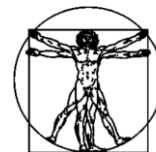


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2019.3.08
УДК [53:57:61+004](082)



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ НОВЫХ КОНСТРУКЦИЙ АДГЕЗИВНЫХ МОСТОВИДНЫХ ПРОТЕЗОВ

А.Е. Крупнин^{1,2}, Я.Н. Харах³, Д.А. Грибов², С.Д. Арутюнов³

¹ Национальный исследовательский центр «Курчатовский институт», Россия, 123098, Москва, пл. Академика Курчатова, 1, e-mail: artkrupnin@gmail.com

² Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана, Россия, 105005, Москва, ул. 2-я Бауманская, 5

³ Кафедра пропедевтики стоматологических заболеваний Московского государственного медико-стоматологического университета им. А.И. Евдокимова, Россия, 127473, Москва, ул. Делегатская, 20, стр. 1, e-mail: y.kharakh@gmail.com

Аннотация. Цель исследования – численный анализ напряженно-деформированного состояния новых конструкций несъемных адгезивных мостовидных протезов из полиметилметакрилата для замещения отсутствующего второго премоляра нижней челюсти с опорой на первый премоляр и первый моляр. Трехмерные модели протезов (с традиционным (Т) путем введения, а также разработанные – с вестибулооральным (ВО) и орально-вестибулярным (ОВ) путем введения) получены по результатам сканирования в 3D-сканере S600 ARI (*ZirkonZahn GmbH*) и последующей обработки в программе *Modellier (ZirkonZahn GmbH)*. Для определения напряженно-деформированного состояния адгезивного мостовидного протеза использовался пакет конечно-элементного моделирования ANSYS. Нагрузка, действующая в орально-вестибулярном направлении и равная 100 Н, прикладывалась под разными углами к узлам, локализованным в областях эмалевых гребней для моделирования окклюзионных контактов зубов-антагонистов. Установлено, что направление вектора окклюзионных сил значительно влияет на значения эквивалентных (по Мизесу) напряжений и перемещений в адгезивном мостовидном протезе. Показано, что в адгезивном мостовидном протезе типа Т возникали наименьшие перемещения и напряжения, в то время как в адгезивном мостовидном протезе типа ОВ перемещения и напряжения принимали наибольшие значения на всем диапазоне изменения угла действия нагрузки. Увеличение модуля упругости первого рода (Юнга) конструкционного материала протеза приводит к уменьшению максимальных перемещений, в то время как напряжения в протезе изменяются очень незначительно. Расчетным путем показано, что долговечность конструкций адгезивного мостовидного протеза из полиметилметакрилата составляет 233 дня (ОВ), 780 дней (ВО) и 1458 дней (Т) при средней жевательной нагрузке, равной 100 Н, что свидетельствует о возможности использования данных протезов в качестве предварительных (временных).

Ключевые слова: биомеханика зубочелюстной системы, адгезивный мостовидный протез, метод конечных элементов, полимерные стоматологические конструкционные материалы.

© Крупнин А.Е., Харах Я.Н., Грибов Д.А., Арутюнов С.Д., 2019

Крупнин Артур Евгеньевич, инженер-исследователь лаборатории полимерных материалов, ассистент кафедры прикладной механики, Москва

Харах Ясер Насерович, ассистент кафедры пропедевтики стоматологических заболеваний, Москва

Грибов Денис Алексеевич, аспирант кафедры прикладной механики, Москва

Арутюнов Сергей Дарчоевич, д.м.н., профессор, заведующий кафедрой пропедевтики стоматологических заболеваний, Москва

ВВЕДЕНИЕ

Персонализированный выбор врачебной тактики при замещении дефектов боковых отделов зубных рядов малой протяженности – сложная и многосоставная задача, а предлагаемые многими авторами решения противоречивы и малоэффективны. Выбор конструкции адгезивного мостовидного протеза при такой клинической картине, отсутствие научно обоснованного врачебного подхода при проектировании и конструировании мостовидных протезов малой протяженности с сохранением витальной пульпы при препарировании, аргументированный выбор конструкционных материалов и современных технологий изготовления ортопедических конструкций являются основными задачами при протезировании этой категории пациентов.

Суть проблемы – это использование такой конструкции адгезивного мостовидного протеза, которая не только восстанавливает жевательную функцию и эстетику, но и требует минимального препарирования опорных зубов для сохранения жизнеспособности их пульпы. В противном случае потребуется депульпирование опорных зубов, а такая врачебная процедура относится к вмешательствам с негарантированным качеством исхода лечения. Таким образом, замещение дефектов зубных рядов малой протяженности и сегодня остается одной из нерешенных задач современной стоматологии, что обуславливает актуальность и необходимость поиска новых путей решения проблемы, модификации известных и разработки новых конструкций адгезивного мостовидного протеза, не только эстетичных, но и долговечных. Современные знания и опыт в этом вопросе требуют дальнейшего уточнения показаний и противопоказаний к использованию адгезивного мостовидного протеза, оптимизации надежности мостовидных конструкций, использования передовых инновационных технологий, эффективной врачебной тактики препарирования опорных зубов с сохранением жизнеспособности пульпы. Современные технологии позволяют создавать персонализированные высокопрецизионные адгезивные мостовидные протезы из самого широкого спектра металлических, керамических и полимерных материалов.

