

DOI: 10.37988/1811-153X_2026_2_158

[А.Г. Степанов](#)¹,

д.м.н., профессор Института цифровой стоматологии

[С.В. Апресян](#)¹,

д.м.н., профессор, директор Института цифровой стоматологии

[П.А. Моссаковский](#)²,

к.ф.-м.н., ведущий научный сотрудник Института механики

[М.В. Джалалова](#)²,

к.ф.-м.н., старший научный сотрудник Института механики

[М.В. Копылов](#)¹,

врач-стоматолог, ассистент Института цифровой стоматологии

[З.А. Аветисян](#)¹,

врач-стоматолог, аспирант Института цифровой стоматологии

[О.П. Королькова](#)²,

научный сотрудник Института механики

¹ РУДН, 117198, Москва, Россия² МГУ им. М.В. Ломоносова, 119991, Москва, Россия

Численное исследование напряженно-деформированного состояния индивидуальной титановой сетки, предназначенной для направленной костной регенерации и фиксации несъемных зубных протезов

Аннотация. В работе рассмотрена геометрически сложная стоматологическая конструкция, способствующая направленной костной регенерации для исключения жевательной нагрузки на костный регенерат и имплантаты до их полного приживления. Конструкция включает нижнюю челюсть пациента, фиксированную посредством винтов в индивидуальную перфорированную титановую сетку с двумя опорами-абатментами, и фиксированным на этих опорах мостовидным несъемным зубным протезом с двумя коронками. Рассмотрены несколько вариантов нагружения: вертикальная нагрузка 100 Н на окклюзионные поверхности двух коронок (вариант 1) и такая же нагрузка под углом 45° в различных плоскостях (варианты 2, 3 и 4). Результаты решения контактной задачи показали минимальное перемещение верхней поверхности титановой сетки при вертикальной нагрузке (вариант 1) — 10 мкм; при угловых нагрузках значения перемещений увеличились более чем в 4 раза. Максимальные напряжения в губчатой и кортикальной кости во всех вариантах получились незначительными и находятся в безопасном интервале. Максимальное напряжение в титановой сетке при вертикальной нагрузке (вариант 1)

равно 411 МПа, при угловых нагрузках максимальные напряжения значительно больше — их величины превышают 1000 МПа и находятся в области пластических деформаций. Для уменьшения напряжения в самой титановой сетке даны рекомендации по ее толщине и более правильному расположению отверстий в ней.

Ключевые слова: индивидуальная титановая сетка, направленная костная регенерация, 3D-печать, напряженно-деформированное состояние, математическое моделирование

ДЛЯ ЦИТИРОВАНИЯ:

Степанов А.Г., Апресян С.В., Моссаковский П.А., Джалалова М.В., Копылов М.В., Аветисян З.А., Королькова О.П. Численное исследование напряженно-деформированного состояния индивидуальной титановой сетки, предназначенной для направленной костной регенерации и фиксации несъемных зубных протезов. — *Клиническая стоматология*. — 2026; 29 (2): 158—166. DOI: 10.37988/1811-153X_2026_2_158

[A.G. Stepanov](#)¹,

Doctor of Science in Medicine, professor of the Institute of Digital Dentistry

[S.V. Apresyan](#)¹,

Doctor of Science in Medicine, professor, director of the Institute of Digital Dentistry

[P.A. Mossakovsky](#)²,

PhD in Physics and Mathematics, leading researcher of the Institute of Mechanics

[M.V. Dzhahalova](#)²,

PhD in Physics and Mathematics, senior researcher of the Institute of Mechanics

[M.V. Kopylov](#)¹,

dentist, assistant at the Institute of Digital Dentistry

[Z.A. Avetisyan](#)¹,

dentist, postgraduate of the Institute of Digital Dentistry

[O.P. Korolkova](#)²,

research fellow at the Institute of Mechanics

¹ RUDN University, 117198, Moscow, Russia² Lomonosov Moscow State University, 119991, Moscow, Russia

Numerical study of the stress-strain state of an individual titanium mesh designed for targeted bone regeneration and fixation of fixed dentures

Annotation. The paper considers a geometrically complex dental structure that promotes directed bone regeneration to eliminate chewing load on the bone regeneration and implants until they are fully engrafted. The design includes the patient's lower jaw, an individual perforated titanium mesh fixed with screws with two abutment supports, and a fixed bridge-like dental prosthesis with two crowns fixed on these

supports. Several loading options were considered: vertical force 100 N on the occlusal surfaces of two crowns (variant 1) and the same load at an angle of 45° in different planes (variants 2, 3 and 4). The results of solving the contact problem showed a minimum displacement of the upper surface of the titanium mesh under vertical load (variant 1) — 10 µm; under angular loads, the displacement values increased

more than 4 times. The maximum stresses in the spongy and cortical bones in all variants were insignificant and were within the safe range. The maximum stress in the titanium mesh under vertical load (variant 1) was 411 MPa, under angular loads, the maximum stresses are significantly higher, and their values exceed 1000 MPa and are in the area of plastic deformations. To reduce the stress in the titanium mesh itself, recommendations are given on the thickness of the mesh and a more correct arrangement of the holes in it.

ВВЕДЕНИЕ

Современная стоматология активно развивается, и сложные клинические случаи, предполагающие многоэтапные оперативные вмешательства, включающие направленную костную и тканевую регенерацию, дентальную имплантацию, непосредственное временное и постоянное протезирование, осуществляются в одно посещение [1]. Недостаток костной ткани, возникающий в результате хирургических вмешательств, травм, удаления зубов или возрастных дегенеративных изменений, является актуальной проблемой в дентальной имплантологии [2]. Для восстановления костной ткани в области альвеолярного отростка широко применяется метод направленной костной регенерации [3]. Ключевую роль в этих процессах играет барьерная мембрана, которая изолирует костный дефект от окружающей соединительной ткани, предотвращая врастание мягких тканей и создавая оптимальные условия для остеогенеза за счет миграции и пролиферации остеобластов [4].

Идеальные барьерные мембраны должны обладать биосовместимостью, способностью к клеточной адгезии, полной интеграцией в ткани, клинической управляемостью, необходимыми пространственными характеристиками и адекватными физическими свойствами. В зависимости от их способности к биодеградации мембраны классифицируются на резорбируемые и нерезорбируемые [5].

На сегодняшний день разработано множество методик направленной костной регенерации, и каждая эффективна в определенных клинических ситуациях. Все они предполагают стабилизацию костного графта различными методами, которые различаются по эффективности, времени выполнения и травматичности. Некоторые этапы и материалы могут негативно влиять на прогноз и результат.

