

DOI: <https://doi.org/10.17816/dent430322>

Оригинальное исследование



Оценка напряжённо-деформированного состояния штифтовых конструкций и коронок зубов, применяемых для восстановления утраченной коронковой части зуба при декомпенсированной форме патологической стираемости

М.М. Романов¹, И.Р. Хафизов¹, Ф.Р. Шакирзянов^{1, 2}, И.Р. Хафизов¹, Р.Г. Хафизов¹¹ Казанский (Приволжский) федеральный университет, Казань, Российская Федерация;² Казанский государственный архитектурно-строительный университет, Казань, Российская Федерация

АННОТАЦИЯ

Обоснование. Восстановление высоты коронковой части зуба при декомпенсированной форме патологической стираемости состоит из комплекса мероприятий по реконструкции общего эстетического вида, восстановлению функциональных составляющих, исправлению возможных нарушений в височно-нижнечелюстном суставе. Однако даже высококачественно изготовленные коронки далеко не всегда способны удовлетворить запросы пациентов в ходе эксплуатации. Нередко происходит деформация ортопедических конструкций, возможны переломы корней, используемых в качестве опоры ортопедической конструкции. Для предотвращения негативных последствий при изготовлении ортопедических конструкций зубных протезов специалистам, изготавливающим данные протезы, необходимо знать не только анатомо-топографические особенности корней зубов, состояние альвеолярного отростка верхней и альвеолярной части нижней челюсти, подвижность слизистой оболочки, правильность определения центрального соотношения челюстей, определение правильного положения при моделировании зубов с учётом функциональных особенностей зубочелюстной системы, но и технические, технологические, микробиологические, прецизионные характеристики, а также параметрические данные будущих искусственных коронок, фиксируемых в полости рта.

Применение способов обратного проектирования позволяет перевести традиционную технику изготовления зубных протезов в рамки цифровой технологии и создать биомеханически обоснованную индивидуальную ортопедическую конструкцию за счёт использования таких программных и технических средств, как CAD/CAM, Exocad и Ansys. Использование математического моделирования помогает более глубоко проанализировать конструкцию протеза, а в ряде случаев и получить строго индивидуальную информацию о ней и о процессе её взаимодействия с биологическими тканями человека. Всё это позволит изготовить ортопедические конструкции, максимально приближенные по строению к зубочелюстной системе, и увеличить срок их функционирования.

В данной статье представлено исследование напряжённо-деформированного состояния (НДС) корней зубов, культовых штифтов и челюсти. Рассматриваются разные варианты конструкций супраструктуры и различные материалы культовых штифтов. Проведён сравнительный анализ НДС для различных материалов штифтов и коронок.

Цель исследования — оптимизация конструкции коронок и штифтовых конструкций для уменьшения нагрузки на оставшиеся корни зубов и окружающие костные структуры гребня альвеолярного отростка.

Методы. Проведён сравнительный анализ НДС челюсти с тремя вариантами супраструктур: 1-й вариант — отдельные одиночные супраструктуры, где каждая фиксирована на корень зуба; 2-й вариант — супраструктура, объединённая в единый блок по группам зубов (премолярно-молярные сегменты, от клыка до клыка); 3-й вариант — супраструктура, объединённая в единый блок в виде «подковы».

Результаты. Для каждого варианта супраструктур получены НДС при различных материалах культовых штифтовых вкладок.

Заключение. Разработанная методика и программа расчёта позволили провести три серии расчётов для трёх вариантов установления супраструктур с шаговым смещением вдоль челюсти и сравнительный анализ их НДС.

Ключевые слова: метод конечных элементов; напряжённо-деформированное состояние; штифтовая культовая вкладка; прочность.

Как цитировать:

Романов М.М., Хафизов И.Р., Шакирзянов Ф.Р., Хафизов И.Р., Хафизов Р.Г. Оценка напряжённо-деформированного состояния штифтовых конструкций и коронок зубов, применяемых для восстановления утраченной коронковой части зуба при декомпенсированной форме патологической стираемости // Российский стоматологический журнал. 2023. Т. 27, № 4. С. 281–294. DOI: <https://doi.org/10.17816/dent430322>

Рукопись получена: 01.07.2023

Рукопись одобрена: 08.07.2023

Опубликована: 22.08.2023



DOI: <https://doi.org/10.17816/dent430322>

Original Study Article

Assessment of the stress–strain state of pin structures and crowns of teeth used to restore the lost crown part of a tooth in a decompensated form of pathological abrasion

Maksim M. Romanov¹, Irek R. Khafizov¹, Farid R. Shakirzyanov^{1,2}, Ildar R. Khafizov¹, Rais G. Khafizov¹

¹ Kazan Federal University, Kazan, Russian Federation;

² Kazan State University of Architecture and Engineering, Kazan, Russian Federation

ABSTRACT

BACKGROUND: Restoration of the height of the crown part of the tooth in the decompensated form of pathological abrasion includes measures for reconstructing the general aesthetic appearance, restoring functional components, and correcting temporomandibular joint manifestations. However, even high-quality crowns are not always able to meet the needs of patients while in use. Deformation of orthopedic structures is common, and fractures of the roots used as support for the orthopedic structure are often possible. To prevent negative consequences in the manufacture of orthopedic structures for dentures, specialists who manufacture these prostheses must be familiar with not only the anatomical and topographic features of the teeth's roots, the state of the alveolar process of the upper and alveolar parts of the lower jaw, the mobility of the mucous membrane, the correctness of determining the central ratio of the jaws, determining the correct position when modeling teeth, and taking into account the functional features of the dentoalveolar system but also the technical, technological, microbiological, and precision characteristics and parametric data of future artificial crowns fixed in the oral cavity. The use of reverse engineering methods allows the traditional technique of manufacturing dentures to be transferred into the digital technology framework and to create a biomechanically sound individual orthopedic design using software and hardware tools, such as CAD/CAM, Exocad, and Ansys. The application of mathematical modeling allows for a more in-depth analysis and, in some cases, the acquisition of strictly individual information about the studied prosthetic structure and the process of its interaction with human biological tissues. All of this will allow orthopedic structures to be built as close to the dentoalveolar system as possible, increasing the period of operation. This paper presents a study of the stress–strain state (SSS) of tooth roots, stump pins, and jaws. Various suprastructure design variants and various materials of stump pins are investigated. A comparative analysis of SSS for various materials of pins and crowns was performed.

AIM: To optimize the design of crowns and pin structures to reduce the load on the remaining roots of the teeth and the surrounding bone structures of the alveolar process' crest.

MATERIALS AND METHODS: A comparative analysis of the SSS of the jaw with three variants of suprastructures was performed. Option 1: separate single suprastructures, where each is fixed to the root of the tooth. Option 2: a suprastructure combined into a single block by groups of teeth (premolar–molar segments from canine to canine). Option 3: a suprastructure combined into a single block as a “horseshoe.”

RESULTS: For each option, SSS were obtained for various materials of the stump pin inlays.

CONCLUSION: The developed methodology and calculation program enabled three sets of calculations for three options for constructing suprastructures with step displacement along the jaw and a comparative analysis of their SSS.

Keywords: finite element method; strength; stress–strain state; stump pin inlay.