Однако открытым остается вопрос оценки прочностных характеристик готовых изделий; неизвестно распределение напряжений в конструкции. Использование численных методов (в частности метода конечных элементов) дает возможность ответить на эти вопросы. Метод конечных элементов широко используется при решении задач биомеханики зубочелюстного аппарата в целом [6–9, 14] и при решении задач, связанных с мостовидными протезами в частности [5, 15, 16, 18]. Так, в работе [20] описан алгоритм, позволяющий идентифицировать жевательные нагрузки, возникающие в системе «мостовидный протез – нижняя челюсть». Для керамического мостовидного протеза с опорой на титановые имплантаты в области второго премоляра и второго моляра нижней челюсти экспериментально измерена сила, возникающая при пережевывании ореха – 250 Н. В той же работе для численного решения аналогичной задачи, но в случае опоры на второй премоляр и второй моляр максимальное значение нагрузки составило 130 Н. Исследование процесса трещинообразования и последующего роста трещины в керамических мостовидных протезах со вкладками двух типов *inlay* и *onlay* проведено в [21]. Экспериментально и численно (использовался метод *XFEM*) показано, что в конструкции со вкладкой *inlay* трещина начинала образовываться при превышении нагрузки значения 200 Н, в конструкции со вкладкой *onlay* – 350 Н. Аналогичное исследование, но в двумерной постановке, проведено в [15]. Влияние геометрических характеристик мостовидного протеза, направления действия жевательной нагрузки на напряженно-деформированное состояние мостовидного протеза с опорой на первый резец и первый клык в отсутствие второго резца изучено в [16].

Конечно-элементный анализ показал, что перечисленные факторы значительно влияют на напряженно-деформированное состояние конструкции. Так, напряжения в областях сопряжения коронки искусственного зуба с коронкой опорного зуба были максимальными при действии нагрузки, лежащей в сагиттальной плоскости и направленной под углом 45° к вертикали, а максимальные перемещения, возникающие в протезе, обратно пропорциональны модулю упругости первого рода материала. В качестве рассмотренных конструкционных материалов использовались стоматологические сплавы металлов. Влияние точек приложения нагрузки и композитного волокна на напряженно-деформированное состояние протезов с вкладками типа *inlay* и *onlay* и окружающие ткани проанализировано в [18] для двумерной задачи. Показано, что максимальные напряжения возникали в протезах при приложении силы к коронке искусственного зуба. В то же время напряжения в конструкции с вкладками типа *onlay* в целом были несколько ниже, чем в конструкции с вкладками типа *inlay*. Биомеханический анализ циркониевого мостовидного протеза для замещения дефектов зубного ряда, осложненных вторичными деформациями, проведен в [5].

На основании конечно-элементного анализа были определены поля распределения напряжений в нескольких расчетных случаях, а также оптимизирована конструкция несъемно-разборного мостовидного протеза, замещающего отсутствие первого моляра и второго премоляра. В работе [3] авторами было показано, что адгезивный мостовидный протез малой протяженности из полиметилметакрилата может использоваться при наклонах опорных зубов в сторону дефекта, следствием чего является снижение нагрузки на периодонт. Было также установлено [2], что динамическое воздействие на адгезивный мостовидный протез может приводить к повышению напряжений и возникновению колебательных режимов.

Полимеры на основе акрила являются самыми популярными конструкционными материалами в стоматологической практике [10, 19], но обладают существенным недостатком: значительно более низкими механическими характеристиками по сравнению с керамикой и сплавами металлов. Однако рациональное проектирование конструкции, оценка ее прочностных характеристик в условиях физиологических нагрузок и надлежащие клинические рекомендации вкупе с возможностью быстро, качественно и недорого изготовить персонализированный адгезивный мостовидный протез должны создать и уже создают прочный фундамент современного протезирования.

Целью данной работы является исследование напряженно-деформированного состояния конструкций адгезивного мостовидного протеза малой протяженности с помощью метода конечных элементов при различных физиологических нагрузках, которые определяются направлением действия жевательной силы. В качестве объектов исследования выступают конструкции адгезивного мостовидного протеза с опорой на первый премоляр и первый моляр при отсутствии второго премоляра нижней челюсти: традиционная (Т) (вертикальный путь введения протеза на опорные зубы) и две разработанные модификации: с вестибулооральным (ВО) и орально-вестибулярным (ОВ) путями введения в трансверсальной плоскости. Для каждого расчетного случая определяются максимальные перемещения и эквивалентные по Мизесу напряжения, а также области концентрации напряжений. Результаты анализируются для заключения о применимости разработанных конструкций и формулировки клинических рекомендаций при установке и последующей эксплуатации. Так как механические характеристики стоматологических конструкционных материалов на основе акрила могут варьироваться, то дополнительно исследуется влияние модуля упругости первого рода на напряженно-деформированное состояние адгезивного мостовидного протеза, на основании диаграммы усталостной прочности полиметилметакрилата делается численный прогноз долговечности рассматриваемых конструкций.

МЕТОДЫ И МАТЕРИАЛЫ

Модели адгезивного мостовидного протеза

Суть процесса изготовления моделей адгезивного мостовидного протеза заключается в моделировании необходимого вида протеза на виртуальных моделях аналогов препарированных опорных зубов, установленных в определенной позиции в универсальной оснастке (Патент на изобретение РФ № 2691515 «Устройство для изучения прочностных характеристик несъемных протезов») (рис. 1). Для каждой модификации адгезивного мостовидного протеза изготавливались соответствующие аналоги опорных зубов. В первую очередь была получена виртуальная модель Т-протеза с целью ее использования в качестве мастер-модели для ВО- и ОВ-протезов, что обеспечивало идентичность всех трех видов адгезивного мостовидного протеза. Для получения 3D-моделей протеза типа Т были препарированы искусственные зубы *Study Teeth (KaVo Dental GmbH)* в параллелометре *Orthflex (Pi dental)*, которые затем сканировались в 3D-сканере *S600 ARI (ZirkonZahn GmbH)*, после чего на виртуальной модели с препарированными аналогами опорных зубов производилось моделирование Т-протеза в программе *Modellier (ZirkonZahn GmbH)*. Получение виртуальных моделей ВО- и ОВ-протезов осуществлялось аналогичным способом. Модели адгезивного мостовидного протеза представлены на рис. 2.