Современные аддитивные технологии позволяют создавать титановые каркасы для увеличения объема костной ткани и одномоментной временной имплантации. Эти каркасы демонстрируют высокую биосовместимость и механическую прочность, что делает их перспективным инструментом в стоматологической практике [6].

Цифровые технологии значительно расширяют возможности в стоматологии, обеспечивая высокую точность изготовления конструкций. Виртуальное планирование операций и использование шаблонов для позиционирования имплантатов стали стандартом [7].

Key words: individual titanium mesh, targeted bone regeneration, 3D printing, stress-strain state, mathematical modeling

FOR CITATION:

Stepanov A.G., Apresyan S.V., Mossakovsky P.A., Dzhalalova M.V., Kopylov M.V., Avetisyan Z.A., Korolkova O.P. Numerical study of the stress-strain state of an individual titanium mesh designed for targeted bone regeneration and fixation of fixed dentures. *Clinical Dentistry (Russia)*. 2026; 29 (2): 158—166 (In Russian). DOI: 10.37988/1811-153X_2026_2_158

Однако вопросы временного протезирования при дентальных имплантациях остаются актуальными [8].

Коллективом авторов была разработана индивидуализированная титановая сетка с элементами фиксации временных несъемных протезов, обеспечивающая ортопедическую реабилитацию пациентов с дистально неограниченными дефектами зубных рядов в условиях ограниченной возможности немедленной дентальной имплантации [9]. Ряд численных работ, в частности [10, 11], сфокусирован на анализе исключительно самих каркасных сеток для обеспечения фиксации в челюстной кости без зубных протезов.

Цель исследования — оценка конструктивных характеристик разработанной индивидуальной титановой сетки, предназначенной для направленной костной регенерации и фиксации несъемных зубных протезов в математическом эксперименте. Ранее аналогичная задача для конструкции иного типа была впервые решена авторами данной статьи в работе [12].

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В рамках решения задач математического моделирования биомеханических характеристик стоматологической конструкции было выделено несколько ключевых этапов, направленных на всесторонний анализ напряженно-деформированного состояния элементов системы. На первом этапе осуществлялось построение персонифицированной конечно-элементной модели, включающей анатомически достоверное воспроизведение нижней челюсти пациента с дифференциацией кортикального и губчатого компонентов костной ткани, а также всех элементов ортопедической конструкции. Модель включала индивидуальную перфорированную титановую сетку, фиксированную винтовыми соединениями, два опорных абатмента и несъемный мостовидный протез с двумя коронками.

Далее формировались расчетные сценарии, имитирующие нагрузочные воздействия, характерные для жевательной функции, с целью оценки параметров напряженно-деформированного состояния конструкции в ответ на приложенные силы. Особое внимание уделялось определению максимальных линейных перемещений верхней поверхности титановой сетки, а также локализации и величине максимальных эквивалентных напряжений как в самой сетке, так и в окружающей костной ткани (включая кортикальный и губчатый слои).

Рассмотрено четыре расчетных сценария нагружения:

- 1) вертикальная нагрузка 100 Н, направленная ортогонально к окклюзионным поверхностям (вариант 1);
- 2) нагрузка 100 Н, приложенная под углом 45° в плоскости ZY глобальной системы координат (вариант 2);
- 3) аналогичная нагрузка в плоскости ZX (вариант 3);
- 4) нагрузка под углом 45° в плоскости ZY, но относительно локальной системы координат (вариант 4).



Рис. 1. Фасетная модель перфорированной титановой сетки
Fig. 1. Facet model of perforated titanium mesh

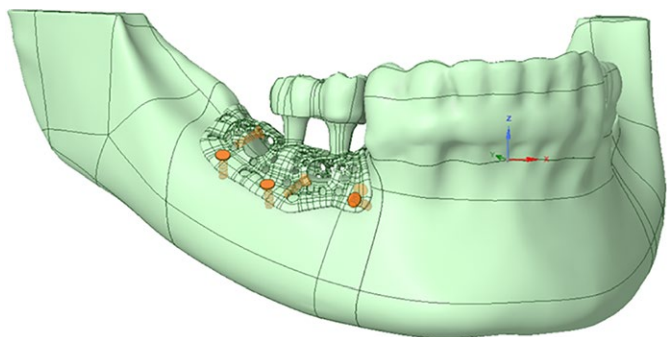


Рис. 2. Твёрдотельная модель всей конструкции и нижней челюсти
Fig. 2. Solid model of the entire structure and the lower jaw

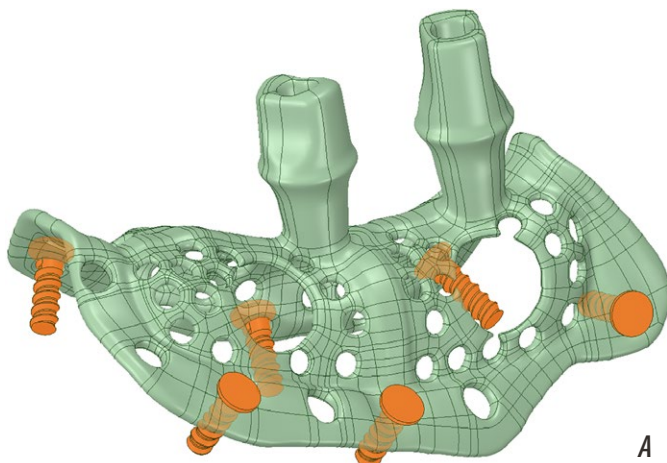


Рис. 3. Твёрдотельные модели отдельных частей конструкции:
А — сетка с винтами, В — полупрозрачная твёрдотельная модель сетки с вырезанной частью челюсти (кортикальная кость обозначена желтым цветом, губчатая — оранжевым)

Представленный подход позволил комплексно оценить механическую эффективность выбранного типа конструкции, спрогнозировать зоны потенциального перегрузочного воздействия и обосновать рациональность применения индивидуализированных опорно-фиксационных элементов при протезировании в условиях частичного отсутствия зубов.

На рис. 1 представлена фасетная модель индивидуальной титановой сетки толщиной 0,5 мм, повторяющая анатомические контуры челюсти, монолитно соединенная с абатментами для фиксации временного мостовидного зубного протеза. По нижнему краю конструкции имеются отверстия, через которые титановая сетка фиксируется к костной ткани челюсти миниатюрными хирургическими винтами. Аналогичные отверстия расположены с язычной стороны. Большие круглые отверстия в конструкции служат для внесения остеопластического материала. Эта модель состоит из 200 тысяч граней.

