

DOI: 10.37988/1811-153X_2026_1_58

[К.Г. Ахмедов](#)¹,

ассистент кафедры хирургической стоматологии

[С.А. Бочкарева](#)²,

к.ф.-м.н., научный сотрудник лаборатории механики полимерных композиционных материалов

[С.Д. Арутюнов](#)¹,

д.м.н., профессор, зав. кафедрой ортопедической стоматологии и цифровых технологий

[Т.М. Дибиров](#)¹,

д.м.н., доцент кафедры челюстно-лицевой и пластической хирургии

[К.Г. Караков](#)³,

д.м.н., профессор, зав. кафедрой терапевтической стоматологии

[М.М. Магомедов](#)¹,

соискатель ученой степени к.м.н. кафедры челюстно-лицевой хирургии и пластической хирургии

[В.П. Чув](#)⁴,

д.т.н., профессор, зав. базовой кафедрой медико-технических систем

[И.Л. Панов](#)²,

к.ф.-м.н., м.н.с. лаборатории механики полимерных композиционных материалов

[С.В. Панин](#)²,

член-корр. РАН, д.т.н., профессор, главный научный сотрудник, зав. лабораторией механики полимерных композиционных материалов

¹ Российский университет медицины, 127006, Москва, Россия² Институт физики прочности и материаловедения СО РАН, 634055, Томск, Россия³ СтГМУ, 355017, Ставрополь, Россия⁴ НИУ БелГУ, 308015, Белгород, Россия[K.G. Akhmedov](#)¹,

assistant at the Surgical dentistry Department

[S.A. Bochkareva](#)²,

PhD in Physics and Mathematics, researcher of Laboratory of Mechanics of Polymer Composite Materials

[S.D. Arutyunov](#)¹,

Doctor of Science in Medicine, full professor of the Prosthodontics and digital technologies Department

[T.M. Dibirov](#)¹,

Doctor of Science in Medicine, associate professor of the Maxillofacial and plastic surgery Department

Влияние формы армирующего перфорированного ПЭЭК-каркаса на несущую способность полного съемного зубного протеза верхней челюсти

Аннотация. В данной работе рассматривается новая модель перфорированного ПЭЭК-каркаса трехлепестковой формы для армирования базиса полного съемного зубного протеза (ПСЗП) верхней челюсти. Для увеличения механической составляющей адгезии каркаса к базису по периметру (краю) ПЭЭК-каркаса были добавлены вырезы по типу «ласточкин хвост». Для оценки эффективности предложенной формы каркаса проведено численное моделирование деформационного поведения конструкции ПСЗП в условиях как минимальной, так и идеальной адгезии между каркасом и базисом. Расчет напряженно-деформированного состояния (НДС) проводили методом конечных элементов (МКЭ) с использованием системы инженерного анализа Abaqus (Dassault Systèmes, Франция). Сравнивали несущую способность ПСЗП армированного ранее разработанной первоначальной формой ПЭЭК-каркаса и новой трехлепестковой формой. Для оценки эффективности креплений «ласточкин хвост» рассматриваются модели разработанных каркасов как с наличием данного крепления, так и без него. Для рассмотренных моделей и условий их нагружения выявлен ряд закономерностей. Так, при идеальной адгезии первоначальная форма ПЭЭК-каркаса более эффективно повышает несущую способность ПСЗП — от 10 до 25%, в то время как новая трехлепестковая форма в меньшей степени — от 5 до 15%. При слабой адгезии первоначальная форма ПЭЭК-каркаса снижает несущую способность при некоторых рассмотренных вариантах нагружения до 25% (относительно неармированного ПММА), в том числе при наличии креплений типа «ласточкин хвост», что ограничивает ее применение при слабой адгезии каркаса к базису. При этом показано, что наличие креплений «ласточкин хвост» для первоначальной формы каркаса изменяет несущую способность как в положительную, так и в отрицательную сторону при разных вариантах нагружения в пределах 10%. Армирование базиса трехлепестковым ПЭЭК-каркасом (новой формой) при его слабой адгезии к базису не во всех случаях нагружения повышает несущую способность протеза по сравнению с неармированным базисом, но при этом и не снижает ее, независимо от наличия на каркасе креплений типа «ласточкин хвост», поэтому является более подходящей для армирования базиса при его слабой адгезии с каркасом по сравнению с первоначальной формой каркаса. Также показано, что трехлепестковая форма каркаса является перспективной для армирования базиса при слабой адгезии в случае использования материала каркаса с высоким модулем упругости.

Ключевые слова: автоматизированное проектирование, САЕ, полиметилметакрилат, ПММА, полиэфирэфиркетон, ПЭЭК, каркас протеза, конечноэлементное моделирование, МКЭ, межслойная адгезия, гибридный полный съемный зубной протез, ПСЗП

ДЛЯ ЦИТИРОВАНИЯ:

Ахмедов К.Г., Бочкарева С.А., Арутюнов С.Д., Дибиров Т.М., Караков К.Г., Магомедов М.М., Чув В.П., Панов И.Л., Панин С.В. Влияние формы армирующего перфорированного ПЭЭК-каркаса на несущую способность полного съемного зубного протеза верхней челюсти. — *Клиническая стоматология*. — 2026; 29 (1): 58—70. DOI: 10.37988/1811-153X_2026_1_58

Effect of shape of the reinforcing perforated PEEK frame on bearing capacity of a complete removable denture of the maxilla

Annotation. In this paper, a new model of a perforated three-petal PEEK frame for reinforcing the base of a complete removable denture (CRD) of the maxilla is considered. To increase the mechanical component of the adhesion of the frame, dovetail cutouts were added along the perimeter (edge) of the PEEK frame. To evaluate the effectiveness of the proposed frame shape, numerical modeling of the deformation behavior of the hybrid CRD structure was carried out under conditions of both minimal and ideal adhesion between the frame and the base. The stress-strain state was calculated using the finite element method (FEM) using the Abaqus software (Dassault Systèmes, France). The load-bearing capacity of a hybrid CRD reinforced with the previously

[K.G. Karakov](#)³,

Doctor of Science in Medicine, full professor of the Therapeutic dentistry Department

[M.M. Magomedov](#)¹,

PhD candidate of the Maxillofacial and plastic surgery Department

[V.P. Chuev](#)⁴,

Doctor of Science in Engineering, full professor of the Medical and technical systems Department

[I.L. Panov](#)²,

PhD in Physics and Mathematics, junior researcher of Laboratory of Mechanics of Polymer Composite Materials

[S.V. Panin](#)²,

Russian Academy of Science corresponding member, Doctor of Science in Engineering, professor, chief researcher, head of Laboratory of Mechanics of Polymer Composite Materials

¹ Russian University of Medicine, 127006, Moscow, Russia

² Institute of Strength Physics and Materials Science of the Russian Academy of Sciences (Siberian Branch), 634055, Tomsk, Russia

³ Stavropol State Medical University, 355017, Stavropol, Russia

⁴ Belgorod State University, 308015, Belgorod, Russia

ВВЕДЕНИЕ

Несмотря на снижение рождаемости, население Земли продолжает расти, уже достигнув 7,8 млрд человек в 2020 г. по сравнению с 7 млрд в 2010 г. При этом население мира беспрецедентно стареет, что увеличивает экономическое бремя основных стоматологических заболеваний, и в частности когорту пациентов с полной потерей зубов [1].

Средние показатели частоты встречаемости полной потери зубов у населения России составляют 8,4–18,0%, а в возрастной группе от 60 лет — 25,2–46,7% [2]. По данным 2025 г., усилия ВОЗ по охране здоровья полости рта и борьбе с основными стоматологическими заболеваниями не увенчались успехом. По-прежнему остается огромная неудовлетворенная потребность в стоматологической помощи пациентам с полной потерей зубов — одной из основных нозологий глобального бремени заболеваний полости рта [3, 4].

Совокупность этих факторов обосновывает прогноз: потребность в финансово доступных и десятками лет испытанных в клинике традиционных полимерных конструкций полных съемных зубных протезов (ПСЗП) и дальше будет нарастать. Однако необходимо учитывать, что ПСЗП имеют серьезные ограничения, среди которых поломка их базиса в процессе эксплуатации составляет 22–31% в первый год пользования [5]. Особенно часто эта проблема возникает у пожилых людей

разработана начальная форма ПEEK-каркаса и новая форма с тремя лепестками. Для оценки эффективности заклепок-замков, рассмотрены модели разработанных каркасов как с, так и без этого крепления. Было выявлено несколько вариантов для рассмотренных моделей и их условия нагружения. Так, при идеальном сцеплении, оригинальная форма ПEEK-каркаса более эффективно увеличивает несущую способность гибридного КРД с 10% до 25%, в то время как новая форма с тремя лепестками делает это в меньшей степени: с 5% до 15%. При слабом сцеплении начальная форма ПEEK-каркаса снижает несущую способность в некоторых из рассмотренных вариантов нагружения до 25% (относительно неармированного ПММА), включая наличие заклепок-замков. Это ограничивает ее использование при слабом сцеплении с базисом. Показано, что наличие заклепок-замков в оригинальной форме каркаса меняет несущую способность как положительно, так и отрицательно в зависимости от условий нагружения в пределах 10%. Усиление базиса с помощью ПEEK-каркаса с тремя лепестками (новая форма) при слабом сцеплении с базисом не во всех случаях нагружения увеличивает несущую способность протеза по сравнению с неармированным базисом. Однако, это не снижает ее, независимо от наличия заклепок-замков на каркасе. Поэтому, это более приемлемо для усиления базиса при слабом сцеплении с каркасом по сравнению с оригинальной формой каркаса. Показано, что форма с тремя лепестками каркаса перспективна для усиления базиса при слабом сцеплении при использовании материала с высоким модулем упругости.

Key words: computer-aided design, CAE, polymethylmethacrylate, PMMA, polyetheretherketone, PEEK, prosthesis frame, finite element modeling, FEM, interlayer adhesion, hybrid complete removable denture, hybrid CRD

FOR CITATION:

Akhmedov K.G., Bochkareva S.A., Arutyunov S.D., Dibirov T.M., Karakov K.G., Magomedov M.M., Chuev V.P., Panov I.L., Panin S.V. Effect of shape of the reinforcing perforated PEEK frame on bearing capacity of a complete removable denture of the maxilla. *Clinical Dentistry (Russia)*. 2026; 29 (1): 58—70 (In Russian). DOI: 10.37988/1811-153X_2026_1_58

и, как правило, у ПСЗП верхней челюсти [6, 7]. Ремонт не всегда успешен, и это требует замены протеза. В гарантийный период эти расходы сначала несет МСО, а затем пациент [8, 9].

