

DOI: <https://doi.org/10.17816/uds634485>

Применение метода конечных элементов в ортогнатической хирургии

Н.В. Вишнёва¹, А.Н. Ланина², М.А. Жмайло³, К.Р. Тимербулатова⁴¹ Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова, Санкт-Петербург, Россия;² Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова, Санкт-Петербург, Россия;³ Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, Санкт-Петербург, Россия;⁴ Новгородский государственный университет имени Ярослава Мудрого, Великий Новгород, Россия

АННОТАЦИЯ

Представлен обзор возможностей применения метода конечных элементов в ортогнатической хирургии. Благодаря универсальности и способности моделировать сложную геометрию и получать быстрые результаты метод конечных элементов стал важным исследовательским инструментом в стоматологии и используется для анализа напряжений и деформаций в сложных механических системах и позволяет выполнять математическое преобразование и анализ механических свойств геометрического объекта. В ортогнатической хирургии метод демонстрирует такие преимущества, как сведение к минимуму необходимости проведения длительных исследований на животных и неэтичных испытаний на людях, неинвазивность, возможность визуализации наложенных друг на друга структур, упрощение анализа свойств материалов челюстно-лицевых структур и их геометрии, точное определение направления и величины приложенной силы, возможность теоретического измерения точек напряжения, неизменность физических свойств оцениваемых материалов, возможность бесконечного повторения теста, а также статического и динамического анализа. К недостаткам метода можно отнести зависимость качества и деталей результатов от используемой при расчетах техники, необходимость глубокого знания материаловедения, вероятность ошибок во входных данных, статистике и интерпретации результатов, необходимость владения специальными навыками работы с компьютером, невозможность предположить динамику изменения исследуемых структур. В целом, метод конечных элементов хорошо зарекомендовал себя в стоматологии и ортогнатической хирургии для решения биомедицинских проблем.

Ключевые слова: метод конечных элементов; компьютерный инжиниринг; цифровые испытания; виртуальные испытания; биомеханика; ортогнатическая хирургия; ортодонтия.

Как цитировать

Вишнёва Н.В., Ланина А.Н., Жмайло М.А., Тимербулатова К.Р. Применение метода конечных элементов в ортогнатической хирургии // Университетская стоматология и челюстно-лицевая хирургия. 2024. Т. 2, № 3. С. 123–130. DOI: <https://doi.org/10.17816/uds634485>

DOI: <https://doi.org/10.17816/uds634485>

Finite Element Method in Orthognatic Surgery

Nataliia V. Vishnyova¹, Anastasiia N. Lanina², Mikhail A. Zhmaylo³, Karina R. Timerbulatova⁴¹ First Pavlov State Medical University of Saint Petersburg, Saint Petersburg, Russia;² North-Western State Medical University named after I.I. Mechnikov, Saint Petersburg, Russia;³ Peter the Great Saint Petersburg Polytechnic University, Saint Petersburg, Russia;⁴ Yaroslav the Wise Novgorod State University, Veliky Novgorod, Russia

ABSTRACT

The paper addresses the potential applications of the finite element method in orthognatic surgery. The finite element method has become a valuable research tool in dentistry due to its versatility, capacity to simulate complex geometry, and quick results. It is used for stress and strain analysis in complex mechanical systems and allows for the mathematical transformation and analysis of mechanical properties of geometric objects. The advantages of the finite element method in orthognatic surgery include reduced need for long-term animal tests and unethical tests in humans, noninvasiveness, imaging of superimposed structures, simplified analysis of the materials and geometry of orofacial structures, accurate determination of the direction and magnitude of the applied force, theoretical measurements of stress points, constant physical properties of assessed materials, high repeatability of tests, as well as static and dynamic analysis. The disadvantages of the method include the effect of the equipment used on the quality and details of findings, the need for extensive knowledge of materials science, the risk of errors in input data, statistics, and interpretation of findings, the need for advanced computer skills, and the inability to predict changes in assessed structures. Overall, the finite element method has proven effective in addressing biomedical issues in dentistry and orthognatic surgery.