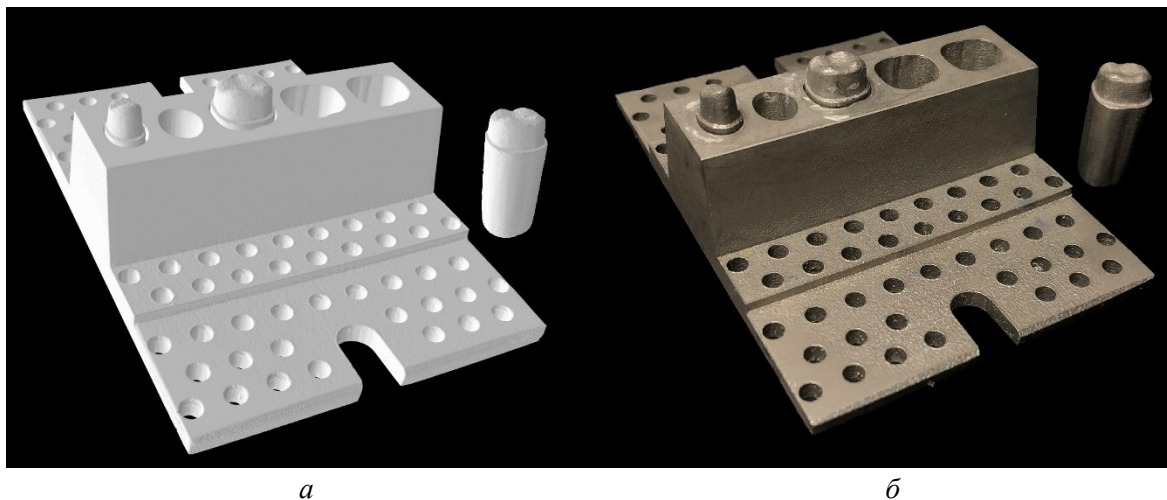


Рис. 1. Универсальная оснастка для экспериментального исследования прочностных характеристик адгезивного мостовидного протеза разной протяженности: *a* – компьютерная модель; *б* – стальная оснастка, изготовленная с помощью 3D-печати

Нагрузки и граничные условия

Нагрузка, действующая в орально-вестибулярном направлении и равная 100 Н, прикладывалась к узлам, локализованным в областях эмалевых гребней первого и второго премоляра, а также эмалевых гребней медиально-щечного и дистально-щечного бугорков первого моляра, что соответствует зонам окклюзионных контактов зубов-антагонистов нижней и верхней челюстей [1] (рис. 3). Направление нагрузки изменялось с вертикального ($\alpha = 0^\circ$) до горизонтального ($\alpha = 90^\circ$) с шагом в 15° . Контакт между поверхностями протезов и коронок опорных зубов предполагался жестким (типа *Bonded*), поверхности оснований опорных зубов зафиксированы во всех направлениях.