Перспективная технология усиления базиса конструкции ПСЗП предполагает использование металлических каркасов (пластины, сетки, проволоки, арамидные волокна) [10, 11], полиэтиленовые [12] и стекловолокна [11, 13] и др. Однако, по мнению некоторых исследователей, из-за отсутствия механической адгезии металлической сетки к полимерной матрице использование металлических сеток не увеличивают прочность базиса [14, 15].

Полиэтиленовые и стекловолокна являются более перспективными материалами для армирования базисов ПСЗП, поскольку обладают хорошей адгезией, жесткостью и прочностью, повышают ударную вязкость и устойчивость конструкции к многократному приложению нагрузки. Тем не менее прочность на изгиб существенно не увеличивается [11, 16].

Таким образом, в основном поломки базиса ПСЗП связаны с физико-химическими и физико-механическими характеристиками конструкционного материала, из которого он изготовлен. При этом должны обеспечиваться условия полноценного соблюдения технологического регламента производства ПСЗП и соответствия биосовместимости материалов способностью и желанием выполнения рекомендаций врача-стоматолога по уходу

за полостью рта и протезной конструкцией [17–19], наличием финансовых ресурсов для оплаты ПСЗП производства с использованием современных технологий [20].

В предыдущей работе [21] было предложено упрочнить базис ПСЗП перфорированным каркасом [22] из полиэфирэфиркетона (ПЭЭК). Была разработана математическая модель, в которой реализованы граничные условия, приближенные к реальным: имитируется протезное ложе в виде виртуальной опоры, для которой учитывается наличие буферных зон с разной податливостью слизистой оболочки рта. Исследование деформационного поведения разработанной конструкции с привлечением аппарата конечно-элементного моделирования (КЭМ) на основе системы инженерного анализа Abaqus (Dassault Systèmes, Франция) убедительно доказало, что введение перфорированного армирующего каркаса при его идеальной адгезии с базисом является перспективным способом повышения несущей способности ПСЗП с учетом выявленных особенностей их поведения в условиях приложения функциональных нагрузок. Однако показано, что при слабой адгезии между ними прочность ПСЗП не увеличивается, а при некоторых нагрузках даже уменьшается. Поэтому для усиления механической адгезии ПЭЭК-каркаса с базисом в случае небольшой адгезии было рекомендовано изменить форму модели армирующего каркаса.

Дополнительно отметим, что для решения задачи повышения прочности крепления ПЭЭК к ПММА в настоящее время выпускаются стоматологические адгезивы, например «НОЛАТЕК праймер-адгезив – П» («ВладМиВа», Белгород). Однако в литературе подобные вопросы освещены недостаточно, а также они не являются предметом исследований настоящей статьи.

Нулевой гипотезой данного исследования является возможность применения новой конструкции трехлепесткового каркаса, а также повышение несущей способности ПСЗП в случае использования периферийных креплений каркаса к базису системой вырезов по принципу «ласточкин хвост» в случае слабой межслоевой адгезии между компонентами.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для решения обозначенной проблемы на основе имеющегося профессионального опыта и анализа предварительно полученных результатов в работе К. Akhmedov и соавт. (2025) [21] сотрудниками Российского университета медицины (Москва) – авторами данной работы была предложена новая видоизмененная модель стандартной формы перфорированного армирующего ПЭЭК-каркаса (рис. 1А, каркас I) – трехлепестковая (рис. 1В), которая была меньше каркаса I (рис. 1С) и имела лепестки для установки каркаса в заданной позиции. Кроме изменения формы, по периметру (краю) каркасов были добавлены вырезы по типу «ласточкин хвост» для увеличения механической адгезии между базисом и каркасом (рис. 1D, E). Для того чтобы оценить влияние креплений «ласточкин хвост» на несущую способность протезов, рассматривались каркасы как с их наличием (см. рис. 1D, E), так и без них (рис. 1А, В). Для повышения механической адгезии за счет затекания материала базиса (ПММА) при изготовлении в моделях каркаса специально формировали отверстия диаметром 2 мм.

Для сравнительной оценки армирующей способности разработанных каркасов были созданы

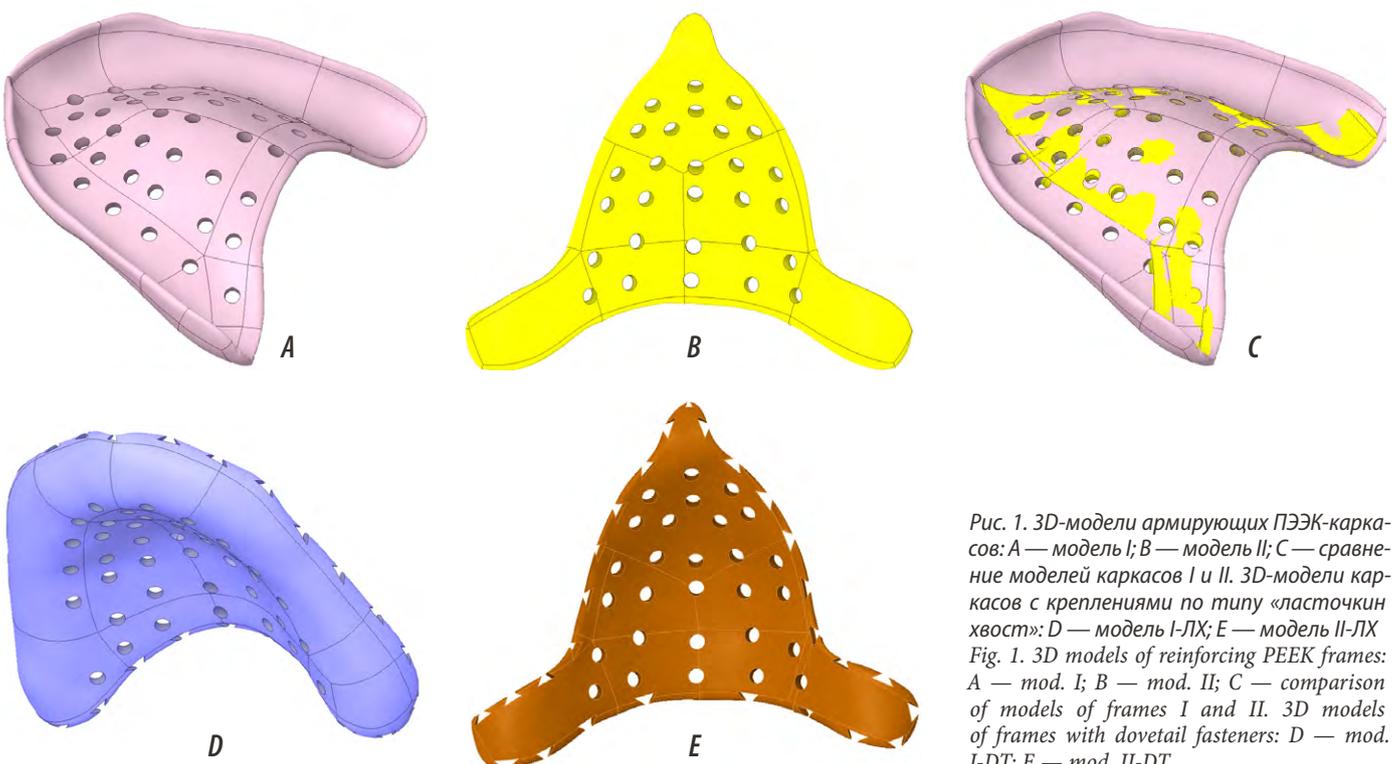


Рис. 1. 3D-модели армирующих ПЭЭК-каркасов: А — модель I; В — модель II; С — сравнительные модели каркасов I и II. 3D-модели каркасов с креплениями по типу «ласточкин хвост»: D — модель I-ЛХ; E — модель II-ЛХ
Fig. 1. 3D models of reinforcing PEEK frames: A — mod. I; B — mod. II; C — comparison of models of frames I and II. 3D models of frames with dovetail fasteners: D — mod. I-DT; E — mod. II-DT

соответствующие 3D-модели ПСЗП с перфорированными каркасами (рис. 2):

- I — модель со стандартным каркасом (рис. 2A);
- II — модель с трехлепестковым каркасом (рис. 2B);
- I-ЛХ — модель со стандартным каркасом с вырезами типа «ласточкин хвост» (рис. 2C);
- II-ЛХ — модель с трехлепестковым каркасом с вырезами типа «ласточкин хвост» (рис. 2D).

На рис. 2E приведена фотография прототипа ПСЗП, изготовленного на 3D-принтере из светоотверждаемого ПММА.

Как отмечалось в работе [21], базис в передней части имеет вырез под уздечку, а также вырезы индивидуальной формы под анатомические образования — это тяжи по бокам. Модели гарнитурных зубов имеют видимую часть (выступающую над базисом) и скрытую, заглубленную в нем (в лунках, см. рис. 2A). Условия на поверхностях контакта базиса и зубного ряда моделировались как полное сцепление (идеальная адгезия).

Свойства материалов в модели соответствовали таковым, использованным в предыдущей работе [21]. Свойства зубов принимались идентичными при растяжении и сжатии с модулем упругости 2,2 ГПа. Свойства материала базиса протеза соответствовали «НОЛАТЕК 3D-модели высокой точности LCD/DLP» («ВладМиВа», Белгород) с модулем упругости при растяжении 0,9 ГПа и пределом прочности при растяжении 22 МПа [23]. В расчетах использовали значения, определенные при испытаниях на растяжение, поскольку они обычно в разы ниже, чем при сжатии и сдвиге [24]. Соответственно, такая схема позволяла обеспечить определенный запас (коэффициент запаса) прочности. Предполагалось, что материалы являются упругими и изотропными. Для армирующего каркаса в данной работе для ПЭЭК

принимали модуль упругости 3,65 ГПа и предел прочности 92 МПа (по данным MatBase, 2007 г.).

На контакте между соответствующими поверхностями базиса протеза и каркасом задавались как условия идеального адгезионного взаимодействия, так и условия, соответствующие минимальной адгезии. В программном пакете Abaqus минимальная адгезия на контакте между базисом и ПЭЭК-каркасом задавалась за счет небольшой жесткости контактного слоя (0,1 МПа) и небольшого уровня напряжений отрыва (0,1 МПа) каркаса от базиса, так, чтобы отслоение ПЭЭК-каркаса от базиса начиналось сразу с первых шагов нагружения.

Для оценки влияния разработанных вариантов каркасов на изменение несущей способности армированных ими ПСЗП было получено и проанализировано напряженно-деформированное состояние (НДС) разработанных моделей с привлечением аппарата КЭМ, при разных нагрузках и условиях закрепления протезов (рис. 3).

Нагрузка задавалась пошагово с приложением одновременно на несколько зубов, при этом на каждый зуб она распределялась одинаково.