Keywords: finite element method; computing engineering; digital testing; virtual testing; biomechanics; orthognatic surgery; orthodontics.

To cite this article

Vishnyova NV, Lanina AN, Zhmaylo MA, Timerbulatova KR. Finite Element Method in Orthognatic Surgery. *Acta Universitatis Dentistriae et Chirurgiae Maxillofacialis*. 2024;2(3):123–130. DOI: <https://doi.org/10.17816/uds634485>

Received: 21.07.2024

Accepted: 23.09.2024

Published online: 23.09.2024

АКТУАЛЬНОСТЬ

Появление различных инноваций, связанных с нанотехнологиями, биоинженерией и другими молодыми науками, способствовало стремительному переходу стоматологии на новый уровень.

Слияние биологических и инженерных наук посредством различных технологических разработок привело к точному пониманию природы и свойств тканей человека, а также материалов и методов, используемых в стоматологии на микробиологическом и ультраструктурном уровнях. Одна из таких технологических разработок — метод конечных элементов (МКЭ), который стал в стоматологии важным исследовательским инструментом для понимания поведения различных материалов. МКЭ разработан в 1956 году и сначала применялся в аэрокосмической технике. Постепенно, благодаря универсальности и способности моделировать сложную геометрию и получать быстрые результаты, он проник в медицину. МКЭ используется для анализа напряжений и деформаций в сложных механических системах, позволяет выполнять математическое преобразование и анализ механических свойств геометрического объекта.

Область стоматологии, которая тесно связана с биомеханикой, — челюстно-лицевая хирургия. Поскольку механические свойства человеческого скелета не могут быть исследованы *in vivo*, МКЭ нашел в этой дисциплине особое применение.

ПРИНЦИП МЕТОДА КОНЕЧНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ

В МКЭ поведение конкретной физической системы моделируется математически. Непрерывная структура делится на элементы, которые сохраняют свойства исходной структуры. Каждый из элементов описывается дифференциальными уравнениями, которые решаются с помощью математических моделей, подобранных по исследуемым данным [1]. Такой структурный анализ позволяет определить напряжение и деформацию, вызванную внешней силой, давлением, термическим изменением и другими факторами. Поскольку невозможно количественно определить напряжение и напряжение в тканях человека в ответ на внешнее воздействие, этот метод чрезвычайно полезен для оценки механических аспектов биоматериалов в тканях человека, что очень сложно изучать непосредственно на людях из-за этических соображений [2]. Полученные результаты можно изучить с помощью программного обеспечения для визуализации в среде МКЭ, чтобы проанализировать различные параметры и полностью определить последствия анализа. Основные этапы МКЭ включают предварительную обработку, обработку, или решение, и постобработку. На этапе предварительной обработки данные получают с помощью системы автоматизированного проектирования (САПР) или компьютерной

томографии для построения 2- или 3-мерной (3D) модели с последующим созданием сетки и граничными условиями. На этапе обработки, или решения, расчеты выполняются с использованием соответствующего компьютерного программного обеспечения, которое выполняет матричные формулировки, инверсию, умножение и, наконец, получает решение. Это решение проверяется дополнительно и уточняется в соответствии с требованиями на этапе постобработки. МКЭ подразумевает использование сетки, состоящей из сложной системы точек (узлов) и элементов. С помощью различных программ эта сетка создается с учетом определенных свойств материала и структуры, определяющих реакцию конструкции на различные условия нагрузки. Наиболее важным аспектом анализа является присвоение модели МКЭ соответствующих свойств материала для точного моделирования поведения оцениваемого объекта. Распределение напряжений и деформаций в объекте сильно зависит от свойств материала, которые можно смоделировать в МКЭ как анизотропные, ортотропные, изотропные и трансверсально-изотропные. Свойства остаются одинаковыми во всех направлениях. Следовательно, в изотропном материале существуют только две независимые материальные константы: модуль Юнга и коэффициент Пуассона. Сетка в основном ведет себя как паутина. Каждый узел или точка соединяет элемент сетки с соседними узлами. Смысл в том, чтобы вычислять в ограниченном или конечном числе точек и строить результаты для всей области (поверхности или объема). Но поскольку все живые компоненты непрерывны и имеют бесконечную степень (степени) свободы (рис. 1), невозможно решить проблему в этом конкретном формате, который требует уменьшения степени (степеней) свободы от бесконечной до конечной, при этом применимость МКЭ вступает в действие. МКЭ уменьшает степень свободы от бесконечной до конечной с помощью сетки (узлов и элементов) [3] (рис. 1–3).