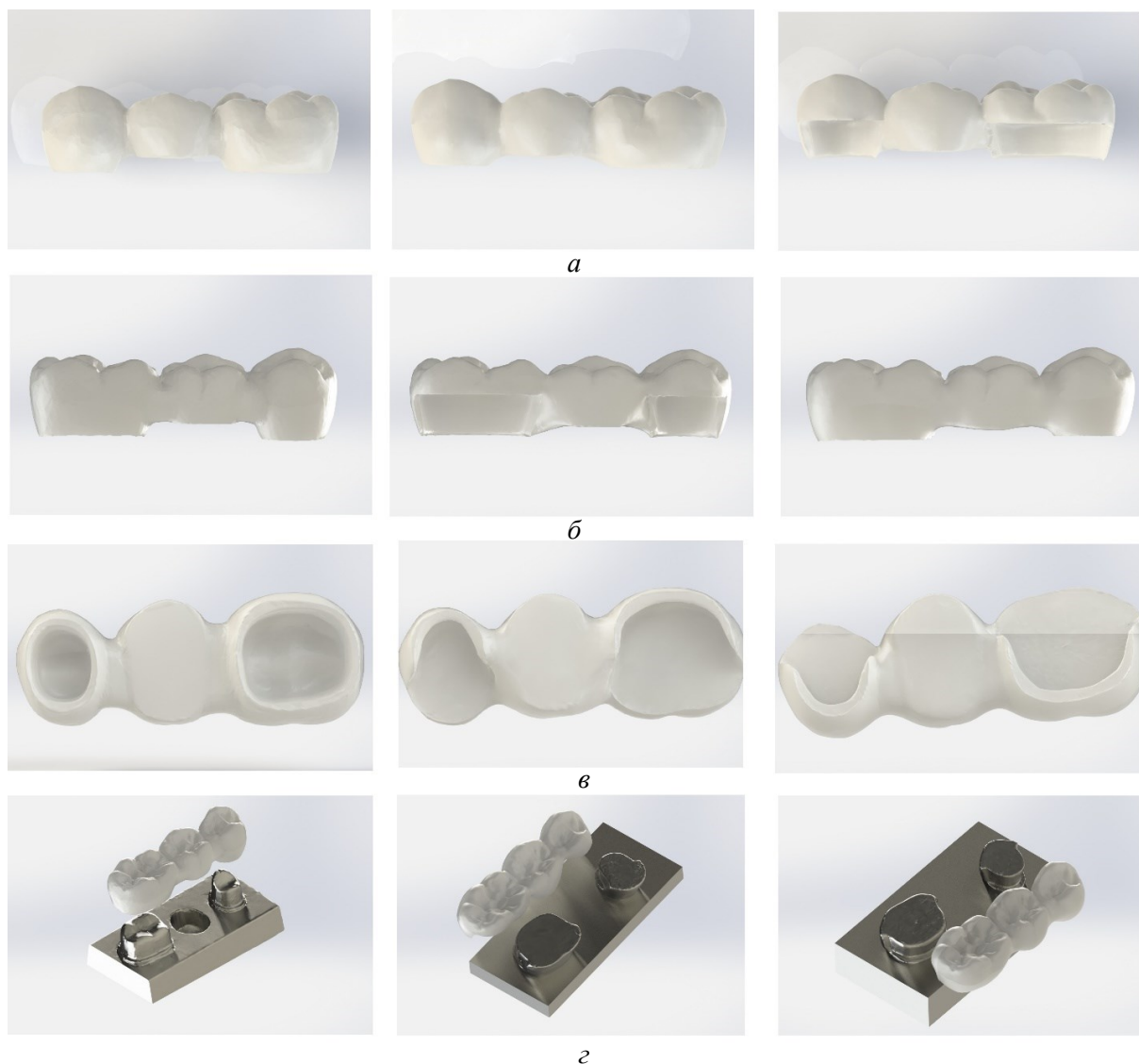


Рис. 2. Модели адгезивного мостовидного протеза и опорных зубов: слева – Т, в центре – ВО, справа – ОБ; *а* – вид с вестибулярной стороны, *б* – вид с оральной стороны, *в* – вид снизу, *г* – модели адгезивного мостовидного протеза с препарированными коронками опорных зубов

Конечно-элементная модель

Разбиение на конечные элементы и численное решение задачи определения напряженно-деформированного состояния проводилось в программном комплексе *ANSYS*. Модели адгезивного мостовидного протеза и опорных зубов разбивались десятиузловыми тетраэдрами типа *SOLID187* с квадратичной аппроксимацией перемещений (см. рис. 3). Тест на сходимость по полным перемещениям и погрешности накопленной энергии упругой деформации в объеме конечного элемента (*SERR* [17]) проводился посредством измельчения сетки в областях концентрации напряжений. Таким образом, размер элемента в моделях опорных зубов и мостовидных протезов составил 0,4 мм, в областях концентрации напряжений – 0,15 мм. В табл. 1 приведены параметры конечно-элементных моделей. Механические характеристики полиметилметакрилата взяты из [2, 3], материал коронок опорных зубов – сталь (модуль упругости первого рода 200 ГПа, коэффициент Пуассона – 0,3), что соответствует материалу оснастки (см. рис. 1).

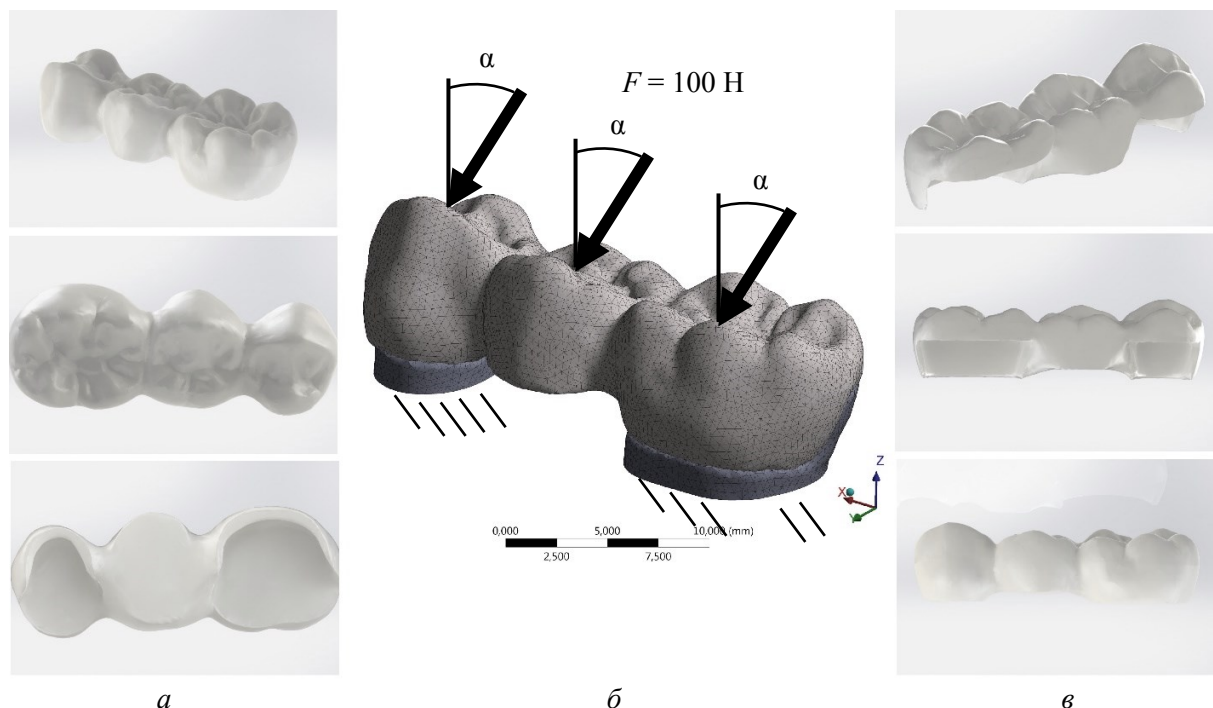


Рис. 3. Модель адгезивного мостовидного протеза модификации ВО (а, в), конечно-элементная модель ВО-модификации адгезивного мостовидного протеза на коронках опорных зубов с приложенными нагрузками (б). Штриховкой показано жесткое закрепление

РЕЗУЛЬТАТЫ

Зависимость максимальных перемещений от направления окклюзионной нагрузки представлена на рис. 4.

Максимальные перемещения во всех моделях были сосредоточены в области гребня коронки искусственного зуба. Максимальные перемещения возрастают при увеличении угла действия окклюзионной нагрузки до значения 75° и в протезе типа Т имеют наименьшие значения (0,0154 мм) по сравнению с модификациями ВО и ОВ. В протезе типа ОВ перемещения достигают максимума при угле 75° и составляют 0,033 мм. На всем диапазоне изменения угла действия нагрузки перемещения в модели ОВ больше, чем в моделях Т и ВО.

