

# ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА КОНЕЧНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ В КОМПЬЮТЕРНОЙ СИМУЛЯЦИИ ДЛЯ УЛУЧШЕНИЯ КАЧЕСТВА ЛЕЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ В СТОМАТОЛОГИИ: СИСТЕМАТИЧЕСКИЙ ОБЗОР

Д.Ю. Дьяченко, С.В. Дьяченко\*

*Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Волгоградский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации пл. Павших Борцов, д. 1, г. Волгоград, 400131, Россия*

## АННОТАЦИЯ

**Введение.** В настоящее время метод конечных элементов приобретает все большую популярность не только в России, но и в развитых странах мира в различных сферах деятельности, в том числе и в медицине. В частности, в стоматологии данный способ может применяться для исследования и апробации новых методов лечения и используемых при этом материалов.

**Цель обзора** — осветить применение метода конечных элементов в компьютерной симуляции для улучшения качества лечения пациентов в стоматологии.

**Методы.** В научной обзорной статье приводится анализ актуальных и современных литературных данных. Литературный обзор проведен с помощью поиска в современных поисковых базах — «PubMed» и «eLibrary.Ru» по источникам, опубликованным в последние 10 лет с упоминанием нескольких ранее изданных научных статей. Для создания поиска применялись следующие ключевые слова: «метод конечных элементов», «компьютерная симуляция», «повышение качества жизни», «заболевания полости рта», «стоматологическое лечение».

**Результаты.** Основу систематического обзора составляют данные 56 научных работ по исследуемой теме. Предоставляется необходимый перечень современных знаний для проведения анализа методом конечных элементов в условиях компьютерной симуляции в стоматологии. Все большая популярность данного метода объясняется гибкостью методики, простотой моделирования трехмерных тел и быстрым получением достоверных и качественных результатов. Несомненно, огромным преимуществом использования данного метода в стоматологии является наглядная визуализация программой достоверных результатов за счет оценки многих параметров полости рта.

**Заключение.** Ознакомление, изучение и использование все большим количеством исследователей по всему миру данной методики позволит ускорить разработку новых методов диагностики и лечения населения, появление актуальных алгоритмов ведения отдельных категорий пациентов. В связи с этим появится возможность индивидуального подхода к лечению даже в условиях массового стоматологического приема. Это позволит сократить количество посещений, снизить частоту ошибок и осложнений, возникающих в процессе и после лечения, тем самым способствуя улучшению качества жизни пациента, ускорению его социальной реабилитации в обществе.

**Ключевые слова:** метод конечных элементов, компьютерная симуляция, повышение качества жизни, заболевания полости рта, стоматологическое лечение

**Конфликт интересов:** авторы заявили об отсутствии конфликта интересов.

**Для цитирования:** Дьяченко Д.Ю., Дьяченко С.В. Применение метода конечных элементов в компьютерной симуляции для улучшения качества лечения пациентов в стоматологии: систематический обзор. *Кубанский научный медицинский вестник*. 2021; 28(5): 98–116. <https://doi.org/10.25207/1608-6228-2021-28-5-98-116>

Поступила 29.06.2021

Принята после доработки 15.08.2021

Опубликована 28.10.2021

# FINITE ELEMENT METHOD IN COMPUTER SIMULATION FOR IMPROVED PATIENT CARE IN DENTISTRY: A SYSTEMATIC REVIEW

Denis Yu. Dyachenko, Svetlana V. Dyachenko\*

*Volgograd State Medical University*

*Pavshykh Bortsov sq., 1, Volgograd, 400131, Russia*

## ABSTRACT

**Background.** The finite element method is gaining acknowledgment in Russia and other developed countries in a range of areas, including medicine. In stomatology, the method is applicable in research and implication of novel treatment and relevant material design.

**Objective.** The review highlights usage of the finite element method in computer simulation to improve quality of patient dental care.

**Methods.** The review analyses the state-of-the-art in current scientific literature. Records were mined in the PubMed and e-Library databases at a depth of 10 years, with selective inclusion of earlier articles. The query keywords were: finite element method [метод конечных элементов], computer simulation [компьютерная симуляция], quality of life improvement [повышение качества жизни], oral diseases [заболевания полости рта], dental treatment [стоматологическое лечение].

**Results.** The review systematically surveys 56 scientific papers in the focus area for current state-of-the-art in the finite element analysis-empowered simulation in dentistry. The method's rising employment is conditioned by its flexibility, 3D-object modelling simplicity and the rapid acquisition of reliable high-quality output. Its undoubted paramount advantage in dentistry is an explicit software visualisation of reliable results through co-modelling of multiple oral parameters.

**Conclusion.** The growing acquaintance, mastering and use of this technique among researchers around the globe will give impetus to novel diagnosis and treatment, as well as relevant management algorithms in particular patient categories to enable personalisation of even mass dental check-up. This will reduce the number of visits, peri- and posttreatment error and complication rates for the improved patient's quality of life and social rehabilitation.

**Keywords:** finite element method, computer simulation, quality of life improvement, oral diseases, dental treatment

**Conflict of interest:** the authors declare no conflict of interest.

**For citation:** Dyachenko D.Yu., Dyachenko S.V. Finite element method in computer simulation for improved patient care in dentistry: A systematic review. *Kubanskii Nauchnyi Meditsinski Vestnik*. 2021; 28(5): 98–116. <https://doi.org/10.25207/1608-6228-2021-28-5-98-116>

Submitted 29.06.2021

Revised 15.08.2021

Published 28.10.2021

## ВВЕДЕНИЕ

Компьютерное математическое моделирование в настоящее время используется многими учеными для проведения научно-исследовательских работ. В частности, оно применяется и в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. В данных областях создание трехмерных моделей на персональном компьютере предназначено для проведения различных аналитических и сравнительно-аналитических работ. В медицине наибольшую популярность имеет компьютерное моделирование методом конечных элементов. Его лидирующая позиция объясняется достаточно широким объемом возможностей для проведения экспериментального исследования [1]. Все более широкий круг предметов и явлений становится объектами компьютерной симуляции [2]. Безусловно, его значимость нельзя недооценивать. Он применяется во многих отраслях, в частности в строительстве и инженерном проектировании [3, 4]. Увеличение показаний к использованию данного вышеописанного метода диктует необходимость создания стандартных компьютерных симуляционных программ, базирующихся на методе конечных элементов [5]. Одним из самых распространенных и широко применяемых является метод конечных элементов [6].

Метод конечных элементов — это способ вычисления физических возможностей материалов и систем в компьютерной среде посредством решения дифференциальных уравнений [7]. В основе метода лежит разделение исследуемого объекта на виртуальные фрагменты заданного размера, через которые производится расчет прочностных характеристик главного объекта. Эти области именуются конечными элементами. Также необходимо указать достоинства, благодаря которым все больше исследователей по всему миру прибегают к его использованию. Во-первых, достаточная вариабельность по свойствам и характеристикам исследуемых материалов. Во-вторых, широкий диапазон размеров экспериментального объекта, это дает право изменять размер в процессе проведения исследования. В-третьих, гораздо меньшие расходы при эксплуатации по сравнению с аналогами, а также существенная экономия времени в процессе. Все вышесказанное позволяет ученым уже более тридцати лет применять данный метод в науке. Многие объекты в различных областях, имеющие кардинально разную природу происхождения, подлежат расчету с последующим анализом с помощью метода конечных элементов [8]. За основу методики конечных элементов взята возможность разделения объектов

виртуального исследования на дискретные частицы для выявления взаимосвязи и физических взаимодействий между ними и репрезентации на реальные объекты.

Развитие информационных технологий способствует получению высоких практических достижений в различных областях научных знаний. На текущий момент технологии, применяемые в компьютерном проектировании, развиваются очень быстро, это вызвано появлением большого количества разнообразных технологических и программных решений компьютерного моделирования, которые адаптированы к современным сложным ресурсоемким проектам, характерным для задач медицины. [9]. Так, метод конечных элементов необходим при расчете целесообразности применения многих ретракторных конструкций в травматологии и ортопедии, для оценки напряжений и деформаций в костях человека во время функциональных нагрузок, при проектировании и анализе имплантатов, также он используется при разработке новых методик лечения в кардиологии и нейрохирургии [10, 11].

Кроме того, достаточно популярен метод конечных элементов в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии [12].

Это достигается воссозданием геометрической формы объекта прямолинейными отрезками с минимальным размером; в ходе фрагментации объекта виртуальной реальности для снижения вычислительной сложности применяется способ неоднородной дискретизации объекта. В объемах объекта, имеющих большой фрагмент однородной структуры, можно принудительно увеличить размер изучаемой частицы без снижения качества результата исследования; с помощью метода конечных элементов можно изучать характеристики объектов в условиях компенсируемых и декомпенсируемых нагрузок; низкие эксплуатационные расходы, сокращение времени на проведение исследования; информационное обеспечение, которое не может быть получено экспериментальными исследованиями.

Исследование методом конечных элементов в классическом понимании представляет собой последовательно следующие друг за другом три этапа: предварительная обработка, обработка и постобработка. Результатом предварительной обработки является построенная модель, которая также включает в себя три части: геометрическое представление, определение свойств материала и граничных условий. Обработка — это основной этап, когда разработанное компьютерное программное обеспечение

выполняет алгоритм заданной работы. Внутреннее программное обеспечение выполняет матричные формулировки, инверсию, умножение и решение. Постобработка — это заключительная часть, при которой исследователь выявляет результаты, анализирует их и получает выводы.

**Цель обзора** — осветить применение метода конечных элементов в компьютерной симуляции для улучшения качества лечения пациентов в стоматологии.

## МЕТОДЫ

В научной обзорной статье приводится анализ актуальных и современных литературных данных. Литературный обзор проведен с помощью поиска в современных поисковых базах — «PubMed» и «e-library» по источникам, опубликованным в последние 10 лет, с упоминанием нескольких ранее изданных научных статей. Для создания поиска применялись следующие ключевые слова: «метод конечных элементов», «компьютерная симуляция», «повышение качества жизни», «заболевания полости рта», «стоматологическое лечение».

Отбор научных работ проведен в зависимости от их научной ценности. Особое внимание уде-

лялось статьям, опубликованным в рецензируемых научных изданиях. Для включения в обзор рассматривались исследования любого дизайна, в которых анализировались возможности применения метода конечных элементов в компьютерной симуляции в различных областях стоматологии. При этом главной целью научных статей было повышение эффективности диагностики, лечения и профилактики различных патологий челюстно-лицевой области.