Для получения виртуальной модели титановой сетки и челюсти пациенту до операции проводят компьютерную томограмму (КТ) всех необходимых объектов, данные КЛКТ челюстей экспортируются в виде DICOM-файла в среду облачного искусственного интеллекта Diagnocat, а затем с помощью встроенной функции данного ПО создаются 3D-модели необходимых сегментов челюстей и зубов в формате STL. С помощью специальной компьютерной программы Ansys SpaceClaim (Synopsys, США) фасетные модели всех составляющих частей конструкции переводятся в твердотельные модели. На рис. 2 изображена твердотельная модель полной конструкции с челюстью, на рис. 3 и 4 показаны твердотельные модели отдельных частей конструкции.

Нижняя челюсть разделена на 3 части для того, чтобы часть челюсти под сеткой с винтами и протезом (две коронки) можно было разбить на более мелкие элементы. На границах стыковки всех частей конструкции элементы-тетраэдры создавались таким образом, чтобы они полностью совпадали (см. рис. 4).

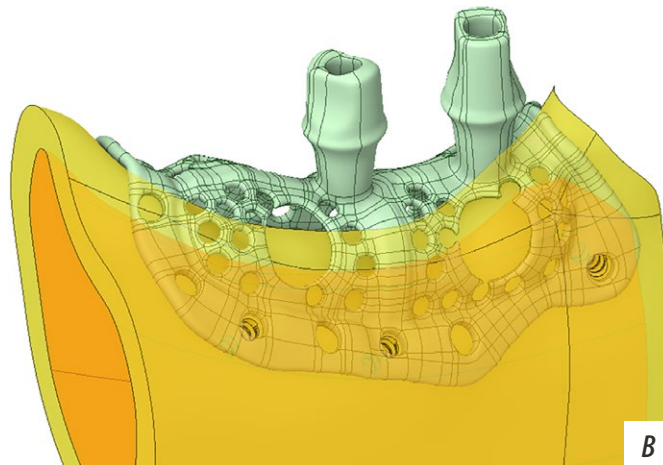


Рис. 3. Solid models of individual parts of the structure: A — mesh with screws, B — translucent solid model of the mesh with a cut-out part of the jaw (cortical bone in yellow, spongy bone in orange)

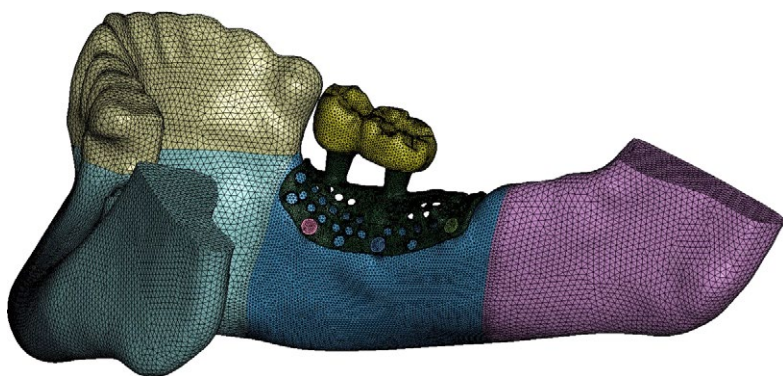


Рис. 4. Конечно-элементная модель челюсти с титановой сеткой
Fig. 4. Finite element model of the jaw with a titanium mesh

На рис. 5А показаны конечно-элементная модель винта и специально вырезанного небольшого цилиндра в костной ткани вокруг винта для лучшей визуализации (после решения задачи) распределения напряжений возле резьбы винта; на рис. 5В — зубной протез, имеющий углубления со штырями по центру для более крепкого соединения, пространство между штырями и титановыми опорами-абатментами, монолитно соединенными с титановой сеткой, заполняется цементом.

На рис. 6 изображена полупрозрачная конечно-элементная модель средней части конструкции: сетка с фиксированным протезом, винты и полупрозрачные кортикальная и губчатая кости. Сетка крепится к челюсти шестью винтами длиной 4 мм и диаметром 1,2 мм — тремя снаружи и тремя с язычной стороны, кортикальная кость создавалась толщиной 2 мм.

Физико-механические характеристики материалов представлены в табл. 1.

Таблица 1. Механические свойства объектов, составляющих изучаемый сегмент

Table 1. Mechanical properties of the objects forming the segment under study

Объект	Модуль Юнга, ГПа	Коэффициент Пуассона
Цемент	12	0,25
Фотополимерная пластмасса	2,85	0,40
Кортикальная кость	15	0,26
Губчатая кость	1,22	0,31
Титановая сетка	120	0,34

РЕЗУЛЬТАТЫ

Вертикальная нагрузка 100 Н на 2 коронки

Для решения задачи геометрически сложной стоматологической конструкции, состоящей из нижней челюсти, фиксированной на нее индивидуальной титановой перфорированной мембраны с двумя опорами-абатментами и фиксированным на этих опорах мостовидным несъемным зубным протезом, использовался метод конечных элементов.

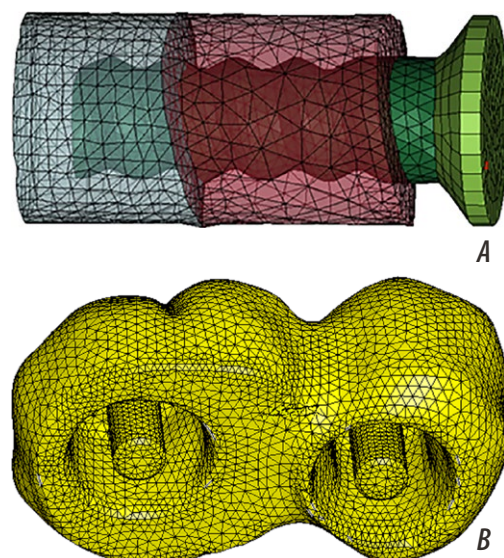


Рис. 5. Конечно-элементные модели: А — винта (розовым цветом обозначена кортикальная кость, серо-голубым — губчатая кость); В — коронки (вид изнутри)
Fig. 5. Finite element models: A — screw (cortical bone is shown in pink, spongy bone in gray-blue); B — crowns (inside view)

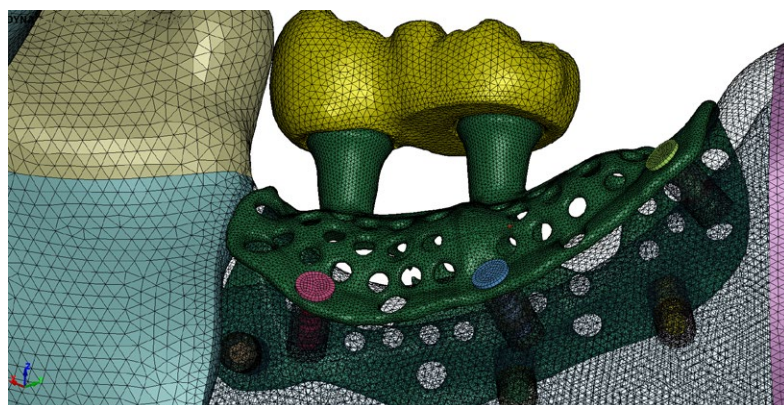


Рис. 6. Полупрозрачная конечно-элементная модель средней части конструкции
Fig. 6. Translucent finite element model of the middle part of the structure

