

## ИЗУЧЕНИЕ ОСОБЕННОСТЕЙ БИОМЕХАНИКИ МЕТАЛЛОКЕРАМИЧЕСКОГО МОСТОВИДНОГО ПРОТЕЗА С ОДНОСТОРОННЕЙ ОПОРОЙ НА ДВА ЗУБА

Жулев Е.Н.<sup>1</sup>, Демин Д.Н.<sup>1</sup>, Вельмакина И.В.<sup>1</sup>

*ГБОУ ВПО "Нижегородская Государственная Медицинская Академия" Министерства здравоохранения Российской Федерации, Россия, Нижний Новгород (603005, г. Нижний Новгород, пл. Минина и Пожарского, 10/1), e-mail - rector@gmannov.ru.*

**В настоящее время весьма широко распространено протезирование при частичной потере зубов металлокерамическими мостовидными протезами. В то же время накопленный клинический опыт показывает, что этот метод лечения весьма далек от совершенства, что связано с одной стороны с еще нередко встречающимися погрешностями технического исполнения протезов, а с другой - с проведением клинических приемов протезирования. Особенно это относится к вопросам планирования конструкции металлокерамического протеза при различных клинических условиях, обусловленных, прежде всего, протяженностью дефекта зубного ряда, размерами клинических коронок естественных зубов и их положением на альвеолярном отростке, состоянием пародонта и беззубой альвеолярной части, соотношением оставшихся зубов, видом прикуса и т.д. Важное место в решении практических задач ортопедической стоматологии занимает исследование характера распределения упругих напряжений в тканях пародонта опорных зубов под воздействием протезов. Данное биомеханическое исследование посвящено сравнительному анализу влияния конструкции мостовидного протеза на интенсивность напряжений как в самом протезе, так и его составных элементах, включающих металлический каркас, керамическую облицовку, слой фиксирующего цемента, а также ткани опорных зубов и пародонта. Результаты проведенного исследования свидетельствуют о неравномерном распределении интенсивности напряжений в опорных зубах и элементах протеза в зависимости от его конструкции.**

**Ключевые слова:** металлокерамический мостовидный протез, математическая модель, интенсивность напряжений, эквивалентные напряжения Мизеса, биомеханика.

## STUDY OF FEATURES BIOMECHANICS METAL-CERAMIC BRIDGES WITH UNILATERAL BASED ON TWO TOOTH

Zhulev E.N.<sup>1</sup>, Demin D.N.<sup>1</sup>, Velmakina I. V.<sup>1</sup>

*Medical University "Nizhny Novgorod State Medical Academy," the Ministry of Health of the Russian Federation, Russia (Nizhny Novgorod, 603005, Nizhny Novgorod, pl. Minin and Pozharsky, 10/1), e-mail - rector@gmannov.ru.*

**It is now very widespread prosthesis with partial loss of teeth by metal bridges. At the same time, the accumulated clinical experience shows that this treatment is far from perfect, which is connected on one side to another frequently occurring errors in the technical performance of prostheses, and on the other - with clinical methods of prosthetics. This particularly applies to the planning design cermet prosthesis in various clinical conditions caused primarily of extended defects of the dentition, the size of the clinical crowns of natural teeth and their position in the alveolar bone, periodontal condition and toothless alveolar portion of remaining teeth, bite and views etc. An important role in solving practical problems prosthetic dentistry takes character study elastic stress distribution in periodontal tissues supporting the teeth under the influence of prostheses. This biomechanical study focuses on a comparative analysis of the impact of the construction of a bridge on the intensity of the stresses in the prosthesis and its components, including metal frame, ceramic tiles, cement retaining layer and tissue supporting the teeth and periodontal. The results of the study indicate the uneven intensity distribution of stresses in the supporting elements of the teeth prosthesis, and, depending on its design.**

**Keywords:** metal-ceramic bridge, mathematical model, the intensity of the stress, equivalent von Mises stress, biomechanics

В настоящее время наиболее распространенным способом протезирования при небольших по протяженности включенных дефектах зубных рядов является использование металлокерамических мостовидных протезов. В то же время накопленный клинический опыт показывает, что этот метод лечения весьма далек от совершенства. С одной стороны, неудачи лечения во многом связаны с еще нередко встречающимися погрешностями