## РЕЗУЛЬТАТЫ

Проанализировано 102 литературных источника, из них в обзор вошло 56.

Проводился поиск полнотекстовых статей на русском и английском языках. Контакт с авторами исследований не осуществлялся. Всего в списке литературы представлено 56 источников. Стратегия поиска литературных источников представлена на рисунке.

Одним из самых перспективных направлений при использовании метода конечных элементов является компьютерное моделирование, которое позволяет провести различные вычислительные эксперименты, тем самым осуществляя доклиническую проверку различных конструкций, по-

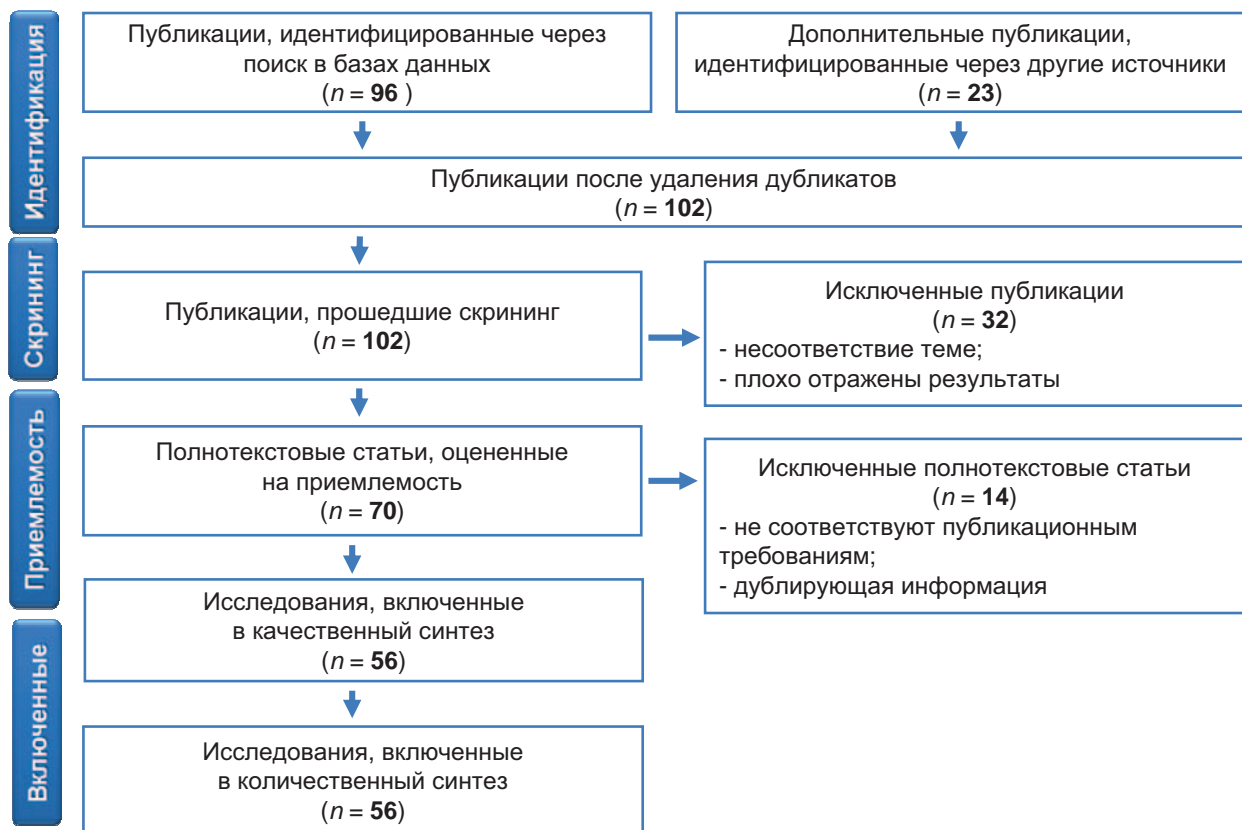


Рис. Стратегия поиска литературных источников.  
Fig. Literature analysis workflow.



лучить путь и характер поведения зубов при их перемещении [13].

С целью экспериментальной апробации различных новых конструкций в стоматологии могут быть применены методы компьютерной симуляции, в частности математическое моделирование методом конечных элементов. В результате исследователь может получить прогноз применения того или иного метода лечения в эксперименте [14].

Одной из распространенных компьютерных программ, осуществляющей анализ методом конечных элементов, является программа SolidWorks. Она изначально создавалась как система твердотельного параметрического моделирования. Интегрированные модули в абсолютном большинстве адекватно обрабатывают эту функциональность, позволяя рассчитывать разнообразные исполнения расчетных моделей. Она позволяет автоматически осуществить расчет напряженно-деформированных состояний в модели, построенной пользователем. Для выполнения этих команд в программу необходимо внести следующие параметры: модуль Юнга, плотность материала и коэффициент Пуассона.

Модуль Юнга (модуль продольной упругости, модуль нормальной упругости) — физическая величина, характеризующая способность материала сопротивляться растяжению, сжатию или упругой деформации.

Плотность материала — это физическая величина, определяющая отношение массы материала к занимаемому объему.

Коэффициент Пуассона — величина отношения относительного поперечного сжатия к относительному продольному растяжению. Этот параметр зависит не от размеров тела, а от природы материала, из которого изготовлен образец.

Коэффициент Пуассона и модуль Юнга полностью характеризуют упругие свойства изотропного материала.

Все вышеописанные достоинства являются ключевыми для выбора метода конечных элементов в качестве экспериментального анализа биомеханических закономерностей в человеческом организме, в том числе в челюстно-лицевой области [15]. Так, при проведении научного поиска нами было выявлено достаточное количество публикаций по заданной тематике, при этом необходимо отметить, что с каждым годом таких публикаций становится все больше и больше [13, 16, 17]. Ученые из различных развитых

стран, таких как Россия, Япония, США, Германия и др., используют метод конечных элементов для проведения своих исследований.

В стоматологии данный метод может быть использован в областях материаловедения, имплантологии, гнатической хирургии, экспериментальной и практической стоматологии.

Исследователи используют различные физические характеристики тканей зубов — эмали и дентина. J. W. Eom et al. (2016) в своей научной статье “Three-dimensional finite element analysis of implant-assisted removable partial dentures” указывают, что эмаль — это изотропный материал, соответственно, ее механические характеристики соизмеримы во всех отделах и направлениях, однако, когда эмаль считается анизотропной, зуб лучше воспринимает прилагаемую нагрузку, соизмеримую с жевательной. В результате напряжение значительно ниже предельных нагрузок, а также равномерно передает нагрузку на нижележащие твердые ткани — дентин и цемент. При этом, согласно выводам авторов, дентин гораздо плавнее воспринимает возникающие нагрузки. Вследствие этого прогноз для данного конкретного зуба благоприятный [18].

В Российской Федерации (РФ) одними из первых работ в стоматологии с использованием математического анализа методом конечных элементов стали исследования Гуц А. К. и соавт. (1995). Ученые в своих научных работах определяли надежность штифтовых конструкций. Было экспериментально выявлено, что зубы, твердые ткани которых имеют разрушение ниже уровня десневого края на  $\frac{1}{4}$  длины корня, могут быть восстановлены, хотя раньше считалось, что любой корень, разрушенный ниже уровня десны, подлежит удалению. При этом продолжением предыдущей работы стало исследование, в заключении которого даны рекомендации по моделированию штифтовой конструкции со специальным «воротничком», что существенно увеличивает надежность внутрикорневых конструкций, а, соответственно, и повышает успех лечения<sup>1</sup>.

X. Li et al. (2020) провели экспериментальное исследование с компьютерной моделью штифтово-культевой конструкции с большим диаметром, равным 2 мм. Эксперимент проводился также на передних зубах. Для установки штифта данного диаметра требуется значительное расширение стенок корневого канала зуба, что влечет за собой ослабление прочностных характеристик твердых тканей зуба, следовательно,

<sup>1</sup> Семенюк В. М., Путалова И. Н., Артюхов А. В., Сырцова А. В., Гуц А. К. *Применение метода конечных элементов в стоматологии (обзор литературных источников). Математические структуры и моделирование.* 2002; 9: 113–123.

повышает риск возникновения перелома корня зуба. Группа ученых доказала математически, что указанный диаметр штифта при его фиксации в каналы передних верхних зубов не влечет за собой последствий и может быть использован в практике врача-стоматолога [19].

Научное исследование A. Kumar et al. (2019) посвящено изучению моделей зубов, укрепленных анкерными штифтами и литыми штифтово-культевыми вкладками. Для проведения анализа методом конечных элементов было построено 99 типов моделей зубов человека, в корневые каналы которых были установлены анкерные штифты — первая группа, штифтово-культевые конструкции — вторая группа. Модели зубов были различны по форме, размеру, а также свойствам конструкционного материала. В результате исследования сделан следующий вывод: выбор анкерного штифта или культевой вкладки зависит от клинической ситуации в полости рта, степени разрушения коронковой части зуба [20].

Д. В. Михальченко и соавт. (2015) в научной работе «Обоснование применения внутрипульпарных штифтовых конструкций при протезировании нижних резцов металлокерамическими коронками» доказали методом математического моделирования, что нижние передние зубы во всех клинических ситуациях нуждаются в установке штифтовой вкладки, если дальнейшее лечение будет осуществлено с помощью покрытия данных зубов металлокерамическими протезами.

Также данный коллектив ученых опубликовал статью, посвященную выбору размера анкерного штифта при его использовании в зубах передней группы. Согласно проведенному исследованию выявлено, что передние зубы верхней и нижней челюстей хоть и относятся к одной группе, однако обладают различными размерами и толщиной твердых тканей. В связи с этим при восстановлении зуба с помощью анкерного штифта необходимо правильно подобрать его оптимальный размер. Было проведено моделирование твердотельных моделей передних зубов верхней и нижней челюстей с разрушением более половины коронки зуба, что является прямым показанием к использованию анкерного штифта. После проведения серии экспериментов при помощи метода конечных элементов были найдены оптимальные размеры анкерного штифта, подходящие в каждый зуб передней группы.

В экспериментальных исследованиях используются различные параметры испытаний и стандарты, что может быть причиной расхождения результатов, связанных с вопросом устойчиво-

сти к разрушению зубов, восстановленных после эндодонтического лечения [21]. Биомеханические условия, приводящие к перелому твердых тканей зуба, характеризуются напряженным состоянием в тканях, которое может быть оценено с помощью метода конечных элементов. В частности, данным методом была проведена оценка влияния типа материала (металл, углерод, стекловолокно и циркониевая керамика) и внешней конфигурации штифтовой конструкции на распределение напряжения. Некоторые исследования показали, что использование стекловолоконных штифтов приводит к более низким напряжениям, чем возникающие деформированные состояния в штифтовых конструкциях, изготовленных из циркониевой керамики, углеродного волокна или металла, однако все эти работы не оценивали место возникновения напряжения — внутри штифтовой конструкции или в твердых тканях зуба.