При решении контактной задачи в качестве граничных условий по перемещениям сделано закрепление по боковым частям челюсти по всем степеням свободы — перемещения запрещены по направлениям X, Y и Z, т.е. $U_x=U_y=U_z=0$. Нагрузка 100 Н действует на окклюзионные поверхности двух коронок протеза. На границе контактов создавались контактные пары: 2 контактные пары между цементом и мостовидным протезом (в местах крепления опор сетки с протезом) имеют склейку-контакт, 6 контактных пар винтов с сеткой, 1 контакт сетки с кортикальной костью, 6 контактных пар винтов с кортикальной костью и 6 контактных пар винтов с губчатой (склейка-контакт). Для решения контактной задачи применялся метод штрафных функций и итерационный метод пошагового приращения нагрузки Ньютона—Рафсона. Во всей конструкции количество элементов-тетраэдров порядка двух миллионов.

На рис. 7 показано распределение перемещений при вертикальной нагрузке 100 Н на 2 коронки. Максимальное напряжение 411 МПа находится в месте, обведенном желтым кружком на рис. 8 — слишком

тонкий перешеек между маленьким и большим отверстиями. Для предотвращения давления на помещенный внутрь сетки остеопластический материал, замещающий утраченную костную ткань, перемещения верхней

поверхности сетки должны быть незначительными. Чтобы вычислить значение перемещения верхней части сетки, надо определить его относительную величину, а именно: из величины перемещения на верхней части сетки следует вычесть величину значения перемещения на ее нижней части. Для более точного определения перемещения верхней поверхности сетки построен график (рис. 9). Для этого выбирали 2 точки: одна на верхней поверхности сетки, другая — на ее нижней части. График отображает изменение суммарного перемещения по координатным осям от безразмерного параметра нагружения в двух точках: на верхней (пик 61,9 мкм на красной линии) и нижней (52,1 мкм, зеленая линия) поверхности сетки. Нагрузка прикладывалась линейно от безразмерного параметра нагружения. Следовательно, действительное перемещение верха сетки равно их разности ($61,9 - 52,1 \approx 10$ мкм).

Важно знать возникающие напряжения в кортикальной (рис. 10) и губчатой кости (рис. 11), так как

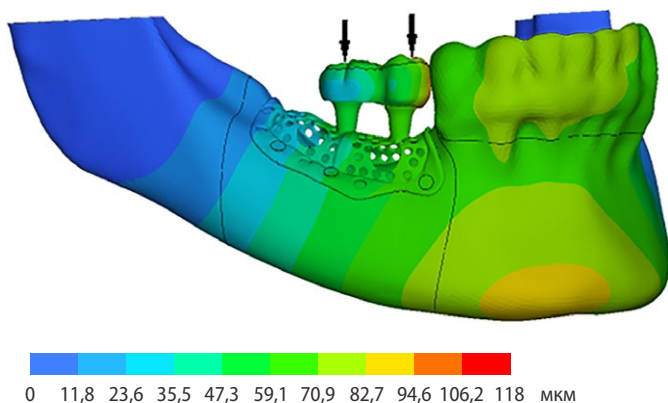


Рис. 7. Распределение перемещений. Закрепление шестью винтами, вертикальная нагрузка 100 Н на 2 коронки

Fig. 7. Distribution of displacements. Fastening with six screws. Vertical load 100 N on 2 crowns

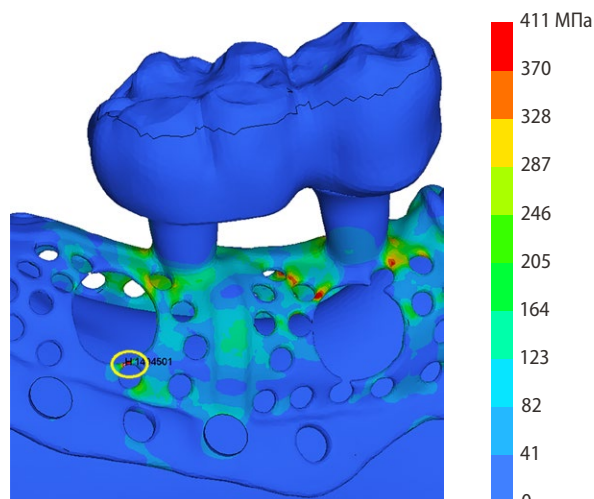


Рис. 8. Распределение напряжений в сетке. Закрепление шестью винтами, нагрузка 100 Н на 2 коронки

Fig. 8. Stress distribution in the mesh. Fastened with six screws. Load 100 N per 2 crowns

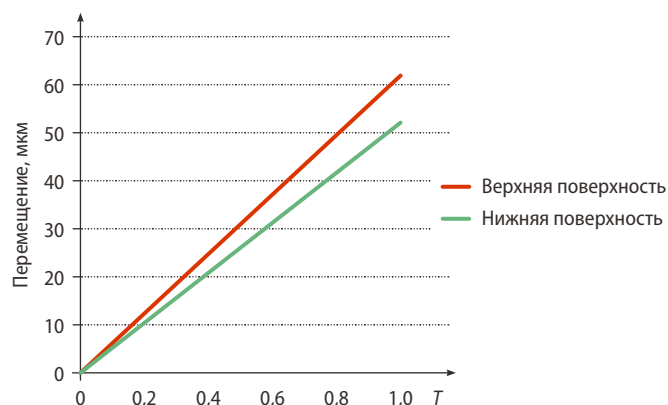


Рис. 9. Зависимость относительного перемещения точек на верхней и нижней поверхности сетки от параметра T

Fig. 9. Dependence of the relative displacement of points on the upper and lower surfaces of the mesh of dimensionless loading parameter T

