-148.3	-14.1	-17.4	-25.0	-48.8
	0	-20.1	-28.2	-49.7	-148.6	-15.1	-18.4	-25.8	-48.6
	10	-20.5	-28.9	-50.8	-150.1	-18.1	-21.7	-29.6	-53.6
	20	-21.2	-30.1	-52.6	-153.0	-23.2	-27.5	-36.6	-64.2
	30	-22.0	-31.7	-55.0	-156.9	-30.5	-36.2	-47.5	-81.2
	40	-22.7	-33.4	-57.8	-161.5	-39.6	-47.7	-62.4	-104.9

## Оригинальные научные публикации

ющие при этом 3 компонента напряжений: нормальные и касательные вдоль образующей и направляющей.

Учитывая многообразие клинических ситуаций, которые могут встретиться врачу-стоматологу, и отсутствие возможности охватить их все, мы выбрали основные, классические, варианты и провели компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния периодонта опорных зубов, изменяя их геометрические параметры и пространственные координаты.

### 1) Результаты моделирования напряженно-деформированного состояния периодонтальной связки двух одно-корневых опорных зубов мостовидного протеза при изменении угла мезиодистального наклона одной из опор при нормальной высоте костной ткани.

В качестве биомеханической модели выступал мостовидный протез с двумя опорными зубами, восстанавливающий дефект зубного ряда в 1 зуб. Угол мезиодистального наклона одного из опорных зубов при моделировании изменялся от  $-45^\circ$  (зуб отклонялся в сторону противоположную дефекту зубного ряда) до  $45^\circ$  (зуб наклонен в сторону дефекта зубного ряда), так как зубы с большим углом наклона обычно не рассматриваются в качестве опоры мостовидного протеза. Приводим параметры зубов, участвующих в расчетах.

Зуб № 1 с вертикальной ориентацией в челюсти в поперечном сечении на уровне гребня межзубных перегородок имел мезиодистальный размер 0,56 см и в вестибулооральном направлении был представлен двумя осями полуэллипсов: с вестибулярной стороны – 0,3 см, с оральной – 0,35 см. Уровень высоты костной ткани (т.е. уровень самой периодонтальной связки) – 1,2 см. Зуб № 2 имел схожие геометрические параметры корня и костной ткани, однако изменялся угол его мезиодистального наклона.

К протезу прикладывали поочередно 3 силы со следующими параметрами:

1. Сила величиной в 30 кг действует на опорный зуб №1 вдоль его вертикальной оси.
2. Вертикальная сила величиной 30 кг действует на промежуточную часть мостовидного протеза посередине расстояния между опорными зубами.
3. Горизонтальная сила величиной 15 кг действует на промежуточную часть мостовидного протеза посередине расстояния между опорными зубами.

Для изучения зависимости напряжения определяли для каждого случая моделирования строго в одной и той же точке. При действии нагрузки, которая не совпадает по направлению с продольными осями обоих опорных зубов, в периодонте возникают зоны растягивающих и сжимающих напряжений. В таблицу 1 внесены только растягивающие напряжения, так как они имеют решающее значение при перегрузке зубов.

Численные результаты таблицы 1 представлены на гра-

Таблица 3 – Значения нормальных напряжений в зависимости от угла наклона опорного зуба в вестибулооральном направлении при нормальной высоте костной ткани

Величина угла для зуба №2, °	σ, кг/см <sup>2</sup>											
	Зуб №1						Зуб №2					
	Вертикальная сила 30 кг приложена к корню №1		Вертикальная сила 30 кг приложена посередине расстояния между опорными зубами		Горизонтальная сила 15 кг приложена посередине расстояния между опорными зубами		Вертикальная сила 30 кг приложена к корню №1		Вертикальная сила 30 кг приложена посередине расстояния между опорными зубами		Горизонтальная сила 15 кг приложена посередине расстояния между опорными зубами	
	А	В	А	В	А	В	А	В	А	В	А	В
-20	8,9	-21,0	-15,5	6,6	72,5	-60,4	22,4	-25,5	-14,0	2,1	108,3	-66,9
-15	8,6	-20,6	-12,8	4,4	73,6	-61,6	18,6	-21,3	-10,3	0,4	96,8	-62,9
-10	8,4	-20,4	-9,9	2,0	74,3	-62,6	15,7	-18,0	-7,6	-0,8	87,1	-61,0
-5	8,3	-20,2	-7,1	-0,4	74,7	-63,3	13,9	-15,9	-5,6	-1,9	79,7	-61,3
0	8,2	-20,1	-4,1	-2,9	74,7	-63,7	13,2	-15,1	-4,1	-2,9	74,7	-63,7
5	8,3	-20,2	-1,2	-5,4	74,3	-63,7	13,9	-15,8	-2,9	-4,1	72,3	-68,3
10	8,4	-20,3	1,7	-7,8	73,5	-63,5	15,7	-17,8	-1,7	-5,8	72,5	-74,9
15	8,7	-20,6	4,4	-10,2	72,4	-62,9	18,7	-21,0	-0,2	-8,0	75,3	-83,4
20	9,0	-20,9	7,1	-12,6	70,9	-62,0	22,6	-25,2	1,8	-11,0	80,4	-93,3