Также группа исследователей, M. P. Rodrigues et al. (2020), в своей публикации “Direct resin composite restoration of endodontically-treated permanent molars in adolescents: bite force and patient-specific finite element analysis” показали, что использование внутриканальных постов из цельной керамики в эндодонтически обработанных зубах снижает значения напряжений. При этом было доказано, что увеличение модуля упругости вызывает снижение напряжения дентина [22]. Тем не менее R. S. Mozayek et al. (2019) указывают на то, что материалы для внутриканальных штифтов, имеющие модуль упругости выше, чем дентин, способны вызывать запредельные и неоднородные значения напряжения в твердых тканях корня зуба. Следовательно, проанализировав все выводы, можно признать, что наиболее предпочтительным методом выбора материала является тот материал, жесткость которого аналогична жесткости дентина зуба [23].

Кроме того, S. Tekin et al. (2019) пришли к выводу, что материал штифта является более значимым фактором распределения напряжения в твердых тканях зуба, чем внешняя конфигурация штифтовой конструкции [24].

Фиксирующий материал, в частности цементы — стеклоиономерный цемент, фосфат цинка, использовался для фиксации штифтов с приемлемыми результатами. Однако разница в модуле упругости между дентином зуба, фиксирующим материалом и штифтом может привести к концентрации напряжения на границе восстановления, при этом зуб находится в состоянии функциональной окклюзии. D. Sirandoni et al. (2019) и Y. Zhang et al. (2019) исследовали распределение напряжений в корнях зубов, восстановлен-

ных различными штифтами, зафиксированными на цемент [25]. Было доказано, что цинкфосфатный цемент и стеклоиономерный цемент обеспечивают более высокий уровень концентрации напряжения в фиксирующем материале. Эти выводы были подтверждены D. S. Müzel et al. (2020) в систематическом обзоре "Application of the Finite Element Method in the Analysis of Composite Materials: A Review". Они выявили, что лечение эндодонтически леченых зубов может быть более успешным при соблюдении следующих условий: потеря твердых тканей зуба ограничена, используется штифт из материала, свойства которого аналогичны физическим свойствам дентина, используются соответствующие адгезивные методы для последующей реставрации. Вследствие этого лучшим методом восстановления, по мнению авторов, является использование стекловолоконных штифтов с дальнейшей композитной адгезивной реставрацией с точки зрения стойкости зубов к разрушению и биомеханической нагрузке [26].

Коллектив авторов из Российского университета дружбы народов запатентовал способ компьютерного моделирования восстановления биомеханических показателей зуба с целью равномерного распределения жевательной нагрузки при протезировании. Суть метода заключается в изначальном получении виртуальных изображений зубов и челюстей с дальнейшим получением методом конечных элементов максимальной нагрузки на зубочелюстную систему по значению силы жевательных мышц. В результате изготавливается несъемный протез или окклюзионный шаблон с учетом полученных данных с тем расчетом, что окклюзионная поверхность конструкции должна равномерно обеспечивать распределение жевательной нагрузки не только на опорные элементы, но и на окружающую костную ткань и десну. Данное изобретение увеличивает срок службы конструкции за счет предельно точного диагностического определения функционального состояния зубочелюстной системы.

Исследователи N. Türker et al. (2019) оценивали силу удержания конуса для рассматриваемой модели коронки [27]. Для решения задачи был применен метод компьютерной симуляции, основанный на конечно-элементном методе. Для этого были взяты в исследование телескопические коронки конусовидной формы, которые были смоделированы в компьютерной программе. В результате проведенного эксперимента с различными углами и нагрузками было выявлено,

что величина угла наклона образующей конуса обратно пропорциональна величине возникающей силы удержания.

Главным выводом проделанной работы стали клинические рекомендации, включающие в себя условия препарирования и изготовления телескопических коронок, в частности угол должен быть менее или равным 6°. Доказано, что использование большего угла резко повышает количество возможных осложнений.

Одним из перспективных направлений современной стоматологии является протезирование на имплантатах. Огромное количество отечественных и зарубежных ученых занимаются проблемой повышения эффективности данного лечения. Компьютерное планирование имплантации стало важным диагностическим и терапевтическим инструментом в современной практике. Для экспериментального исследования модели «зуб—имплантат—пародонт» лучше всего подходит математическое моделирование с оценкой напряженно-деформированных состояний методом конечных элементов. Это обусловлено сложной организацией данной структуры как в геометрическом, так и в физическом плане. В данной ситуации метод конечных элементов является методом выбора вследствие возможности учета и контроля реальных особенностей структуры комплексной модели, а также компенсирует изменение формы, размеров и степени прикладываемой нагрузки.

Данная проблема интересовала исследователей еще три десятка лет назад. Так, А.И. Матвеева и соавт. (1991) в своей работе «Математическое моделирование ортопедических конструкций с опорой на внутрикостные имплантаты» используют метод конечных элементов в сочетании с пространственной теорией упругости, цифровыми изображениями компьютерного томографа, а результаты эксперимента представлены при помощи средств машинной графики. В ходе работы над данной тематикой был выпущен атлас с иллюстрациями, демонстрирующими возникающие напряженно-деформированные состояния при различных вариантах комплекса «зуб—имплантат—пародонт»<sup>2</sup>.

О. Ozan et al. (2018) в исследовании "Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis" определили, что различные формы резьбы имплантата не влияют на распределение

<sup>2</sup> Монаков Д. В. Построение математической модели напряженно-деформируемого состояния челюсти при проведении дентальной имплантации в условиях дефицита костной ткани. *Известия Самарского научного центра Российской академии наук*. 2014; 16 (5–4): 1412–1414.



напряжения в структуре кости, однако приводят к различной интенсивности сжимающих напряжений [28].

Метод конечных элементов широко используется для прогнозирования биомеханических характеристик различных конструкций имплантатов, а также влияния клинических факторов на успех имплантации [29]. A. Y. Wu et al. (2019) с помощью метода конечных элементов пришли к выводу, что для достижения реалистичных условий эксперимента необходимо использовать передовые методы цифровой визуализации для более детального моделирования геометрии кости, необходимо учитывать анизотропную и неоднородную природу материала, а также граничные условия [30]. Авторами были предложены различные конструкции имплантатов, которые позволяют снизить процент осложнений, а в ряде клинических ситуаций добиться полного их отсутствия.

Научные исследователи N. Kaleli et al. (2018) выявили с помощью конечно-элементного моделирования, что диаметр имплантата играет большую роль в лечении. Существует следующая закономерность: с увеличением диаметра имплантата прилагаемая жевательная нагрузка вызывает меньшее напряжение на границе «имплантат—кость», также снижается напряжение и деформация вокруг шейки [31].

Во многих работах с использованием метода конечных элементов показано, что более высокий риск резорбции кости возникает в области шейки имплантата.

K. S. Nitin et al. (2018) исследовали эффективность ортопедического лечения с использованием имплантатов [32]. В ходе работы авторы оценивали взаимодействие имплантатов с костями верхней и нижней челюстей. Авторы предлагают математическую программу, основанную на применении метода конечных элементов, в результате был проведен анализ напряженно-деформированных состояний кости и определена допустимая нагрузка на имплантат. Авторы провели сравнительный анализ модулей упругости и деформацию различных типов кости, что в клинической практике позволяет спрогнозировать процесс ремоделирования кости. В результате построения модели «кость—имплантат—искусственный зуб» выявлено, что наиболее уязвимой областью является зона компактной пластинки кости в области шейки, что является экспериментальным доказательством результатов клинических исследований, наглядно демонстрирующим в этой зоне наиболее высокий процент возникновения осложнений. Также авторы дают

рекомендации по дальнейшей оптимизации лечения на имплантатах.

Авторы из Японии (M. Suzuki et al. (2019)) провели сравнительный анализ напряженно-деформированных состояний компактной пластинки кости вокруг внутрикостных имплантатов под воздействием постоянной нагрузки в вертикальном направлении [33]. Были смоделированы в боковых участках кости нижней челюсти мостовидные протезы с опорой на имплантаты. В результате исследователи пришли к выводу, что имплантаты, располагающиеся параллельно друг другу в кости, уменьшают возникающие напряжения в компактной пластинке вокруг имплантатов, также это наблюдается при уменьшении расстояния между имплантатами и увеличении их количества.

При моделировании протезов, имеющих точку опоры на одной стороне дефекта, авторы отметили возникновение запредельных нагрузок в сравнении с мостовидными протезами, а также увеличение напряжения на границе соединения кости с имплантатом с уменьшением расстояния между имплантатами и с увеличением длины консольного плеча.

Трехмерное исследование методом конечных элементов проводилось для оценки уровня напряженно-деформированных состояний в костной ткани, теле имплантата и его головке при применении несъемных протезов из различных материалов: золотых сплавов, керамики, пластмассы, композита. Группа авторов из Японии (Y. Yokoi et al. (2019)) доказала, что при использовании золотого сплава и керамики максимальные соизмеримые напряжения присутствуют во всех частях трехмерной модели при приложении нагрузки, эквивалентной жевательной, однако при использовании пластмассы уровень напряжения был существенно выше двух предыдущих материалов при прочих равных условиях [34]. Наибольшему напряжению подвергалась головка имплантата при осевой нагрузке несъемных конструкций, изготовленных из пластмассы. Защитная роль пластмассы при облицовывании головки имплантата в системе «имплантат—кость» не была доказана.

Ученые из США выявили взаимосвязь формы и размера имплантатов, изготовленных из нитрида кремния, с распределением напряженности под действием различных нагрузок, имеющих как вертикальное, так и наклонное направления. В результате исследователи S. Zhang et al. (2019) выявили, что на распределение нагрузок в кости, окружающей имплантат, влияют его форма и направление приложенной силы [35]. Размер



имплантата не играет существенной роли. Наиболее предпочтительной формой имплантата является зубчатая в сравнении с имплантатами конусовидной и цилиндрической форм. Если имплантат увеличен в диаметре и по длине, то уменьшается сжимающее напряжение. Данная статья является первой научной работой, рассматривающей вопрос влияния формы и размера имплантатов из нитрида кремния на напряжение, возникающее в окружающей кости, с помощью метода конечных элементов компьютерного моделирования.