технического исполнения протезов, с другой стороны отдельные вопросы, связанные с проведением клинических приемов протезирования, недостаточно отработаны и требуют дальнейшего совершенствования. В первую очередь, это касается вопросов планирования конструкции металлокерамического мостовидного протеза в зависимости от конкретной клинической ситуации [6]. Наиболее важным критерием для выбора конструкции протеза является протяженность дефекта зубного ряда, по мнению многих авторов, определяющая прочность конструкции и ее способность противостоять жевательному давлению [1, 3]. В то же время, как отмечают Лебедеко И.Ю., Перегудов А.Б. (2003), Трезубов В.Н. (2008), прогнозирование прочности металлокерамического мостовидного протеза достаточно субъективно и часто носит эмпирический характер, что, в свою очередь, может приводить к разрушению облицовочной части протеза.

Неоднозначным остается мнение по протезированию металлокерамическими мостовидными протезами с односторонней опорой. Существует два противоположных мнения: при тщательном соблюдении клинико-технологических этапов выполнения протезирования такими мостовидными протезами имеет хороший прогноз, несмотря на то, что жевательное давление, действующее на искусственный зуб, распределяется не по оси опорного зуба; а также что мостовидные протезы с односторонней опорой в боковых отделах зубных рядов вызывают тяжелую травму пародонта в связи с появлением опрокидывающего и вращательного моментов функциональной перегрузки.

Под пристальным вниманием исследователей находится вопрос о дополнительной функциональной нагрузке на опорные зубы при протезировании несъемными конструкциями мостовидных протезов. Реакция пародонта на функциональную перегрузку оценивается неоднозначно. При этом условия экспериментов редко совпадают с клинической картиной частичной потери зубов (Smukler H., 2006).

Важное место в решении практических задач ортопедической стоматологии занимает исследование характера распределения упругих напряжений в тканях пародонта опорных зубов под воздействием протезов. Однако в специальной литературе вопросам биомеханики металлокерамических мостовидных протезов уделяется недостаточное внимание [5, 9]. Тем не менее, решение этого вопроса является основополагающим при оценке общей клинической картины при частичной потере зубов. Изучение биомеханики мостовидных протезов с односторонней опорой на два зуба как способа усиления возможности протеза противостоять жевательной нагрузке, оказываемой на зубной ряд, является актуальным вопросом современной стоматологии. С одной стороны, такие протезы оказывают определенный шинирующий эффект, с другой - не имея дистальной опоры, протез не обладает выраженной функциональной стабильностью. Мостовидные

протезы с односторонней опорой на два зуба довольно часто встречаются в практическом здравоохранении, но нередко при неправильном их конструировании являются причиной функциональной перегрузки пародонта опорных зубов. Изучение характера распределения напряжений в мостовидном протезе такой конструкции имеет большое практическое значение не только для определения показаний к применению консольных мостовидных протезов, но и для правильного конструирования протезов с точки зрения биомеханики.

Таким образом, недостаточные знания биомеханики металлокерамических мостовидных протезов с односторонней опорой и отсутствие единой системы определения показаний для их применения в конкретных клинических условиях являются весьма актуальными вопросами ортопедической стоматологии, решение которых способствовало бы повышению эффективности применения этого вида ортопедического лечения.

**Цель исследования:** изучить особенности биомеханики металлокерамического мостовидного протеза с односторонней опорой на два зуба.

#### **Материалы и методы**

Для достижения поставленной цели нами использовался метод математического моделирования и проводилось построение математической модели металлокерамического мостовидного протеза с односторонней опорой на два зуба. В качестве медиальной опоры были выбраны первый премоляр и клык, дистальная опора отсутствовала, а искусственный зуб был сконструирован по форме и размерам аналогичной второму премоляру. Математическая модель включала в себя челюстную кость, опорные зубы, периодонт, десну и конструкцию протеза. Отдельно рассматривались металлический каркас, керамическая облицовка и фиксирующий цемент. Физические свойства материалов и тканей, задаваемые в математической модели, приведены в таблице 1 и были взяты из справочной литературы.

Таблица 1. - Физические свойства материалов и тканей

Ткань, материал	Модуль упругости 1-го рода E (МПа)	Коэффициент поперечной деформации $\nu$
Базис (металл)	200000	0.30
Зубное вещество дентин	14700	0.31
Челюстная кость	7000	0.3
Периодонт	50	0.4
Керамика	70000	0.19
Цемент фосфатный	13000	0.35

При построении модели использовался программный пакет Rhinoceros 4.0, куда переносились данные, полученные сканированием естественного зубного ряда, с выделением необходимых фрагментов.