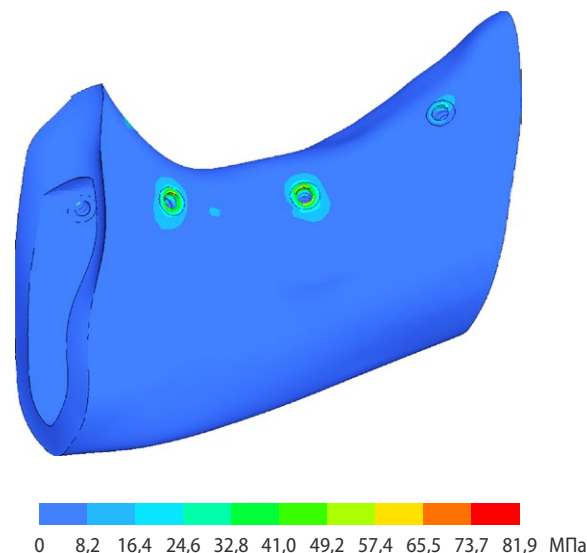


Рис. 10. Распределение напряжений в кортикальной кости (средняя часть челюсти под сеткой). Нагрузка $F=100$ Н на 2 коронки, $\sigma_{\max}=81,91$ МПа

Fig. 10. Stress distribution in the cortical bone (middle part of the jaw under the mesh). Load $F=100$ N on 2 crowns, $\sigma_{\max}=81,91$ МПа

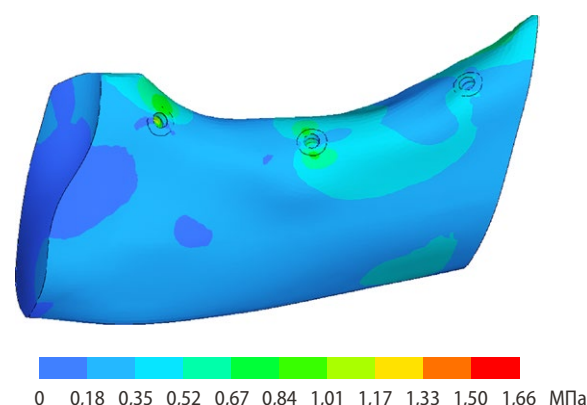


Рис. 11. Распределение напряжений в губчатой кости.

Нагрузка $F=100$ Н на 2 коронки. $\sigma_{\max}=1,66$ МПа

Fig. 11. Stress distribution in cancellous bone. Load $F=100$ N on 2 crowns. $\sigma_{\max}=1,66$ МПа

в них может произойти разрушение возле резьбы винтов. Максимальное значение напряжения $\sigma_{\max}$ в кортикальной кости составило 81,91 МПа, а в губчатой — 1,66 МПа. Поскольку предел прочности для обеих костей значительно выше (в среднем 400 и 10 МПа соответственно), деструкции в них быть не должно. Значение $\sigma_{\max}=160$ МПа для титановых винтов весьма незначительное, так как предел прочности для титана находится около 1000 МПа.

Нагрузка под углом 45° в плоскости ZY

Граничные условия по перемещениям такие же, как и в предыдущем разделе при вертикальной нагрузке (рассматривается та же конструкция). На две коронки под углом 45° в плоскости ZY глобальной системы координат действует нагрузка $F=100$ Н (рис. 12). На рисунке отображены только сетка и протез, поскольку именно в этих конструктивных элементах локализованы максимальные перемещения. Наибольшие значения зафиксированы в области коронки (выделено красным цветом). Однако для оценки стабильности системы критически важно знать деформации верхней поверхности сетки. Для их определения по двум выбранным точкам был построен график зависимости относительного интегрального перемещения по осям x , y , z от безразмерного параметра нагружения (рис. 13), аналогично варианту с вертикальным нагружением. На графике красная линия показывает изменение параметра для верхней поверхности сетки (конечное значение 97,9 мкм), а зеленая — для нижней поверхности (53,2 мкм).

Нагрузка прикладывалась линейно от безразмерного параметра нагружения. Следовательно, действительное перемещение верха сетки равно разности $\Delta_{\max}=97,9-53,2=43$ мкм.

Рис. 14 показывает распределение напряжений, причем максимальное значение 1078 МПа находится в месте, обведенном желтым кружком. При вертикальной

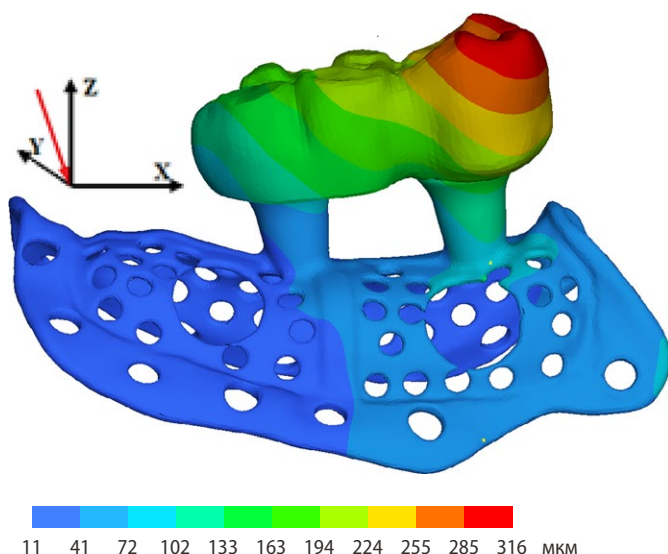


Рис. 12. Распределение перемещений. Закрепление шестью винтами, нагрузка 100 Н на 2 коронки под углом 45° в плоскости ZY
Fig. 12. Distribution of displacements. Fastened with six screws. Load 100 N on two crowns at an angle of 45° in the ZY plane

нагрузке значение $\sigma_{\max}=611$ МПа находилось в другом месте, но аналогично, тоже в тонком перешейке между

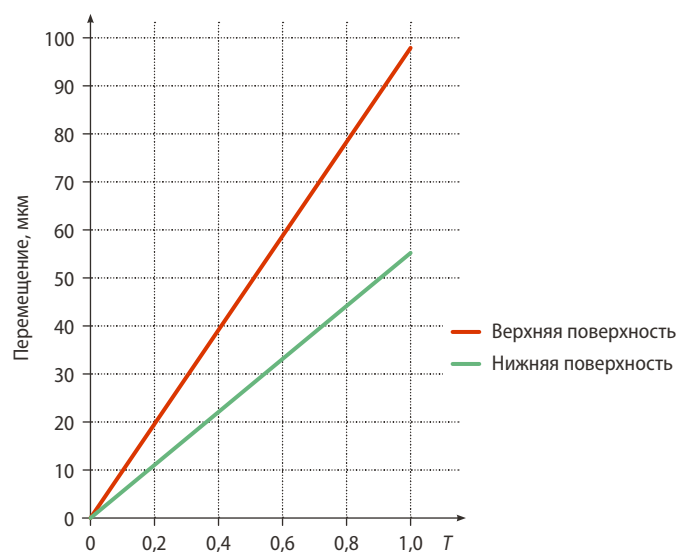


Рис. 13. Зависимость относительного перемещения точек на верхней и нижней поверхности сетки от безразмерного параметра нагружения T. Нагружение под углом 45° в плоскости ZY
Fig. 13. Dependence of the relative displacement of points on the upper and lower surfaces of the mesh on the dimensionless loading parameter T. Loading at an angle of 45° in the ZY plane