Также метод конечных элементов нашел применение при оценке уровня напряжения системы «имплантат—кость», при этом имплантат был изготовлен из титана. В исследовании проводилось виртуальное протезирование при частичном отсутствии зубов на нижней челюсти различными несъемными конструкциями. Нагрузка была приложена в различных направлениях: осевое, щечно-оральное, медиально-дистальное. Выявлено, что для каждого направления нагрузки чрезмерный уровень напряжения возникал при моделировании консольного протеза с опорами на два имплантата. Следующим по надежности восприимчивости нагрузки стали мостовидные протезы с опорами на два имплантата. Однако наименьшее напряжение в кости возникало при апробации конструкции трех имплантатов с тремя зафиксированными на них коронками.

В современной стоматологической практике актуальна долговременность функционирования искусственных коронок с опорой на дентальные внутрикостные имплантаты под действием постоянных жевательных нагрузок. В связи с этим G. L. Menegaz et al. (2019) провели математический анализ прочности соединения искусственной коронки с имплантатом [36]. В результате приложения функциональной нагрузки в 150 Н выявлены напряженно-деформированные состояния в коронке, фиксирующем материале, а также в самом имплантате. При вертикальной нагрузке все структуры испытывают нормальные напряжения, при наклонной нагрузке запас прочности фиксирующего материала был недостаточным. В заключении авторы отмечают, что выбор цементной фиксации на клиническом приеме возможен только при установке дентального имплантата, максимально приближенного к вертикальной оси искусственной коронки. В остальных случаях методом выбора является винтовая система фиксации.

Исследователь из Белорусского государственного медицинского университета А. И. Головки (2019) провел сравнительный анализ возникновения напряженных состояний и распределения

нагрузки при использовании стандартной и модифицированной моделей дентальных имплантатов. Предложенный вариант супраструктуры способен более эргономично адаптироваться к прилагаемым нагрузкам, что было оценено с помощью метода конечных элементов. Это позволяет расширить показания при использовании ортопедических конструкций, в том числе устанавливать имплантаты под наклоном.

Однако все вышерассмотренное является описанием применения метода конечных элементов при исследовании искусственных конструкций в различных областях стоматологии [37]. Метод конечных элементов применяется и в биомеханических исследованиях для естественных зубов.

Кроме использования метода конечных элементов при протезировании украинскими учеными изучен вопрос физиологической и патологической подвижности зубов [38].

Статья "Three-dimensional finite element analysis of the composite and compomer onlays in primary molars" рассматривает применение метода конечных элементов с целью изучения развития черепа на каждой стадии развития и роста организма человека [39]. Авторами проведено обследование на компьютерном томографе черепов людей различных возрастов (0, 3, 6, 9, 12, 18 лет), соответствующих контрольным периодам роста. В результате ученые пришли к выводу, что самыми уязвимыми областями во всех возрастных периодах являются подбородочная и назальная. В остальных областях уровень напряжения является равномерным. Также значительный уровень напряжения в процессе роста испытывает нижняя челюсть, особенно в периоде от 0 до 6 лет.

Метод конечных элементов используется для сравнительной оценки различных стоматологических конструкций, что может служить критерием выбора плана лечения пациента. A. Sayyedi et al. (2018) было проведено исследование по определению устойчивости организма к нагрузкам различных конструкций несъемных мостовидных протезов [40].

Для решения поставленной цели были смоделированы трехмерные объекты конечно-элементным методом. В ходе эксперимента сила виртуальной нагрузки составляла 250 Н и имела направление от ротовой полости наружу. Также было смоделировано, что место приложения силы находилось на 1,5 мм в язычную сторону. Нагрузка моделировалась под двумя возможными углами — 45° и 60° от окклюзионной плоскости. Установлено, что патологические условия

развиваются с большей вероятностью в эксперименте с углом приложения силы в 60°. Округлые края конструкций и промежутки до 4 мм позволяют изменить уровень напряжения на 73% при углах в 45° и 60° в сторону уменьшения патологического воздействия. Результаты данного исследования можно использовать в процессе ортопедического лечения пациентов на лабораторном этапе изготовления мостовидного цельнокерамического протеза. Необходимо закруглять края и осуществлять минимальную разделку для уменьшения напряжений после фиксации протеза в полости рта.

Метод конечных элементов был использован во многих исследованиях для анализа напряжений, возникающих в зубах и реставрациях. Он оказался эффективным инструментом для понимания биомеханики зубов и биомиметического подхода в восстановительной стоматологии. Z.Y. Liu et al. (2019) в исследовании "Three-dimensional finite element analysis of different endodontic access methods and full crown restoration in the maxillary central incisor" изучали реставрации композитными материалами поражений твердых тканей зубов по III и IV классу Блека и влияние модуля упругости на напряжения, создаваемые окклюзионной нагрузкой [41]. Ученые доказали, что реставрации из композита должны иметь высокий модуль упругости для снижения риска предельного износа.

G. Wang et al. (2016) показали, что материалы с более высоким модулем упругости подходят в качестве материалов для пломбирования полостей жевательных зубов [42].

Известно, что наличие реставрации в зубе может снизить степень упругости коронки зуба. J. Kim et al. (2018) в работе "Viscoelastic finite element analysis of residual stresses in porcelain-veneered zirconia dental crowns" оценили пять моделей зубов: интактные зубы, медиально-окклюзионные полости, медиально-окклюзионно-дистальные полости, медиально-окклюзионные полости после эндодонтического лечения, медиально-окклюзионно-дистальные полости после эндодонтического лечения [43]. Выявлено, что прогрессирующая потеря тканей зуба приводит к прогрессирующей потере жесткости тканей зуба. Естественный зуб и зуб с керамической медиально-окклюзионно-дистальной вкладкой показали одинаковое поведение, что означает 100% восстановление жесткости.

O. Malde et al. (2019) исследовали напряженно-деформированные состояния, возникающие в реставрациях из керамики и полимерных материалов, изготовленных непрямым методом [44].

Выявлено, что керамика является более предпочтительным материалом для восстановления, поскольку ее структура способна распределить напряжение и, следовательно, оказывает меньшее напряжение на твердые ткани зуба.

Механические свойства, толщина восстановительного материала могут непосредственно влиять на нагрузку в комплексе «зуб—реставрация». Несколько исследований показали, что нефункциональное распределение окклюзионных нагрузок в сочетании с плохо минерализованной эмалью и действием кислот может привести к некариозным поражениям зубов. S.Z. Wang et al. (2019) показали, что используемые в современной стоматологии композиты при пришеечных поражениях в значительной степени непригодны с точки зрения устойчивости к переломам, тогда как стеклоиономерные цементы более приближены по характеристикам к твердым тканям зуба.

Также ряд исследований был посвящен оценке связей между гибридным слоем и распределением напряжений, наглядно демонстрируя, что гибридный слой обладает свойством поглощения напряжений, а увеличение толщины адгезивного слоя увеличивает абсолютные значения концентрации напряжений.

Доказательства образования абфракционных повреждений были получены в результате исследований методом конечных элементов. A. Cortona et al. (2020) исследовали напряжения, возникающие по дентино-эмалевому соединению во время функции и отметили, что форма дентино-эмалевого соединения отличается под рабочими бугорками [45]. Результаты этого исследования показали, что растягивающие напряжения были повышены в направлении цервикальной эмали, а также что механическое сцепление между эмалью и дентином в цервикальной области слабее, чем в других областях зуба, что делает его восприимчивым к растрескиванию, это может способствовать развитию цервикального кариеса.

M. H. Wang et al. (2017) оценили распределение напряжения второго премоляра нижней челюсти, восстановленного с помощью стекловолоконного штифта различной формы и диаметра, при приложении нагрузок в вертикальном и латеральном направлениях [46]. Они пришли к выводу, что, независимо от формы, не было значительного изменения в распределении напряжений с увеличением диаметра штифта. При боковой нагрузке коническая и трапециевидная формы штифта создавали менее увеличенный диапазон максимального напряжения, чем при вертикаль-

ной нагрузке. Конические и трапециевидные стекловолоконные штифты — идеальные конструкции для восстановления остаточных коронок и корней, по мнению исследователей.

H.Y. Fu et al. (2019) провели вычислительное исследование, чтобы проверить взаимодействие между вращающимся инструментом и корневыми каналами различной формы во время процедуры препарирования корневого канала с использованием метода конечных элементов [47]. Они пришли к выводу, что радиус и положение кривизны канала являются наиболее важными параметрами, которые определяют напряжение в инструменте с более высокими уровнями напряжения, создаваемыми уменьшением радиуса и перемещением от апикального к среднему положению корня. Наиболее сложные условия работы наблюдались в каналах с резкими изгибами, особенно в тех областях, где инструменты имели большой диаметр. Чтобы предотвратить возможное повреждение инструментов и перелом, рекомендуется не использовать инструменты после их применения в таких каналах.

R. Phellan et al. (2021) проанализировали изгибные и круговые напряжения в двух смоделированных моделях никель-титановых вращающихся инструментов (Protaper и Profile) с использованием метода конечных элементов [48]. Они обнаружили, что при равных нагрузках модель Protaper показала равномерное распределение напряжений и меньшую эластичность по сравнению с моделью Profile. Некоторые недостатки их исследования заключались в том, что они игнорировали вариации конусности инструментов Protaper и Profile, а также не учитывали нелинейные механические свойства никель-титанового материала.

Y. Zhang et al. (2019) проанализировали изменение напряжения стенки корневого канала в результате пломбирования методами вертикальной и боковой конденсации [49]. Напряжение стенки корневого канала вследствие вертикальной конденсации было выше, чем при использовании метода боковой конденсации при тех же условиях нагрузки. Они пришли к выводу, что латеральная конденсация не приведет непосредственно к вертикальному перелому корня, но чрезмерное усилие и неправильная эксплуатация опасны, что приводит к вертикальному перелому корня при любом методе.

Одним из первых исследований в этой области стала статья "Finite element modeling of the human kidney for probabilistic occupant models: Statistical shape analysis and mesh morphing" [50]. Авторы определяли возникающие напряженно-дефор-

мированные состояния в центральном верхнем резце. При этом при моделировании зуба были заложены характеристики его гомогенности, изотропности, эластичности и несимметричности. Прикладываемая сила в 450 Н была направлена по оси зуба в направлении, максимально приближенном к жевательному ( $26^\circ$  относительно режущего края зуба). Данная нагрузка является чрезмерной для смоделированной ситуации, что может повлечь за собой отлом твердых тканей или перелом коронки зуба.