Граничные условия в МКЭ в основном представляют собой нагрузку, воздействующую на исследуемые конструкции, и область модели, которая ограничена. Различные способы приложения силы и момента: сосредоточенная нагрузка (в точке или отдельном узле), сила на

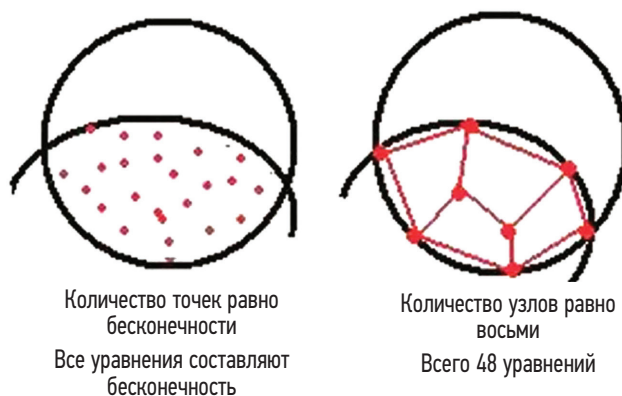


Рис. 1. Степени свободы
Fig. 1. Degree of freedom

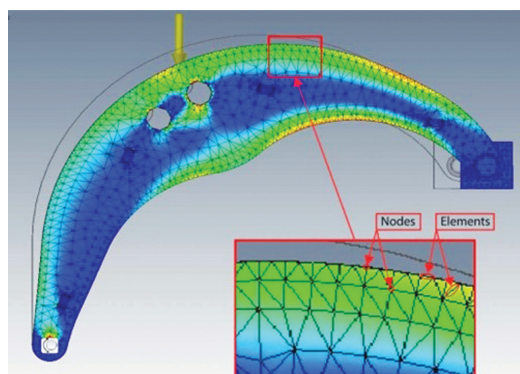


Рис. 2. Узлы. Источник: FEA Mesh Elements & Nodes Guide // Asrengineering. URL: <https://asrengineering.com/2019/09/23/fea-mesh-elements-nodes-guide-intro-to-fea/>

Fig. 2. Nodes Source: FEA Mesh Elements & Nodes Guide // Asrengineering. URL: <https://asrengineering.com/2019/09/23/feamash-elements-nodes-guide-intro-to-fea/>

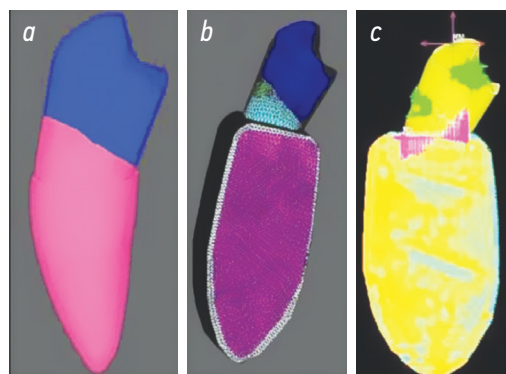


Рис. 3. Этапы метода конечных элементов: *a* — 3D-модель; *b* — создание сетки; *c* — результат нагрузки

