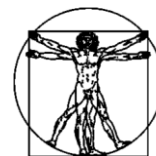


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2020.4.07
УДК 531/534: [57+61]



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

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ПОВЕДЕНИЯ БАЗИСА СЪЕМНОГО ЗУБНОГО ПРОТЕЗА ПОД ДЕЙСВИЕМ ХАРАКТЕРНЫХ ЖЕВАТЕЛЬНЫХ НАГРУЗОК

**С.Д. Арутюнов¹, Д.И. Грачев¹, Г.Г. Багдасарян¹, В.Н. Никитин³, Н.В. Максимова⁴,
А.Д. Никитин²**

¹ Московский государственный медико-стоматологический университет имени А.И. Евдокимова, Российская Федерация, 127473, Москва, ул. Делегатская, 20, стр. 1, e-mail: sd.arutyunov@mail.ru

² Институт автоматизации проектирования Российской академии наук, Российская Федерация, 123056, Москва, ул. 2ая Брестская, 19/18, e-mail: nikitin_alex@bk.ru

³ Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Российская Федерация, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: nikitinvladislav86@gmail.com

⁴ Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова, Российская Федерация, 390005, Рязань, ул. Семашко, 2, e-mail: natali2411@bk.ru

Аннотация. Рассмотрен вопрос математического моделирования биомеханической реакции базиса полного пластиночного съемного протеза на внешние нагружения, имитирующие цикл жевательной нагрузки, от момента откусывания пищи в области резцов до окончательного формирования пищевого комка в области моляров. С целью единообразного представления результатов расчета для базисов верхнего и нижнего пластиночного протеза при полном отсутствии зубов подбираются связанные физически обоснованные граничные условия. Моделирование слизистой оболочки протезного ложа проводится в рамках представлений об упругом основании. Однако для каждого из рассмотренных базисов вводятся свои морфологически обоснованные особенности деформационного поведения слизистой. В случае базиса протеза верхней челюсти такой особенностью является наличие области турса; для случая протеза нижней челюсти – ключевая роль его альвеолярной части. Проведено моделирование напряженно-деформированного состояния в базисах обоих протезов при симметричном и несимметричном нагружении основных блоков зубов: блок 1 – резцы, блок 2 – клык, блок 3 – премоляры, блок 4 – моляры. Величина внешней нагрузки для каждого из блоков рассчитывается исходя из величин характерного мышечного усилия зубочелюстного аппарата. Исследуются вопросы постановки отдельных блоков зубов, влияние их смещения относительно рекомендуемой линии постановки и наклонов на напряженно-деформированное состояние базиса протеза. Проведено качественное и количественное сравнение максимальных полей напряжений и их пространственного распределения для различных конфигураций установки блоков зубов и типов нагрузки. Показано, что несимметричное нагружение наиболее

© Арутюнов С.Д., Грачев Д.И., Багдасарян Г.Г., Никитин В.Н., Максимова Н.В., Никитин А.Д., 2020
Арутюнов Сергей Дарчоевич, д.м.н., профессор, заведующий кафедрой пропедевтики стоматологических заболеваний, Москва

Грачев Дмитрий Игоревич, к.м.н., доцент кафедры пропедевтики стоматологических заболеваний, Москва

Багдасарян Григорий Гарсеванович, доцент кафедры пропедевтики стоматологических заболеваний, Москва

Никитин Владислав Николаевич, к.ф.-м.н., доцент кафедры вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь

Максимова Наталья Владимировна, к.м.н., доцент кафедры хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии, Рязань

Никитин Александр Дмитриевич, к.т.н., старший научный сотрудник отдела математического моделирования, Москва

опасно с точки зрения структурной целостности базиса съёмного протеза. Потенциальное разрушение базиса протеза может происходить за счёт регулярного нагружения первых двух блоков зубов. Выявлены факторы, способствующие сокращению срока службы конструкции базиса съёмного протеза при характерных жевательных нагрузках. Вопросы экстремальных нагружений твердыми объектами не рассматривались.

Ключевые слова: математическое моделирование, базис пластиночного съёмного протеза, напряженно-деформированное состояние, разрушение, прочность, постановка блоков зубов.

ВВЕДЕНИЕ

В последние десятилетия с развитием современных методов компьютерного моделирования, расчёта и производства, таких как *Computer-aided Design (CAD)*, *Computer-aided Engineering (CAE)* и *Computer-aided Manufacturing (CAM)* в медицине в целом и в стоматологии в частности заметна тенденция активного их внедрения в клиническую практику [4, 6]. Системы бесконтактного сканирования или 3D-сканеры позволили в значительной степени повысить персонализацию анализа клинической картины и, как следствие, оказываемых услуг. Одновременно внедрение CAM-систем или 3D-печати позволило создавать значительно более сложные объекты в сравнении с традиционными методами производства. Совершенствование технологии 3D-печати приводит к всё более широкому внедрению этого метода производства стоматологических изделий. Совместимость CAD, CAM и CAE-систем приводит к активному применению механических и математических моделей и методов прочностного анализа при проектировании как сложных стоматологических изделий, так и отдельных их частей. Однако следует понимать, что при использовании CAE-методов для оценки напряженно-деформированного состояния изделия существенным фактором является корректный выбор граничных условий и режимов нагружения. Если при выборе условий нагружения можно воспользоваться данными окклюзиограммы с качественной и количественной оценкой областей приложения нагрузок и их абсолютными значениями, то выбор граничных условий остается в большей степени неопределенным. Вопрос корректного определения граничных условий непосредственно связан с исследованиями строения полости рта и определением физико-механических характеристик мягких тканей [3]. Как известно, задача исследования механических характеристик живых тканей является затруднительной и зачастую невозможной без применения деструктивных методов оценки. Таким образом, при формировании граничных условий даже для персонализированной модели базиса съёмного протеза возникает необходимость использования модельных представлений и гипотез [3, 7, 9, 10, 13]. Следует отметить, что выбранные для моделирования параметры могут в существенной степени отличаться от истинных характеристик, так как биологические ткани обладают высокой степенью индивидуализации. Более того, механические свойства тканей могут в значительной степени зависеть от возраста, пола и других индивидуальных особенностей пациента [12].

Таким образом, при моделировании биомеханического отклика слизистых оболочек нет острой необходимости получить истинные значения её механических характеристик для конкретного пациента, а следует уделить большее внимание общим вопросам, тенденциям в поведении модели базиса протеза при варьировании его геометрических параметров. Тем не менее в силу отсутствия глубокого понимания техники численного эксперимента в научной литературе существует распространенное

мнение, что большую ценность представляют персонализированные расчёты, нежели общие модельные представления. Заостряя внимание на выборе физически обоснованных граничных условий для персонализированной задачи, можно прийти к выводу, что получаемые результаты в существенной степени будут зависеть от использованных гипотез и моделей слизистой оболочки протезного ложа.