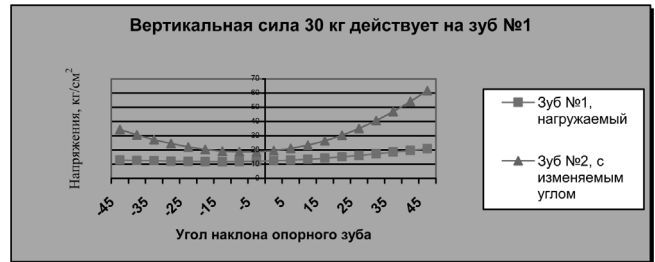


Рисунок 1-Нормальные напряжения в периодонте опорных зубов при изменении угла мезиодистального наклона

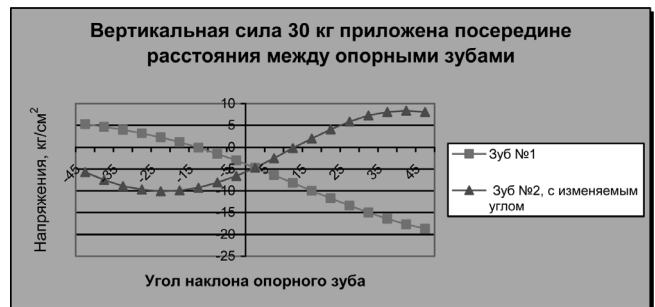


Рисунок 2-Нормальные напряжения в периодонте опорных зубов при изменении угла мезиодистального наклона

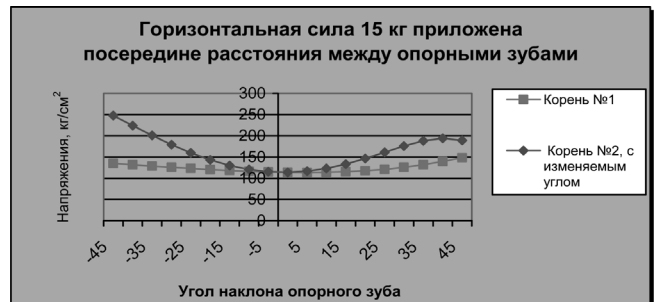


Рисунок 3-Нормальные напряжения в периодонте опорных зубов при изменении угла мезиодистального наклона

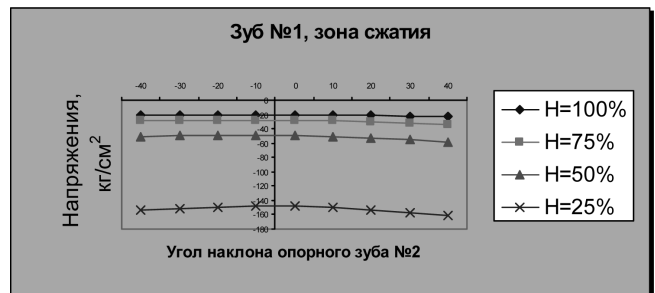


Рисунок 4-Нормальные напряжения в периодонте вертикально ориентированного зуба при различной степени атрофии костной ткани

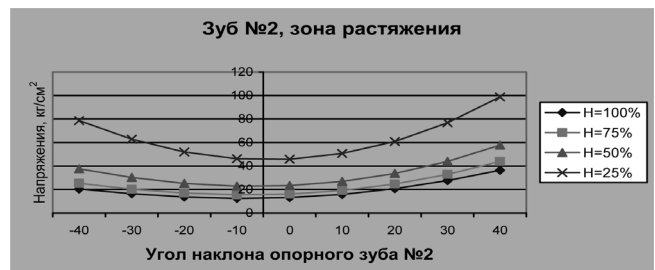


Рисунок 5-Нормальные напряжения в периодонте в зависимости от угла наклона опорного зуба в мезиодистальном направлении при различной степени атрофии костной ткани

фиках (рисунки 1-3).