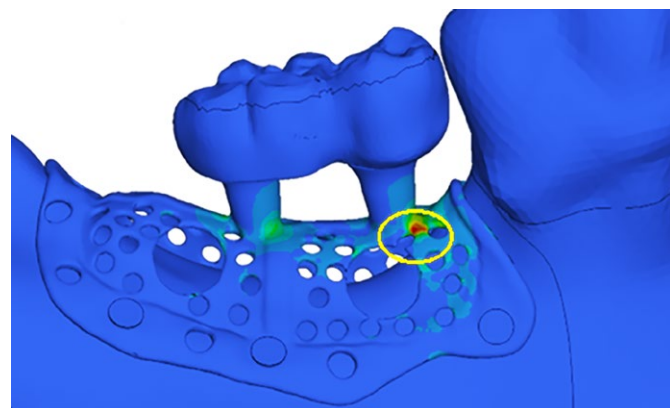


Рис. 14. Распределение напряжений в сетке. Закрепление шестью винтами, нагрузка 100 Н на 2 коронки. $\sigma_{\max}=1078$ МПа
Fig. 14. Stress distribution in the mesh. Fastened with six screws. Load 100 N per 2 crowns, $\sigma_{\max}=1078$ MPa

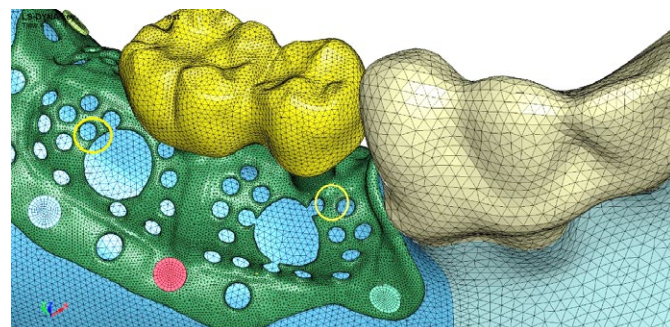


Рис. 15. Часть конечно-элементной модели
Fig. 15. Part of the finite element model

маленьким и большим отверстиями. На рис. 15 более четко видно это опасное место — тонкий перешеек между маленьким и большим отверстиями, в котором на предыдущем рисунке в этом месте показано $\sigma_{\max}=1078$ МПа.

На рис. 16 показана используемая при моделировании зависимость истинных напряжений от пластических деформаций (по Мизесу), полученная в эксперименте для титанового сплава. Полученные в расчетах значения пластических деформаций (~0,5%) существенно ниже предельных для материала значений (~15%). При этом «запас» по напряжениям составляет более 250 МПа.

График на рис. 17 показывает зависимость интенсивности истинных напряжений (по Мизесу) от величины нагрузки: например, при нагрузке 20 Н значение напряжения равно 300 МПа, при $F=40$ Н значение напряжения равно 600 МПа и т.д. Следующие рис. 18 и 19 показывают напряжения в кортикальной и губчатой кости соответственно.

Максимальные значения напряжений, составляющие 148,8 МПа в кортикальной кости и 2,05 МПа в губчатой, сосредоточены в одном из канальцев для винтов. Сами винты полностью проходят через кортикальный слой и частично заходят в губчатый. Аналогично проведены расчеты для определения перемещений и напряжений в сетке и костной ткани с нагрузкой 100 Н на 2 коронки под углом 45° в плоскости ZX глобальной системы координат (рис. 20А — вариант 3) и в плоскости ZY локальной системы координат (рис. 20В — вариант 4). Максимальные напряжения губчатой кости незначительные:

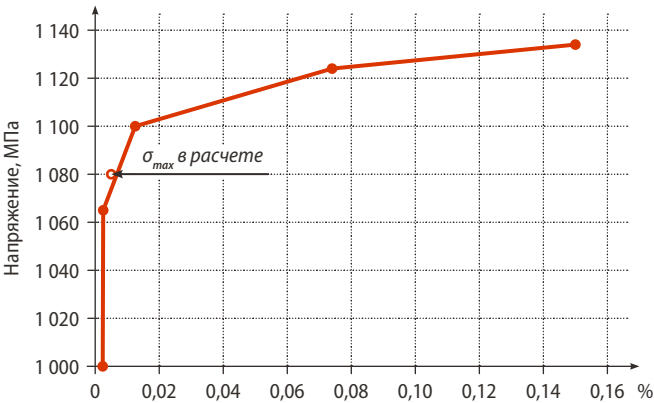


Рис. 16. Зависимость напряжений от пластических деформаций
Fig. 16. Dependence of stresses on plastic deformations

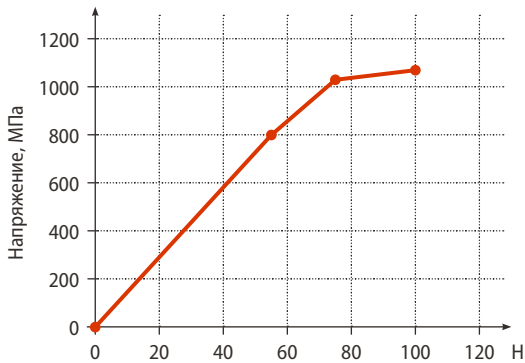


Рис. 17. Зависимость напряжений от величины нагрузки
Fig. 17. Dependence of stress (MPa) on load value (N)

от 1,66 до 3,81 МПа, $\sigma_{\max}$ в кортикальной кости выше при угловых нагрузках по сравнению с вертикальной и находятся в безопасном интервале (табл. 2).

Таблица 2. Максимальные напряжения в костной ткани, МПа
Table 2. Maximum stress in bone tissue, MPa

	Кортикальная кость	Губчатая кость
Вариант 1	81,9	1,66
Вариант 2	148,8	2,05
Вариант 3	118,2	3,41
Вариант 4	152,5	3,81

