

ИЗУЧЕНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ПРИНЦИПОВ КОНСТРУИРОВАНИЯ МЕТАЛЛОКЕРАМИЧЕСКИХ МОСТОВИДНЫХ ПРОТЕЗОВ БЕЗ ДИСТАЛЬНОЙ ОПОРЫ

Жулев Е.Н., Демин Д.Н., Вельмакина И.В.

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.

Несмотря на прогресс в развитии стоматологии, по-прежнему наиболее часто встречающимся способом замещения небольших дефектов зубных рядов является протезирование металлокерамическими мостовидными протезами. Данный вид несъемных протезов отвечает эстетическим и функциональным требованиям, однако, в зависимости от выбранной конструкции мостовидного протеза распределение функциональной нагрузки идет по-разному. Целью данного исследования явилось изучение характера распределения интенсивности напряжений в элементах металлокерамического мостовидного протеза с медиальной опорой на два зуба и одним искусственным консольным зубом. Для анализа строились математические модели мостовидного протеза. Проводилась оценка эквивалентных напряжений Мизеса, среднего гидростатического напряжения и максимальных растягивающих напряжений. Были получены данные о распределении напряжений в составных элементах мостовидного протеза и тканях опорных зубов, включая периодонт и маргинальную десну.

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

STUDY BIOMECHANICAL PRINCIPLES OF DESIGNING BRIDGES METAL WITHOUT DISTAL SUPPORT

Zhulev E.N., Demin D.N., Velmakina I.V.

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.

Despite progress in the development of dentistry is still the most common way of substitution of small defects of dentition is a metal-ceramic prosthetic bridges. This type of fixed prosthesis meets aesthetic and functional requirements, however, depending on the selected design bridge load distribution function in different ways. The purpose of this study was to investigate the nature of the intensity distribution of stresses in the elements of a cemented bridge with medial support on two teeth and one artificial tooth console. For the analysis of mathematical model of the bridge. Evaluated Mises equivalent stress, the average hydrostatic stress and the maximum tensile stress. Data were obtained on the distribution of stresses in the components of a bridge abutment teeth and tissues, including periodontal and marginal gingiva.

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

Частичная потеря зубов является одним из самых распространенных стоматологических заболеваний, особенно у лиц среднего и пожилого возраста [1,3]. Небольшие по протяженности дефекты зубного ряда встречаются и у подростков, что связано с ранним удалением первых моляров в результате осложнений кариеса. Клиническая картина частичной потери зубов чрезвычайно разнообразна и зависит от протяженности дефекта, состояния твердых тканей и пародонта зубов, ограничивающих дефект, степени атрофии костной ткани, наличия деформаций зубных рядов и аномалий зубочелюстной системы. Выбор способа протезирования в данном случае зависит от клинических условий, квалификации врача и материальных возможностей пациента. Наиболее распространенным

способом протезирования при наличии небольших по протяженности дефектов является протезирование металлокерамическими мостовидными протезами. Это обусловлено, во-первых, нежеланием большинства пациентов прибегать к съемным протезам, а во-вторых, высокой стоимостью протезирования на имплантатах. Кроме того, металлокерамические мостовидные протезы обладают достаточной прочностью и удовлетворительными эстетическими свойствами. Однако для рационального протезирования необходимо соблюдать все принципы их планирования и конструирования, к которым относится, в первую очередь, знание биомеханики мостовидных протезов и особенностей ее при различных видах протезных конструкций. Несоблюдение данных принципов приводит к развитию осложнений, таких как скол керамической облицовки, перелом металлического каркаса, расцементировка протеза [4,6, 7].

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. В настоящее время для получения достоверной информации о биомеханике мостовидных протезов используется метод математического моделирования, который позволяет воссоздать модель протеза и действие на него нагрузки, максимально приближенные к условиям полости рта [1, 3, 6, 7]. 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, несмотря на прогресс в развитии стоматологии, до сих пор остаются открытыми многие вопросы конструирования мостовидных протезов, особенно мостовидных протезов с односторонней опорой. Спорным моментом является сама возможность применения данной конструкции протеза, количество опорных зубов, которые необходимо вводить в конструкцию, моделировка анатомической формы искусственного зуба. Все вышеперечисленное и обусловило актуальность настоящего исследования.

Цель исследования: изучение биомеханических принципов конструирования металлокерамических мостовидных протезов без дистальной опоры.