Базис предполагался жестко закрепленным с наружной стороны, т.е. смещения и повороты на выделенных поверхностях принимались равными нулю (рис. 3). Выбор данных вариантов нагружения был сделан исходя из предварительно полученных результатов анализа НДС моделей при разных вариантах приложения нагрузки и закрепления (граничных условий). Были выбраны наиболее опасные варианты, вызывающие концентрацию напряжений в базисе, а также отражающие характерные особенности деформационного поведения базисов. Такая постановка задачи не соответствует реальным условиям опирания базиса, но она позволяет

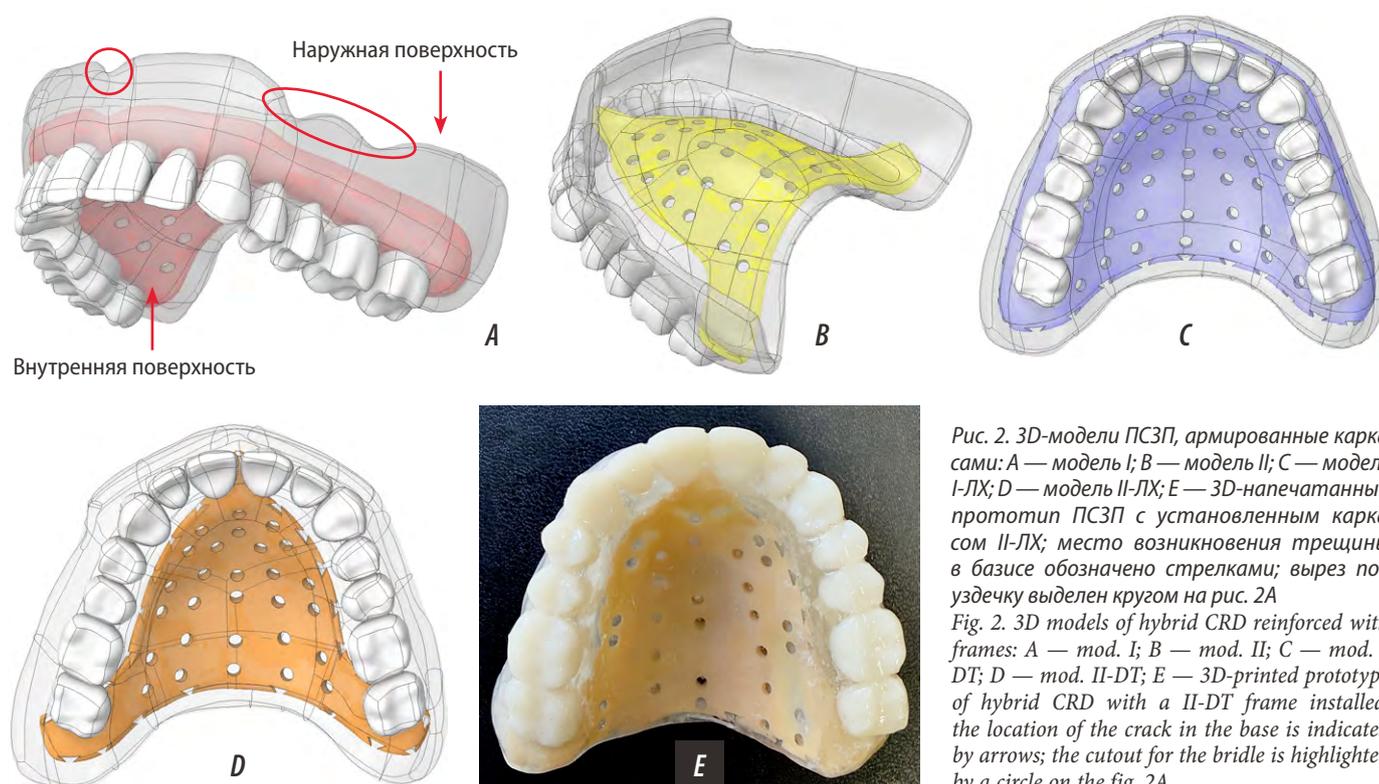


Рис. 2. 3D-модели ПСЗП, армированные каркасами: А — модель I; В — модель II; С — модель I-ЛХ; D — модель II-ЛХ; E — 3D-напечатанный прототип ПСЗП с установленным каркасом II-ЛХ; место возникновения трещины в базисе обозначено стрелками; вырез под уздечку выделен кругом на рис. 2A

Fig. 2. 3D models of hybrid CRD reinforced with frames: A — mod. I; B — mod. II; C — mod. I-DT; D — mod. II-DT; E — 3D-printed prototype of hybrid CRD with a II-DT frame installed; the location of the crack in the base is indicated by arrows; the cutout for the frenulum is highlighted by a circle on the fig. 2A

объективно сравнить влияние каркасов разной формы на несущую способность ПСЗП при разных нагрузках, а также исключить влияние свойств опоры и условий опирания протеза, что является самостоятельной сложной задачей. Так как целями работы являются выбор формы каркаса, обеспечивающей повышение несущей способности протеза, и оценка влияния адгезии каркаса к базису на несущую способность протеза в целом, данная упрощенная постановка приемлема для предварительной (сравнительной) оценки НДС базиса протеза при разных формах каркаса и без него.

Нагружение разработанных моделей осуществлялось пошагово. К каждому зубу пошагово прикладывалась сила в 0,2 Н до достижения предельного состояния и появления трещины. В качестве предельного состояния принималось достижение предела прочности ПММА по критерию максимальных главных напряжений. Предполагалось, что разрушение материала начинается, когда одна из компонент тензора максимальных

главных напряжений достигает значения предела прочности ПММА (22 МПа), а соответствующее значение нагрузки определяло несущую способность протеза.

Задача определения НДС протеза, полученного при заданных вариантах в нагружения (рис. 3), решалась МКЭ в статической постановке, с учетом геометрической и физической нелинейности с использованием пакета Abaqus v. 2019 (Dassault Systemes, France), реализованных в модуле Standard.

При построении конечно-элементной модели использовали объемные тетраэдрические элементы C3D8R с линейной аппроксимацией перемещений. Общее количество конечных элементов в модели было определено на основании сеточной сходимости результатов расчетов; количество КЭ было не менее 916 569, а узлов — 330 398.

Таким образом, в рамках разработанных моделей исследовано влияние на несущую способность протеза 4 форм армирующих перфорированных ПЭЭК-каркасов: I, II, I-ЛХ, II-ЛХ при их разной адгезии с ПММА-базисом протеза и при трех разных вариантах нагружения.

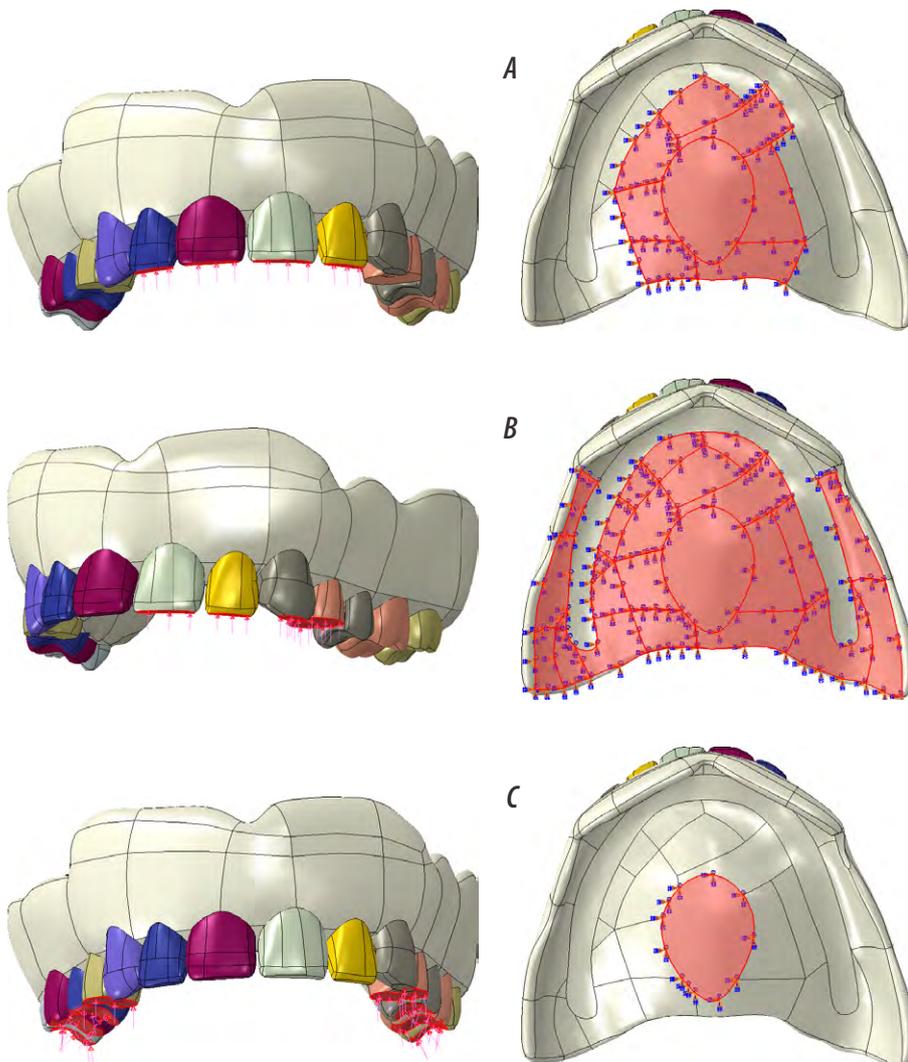


Рис. 3. Варианты нагружения модели ПСЗП и соответствующие им поверхности закрепления (граничные условия): № 1 — на 4 резца под углом 0° (А); № 2 — 2 резца, 1 клык, 1 моляр под углом 0° (В); № 3 — на 4 моляра и 4 премоляра под углом 0° (С); зафиксированные поверхности базиса выделены красным цветом

Fig. 3. Loading options for the hybrid CRD model and their corresponding mounting surfaces (boundary conditions): No. 1 — 4 incisors at an angle of 0° (A); No. 2 — 2 incisors, 1 canine, 1 molar at an angle of 0° (B); No. 3 — 4 molars and 4 premolars at an angle of 0° (C); fixed base surfaces are highlighted in red

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Несущая способность

Сравнение влияния армирования базиса ПЭЭК-каркасами разной формы на несущую способность протеза верхней челюсти при идеальной и минимальной адгезии каркасов к базису при разных способах нагружения показало, что при минимальной адгезии армирование протезов ПЭЭК-каркасом I снижает их несущую способность по сравнению с неармированным базисом, в случаях нагружения № 1 и № 3, в отличие от каркаса II.