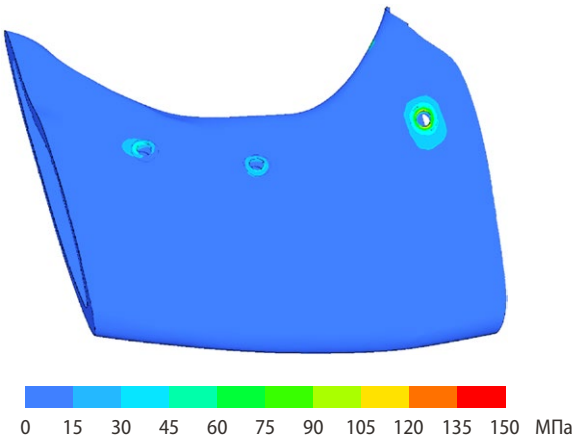


Рис. 18. Напряжения в кортикальной кости
Fig. 18. Stresses in cortical bone

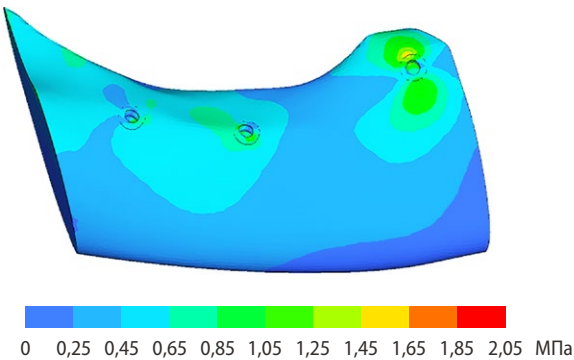


Рис. 19. Напряжения в губчатой кости
Fig. 19. Stresses in spongy bone

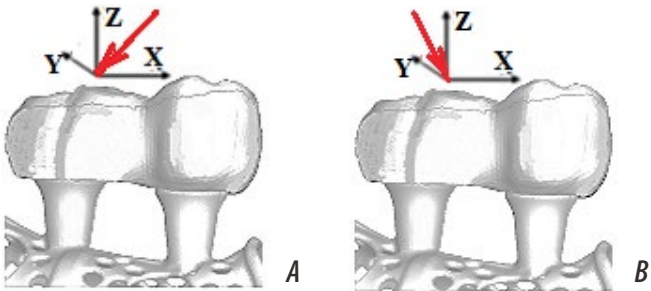


Рис. 20. А — вариант 3, направление нагрузки в плоскости ZX глобальной системы координат; В — вариант 4, в плоскости ZY локальной системы координат
Fig. 20. А — Variant 3, load direction in the ZX plane of the global coordinate system; В — Variant 4, in the ZY plane of the local coordinate system

В табл. 3 показаны значения максимальных напряжений и максимальных перемещений верхней поверхности титановой сетки соответственно. При вертикальной нагрузке (вариант 1) $\sigma_{\max}=411$ МПа, но при угловых нагрузках для вариантов 2, 3 и 4 максимальные напряжения значительно возросли, их величины превышают 1000 МПа и находятся в области пластических деформаций. Как уже было отмечено выше, полученные в расчетах значения пластических деформаций существенно ниже предельных.

Что касается перемещений верхней части титановой сетки, в варианте 1 при вертикальной нагрузке значение максимального перемещения равно 10 мкм, в то время как при угловых нагрузках это значение существенно увеличилось — более чем в 4 раза (см. табл. 3).

Таблица 3. Максимальные напряжения и перемещения в титановой сетке

Table 3. Maximum stresses and displacements in titanium mesh

	Макс. напряжение, МПа	Макс. перемещение верха титановой сетки, мкм
Вариант 1	411	10
Вариант 2	1078	43
Вариант 3	1077	48
Вариант 4	1101	48

ОБСУЖДЕНИЕ

Анализ перемещений показал, что минимальные значения линейных деформаций наблюдаются при вертикальном нагружении (вариант 1) — не превышающие 10 мкм на верхней поверхности титановой сетки, что свидетельствует о высокой жесткости системы при симметричной нагрузке. При косвенном нагружении под углом 45° (варианты 2–4) амплитуда перемещений увеличивается более чем в 4 раза, указывая на рост изгибающих и сдвигающих компонентов нагрузки, что потенциально может снижать точность позиционирования протетических компонентов.

В части оценки напряжений установлено, что в губчатой костной ткани значения максимальных напряжений находились в пределах 1,66–3,81 МПа и не превышали физиологически допустимых границ. В кортикальной кости зарегистрированы более высокие напряжения: при вертикальной нагрузке — 81,91 МПа, при наклонной — до 152 МПа, однако и эти значения остаются в пределах механической прочности костной ткани.

Наиболее значимые изменения отмечены в титановой сетке. При вертикальном нагружении напряжения

достигали 411 МПа, что соответствует зоне упругих деформаций материала. Однако при воздействии под углом 45° (во всех вариантах) напряжения в отдельных участках конструкции превышали 1000 МПа, что указывает на риск перехода в область пластической деформации. Зона максимальных напряжений во всех случаях локализовалась в наиболее уязвимом участке конструкции — между малым и большим перфорационными отверстиями сетки, что позволяет идентифицировать эту область как потенциальную зону разрушения или усталостного повреждения при функциональной нагрузке.

Полученные результаты подчеркивают необходимость конструктивной оптимизации перфорированной сетки с акцентом на перераспределение напряжений и повышение устойчивости к внеосевым нагрузкам.

На основе полученных данных была сформирована комплексная методика одномоментной дентальной имплантации с костной регенерацией и одновременным временным протезированием, ориентированная на клинические потребности пациентов с концевыми дефектами зубных рядов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На основе анализа напряженно-деформированного состояния титановой конструкции сформулированы практические рекомендации по ее проектированию. Во-первых, для повышения механической прочности и предотвращения пластических деформаций толщину индивидуальной сетки целесообразно увеличить сверх исходных 0,5 мм. Во-вторых, минимальный шаг между отверстиями перфорации в верхней трети изделия должен составлять не менее 4 мм. Данное ограничение особенно критично для тонкостенных участков, где избыточная плотность отверстий приводит к концентрации напряжений, локальному накоплению деформаций и формированию очагов разрушения.

ФИНАНСИРОВАНИЕ

Исследование выполнено в рамках государственного задания МГУ им. М.В. Ломоносова. Публикация подготовлена при поддержке Министерства науки и высшего образования РФ по соглашению № 075-03-2026-241 (FSSF-2026-0012).

FUNDING

The study was carried out under the state assignment of Lomonosov Moscow State University. Published with the support of the Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation under Agreement No. 075-03-2026-241 (FSSF-2026-0012).