В Rhinoceros 4.0 импортировался набор точек, на который затем «натягивалась» сплайновая поверхность. Построенная таким образом модель хорошо повторяет все

элементы жевательной поверхности зуба, а также поверхности корня и культи препарированного зуба. Во всех моделях рассматривались препарированные зубы с металлокерамическими коронками, поэтому дополнительные анатомические структуры не выделялись. При построении геометрической модели краевого периодонта внешняя его поверхность создавалась как равноотстоящая от поверхности зубного корня на заданное расстояние (0.1 мм). Внутренняя поверхность совпадает с поверхностью зуба, внешняя повторяет форму лунки. Костная ткань челюсти строилась по общей технологии. Построение геометрической модели мостовидного протеза начиналось с модели цементного слоя. Внутренняя его поверхность совпадает с препарированной поверхностью зуба. Внешняя поверхность строилась как отстоящая от внутренней поверхности на заданное расстояние (0.1 мм). Внешние поверхности металлических коронок и модели искусственных зубов создавались согласно принятой технологии по опорным линиям (пространственным сплайнам). После этого все элементы металлического базиса соединялись между собой. Керамический слой строился по той же схеме. Созданные геометрические модели экспортировались в программный пакет ANSYS, где строилась конечно-элементная сетка, задавались нагрузки и условия закрепления. При выборе значений нагрузки на зубы за основу принималась функциональная нагрузка, приведенная в табл.2.

Таблица 2. - Расчеты показателей функционального напряжения

Зуб	3	4	5	6	7
Вертикальная нагрузка, н	150	150	180	300	200
Боковая нагрузка (+/-)	30	30	36	60	40

### Результаты исследований

Данное биомеханическое исследование посвящено сравнительному анализу влияния различных вариантов конструкций металлокерамического мостовидного протеза на напряженное состояние в тканях и элементах протеза. Для оценки опасности напряженного состояния применяются так называемые эквивалентные напряжения. Для металлов и сплавов в качестве эквивалентного напряжения традиционно используется интенсивность напряжений - эквивалентное напряжение по Мизесу (von Mises stress), характеризующее энергию изменения формы, и среднее (или гидростатическое) напряжение. Для оценки напряженного состояния цемента и керамики мы применяли критерий максимальных растягивающих напряжений.

В результате проведенного анализа математических моделей получены следующие данные. При действии на мостовидный протез боковой нагрузки под углом 78 ° происходит смещение протеза в трех плоскостях по осям X, Y, Z. Максимальное смещение

происходит в области дистальной трети окклюзионной поверхности, щечного бугорка и дистального ската небного бугорка искусственного зуба. Протез испытывает также вращение вокруг горизонтальной оси, о чем свидетельствует кривизна линий распределения упругих напряжений. Верхняя часть протеза смещается больше, чем нижняя. Искусственный зуб смещается больше, чем первый премоляр, а первый премоляр - больше, чем клык. Суммарные перемещения в случае действия нагрузки в оральном направлении меньше, чем при действии нагрузки в вестибулярном направлении. (Рис. 1).

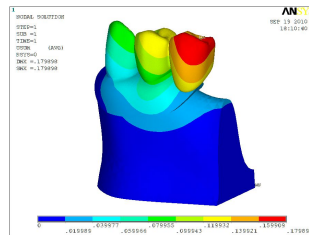


Рис. 1. Суммарные перемещения металлокерамического мостовидного протеза с односторонней опорой на два зуба

Максимальная интенсивность напряжений в металлическом каркасе мостовидного протеза локализована в месте соединения опорных и искусственного зубов, причем наибольшее по значению напряжение локализуется в области соединения первого премоляра с искусственным (консольным) зубом в пришеечной части металлического каркаса (Рис. 2).

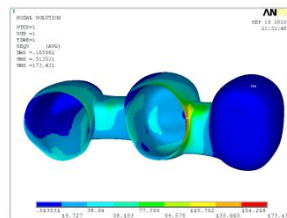


Рис. 2. Интенсивность напряжений в металлическом каркасе

Максимальные растягивающие напряжения в керамической облицовке мостовидного протеза локализованы также в местах соединения опорных зубов и опорного и искусственного зуба. (Рис. 3.).