Как следует из рис. 4, при разных способах нагружения результаты получаются не совсем однозначные.

1-й вариант нагружения — 4 резца, под углом 0° (рис. 4А).

В этом случае несущая способность базиса с армирующим ПЭЭК-каркасом I даже снизилась на ~25% по сравнению с неармированным базисом, а при наличии креплений «ласточкин хвост» (I-ЛХ) ~на 10%. Армирование каркасом II практически не изменило несущую способность, как при наличии на нем креплений «ласточкин хвост» (II-ЛХ), так и без них. При идеальной адгезии несущая способность базиса с каркасом I повысилась на ~25% (I, I-ЛХ), а с каркасом II — на ~15% (II, II-ЛХ).

2-й вариант нагружения — 2 резца, 1 клык, 1 моляр, под углом 0° (рис. 4B). При минимальной адгезии несущая способность протеза при армировании ПЭЭК-каркасами практически не изменилась по сравнению с неармированным ПСЗП. При идеальной адгезии большее увеличение несущей способности ПСЗП обеспечивается с каркасом I и I-ЛХ — на ~25%, в то время как с каркасом II — только на ~5%, как с креплениями «ласточкин хвост», так и без него. Это обусловлено тем, что за счет большей площади каркас I больше увеличивает жесткость протеза, что препятствует его изгибу, тем самым увеличивая его несущую способность. При наличии креплений «ласточкин хвост» на каркасе I-ЛХ при идеальной адгезии несущая способность по сравнению с каркасом без креплений уменьшилась в пределах ~3%, что может быть связано, с одной стороны, с погрешностью вычислений (в пределах 3%), с другой стороны — с тем, что при идеальной адгезии крепления вызывают концентрацию напряжений, тем самым снижая прочность.

3-й вариант нагружения — 4 моляра и 4 пре-моляра под углом 0° (рис. 4C). При минимальной адгезии несущая способность протеза с каркасом I в отсутствии креплений «ласточкин хвост» повысилась на ~5% по сравнению с неармированным базисом, а при наличии креплений (I-ЛХ) снизилась ~на 15%, а с каркасом II не изменилась как с креплениями «ласточкин хвост» (II-ЛХ), так и без них (II). В этом случае крепления «ласточкин хвост» снизило несущую способность в случае каркаса I-ЛХ по сравнению с первым случаем нагружения. При идеальной адгезии базиса с каркасом I способность протеза повысилась в среднем на 10%, а с каркасом II — на ~5% как с креплениями (I-ЛХ, II-ЛХ), так и без них (I, II).

Таким образом, в рассмотренных случаях при идеальной адгезии между каркасом и базисом преимущество имеет форма каркаса I, которая повышает несущую способность примерно от 10 до 25%.

Следует отметить, что во всех рассмотренных выше вариантах нагружения использование формы каркаса II

не снижает несущую способность протеза даже при минимальной адгезии каркаса к базису, в отличие от каркаса I, который при минимальной адгезии в первом рассмотренном случае нагружения приводит к снижению несущей способности протеза до ~25%, а в третьем — до ~15%. Создание креплений «ласточкин хвост» на каркасе II-ЛХ в рассмотренных случаях не изменяет несущую способность протеза, а наличие их на каркасе I-ЛХ в первом случае нагружения повышает ее на 10% по сравнению с его отсутствием, а в третьем случае нагружения снижает на ~10%.

Чтобы оценить, как именно влияет форма каркасов и крепления «ласточкин хвост» на изменение несущей способности протезов в приведенных выше случаях необходимо рассмотреть детально их напряженное состояние, особенно в областях концентрации напряжений.

Влияние формы каркаса и наличия крепления «ласточкин хвост»

Ниже проводится анализ влияния формы каркаса и наличия крепления «ласточкин хвост» на изменение НДС протеза в случае разных вариантов нагружения.

Вариант нагружения № 1 (рис. 5). За счет увеличения масштаба отображения деформаций видно, что под действием нагрузки зубы оказывают разворачивающее действие на переднюю часть базиса, и его изгиб в области боковой выемки под тяжи (см. рис. 2A) вызывает появление предельных для базиса сжимающих напряжений, где инициируется разрушение.

Масштаб деформации на рисунках увеличен в разы, так как в реальном отображении никаких изменений формы увидеть невозможно, поскольку максимальные смещения не превышают 0,4 мм. При увеличении масштаба деформаций хорошо видно изменение формы деформированного протеза и каждой его части (зубов, базиса и каркаса), места наибольших деформаций (изгибов), а также места отслоений каркаса от базиса (в условиях минимальной адгезии). Это позволяет выявить причины изменения несущей способности ПСЗП в целом.

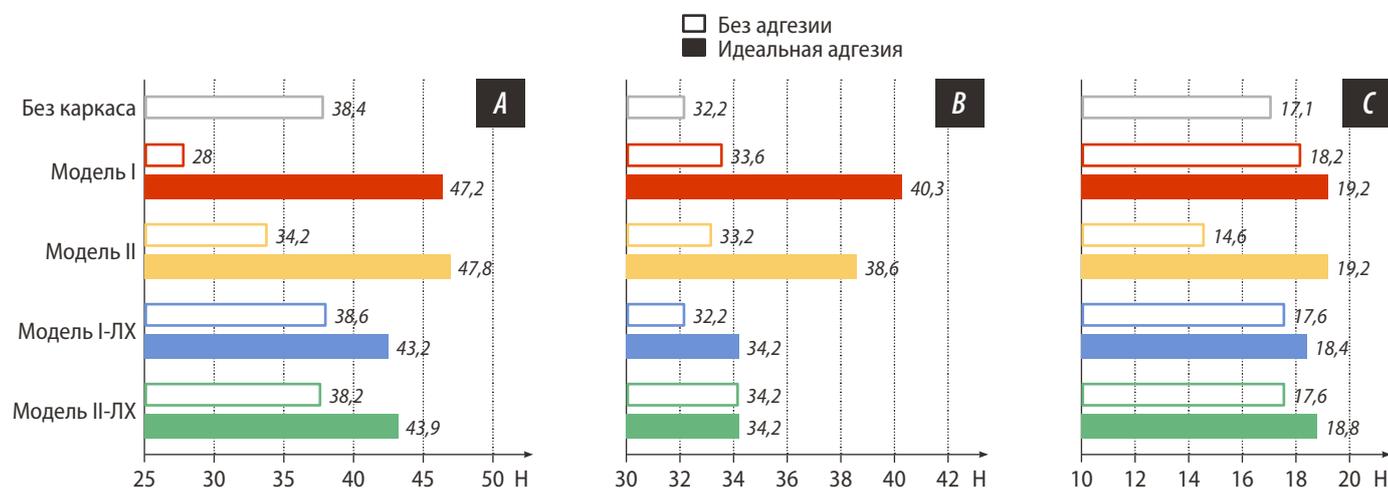


Рис. 4. Несущая способность ПСЗП при варьировании вида ПЭЭК-каркаса, уровня адгезии каркаса к базису и вариантов приложения нагрузки № 1 (А), № 2 (В) и № 3 (С)

Fig. 4. Bearing capacity of the hybrid CRD at varying of: the type of PEEK frame, the level of adhesion of the frame to the base, and load application options No. 1 (A), No. 2 (B), and No. 3 (C)

Уровень напряжений, как и характер их распределения в компонентах протеза на момент разрушения отличаются незначительно для двух типов каркаса. Преимущественно, растягивающие напряжения локализируются на зубах и на базисе перед зубным рядом — с небной стороны, а также между зубными лунками, в то время как область сжимающих напряжения формируется на зубах и базисе с губной стороны, что является, как отмечалось в работе [21], следствием разворота зубов. Локальные области концентрации растягивающих и сжимающих напряжений наблюдаются на внешней поверхности базиса по краю области его закрепления. Последняя является концентратором напряжений, что обусловлено изгибом базиса в этой области. Такие участки концентрации напряжений в условиях реальной эксплуатации протеза возможны при резорбции альвеолярного отростка (т.е. при изменении условий опирания базиса).

Также с внешней стороны базиса напряжения локализируются в виде областей округлой формы вследствие

наличия напряжений растяжения в области отверстий (перфорации) на каркасе. На разрезах видно, что в местах перегиба отслоение каркаса от базиса проявляется в большей степени, а напряжения в области отверстий возрастают. Отверстия в каркасе, расположенные в зоне максимальных напряжений, принимают овальную форму вследствие растяжения по направлению разворота зубов (преимущественно вдоль оси Y).

На разрезе по плоскости YZ видно, что в обоих случаях максимальные напряжения возникают в области перегиба базиса по отверстиям. Однако при наличии креплений «ласточкин хвост» на каркасе уровень предельных напряжений достигается при большей нагрузке, что обусловлено перераспределением напряжений в базисе. По этой причине использование креплений «ласточкин хвост» на каркасе I-LX позволило повысить несущую способность протеза при заданном варианте нагружения при минимальном уровне адгезии.