Результаты моделирования показывают:

1. Максимальные напряжения периодонт опорных зубов испытывает при действии горизонтальной нагрузки.

2. Изменение угла мезиодистального наклона одного из опорных зубов вызывает существенные изменения в качественном и количественном распределении напряжений. Так, при действии вертикальной силы посередине тела мостовидного протеза изменение угла наклона опорного зуба вызывает перемещение зон сжатия и растяжения в обоих зубах.

3. Корень зуба, наклоненный под углом, испытывает напряжения почти вдвое большие, чем вертикально расположенный зуб, при горизонтальной и односторонней вертикальной нагрузке.

4. Нагрузка посередине мостовидного протеза достаточно равномерно распределяет напряжения в обеих опорах.

5. При изменении угла наклона опорных зубов изменяется локализация зоны с максимальным напряжением.

6. Значительные напряжения в периодонте возникают при отклонении опорных зубов более чем на 15-20°, поэтому при наклоне зуба на данную величину для уменьшения напряжений необходимо включать дополнительный опорный зуб.

**2) Результаты моделирования напряженно-деформированного состояния периодонтальной связки двух однокорневых опорных зубов мостовидного протеза при изменении угла мезиодистального наклона одной из опор при резорбции костной ткани альвеолы.**

Для исследования влияния угла наклона зуба на напряжения в периодонте при различной степени атрофии костной ткани использовали геометрические параметры и пространственные координаты опорных зубов аналогично предыдущему варианту моделирования. Однако при этом изменялся уровень высоты костной ткани межзубных перегородок. В качестве нормы была взята высота стенки альвеолы в 1,4 см, также оценивались напряжения при 25%, 50% и 75% степени резорбции. Моделирование проводили при внешней нагрузке величиной в 30 кг, действующей на вертикальную опору. В таблице 2 приведены нормальные напряжения в зонах А и В, которые являются участками поверхности корня на уровне клинической шейки зуба, расположенные диаметрально противоположно.

Наиболее значимые результаты таблицы 2 представлены на графиках (рисунки 4-5).

Таким образом, анализ таблицы 2 и графиков показывает следующее:

1. Напряжения в периодонте опорных зубов увеличиваются не только с изменением угла наклона зуба, но также с изменением высоты костной ткани, определяющей жесткость зубов и протеза в целом, поэтому при атрофии кост-

ной ткани на 50% и более критические, в плане перегрузки, напряжения возникают уже при углах наклона опорного зуба на 10°.

2. Для вертикально ориентированного зуба при атрофии костной ткани до 50% практически не изменяются нормальные напряжения при изменении угла наклона второго зуба, при этом с увеличением атрофии костной ткани практически исчезают нормальные растягивающие напряжения и остаются только напряжения сжатия.

3. При 25% атрофии костной ткани нормальные напряжения в периодонте вертикального зуба увеличиваются > в 1,4 раза, для наклоненного зуба > в 1,2 раза, при 50% атрофии – в 2,5 и 1,8 раза соответственно, при 75% атрофии – > в 7 и 3 раза соответственно по сравнению с нормой, т.е. с увеличением атрофии костной ткани опорный зуб, в области которого к мостовидному протезу приложена нагрузка, начинает перегружаться и при этом значительно уменьшается перераспределение нагрузки на другие опорные зубы.

**3) Результаты моделирования напряженно-деформированного состояния периодонтальной связки двух однокорневых опорных зубов мостовидного протеза при изменении угла вестибулоорального наклона одной из опор при нормальной высоте костной ткани.**

В качестве биомеханической модели выступал мостовидный протез с двумя опорными зубами, восстанавливающий дефект зубного ряда в 1 зуб. Угол вестибулоорального наклона одного из опорных зубов при моделировании изменялся от -20° (зуб отклонялся в сторону противоположную дефекту зубного ряда) до 20° (зуб наклонен в сторону дефекта зубного ряда). Геометрические параметры зубов и костной ткани альвеолы соответствуют предыдущим вариантам моделирования.

К протезу прикладывали поочередно 3 силы со следующими параметрами (таблица 3):

1. Сила величиной в 30 кг действует на опорный зуб №1 вдоль его вертикальной оси.

2. Вертикальная сила величиной 30 кг действует на промежуточную часть мостовидного протеза посередине расстояния между опорными зубами.

3. Горизонтальная сила величиной 15 кг действует на промежуточную часть мостовидного протеза посередине расстояния между опорными зубами.