To cite this article:

Romanov MM, Khafizov IR, Shakirzyanov FR, Khafizov IR, Khafizov RG. Assessment of the stress–strain state of pin structures and crowns of teeth used to restore the lost crown part of a tooth in a decompensated form of pathological abrasion. *Russian Journal of Dentistry*. 2023;27(4):281–294.

DOI: <https://doi.org/10.17816/dent430322>

Received: 01.07.2023

Accepted: 08.07.2023

Published: 22.08.2023

ОБОСНОВАНИЕ

История применения штифтовых конструкций насчитывает несколько столетий. Инновационные технологии в стоматологии открывают новые горизонты и позволяют добиваться успеха там, где ещё совсем недавно все попытки врачей сохранить разрушенные зубы были обречены на неудачу. Однако на фоне постоянного совершенствования клинических методик и технологических процессов процент преждевременной замены несъёмных конструкций из-за осложнений и непригодности их к использованию остаётся высоким. Основными причинами удаления несъёмных конструкций зубных протезов являются врачебные погрешности в оперативной технике, необоснованный выбор конструкций протезов и материалов для них, расширение показаний к применению, тактические промахи, использование несовершенных технологий, а также применение в последнее десятилетие сложных технологий, требующих достаточно высокой квалификации врача-стоматолога. Серьёзная конкуренция между производителями стоматологической продукции побуждает компании завоевывать рынок посредством агрессивной рекламы, в которой зачастую делается акцент на универсальность и безальтернативность представляемой технологии и умалчиваются некоторые важные нюансы [1].

Снижение высоты коронковой части зуба при декомпенсированной форме патологической стираемости либо при кариозных состояниях приводит к морфофункциональным изменениям в челюстно-лицевой системе, а также дисфункциям височно-нижнечелюстного сустава. Разрушение коронковой части даже одного зуба или ошибки при её восстановлении могут стать отправной точкой для целого ряда морфологических и функциональных изменений челюстно-лицевого аппарата человека. Своевременное восстановление утраченной формы и функции зуба с помощью разнообразных методов позволяет предотвратить негативные последствия.

Однако даже качественно изготовленные коронки далеко не всегда обладают хорошей фиксацией и способны удовлетворить требования пациента. При этом они могут деформироваться, а также приводить к дальнейшей поломке корней зубов, на которые опираются. Такая картина встречается на практике довольно часто вследствие отсутствия тщательного анализа в каждой конкретной ситуации. Зачастую во время протезирования при снижении высоты коронковой части зубов пренебрегают функциональными составляющими, на первое место ставится эстетический вид изготавливаемых коронок [2]. Большая часть населения нуждается в качественном ортопедическом лечении [3]. Именно поэтому научно обоснованный выбор конструкции и материалов несъёмного протеза с опорой на оставшиеся корни зубов возможен лишь на основе анализа напряжённо-деформированного состояния (НДС) в системе «коронка–культевая

вкладка–корень зуба–челюсть», что позволит создавать именно те ортопедические конструкции, которые обеспечат минимальный уровень интенсивности атрофических процессов в опорных тканях, наиболее адекватное биомеханическое взаимодействие на границе «коронка–корень зуба–кость», исключая вероятность перегрузки височно-нижнечелюстного сустава, гарантируя тем самым наиболее длительный срок нормального функционирования зубочелюстной системы в целом.

Значительно расширяет возможности моделирования процессов, происходящих в организме человека, использование современных компьютерных технологий, в том числе и в стоматологии. По мнению ряда авторов, особая роль в этом принадлежит прочностному анализу, который позволяет исследовать НДС любой структуры как в норме, так и при различных патологических состояниях, методах лечения, типах конструкции. Уровень современной электронно-вычислительной техники позволяет провести компьютерное моделирование НДС элементов зубочелюстной системы и отдельных её компонентов [4].

Штифтовые конструкции, включающие штифтовые вкладки и покрывающие коронки, относятся к протезам с неясным прогнозом ввиду нередкого обострения хронического периапикального воспаления из-за эндодонтического вмешательства, а также раскола корня зуба под нагрузкой. В связи с этим возникает необходимость тщательного биомеханического изучения поведения корня зуба в разных условиях функциональной нагрузки [5].

Для определения НДС сложных по форме геометрических объектов, к которым относятся изготавливаемые ортопедические конструкции, на сегодняшний день подходит только метод конечных элементов [6].

В настоящее время метод конечных элементов является основным способом решения задач расчёта прочности и жёсткости различных конструкций. Сущность метода в аппроксимации сплошной среды с бесконечно большим числом степеней свободы совокупностью простых элементов с ограниченным числом степеней свободы, связанных между собой в точках, называемых узлами. Программа Ansys (Ansys, Inc., США) — один из пакетов, реализующих метод конечных элементов и позволяющих выполнять расчёты с использованием реальной геометрии. Её активно используют как в разнообразных отраслях машиностроения, так и в медицинских исследованиях, в том числе для моделирования имплантатов и биомедицинских устройств. Для медицины моделирование даёт возможность рассчитать различные нагрузки, которым может подвергаться опорная система органов человека. Такие модели позволяют врачам оценить риск и определить места возможных проблем, а также помогают выбрать оптимальную конструкцию [7].

Проведённая предварительная научно обоснованная оценка позволяет наиболее точно определить, какой из вариантов штифтового восстановления даст наиболее благоприятные результаты, и даёт представление

о надёжном выборе метода реставрации штифта и культы, что, в конечном итоге, помогает выбрать наиболее рациональный тип конструкции протеза [8].

Цель исследования — оптимизация конструкции коронок и штифтовых конструкций для уменьшения нагрузки на оставшиеся корни зубов и окружающие костные структуры гребня альвеолярного отростка.

МЕТОДЫ

Проведён сравнительный анализ НДС челюсти с тремя вариантами супраструктур: 1-й вариант — отдельные одиночные супраструктуры, каждая из которых фиксирована на корень зуба; 2-й вариант — супраструктура, объединённая в единый блок по группам зубов (премолярно-молярные сегменты, от клыка до клыка); 3-й вариант — супраструктура, объединённая в единый блок в виде «подковы».

Поиск наиболее оптимального варианта протеза

Путём расчётов, проводимых в программе, необходимо было установить, при каком варианте супраструктур напряжение в окружающей их кости будет наименьшим.

Для численных исследований рассматривалась культевая конструкция (рис. 1), состоящая из коронковой части, амортизирующей корневой части и штифтовой корневой части.

Рассмотрены 9 типов культевых штифтовых конструкций, которые изготавливают методом светового отверждения, прессования и литья:

- 1) культевая часть зуба, восстановленная стекловолоконным штифтом IKADENT и светоотверждаемым материалом Filtek (билдап);
- 2) культевая часть зуба, восстановленная коническим титановым штифтом ООО «Форма» и светоотверждаемым материалом Filtek (билдап);
- 3) культевая часть зуба, восстановленная титановым штифтом IKADENT (диаметром 1,2 мм) и светоотверждаемым материалом Filtek (билдап);
- 4) культевые штифтовые вкладки CoCr+EMAX, изготовленные методом литья и прессования;

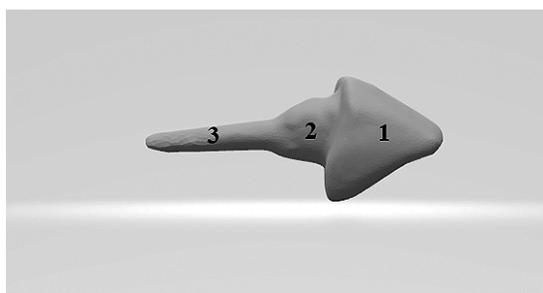


Рис. 1. Модель культевой конструкции: 1 — коронковая часть; 2 — амортизирующая корневая часть; 3 — штифтовая корневая часть.