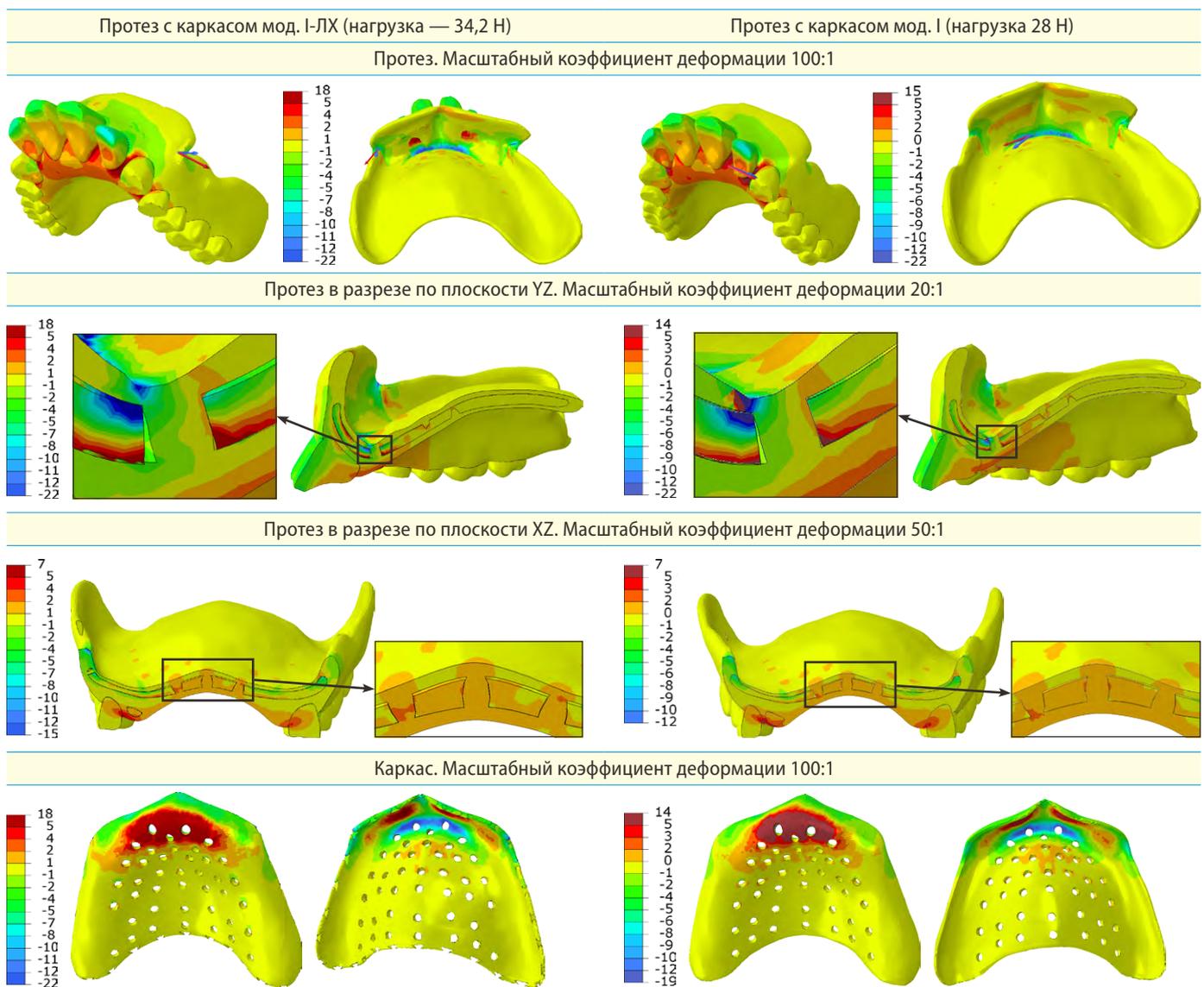


Рис. 5. Распределение максимальных главных напряжений в ПСЗП (МПа), при варианте нагружения № 1 в случаях протеза с каркасом I-LX и I; минимальная адгезия

Fig. 5. Distribution of the maximum main stresses in the hybrid CRD (MPa), with loading option No. 1 in cases of prostheses with a frame I-DT and I; minimum adhesion

Вариант нагружения № 2 (рис. 6). Распределение напряжений в протезах в целом аналогично рассмотренному выше варианту нагружения №1.

Базис также изгибается вследствие разворота зубов, за счет чего в перемычках между зубными лунками локализуются растягивающие напряжения, как и в случае нагружения № 1. В базисе с каркасом II-ЛХ трещина образуется именно в этой области — между передними резцами. На наружной поверхности базисов также наблюдается концентрация напряжений по краю области закрепления: за счет перегиба базиса в этом месте, где затем и появляется трещина в случае каркаса I-ЛХ. На представленных разрезах ПСЗП видно появление зазоров между каркасом и базисом, образующихся вследствие изгиба базиса и отслоения от него каркаса. В случае каркаса II-ЛХ зазоры в тех же областях базиса меньше либо вовсе отсутствуют. Это обусловлено тем,

что площадь закрепления каркаса II меньше, чем каркаса I, поэтому он лишь отчасти присутствует (и оказывает сопротивление) в той части базиса, которая испытывает изгиб, возникающий на его альвеолярной части. Кроме этого, в небной области каркаса расположено больше отверстий, чем в альвеолярной, что способствует меньшему развитию расслоений в этой области. В отличие от него, для каркаса I-ЛХ большая площадь способствует большему отслоению каркаса от базиса. За счет этого стенки базиса становятся менее жесткими и легче деформируются.

Совпадение мест концентрации напряжений на базисе, вызванных граничными условиями его закрепления (опирания), с областью расположения отверстия на каркасе, как и в первом случае нагружения, способствует увеличению напряжений в области перфорации в каркасе и, соответственно, в прилегающей зоне базиса.

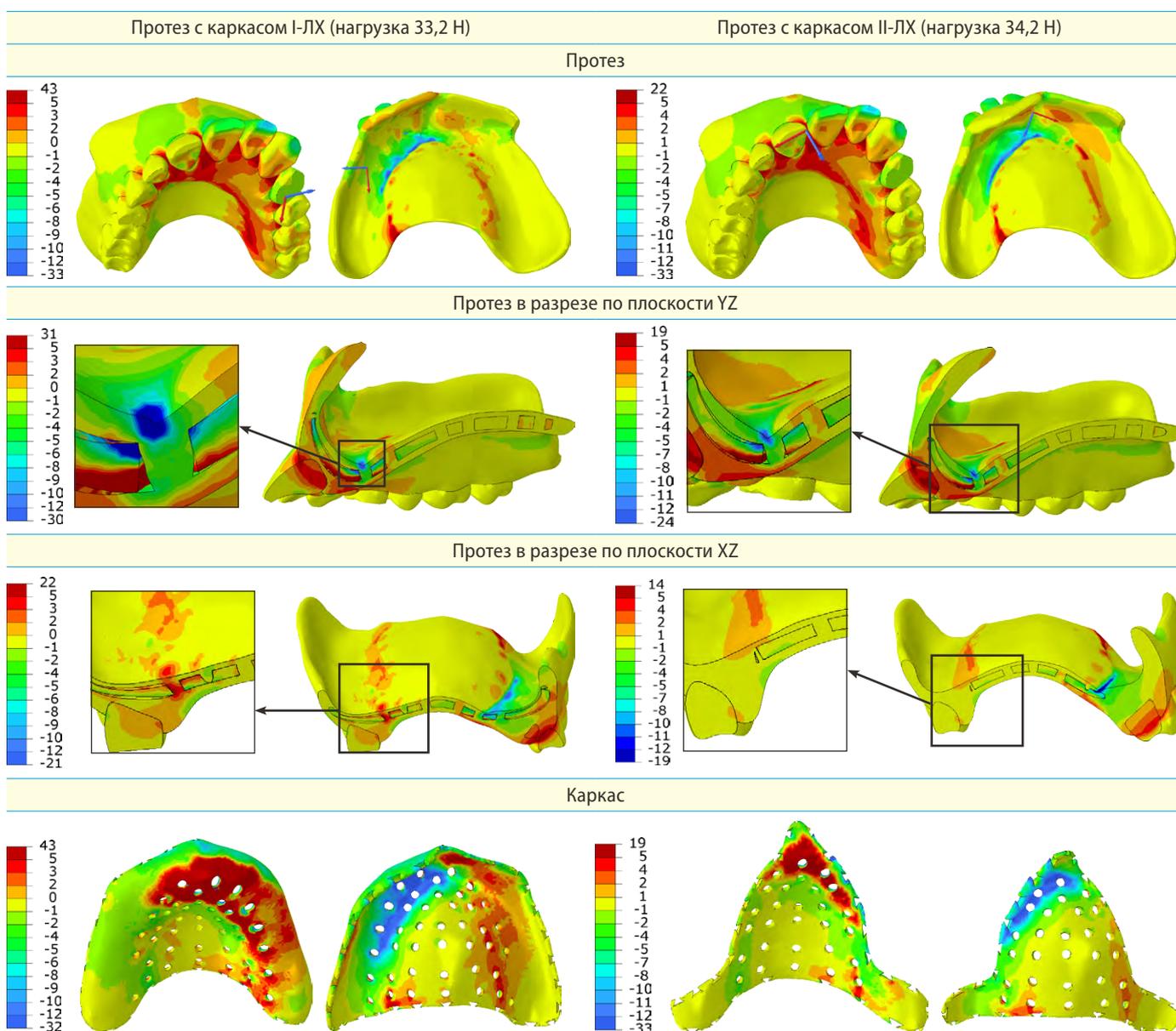


Рис. 6. Распределение максимальных главных напряжений (МПа) в протезе при варианте нагружения № 2 в случаях протеза с каркасами I-ЛХ и II-ЛХ (с креплениями «ласточкин хвост») при минимальной адгезии. Масштабный коэффициент визуализации деформации 40:1

Fig. 6. Distribution of the maximum main stresses (MPa) in the prosthesis under loading option No. 2 in cases of prostheses with frames I-DT and II-DT (with dovetail fasteners) with minimal adhesion. The scale factor of deformation visualization is 40:1

Как следствие, это приводит к большему изгибу базиса и последующему отслоению компонентов ПСЗП. На рисунке видно, что в этом случае передняя часть каркаса сильно деформируется вследствие изгиба.

В рассмотренном случае нагружения несущая способность протезов с каркасами I-ЛХ и II-ЛХ при минимальной адгезии отличалась не более чем на ~3%. При этом место инициации разрушения отличается вследствие другого характера распределения напряжений.

По распределению напряжений на каркасах видно, что размер областей концентрации напряжений

на каркасе I-ЛХ больше, как и уровень возникающих в нем растягивающих напряжений. Также виден разный характер изменения формы каркасов, а именно в местах их максимальных изгибов в альвеолярной области и деформация отверстий, которые принимают овальную форму вследствие растяжения по направлению разворота зубов.

Вариант нагружения № 3 (рис. 7). В целом картина распределения напряжений аналогична рассмотренным выше случаям. Трещины образуются по краю области закрепления ПСЗП с его наружной стороны.