Fig. 3. Stages of the finite element method: *a*, 3D model; *b*, creating a grid; *c*, loading outcome

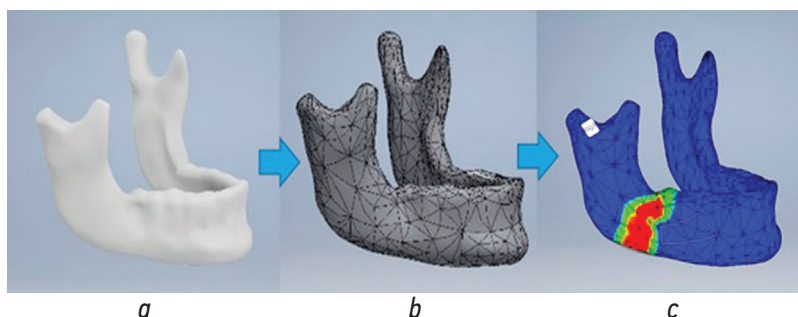


Рис. 4. Построение модели с помощью метода конечных элементов. Получение численной модели (*a*), ее разбиение на множество простых конечных элементов, соединенных в общей узловой точке (дискретизация) (*b*). После того как каждому элементу будут присвоены соответствующие свойства материала, можно провести анализ конечных элементов смоделированных усилий в различных областях численной модели и выявить распределения удельных напряжений и деформаций (*c*)

Fig. 4. Building a model using the finite element method Building a numerical model (*a*) and dividing it into a set of simple finite elements connected at a common node (discretization) (*b*). After assigning the corresponding material properties to each element, the finite element analysis of conditions modeled in various parts of the numerical model can be performed, and specific stress and strain distributions can be assessed (*c*)



Рис. 5. Схема приложенной нагрузки и граничных условий, наложенных на зуб для точечной нагрузки и распределенной нагрузки

Fig. 5. Scheme of the load and boundary conditions applied on a tooth for point and distributed load

линии или кромке, распределенная нагрузка (сила изменяется по уравнению), изгибающие моменты и крутящий момент. Чтобы обеспечить уравновешенное решение, на некоторых границах должны быть установлены нулевые

ограничения. Чтобы предотвратить перекрытие напряжений и деформаций, связанных с силами реакции, ограничения должны быть размещены на узлах, удаленных от интересующей области. После фиксации граничных условий запускается программное обеспечение для определения напряжений и деформаций с использованием линейного статического анализа и нелинейного анализа [4] (рис. 4, 5).

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Ортогнатическая хирургия направлена на исправление состояния челюстей и лица, в том числе структуры, модификацию роста, нарушений височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС), апноэ, нарушений прикуса из-за дисгармонии скелета или других ортодонтических проблем, которые нельзя вылечить с помощью ортодонтии. Ее методы включают хирургические манипуляции со структурами лицевого скелета для восстановления анатомии и их функциональной взаимосвязи с зубочелюстными

скелетными аномалиями. Успешный результат зависит от тщательного предоперационного планирования вплоть до окончательной окклюзии. Виртуальное планирование способствует более точному анализу зубочелюстной деформации и предоперационному планированию с помощью компьютерных технологий, таких как МКЭ. Современное ортогнатическое лечение состоит из стандартной ортогнатической процедуры по исправлению таких деформаций челюстей, как верхняя и нижняя прогнатия, открытый прикус, трудности при жевании и глотании, боль при дисфункции ВНЧС, чрезмерное стирание зубов и скошенный подбородок. Она включает в себя дополнительные процедуры, такие как гениопластика, септоринопластика и липэктомия шеи для улучшения контуров твердых и мягких тканей [5].

Y. Payan и соавт. в 2002 году представили свое исследование протокола лечения, в котором была описана проанализированная с помощью компьютерных технологий последовательность челюстно-лицевых операций в области ортогнатической хирургии у пациентов с большими дефектами челюсти, поскольку протокол лечения сложен и продолжителен [6].