В настоящей работе проводится математическое моделирование усреднённых по геометрии базисов съёмных пластиночных протезов верхней и нижней челюстей.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ПРОЕКТИРОВАНИЯ

Для математического моделирования использовались упрощённые модели базисов протезов верхней и нижней челюстей (рис. 1). При моделировании предполагалось, что материал изделий является однородным и изотропным. Толщина базисов протезов предполагалась постоянной и равной 1 мм. Каждая из моделей состоит из двух частей: базиса протеза (на рис. 1 представлен в розовом цвете) и зубного ряда (в белом цвете). Зубной ряд разделён на четыре логических блока: 1 – резцы, 2 – клык, 3 – премоляры и 4 – моляры. В качестве материала для базиса протеза были выбраны акриловые пластмассы, механические свойства которых представлены в табл. 1. Модели индивидуальных зубов имеют видимую и скрытую части. Геометрические параметры для модели зубного ряда взяты из работы [1]. Видимая часть зубного ряда представлена на рис. 1, в то время как скрытая часть заглублена в базис протеза. Соединение между зубным рядом и базисом протеза реализовано за счёт химической связи, что позволяет моделировать условия на границы базиса и зубного ряда как полное сцепление. Свойства материала для зубного ряда также считаются однородными и изотропными и представлены в табл. 1.

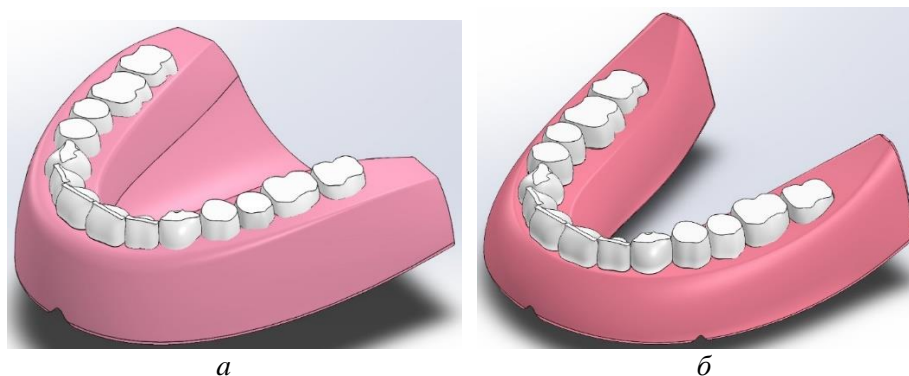


Рис. 1. CAD-модели пластиночных базисов: *а* – в случае протеза верхней; *б* – нижней челюсти при полном отсутствии зубов

Модель базиса протеза верхней челюсти (рис. 1, *а*) имеет куполообразную часть, соединяющую элементы базиса, опирающиеся на альвеолярный отросток. Обе модели базисов протезов имеют специальные технологические вырезы под тяжи. Базис протеза нижней челюсти обладает четырьмя такими вырезами.

Полиметилметакрилат акрил (*PMMA*) является одним из наиболее распространенных материалов, используемых для изготовления зубных протезов [8, 11, 14, 15]. Согласно литературным данным [5], предел прочности на разрыв (*UTS*) для *PMMA*-материалов варьируется от 47 до 79 МПа. В настоящей работе используется среднее значение предела прочности, равное 60 МПа.

Таблица 1

Механические свойства акриловых пластмасс для зубных протезов

Материал	Применение	Механические свойства
Акриловый пластик (базис)	Базис протеза	Модуль Юнга – 1000 МПа Плотность – 1000 кг/м ³ Коэффициент Пуассона – 0,3
Акриловый пластик (зубы)	Зубной ряд	Модуль Юнга – 2000 МПа Плотность – 1000 кг/м ³ Коэффициент Пуассона – 0,3

ГРАНИЧНЫЕ УСЛОВИЯ И ПАРАМЕТРЫ НАГРУЖЕНИЯ

Граничные условия для данной задачи разработаны на основании характерной морфологии и особенностей строения полости рта. При этом учтено, что строение мягких и костных тканей верхней и нижней челюстей имеет свои особенности. Отличительной особенностью строения верхней челюсти является наличие области стыка нёбных костей или «торус» (рис. 2, б). Область торуса характеризуется меньшей податливостью слизистых оболочек в сравнении с окружающими его областями [10]. Область торуса расположена на оси симметрии базиса протеза и имеет овальную форму (см. рис. 1, а). Реакция мягких тканей моделируется областью с распределенным давлением, имеющим свой локальный минимум податливости в геометрическом центре овальной области. Податливость непрерывно возрастает от центра овала к его краям, и на краях имеет значения, присущие мягким тканям, окружающим область торуса. Величины податливости взяты из экспериментальных результатов для слизистых оболочек полости рта, представленных в работе [5].

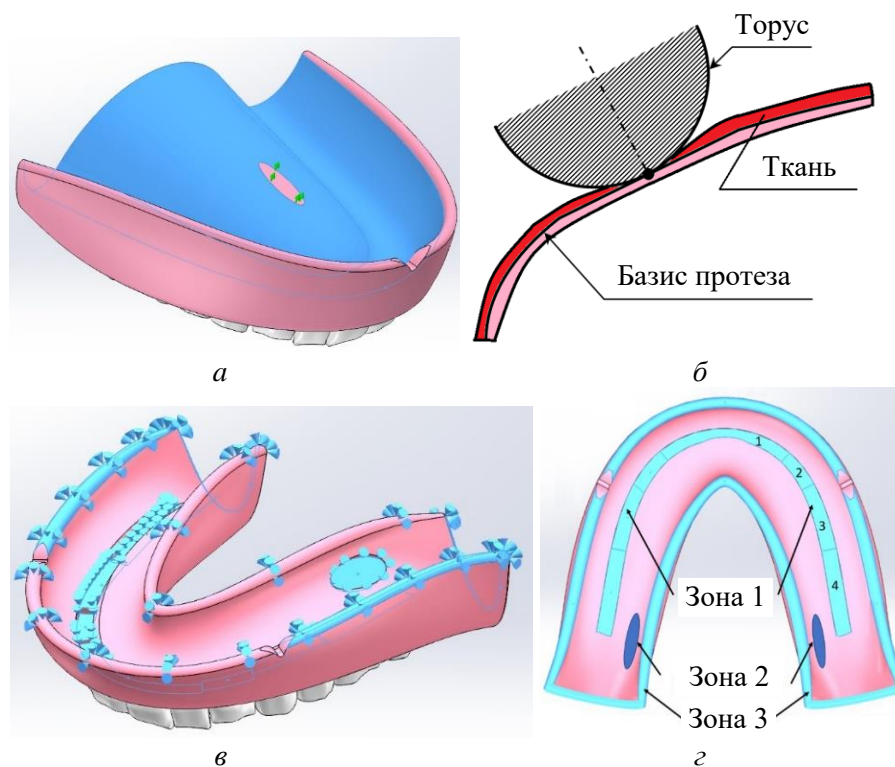


Рис. 2. 3D-модели базисов протезов верхней (а–б) и нижней (в–г) челюсти с соответствующими граничными условиями вследствие контакта с мягкими тканями: зона 1 – для альвеолярного отростка; зона 2 – удерживающая; зона 3 – клапанная