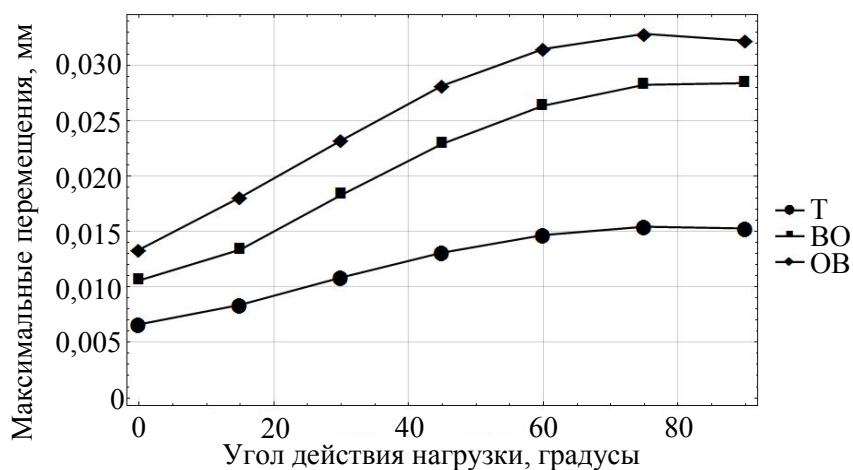


Рис. 4. Зависимость максимальных перемещений протезов в зависимости от угла действия окклюзионной нагрузки

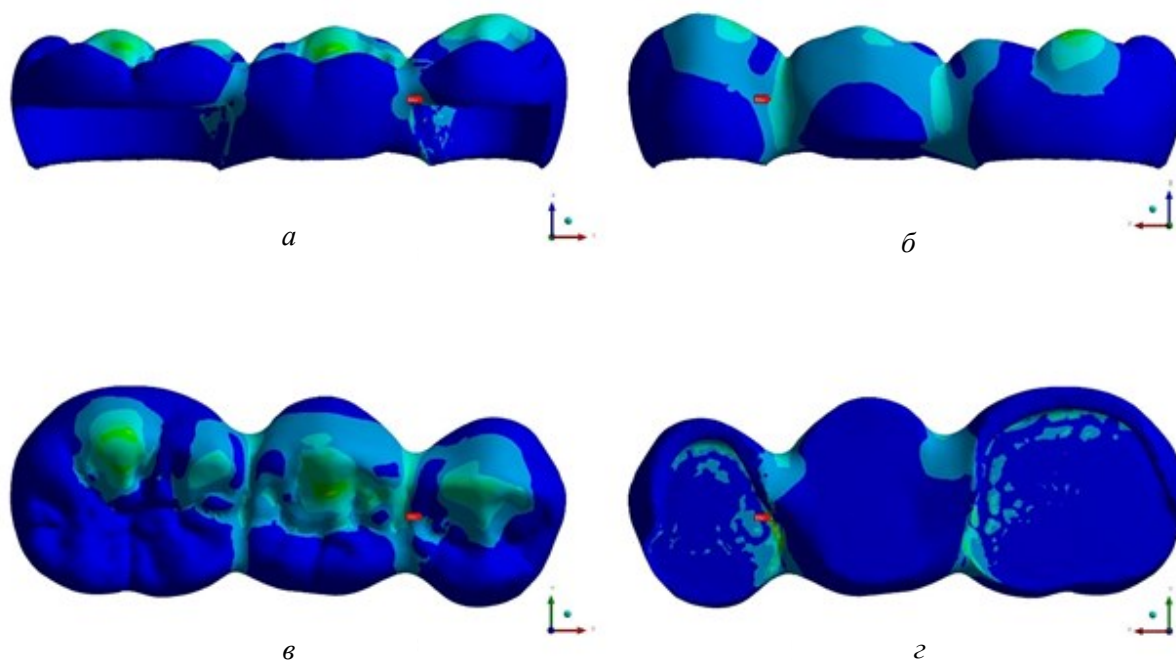


Рис. 5. Распределение эквивалентных напряжений в ВО-протезе при $\alpha = 0^\circ$: *a* – вид с оральной стороны; *б* – вид с вестибулярной стороны; *в* – вид сверху; *г* – вид снизу. Синий цвет соответствует напряжениям 0 МПа, красный – 17,6 МПа

Области наибольших напряжений в адгезивном мостовидном протезе локализованы в трех зонах: окклюзии, контакта с коронками опорных зубов и сопряжения коронки искусственного зуба с коронками опорных зубов с вестибулярной стороны (рис. 5).

На рис. 6 показаны зависимости напряжений, возникающих на окклюзионной поверхности протезов.

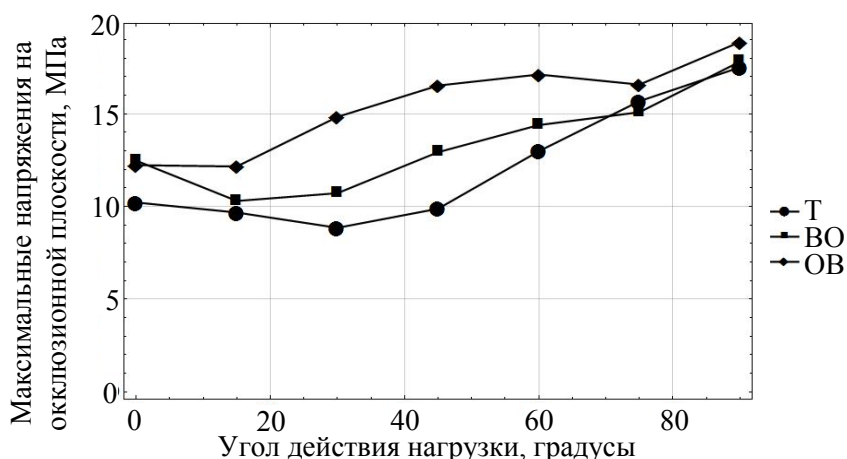


Рис. 6. Зависимость максимальных эквивалентных напряжений на окклюзионной поверхности от угла действия окклюзионной нагрузки

Видно, что в модификации OB максимальные напряжения выше на всем диапазоне изменения угла действия нагрузки. Эти напряжения являются прежде всего оценочными; точные значения можно определить по результатам решения задачи о контакте зубов-антагонистов, что является темой отдельного исследования,

направленного в том числе и на иллюстрирование процесса стирания окклюзионной поверхности протеза, и здесь не проводится. На рис. 7 показаны максимальные напряжения, возникающие в области контакта протезов с коронками опорных зубов.