Fig. 1. Model of the stump structure: 1 is the crown part; 2 is the shock-absorbing root part; 3 is the pin root part.

- 5) культевые штифтовые вкладки EMAX, изготовленные методом прессования;
- 6) культевые штифтовые вкладки из ZrO₂, изготовленные методом фрезерования;
- 7) литые культевые штифтовые вкладки из NiCr;
- 8) литые культевые штифтовые вкладки из CoCr;
- 9) литые культевые штифтовые вкладки из NiTi.

Прочность этих материалов была изучена в другой нашей работе [9]. Для численных расчётов были приняты механические характеристики, приведённые в табл. 1.

Параметрический анализ

В исследовании использовали прецизионные культевые штифтовые вкладки, изготовленные с применением авторского устройства [10]. С целью описания параметрических характеристик культевых штифтовых вкладок были получены их трёхмерные изображения с помощью сканирования CAD/CAM-системой.

В программе моделирования были проведены замеры культевых штифтовых вкладок для зубов и выявлены следующие параметры: диаметр у верхушки штифта культевой штифтовой вкладки, диаметр у основания штифта культевой штифтовой вкладки, диаметр амортизирующей части культевой штифтовой вкладки в месте перехода в корневую часть, диаметр амортизирующей части культевой штифтовой вкладки в месте перехода в культевую часть, размер основания культевой части культевой штифтовой вкладки в вестибуло-оральном направлении, размер основания культевой части культевой штифтовой вкладки в медио-дистальном направлении, длина культевой части культевой штифтовой вкладки, длина амортизирующей части культевой штифтовой вкладки, длина корневой части культевой штифтовой вкладки (рис. 2).

Были проведены замеры культевых штифтовых вкладок для зубов верхней и нижней челюсти. Выявленные параметры приведены в табл. 2, 3.

Таблица 1. Механические характеристики типов культевых штифтовых конструкций

Table 1. Mechanical characteristics of types of stump pin structures

Материал	Предел прочности, МПа	Модуль упругости, ГПа
1	184	110
2	410	100
3	407	110
4	1432	220
5	222	95
6	548	205
7	1451	200
8	1149	220
9	1528	112

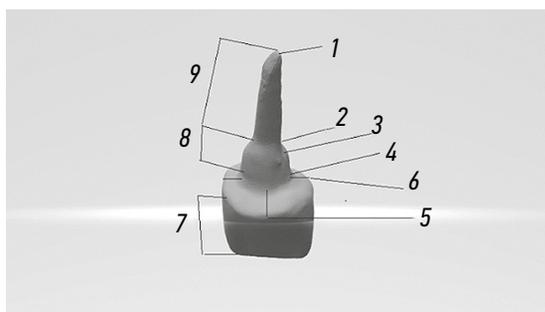


Рис. 2. Измерение параметров культевой штифтовой вкладки: 1 — диаметр у верхушки штифта культевой штифтовой вкладки, мм; 2 — диаметр у основания штифта культевой штифтовой вкладки, мм; 3 — диаметр амортизирующей части культевой штифтовой вкладки в месте перехода в корневую часть, мм; 4 — диаметр амортизирующей части культевой штифтовой вкладки в месте перехода в культевую часть, мм; 5 — размер основания культевой части культевой штифтовой вкладки в вестибуло-оральном направлении, мм; 6 — размер основания культевой части культевой штифтовой вкладки в медио-дистальном направлении, мм; 7 — длина культевой части культевой штифтовой вкладки, мм; 8 — длина амортизирующей части культевой штифтовой вкладки, мм; 9 — длина корневой части культевой штифтовой вкладки, мм.

Fig. 2. Measurement of the parameters of the stump pin inlay: 1 — diameter at the top of the pin of the stump pin inlay, mm; 2 — diameter at the base of the pin of the stump pin inlay, mm; 3 — diameter of the shock-absorbing part of the stump pin inlay at the transition point to the root part, mm; 4 — diameter of the shock-absorbing part of the stump pin inlay at the transition point to the stump part, mm; 5 — the size of the base of the stump part of the stump pin inlay in the vestibulo-oral direction, mm; 6 — the size of the base of the stump part of the stump pin inlay in the medio-distal direction, mm; 7 — length of the stump part of the stump pin inlay, mm; 8 — length of the shock-absorbing part of the stump pin inlay, mm; 9 — length of the root part of the stump pin inlay, mm.

Конечно-элементный анализ

Для оценки прочности конструкции супраструктуры было проведено моделирование НДС однокорневого зуба, восстановленного керамической коронкой на литой штифтовой опоре, в разных условиях нагрузки, с использованием метода конечно-элементного анализа, программа SolidWorks (SolidWorks Corp., США).

Была построена твердотельная математическая модель челюсти человека с установленными по вышеописанной методике культевыми штифтовыми конструкциями с опорой на корни зубов. Использованные при расчётах физико-механические свойства материалов приведены в табл. 4.

Для адекватного описания процесса нагружения протезной конструкции использовали данные о функциональной выносливости опорного аппарата зубов (по Д.П. Конюшко) (табл. 5).

В качестве предельно допустимых нагрузок на материал протеза в численных исследованиях принимались максимально допустимые нагрузки, которые могут быть переданы через супраструктуру протеза на мезоструктуру без её повреждения.

В качестве критерия прочности материала конструкции принимался критерий максимальных главных напряжений:

$$f = \max \left(\left| \frac{\sigma_1}{\sigma_1^*} \right|, \left| \frac{\sigma_2}{\sigma_2^*} \right|, \left| \frac{\sigma_3}{\sigma_3^*} \right|, \left| \frac{\tau_{12}}{\tau_{12}^*} \right|, \left| \frac{\tau_{23}}{\tau_{23}^*} \right|, \left| \frac{\tau_{31}}{\tau_{31}^*} \right| \right),$$

где $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3, \tau_{12}, \tau_{23}, \tau_{31}$ — пределы прочности. Здесь f показывает уровень напряжённости конструкции. Если значение f больше 1, то в этом месте напряжение достигает предела прочности и начинается разрушение.