Строение мягких тканей нижней челюсти принципиально отличается от строения верхней. Основная часть нагрузки приходится на альвеолярный отросток. Податливость этого отростка ниже в сравнении с остальными областями (рис. 2, з). Однако податливость альвеолярных отростков приблизительно на 20% выше в сравнении с величиной податливости в области турса. Распределение величины податливости вдоль альвеолярного отростка неоднородно. Для того чтобы смоделировать эту неоднородность, весь альвеолярный отросток был разделен на четыре зоны. Геометрические особенности и параметры податливости этих зон считаются одинаковыми для левой и правой ветвей альвеолярного отростка. Распределение податливости было оценено исходя из гипотезы о горизонтальном положении зубного протеза при равномерной загрузке всех зубов. На первом шаге расчета все зубы были нагружены равномерно распределенным нормальным давлением, при этом начальное распределение податливости было однородным. В результате расчетов тыльная и лицевая части протеза имели различные вертикальные перемещения. В дальнейшем, с целью получения равномерного проседания протеза под действием внешних нагрузок и исключения перекосов, податливость в выделенных четырех секция была изменена. Подбор осуществлялся до тех пор, пока вертикальные смещения во всех точках базиса протеза не стали одинаковыми.

Ещё одна отличительная особенность базиса нижней челюсти – это значительная роль клапанной зоны в удержании протеза (рис. 2, з). Физическая природа данной зоны заключается в возникновении сил притяжения, действующих между базисом протеза и мягкими тканями в случае наличия между ними вязкой жидкости (слюны). Предполагается, что величина адгезионного усилия постоянна вдоль всего периметра базиса протеза.

Также для базиса нижнего протеза выделяют области или зоны удерживания, расположенные на левой и правой ветвях альвеолярного отростка. Наличие подобных областей связано с особенностью строения костей нижней челюсти. Физическая природа данных усилий удерживания схожи с силами трения. Силы удерживания действуют в противоположном направлении относительно перемещений. Представленные граничные условия соответствуют основным физическим представлениям взаимодействия базиса съёмного протеза нижней челюсти с мягкими тканями полости рта.

При моделировании жевательной нагрузки рассматривается полный цикл пережевывания от момента откусывания до измельчения пищи. Для этих целей были выделены различные блоки зубов (рис. 3): блок 1 (резцы), блок 2 (клык), блок 3 (премоляры), блок 4 (моляры), к которым прикладывается внешняя нагрузка.

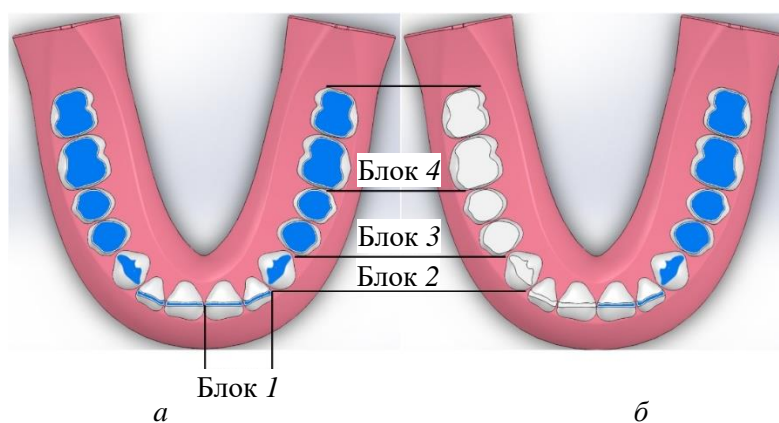


Рис. 3. Блоки зубов: блок 1 (резцы), блок 2 (клык), блок 3 (премоляры), блок 4 (моляры), к которым прикладывается внешняя нагрузка

Предполагается, что максимальная нагрузка определяется величиной усилия, развиваемого мышцами челюстно-лицевого аппарата и равного 100 Н. Затем величина этого усилия преобразуется в величину действующего давления на соответствующий зубной блок. Нагрузка может быть как симметричной (рис. 3, а), так и несимметричной (рис. 3, б). В каждом из этих случаев значение прикладываемого давления, как и ранее, рассчитывается в предположении постоянства мышечного усилия. Разделение на блоки зубов выбрано одинаковым для базиса протеза верхней и нижней челюстей и представлено в табл. 2.

Таблица 2

Величины внешних нагрузок, прикладываемых к блокам зубов

Тип нагружения / положение	Блок 1	Блок 2	Блок 3	Блок 4
Симметричное давление, МПа	5,2	4,2	0,9	0,5
Несимметричное давление, МПа	10,4	8,4	1,8	1

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Результаты исследования представлены для случая прямой постановки зубов по гребню альвеолярного отростка при симметричном и несимметричном нагружениях. Расчет производился для случаев последовательного нагружения блоков зубов от первого до четвертого. Соответствующие значения прикладываемого давления представлены в табл. 2. Для всех исследованных конфигураций нагружения (симметричная и несимметричная нагрузка на блоки от первого до четвертого) наиболее опасными для структурной целостности базиса протеза оказались нагружения на передние блоки зубов. Распределение полей напряжений в областях их максимальных значений вследствие симметричной нагрузки на первый и второй блоки представлено на рис. 4. Шкала напряжений представлена в нормализованном виде, т.е. все нагрузки отнесены к найденному максимальному значению напряжения. Шаг изолиний по напряжениям составляет 10%. Анализируя поля напряжений, можно отметить, что максимальные значения локализованы в передней части базиса протеза. Распределение напряжений в значительной степени зависит от геометрических особенностей базиса протеза, в частности, повышенные уровни напряжений обнаружены в окрестности технологических вырезов под тяжи. В случае нагружения на блок 1 распределение полей напряжений менее однородно в передней части базиса протеза. Наблюдается особая зона, находящаяся на оси симметрии базиса протеза, где уровни напряжений значительно ниже, несмотря на высокую напряженность остальной части базиса. Таким образом в передней части протеза имеют место высокие градиенты напряжений. Анализируя вид снизу, можно отметить, что максимальные напряжения локализованы в вершинах технологических вырезов под тяжи. Таким образом, наиболее вероятными областями зарождения трещин и потенциального разрушения базиса являются зоны, находящиеся на линии симметрии протеза, а также вершины технологических вырезов под тяжи. Максимальные уровни напряжений при симметричном нагружении достигают 18,8 МПа.