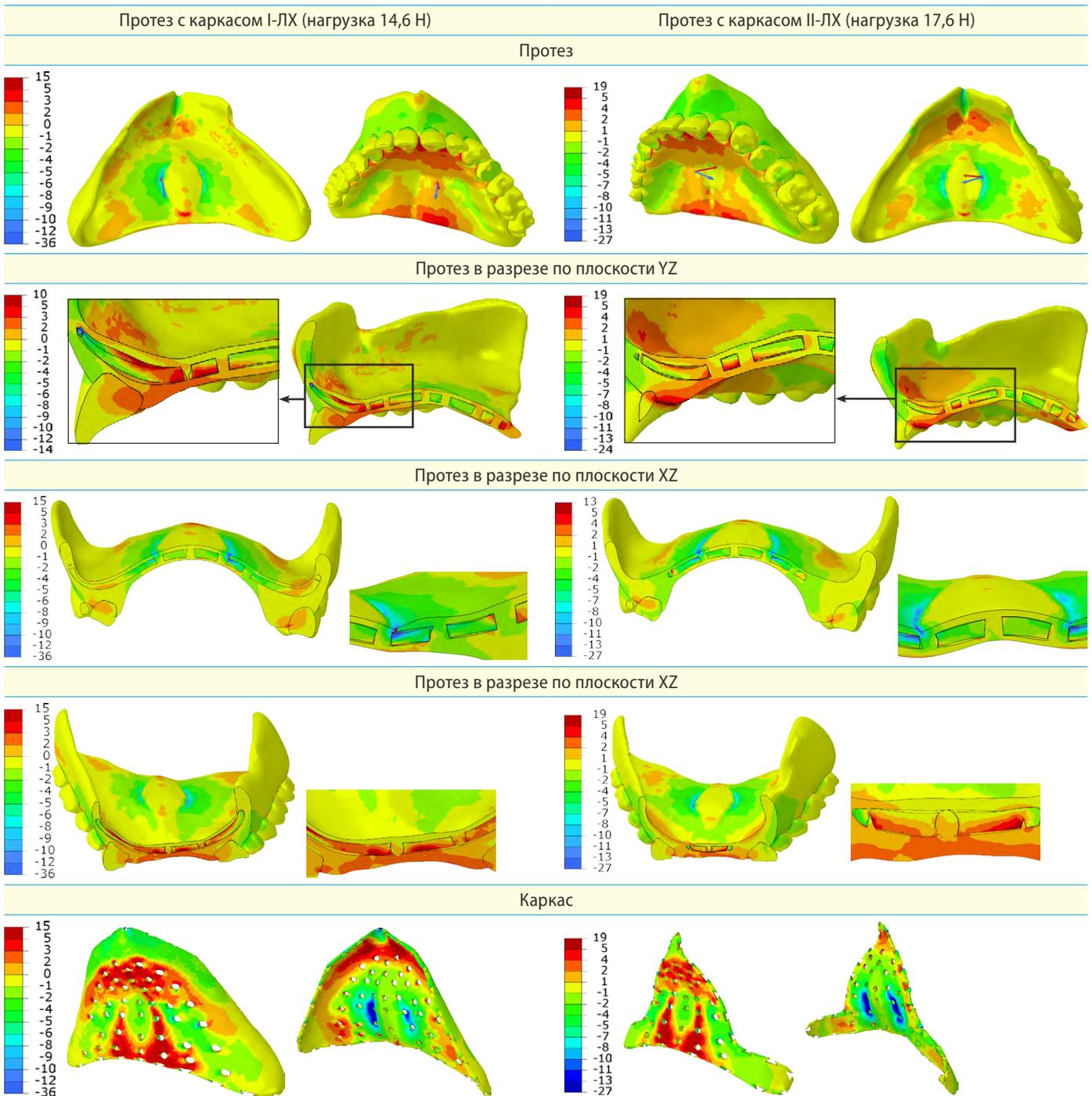


Рис. 7. Распределение максимальных главных напряжений в протезе (МПа), при варианте нагружения № 3 в случаях протеза с каркасами I-ЛХ и II-ЛХ (с креплениями «ласточкин хвост»). Масштабный коэффициент визуализации деформации 50:1

Fig. 7. Distribution of maximum main stresses in the prosthesis (MPa), with loading option No. 3 in cases of prostheses with frames I-DT and II-ST (with dovetail fasteners). The scale factor of deformation visualization is 50:1

На рисунке 7 за счет увеличенного масштабного коэффициента визуализации деформации видно искажение формы протеза после нагружения. Она образуется за счет того, что нагружаемые зубы разворачиваются наружу и разворачивают базис. Как и в предыдущих случаях нагружения, перед передними зубами с небной стороны формируется зона растягивающих напряжений, а за зубным рядом с наружной (щечной) стороны — зона сжимающих напряжений. На внутренней поверхности ПСЗП, как и в других рассмотренных случаях, напряжения локализуются по границе области закрепления базиса в местах его перегиба, где и начинается разрушение.

На представленных разрезах ПСЗП видны зазоры между каркасом и базисом, образующиеся из-за изгиба. Как и в предыдущем случае, зазоры возникают в одних и тех же местах, но в случае каркаса II-ЛХ они меньше или отсутствуют. В этом заключается отличие от каркаса I, что обусловлено тем, что площадь каркаса II-ЛХ меньше, и поэтому она только частично оказывает сопротивление изгибу базиса, возникающему на альвеолярной его части. По этой причине эта область меньше деформируется при отслоении каркаса от базиса.

Сжимающие напряжения на каркасе I-ЛХ больше, чем на каркасе II-ЛХ при меньшей несущей способности ПСЗП. В случае каркаса II-ЛХ видно (рис. 7), что они максимальны в области перфорации, а в случае

каркаса I-ЛХ — в области креплений «ласточкин хвост» и отверстий, являющихся концентраторами напряжений. Как и в предыдущих случаях, концентрация напряжений в этих областях усиливается за счет их попадания в область изгиба базиса, возникающего по периферии (периметру) его закрепления. По этой причине слабая адгезия, перфорация и области крепления частично нивелируют влияние каркаса на прочность базиса.

С целью сравнения НДС протеза при армировании каркасом I-ЛХ с креплением «ласточкин хвост» (рис. 7) и без него (каркас I-ЛХ) на рис. 8 приведено распределение максимальных главных напряжений в протезе при варианте нагружения № 3; результаты приведены при уровне нагрузке — 14,6 Н, как и на рис. 7 для каркаса I-ЛХ.

При сравнении распределений максимальных главных напряжений (см. разрезы по плоскости XZ на рис. 7 и 8) при армировании каркасом I видно, что форма базиса с креплением «ласточкин хвост» (I-ЛХ) при одной и той же нагрузке искажена сильнее при наличии такого крепления, чем без него (I). Видно, что расслоение между каркасом и базисом больше в случае каркаса I без такого крепления (см. рис. 8) и, соответственно, напряжения в базисе и в каркасе меньше. При наличии крепления «ласточкин хвост», наоборот, отслоение проявляется в меньшей степени, а напряжения выше.

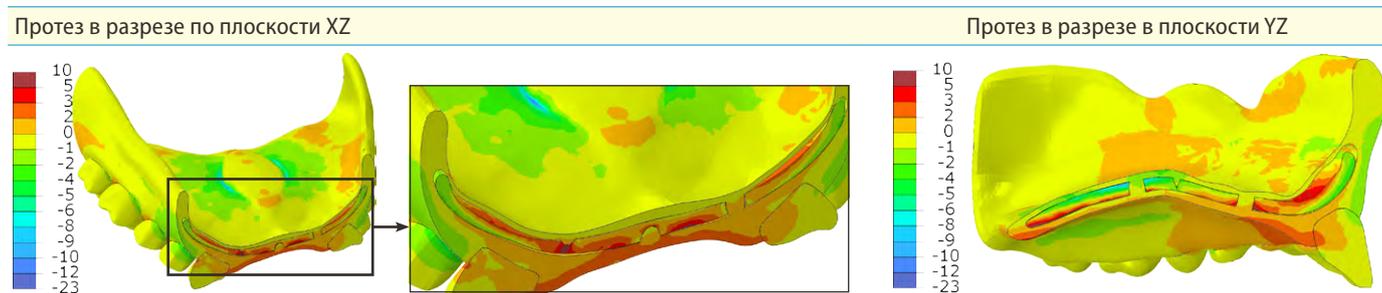


Рис. 8. Распределение максимальных главных напряжений в протезе (МПа) при варианте нагружения № 3; протез с каркасом I; (масштабный коэффициент визуализации деформации 50:1); нагрузка 14,6 Н

Fig. 8. Distribution of maximum main stresses in the prosthesis (MPa) under loading option No. 3; prosthesis with frame I; (scale coefficient of deformation visualization 50:1); load 14.6 N

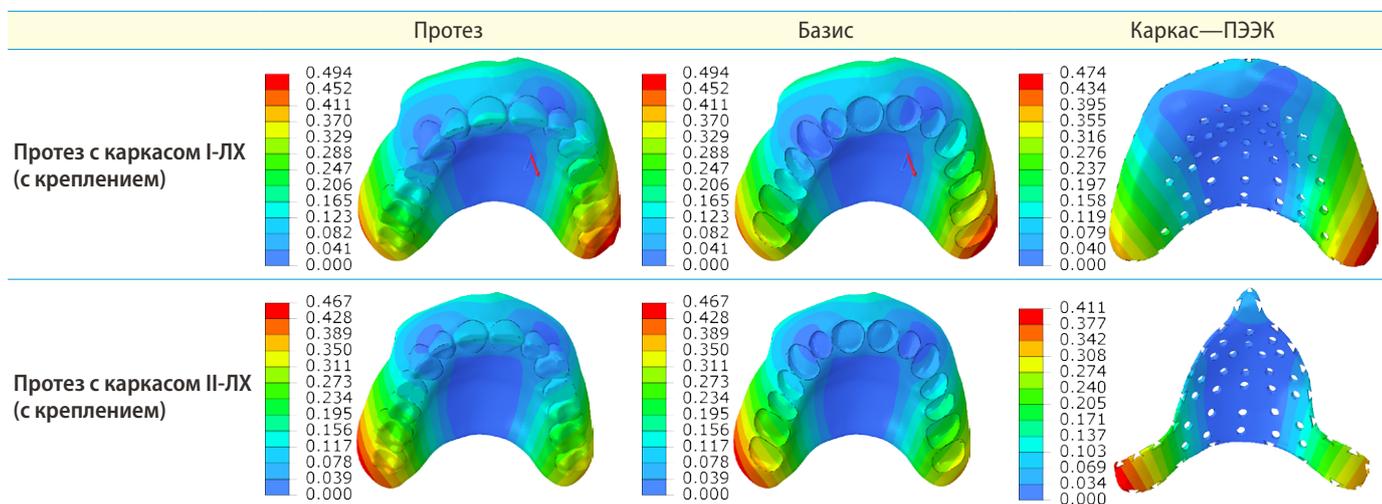


Рис. 9. Распределение максимальных перемещений в ПСЗП (мм) при варианте нагружения № 3 (14,6 Н) в протезе с каркасом I-ЛХ и II-ЛХ (с креплением «ласточкин хвост») при минимальной адгезии

Fig. 9. Distribution of maximum displacements in the hybrid CRD (mm) with loading options No. 3 (14.6 N) in a prosthesis with a frame I-DT and II-DT (with dovetail fasteners) with minimal adhesion

По этой причине наступление предельных сжимающих напряжений происходит при меньшей нагрузке.

При сравнении максимальных перемещений в ПСЗП при одной и той же нагрузке на один зуб 14,6 Н для протезов, армированных каркасами I-ЛХ и II-ЛХ (с креплением «ласточкин хвост») (рис. 9), видно, что перемещения во всех частях протеза в случае армированием каркаса II-ЛХ меньше, чем в случае каркаса I-ЛХ.

