

## ИЗУЧЕНИЕ ХАРАКТЕРА ИНТЕНСИВНОСТИ НАПРЯЖЕНИЙ В МОСТОВИДНОМ ПРОТЕЗЕ С ОДНОСТОРОННЕЙ ОПОРОЙ НА ОДИН ЗУБ

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 частичная потеря зубов - самое распространенное стоматологическое заболевание, при котором на разных стадиях чаще всего применяются небольшие металлокерамические мостовидные протезы. Конструкции зависят от клинической картины: протяженности дефекта, состояния опорных и антагонизирующих зубов, степени атрофии костной ткани в области отсутствующих зубов. В ходе исследования проведено изучение распределения напряженно-деформированного состояния в элементах металлокерамического мостовидного протеза (керамическая облицовка, металлический каркас, слой фиксирующего цемента) без дистальной опоры с одним искусственным зубом, а также в тканях препарированного опорного зуба, его периодонте и окружающей десне. Биомеханическое исследование посвящено сравнительному анализу влияния крепления зубного протеза на интенсивность напряжений как в самом протезе, так и его опорных тканях. Для сравнения и анализа работы системы «челюсть-зубы-протез» использовались две величины: интенсивность напряжений (или напряжение по Мизесу), характеризующее энергию изменения формы, и среднее (или гидростатическое) напряжение. Для оценки напряженного состояния хрупких сред, таких как цемент или керамика, применялся критерий максимальных растягивающих напряжений. Полученные данные свидетельствуют о неравномерном распределении напряжений и существенной функциональной перегрузке опорного зуба.

Ключевые слова: металлокерамический мостовидный протез, математическая модель, интенсивность напряжений, гидростатическое напряжение, максимальное растягивающее напряжение.

## STUDY THE NATURE OF STRESS INTENSITY BRIDGES WITH UNILATERAL BASED ON ONE 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.*

At present, the partial loss of teeth - the most common dental disease in which at different stages of the most commonly used small metal-ceramic bridges. Design depends on the clinical picture: the length of the defect and state support antagoniruyuschih teeth, the degree of atrophy of bone tissue in the area of the missing teeth. The research studied the distribution of the stress-strain state in the elements of a cemented bridge (ceramic tiles, metal frame, a layer of cement fixation) without distal support one artificial tooth, as well as in the tissues of the prepared abutment, periodontal and its surrounding gum. Biomechanical study focuses on a comparative analysis of the impact of attachment denture on the intensity of the stress in the prosthesis and its supporting tissues. For comparison and analysis of the system «jaw-teeth-prosthesis» used two quantities: the intensity of the stress (or strain Mises), which characterizes the energy changes form, and the average (or hydrostatic) stress. To assess the state of stress fragile environments such as cement or ceramic, apply the criterion of maximum tensile stress. The findings suggest that the uneven distribution of stresses and significant functional overload abutment.

Keywords: metal-ceramic bridge, mathematical model, the intensity of the stress, the hydrostatic pressure, the maximum tensile stress.

Как известно, частичная потеря зубов является одним из наиболее распространенных стоматологических заболеваний. При частичной потере зубов включенные дефекты формируются в первую очередь в боковых отделах зубных рядов [4, 5]. Клиническая картина у пациентов с включенными дефектами зубных рядов, обусловленных утратой части жевательных зубов, достаточно многообразна и зависит от многих факторов. Основными из

них можно назвать следующие: количество утраченных зубов, вид прикуса, состояние твердых тканей и пародонта сохранившихся зубов, давность удаления зубов и т.д. [2, 5].

Для замещения дефектов зубных рядов небольшой протяженности особенно часто используют мостовидные протезы. Это обусловлено, во-первых, нежеланием большинства пациентов прибегать к съемным протезам, а во-вторых, высокой стоимостью протезирования на имплантатах. В настоящее время в клинике ортопедической стоматологии широко применяются металлокерамические мостовидные протезы, которые обладают хорошими эстетическими свойствами и достаточно высокой механической прочностью. Однако успех протезирования металлокерамическими протезами будет обеспечен при условии их правильного планирования и конструирования. При несоблюдении этих условий возникает ряд осложнений. Чаще всего это проявляется в возникновении трещин или сколов керамической облицовки, наблюдаются переломы металлического каркаса, которые служат поводом для снятия и переделки протезов [1, 2, 7].