Корректирующая хирургия нижней челюсти, такая как билатеральная сагиттальная расщепляющая остеотомия (Bilateral Sagittal Split Osteotomy — BSSO), применяется для стабилизации костных сегментов с помощью различных фиксирующих элементов, а МКЭ является для этого важным инструментом [6].

Выбор соответствующих элементов мостовидного протеза также является ключевым фактором, определяющим успешные результаты всех ортогнатических операций. При BSSO МКЭ активно используется для сравнения стабильности соединения костных сегментов различными системами фиксации [7]. С этой целью S. Trivedi создал цифровую изотропную 3D-модель, разделенную по линии BSSO на 3 сегмента с промежутками 5 мм между ними. Остеотомированные фрагменты мостовидно соединялись тремя различными системами фиксации. На основании значений смещения остеотомированных сегментов после моделирования симметричного прикуса резцами (20 Н) и асимметричного прикуса молярами (80 Н) авторы пришли к выводу, что наиболее стабильное мостовидное соединение после BSSO может быть получено при бикортикальной винтовой фиксации, что соответствовало другому исследованию МКЭ, в котором использование стягивающих винтов 2,0 мм, установленных в треугольной конфигурации, обеспечивало наиболее достаточную стабильность и меньшее количество полей напряжения в месте остеотомии по сравнению с другими методами жесткой фиксации [8]. Также был проведен МКЭ, отражающий двухчелюстную остеотомию, — более сложную операцию, предназначенную для пациентов с деформацией обеих челюстей. Например, M.B.F. dos Santos и соавт. по результатам обследования 50 пациентов, которым была выполнена двухчелюстная остеотомия, подтвердили, что

МКЭ можно использовать для моделирования крыловидно-верхнечелюстной дизъюнкции во время процедуры LeFort I без применения изогнутого остеотома и для прогнозирования изменений результатов лечения после удлинения линии разреза [9]. Используя предоперационные данные компьютерной томографии, авторы создали индивидуализированные цифровые модели средней зоны лица. Модуль Юнга для отдельных вокселей рассчитывали по плотности кости, определенной во время конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ). Затем намечали виртуальную линию разреза и моделировали крыловидно-верхнечелюстное разъединение в результате раскрытия расширителей Тессье в остеотомической щели с нагрузкой 150 Н. Основываясь на прогнозируемом накоплении максимального напряжения в крыловидно-верхнечелюстном соединении, авторы выделили 3 типа дизъюнкции. Степень совпадения между местом расхождения крыловидно-верхнечелюстной кости, предсказанным с помощью МКЭ, и фактическим местом расхождения, наблюдаемым на послеоперационных КТ-изображениях, полученных через 7 дней после остеотомии с помощью расширителей Tessier, составила 87 %, что подтверждает надежность МКЭ в ортогнатической хирургии. Кроме того, МКЭ продемонстрировал, что расширение линии разреза до бугристости верхней челюсти было связано с более высокой частотой переломов крыловидного отростка [9], что является ценной информацией для клиницистов.

Другой ортогнатической процедурой, часто выполняемой среди пациентов с узкой верхней челюстью, является быстрое хирургическое расширение нёба (Surgically Assisted Rapid Palatal Expansion — SARPE) — это ортогнатическая хирургическая процедура, часто выполняющаяся у пациентов с узкой верхней челюстью. Распределение напряжения в верхней челюсти, подвергшейся SARPE, было смоделировано методом конечных элементов. Обнаружено, что шаги в скуло-верхнечелюстном и крыловидно-верхнечелюстном разъединении, по-видимому, важны для уменьшения вредного рассеивания напряжения во время SARPE [10]. У пациентов с большими дефектами челюсти подготовка лечения может быть очень сложной и занимать много времени. В результате на многих этапах лечения его конечный эффект может отличаться от желаемого результата. Поэтому Y. Payan и соавт. предложили собственный протокол лечения, основанный на компьютерном планировании: использование МКЭ для моделирования лицевых последствий плановой ортогнатической операции [6]. L.H. Cevidanes и соавт. представили компьютеризированную хирургическую систему, которая включала создание 3D-моделей на основе КЛКТ пациента, динамическую цефалометрию, полуавтоматическое зеркальное отображение, интерактивную резку кости и изменение положения костных сегментов для ортогнатических операций, и указали, что модели МКЭ наиболее вероятно обеспечивают надежное моделирование изменений мягких тканей лица в результате изменения