Из рассмотренных случаев распределения максимальных главных напряжений видно, что вследствие перегиба базиса максимальные растягивающие напряжения сосредоточены на внутренней поверхности базиса, а сжимающие — на наружной. Усиление напряжений на наружной поверхности протеза за счет условий его крепления, которые вызывают концентрацию напряжений, приводит к тому, что разрушение начинается в этой области базиса или в выемках под тяжи, а его причиной является действие сжимающих напряжений.

Таким образом, показано, что при некоторых нагрузках несущая способность протеза снижается вследствие использования каркаса I за счет перегиба базиса и отслоения от него каркаса в области перегиба. В то же время использование каркаса II не снижает несущей способности базиса при минимальной адгезии. Это обусловлено тем, что меньшая площадь каркаса (преимущественно сосредоточенная в небной области) не попадает в зону альвеолярного отростка. Именно в последней имеет место изгиб базиса при развороте зубов. Вследствие этого происходят увеличение напряжений в этой области, отслоение каркаса от базиса, и, наконец, деформация последнего.

Наличие крепления «ласточкин хвост» на каркасе II-ЛХ не оказывает влияния на несущую способность ПСЗП. В случае каркаса I-ЛХ наличие такого крепления повысило несущую способность до ~10% в первом случае нагружения, но снизило ее до ~10% в случае схемы нагружения № 3. Как было показано выше, это вызвано перераспределением напряжений в базисе, что повлияло на изменение его формы. При идеальной адгезии место подобного крепления является дополнительным концентратором напряжений, и в ряде случаев незначительно снижает несущую способность базиса на ~1—2% (в пределах ошибки вычислений).

Исходя из полученных результатов очевидно, что увеличением уровня адгезии каркаса к базису можно повысить несущую способность ПСЗП. Кроме этого,

ее можно повысить увеличением модуля упругости каркаса, за счет повышения его жесткости и, соответственно, сопротивления деформации.

Ниже приведена оценка влияния свойств армирующего каркаса и уровня его адгезии к базису на несущую способность протеза.

Чтобы оценить величины уровня адгезии и модуля упругости, требуемые для заметного повышения несущей способности каркасов I и II, были проведены прибросочные расчеты с уровнем адгезии каркаса к базису 30 МПа и модулем упругости каркаса 20 ГПа (в таблице). Такой уровень модуля упругости может быть достигнут, например, при армировании ПЭЭК стекловолоконной тканью.

Несущая способность базиса, армированного каркасами I и II, при увеличении уровня адгезии до 30 МПа больше, чем у неармированного базиса ~10% (за исключением каркаса I-ЛХ), а в случае повышения модуля упругости каркасов до 20 ГПа она на 35% выше, чем при более низком модуле упругости каркасов и минимальной адгезии.

Таким образом, полученные результаты показывают перспективность использования формы каркаса II для повышения несущей способности ПСЗП в случае материала каркаса из ПЭЭК при высоком уровне адгезии, например за счет использования адгезива. Также эффективным является обеспечение более высокого модуля упругости материала каркаса относительного чистого ПЭЭК (например, за счет армирования стекловолоконной тканью), даже при слабой адгезии между компонентами ПСЗП.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Анализ напряженного состояния ПСЗП на основе численного моделирования показал, что несущая способность армированного базиса ПСЗП зависит одновременно от трех взаимосвязанных параметров каркаса: его формы, материала и уровня его адгезии к базису. Кроме этих параметров, она также зависит от формы протезного ложа и его механических характеристик, их влияние будет исследовано в последующих работах.

Установлено, что при идеальной адгезии между ПЭЭК-каркасом и базисом предпочтительной является первоначальная форма каркаса (I), которая повышает несущую способность ПСЗП от ~15 до 25%

по сравнению с использованием неармированного базиса, а в случае трехлепестковой формы каркаса (II) несущая способность ПСЗП повышается от ~от 5 до 15%.

Показано, что при минимальной адгезии каркаса к базису (0,1 МПа) обе формы каркаса отслаиваются от базиса, что снижает несущую способность ПСЗП по сравнению со случаем идеальной адгезии базиса с каркасом. Установлено, что армирование базиса ПЭЭК-каркасом с трехлепестковой формой (каркас II) при его

Несущая способность армированного базиса ПСЗП в варианте нагружения № 1

Bearing capacity of the reinforced hybrid CRD base in loading option No. 1

Свойства модели	Каркас I	Каркас I-ЛХ	Каркас II	Каркас II-ЛХ
Минимальная адгезия 0,1 МПа, Н (модуль упругости каркаса 3,8 ГПа)	18,2	14,6	17,6	17,6
Уровень напряжений отрыва 30 МПа, Н (модуль упругости каркаса 3,8 ГПа)	18,8	16,4	18,4	18,6
Идеальная адгезия, Н (модуль упругости каркаса 3,8 ГПа)	19,2	19,2	18,4	18,8
Минимальная адгезия 0,1 МПа, Н (модуль упругости каркаса 20 ГПа)	23,3	22,4	23,0	23,0

Примечание. Несущая способность базиса без армирования равна 17,1 Н.

минимальной адгезии к базису не снижает несущую способность протеза и повышает ее при некоторых вариантах нагружения ~до 5%, в отличие от первоначальной формы каркаса (I), которая при минимальной адгезии снижает несущую способность протеза от ~15 до 25%. Это ограничивает ее применение (при условии слабой адгезии между ПЭЭК и ПММА) и делает более перспективным в этом случае ПЭЭК-каркас с трехлепестковой формой (каркас II).

Анализ НДС ПСЗП показал, что нагружение зубов по исследованным схемам вызывает их разворот и изгиб базиса и, как следствие, отслоение от него каркаса. По причине возникающего перегиба базиса максимальные растягивающие напряжения сосредоточены на его внутренней поверхности, а сжимающие — на наружной. Дополнительное развитие напряжений на наружной поверхности протеза за счет условий его крепления приводит к концентрации сжимающих напряжений, что вызывает разрушение в этих местах.

Показано, что за счет большей площади поверхности каркас I больше изгибается; это обуславливает большую площадь его отслоения от базиса по сравнению с каркасом II, что способствует большей деформации базиса. По этой причине при минимальной адгезии между ПММА и ПЭЭК целесообразно использовать трехлепестковую форму каркаса (II) совместно с креплением «ласточкин хвост» (II-ЛХ), что позволяет уменьшить площадь отслоения каркаса от базиса.

Показано, что при идеальной адгезии наличие крепления «ласточкин хвост» на ПЭЭК каркасе практически не влияет на несущую способность протеза. При минимальной адгезии его наличие на первоначальном каркасе (I-ЛХ) повышает несущую способность протеза на 10% по сравнению с его отсутствием для схемы

нагружения № 1, а для схемы № 3 снижает ее на 10%, за счет отслоения каркаса и искажения формы базиса. По этой причине при минимальной адгезии крепление «ласточкин хвост» для первоначальной формы каркаса (I-ЛХ) использовать нецелесообразно. При этом наличие крепления «ласточкин хвост» на трехлепестковом каркасе (II-ЛХ) при минимальной адгезии не влияет на несущую способность базиса.

Показано, что расположение отверстий (перфорации) и креплений «ласточкин хвост» в области перегиба протеза стимулирует отслоение и изгиб базиса, что также уменьшает несущую способность протеза, армированного каркасом I-ЛХ.

Показано, что с увеличением уровня адгезии до 30 МПа при минимальной адгезии несущая способность протеза при армировании каркасами I и II возрастает на ~10% по сравнению с отсутствием армирования, и в случае каркаса II достигает значений, как при идеальной адгезии. При увеличении модуля упругости материала каркаса до 20 ГПа она увеличивается на ~35% при минимальной адгезии. Определение необходимого уровня адгезии для разных форм армирующего каркаса при разных вариантах нагружения является темой для продолжения данного исследования.

Таким образом, показано, что в рамках разработанных моделей анализ напряженного состояния ПСЗП на основе численного моделирования позволяет выявить причины, влияющие на изменение несущей способности базиса протеза и сделать выбор необходимых параметров: формы каркаса, его материала и использования стоматологического адгезива.

Поступила/Received: 10.01.2026

Принята в печать/Accepted: 13.03.2026

ЛИТЕРАТУРА:

1. Gu D., et al. Major trends in population growth around the world. — *China CDC Wkly.* — 2021; 3 (28): 604—613. [PMID: 34594946](#)
2. Муртазаев Р.И. Возможности ортопедического лечения имплантационными замещающими конструкциями при полной потере зубов. — *Медицина и образование.* — 2020; 2 (6): 46. [eLibrary ID: 46166026](#)
3. GBD 2021 Oral Disorders Collaborators. Trends in the global, regional, and national burden of oral conditions from 1990 to 2021: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2021. — *Lancet.* — 2025; 405 (10482): 897—910. [PMID: 40024264](#)
4. Benzan H., Beltrán-Aguilar E. The global burden of oral diseases: stronger data for stronger action. — *Lancet.* — 2025; 405 (10482): 868—869. [PMID: 40089365](#)
5. Арутюнов С.Д., Афанасьева В.В., Степанов А.Г., Грачев Д.И. Клиническое применение усовершенствованной методики реставрации съемных пластиночных зубных протезов после поломки. — *Современные проблемы науки и образования.* — 2016; 1: 26. [eLibrary ID: 25509273](#)
6. Фролова Е.В., Турушева А.В., Трезубов В.Н., Розов Р.А., Кабанов М.Ю., Гветадзе Р.Ш., Арутюнов С.Д. Здоровое старение и состояние полости рта. — *Российский семейный врач.* — 2023; 1: 5—14. [eLibrary ID: 51286749](#)
7. Arakawa I., Al-Haj Husain N., Srinivasan M., Maniewicz S., Abou-Ayash S., Schimmel M. Clinical outcomes and costs of conventional and digital complete dentures in a university clinic: A retrospective study. — *J Prosthet Dent.* — 2022; 128 (3): 390—395. [PMID: 33610329](#)

REFERENCES:

1. Gu D., Andreev K., Dupre M.E. Major trends in population growth around the world. *China CDC Wkly.* 2021; 3 (28): 604—613. [PMID: 34594946](#)
2. Murtazaev R.I. The potential of orthopedic treatment using implant-supported prosthetic restorations in cases of complete tooth loss. *Medicine and Education.* 2020; 2 (6): 46 (In Russian). [eLibrary ID: 46166026](#)
3. GBD 2021 Oral Disorders Collaborators. Trends in the global, regional, and national burden of oral conditions from 1990 to 2021: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2021. *Lancet.* 2025; 405 (10482): 897—910. [PMID: 40024264](#)
4. Benzan H., Beltrán-Aguilar E. The global burden of oral diseases: stronger data for stronger action. *Lancet.* 2025; 405 (10482): 868—869. [PMID: 40089365](#)
5. Arutyunov S.D., Afanaseva V.V., Stepanov A.G., Grachev D.I. Clinical application of advanced techniques of restoration removable plate dentures after failure. *Modern Problems of Science and Education.* 2016; 1: 26 (In Russian). [eLibrary ID: 25509273](#)
6. Frolova E.V., Turusheva A.V., Trezubov V.N., Rozov R.A., Kabanov M.Y., Gvetadze R.S., Arutyunov S.D. Healthy aging and oral health. *Russian Family Doctor.* 2023; 1: 5—14 (In Russian). [DOI: 10.17816/RFD312945](#)
7. Arakawa I., Al-Haj Husain N., Srinivasan M., Maniewicz S., Abou-Ayash S., Schimmel M. Clinical outcomes and costs of conventional and digital complete dentures in a university clinic: A retrospective study. *J Prosthet Dent.* 2022; 128 (3): 390—395. [PMID: 33610329](#)