Также достаточно много исследований посвящено применению метода конечных элементов при исследовании костей верхней и нижней челюстей, а также височно-нижнечелюстного сустава.

Немецкие ученые исследовали методом конечных элементов возникающие напряженные состояния в теле нижней челюсти.

Американские ученые опубликовали ряд научных статей, посвященных экспериментальному компьютерному моделированию височно-нижнечелюстного сустава организма человека.

Также ученый Д. Вихманн (2017) запатентовал изобретение, заключающееся в изготовлении индивидуального для пациента заменителя брекета в процессе ортодонтического лечения. Согласно опубликованным статьям, метод конечных элементов используется в процессе расчета необходимой конструкции брекета, а именно его оптимальной толщины, высоты и ширины при виртуальной фиксации его на компьютерную модель челюсти пациента.

Группа В.И. Беда и соавт. (2018) из Украины занималась глубоким изучением вопроса распределения жевательной нагрузки незашинированных зубов переднего участка нижней челюсти и зубов, зафиксированных пародонтологической шиной, с помощью метода конечных элементов. Математический анализ в данном случае позволил изучить механизмы перераспределения жевательной нагрузки без шин и при их использовании, а также обосновать необходимость применения шинирующих конструкций различных видов. Исследование, выполненное с помощью построения компьютерных моделей «опорные зубы — ткани пародонта — челюстная кость», доказало значительное уменьшение напряжения на ткани пародонта при помощи поддерживающих шин, вследствие чего достигается долгосрочная ремиссия пародонтита.

Работа M. Geyer et al. (2019) посвящена разработке новой шины и способа шинирования зубов при заболеваниях пародонта, в частно-

сти при пародонтите [51]. Для достижения цели автором были созданы компьютерные модели зубного ряда с интактным пародонтом и зубного ряда при пародонтите. Также были смоделированы различные варианты шинирующих конструкций с дальнейшим проведением анализа напряженно-деформированных состояний методом конечных элементов. В результате установлено, что предлагаемая автором к применению в стоматологии шина практически нетравматична для тканей зубов и тканей пародонта и полностью создает условия для полноценного восстановления биомеханики нижней челюсти.

Метод конечных элементов доказал свою практическую значимость и при использовании в области ортодонтии. Так, именно с помощью него можно оценить деформационные и нагрузочные характеристики сложных конструкций после применения ортодонтических сил [52]. Концепция резорбции после применения ортодонтической нагрузки вызывается сжимающей нагрузкой, а формирование вызвано натяжением. Помимо этого, ученые доказали, что напряжение преобладает над сжатием в альвеолярной кости.

Некоторые исследования оценивали методом конечных элементов взаимодействие между периодонтальной связкой и подвижностью зубов. W. M. Huang et al. (2018) выявили, что именно периодонтальная связка является основным медиатором ортодонтического движения зубов, она демонстрирует внутреннюю упругую реакцию при воздействии непрерывной нагрузки [53]. Периодонтальная связка — это узкоспециализированная соединительная ткань, наиболее деформирующая ткань пародонта, позволяющая перемещать зубы при функциональных нагрузках.

## ОБСУЖДЕНИЕ

Учитывая все вышесказанное, можно определить детальные области использования метода конечных элементов в стоматологии [54–56]: описание изменений формы в биологических структурах, особенно в области роста и развития; оценка сложных изменений формы; проектирование дентальных имплантатов, ремоделиро-

вание кости; анализ напряжений, возникающих в периодонтальной связке под действием ортодонтических сил; изучение распределения напряжения в зубе в зависимости от протетической конструкции; оптимизация дизайна дентальных реставраций; исследование распределения напряжения в зубах с различными вариантами полостей; изучение биомеханики движения зубов без необходимости проведения экспериментов на животных.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Математическое моделирование является одним из современных методов при проведении исследований, основанных на анализе биомеханических возможностей. Методы компьютерного анализа имеют экспериментальное проявление не только в исследованиях в аэрокосмической, гражданской и автомобильной промышленности, но и в медицине. Метод конечных элементов продемонстрировал себя с крайне положительной стороны как инструмент репрезентации реального взаимоотношения частиц и объектов в виртуальной среде. Он позволяет экономить время не только на проведение эксперимента, но и ресурсы, деньги, материалы. Таким образом, все вышеописанное наглядно характеризует широкую распространенность метода конечных элементов при проведении экспериментальных работ в стоматологии. Об этом свидетельствует проведенный литературный анализ отечественных и зарубежных научных работ. Математическое моделирование набирает с каждым годом все большую популярность и является современной методикой. Однако области применение метода конечных элементов в стоматологии не исчерпаны.

## ИСТОЧНИКИ ФИНАНСИРОВАНИЯ

Исследование выполнено при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (РФФИ) в рамках научного проекта № 20-115-50501.

## FINANCING SOURCE

Research was supported by the Russian Foundation for Basic Research (RFBR) as part of project grant 20-115-50501.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абакаров С.И. *Основы анатомии, окклюзии и артикуляции в стоматологии*. М.: ГЭОТАР-Медиа; 2019. 528 с. DOI: 10.33029/9704-5356-8-2019-ОКК-1-528
2. Мухартова Ю.В., Монгуш О.О., Боголюбов А.Н. Применение метода конечных элементов для ре-
3. Пинчук П.В., Крупин К.Н., Петров В.В., Леонов С.В. Визуализация и теоретическое обоснование ме-

шения спектральной задачи в волноводе с кусочно-постоянным биизотропным заполнением. Радиотехника и электроника. 2017; 62(1): 3–16. DOI: 10.7868/S0033849417010120



- ханизма формирования ложного отломка, образующегося при выстреле пулевым зарядом из гладкоствольного карабина с дистанции в упор. *Научная визуализация*. 2018; 10(2): 15–28. DOI: 10.26583/sv.10.2.02
4. Фудин Н.А., Хадарцев А.А. Эффекты изометрических нагрузок у здоровых лиц, спортсменов и при различной патологии (обзор литературы). *Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание*. 2019; 6: 173–184. DOI: 10.24411/2075-4094-2019-16587
  5. Апресян С.В., Суонио В.К., Степанов А.Г., Ковальская Т.В. Оценка функционального потенциала CAD-программ в комплексном цифровом планировании стоматологического лечения. *Российский стоматологический журнал*. 2020; 24(3): 131–134. DOI: 10.17816/1728-2802-2020-24-3-131-134
  6. Jin B., Hu Y.G., Han L. Progress in finite element analysis of meniscus. *Zhongguo Gu Shang*. 2019; 32(5): 485–488. (Chinese). DOI: 10.3969/j.issn.1003-0034.2019.05.019
  7. Ostapienko B.I., Lopez D., Komarova S.V. Mathematical modeling of calcium phosphate precipitation in biologically relevant systems: scoping review. *Bio-mech. Model. Mechanobiol.* 2019; 18(2): 277–289. DOI: 10.1007/s10237-018-1087-7
  8. Feng Y., Kong W.D., Cen W.J., Zhou X.Z., Zhang W., Li Q.T., Guo H.Y., Yu J.W. Finite element analysis of the effect of power arm locations on tooth movement in extraction space closure with miniscrew anchorage in customized lingual orthodontic treatment. *Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop.* 2019; 156(2): 210–219. DOI: 10.1016/j.ajodo.2018.08.025
  9. Tretto P.H.W., Dos Santos M.B.F., Spazzin A.O., Pereira G.K.R., Bacchi A. Assessment of stress/strain in dental implants and abutments of alternative materials compared to conventional titanium alloy-3D non-linear finite element analysis. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 2020; 23(8): 372–383. DOI: 10.1080/10255842.2020.1731481
  10. Скалиух А.С., Оганесян П.А., Соловьева А.А., Герасименко Т.Е. Конечноэлементное моделирование хирургического скальпеля с пьезоэлектрическим приводом. *Машиностроение и компьютерные технологии*. 2018; 12: 15–23. DOI: 10.24108/1218.0001442
  11. Shahriari S., Parandakh A., Khani M.M., Azadikhah N., Naraghi P., Aeinevand M., Nikkhoo M., Khojasteh A. The Effect of Mandibular Flexure on Stress Distribution in the All-on-4 Treated Edentulous Mandible: A Comparative Finite-Element Study Based on Mechanostat Theory. *J. Long. Term. Eff. Med. Implants*. 2019; 29(1): 79–86. DOI: 10.1615/JLongTermEffMedImplants.2019030866
  12. Мураев А.А., Иванов С.Ю., Гажва Ю.В., Мухаметшин Р.Ф., Рябова В.М., Мруэ А.Х., Короткова Н.Л. Математическое обоснование и результаты клинического использования коротких имплантатов ирис. *Стоматология*. 2018; 97(5): 65–70. DOI: 10.17116/stomat20189705165
  13. Demirel A., Bezgin T., Sari Ş. Effects of Root Maturation and Thickness Variation in Coronal Mineral Trioxide Aggregate Plugs Under Traumatic Load on Stress Distribution in Regenerative Endodontic Procedures: A 3-dimensional Finite Element Analysis Study. *J. Endod.* 2021; 47(3): 492–499.e4. DOI: 10.1016/j.joen.2020.11.006
  14. Pammer D. Evaluation of postoperative dental implant primary stability using 3D finite element analysis. *Comput. Methods. Biomech. Biomed. Engin.* 2019; 22(3): 280–287. DOI: 10.1080/10255842.2018.1552682
  15. Аржанцев А.А. *Рентгенология в стоматологии: Руководство для врачей*. М.: ГЭОТАР-Медиа; 2021. 304 с. DOI: 10.33029/9704-6197-6-XRD-2021-1-304
  16. Jiang T., Wu R.Y., Wang J.K., Wang H.H., Tang G.H. Clear aligners for maxillary anterior en masse retraction: a 3D finite element study. *Sci. Rep.* 2020; 10(1): 10156. DOI: 10.1038/s41598-020-67273-2
  17. Eom J.W., Lim Y.J., Kim M.J., Kwon H.B. Three-dimensional finite element analysis of implant-assisted removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 2017; 117(6): 735–742. DOI: 10.1016/j.prosdent.2016.09.021
  18. Li X., Kang T., Zhan D., Xie J., Guo L. Biomechanical behavior of endocrowns vs fiber post-core-crown VS cast post-core-crown for the restoration of maxillary central incisors with 1 mm and 2 mm ferrule height: A 3D static linear finite element analysis. *Medicine (Baltimore)*. 2020; 99(43): e22648. DOI: 10.1097/MD.00000000000022648
  19. Kumar A., Shitole P., Ghosh R., Kumar R., Gupta A. Experimental and numerical comparisons between finite element method, element-free Galerkin method, and extended finite element method predicted stress intensity factor and energy release rate of cortical bone considering anisotropic bone modelling. *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* 2019; 233(8): 823–838. DOI: 10.1177/0954411919853918
  20. Толмачева Ю.П., Шматкова А.В., Зайдес С.А. Применение метода конечных элементов для визуализации напряженно-деформированного состояния костей рыб. *Научная визуализация*. 2019; 11(2): 114–125. DOI: 10.26583/sv.11.2.09
  21. Rodrigues M.P., Soares P.B.F., Gomes M.A.B., Pereira R.A., Tantbirojn D., Versluis A., Soares C.J. Direct resin composite restoration of endodontically-treated permanent molars in adolescents: bite force and patient-specific finite element analysis. *J. Appl. Oral. Sci.* 2020; 28: e20190544. DOI: 10.1590/1678-7757-2019-0544
  22. Mozayek R.S., Allaf M., Dayoub S. Porcelain sectional veneers, an ultra-conservative technique for diastema closure (three-dimensional finite element stress analysis). *Dent. Med. Probl.* 2019; 56(2): 179–183. DOI: 10.17219/dmp/104602
  23. Tekin S., Değer Y., Demirci F. Evaluation of the use of PEEK material in implant-supported fixed restorations