Таблица 2. Параметры культевых штифтовых вкладок для зубов верхней челюсти

Table 2. Parameters of stump pin inlays for the teeth of the upper jaw

Параметры	Зубы верхней челюсти						
	1-й резец	2-й резец	Клык	4-й зуб	5-й зуб	6-й зуб	7-й зуб
Диаметр у верхушки штифта культевой штифтовой вкладки, мм	0,8	0,7	0,9	0,8	0,8	1	1
Диаметр у основания штифта культевой штифтовой вкладки, мм	1,4	1,2	1,5	1,4	1,4	1,6	1,6
Диаметр амортизирующей части культевой штифтовой вкладки в месте перехода в корневую часть, мм	2,2	2	2,2	2,2	2,2	3	2,8
Диаметр амортизирующей части культевой штифтовой вкладки в месте перехода в культевую часть, мм	3,2	3	3,2	3,2	3,2	6	5,8
Размер основания культевой части культевой штифтовой вкладки в вестибуло-оральном направлении, мм	5,6	4	6	6	6	8	7
Размер основания культевой части культевой штифтовой вкладки в медио-дистальном направлении, мм	5	3,6	5	3	3	6	5
Длина культевой части культевой штифтовой вкладки, мм	6	5	6	4	4	3	3
Длина амортизирующей части культевой штифтовой вкладки, мм	2	2	2	2	2	2	2
Длина корневой части культевой штифтовой вкладки, мм	6	6	10	6	6	6	6

Таблица 3. Параметры культевых штифтовых вкладок для зубов нижней челюсти**Table 3.** Parameters of stump pin inlays for the teeth of the lower jaw

Параметры	Зубы нижней челюсти						
	1-й резец	2-й резец	Клык	4-й зуб	5-й зуб	6-й зуб	7-й зуб
Диаметр у верхушки штифта культевой штифтовой вкладки, мм	0,6	0,6	0,9	0,8	0,8	1	1
Диаметр у основания штифта культевой штифтовой вкладки, мм	0,8	0,8	1,5	1,4	1,4	1,6	1,6
Диаметр амортизирующей части культевой штифтовой вкладки в месте перехода в корневую часть, мм	1	1	2	2,2	2,2	3	2,6
Диаметр амортизирующей части культевой штифтовой вкладки в месте перехода в культевую часть, мм	2	2	3	3,2	3,2	6	5,6
Размер основания культевой части культевой штифтовой вкладки в вестибуло-оральном направлении, мм	4	4	5	5	6	6	6
Размер основания культевой части культевой штифтовой вкладки в медио-дистальном направлении, мм	2	2	4	3	4	7	6
Длина культевой части культевой штифтовой вкладки, мм	5	5	6	4	4	3	3
Длина амортизирующей части культевой штифтовой вкладки, мм	2	2	2	2	2	2	2
Длина корневой части культевой штифтовой вкладки, мм	5	5	9	6	6	6	6

Таблица 4. Физико-механические свойства материалов, использованные при расчётах**Table 4.** Physical and mechanical properties of the materials used in the calculations

Материал	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности, МПа
Титан	1,12105	0,32	345
Никель-титановый сплав	1,12105	0,33	280
Сплав хром-кобальта	1,72105	0,32	193
Кортикальный слой кости	2,0104	0,3	45
Дентин [8]	1,47104	0,3	17

Таблица 5. Функциональная выносливость опорного аппарата зубов (по Д.П. Конюшко)**Table 5.** Functional endurance of the supporting apparatus of the teeth (according to D.P. Konyushko)

Зубы	Нагрузка, Н
Резцы	70
Клыки	170
Премоляры	220
Моляры	370

РЕЗУЛЬТАТЫ

В работе рассмотрены различные варианты конструкций коронок: отдельные одиночные супраструктуры, где каждая фиксирована на корень зуба; супраструктура, объединённая в единый блок по группам зубов (премолярно-молярные сегменты, от клыка до клыка); супраструктура, объединённая в единый блок в виде «подковы». Для каждого варианта получены НДС при различных материалах культевых штифтовых вкладок. Ниже представлены результаты расчётов.

1. Вариант конструкции супраструктуры с отдельными коронками

Трёхмерная модель конструкции с отдельными коронками представлена на рис. 3.

На рис. 4 представлено деформированное состояние всей конструкции и интенсивность напряжений по теории Мизеса, вариант с отдельными коронками.

На рис. 5 представлена интенсивность напряжений по теории Мизеса для культевых штифтовых вкладок в варианте конструкции супраструктуры по отдельности.

Все результаты расчётов по 1-му варианту приведены в табл. 6.

Из таблицы видно, что материалы штифтов под номерами 4, 7, 8, 9 удовлетворяют условиям прочности, а корни зубов прочные во всех случаях. Из этого следует, что при протезировании одиночными коронками удовлетворяют условиям прочности культевые штифтовые вкладки CoCr+EMAX, изготовленные методом литья и прессования, литые культевые штифтовые вкладки из NiCr, литые культевые штифтовые вкладки из CoCr, литые культевые штифтовые вкладки из никелида титана (NiTi).

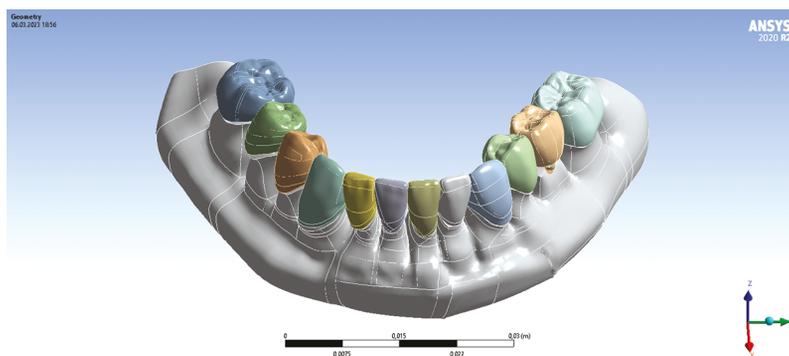


Рис. 3. Трёхмерная модель конструкции супраструктуры с отдельными коронками.
Fig. 3. Three-dimensional model of a suprastructure design with individual crowns.

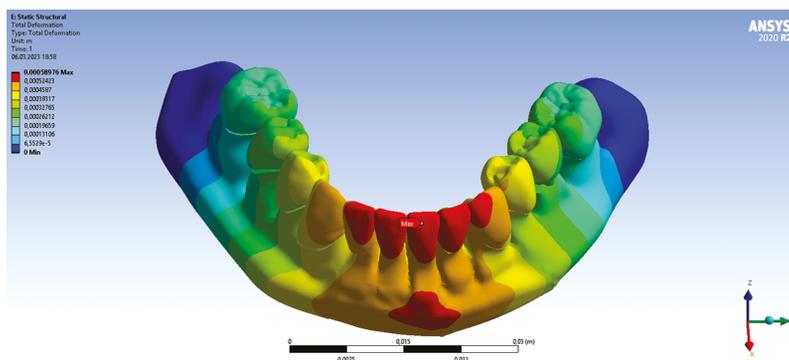


Рис. 4. Деформированное состояние нижней челюсти, вариант конструкции по отдельности.
Fig. 4. The deformed state of the mandible, design variant separately.