В случае нагрузки на блок 2 распределение напряжений в значительной степени отличается от рассмотренного выше нагружения на блок 1. Лицевая часть базиса протеза оказывается менее напряжена. Максимальные напряжения в этом случае локализованы у основания нагруженного блока зубов. На основании анализа полей напряжений в области контакта базиса протеза со слизистой оболочкой можно отметить высокие уровни напряжений в областях, находящихся непосредственно под блоком нагруженных зубов, а также в вершинах технологических вырезов под тяжи.

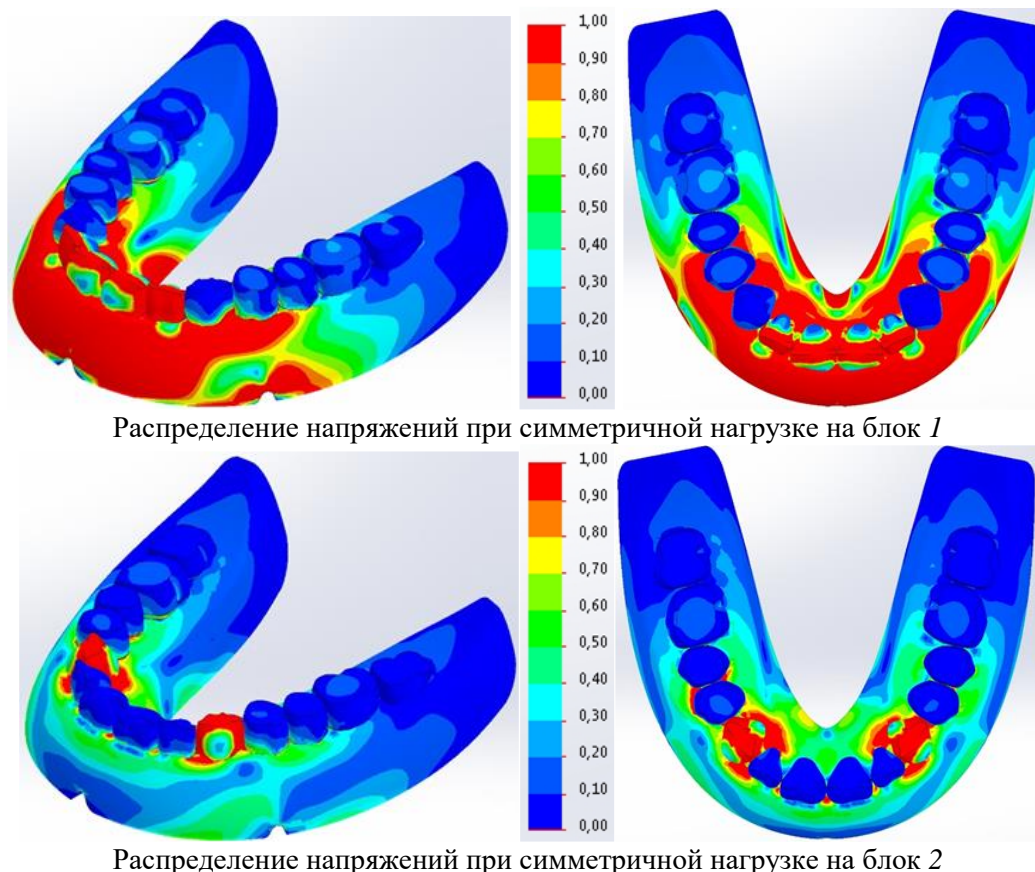


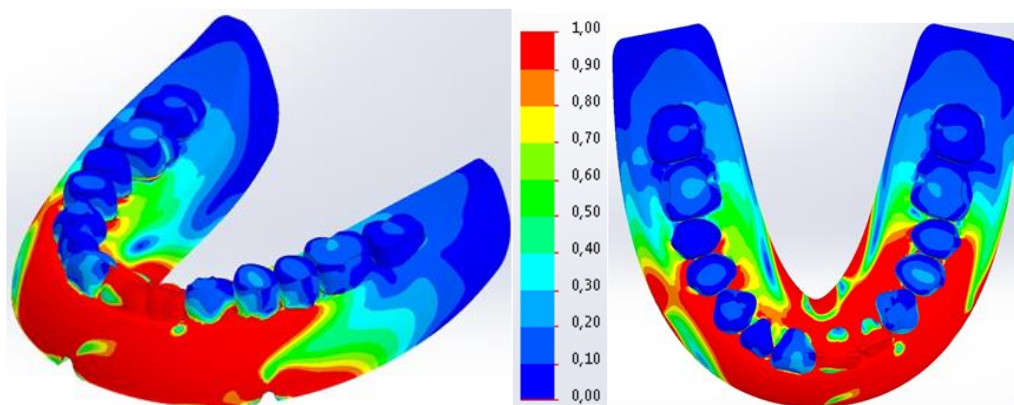
Рис. 4. Распределение максимальных напряжений в результате симметричной нагрузки на различные блоки зубов: слева – изометрия; справа – вид снизу

Таким образом, в случае нагружения на блок 2 возможными областями зарождения трещин являются вершины технологических отверстий.

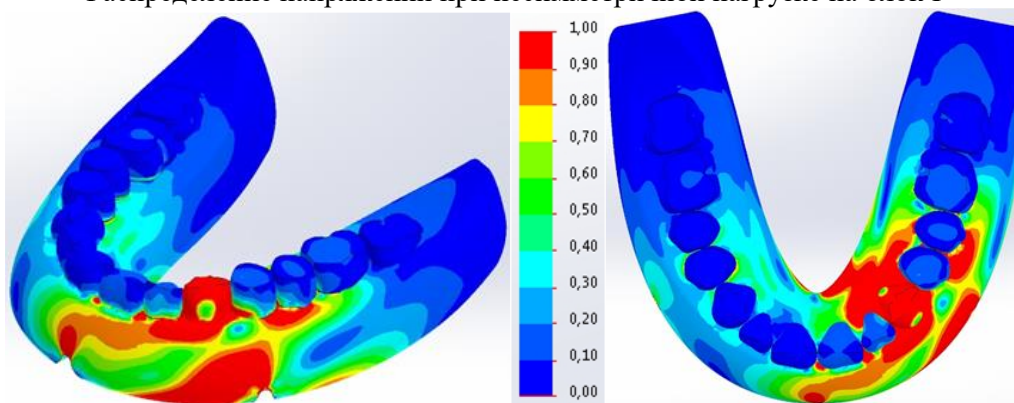
Результаты расчета полей напряжений при несимметричной нагрузке на блоки 1 и 2 представлены на рис. 5. Основное различие между этими результатами и полученными для симметричного нагружения являются более высокие уровни напряжений, а также распространение области повышенных напряжений дальше, к задней части базиса.