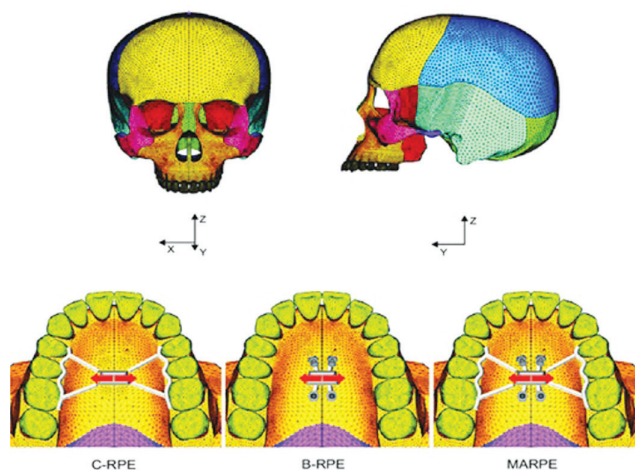


Рис. 6. Устройства C-RPE, B-RPE, MARPE
Fig. 6. C-RPE, B-RPE, and MARPE devices

формы скелета [11]. P.G.M. Knoops и соавт. подтвердили этот тезис, сравнивая точность прогнозирования изменения мягких тканей у пациентов, перенесших остеотомию по Le Fort I с вертикальным перемещением, с помощью доступных компьютерных программ и пришли к выводу, что они действительно могут обеспечить точность прогнозирования мягких тканей, определить свойства материала, специфичные для пациента или популяции, и поэтому могут быть полезны во время предоперационного общения с пациентом [12].

В исследовании A. Boryor и соавт. было показано, что можно открыть межверхнечелюстной шов у взрослых с помощью расширителя с опорой на микроимплантаты. Испытываемый здесь расширитель оказывал очень малое усилие, которое в основном было сосредоточено на указанном шве, что приводило к его разрыву [13].

В исследовании M. MacGinnis и соавт. распределение напряжения от скелетного нёбного расширения с опорой на микроимпланты (Miniscrew-Assisted Rapid Palatal Expansion — MARPE) показало меньшее распространение на контрфорсы и прилегающие к нему участки в верхнечелюстном комплексе. При помещении силы расширения ближе к центру сопротивления верхней челюсти происходит меньший наклон с более латеральным перемещением комплекса. Также было выяснено, что MARPE может быть полезен у пациентов со сросшимся нёбным швом [14].

Eui-Hyang Seonga и соавт. показали, что C-RPE (с помощью обычных расширителей) вызывал наибольшее напряжение вдоль фронтального отростка верхней челюсти и вокруг опорных зубов, а затем в области нёбного шва, тогда как B-RPE (с помощью костных расширителей) вызывал наибольшее напряжение вокруг мини-винта, хотя область была ограничена нёбным швом. Результаты исследования показывают, что включение мини-винтов в устройства RPE (Rapid Palate