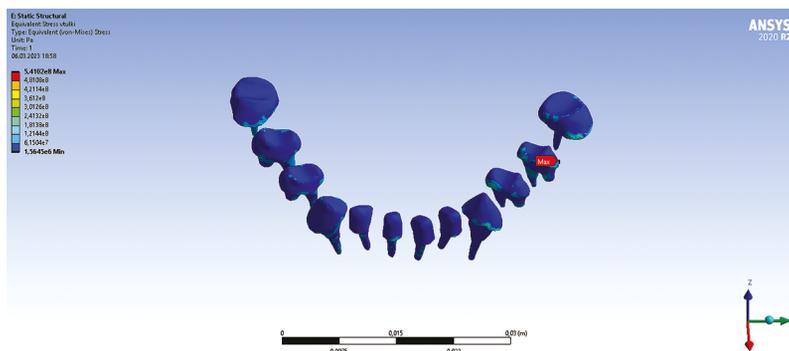


Рис. 5. Интенсивность напряжений по теории Мизеса для культовых штифтовых вкладок в варианте конструкции по отдельности.
Fig. 5. Stress intensity according to the von Mises theory for the stump pin inlays in the design variant separately.

Таблица 6. Напряжения в штифте и корне зубов при разных материалах штифта в варианте конструкции по отдельности
Table 6. Stresses in the pin and root of the teeth with different pin materials in the design variant separately

Материал штифта	Напряжение в штифте, МПа	σ/σ^*	Напряжение в корне, МПа	σ/σ^*
1	531	2,89	231	0,84
2	486	1,18	229	0,83
3	531	1,3	231	0,84
4	999	0,69	243	0,88
5	463	2,08	230	0,83
6	939	1,71	242	0,87
7	918	0,63	242	0,87
8	999	0,87	243	0,88
9	541	0,35	232	0,84

Примечание (и для табл. 7–9): σ/σ^ — отношение максимальной интенсивности напряжений к пределу прочности материала (для штифта и в корне соответственно). Если это значение превышает 1, то прочность материала нарушается.*
Note (and for Tables 7–9): σ/σ^ is the ratio of the maximum stress intensity to the ultimate strength of the material (for the pin and in the root, respectively). If this value exceeds 1, the strength of the material is compromised.*

2. Вариант конструкции супраструктуры, объединённой в единый блок по группам зубов (премолярно-молярные сегменты, от клыка до клыка)

Трёхмерная модель конструкции представлена на рис. 6.

На рис. 7 представлено деформированное состояние всей конструкции и интенсивность напряжений по теории Мизеса, вариант с объединёнными в единый блок по группам зубов (премолярно-молярные сегменты, от клыка до клыка) коронками.

На рис. 8 представлена интенсивность напряжений по теории Мизеса для культевых штифтовых вкладок в варианте конструкции супраструктуры, объединённой в единый блок по группам зубов (премолярно-молярные сегменты, от клыка до клыка).

Все результаты расчётов по 2-му варианту приведены в табл. 7.

Из таблицы видно, что материалы штифтов под номерами 4, 7, 8, 9 удовлетворяют условиям прочности, а корни зубов прочные во всех случаях. Из этого следует, что при протезировании коронками, объединёнными в единый блок по группам зубов (премолярно-молярные сегменты, от клыка до клыка), удовлетворяют условиям прочности культевые штифтовые вкладки CoCr+EMAX, изготовленные методом литья и прессования, литые культевые штифтовые вкладки из NiCr, литые культевые штифтовые вкладки из CoCr, литые культевые штифтовые вкладки из никелида титана (NiTi).

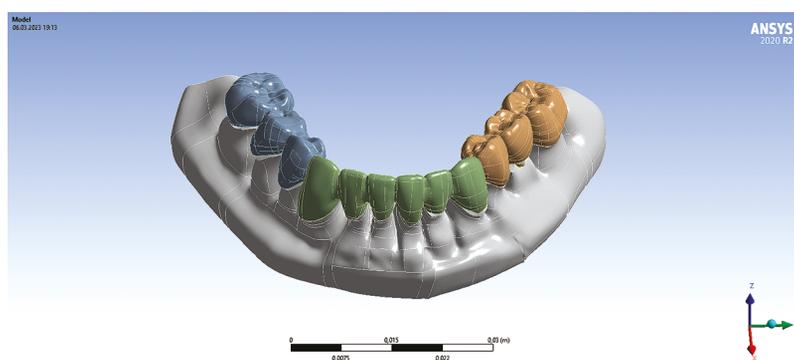


Рис. 6. Трёхмерная модель конструкции супраструктуры, объединённой в единый блок по группам зубов (премолярно-молярные сегменты, от клыка до клыка).

Fig. 6. Three-dimensional model of the design of suprastructure, combined into a single block by groups of teeth (premolar-molar segments, from canine to canine).

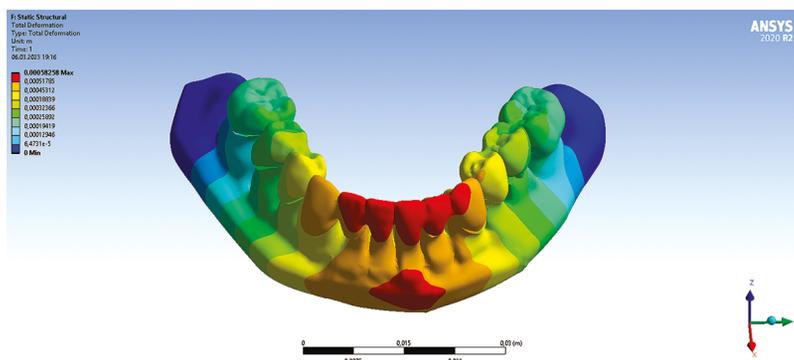


Рис. 7. Деформированное состояние нижней челюсти в варианте конструкции супраструктуры, объединённой в единый блок по группам зубов (премолярно-молярные сегменты, от клыка до клыка).

Fig. 7. The deformed state of the mandible of the design variant of the suprastructure, combined into a single block by groups of teeth (premolar-molar segments, from canine to canine).

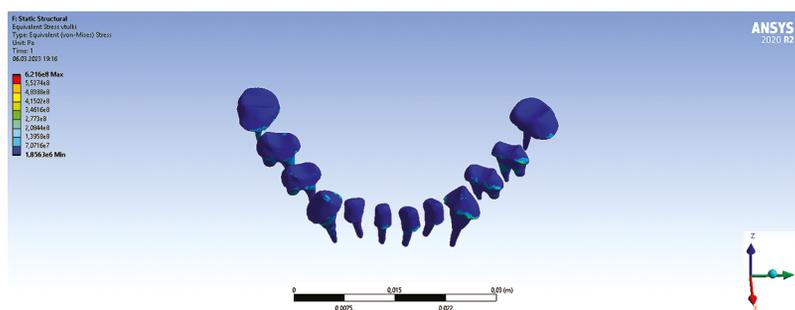


Рис. 8. Интенсивность напряжений по теории Мизеса для культевых штифтовых вкладок в варианте конструкции супраструктуры, объединённой в единый блок по группам зубов (премолярно-молярные сегменты, от клыка до клыка).

Fig. 8. Stress intensity according to the von Mises theory for stump pin inlays in the design variant of the suprastructure, combined into a single block by groups of teeth (premolar-molar segments, from canine to canine).