Области максимальных локальных напряжений расположены по-прежнему в передней части базиса протеза, однако смещены в сторону загруженного блока зубов. Результаты расчетов максимальных напряжений для различных положений и типов прикладываемой нагрузки представлены в табл. 3. Можно заметить, что опасными для структурной целостности базиса протеза является случаи нагружения на блоки 1 и 2, соответствующие процессам откусывания и измельчения пищи.

Несимметричное нагружение на второй блок приводит к более высоким уровням напряжений, чем при симметричном нагружении на блок 1. Максимальные напряжения локализируются в области основания блоков зубов, а также в вершинах технологических вырезов под тяжи. Значительные уровни напряжений могут отмечаться по базису протеза вплоть до позиций моляров. Вид снизу показывает высокий уровень напряжений на границе контакта базиса со слизистой, непосредственно под проекцией блока зубов. Максимальный уровень напряжений при несимметричном нагружении равен 40,2 МПа. Различие по уровням напряжений между симметричным и несимметричным нагружениями составляет 2,15 раза. Таким образом, несимметричное нагружение является более опасным с точки зрения структурной целостности протеза.



Распределение напряжений при несимметричной нагрузке на блок 1



Распределение напряжений при несимметричной нагрузке на блок 2

Рис. 5. Распределение максимальных напряжений в результате несимметричной нагрузки на различные блоки зубов: слева – изометрия; справа – вид снизу

Таблица 3

Максимальные уровни напряжений для различных блоков зубов

Тип нагружения / положение	Блок 1	Блок 2	Блок 3	Блок 4
Симметричное, max напряжение, МПа	18,8	14,4	2,93	1,1
Несимметричное, max напряжение, МПа	40,2	22,14	5,67	2,34

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ СМЕЩЕНИЙ И НАКЛОНОВ ЗУБОВ

Целью данного подраздела исследований является изучение влияния параметров постановки зубного ряда на базис протеза. Проводится анализ напряженно-деформированного состояния базиса протеза с выявлением зон потенциального разрушения. Согласно медицинской практике линия установки зубного ряда может быть смещена относительно срединного положения по гребню альвеолярного отростка в оральную или наружную сторону (рис. 6, а и б). Распространенной практикой является подбор положения зубного ряда на основании чувства комфорта пациента с учетом индивидуальных особенностей полости рта. Однако в литературе не много источников, посвященных исследованию влияния линии постановки зубного ряда и допустимых диапазонов углов наклона отдельных блоков зубов. Согласно базовым представлениям о поведении пластинчатого зубного протеза наиболее опасными режимами пережевывания пищи с точки зрения структурной целостности базиса протеза является нагрузка на передние блоки зубов. В рамках настоящего исследования рассматриваются поля напряжений при жевательных нагрузках на блоки зубов,

смещенных орально и во внешнюю сторону, а также оральный и внешний наклоны блоков нагруженных зубов. Максимальные смещения линии постановки зубов составляют ± 1 мм относительно гребня альвеолярного отростка. Углы наклона варьируются от -20 до 20 градусов. На рис. 6 схематично указаны эти смещения.

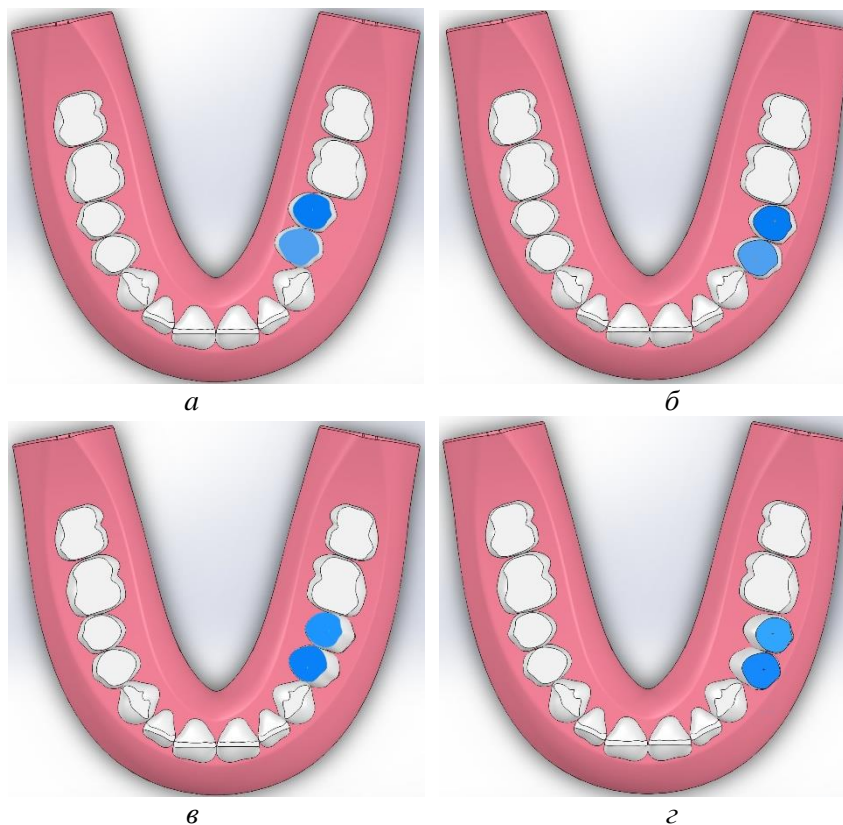


Рис. 6. 3D-модель базиса с оральным сдвигом блоков зубов (а); внешнем сдвигом линии установки зубов (б); оральным наклоном зубов (в) и внешним углом наклона (г)

Исследование влияния сдвига линии постановки зубов

Результаты расчетов для случая внешнего сдвига линии постановки зубов представлены на рис. 7. Ввиду малой окклюзионной поверхности резцов (блок 1) и клыка (блок 2), наиболее опасные для структурной целостности базиса протеза случаи соответствуют нагружению именно на эти блоки. Значения прикладываемых внешних нагрузок представлены в табл. 2, результаты вычислений нормированы на максимальное напряжение. На рисунках представлены расчеты только для наиболее опасных конфигураций. На основании полученных результатов можно сделать вывод, что внешнее смещение линии постановки зубного ряда является более опасным в случае базиса нижнего протеза. Область высоких уровней напряжений локализована в передней части базиса протеза. Область повышенных напряжений обширна и достаточно высокие уровни напряжений могут наблюдаться вплоть до положения моляров. В случае базиса верхнего протеза картина полей максимальных напряжений сильно фрагментирована. Локальные области высоких уровней напряжений могут быть обнаружены в вершинах технологических вырезов под тяжи и местах установки резцов. В целом напряженное состояние базиса верхнего протеза менее выражено в сравнении с нижним.