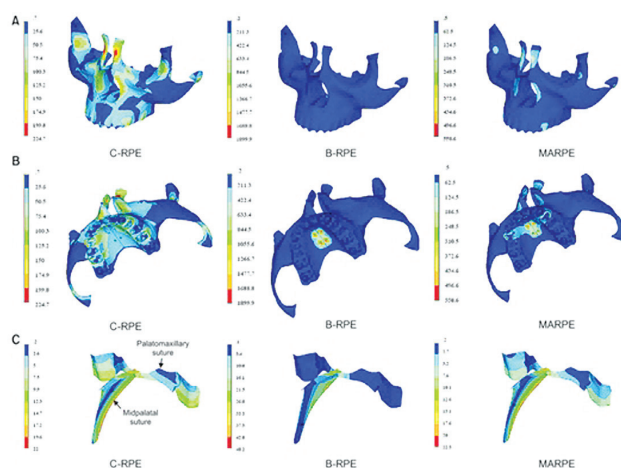


Рис. 7. Модель конечных элементов, показывающая распределение напряжения фон Мизеса
Fig. 7. Finite element model showing the von Mises stress distribution

Expander — нехирургическое быстрое нёбное расширение) может способствовать передаче усилия на швы и снижению чрезмерной нагрузки на буккальную костную пластинку (рис. 6, 7) [15].

Принимая во внимание возможности, которые предлагает МКЗ не только в отношении мягких, но и твердых тканей, перспективно расширение применения метода для реализации более сложных решений по определению линий остеотомии, выбору типа, количества и расположения фиксирующих элементов и прогнозирования результатов ортогнатической операции.

Таким образом, МКЗ демонстрирует следующие преимущества в ортогнатической хирургии:

- 1) сведение к минимуму необходимости проведения длительных исследований на животных и неэтичных испытаний на людях;
- 2) неинвазивность;
- 3) возможность визуализировать наложенные друг на друга структуры;
- 4) упрощение анализа свойств материалов челюстно-лицевых структур и их геометрии;
- 5) точное определение направления и величины приложенной силы;
- 6) возможность теоретического измерения точек напряжения;
- 7) неизменность физических свойств оцениваемых материалов;
- 8) повторение теста может быть выполнено бесконечное число раз;
- 9) возможность выполнять как статический, так и динамический анализ.

Среди недостатков МКЗ следует отметить:

- 1) зависимость качества и подробности результатов от используемой при расчетах техники;
- 2) необходимость иметь глубокие познания в материаловедении для использования метода;

- 3) ошибки во входных данных, статистике и интерпретации результатов могут привести к неправильному выводу;
- 4) необходимость владения специальными навыками работы с компьютером;
- 5) невозможность предположить динамику изменения исследуемых структур, поскольку трудно учесть множество факторов (в особенности время, так как в расчетах по МКЭ оно не учитывается);
- 6) требование ввода большого количества данных для используемой сетки с точки зрения связности узлов и других параметров в зависимости от проблемы.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Метод конечных элементов — это численный метод анализа, применяемый в стоматологии и ортогнатической хирургии для решения сложных биомедицинских проблем. Анализируемая конструкция может иметь любую форму и опору, создающую произвольные нагрузки. Метод идеально подходит для анализа неоднородных биологических структур. Моделирование структур и материалов экономит время и средства при проведении эксперимента — именно поэтому данный метод успешно применяется в различных областях. В то же время МКЭ представляет собой способ получения численного решения конкретной задачи. Конечно-элементный анализ является точным инструментом для оценки распределения напряжений, при условии, что заданные значения достоверны. Способ его реализации варьирует от человека к человеку в связи с биологическими особенностями каждого отдельно взятого пациента. Очевидные недостатки метода всегда следует иметь в виду при работе как в клинических, так и в лабораторных условиях. Проведенные эксперименты повторяемы без возникновения каких-либо этических проблем, а дизайн исследования может быть

изменен в соответствии с конкретными требованиями. Определенные ограничения МКЭ все же существуют, следует учитывать, что подобное исследование должно сопровождаться клинической оценкой.

Таким образом, МКЭ — это полезный и важный инструмент для анализа изменений параметров базовой модели.

ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

Вклад авторов. Все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией. Личный вклад каждого автора: Н.В. Вишнёва, А.Н. Ланина, М.А. Жмайло — анализ полученных данных, внесение окончательной правки; К.Р. Тимербулатова — обзор литературы.