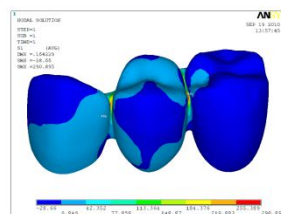


Рис. 3. Распределение максимальных растягивающих напряжений в слое керамики

Максимальные растягивающие напряжения в цементе клыка при действии нагрузки в орально-вестибулярном направлении достигаются в пришеечной зоне с вестибулярной

стороны, а при действии нагрузки в вестибуло-оральном направлении – в пришеечной зоне с оральной стороны (Рис.4).

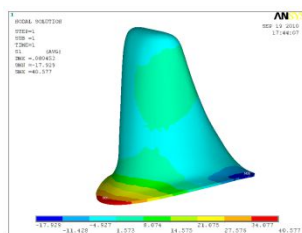


Рис. 4. Распределение максимальных растягивающих напряжений в слое фиксирующего цемента опорного клыка

В слое фиксирующего цемента первого премоляра максимальные растягивающие напряжения возникают у нижнего края культи. При нагружении с действием приложенной силы в орально-вестибулярном направлении максимум напряжений располагается с язычной стороны, при нагружении в вестибуло-оральном направлении – с вестибулярной стороны (Рис. 5)

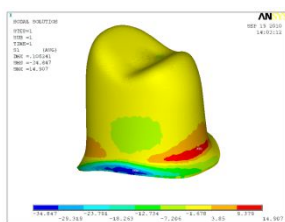


Рис. 5. Распределение максимальных растягивающих напряжений в слое фиксирующего цемента первого премоляра

В цементе первого премоляра при обоих вариантах нагружения значения максимальных растягивающих напряжений примерно одни и те же. В цементе клыка при действии нагрузки в язычном направлении концентрация растягивающих напряжений почти вдвое больше, чем при действии нагрузки в вестибулярном.

Максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу в опорном первом премоляре достигаются в пришеечной области на дистальной стороне культи. При действии нагрузки в орально-вестибулярном направлении эта зона чуть сдвинута в лингвальную сторону. Зоны максимального объемного сжатия расположены в местах, где наблюдаются максимумы эквивалентных напряжений по Мизесу. (Рис.6).

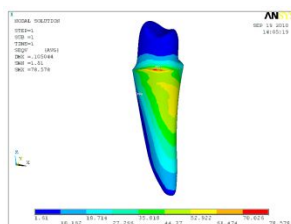


Рис. 6. Распределение эквивалентных напряжений Мизеса в тканях опорного зуба

(первого премоляра)

При действии боковой нагрузки под углом  $78^\circ$  на опорный клык максимальная концентрация эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдается в области пришеечной части клыка с оральной стороны. На противоположной стороне зуба так же наблюдаются повышенные значения напряжений. Это свидетельствует об изгибе клыка. Расположение максимума объемных напряжений сжатия совпадает с расположением эквивалентных напряжений Мизеса. (Рис.7).

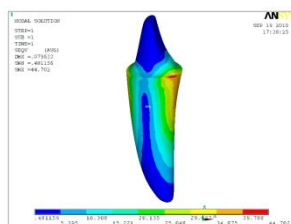


Рис. 7. Распределение эквивалентных напряжений Мизеса в тканях опорного зуба (клыка)

Анализ характера распределения интенсивности напряжений в тканях периодонта показал, что максимальная концентрация эквивалентных напряжений по Мизесу находится в периодонте первого премоляра на дистальной поверхности лунки при действии нагрузки в оральном направлении, и на мезиальной поверхности лунки при действии нагрузки в вестибулярном направлении (Рис.8).

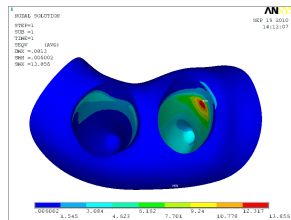


Рис. 8. Распределение эквивалентных напряжений Мизеса в тканях периодонта опорных зубов

Распределение интенсивности напряжений в тканях десны опорных зубов осуществлялось следующим образом: эквивалентные напряжения по Мизесу достигают максимума на лунке опорного первого премоляра. Причем, при приложении к протезу нагрузки в орально-вестибулярном направлении, максимум достигается на лингвальной стороне лунки, при приложении к протезу нагрузки в вестибуло-оральном направлении – на вестибулярной. Также следует отметить повышенное сжимающее напряжение на лингвальной стороне лунки клыка (Рис. 9).