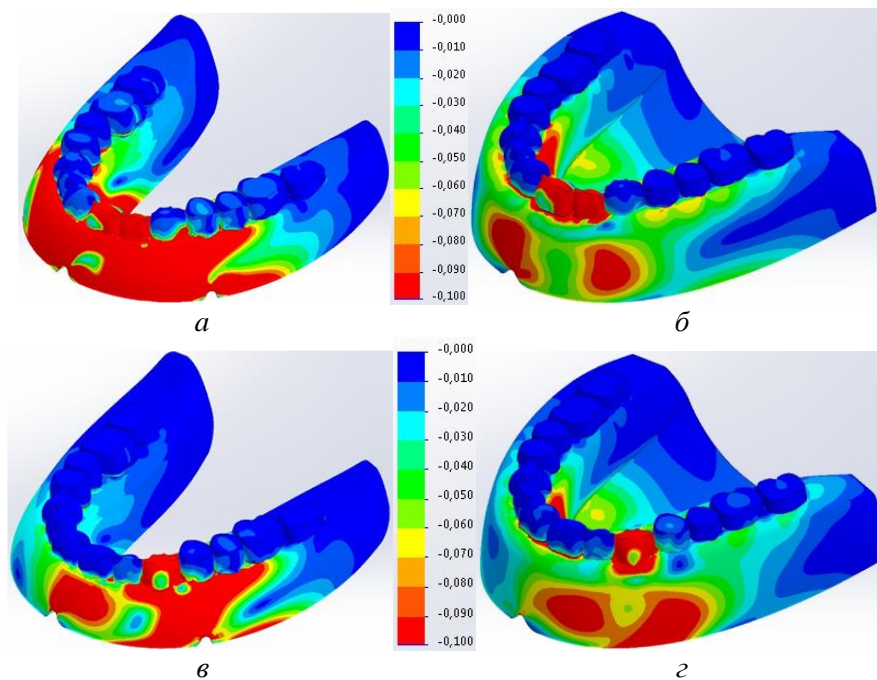


Рис. 7. 3D-модель с внешним смещением линии постановки блоков зубов: *а* – блок 1 нижнего базиса протеза; *б* – блок 1 верхнего базиса протеза; *в* – блок 2 нижнего базиса протеза; *г* – блок 2 верхнего базиса протеза

В случае нагружения на блок 2 напряженно-деформированные состояния для верхнего и нижнего базисов протеза сопоставимы. Распределение полей максимальных напряжений фрагментировано с отчетливыми локальными максимумами. Для обоих случаев конфигурации максимальные напряжения локализованы в районе установки блока клыков и их окрестности. Общая напряженность по-прежнему выше для базиса нижнего протеза.

Похожая картина была обнаружена и для случая орального смещения линии постановки зубного ряда. Несмотря на качественное сходство, общая напряженность для данной конфигурации ниже в сравнении с внешним смещением линии постановки.

Исследование влияния сдвига линии постановки зубов на напряженно-деформированное состояние показывает критическое значение внешнего смещения зубных блоков с гребня альвеолярного отростка. Выявленная особенность более выражена для случая нагружения базиса нижнего протеза. В случае нагружения базиса верхнего протеза распределение максимальных напряжений сильно фрагментировано, с локальными максимумами в окрестности постановки блоков загруженных зубов и технологических вырезов под тяжи.

Исследование влияния наклона блоков зубов

Аналогичные расчеты были проведены для различных углов наклона блоков зубов. Представлены две конфигурации: оральный и внешний наклон (рис. 8, *в* и *г*).

Результаты расчетов напряженно-деформированного состояния для случая орального смещения представлены на рис. 9. Распределение полей напряжений нормировано на максимальное значение напряжений для исследуемой конфигурации. Напряженность базиса протеза выше для случая протеза нижней челюсти. Распределение напряжений в базисе верхнего протеза более фрагментировано в сравнении с базисом нижнего протеза. Локальные максимумы напряжений обнаружены в местах установки блоков зубов и их окрестности, а также у вершин вырезов под тяжи.

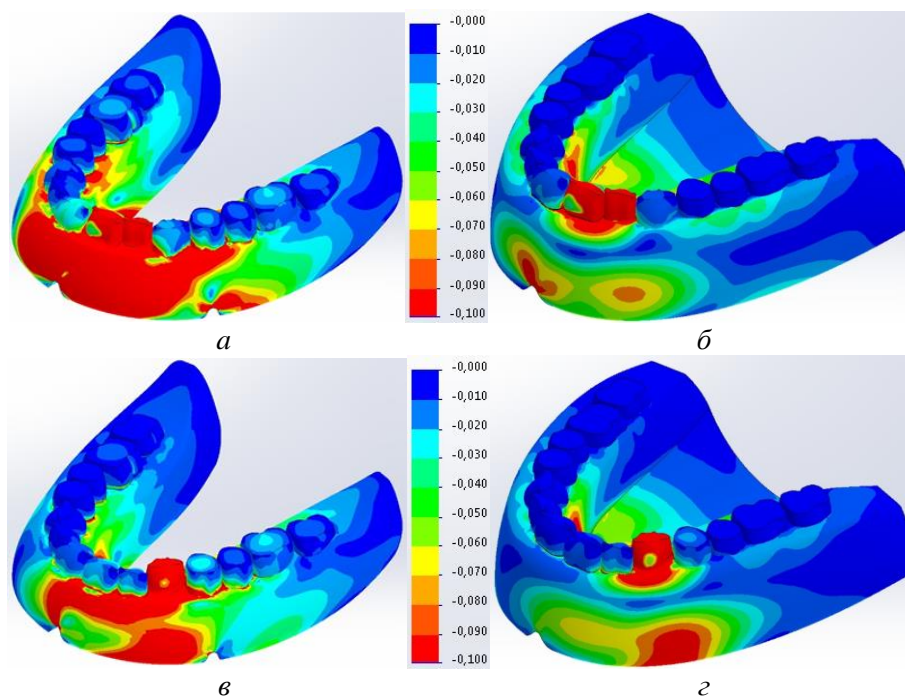


Рис. 8. 3D-модель с оральным смещением линии постановки блоков зубов: *а* – блок 1 нижнего базиса протеза; *б* – блок 1 верхнего базиса протеза; *в* – блок 2 нижнего базиса протеза; *г* – блок 2 верхнего базиса протеза