- by finite element analysis. *Niger. J. Clin. Pract.* 2019; 22(9): 1252–1258. DOI: 10.4103/njcp.njcp\_144\_19
24. Sirandoni D., Leal E., Weber B., Noritomi P.Y., Fuentes R., Borie E. Effect of Different Framework Materials in Implant-Supported Fixed Mandibular Prostheses: A Finite Element Analysis. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* 2019; 34(6): e107–e114. DOI: 10.11607/jomi.7255
  25. David Müzel S., Bonhin E.P., Guimarães N.M., Guidi E.S. Application of the Finite Element Method in the Analysis of Composite Materials: A Review. *Polymers (Basel).* 2020; 12(4): 818. DOI: 10.3390/polym12040818
  26. Türker N., Büyükkaplan U.S., Sadowsky S.J., Özarlan M.M. Finite Element Stress Analysis of Applied Forces to Implants and Supporting Tissues Using the “All-on-Four” Concept with Different Occlusal Schemes. *J. Prosthodont.* 2019; 28(2): 185–194. DOI: 10.1111/jopr.13004
  27. Ozan O., Kurtulmus-Yilmaz S. Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* 2018; 33(1): 64–71. DOI: 10.11607/jomi.6201
  28. Дубова Л.В., Золкина Ю.С., Тагильцев Д.И., Маджидова Е.Р. Изучение распределения внутренних напряжений в протезах-прототипах с опорой на дентальные изоэластичные имплантаты и зубы. *Пародонтология.* 2019; 24(3): 207–211. DOI: 10.33925/1683-3759-2019-24-3-207-211
  29. Wu A.Y., Hsu J.T., Fuh L.J., Huang H.L. Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: In vitro test and finite element analysis. *J. Formos. Med. Assoc.* 2020; 119(10): 1514–1523. DOI: 10.1016/j.jfma.2019.12.001
  30. Kaleli N., Sarac D., Külünk S., Öztürk Ö. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *J. Prosthodont.* 2018; 119(3): 437–445. DOI: 10.1016/j.prosdent.2017.03.008
  31. Nitin K.S., Padmanabhan T.V., Kumar V.A., Parthasarathi N., Uma Maheswari M., Kumar S.M. A three-dimensional finite element analysis to evaluate stress distribution tooth in tooth implant-supported prosthesis with variations in non-rigid connector design and location. *Indian J. Dent. Res.* 2018; 29(5): 634–640. DOI: 10.4103/ijdr.IJDR\_538\_16
  32. Suzuki M., Sueishi K., Katada H., Togo S. Finite Element Analysis of Stress in Maxillary Dentition during En-masse Retraction with Implant Anchorage. *Bull Tokyo Dent. Coll.* 2019; 60(1): 39–52. DOI: 10.2209/tdcpublish.2017-0055
  33. Yokoi Y., Arai A., Kawamura J., Uozumi T., Usui Y., Okafuji N. Effects of Attachment of Plastic Aligner in Closing of Diastema of Maxillary Dentition by Finite Element Method. *J. Healthc. Eng.* 2019; 2019: 1075097. DOI: 10.1155/2019/1075097
  34. Zhang S., Lü C., Li J.H., Zhu B.M., Wang W.Q. Three-dimensional finite element analysis of the influence of an abutment buffer layer on implant stress distribution. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2020; 38(5): 537–540. DOI: 10.7518/hxkq.2020.05.011
  35. Menegaz G.L., Gomide L.C., Araújo C.A. Biomechanical evaluation of acromioclavicular joint reconstructions using a 3-dimensional model based on the finite element method. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon).* 2019; 70: 170–176. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2019.09.002
  36. Парунов В.А., Лебедеенко И.Ю., Дружинин А.А., Яковчук А.Ю., Мороков Е.А. Определение методом математического моделирования минимально допустимых параметров металлокерамических мостовидных зубных протезов из нового российского сплава на основе палладия Палладент УНИ. *Российский стоматологический журнал.* 2018; 22(2): 76–78. DOI: 10.18821/1728-2802-2018-22-1-76-78
  37. Асташина Н.Б., Рогожникова Е.П., Никитин В.Н., Карпинская Ю.В. Интеграция современных экспериментальных и клинических методов оценки подвижности зубов для оптимизации подходов к ортопедическому стоматологическому лечению пародонтита. *Уральский медицинский журнал.* 2020; 9(192): 66–71. DOI: 10.25694/URMJ.2020.09.14
  38. Kirzioglu Z., Ceyhan D., Sengul F., Altun A.C. Three-dimensional finite element analysis of the composite and compomer onlays in primary molars. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 2019; 22(10): 936–941. DOI: 10.1080/10255842.2019.1604951
  39. Sayyedi A., Rashidpour M., Fayyaz A., Ahmadian N., Dehghan M., Faghani F., Fasihg P. Comparison of Stress Distribution in Alveolar Bone with Different Implant Diameters and Vertical Cantilever Length via the Finite Element Method. *J. Long. Term. Eff. Med. Implants.* 2019; 29(1): 37–43. DOI: 10.1615/JLongTermEffMedImplants.2019030030
  40. Liu Z.Y., Zhao L., Yang L.Y., Gao X. Three-dimensional finite element analysis of different endodontic access methods and full crown restoration in the maxillary central incisor. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2019; 37(6): 642–647. DOI: 10.7518/hxkq.2019.06.013
  41. Wang G., Zhang S., Bian C., Kong H. Verification of finite element analysis of fixed partial denture with in vitro electronic strain measurement. *J. Prosthodont. Res.* 2016; 60(1): 29–35. DOI: 10.1016/j.jpor.2015.08.003
  42. Kim J., Dhital S., Zhivago P., Kaizer M.R., Zhang Y. Viscoelastic finite element analysis of residual stresses in porcelain-veneered zirconia dental crowns. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2018; 82: 202–209. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2018.03.020
  43. Malde O., Libby J., Moazen M. An Overview of Modelling Craniosynostosis Using the Finite Element

- Method. *Mol. Syndromol.* 2019; 10(1–2): 74–82. DOI: 10.1159/000490833
44. Cortona A., Rossini G., Parrini S., Deregibus A., Castorlorio T. Clear aligner orthodontic therapy of rotated mandibular round-shaped teeth: A finite element study. *Angle. Orthod.* 2020; 90(2): 247–254. DOI: 10.2319/020719-86.1
45. Wang M.H., Ge Z.L., Tian L., Li P.R., Che Y.Q. Effect of three types of rapid maxillary expansion: a three-dimensional finite element study. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2017; 52(11): 678–683. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1002-0098.2017.11.006
46. Fu H.Y., Wang F.F., Hou X.M. Construction and mechanical analysis of finite element model for bending property of controlled memory wire nickel-titanium rotary file. *Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban.* 2019; 51(1): 131–135. DOI: 10.19723/j.issn.1671-167X.2019.01.023
47. Phellan R., Hachem B., Clin J., Mac-Thiong J.M., Duong L. Real-time biomechanics using the finite element method and machine learning: Review and perspective. *Med. Phys.* 2021; 48(1): 7–18. DOI: 10.1002/mp.14602
48. Zhang Y., Mai Z., Barani A., Bush M., Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent. Mater.* 2016; 32(3): 442–449. DOI: 10.1016/j.dental.2015.12.010
49. Yates K.M., Untaroiu C.D. Finite element modeling of the human kidney for probabilistic occupant models: Statistical shape analysis and mesh morphing. *J. Biomech.* 2018; 74: 50–56. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2018.04.016
50. Geyer M., Sotiriou E., Tamm A.R., Ruf T.F., Kreidel F., Yang Y., Emrich T., Beiras-Fernandez A., Gori T., Münzel T., Schulz E., von Bardeleben R.S. Advanced Protocol for Three-Dimensional Transesophageal Echocardiography Guidance Implementing Real-Time Multiplanar Reconstruction for Transcatheter Mitral Valve Repair by Direct Annuloplasty. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 2019; 32(10): 1359–1365. DOI: 10.1016/j.echo.2019.05.015
51. Cai Y. A three-dimensional finite element analysis of the effect of archwire characteristics on the self-ligating orthodontic tooth movement of the canine. *Technol. Health. Care.* 2019; 27(S1): 195–204. DOI: 10.3233/THC-199019
52. Huang W.M., Chen C.H., Liang S.H., Huang C.Y., Cheng S.M., Sheu C.Y., Huang C.C. Multiplanar reconstruction technique for difficult computed tomography-guided lung biopsy: Improved accuracy and safety. *Thorac. Cancer.* 2018; 9(10): 1333–1337. DOI: 10.1111/1759-7714.12835
53. Zhang Y., Liu Y., She Y., Liang Y., Xu F., Fang C. The Effect of Endodontic Access Cavities on Fracture Resistance of First Maxillary Molar Using the Extended Finite Element Method. *J. Endod.* 2019; 45(3): 316–321. DOI: 10.1016/j.joen.2018.12.006
54. Liu Z.Y., Zhao L., Yang L.Y., Gao X. Three-dimensional finite element analysis of different endodontic access methods and full crown restoration in the maxillary central incisor. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2019; 37(6): 642–647. DOI: 10.7518/hxkq.2019.06.013
55. Fiorillo L., Cicciù M., D'Amico C., Mauceri R., Oteri G., Cervino G. Finite Element Method and Von Mises Investigation on Bone Response to Dynamic Stress with a Novel Conical Dental Implant Connection. *Biomed. Res. Int.* 2020; 2020: 2976067. DOI: 10.1155/2020/2976067
56. Xu M., Yang J., Lieberman I.H., Haddas R. Finite element method-based study of pedicle screw-bone connection in pullout test and physiological spinal loads. *Med. Eng. Phys.* 2019; 67: 11–21. DOI: 10.1016/j.medengphy.2019.03.004