Выбор оптимальной конструкции мостовидного протеза во многом зависит от знания биомеханических основ распределения нагрузки при том или ином варианте его конструирования. Изучение вопросов эффективности ортопедического лечения дефектов зубного ряда и долговременности функционирования зубных рядов связано с необходимостью получения дополнительной объективной информации об исследуемой протезной конструкции и ее взаимодействиях с биологическими тканями зубочелюстной системы. Для решения проблем биомеханики, возникающих в ортопедической стоматологии, применяют методы математического моделирования, использующие возможности современной вычислительной техники [1, 3, 6, 7]. По данным Ряховского А.Н. особое место занимает метод математического моделирования, позволяющий построить и проанализировать биомеханические свойства протезных конструкций. Современное развитие вычислительной техники и методов создания математических моделей позволяет с большой точностью воспроизвести свойства биопрототипа. Это дает возможность моделировать и исследовать биомеханику зубных протезов в различных клинических ситуациях

Однако до настоящего времени остались нерешенными некоторые вопросы, связанные с применением несъемных протезов без дистальной опоры (консольные мостовидные протезы). Имеющиеся единичные публикации, посвященные данной проблеме, не позволяют определить врачебную тактику при ортопедическом лечении частичной потери зубов. Мостовидные протезы с односторонней опорой довольно часто используются для замещения небольших по протяженности дефектов зубного ряда, однако при неправильном их конструировании и несоблюдении принципов биомеханики приводят к функциональной перегрузке пародонта опорного зуба. Таким образом, недостаточное теоретическое

освещение вопроса конструирования металлокерамических мостовидных протезов с односторонней опорой и отсутствие единой концепции их практического применения обусловило актуальность данного исследования.

**Цель исследования:** изучение интенсивности напряжений в металлокерамическом мостовидном протезе с односторонней опорой на один зуб.

### **Материалы и методы**

Для достижения поставленной цели нами использовался метод математического моделирования и проводилось построение математической модели мостовидного протеза с односторонней опорой на один зуб. В качестве медиальной опоры был выбран первый премоляр, дистальная опора отсутствовала, а промежуточная часть была сконструирована по форме, аналогичной по форме и размерам второму премоляру. Построение расчетной конечно-элементной модели включало в себя следующие этапы: выбор и обоснование расчетной схемы; задание физических свойств сред; построение геометрической модели; создание конечно элементной сетки; задание граничных условий: условий закрепления, силовых воздействий. Математическая модель включала в себя челюстную кость, опорные зубы, периодонт и конструкцию протеза. Модель была выполнена геометрически подобной реальной системе. 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

Построение геометрической модели осуществлялось следующим образом: за основу принимались геометрические данные, полученные сканированием естественного зубного ряда, из которого брали данные, относящиеся к изучаемым зубам, и переносились в программный пакет Rhinoceros 4.0.

В Rhinoceros 4.0 импортировался набор точек, на который затем «натягивалась» сплайновая поверхность. Построенная таким образом модель хорошо повторяет все элементы жевательной поверхности зуба. Аналогично строились поверхности, моделирующие корень и препарированную часть зуба.

В моделях зубов не учтена полость зуба и корневой канал. Слой зубной эмали специально не выделялся, так как во всех моделях рассматриваются препарированные зубы с металлокерамическими коронками. При построении геометрической модели 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. Для оптимизации вычислительных затрат создавали модель только части мягкой ткани, окружающей зуб, т.е. краевой периодонт. При построении челюстной кости в математической модели использовалась общая технология. Вначале на основе опорных линий строилась поверхность челюстной кости. Затем поверхность замыкалась с помощью плоских поверхностей и с помощью готовых моделей периодонта «вырезались» отверстия и формировались лунки для зубов. Построение геометрической модели мостовидного протеза начиналось с модели цементного слоя. Внутренняя его поверхность совпадает с препарированной поверхностью зуба. Внешняя строилась как отстоящая от внутренней поверхности на заданное расстояние (0.1 мм). Внешние поверхности металлических коронок создавались согласно принятой технологии по опорным линиям (пространственным сплайнам). Модели искусственных зубов также создавались по принятой технологии по эскизам. 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 (+/-) н	30	30	36	60	40

Нагрузка равномерно «размазывалась» по всей жевательной поверхности. Боковая нагрузка прикладывалась к зубному ряду в язычном и щечном направлениях под углом 78°.