8. Афанасьева В.В., Лебеденко И.Ю., Грачев Д.И., Арутюнов С.Д. Повышение эффективности реставрации съемных пластиночных зубных протезов после поломки. — *Российский стоматологический журнал*. — 2014; 5: 4—6. [eLibrary ID: 22512487](#)
9. Ахметов Е.М., Федоров В.Е., Бухкамер Н.Ю., Ахметов С.Е., Баранчук И.Ю., Токарев К.Н., Штоль А.И., Степаненко Е.В., Когут Н.Н., Семенов В.М. Причины обращений пациентов за реставрациями съемных зубных протезов в период гарантийного срока. — *Институт стоматологии*. — 2019; 2 (83): 32—35. [eLibrary ID: 39184693](#)
10. Грязева Н.А. Улучшение физико-механических свойств базисов съемных пластиночных протезов путем введения высокомолекулярных арамидных нитей: дис. ... к.м.н. — М.: ЦНИИС, 2004. — 72 с.
11. Somani M.V., Khandelwal M., Punia V., Sharma V. The effect of incorporating various reinforcement materials on flexural strength and impact strength of polymethylmethacrylate: A meta-analysis. — *J Indian Prosthodont Soc*. — 2019; 19 (2): 101—112. [PMID: 31040543](#)
12. Zafar M.S. Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. — *Polymers (Basel)*. — 2020; 12 (10): 2299. [PMID: 33049984](#)
13. Карасева В.В. Применение армирующей кварцевой сетки для профилактики переломов базисов пластиночных съемных протезов у пациентов со сквозными дефектами твердого неба. — *Проблемы стоматологии*. — 2015; 5—6: 47—53. [eLibrary ID: 24817468](#)
14. Murthy H.B., Shaik S., Sachdeva H., Khare S., Haralur S.B., Roopa K.T. Effect of reinforcement using stainless steel mesh, glass fibers, and polyethylene on the impact strength of heat cure denture base resin — An in vitro study. — *J Int Oral Health*. — 2015; 7 (6): 71—9. [PMID: 26124604](#)
15. Rana M.H., et al. Influence of dental glass fibers and orthopedic mesh on the failure loads of polymethyl methacrylate denture base resin. — *Polymers (Basel)*. — 2021; 13 (16): 2793. [PMID: 34451331](#)
16. John J., Gangadhar S.A., Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. — *J Prosthet Dent*. — 2001; 86 (4): 424—7. [PMID: 11677538](#)
17. Арутюнов С.Д., Грачев Д.И., Мартыненко А.В. Медико-социальная работа с лицами пожилого и старческого возраста с полной утратой зубов. — *Проблемы социальной гигиены, здравоохранения и истории медицины*. — 2021; 3: 509—513. [eLibrary ID: 46230510](#)
18. Ito K., et al. Individual- and community-level social gradients of edentulousness. — *BMC Oral Health*. — 2015; 15: 34. [PMID: 25884467](#)
19. Ghanbari-Jahromi M., Bastani P., Jalali F.S., Delavari S. Factors affecting oral and dental services' utilization among elderly: a scoping review. — *BMC Oral Health*. — 2023; 23 (1): 597. [PMID: 37635217](#)
20. Porfiriev B.N., Shirov A.A., Yanushevich O.O., Grachev D.I., Polzikov D.A., Zolotnitskii I.V., Arutyunov S.D. Development of subsidized prosthodontic care: Socio-economic problems and opportunities. — *Studies on Russian Economic Development*. — 2023; 1: 68—76. [DOI: 10.1134/S1075700723010161](#)
21. Akhmedov K., Arutyunov D., Lomakin M., Bochkareva S., Panov I., Panin S., Mustafaev M., Mustafaeva S. Application of perforated PEEK framework for improving strength of a bases of removable complete denture for maxilla. — *Frattura ed Integrita Strutturale*. — 2025; 72: 280—294. [DOI: 10.3221/IGF-ESIS.72.20](#)
22. Арутюнов С.Д. Каркас для армирования базиса полного съемного зубного протеза. — Патент RU № 238420, действ. с 25.10.25.
23. Chizhnikov E.A., Arutyunov A.S., Muslov S.A., Bochkareva S.A., Panov I.L., Akhmedov G.D., Buslovich D.G., Panin S.V., Arutyunov S.D. Application of polyethylene terephthalate as a denture base material for manufacturing temporary removable complete dentures. — *Mechanics of Composite Materials*. — 2024; 2: 227—242. [DOI: 10.1007/s11029-024-10186-2](#)
24. Grachev D.I., Chizhnikov E.A., Stepanov D.Y., Buslovich D.G., Khulaev I.V., Deshev A.V., Kirakosyan L.G., Arutyunov A.S., Kardanova S.Y., Panin K.S., Panin S.V. Dental material selection for the additive manufacturing of removable complete dentures (RCD). — *Int J Mol Sci*. — 2023; 24 (7): 6432. [PMID: 37047405](#)
8. Afanas'eva V.V., Lebedenko I.Y., Grachev D.I., Arutyunov S.D. Improving the efficiency of restoration removable plate dentures after the failure. *Russian Journal of Dentistry*. 2014; 5: 4—6 (In Russian). [eLibrary ID: 22512487](#)
9. Ahmetov E.M., Fedorov V.E., Buhkamer N.Y., Ahmetov S.E., Baranchuk I.Y., Tokarev K.N., Shtol A.I., Stepanenko E.V., Kogut N.N., Semenyuk V.M. The reasons for the patient's treatment for the restoration of removable dentures during the warranty period. *The Dental Institute*. 2019; 2 (83): 32—35 (In Russian). [eLibrary ID: 39184693](#)
10. Gryazeva N.A. Improvement of the physical and mechanical properties of the bases of removable plate prostheses by introducing high-modulus aramid threads: master's thesis. Moscow: Central Research Institute of Dentistry, 2004. 72 p. (In Russian).
11. Somani M.V., Khandelwal M., Punia V., Sharma V. The effect of incorporating various reinforcement materials on flexural strength and impact strength of polymethylmethacrylate: A meta-analysis. *J Indian Prosthodont Soc*. 2019; 19 (2): 101—112. [PMID: 31040543](#)
12. Zafar M.S. Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. *Polymers (Basel)*. 2020; 12 (10): 2299. [PMID: 33049984](#)
13. Karaseva V.V. Reinforcing quartz mesh applications for prophylaxis of fractures of bases of laminar removable dentures for patients with perforating defects of the palate. *Actual Problems in Dentistry*. 2015; 5—6: 47—53 (In Russian). [eLibrary ID: 24817468](#)
14. Murthy H.B., Shaik S., Sachdeva H., Khare S., Haralur S.B., Roopa K.T. Effect of reinforcement using stainless steel mesh, glass fibers, and polyethylene on the impact strength of heat cure denture base resin An in vitro study. *J Int Oral Health*. 2015; 7 (6): 71—9. [PMID: 26124604](#)
15. Rana M.H., Shaik S., Hameed M.S., Al-Saleh S., AlHamdan E.M., Alshahrani A., Alqahtani A., Albaqawi A.H., Vohra F., Abduljabbar T. Influence of dental glass fibers and orthopedic mesh on the failure loads of polymethyl methacrylate denture base resin. *Polymers (Basel)*. 2021; 13 (16): 2793. [PMID: 34451331](#)
16. John J., Gangadhar S.A., Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J Prosthet Dent*. 2001; 86 (4): 424—7. [PMID: 11677538](#)
17. Arutyunov S.D., Grachev D.I., Martynenko A.V. The medical social work with individuals of elderly and senile age with total loss of teeth. *Problems of Social Hygiene, Public Health and History of Medicine*. 2021; 3: 509—513 (In Russian). [eLibrary ID: 46230510](#)
18. Ito K., Aida J., Yamamoto T., Ohtsuka R., Nakade M., Suzuki K., Kondo K., Osaka K., JAGES Group. Individual- and community-level social gradients of edentulousness. *BMC Oral Health*. 2015; 15: 34. [PMID: 25884467](#)
19. Ghanbari-Jahromi M., Bastani P., Jalali F.S., Delavari S. Factors affecting oral and dental services' utilization among elderly: a scoping review. *BMC Oral Health*. 2023; 23 (1): 597. [PMID: 37635217](#)
20. Porfiriev B.N., Shirov A.A., Yanushevich O.O., Grachev D.I., Polzikov D.A., Zolotnitskii I.V., Arutyunov S.D. Development of subsidized prosthodontic care: Socio-economic problems and opportunities. *Studies on Russian Economic Development*. 2023; 1: 68—76. [DOI: 10.1134/S1075700723010161](#)
21. Akhmedov K., Arutyunov D., Lomakin M., Bochkareva S., Panov I., Panin S., Mustafaev M., Mustafaeva S. Application of perforated PEEK framework for improving strength of a bases of removable complete denture for maxilla. *Frattura ed Integrita Strutturale*. 2025; 72: 280—294. [DOI: 10.3221/IGF-ESIS.72.20](#)
22. Arutyunov S.D. A frame for reinforcing the base of a complete removable denture. Patent RU № 238420, effective from 25.10.25 (In Russian).
23. Chizhnikov E.A., Arutyunov A.S., Muslov S.A., Bochkareva S.A., Panov I.L., Akhmedov G.D., Buslovich D.G., Panin S.V., Arutyunov S.D. Application of polyethylene terephthalate as a denture base material for manufacturing temporary removable complete dentures. *Mechanics of Composite Materials*. 2024; 2: 227—242. [DOI: 10.1007/s11029-024-10186-2](#)
24. Grachev D.I., Chizhnikov E.A., Stepanov D.Y., Buslovich D.G., Khulaev I.V., Deshev A.V., Kirakosyan L.G., Arutyunov A.S., Kardanova S.Y., Panin K.S., Panin S.V. Dental material selection for the additive manufacturing of removable complete dentures (RCD). *Int J Mol Sci*. 2023; 24 (7): 6432. [PMID: 37047405](#)