Таблица 7. Напряжения в штифте и корне зубов при разных материалах штифта в варианте конструкции супраструктуры, объединённой в единый блок по группам зубов (премолярно-молярные сегменты, от клыка до клыка)

Table 7. Stresses in the pin and root of the teeth with different pin materials in the design variant of the suprastructure, combined into a single block by groups of teeth (premolar-molar segments, from canine to canine)

Материал штифта	Напряжение в штифте, МПа	σ/σ^*	Напряжение в корне, МПа	σ/σ^*
1	612	3,32	271	0,98
2	564	1,37	271	0,98
3	612	1,5	271	0,98
4	1151	0,8	272	0,98
5	539	2,43	270	0,98
6	1067	1,94	273	0,98
7	1039	0,71	273	0,98
8	1151	0,91	279	0,99
9	621	0,41	271	0,98

3. Вариант конструкции супраструктуры, объединённой в единый блок в виде «подковы»

Трёхмерная модель конструкции представлена на рис. 9.

На рис. 10 представлено деформированное состояние всей конструкции и интенсивность напряжений по теории Мизеса, вариант с объединёнными в единый блок в виде «подковы» коронками.

На рис. 11 представлена интенсивность напряжений по теории Мизеса для культевых штифтовых вкладок в варианте конструкции супраструктуры, объединённой в единый блок в виде «подковы».

Все результаты расчётов по 3-му варианту приведены в табл. 8.

Из таблицы видно, что материалы штифтов под номерами 7, 9 удовлетворяют условиям прочности, а корни зубов прочные во всех случаях. Из этого следует, что при протезировании коронками, объединёнными в единый блок в виде «подковы», удовлетворяют условиям прочности литые культевые штифтовые вкладки из NiCr, литые культевые штифтовые вкладки из никелида титана (NiTi).

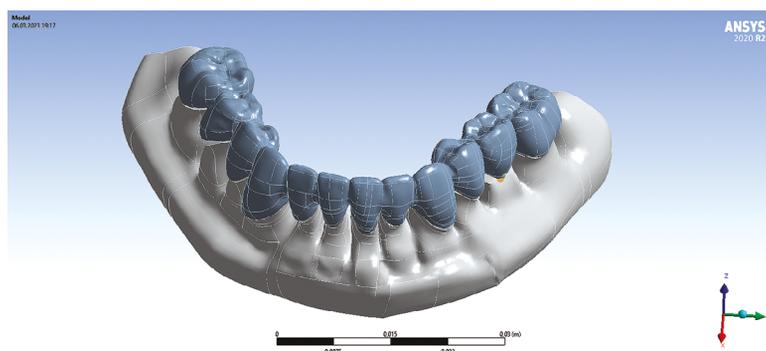


Рис. 9. Трёхмерная модель конструкции супраструктуры, объединённой в единый блок в виде «подковы».

Fig. 9. Three-dimensional model of the design of suprastructure, combined into a single block in the form of a “horseshoe”.

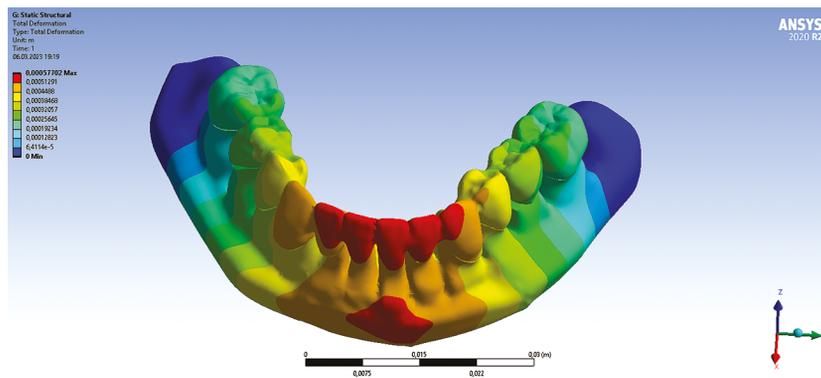


Рис. 10. Деформированное состояние нижней челюсти в варианте конструкции супраструктуры, объединённой в единый блок в виде «подковы».

Fig. 10. The deformed state of the lower jaw of the design variant of the suprastructure, combined into a single block in the form of a "horseshoe".

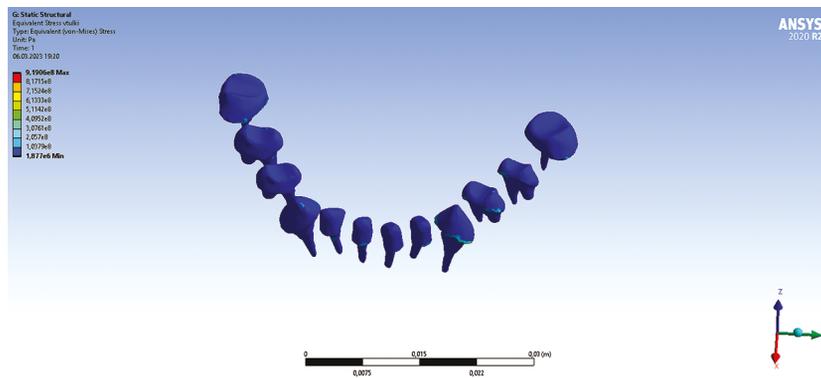


Рис. 11. Интенсивность напряжений по теории Мизеса для культовых штифтовых вкладок в варианте конструкции супраструктуры, объединённой в единый блок в виде «подковы».

Fig. 11. Stress intensity according to the von Mises theory for stump pin inlays in the design variant of the suprastructure, combined into a single block in the form of a "horseshoe".

Таблица 8. Напряжения в штифте и корне зубов при разных материалах штифта в варианте конструкции супраструктуры, объединённой в единый блок в виде «подковы»

Table 8. Stresses in the pin and root of the teeth with different pin materials in the design variant of the suprastructure, combined into a single block in the form of a "horseshoe"

Материал штифта	Напряжение в штифте, МПа	σ/σ^*	Напряжение в корне, МПа	σ/σ^*
1	905	4,9	293	0,99
2	839	2,04	293	0,99
3	905	2,22	293	0,99
4	1559	1,089	290	0,99
5	805	3,62	294	0,99
6	1476	2,69	290	0,99
7	1448	0,99	290	0,99
8	1559	1,35	290	0,99
9	919	0,6	293	0,99

На рис. 12 представлены результаты влияния материала коронок на их прочность. Здесь по вертикали даны максимальные значения σ/σ^* в коронке. Для заданных нагрузок только металлокерамика не удовлетворяет условию прочности.

Рассмотрен также вариант конструкции супраструктуры с отдельными во фронтальном отделе коронками и объединёнными в единый блок коронками в боковом отделе из оксида циркония (рис. 13). Результаты приведены в табл. 9.

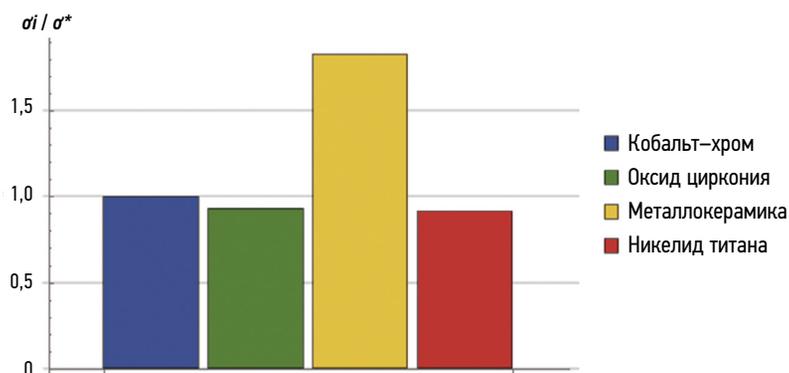


Рис. 12. Влияние материала коронки на прочность.
Fig. 12. Effect of crown material on strength.