Материалы и методы

Для достижения поставленной цели нами использовался метод математического моделирования и проводилось построение математической модели мостовидного протеза с односторонней опорой на два зуба. В качестве медиальной опоры были выбраны первый и второй премоляры, дистальная опора отсутствовала, а промежуточная часть была

сконструирована по форме и размерам аналогичной первому моляру. Математическая модель включала в себя челюстную кость, опорные зубы, периодонт и конструкцию протеза. 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 ν
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. 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 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 (+/-) н	30	30	36	60	40

Результаты исследований

Данное биомеханическое исследование посвящено сравнительному анализу влияния различных вариантов конструкций мостовидного протеза на напряженное состояние в опорных 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 или эквивалентное напряжение по Мизесу. Для оценки напряженного состояния хрупких сред, таких как цемент или керамика, мы применяли критерий максимальных растягивающих напряжений.

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

Также мы оценивали перемещения протеза по осям X, Y, Z в выбранной системе координат, а также результирующее суммарное перемещение. Протез под действием боковой нагрузки испытывает вращение вокруг горизонтальной оси. Причем наибольшему сдвигу подвержен искусственный зуб (его дистальные бугорки), а наименьший сдвиг характерен для первого опорного зуба (рис. 1).

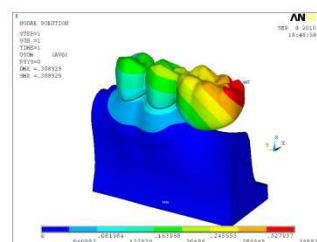


Рис. 1. Суммарное перемещение металлокерамического мостовидного протеза с односторонней опорой на два зуба

В слое керамики максимальное растягивающее напряжение при действии боковой нагрузки и в язычном, и в щечном направлении отмечается в месте соединения второго опорного и искусственного зуба, в меньшей степени – в области соединения опорных зубов (рис. 2).

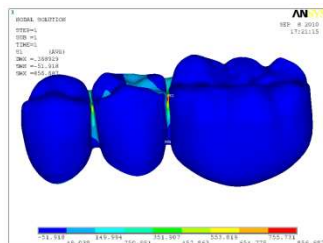


Рис. 2. Максимальное растягивающее напряжение в керамике

В металлическом каркасе протеза при первом варианте нагружения (действие боковой нагрузки в язычном направлении под углом 78°) и втором варианте (действие боковой нагрузки в щечном направлении) распределение упругих напряжений осуществляется следующим образом: максимальная концентрация эквивалентных напряжений отмечается в месте соединения каркаса второго опорного и искусственного зуба, а также в пришеечной части и на оральной поверхности каркаса второго опорного зуба, незначительное напряжение отмечается в месте соединения каркасов опорных зубов (рис. 3).

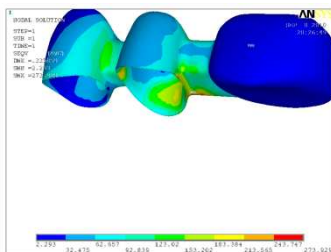


Рис. 3. Эквивалентные напряжения в металлическом каркасе

При действии нагрузки на протез в язычном направлении под углом 78° максимальное растягивающее напряжение в слое цемента первого премоляра отмечается в пришеечной области с вестибулярной стороны. Распределение максимальных растягивающих напряжений для слоя цемента второго премоляра аналогично, однако имеет большее числовое значение. Во втором случае распределения нагрузки (в щечном направлении), максимальная концентрация растягивающих напряжений наблюдается в пришеечной части цементного слоя с оральной и медиальной контактной поверхности опорных зубов (рис. 4).

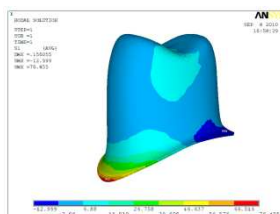


Рис. 4. Максимальное растягивающее напряжение в слое фиксирующего цемента опорных зубов

При действии боковой нагрузки на протез в язычном направлении, максимальное эквивалентное напряжение Мизеса в тканях первого премоляра концентрируется в области пришеечной части вестибулярной поверхности корня, равномерно убывая по направлению к верхушке корня, а при действии нагрузки в щечном направлении – на контактных поверхностях зуба (рис. 5).

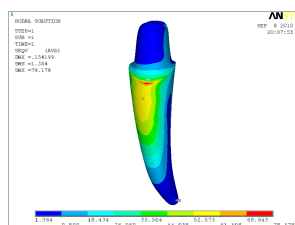


Рис. 5. Эквивалентные напряжения в тканях первого премоляра

В обоих случаях действия на протез боковой нагрузки максимальное эквивалентное напряжение в тканях второго премоляра локализовано в пришеечной части дистальной контактной поверхности, далее идет равномерная убыль упругих напряжений (рис. 5).