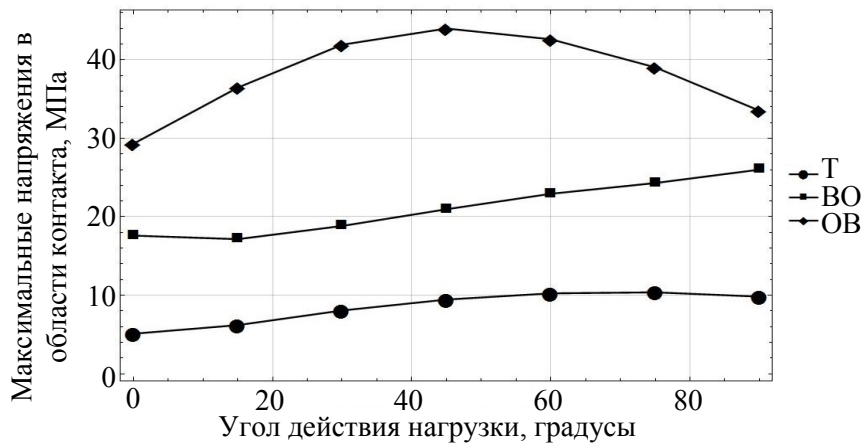


Рис. 7. Зависимость максимальных эквивалентных напряжений в области контакта от угла действия окклюзионной нагрузки

Контактные напряжения в данной задаче можно с определенной долей корректности трактовать как напряжения, которые возникли бы в слое фиксирующего протез цемента. Максимальные напряжения в области контакта для ОВ-протеза достигли 44 МПа при $\alpha = 45^\circ$, для ВО это значение при том же угле α составило 26 МПа, а для протеза Т – 10,4 при $\alpha = 75^\circ$.

Важно оценить напряжения, которые возникают в области сопряжения искусственного зуба и коронок опорных зубов, так как именно там (при достаточной механической прочности фиксирующего цемента) начнется разрушение изделия [15, 21] (рис. 8).

Максимальные напряжения в областях сопряжений для протеза Т составили 4,11 МПа при $\alpha = 45^\circ$, для протеза ВО – 9,74 МПа при $\alpha = 75^\circ$, для протеза ОВ – 18,8 МПа при $\alpha = 60^\circ$.

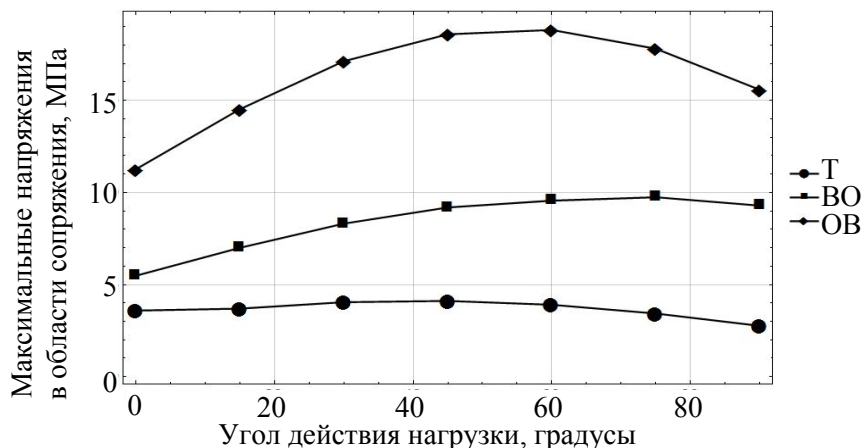


Рис. 8. Зависимость максимальных эквивалентных напряжений в сопряжениях коронок искусственного и опорных зубов от угла действия окклюзионной нагрузки

Оценку прочностных характеристик конструкции адгезивного мостовидного протеза при действии окклюзионных нагрузок рационально проводить по напряжениям, возникающим в областях сопряжений искусственного зуба и коронок опорных зубов, поскольку эти напряжения не зависят от свойств конструкционного материала, а пропорциональны действующим силам и геометрии протеза. Оценка напряжений, возникающих на окклюзионной поверхности, важна, но следует понимать, что достижение эквивалентными напряжениями значения предела текучести при растяжении приведет не к поломке, а к постепенному формированию нового контура окклюзионной поверхности, что обусловлено пластическими свойствами полиметилметакрилата и циклическими жевательными нагрузками. Напряжения, возникающие в области контакта протеза с опорными зубами, важны при выборе цемента, но напрямую к прочности протеза как конструкции не имеют отношения. Отметим также, что у полиметилметакрилата предел текучести при сжатии выше предела текучести при растяжении и может достигать 100 МПа. Таким образом, прочность конструкции адгезивного мостовидного протеза следует оценивать по напряжениям в областях сопряжений искусственного зуба и опорных коронок зубов. Запишем условие прочности в виде

$$\sigma_{\max} \leq \frac{\sigma_T}{n_T},$$

где n_T – коэффициент запаса по текучести. Примем $n_T = 2$ с учетом возможных динамических воздействий и увеличения нагрузки в процессе жевания и окклюзии [11]. Видно, что все три конструкции удовлетворяют условию прочности. Оценим для каждой конструкции адгезивного мостовидного протеза число циклов до разрушения N на основании усталостных кривых, полученных для полиметилметакрилата [13] при частоте испытания образцов 0,5 Гц (можно трактовать эту величину как период одного пережевывания, равный 1 с). Принимая во внимание тот факт, что в течение дня человек в среднем совершает 135 жевательных циклов [11], получим для протеза типа Т $N = 196\,780$ (1458 дней), для протеза типа ВО $N = 105\,361$ (780 дней), для протеза типа ОВ $N = 31\,512$ (233 дня). Таким образом, в качестве временной несъемной конструкции адгезивного мостовидного протеза наиболее подходящим по механическому (условие прочности и долговечности) и медицинскому (наименьшее количество препарированных тканей зуба) критерием является адгезивный