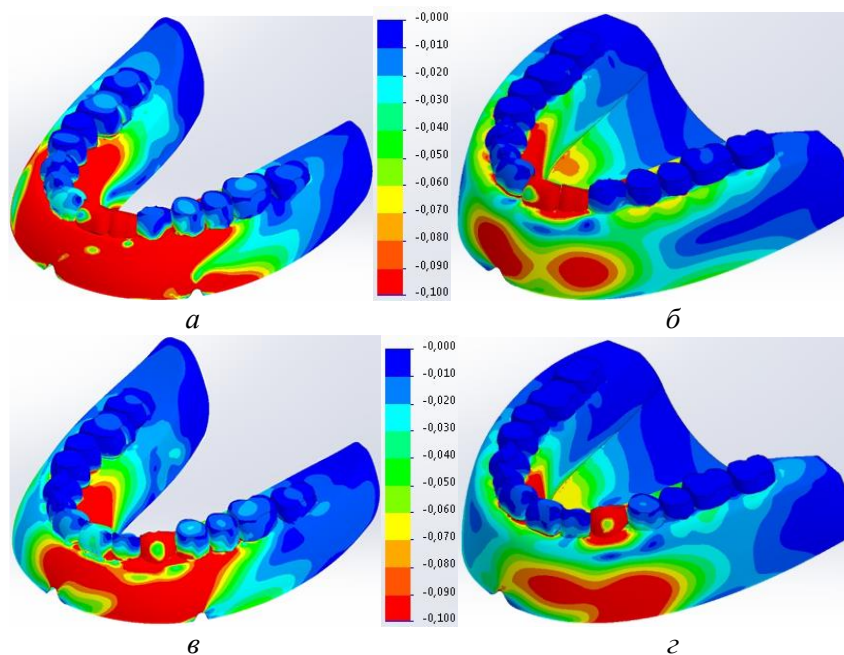


Рис. 9. 3D-модель с оральным наклоном блоков зубов: *а* – блок 1 нижнего базиса протеза; *б* – блок 1 верхнего базиса протеза; *в* – блок 2 нижнего базиса протеза; *г* – блок 2 верхнего базиса протеза

Общая напряженность базисов протезов оказывается ниже в случае орального угла наклона зубных блоков в сравнении с результатами для смещения линии постановки зубов. Максимальные напряжения оказываются ниже в случае нагружения на блок 2, в сравнении с нагрузкой на блок 1. Поля напряжений сильно фрагментированы с локальными максимумами в окрестности нагруженных блоков зубов. Базис протеза нижней челюсти оказывается более напряжен в сравнении с базисом верхнего протеза.

Результаты расчета напряженно-деформированного состояния в случае внешнего наклона зубов представлены на рис. 10. Все особенности, найденные при расчете орального наклона зубов, остаются справедливыми и для конфигурации с внешним наклоном блоков. Однако общая напряженность для данной конфигурации оказывается ниже, чем для случая орального наклона. Таким образом, оральные углы наклона оказываются наиболее опасны для структурной целостности базиса протеза в сравнении с внешним наклоном. Однако роль наклона зубов остается меньшей, чем влияние смещения линии постановки зубных блоков.

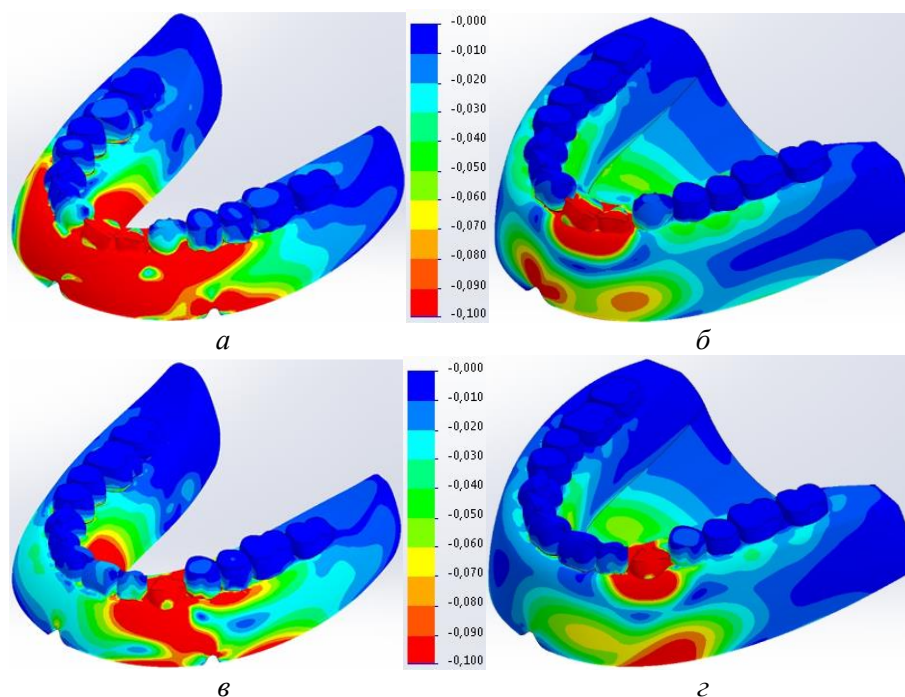


Рис. 10. 3D-модель с внешним наклоном блоков зубов: *а* – блок 1 нижнего базиса протеза; *б* – блок 1 верхнего базиса протеза; *в* – блок 2 нижнего базиса протеза; *г* – блок 2 верхнего базиса протеза

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Сбалансированные модели базисов протезов для верхней и нижней челюстей представлены в работе. Предложенные граничные условия являются физически обоснованными и отражают естественные особенности строения полости рта, костных и мягких тканей. Предложенные модели могут быть использованы как инструмент для исследования различных прикладных решений в области стоматологии с целью выработки рекомендаций как для проектирования базисов протезов и отдельных его элементов, так и для подбора соответствующего рациона пациента. Результаты исследования показывают, что максимальные поля напряжений возникают в базисе протеза при нагрузках на передние блоки зубов. Одностороннее нагружение или несимметричное нагружение является более опасным для структурной целостности базиса протеза в сравнении с симметричным нагружением. Однако для всех исследованных конфигураций максимальные поля напряжений оказались ниже предела прочности материала на разрыв. Найденные максимальные напряжения были в диапазоне от 0,3 до 0,67 от предела прочности. Анализ полей максимальных полей напряжений показывает, что возможными причинами разрушения базиса протеза при жевательной нагрузке могут быть: 1) усталостное разрушение; 2) дефекты в материале;

3) ошибка при проектировании геометрии протеза; 4) локальные перегрузки вследствие приема твердой пищи или пищи, имеющей специфическую геометрию.

Выявлена критическая роль параметров установки блоков зубов, таких как смещение линии установки и наличие углов наклона. Исследование влияния смещения линии постановки зубов и углов наклона показало большую чувствительность базиса нижнего протеза к подобным изменениям. Внешнее смещение линии постановки зубов является наиболее опасной конфигурацией для структурной целостности базиса протеза в сравнении с оральным смещением. В случае исследования наклона блоков зубов базис нижнего протеза оказался более чувствителен к подобным изменениям. Однако в отличие от линии постановки зубов оральный наклон блоков приводит к более высокой напряженности базиса в сравнении с внешним наклоном. Предложенные модели могут быть использованы для разработки индивидуальных решений для пациентов, а также для проверки новых гипотез и клинических решений.