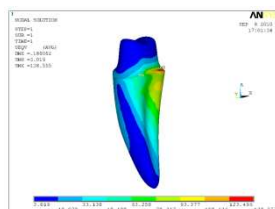


Рис. 5. Эквивалентные напряжения в тканях второго премоляра

Таким образом, максимальная концентрация эквивалентных напряжений наблюдается в области медиальной поверхности корня второго опорного зуба и частично на вершине его щечного бугорка.

Максимальные упругие напряжения в периодонте опорных зубов при действии боковой нагрузки на мостовидный протез концентрируются в пришеечной области оральной поверхности корня второго опорного зуба, а минимальные – в области верхушечной трети и оральной поверхности корня первого опорного зуба (рис. 6).

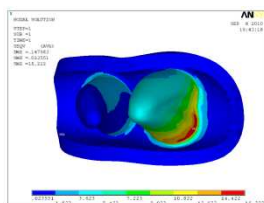


Рис. 6. Эквивалентные напряжения в периодонте опорных зубов

При действии на протез нагрузки в язычном направлении, максимальное эквивалентное напряжение Мизеса концентрируется в области маргинальной десны второго премоляра с оральной стороны (в средней части), при действии нагрузки в щечном направлении – в области маргинальной десны второго премоляра с вестибулярной стороны (рис. 7).

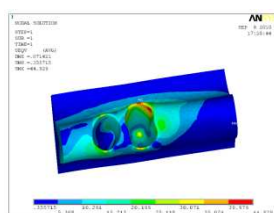


Рис. 7. Эквивалентные напряжения в тканях десны опорных зубов

Заключение

Таким образом, в результате проведенного анализа математических моделей металлокерамического мостовидного протеза с односторонней опорой на два зуба получены данные о распределении интенсивности напряжений в тканях опорных зубов и элементах протеза при действии на протез боковой нагрузки. В качестве опорных зубов выбраны первый и второй премоляры, искусственный зуб по форме и размерам смоделирован аналогично первому моляру. Конструкция консольного мостовидного протеза с увеличением количества опорных зубов является более стабильной и способной противостоять жевательному давлению. Наиболее подвержен действию нагрузки и возникновению эквивалентных напряжений второй опорный зуб (в данном случае второй премоляр). Максимальные эквивалентные напряжения в периодонте и десне также локализованы в области второго премоляра. Вся конструкция протеза испытывает вращение вокруг горизонтальной оси, происходит перемещение отдельных элементов протеза под действием жевательной нагрузки, приложенной в боковом направлении под углом 78° . Причем наибольшим перемещениям подвержен искусственный зуб, особенно его дистальные бугорки, а также второй премоляр, находящийся в непосредственной связи с искусственным зубом. Наименее подвержен действию нагрузки и смещению первый опорный зуб. Наибольшие растягивающие напряжения возникают в керамике и металлическом каркасе в местах соединения элементов протеза – опорных и искусственного зубов, поэтому данные

участки наиболее подвержены переломам и сколам при неправильном конструировании протеза. Полученные данные позволят точнее планировать лечение пациентов с частичной потерей зубов и оптимизировать выбор конструкции мостовидных протезов без дистальной опоры.

Список литературы

1. Абакаров С.И. Морфологические изменения в пародонте при применении различных конструкций металлокерамических протезов // Стоматология. – 1995. – Т. 74, № 2. – С. 8-12.
2. Азизов, К.А. Профилактика нарушения целостности мостовидных протезов из металлокерамических сплавов на основе оценки их деформации: автореф. дис. ... канд. мед. наук / К.А. Азизов. – М., 1987.
3. 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.
4. Бырса Г.Г., Совершенствование технологических процессов протезирования керамическими и металлокерамическими зубными протезами (Клинико-эксперим. исслед.): дис. ... канд. мед. наук. – Кишинев, 1988. – С.157.
5. Дьяконенко Е.Е. Современная универсальная система изготовления металлокерамических и цельнокерамических зубных протезов EX – 3 Noritake- приближение к идеалу // Новое в стоматологии. – 2001; 2: 54-58.
6. Дьяконенко Е. Е. Современные требования к эстетике металло- и цельнокерамических зубных протезов // «НС» для зубных техников. – 2002; 4: 61-68.
7. Максимов Г.В. Оптимизация ортопедического лечения металлокерамическими коронками на нелитых золотых каркасах: дис. ... канд. мед. наук. – М., 2004. – 110 с.
8. Маркин В.А. Прогнозирование осложнений при использовании металлокерамических протезов с помощью метода математического моделирования: дис. ... канд. мед. наук. – М., 1999. – 180с.

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.