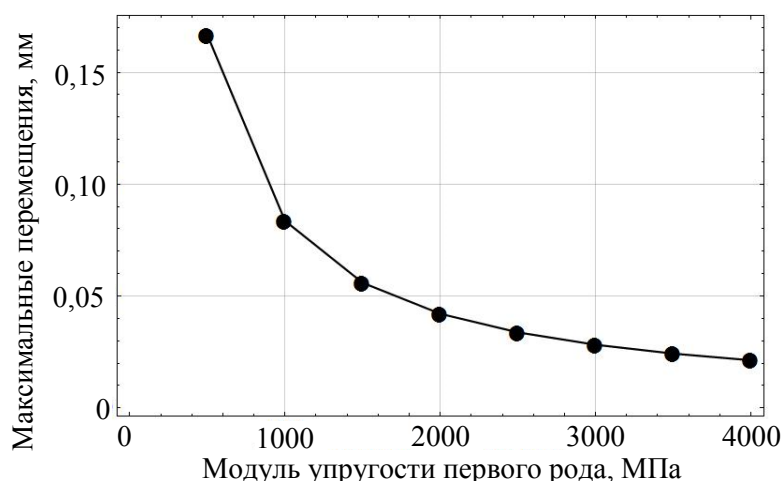


Рис. 9. Зависимость максимальных перемещений в протезе ВО от значения модуля упругости конструкционного материала

мостовидный протез типа ВО. Для этой модификации была проведена оценка влияния величины модуля упругости конструкционного материала протеза на напряженно-деформированное состояние при $\alpha = 75^\circ$ (рис. 9). Как видно, зависимость между перемещениями и модулем упругости первого рода конструкционного материала протеза E пропорциональна величине $\frac{1}{E}$. Дополнительно отметим, что значение напряжений изменялось в пределах 5% от рассчитанных выше.

Выводы

Применение математического моделирования в задачах проектирования адгезивного мостовидного протеза для замещения дефектов малой протяженности позволяет не только сделать шаг к персонализированной медицине, но и выбрать эффективную врачебную тактику препарирования опорных зубов, оценить готовность конструкции протеза к функциональным нагрузкам, выбрать конструкционный материал и технологию изготовления. В данной работе численно исследовано напряженно-деформированное состояние трех конструкций адгезивного мостовидного протеза малой протяженности в условиях изменяющейся окклюзионной нагрузки. Показано, что направление вектора нагрузки существенно влияет на напряженно-деформированное состояние протеза, однако для разных конструктивных исполнений протеза угол, при котором реализуется наиболее опасное состояние, изменяется. Кроме того, показано, что выбор конструкционного материала протеза влияет на возникающие в нем перемещения. Особенно важно это учитывать при изготовлении адгезивного мостовидного протеза из акрилатов, механические характеристики которых могут значительно меняться. Предложенная конструкция адгезивного мостовидного протеза с вестибулооральным путем введения является перспективной, поскольку обладает требуемой механической прочностью при сохранении твердых тканей опорных зубов. Для однозначного заключения о применимости данной конструкции требуется проведение дополнительных экспериментальных исследований.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Арутюнов С.Д., Антоник М.М., Лебеденко И.Ю., Арутюнов А.С., Грачев Д.И., Степанов А.Г. Биомеханика зубочелюстной системы: учеб. пособие / под ред. С.Д. Арутюнова, М.М. Антоника, И.Ю. Лебеденко. – М.: Практическая медицина, 2016. – 112 с.
2. Крупнин А.Е., Харах Я.Н., Киракосян Л.Г., Арутюнов С.Д. Моделирование динамического поведения мостовидного зубного протеза с помощью метода конечных элементов // Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22, № 3. – С. 315–331. DOI: 0.15593/RZhBiomeh/2018.3.04
3. Крупнин А.Е., Харах Я.Н., Киракосян Л.Г., Золотницкий И.В., Арутюнов С.Д. Численное исследование влияния дефектов зубного ряда малой протяженности на напряженно-деформированное состояние мостовидного протеза и периодонта // Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23, № 1. – С. 58–68. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2019.1.06
4. Няшин Ю.И., Рогожников Г.И., Рогожников А.Г., Никитин В.Н., Асташина Н.Б. Биомеханический анализ зубных имплантатов из сплава титана и диоксида циркония // Российский журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16, № 1. – С. 102–109.
5. Тропин В.А., Лохов В.А., Старкова А.В., Асташина Н.Б. Биомеханический анализ мостовидного протеза для замещения дефектов зубного ряда, осложненных вторичными деформациями // Российский журнал биомеханики. – 2015. – Т. 19, № 2. – С. 177–185. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2015.2.04
6. Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебеденко И.Ю. Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния зубных протезов: учеб. пособие для системы послевуз. проф. образования врачей-стоматологов. – М.: Мол. гвардия, 2003. – 270 с.
7. Aggarwal S., Garg V. Finite element analysis of stress concentration in three popular brands of fiber posts systems used for maxillary central incisor teeth // Journal of Conservative Dentistry: JCD. – 2011. – Vol. 14, № 3. – P. 293–296. DOI: 10.4103/0972-0707.85819