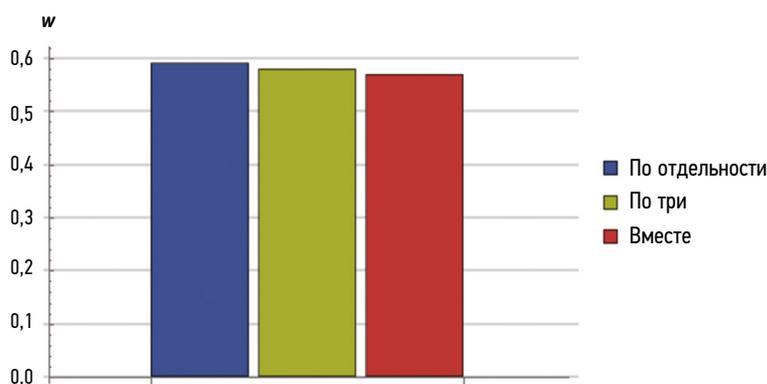


Рис. 13. Влияние вида конструкции супраструктуры на перемещение всей системы.
Fig. 13. Influence of the design type of the suprastructure on the movement of the entire system.

Таблица 9. Напряжения в штифте и корне зубов при разных материалах штифта в варианте конструкции супраструктуры с отдельными во фронтальном отделе коронками и объединёнными в единый блок коронками в боковом отделе из оксида циркония
Table 9. Stresses in the pin and root of the teeth with different pin materials in the design of the suprastructure with separate crowns in the anterior section, and crowns combined into a single block in the posterior section made of zirconium oxide

Материал штифта	Напряжение в штифте, МПа	σ/σ^*	Напряжение в корне, МПа	σ/σ^*
1	571	3,1	232	0,84
2	521	1,27	230	0,83
3	571	1,4	232	0,84
4	1280	0,89	246	0,89
5	495	2,23	229	0,82
6	1209	2,2	245	0,88
7	1185	0,81	245	0,88
8	1280	1,11	246	0,89
9	581	0,38	233	0,84

ОБСУЖДЕНИЕ

В результате расчётов конструкции нижней челюсти с культевыми штифтовыми вкладками и коронками выявлено, что материалы культевых штифтовых вкладок из NiCr и NiTi могут нести наибольшие нагрузки. В случае конструкции супраструктуры в виде отдельных коронок конструкции несут наибольшую нагрузку, но жёсткость конструкции в случае конструкции в виде «подковы» будет наибольшей.

Коронка из металлокерамики является наименее прочной среди остальных, а самой надёжной является коронка из никелида титана.

Для того чтобы коронка имела наиболее эстетичный вид, был рассмотрен также гибридный вариант: во фронтальном отделе (от клыка до клыка) коронки по отдельности, а в премолярно-молярном коронки, объединённые в блоки по три. Этот вариант является оптимальным по двум критериям одновременно: прочность и жёсткость.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанная методика и программа расчёта позволили провести три серии расчётов для трёх вариантов установления супраструктур с шаговым смещением вдоль челюсти и сравнительный анализ их НДС.

Созданная методика открывает возможности изучения НДС костной ткани челюсти человека в зависимости от количества, местоположения и способа нагружения зубов.

Из результатов данной работы следует, что наиболее оптимальным с эстетической и функциональной точки зрения будет вариант восстановления высоты культей зуба культевыми штифтовыми вкладками из никелида титана, вариант супраструктур из диоксида циркония.

ДОПОЛНИТЕЛЬНО

Источник финансирования. Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования при проведении исследования и подготовке публикации.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Брагин Е.А., Скрыль А.В., Мрикаева М.Р. Напряжённо-деформированное состояние корней зубов, восстановленных различными штифтовыми конструкциями // Кубанский научный медицинский вестник. 2013. № 1. С. 35–37.
2. Манатина В.И. Сравнительный анализ напряжённо-деформированных состояний структур депульпированного зуба и ортопедических конструкций при устранении дефектов коронковой части // Стоматологический журнал. 2019. Т. 20, № 1. С. 47–53.
3. Хафизов И.Р. Оценка напряжённо-деформируемых состояний балочно-каркасных ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты при полном отсутствии зубов // Современная наука: актуальные проблемы теории и практики. Серия: Естественные и технические науки. 2019. № 6-2. С. 169–172.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с проведённым исследованием и публикацией настоящей статьи.

Вклад авторов. М.М. Романов, Р.Г. Хафизов, Ф.Р. Шакирзянов — концепция и дизайн исследования; М.М. Романов, Ирек Р. Хафизов — сбор и обработка материала; М.М. Романов, Ирек Р. Хафизов, Р.Г. Хафизов, Ильдар Р. Хафизов — написание текста; М.М. Романов, Р.Г. Хафизов, Ильдар Р. Хафизов — редактирование; Р.Г. Хафизов — утверждение окончательного варианта статьи; М.М. Романов — ответственность за целостность всех частей статьи. Все авторы подтверждают соответствие своего авторства международным критериям ICMJE (все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией).

Благодарности. Работа выполнена в инициативном порядке в рамках реализации Программы стратегического академического лидерства Казанского (Приволжского) федерального университета («Приоритет-2030»).

ADDITIONAL INFORMATION

Funding source. This study was not supported by any external sources of funding.

Competing interests. The authors declare that they have no competing interests.

Authors' contribution. Maksim M. Romanov, Rais G. Khafizov, Farid R. Shakirzyanov — the concept and design of the study; Maksim M. Romanov, Irek R. Khafizov — collection and processing of material; Maksim M. Romanov, Irek R. Khafizov, Rais G. Khafizov, Ildar R. Khafizov — text writing; Maksim M. Romanov, Rais G. Khafizov, Ildar R. Khafizov — editing; Rais G. Khafizov — approval of the final version of the article; Maksim M. Romanov — responsibility for the integrity of all parts of the article. All authors made a substantial contribution to the conception of the work, acquisition, analysis, interpretation of data for the work, drafting and revising the work, final approval of the version to be published and agree to be accountable for all aspects of the work.

Acknowledgments. The work was carried out on an initiative basis as part of the implementation of the Strategic Academic Leadership Program of Kazan Federal University (Priority-2030).

4. Массарский И.Г., Массарская Н.Г., Аболмасов Н.Н., Аболмасова Е.В. Математическое моделирование и конечно-элементный анализ напряжённо-деформированного состояния системы «зуб–штифтовая культевая вкладка–цельнолитая коронка» // Институт стоматологии. 2014. № 2. С. 95–97.
5. Олесова В.Н., Бобер С.А., Олесов Е.Е., и др. Зависимость напряжённо-деформированного состояния корня зуба от условий функционирования штифтовой конструкции // Российский стоматологический журнал. 2017. Т. 21, № 3. С. 124–125. doi: 10.18821/1728-2802-2017-21-3-124-125
6. Нестеров А.М., Садыков М.И., Сагиров М.Р. Математическая оценка напряжённо-деформированного состояния системы «Предложенное и классическое устройства для восстановления разрушенной коронки зуба–корень зуба» // Актуальные

вопросы науки и современного общества / под общ. ред. Г.Ю. Гуляева. Пенза : Наука и Просвещение (ИП Гуляев Г.Ю.), 2022. С. 121–133.