Численные результаты моделирования вертикальной нагрузки, приложенной к зубу с неизменяемым углом, отображены на графике (рисунок 6).

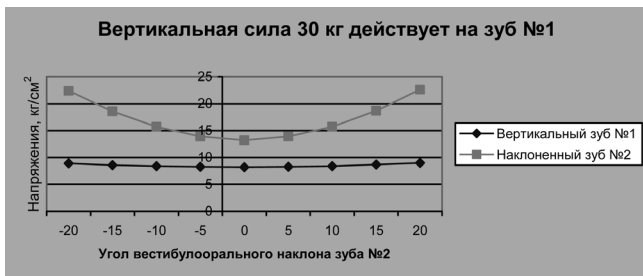
Анализируя данные таблицы 3.3 и построенные на ее основе графики, можно сделать следующие выводы:

1. Максимальные напряжения периодонт опорных зубов испытывает при действии горизонтальной нагрузки.

2. Изменение угла вестибулоорального наклона одного из опорных зубов влияет не только на величину напряжений в периодонте, но и на картину качественного распределения напряжений.

3. Напряжения в периодонте достигают больших значений только при наклонах зубов свыше 20 градусов, а так как в практической работе врача-стоматолога в основном встречаются зубы, наклоненные в вестибулооральной плоскости не более чем на 15-20 градусов, то их можно не рассматривать как фактор риска при выборе опоры.

Полученные результаты напряжений в периодонтальной связке опорных зубов позволяют обосновать подходы к планированию и выбору конструкций мостовидных протезов в клинических ситуациях, сопровождающихся значительным наклоном опорных зубов в различных направлениях при нормальной высоте костной ткани и при резорбции меж-



**Рисунок 6-**Нормальные напряжения в периодонте в зависимости от угла наклона опорного зуба в вестибулооральном направлении

## □ Оригинальные научные публикации

зубных перегородок.

### Литература

1. Наумович, С. А. Биомеханика системы зуб-периодонт / С. А. Наумович, А. Е. Крушевский. Минск, 2000. 168 с

2. Augereau, D. Prosthetic restoration after coronoradicular resection: mechanical behavior of the distal root remaining and surrounding bone / D. Augereau [et al.] // J. Prosthet. Dent. 1998. Vol. 80. № 4. P.467-473.

3. Burak Ozcelik, T. Biomechanical evaluation of tooth-and implant-supported fixed dental prostheses with various nonrigid connector positions: a finite element analysis / T. Burak Ozcelik, E. Ersoy, B. Yilmaz // J Prosthodont. 2011. Vol. 20. № 1. P. 16-28.

4. Lin, C. L. Evaluation of stress induced by implant type, number of splinted teeth, and variations in periodontal support in tooth-implant-supported fixed partial dentures: a non-linear finite element analysis / C.L. Lin [et al.] // J. Periodontol. 2010. Vol 81. №1. P. 121-130.

5. Manda, M. Effect of severely reduced bone support on the stress field developed within the connectors of three types of cross-arch fixed partial dentures / M. Manda [et al.] // J Prosthet Dent. 2009. Vol. 101. № 1. P. 54-65.

6. Manda, M. Effect of varying the vertical dimension of connectors of canti-

lever cross-arch fixed dental prostheses in patients with severely reduced osseous support: a three-dimensional finite element analysis / M. Manda [et al.] // J Prosthet Dent. 2010. Vol. 103. № 2. P. 91-100.

7. Menicucci, G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses / G. Menicucci [et al.] // Clin Oral Implants Res. 2002. Vol.13. № 3. P. 334-341.

8. Provatidis, C. G. A bone-remodelling scheme based on principal strains applied to a tooth during translation / C.G. Provatidis // Comput. Methods. Biomech. Biomed. Engin. 2003. Vol.6. № 5-6. P. 347-352.

9. Provatidis, C. G. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament / C. G. Provatidis // Med Engineering Physics. 2000. Vol.22. № 5. P. 359-370.

10. Sawako, Y. The influence of medial implant location in three-unit posterior cantilever fixed partial dentures on stress distribution in surrounding mandibular bone / Y. Sawako [et al.] // Kokubyo Gakkai Zasshi. 2002. Vol.69. № 4. P.263-268.

11. Zhiyong, L. The influence of prosthesis designs and loading conditions on the stress distribution of tooth-implant supported prostheses / L. Zhiyong [et al.] // Bull. Tokyo Dent. Coll. 2004. Vol.45. № 4. P. 213-221.

Поступила 03.04.2012 г.