Поступила/Received: 24.06.2025

Принята в печать/Accepted: 24.04.2026

ЛИТЕРАТУРА:

1. Аветисян З.А., Степанов А.Г., Апресян С.В., Копылов М.В. Разработка конструкции индивидуальной титановой мембраны с элементами фиксации временных несъемных зубных протезов. — В: сб. тезисов конференции «Актуальные вопросы стоматологии». — М.: РУДН, 2023. — С. 5—8. [eLibrary ID: 69210693](https://elibrary.ru/69210693)

REFERENCES:

1. Avetisyan Z.A., Stepanov A.G., Apresyan S.V., Kopylov M.V. Development of the design of an individual titanium membrane with fixation of temporary fixed dentures. In: abstracts of the "Topical issues in dentistry" conference. Moscow: RUDN University, 2023. Pp. 5—8 (In Russian). [eLibrary ID: 69210693](https://elibrary.ru/69210693)

2. Цицашвили А.М. Комплексное лечение пациентов с частичным отсутствием зубов при использовании дентальных имплантатов в условиях ограниченного объема костной ткани: дис. ... д.м.н. — М.: МГМСУ, 2020. — 336 с.
3. Elgali I., Omar O., Dahlin C., Thomsen P. Guided bone regeneration: materials and biological mechanisms revisited. — *Eur J Oral Sci.* — 2017; 125 (5): 315—337. [PMID: 28833567](#)
4. Мецуку И., Мураев А.А., Гажва Ю.В., Ивашкевич С.Г. Сравнительная характеристика различного типа барьерных мембран, используемых для направленной костной регенерации в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. — *Российский стоматологический журнал.* — 2017; 5: 291—296. [eLibrary ID: 30542317](#)
5. Ackland D.C., Robinson D., Redhead M., Lee P.V.S., Moskaljuk A., Dimitroulis G. A personalized 3D-printed prosthetic joint replacement for the human temporomandibular joint: From implant design to implantation. — *J Mech Behav Biomed Mater.* — 2017; 69: 404—411. [PMID: 28199931](#)
6. Саркисов Д.С., Степанов А.Г., Джалалова М.В., Апресян С.В., Королькова О.П. Численное исследование напряженно-деформированного состояния хирургических шаблонов. — *Клиническая стоматология.* — 2025; 1: 72—77. [eLibrary ID: 80557855](#)
7. Мураев А.А., Гажва Ю.В., Ивашкевич С.Г., Рябова В.М., Короткова Н.Л., Семенова Ю.А., Мецуку И.Н., Файзуллин Р.Л., Иванов С.Ю. Новый подход к объемной реконструкции сложных дефектов альвеолярной кости. — *Современные технологии в медицине.* — 2017; 2: 37—45. [eLibrary ID: 29863595](#)
8. Апресян С.В., Степанов А.Г., Варданян Б.А. Цифровой протокол комплексного планирования стоматологического лечения. Анализ клинического случая. — *Стоматология.* — 2021; 3: 65—71. [eLibrary ID: 46222733](#)
9. Степанов А.Г., Апресян С.В., Джалалова М.В., Копылов М.В., Аветисян З.А. Способ замещения костных дефектов челюстей с возможностью временного зубного протезирования на период интеграции дентальных имплантатов. — Патент #2793523, действ. с 04.04.2023.
10. Hao X., Wang W., Wang C., Han J., Zhang Y. Polyetherketoneketone mesh for alveolar bone augmentation: Geometric parameter design and finite element analysis. — *J Healthc Eng.* — 2023; 2023: 8487380. [PMID: 36760836](#)
11. Hoefert S., Taier R. Mechanical stress in plates for bridging reconstruction mandibular defects and purposes of double plate reinforcement. — *J Craniomaxillofac Surg.* — 2018; 46 (5): 785—794. [PMID: 29567342](#)
12. Джалалова М.В., Моссаковский П.А., Степанов А.Г., Королькова О.П., Апресян С.В., Копылов М.В. Исследование напряженно-деформированного состояния индивидуальной титановой сетки для направленной костной регенерации. — *Российский журнал биомеханики.* — 2025; 2: 96—109. [eLibrary ID: 82678264](#)
2. Tsitsiashvili A.M. Complex treatment of patients with partial absence of teeth using dental implants in conditions of limited bone tissue volume: dissertation. Moscow: Moscow State University of Medicine and Dentistry, 2020. 336 p. (In Russian).
3. Elgali I., Omar O., Dahlin C., Thomsen P. Guided bone regeneration: materials and biological mechanisms revisited. *Eur J Oral Sci.* 2017; 125 (5): 315—337. [PMID: 28833567](#)
4. Mecuku I., Muraev A.A., Gazhva J.V., Ivashkevich S.G. Comparative characteristics of various types of membranes used for bone grafting and guided tissue regeneration in dentistry and maxillofacial surgery. *Russian Journal of Dentistry.* 2017; 5: 291—296 (In Russian). [DOI: 10.18821/1728-2802-2017-21-5-291-296](#)
5. Ackland D.C., Robinson D., Redhead M., Lee P.V.S., Moskaljuk A., Dimitroulis G. A personalized 3D-printed prosthetic joint replacement for the human temporomandibular joint: From implant design to implantation. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017; 69: 404—411. [PMID: 28199931](#)
6. Sarkisov D.S., Stepanov A.G., Dzhahalova M.V., Apresyan S.V., Korolkova O.P. Numerical study of the stress-strain state of surgical templates. *Clinical Dentistry (Russia).* 2025; 1: 72—77 (In Russian). [DOI: 10.37988/1811-153X_2025_1_72](#)
7. Muraev A.A., Gazhva Y.V., Ivashkevich S.G., Riabova V.M., Korotkova N.L., Semyonova Y.A., Metsuku I.N., Faizullin R.L., Ivanov S.Y. A novel approach to alveolar bone complex defects 3D reconstruction. *Modern Technologies in Medicine.* 2017; 2: 37—45 (In Russian). [DOI: 10.17691/stm2017.9.2.04](#)
8. Apresyan S.V., Stepanov A.G., Vardanyan B.A. Digital protocol for comprehensive planning of dental treatment. Clinical case analysis. *Stomatology.* 2021; 3: 65—71 (In Russian). [DOI: 10.17116/stomat202110003165](#)
9. Stepanov A.G., Apresyan S.V., Dzhahalova M.V., Kopylov M.V., Avetisyan Z.A. Method for replacing bone defects of the jaws with the possibility of temporary dental prosthetics during the period of integration of dental implants. Patent RU #2793523, effective from 04.04.2023 (In Russian).
10. Hao X., Wang W., Wang C., Han J., Zhang Y. Polyetherketoneketone mesh for alveolar bone augmentation: Geometric parameter design and finite element analysis. *J Healthc Eng.* 2023; 2023: 8487380. [PMID: 36760836](#)
11. Hoefert S., Taier R. Mechanical stress in plates for bridging reconstruction mandibular defects and purposes of double plate reinforcement. *J Cranio-maxillofac Surg.* 2018; 46 (5): 785—794. [PMID: 29567342](#)
12. Dzhahalova M.V., Mossakovsky P.A., Stepanov A.G., Korolkova O.P., Apresyan S.V., Kopylov M.V. Study of stress-strain state of an individual titanium mesh for directed bone regeneration. *Russian Journal of Biomechanics.* 2025; 2: 96—109. https://kstorm.ru/RJBiomech_2025_2_08