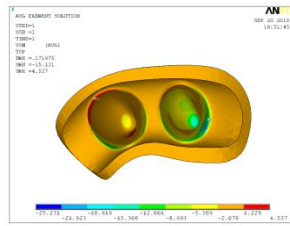


Рис. 9. Распределение эквивалентных напряжений Мизеса в тканях десны

### **Заключение**

Таким образом, в данном исследовании изучен характер распределения напряжений в мостовидном протезе с односторонней опорой. Конструкция протеза включала два опорных зуба: клык и первый премоляр, а искусственный зуб по форме и размерам был смоделирован как второй премоляр. В результате проведенного анализа математических моделей выявлено, что при отсутствии дистальной опоры и наличии двух опорных медиальных и одного искусственного зуба под действием боковой нагрузки под углом  $78^\circ$  происходит смещение протеза в трех плоскостях, причем наибольшему смещению подвергается искусственный (консольный) зуб, наименьшему – опорный клык. Наибольшая интенсивность напряжений в элементах протеза локализована в месте соединения опорного и искусственного зубов. Это характерно как для металлического каркаса, так и для керамической облицовки. Из двух опорных зубов, включенных в конструкцию мостовидного протеза, самым уязвимым к действию приложенной силы является первый премоляр, на который оказывается максимальное рычагообразное воздействие. Об этом свидетельствует максимальная концентрация эквивалентных напряжений в тканях периодонта и десны первого премоляра, а также максимальное значение напряжений на дистальной поверхности корня данного зуба. Однако характер распределения эквивалентных и максимальных растягивающих напряжений в тканях опорных зубов и элементах протеза свидетельствует о большей стабильности мостовидного протеза с односторонней опорой на два зуба, что необходимо учитывать при планировании ортопедического лечения пациентов с частичной потерей зубов.

### **Список литературы**

1. Абакаров С.И. Клинико-лабораторное обоснование конструирования и применения металлокерамических протезов: Дис. д-ра мед. наук. - М, 1993. - 236.
2. Антипова З.П. Морфологические изменения в тканях протезного поля при применении различных конструкций металлокерамических мостовидных протезов // Стоматология. - 1992. - Т.71. №3-6. С. 15-21.



3. Арутюнов, С.Д. Критерии прочности и долговременности временных несъемных зубных протезов / С.Д. Арутюнов, В.А. Ерошин, А.А. Перевезенцева [и др.] // Институт стоматологии. – 2010. - №4. – С. 84-85.
4. Болотная В. Н. Отдаленные результаты ортопедического лечения металлокерамическими мостовидными протезами : автореф. дис. на соиск. учен. степ. канд. мед. наук. / Каф. ортопед. стоматологии ГОУ ВПО "Владивосток. гос. мед. ун-т Федер. агентства по здравоохранению и соц. развитию". - Иркутск, 2006. - 22с.
5. Боровский Е.В., Ошмарин А.Н. Состояние периодонта опорных зубов под металлокерамическими коронками // Клиническая стоматология: Ежеквартальный журнал для стоматологов-практиков. -М.: Медикал, 2005. -N2. - С.16-19
6. Жулев Е.Н. Ортопедическая стоматология: Учебник. – М.: ООО «Медицинское информационное агентство», 2012. – 834 с.
7. Лосев Ф.Ф., Причины осложнений при применении металлокерамических протезов // Стоматология. - 1994. - Т.72. №2. С. 54-56.
8. Маркина Н.В. Влияние размера мостовидного протеза на напряженное состояние периодонта опорных зубов / Н.В. Маркина // Рос. стомат. журн. - 2002. - № 1. - С. 44-47.
9. Нечкина М.А. Клинико-экспериментальное обоснование формирования окклюзионной поверхности металлокерамических зубных протезов: Автореф. дис. на соиск. учен. степ. канд. мед. наук. / Каф. ортопед. стоматологии и материаловедения с курсом ортодонтии взрослых С.-Петерб. гос. мед. ун-та им. И. П. Павлова. - СПб., 2002. - 18 с.

**Рецензенты:**

Дурново Е.А., д.м.н., профессор, зав. кафедрой хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии ГБОУ ВПО «Нижегородская государственная медицинская академия Минздрава России», г.Нижний Новгород;

Казарина Л.Н., д.м.н., профессор, зав. кафедрой пропедевтической стоматологии ГБОУ ВПО «Нижегородская государственная медицинская академия Минздрава России», г.Нижний Новгород.