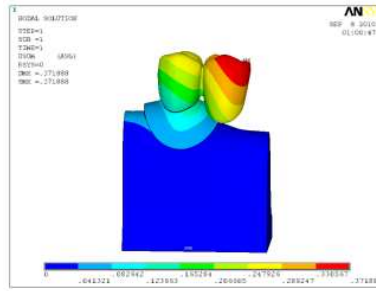


Рис. 1 Суммарные смещения мостовидного протеза с односторонней опорой на один зуб

Максимальное растягивающее напряжение в керамической облицовке возникает в области соединения опорного и искусственного зубов, затем резко убывает в области искусственного зуба и постепенно в области опорного зуба (Рис. 2).

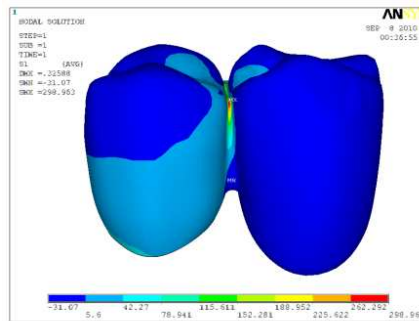


Рис. 2. Максимальные растягивающие напряжения в керамической облицовке мостовидного протеза

В металлическом каркасе интенсивность напряжений локализована в крае каркаса, прилегающего к опорному зубу с дистальной стороны, в месте соединения с искусственным зубом. (Рис. 3).

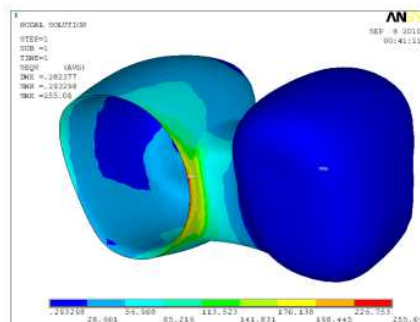


Рис. 3. Интенсивность напряжений в каркасе металлокерамического мостовидного протеза

Максимальные растягивающие напряжения в слое цемента отмечаются в области уступа, где происходит переход края металлокерамической коронки в ткани зуба, на вестибулярной поверхности с медиальной стороны (Рис. 4).

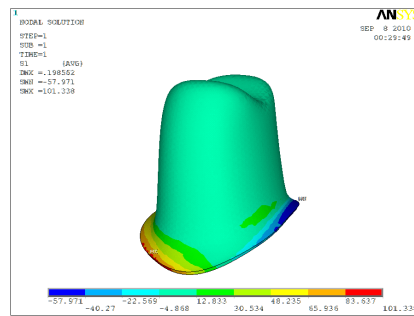


Рис. 4. Максимальные растягивающие напряжения в слое фиксирующего цемента опорного зуба

В тканях опорного зуба распределение эквивалентных напряжений Мизеса происходит иначе. Максимальное интенсивное напряжение зуб испытывает в области верхней трети корня с дистальной стороны, а также в пришеечной области с дистальной стороны, далее нагрузка распределяется равномерно, с постепенным убыванием по направлению к медиальной контактной поверхности зуба. На медиальной контактной поверхности корня вновь происходит увеличение интенсивности напряжений Мизеса. (Рис. 5).

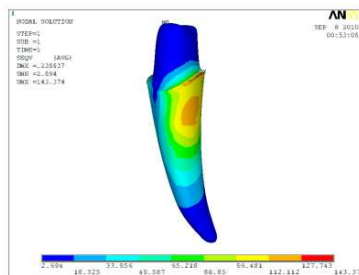


Рис. 5. Эквивалентные напряжения Мизеса в тканях опорного зуба

При приложении к мостовидному протезу с односторонней опорой на один зуб нагрузки, действующей в орально-вестибулярном направлении под углом  $78^\circ$ , периодонт опорного зуба испытывает максимальное напряжение Мизеса в локальном участке дистальной поверхности корня зуба. Далее распределение напряжений осуществляется равномерно и плавно по всему периметру (Рис. 6).