БЛАГОДАРНОСТИ

Работа выполнена в рамках государственного задания ИАП РАН, а также при поддержке гранта РФФИ № 18-01-00589 и при финансовой поддержке правительства Пермского края (грант на развитие научной школы Пермского края «Компьютерная биомеханика и цифровые технологии в биомедицине»).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Арутюнов С.Д., Даов А.Н. Схематичное изображение контуров зубов: рабочая тетрадь. – М.: Практическая медицина, 2018. – 88 с.
2. Вейсгейм Л.Д., Щербаков Л.Н., Гончаров А.А. Влияние отдельных клинических аспектов на напряженно-деформированное состояние биомеханической системы «комбинированный протез – опорные ткани» // Вестник ВолГМУ. Стоматология. – 2005. – № S4. – С. 18–20.
3. Дубова Л.В., Царев В.Н., Золкина Ю.С., Малик М.В., Никитин И.С., Чуев В.П. Сравнительная оценка фрезеруемых материалов для временных несъемных ортопедических конструкций на имплантатах по данным изучения их напряженно-деформированных состояний и микробной адгезии в эксперименте // Клиническая стоматология. – 2019. – № 3. – С. 74–78.
4. Искендеров Р.М., Гветадзе Р.Ш., Бутова В.Г., Андреева С.Н., Тимофеев Д.Е. Общая стратегия развития зуботехнических лабораторий, оснащенных CAD/CAM-системами // Стоматология. – 2019. – Т. 98, № 2. – С. 8–12. DOI: 10.17116/stomat2019980218
5. Кулаженко В.И., Березовский С.С. Бюгельное протезирование. – Киев: Здоровье, 1975. – 101 с.
6. Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебеденко И.Ю., Илиннич А.Н. Анализ распределения нагрузок и вероятности необратимых изменений в костных тканях челюсти при ортопедическом лечении с использованием дентальных внутрикостных имплантатов // Клиническая стоматология. – 2002. – № 2. – С. 44–48.
7. Шанидзе З.Л., Муслов С.А., Арутюнов А.С., Асташина Н.Б., Арутюнов С.Д. Биомеханический подход к стоматологическому ортопедическому лечению пациентов с послеоперационным дефектом верхней челюсти // Российский журнал биомеханики. – 2020. – Т. 24, № 1. – Р. 28–38.
8. Abdulrazzaq N.S., Jafarzadeh K.T., Behroozibakhsh M., Hajizamani H., Hajizamani S. Recent advances and future perspectives for reinforcement of poly(methyl methacrylate) denture base materials: a literature review // Journal of Denture Biomaterials. – 2018. – Vol. 5, no. 1. – P. 490–502.
9. Al-Ali M.A., Al-Ali M.A., Takezawa A., Kitamura M. Topology optimization and fatigue analysis of temporomandibular joint prosthesis // World Journal of Mechanics. – 2017. – Vol. 7, no. 12. – P. 323–339.
10. Aruyunov S.D., Grachev D.I., Nikitin A.D. Mathematical modelling on the fracture of a laminar prosthesis basis under natural chewing loads // IOP Conference Series Materials Science and Engineering. – 2020. – Vol. 747. – P. 012065.
11. Gautam R., Singh R.D., Sharma V.P., Siddhartha R., Chand P., Kumar R. Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry // J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater. – 2012. – Vol. 100, no. 5. – P. 1444–1450. DOI: 10.1002/jbm.b.32673
12. Kunin A.A., Evdokimova A.Yu., Moiseeva N.S. Age-related differences of tooth enamel morphochemistry in health and dental caries // The EPMA Journal. – 2015. – Vol. 6, no. 3. – P. 1–11.

13. Lemeshevsky S.V., Naumovich S.A., Naumovich S.S., Vabishchevich P.N., Zakharov P.E. Numerical simulation of the stress–strain state of the dental system // AIP Conference Proceedings. – 2016. – Vol. 1773. – P. 020004. DOI: 10.1063/1.4964958
14. Oguzhan Y., Melik S., Kemal G.U. Biocompatibility of dental polymers // Méndez-Vilas A., Solano A. (Eds.). Polymer Science: Research Advances, Practical Applications and Educational Aspects. – FORMATEX, 2016. – P. 89–98.
15. Oleiwi J.K., Hamad Q.A. Studying the mechanical properties of denture base materials fabricated from polymer composite materials // Al-Khwarizmi Engineering Journal. – 2018. – Vol. 14, no. 3. – P. 100–111.

MATHEMATICAL MODELLING OF BIOMECHANICAL BEHAVIOUR OF THE REMOVABLE DENTAL PROSTHESIS BASIS UNDER THE CHARACTERISTIC CHEWING LOADS

**S.D. Arutyunov, D.I. Grachev, G.G. Bagdasaryan (Moscow, Russian Federation),
V.N. Nikitin (Perm, Russian Federation), N.V. Maksimova (Ryazan, Russian
Federation), A.D. Nikitin (Moscow, Russian Federation)**

In this work, we consider the issue of mathematical modelling of the biomechanical response of the removable lamellar prosthesis basis to external loading due to chewing load, from the moment of biting of food in the area of incisors to the final formation of a food dot in the area of molars. For this purpose and uniform presentation of the calculation results, for upper and lower lamellar prosthesis, at complete absence of teeth, the associated physically-based boundary conditions are selected. Modelling of the mucous membrane is carried out within the framework of the concept of an elastic foundation. However, for each of the considered prosthesis bases, its own morphologically substantiated features of the deformation behavior of the mucosa are introduced. In the case of the upper prosthesis basis, such a feature is the presence of a torus region; for the case of the lower prosthesis basis – the key role has the alveolar process. In the work, the stress-strain state is simulated in the bases of the upper and lower prostheses with symmetric and asymmetric loading on the main blocks of teeth: block 1 – incisors, block 2 – canine, block 3 – premolars, block 4 – molars. The value of the external load for each of the blocks is calculated based on the values of the characteristic muscular effort of the maxillofacial apparatus. The issues of setting individual blocks of teeth, the effect of their displacement relative to the recommended line of installation and slopes on the stress-strain state of the prosthesis base are investigated. A qualitative and quantitative comparison of the maximum stress fields and their spatial distribution is carried out for various configurations of installing tooth blocks and types of loading. The work shows that asymmetrical loading is the most dangerous from the point of view of the structural integrity of the prosthesis basis. Potential destruction of the denture basis can occur due to regular loading of the first two blocks of teeth. The factors that contribute to a reduction in the service life of the removable prosthesis basis under typical chewing loads have been identified.

Key words: mathematical modelling, basis of removable lamellar prosthesis, stress-strain state, destruction, strength, setting of tooth blocks.

Получено 29 июля 2020