7. Эрtesян А.Р. Исследование напряжённо-деформированного состояния в системе «новая искусственная коронка–культя препарированного зуба» методом конечных элементов // Аспирантские чтения 2016: материалы научно-практической конференции с международным участием «Молодые учёные — от технологий XXI века к практическому здравоохранению»; 10 октября, 2016; Самара. Самара : Самарский государственный медицинский университет, 2016. С. 267–268.

8. Рубникович С.П., Фисюнов А.Д., Шукевич Я.И. Методы биомеханической оценки напряжённо-деформированного состояния

твёрдых тканей зубов и восстановительных штифтовых конструкций // Стоматолог. Минск. 2016. № 4. С. 48–56.

9. Романов М.М., Хафизов И.Р., Сулейманов А.М., Хафизов И.Р., Хафизов Р.Г. Исследование прочностных характеристик культевых штифтовых конструкций, используемых для восстановления коронковой части зубов при декомпенсированной форме патологической стираемости // Российский стоматологический журнал. 2023. Т. 27, № 3. С. 229–239. doi: 10.17816/dent260872

10. Патент РФ на изобретение № 2749694/ 16.06.21. Хафизов Р.Г., Романов М.М., Хафизов И.Р., и др. Способ изготовления культевой штифтовой вкладки для восстановления однокорневых зубов и устройство для его реализации.

REFERENCES

1. Bragin EA, Skryl AV, Mrikaeva MR. The intense deformed condition roots of the teeth restored by different pin constructions. *Kuban'skii nauchnyi meditsinskiy vestnik*. 2013;(1):35–37. (In Russ).

2. Manatina VI. Comparative analysis of stressed-deformed states of depulped tooth structures and orthopedic constructions with elimination coronal defects using different prostheses and structures. *Stomatologicheskii zhurnal*. 2019;20(1):47–53. (In Russ).

3. Khafizov IR. Assessment of stress-strain states of the girder-frame orthopedic structures based on dental implants in the complete absence of teeth. *Sovremennaya nauka: aktual'nye problemy teorii i praktiki. Seriya: Estestvennyye i tekhnicheskie nauki*. 2019;(6 Pt 2):169–172. (In Russ).

4. Massarsky IG, Massarskaya NG, Abolmasov NN, Abolmasova EV. The mathematical modeling and finite element analysis of stress-strain state of the system «tooth-byonet tub-crown». *The Dental Institute*. 2014;(2):95–97. (In Russ).

5. Olesova VN, Bober SA, Olesov EE, et al. Dependence of stress-strain state root tooth of conditions of construction pin design. *Russian Journal of Dentistry*. 2017;21(3):124–125. (In Russ). doi: 10.18821/1728-2802-2017-21-3-124-125

6. Nesterov AM, Sadykov MI, Sagirov MR. Matematicheskaya otsenka napryazhenno-deformirovannogo sostoyaniya sistemy «Predlozhennoe i klassicheskoe ustroystva dlya vosstanovleniya razrushennoi koronki zuba–koren' zuba». In: Gulyaev GYu, editor.

Aktual'nye voprosy nauki i sovremennogo obshchestva. Penza: Nauka i Prosveshchenie (IP Gulyaev G.Yu.); 2022. P:121–133. (In Russ).

7. Ertesyan AR. Research of the stress-strain state in the system «a new artificial crown–prepared tooth stump» finite element. In: *Postgraduate Readings 2016: Materials of the Scientific-practical conference with international participation «Molodye uchenye — ot tekhnologii XXI veka k prakticheskomu zdravookhraneniyu»*; 2016 Oct 10; Samara. Samara: Samara State Medical University; 2016. P:267–268. (In Russ).

8. Rubnikovich SP, Fisjunov AD, Shukevich YI. Methods of biomechanical assessment of a strain-stress state of hard dental tissues and restorative post and core constructions. *Stomatolog. Minsk*. 2016;(4):48–56. (In Russ).

9. Romanov MM, Khafizov IR, Suleimanov AM, Khafizov IR, Khafizov RG. Study of the strength characteristics of post-stump structures used to restore the crown part of teeth in decompensated form of pathological abrasion. *Russian Journal of Dentistry*. 2023;27(3):229–239. (In Russ). doi: 10.17816/dent260872

10. Patent RUS № 2749694/ 16.06.21. Khafizov RG, Romanov MM, Khafizov IR, et al. *Sposob izgotovleniya kul'tevoi shtiftovoi vkladki dlya vosstanovleniya odnokornevykh zubov i ustroystvo dlya ego realizatsii*.

ОБ АВТОРАХ

* **Романов Максим Михайлович**, ассистент;
адрес: Российская Федерация, 420012, Казань, ул. Карла Маркса, д. 74;
ORCID: 0000-0001-7965-2770;
eLibrary SPIN: 1681-2229;
e-mail: rov.maks@mail.ru

Хафизов Ирек Раисович, доцент кафедры;
ORCID: 0000-0003-4077-2788;
eLibrary SPIN: 9973-5280;
e-mail: khafozovirek@mail.ru

Шакирзянов Фарид Рашитович, к.ф.-м.н., доцент кафедры;
ORCID: 0000-0002-6514-8335;
eLibrary SPIN: 9806-0596;
e-mail: faritbox@mail.ru

AUTHORS' INFO

* **Maksim M. Romanov**, Assistant Lecturer;
address: 74 Karla Marksa street, 420012 Kazan, Russian Federation;
ORCID: 0000-0001-7965-2770;
eLibrary SPIN: 1681-2229;
e-mail: rov.maks@mail.ru

Irek R. Khafizov, Assistant Professor;
ORCID: 0000-0003-4077-2788;
eLibrary SPIN: 9973-5280;
e-mail: khafozovirek@mail.ru

Farid R. Shakirzyanov, Cand. Sci. (Phys.-Math.), Assistant Professor;
ORCID: 0000-0002-6514-8335;
eLibrary SPIN: 9806-0596;
e-mail: faritbox@mail.ru

Хафизов Ильдар Раисович, научный сотрудник;
ORCID: 0000-0002-0195-5453;
eLibrary SPIN: 6385-4308;
e-mail: ildar.226@mail.ru

Хафизов Раис Габбасович, д.м.н., профессор, заведующий кафедрой;
ORCID: 0000-0001-6578-6743;
eLibrary SPIN: 4041-9445;
e-mail: implantstom@bk.ru

Ildar R. Khafizov, Research Associate;
ORCID: 0000-0002-0195-5453;
eLibrary SPIN: 6385-4308;
e-mail: ildar.226@mail.ru

Rais G. Khafizov, MD, Dr. Sci. (Med.), Professor, Head of the Department;
ORCID: 0000-0001-6578-6743;
eLibrary SPIN: 4041-9445;
e-mail: implantstom@bk.ru

* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author