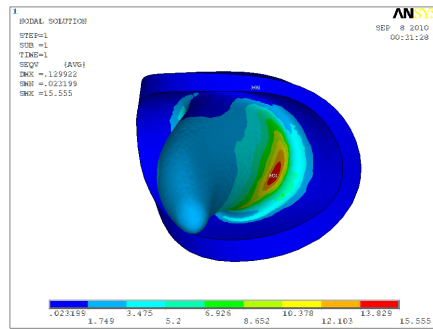


Рис. 6. Распределение напряжений Мизеса в периодонте опорного зуба при действии боковой нагрузки в орально-вестибулярном направлении

При действии же нагрузки в обратном направлении, вестибуло-оральном, в периодонте опорного зуба выделяется более распространенная зона интенсивного напряжения, занимающая верхнюю треть периодонтальной щели по периметру дистальной контактной поверхности корня зуба. В тканях десны опорного зуба при действии боковой нагрузки в оральном и вестибулярном направлениях под углом  $78^\circ$  максимальное напряжение Мизеса отмечается в локализованных участках маргинальной десны в середине вестибулярной и оральной поверхностей. Также меньшая по значению концентрация упругих напряжений наблюдается на внутренней поверхности маргинальной десны с дистальной стороны (Рис. 7).

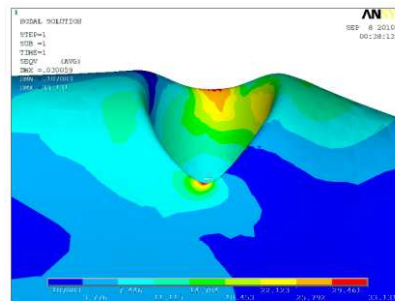


Рис. 7. Распределение эквивалентных напряжений Мизеса в тканях десны опорного зуба

### Заключение

В ходе данного исследования проведен анализ математических моделей металлокерамического мостовидного протеза с односторонней опорой на один зуб при условии использования в качестве опорного зуба первого премоляра и моделировании искусственного зуба аналогичным второму премоляру. Выявлено, что под действием боковой нагрузки происходит смещение протеза в трех плоскостях, причем наибольшее смещение характерно для действия боковой нагрузки в вестибулярном направлении. Ткани опорного зуба и его периодонта испытывают повышенную нагрузку в дистальной части корня, что свидетельствует о наличии "эффекта рычага" при выборе данной конструкции

протеза. Наиболее подверженные воздействию максимальных растягивающих напряжений участки металлического каркаса и керамики локализованы в месте соединения опорного и искусственного зубов. Указанные особенности распределения напряжений необходимо учитывать при конструировании металлокерамических мостовидных протезов без дистальной опоры с целью более рационального протезирования и продления срока службы данного вида протезов.

### Список литературы

1. Арутюнов С.Д., Ерошин В.А., Перевезенцева А.А. Критерии прочности и долговременности временных несъемных зубных протезов // Институт стоматологии. – 2010. - №4. – С. 84-85.
2. Воложин А.И., Маркин В.А. Использование математической модели взаимодействия зубов и опорных тканей челюсти при протезировании металлокерамическими протезами // Труды 5-го съезда Стоматологической Ассоциации России.- Москва. – 1999.- С. 303-306.
3. Гажва С.И., Пашинян О.А. Анализ ошибок и осложнений при протезировании с применением несъемных ортопедических конструкций // Стоматология. – 2010. – Т. 89, №2. – С. 65-69.
4. Жулев Е.Н., Курякина Н.В., Митин Н.В. Ортопедическая стоматология. Фантомный курс: Учебник / Под ред. Е.Н. Жулева. – М.: ООО «Медицинское информационное агентство», 2011. – С. 720
5. Жулев Е.Н. Ортопедическая стоматология: Учебник. – М.: ООО «Медицинское информационное агентство», 2012. –С. 834
6. Копейкин В.Н. Ортопедическая стоматология. – М.: Медицина, - 1988. - С 146-147.
7. Коэн Майкл. Междисциплинарное планирование стоматологического лечения. Принципы, цели, практическое применение - ООО "Азбука стоматолога, 2012. – С. 327

### 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.