## REFERENCES

1. Abakarov S.I. *Osnovy anatomii, okklyuzii i artikulyatsii v stomatologii [Fundamentals of Anatomy, Occlusion and Articulation in Dentistry]*. Moscow: GEOTAR-Media; 2019. 528 p. (In Russ.). DOI: 10.33029/9704-5356-8-2019-OKK-1-528
2. Mukhartova Y.V., Mongush O.O., Bogolyubov A.N. Application of the finite-element method for solving a spectral problem in a waveguide with piecewise constant bi-isotropic filling. *Journal of Communications Technology and Electronics.* 2017; 62(1):1–13. DOI: 10.1134/s1064226917010120
3. Pinchuk P.V., Krupin K.N., Petrov V.V., Leonov S.V. Specific fractures of the diaphysis of the femur formed by a traumatic multicomponent bullet shot charge from a smoothbore carbine “Saiga 12k” at a distance in focus, visualization and theoretical study of the fragment formation mechanism about them. *Scientific Visualization.* 2018; 10(2): 15–28 (In Russ., English abstract). DOI: 10.26583/sv.10.2.02
4. Fudin N.A., Khadartsev A.A. Effects of isometric loads in healthy persons, athletes at different pathology (literature review). *Journal Of New Medical Technologies, eEdition.* 2019; 6: 173–184 (In Russ., English abstract). DOI: 10.24411/2075-4094-2019-16587
5. Apresyan S.V., Suonio V.K., Stepanov A.G., Kovalskaya T.V. Evaluation of functional potential of CAD-programs in integrated digital planning of dental treatment. *Russian Journal of Dentistry.* 2020; 24(3): 131–134 (In Russ., English abstract). DOI: 10.17816/1728-2802-2020-24-3-131-134
6. Jin B., Hu Y.G., Han L. Progress in finite element analysis of meniscus. *Zhongguo Gu Shang.* 2019; 32(5): 485–488 (Chinese). DOI: 10.3969/j.issn.1003-0034.2019.05.019
7. Ostapienko B.I., Lopez D., Komarova S.V. Mathematical modeling of calcium phosphate precipitation in biologically relevant systems: scoping review. *Biomech.*



- Model. Mechanobiol.* 2019; 18(2): 277–289. DOI: 10.1007/s10237-018-1087-7
8. Feng Y., Kong W.D., Cen W.J., Zhou X.Z., Zhang W., Li Q.T., Guo H.Y., Yu J.W. Finite element analysis of the effect of power arm locations on tooth movement in extraction space closure with miniscrew anchorage in customized lingual orthodontic treatment. *Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop.* 2019; 156(2): 210–219. DOI: 10.1016/j.ajodo.2018.08.025
  9. Tretto P.H.W., Dos Santos M.B.F., Spazzin A.O., Pereira G.K.R., Bacchi A. Assessment of stress/strain in dental implants and abutments of alternative materials compared to conventional titanium alloy-3D non-linear finite element analysis. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 2020; 23(8): 372–383. DOI: 10.1080/10255842.2020.1731481
  10. Skaliukh A.S., Oganessian P.A., Solovieva A.A., Gerasimenko T.E. Finite Element Modeling of Surgical Scalpel with Piezoelectric Actuator. *Mechanical Engineering and Computer Science.* 2018; 12: 15–23 (In Russ., English abstract). DOI: 10.24108/1218.0001442
  11. Shahriari S., Parandakh A., Khani M.M., Azadikhah N., Naraghi P., Aeinevand M., Nikkhoo M., Khojasteh A. The Effect of Mandibular Flexure on Stress Distribution in the All-on-4 Treated Edentulous Mandible: A Comparative Finite-Element Study Based on Mechanostat Theory. *J. Long. Term. Eff. Med. Implants.* 2019; 29(1): 79–86. DOI: 10.1615/JLongTermEffMedImplants.2019030866
  12. Muraev A.A., Ivanov S.Y., Gazhva Y.V., Muhametshin R.F., Ryabova V.M., Mrue A.H., Korotkova N.L. Mathematical rationale and results of clinical use of IRIS short implants. *Stomatologiya.* 2018; 97(5): 65–70 (In Russ., English abstract). DOI: 10.17116/stomat20189705165
  13. Demirel A., Bezgin T., Sarı Ş. Effects of Root Maturation and Thickness Variation in Coronal Mineral Trioxide Aggregate Plugs Under Traumatic Load on Stress Distribution in Regenerative Endodontic Procedures: A 3-dimensional Finite Element Analysis Study. *J. Endod.* 2021; 47(3): 492–499.e4. DOI: 10.1016/j.joen.2020.11.006
  14. Pammer D. Evaluation of postoperative dental implant primary stability using 3D finite element analysis. *Comput. Methods. Biomech. Biomed. Engin.* 2019; 22(3): 280–287. DOI: 10.1080/10255842.2018.1552682
  15. Arzhantsev A.A. *Rentgenologiya v stomatologii: Rukovodstvo dlya vrachei [Radiology in Dentistry: A Guide for Physicians]*. Moscow: GEOTAR-Media; 2021. 304 p. (In Russ.). DOI: 10.33029/9704-6197-6-XRD-2021-1-304
  16. Jiang T., Wu R.Y., Wang J.K., Wang H.H., Tang G.H. Clear aligners for maxillary anterior en masse retraction: a 3D finite element study. *Sci. Rep.* 2020; 10(1): 10156. DOI: 10.1038/s41598-020-67273-2
  17. Eom J.W., Lim Y.J., Kim M.J., Kwon H.B. Three-dimensional finite element analysis of implant-assisted removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 2017; 117(6): 735–742. DOI: 10.1016/j.prosdent.2016.09.021
  18. Li X., Kang T., Zhan D., Xie J., Guo L. Biomechanical behavior of endocrowns vs fiber post-core-crown VS cast post-core-crown for the restoration of maxillary central incisors with 1mm and 2 mm ferrule height: A 3D static linear finite element analysis. *Medicine (Baltimore).* 2020; 99(43): e22648. DOI: 10.1097/MD.00000000000022648
  19. Kumar A., Shitole P., Ghosh R., Kumar R., Gupta A. Experimental and numerical comparisons between finite element method, element-free Galerkin method, and extended finite element method predicted stress intensity factor and energy release rate of cortical bone considering anisotropic bone modelling. *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* 2019; 233(8): 823–838. DOI: 10.1177/0954411919853918
  20. Tolmacheva Y.P., Chmatkova A.V., Zaides S.A. Using the finite-element method for visualization of the stress-strain state of fish. *Scientific Visualization.* 2019; 11(2): 114–125 (In Russ., English abstract). DOI: 10.26583/sv.11.2.09
  21. Rodrigues M.P., Soares P.B.F., Gomes M.A.B., Pereira R.A., Tantbirojn D., Versluis A., Soares C.J. Direct resin composite restoration of endodontically-treated permanent molars in adolescents: bite force and patient-specific finite element analysis. *J. Appl. Oral. Sci.* 2020; 28: e20190544. DOI: 10.1590/1678-7757-2019-0544
  22. Mozayek R.S., Allaf M., Dayoub S. Porcelain sectional veneers, an ultra-conservative technique for diastema closure (three-dimensional finite element stress analysis). *Dent. Med. Probl.* 2019; 56(2): 179–183. DOI: 10.17219/dmp/104602
  23. Tekin S., Değer Y., Demirci F. Evaluation of the use of PEEK material in implant-supported fixed restorations by finite element analysis. *Niger. J. Clin. Pract.* 2019; 22(9): 1252–1258. DOI: 10.4103/njcp.njcp\_144\_19
  24. Sirandoni D., Leal E., Weber B., Noritomi P.Y., Fuentes R., Borie E. Effect of Different Framework Materials in Implant-Supported Fixed Mandibular Prostheses: A Finite Element Analysis. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* 2019; 34(6): e107–e114. DOI: 10.11607/jomi.7255
  25. David Müzel S., Bonhin E.P., Guimarães N.M., Guidi E.S. Application of the Finite Element Method in the Analysis of Composite Materials: A Review. *Polymers (Basel).* 2020; 12(4): 818. DOI: 10.3390/polym12040818
  26. Türker N., Büyükkaplan U.S., Sadowsky S.J., Özarslan M.M. Finite Element Stress Analysis of Applied Forces to Implants and Supporting Tissues Using the “All-on-Four” Concept with Different Occlusal Schemes. *J. Prosthodont.* 2019; 28(2): 185–194. DOI: 10.1111/jopr.13004
  27. Ozan O., Kurtulmus-Yilmaz S. Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Di-