8. Borchers L., Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development // *Journal of Dental Research*. – 1983. – Vol. 62, № 2. – P. 155–159. DOI: 10.1177/00220345830620021401
9. Ding X., Liao S.H., Zhu X.H., Zhang X.H., Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants // *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. – 2009. – Vol. 11, № 4. – P. 279–287. DOI: 10.1111/j.1708-8208.2008.00124.x
10. Durkan R., Oyar P. Comparison of mechanical and dynamic mechanical behaviors of different dental resins polymerized by different polymerization techniques // *Nigerian Journal of Clinical Practice*. – 2018. – Vol. 21, № 9. – P. 1144–1149. DOI: 10.4103/njcp.njcp_423_17
11. Farooq M., Sazonov E. Automatic measurement of chew count and chewing rate during food intake // *Electronics (Basel)*. – 2016. – Vol. 5, № 4. – P. 62. DOI: 10.3390/electronics5040062.
12. Gibbs C.H., Mahan P.E., Lundeen H.C., Brehnan K., Walsh E.K., Holbrook W.B. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission // *Journal of Prosthetic Dentistry*. – 1981. – Vol. 46, № 4. – P. 443–449. DOI: 10.1016/0022-3913(81)90455-8
13. Huang A., Yao W., Chen Y. Analysis of fatigue life of PMMA at different frequencies based on a new damage mechanics model // *Mathematical Problems in Engineering*. – 2014. – Vol. 2014. – Article ID 352676. – 8 p. DOI: 10.1155/2014/352676
14. Lanza M.D.S., Seraidarian P.I., Jansen W.C., Lanza M.D. Stress analysis of a fixed implant-supported denture by the finite element method (FEM) when varying the number of teeth used as abutments // *Journal of Applied Oral Science*. – 2011. – Vol. 19, № 6. – P. 655–661. DOI: 10.1590/S1678-77572011000600019
15. Li Q., Ichim I., Loughran J., Li W., Swain M., Kieser J. Numerical simulation of crack formation in all ceramic dental bridge // *Key Engineering Materials*. – 2006. – Vol. 312. – P. 293–298. DOI: 10.4028/www.scientific.net/KEM.312.293
16. Reimann L., Źmudzki J., Dobrzański L. Strength analysis of a three-unit dental bridge framework with the finite element method // *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. – 2015. – Vol. 17, № 1. – P. 51–59.
17. Shah C. Mesh discretization error and criteria for accuracy of finite element solutions // *Ansys Users Conference [Электронный ресурс]*. – Pittsburgh, 2002. – URL: www.ansys.com/-/media/ansys/corporate/resourcelibrary/conference-paper/2002-int-ansys-conf-9.pdf (дата обращения: 12.06.2019).
18. Śmielak B., Świniarski J., Wołowicz-Korecka E., Klimek L. 2D-Finite element analysis of inlay-, onlay bridges with using various materials // *Archives of Materials Science and Engineering*. – 2016 – Vol. 79, iss. 2. – P. 71–78.
19. Spasojevic P., Zrilic M., Panic V., Stamenkovic D., Seslija S., Velickovic S. The mechanical properties of a poly (methyl methacrylate) denture base material modified with dimethyl itaconate and di-n-butyl itaconate // *International Journal of Polymer Science*. – 2015. – Vol. 2015. – Article ID 561012. – 9 p. DOI: 10.1155/2015/561012
20. Zhang D., Han X., Zhang Z., Liu J., Jiang C., Yoda N., Meng X., Li Q. Identification of dynamic load for prosthetic structures // *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. – 2017. – Vol. 33, № 12. – P. e2889. DOI: 10.1002/cnm.2889
21. Zhang Z., Thompson M., Field C., Li W., Li Q., Swain M.V. Fracture behavior of inlay and onlay fixed partial dentures – an in-vitro experimental and XFEM modeling study // *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* – 2016. – Vol. 59. – P. 279–290. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2016.01.035

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF NEW CONSTRUCTIONS OF ADHESIVE BRIDGE PROSTHESES

A.E. Krupnin, Y.N. Kharakh, D.A. Gribov, S.D. Arutyunov (Moscow, Russia)

The purpose of the study was a numerical analysis of the stress-strain state of novel designs of fixed adhesive dental bridges made of polymethylmethacrylate (PMMA) to replace the missing second premolar of the mandible with first premolar and molar as abutments. Three-dimensional models of dental bridges (with the traditional (vertical) (T) insertion direction, as well as those developed with the vestibulo-oral (VO) insertion direction and the oral-vestibular (OV) insertion direction) were obtained by scanning with 3D scanner S600 *ARI* (*ZirkonZahn GmbH*) and subsequent processing in the *Modellier* program (*ZirkonZahn GmbH*). To evaluate the stress-strain state of the adhesive dental bridges, the *ANSYS FEM*

software was used. 100 N force acting in the oral-vestibular direction was applied at various angles to the nodes localized in the areas of enamel ridges to simulate the occlusal contacts of antagonistic teeth. It was established that the direction of the occlusal force vector has a significant effect on the values of equivalent (von Mises) stresses and displacements in the dental bridge. It was shown that the lowest displacements and stresses occurred in the type (T) adhesive bridge, while the highest displacements and stresses occurred in the type (OV) over the entire range of the load angle variation. An increase in the elastic modulus of the bridge material leads to a decrease in maximum displacements, while the stresses in the prosthesis change very slightly. The numerical calculation showed that the PMMA-manufactured dental bridges' durability equals to 233 days for (OV), 780 days for (VO) and 1458 days for (T) with an average chewing load of 100 N, which indicates the possibility of using these novel designs as temporary dental bridges.

Key words: dentofacial biomechanics, dental bridge, finite element method, dental resins.

Получено 4 сентября 2019