- mensional Finite Element Analysis. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* 2018; 33(1): 64–71. DOI: 10.11607/jomi.6201
28. Dubova L.V., Zolkina Yu.S., Tagiltsev D.I., Majidova E.R. Study of the distribution of internal stresses in prototype dentures supported by isoelastic dental implants and teeth. *Parodontologiya.* 2019; 24(3): 207–211 (In Russ., English abstract). DOI: 10.33925/1683-3759-2019-24-3-207-211
  29. Wu A.Y., Hsu J.T., Fuh L.J., Huang H.L. Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: In vitro test and finite element analysis. *J. Formos. Med. Assoc.* 2020; 119(10): 1514–1523. DOI: 10.1016/j.jfma.2019.12.001
  30. Kaleli N., Sarac D., Külünk S., Öztürk Ö. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *J. Prosthet. Dent.* 2018; 119(3): 437–445. DOI: 10.1016/j.prosdent.2017.03.008
  31. Nitin K.S., Padmanabhan T.V., Kumar V.A., Parthasarathi N., Uma Maheswari M., Kumar S.M. A three-dimensional finite element analysis to evaluate stress distribution tooth in tooth implant-supported prosthesis with variations in non-rigid connector design and location. *Indian J. Dent. Res.* 2018; 29(5): 634–640. DOI: 10.4103/ijdr.IJDR\_538\_16
  32. Suzuki M., Sueishi K., Katada H., Togo S. Finite Element Analysis of Stress in Maxillary Dentition during En-masse Retraction with Implant Anchorage. *Bull Tokyo Dent. Coll.* 2019; 60(1): 39–52. DOI: 10.2209/tdc-publication.2017-0055
  33. Yokoi Y., Arai A., Kawamura J., Uozumi T., Usui Y., Okafuji N. Effects of Attachment of Plastic Aligner in Closing of Diastema of Maxillary Dentition by Finite Element Method. *J. Healthc. Eng.* 2019; 2019: 1075097. DOI: 10.1155/2019/1075097
  34. Zhang S., Lü C., Li J.H., Zhu B.M., Wang W.Q. Three-dimensional finite element analysis of the influence of an abutment buffer layer on implant stress distribution. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2020; 38(5): 537–540. DOI: 10.7518/hxkq.2020.05.011
  35. Menegaz G.L., Gomide L.C., Araújo C.A. Biomechanical evaluation of acromioclavicular joint reconstructions using a 3-dimensional model based on the finite element method. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon).* 2019; 70: 170–176. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2019.09.002
  36. Parunov V.A., Lebedenko I.Yu., Druzhinin A.A., Yakovchuk A.Yu., Morokov E.A. Determination of minimum permissible parameters of metal-ceramic bridges dentures from a new russian alloy based on palladium Palladent UNI by mathematical modeling. *Russian Journal of Dentistry.* 2018; 22(2): 76–78 (In Russ., English abstract). DOI: 10.18821/1728-2802-2018-22-1-76-78
  37. Astashina N.B., Rogozhnikova E.P., Nikitin V.N., Karpinskaya Yu.V. Integration of modern experimental and clinical methods for assessing tooth mobility to optimize approaches orthopedic dental treatment of periodontitis. *Ural Medical Journal.* 2020; 9(192): 66–71 (In Russ.). DOI: 10.25694/URMJ.2020.09.14
  38. Kirzioglu Z., Ceyhan D., Sengul F., Altun A.C. Three-dimensional finite element analysis of the composite and compomer onlays in primary molars. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 2019; 22(10): 936–941. DOI: 10.1080/10255842.2019.1604951
  39. Sayyedi A., Rashidpour M., Fayyaz A., Ahmadian N., Dehghan M., Faghani F., Fasihg P. Comparison of Stress Distribution in Alveolar Bone with Different Implant Diameters and Vertical Cantilever Length via the Finite Element Method. *J. Long. Term. Eff. Med. Implants.* 2019; 29(1): 37–43. DOI: 10.1615/JLongTermEffMedImplants.2019030030
  40. Liu Z.Y., Zhao L., Yang L.Y., Gao X. Three-dimensional finite element analysis of different endodontic access methods and full crown restoration in the maxillary central incisor]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2019; 37(6): 642–647. DOI: 10.7518/hxkq.2019.06.013
  41. Wang G., Zhang S., Bian C., Kong H. Verification of finite element analysis of fixed partial denture with in vitro electronic strain measurement. *J. Prosthodont. Res.* 2016; 60(1): 29–35. DOI: 10.1016/j.jpor.2015.08.003
  42. Kim J., Dhital S., Zhivago P., Kaizer M.R., Zhang Y. Viscoelastic finite element analysis of residual stresses in porcelain-veneered zirconia dental crowns. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2018; 82: 202–209. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2018.03.020
  43. Malde O., Libby J., Moazen M. An Overview of Modelling Craniosynostosis Using the Finite Element Method. *Mol. Syndromol.* 2019; 10(1–2): 74–82. DOI: 10.1159/000490833
  44. Cortona A., Rossini G., Parrini S., Deregibus A., Castorflorio T. Clear aligner orthodontic therapy of rotated mandibular round-shaped teeth: A finite element study. *Angle. Orthod.* 2020; 90(2): 247–254. DOI: 10.2319/020719-86.1
  45. Wang M.H., Ge Z.L., Tian L., Li P.R., Che Y.Q. Effect of three types of rapid maxillary expansion: a three-dimensional finite element study. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2017; 52(11): 678–683. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1002-0098.2017.11.006
  46. Fu H.Y., Wang F.F., Hou X.M. Construction and mechanical analysis of finite element model for bending property of controlled memory wire nickel-titanium rotary file. *Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban.* 2019; 51(1): 131–135. DOI: 10.19723/j.issn.1671-167X.2019.01.023
  47. Phellan R., Hachem B., Clin J., Mac-Thiong J.M., Duong L. Real-time biomechanics using the finite element method and machine learning: Review and perspective. *Med. Phys.* 2021; 48(1): 7–18. DOI: 10.1002/mp.14602
  48. Zhang Y., Mai Z., Barani A., Bush M., Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent. Ma-*

- ter. 2016; 32(3): 442–449. DOI: 10.1016/j.dental.2015.12.010
49. Yates K.M., Untaroiu C.D. Finite element modeling of the human kidney for probabilistic occupant models: Statistical shape analysis and mesh morphing. *J. Biomech.* 2018; 74: 50–56. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2018.04.016
50. Geyer M., Sotiriou E., Tamm A.R., Ruf T.F., Kreidel F., Yang Y., Emrich T., Beiras-Fernandez A., Gori T., Münzel T., Schulz E., von Bardeleben R.S. Advanced Protocol for Three-Dimensional Transesophageal Echocardiography Guidance Implementing Real-Time Multiplanar Reconstruction for Transcatheter Mitral Valve Repair by Direct Annuloplasty. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 2019; 32(10): 1359–1365. DOI: 10.1016/j.echo.2019.05.015
51. Cai Y. A three-dimensional finite element analysis of the effect of archwire characteristics on the self-ligating orthodontic tooth movement of the canine. *Technol. Health. Care.* 2019; 27(S1): 195–204. DOI: 10.3233/THC-199019
52. Huang W.M., Chen C.H., Liang S.H., Huang C.Y., Cheng S.M., Sheu C.Y., Huang C.C. Multiplanar reconstruction technique for difficult computed tomography-guided lung biopsy: Improved accuracy and safety. *Thorac. Cancer.* 2018; 9(10): 1333–1337. DOI: 10.1111/1759-7714.12835
53. Zhang Y., Liu Y., She Y., Liang Y., Xu F., Fang C. The Effect of Endodontic Access Cavities on Fracture Resistance of First Maxillary Molar Using the Extended Finite Element Method. *J. Endod.* 2019; 45(3): 316–321. DOI: 10.1016/j.joen.2018.12.006
54. Liu Z.Y., Zhao L., Yang L.Y., Gao X. Three-dimensional finite element analysis of different endodontic access methods and full crown restoration in the maxillary central incisor. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2019; 37(6): 642–647. DOI: 10.7518/hxkq.2019.06.013
55. Fiorillo L., Cicciù M., D'Amico C., Mauceri R., Oteri G., Cervino G. Finite Element Method and Von Mises Investigation on Bone Response to Dynamic Stress with a Novel Conical Dental Implant Connection. *Biomed. Res. Int.* 2020; 2020: 2976067. DOI: 10.1155/2020/2976067
56. Xu M., Yang J., Lieberman I.H., Haddas R. Finite element method-based study of pedicle screw-bone connection in pullout test and physiological spinal loads. *Med. Eng. Phys.* 2019; 67: 11–21. DOI: 10.1016/j.medengphy.2019.03.004

## ВКЛАД АВТОРОВ

### Дьяченко Д.Ю.

Разработка концепции — формирование идеи; формулировка и развитие ключевых целей и задач.

Проведение исследования — анализ и интерпретация полученных литературных данных.

Подготовка и редактирование текста — составление черновика рукописи, его критический пересмотр; участие в научном дизайне.

Утверждение окончательного варианта статьи — принятие ответственности за все аспекты работы, целостность всех частей статьи и ее окончательный вариант.

Визуализация — подготовка визуализации данных.

### Дьяченко С.В.

Разработка концепции — формулировка и развитие ключевых целей и задач.

Проведение исследования — анализ и интерпретация полученных литературных данных.

Подготовка и редактирование текста — составление черновика рукописи, его критический пересмотр; участие в научном дизайне.

Утверждение окончательного варианта статьи — принятие ответственности за все аспекты работы, целостность всех частей статьи и ее окончательный вариант.

Визуализация — подготовка визуализации данных.

## AUTHOR CONTRIBUTIONS

### Dyachenko D.Yu.

Conceptualisation — concept statement; statement and development of key goals and objectives.

Conducting research — record analysis and interpretation.

Text preparation and editing — drafting and critical revision of the manuscript; contribution to the scientific layout.

Approval of the final manuscript — acceptance of responsibility for all aspects of the work, integrity of all parts of the article and its final version.

Visualisation — preparing data for visualisation.

### Dyachenko S.V.

Conceptualisation — statement and development of key goals and objectives.

Conducting research — record analysis and interpretation.

Text preparation and editing — drafting and critical revision of the manuscript; contribution to the scientific layout.

Approval of the final manuscript — acceptance of responsibility for all aspects of the work, integrity of all parts of the article and its final version.

Visualisation — preparing data for visualisation.

**СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ / INFORMATION ABOUT THE AUTHORS**

**Дьяченко Денис Юрьевич** — ассистент кафедры стоматологии института непрерывного медицинского и фармацевтического образования федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Волгоградский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации.

<https://orcid.org/0000-0003-4445-6109>

**Дьяченко Светлана Владимировна\*** — ассистент кафедры стоматологии института непрерывного медицинского и фармацевтического образования федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Волгоградский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации.

<https://orcid.org/0000-0002-5526-8130>

Контактная информация: e-mail: [sveta.gavrikova@bk.ru](mailto:sveta.gavrikova@bk.ru); тел.: +7 (904) 770-46-97;

ул. Селенгинская, д. 11, кв. 271, г. Волгоград, 400050, Россия.

**Denis Yu. Dyachenko** — Research Assistant, Chair of Dentistry, Institute of Continuing Education in Medicine and Pharmacy, Volgograd State Medical University.

<https://orcid.org/0000-0003-4445-6109>

**Svetlana V. Dyachenko\*** — Research Assistant, Chair of Dentistry, Institute of Continuing Education in Medicine and Pharmacy, Volgograd State Medical University.

<https://orcid.org/0000-0002-5526-8130>

Contact information: e-mail: [sveta.gavrikova@bk.ru](mailto:sveta.gavrikova@bk.ru); тел.: +7 (904) 770-46-97;

Selenginskaya str., 11, 271, Volgograd, 400050, Russia.

\* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author