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

Источник финансирования. Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования при проведении исследования.

ADDITIONAL INFORMATION

Authors' contribution. Thereby, all authors made a substantial contribution to the conception of the study, acquisition, analysis, interpretation of data for the work, drafting and revising the article, final approval of the version to be published and agree to be accountable for all aspects of the study. The contribution of each author: N.V. Vishnyova, A.N. Lanina, M.A. Zhmaylo — data analysis, final editing; K.R. Timerbulatova — literature review.

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

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

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Marcián P., Wolff J., Horáčková L., et al. Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions // *Comput Biol Med.* 2018. Vol. 96. P. 157–165. doi: 10.1016/j.combiomed.2018.03.012
2. Boccaccio A., Uva A.E., Fiorentino M., et al. Optimal load for bone tissue scaffolds with an assigned geometry // *Int J Med Sci.* 2018. Vol. 15, N 1. P. 16–22. doi: 10.7150/ijms.20522
3. Sirekha A., Bashetty K. Infinite to finite: An overview of finite element analysis // *Indian J Dent Res.* 2010. Vol. 21, N 3. P. 425–432. doi: 10.4103/0970-9290.70813
4. Kul E., Korkmaz İ.H. Effect of different design of abutment and implant on stress distribution in 2 implants and peripheral bone: A finite element analysis study // *J Prosthet Dent.* 2021. Vol. 126, N 5. P. 664.E1–664.E9. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.09.058
5. Khechoyan D.Y. Orthognathic surgery: general considerations // *Semin Plast Surg.* 2013. Vol. 27, N 3. P. 133–136. doi: 10.1055/s-0033-1357109
6. Payan Y., Chabanas M., Pelorson X., et al. Biomechanical models to simulate consequences of maxillofacial surgery // *Comptes Rendus Biologies.* 2002. Vol. 325, N 4. P. 407–417. doi: 10.1016/s1631-0691(02)01443-9
7. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry // *J Oral Biol Craniofac Res.* 2014. Vol. 4, N 3. P. 200–203. doi: 10.1016/j.jobcr.2014.11.008
8. Ding X., Zhu X.-H., Liao S.-H., et al. Implant–bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis // *J Prosthodont.* 2009. Vol. 18, N 5. P. 393–402. doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00453.x
9. Dos Santos M.B.F., Da Silva Neto J.P., Consani R.L.X., Mesquita M.F. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in peri-implant bone with relined dentures and different heights of healing caps // *J Oral Rehabil.* 2011. Vol. 38, N 9. P. 691–696. doi: 10.1111/j.1365-2842.2011.02217.x

10. Demenko V., Linetskiy I., Nesvit K., Shevchenko A. Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection // *J Dent Res*. 2011. Vol. 90, N 10. P. 1211–1215. doi: 10.1177/0022034511417442
11. Cevdanes L.H., Tucker S., Styner M., et al. Three-dimensional surgical simulation // *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010. Vol. 138, N 3. P. 361–371. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.08.026
12. Knoops P.G.M., Borghi A., Ruggiero F., et al. A novel soft tissue prediction methodology for orthognathic surgery based on probabilistic finite element modelling // *PLoS One*. 2018. Vol. 13, N 5. P. e0197209. doi: 10.1371/journal.pone.0197209

REFERENCES

1. Marcián P, Wolff J, Horáčková L, et al. Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions. *Comput Biol Med*. 2018;96:157–165. doi: 10.1016/j.compbiomed.2018.03.012
2. Boccaccio A, Uva AE, Fiorentino M, et al. Optimal load for bone tissue scaffolds with an assigned geometry. *Int J Med Sci*. 2018;15(1):16–22. doi: 10.7150/ijms.20522
3. Srekhya A, Bashetty K. Infinite to finite: An overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res*. 2010;21(3):425–432. doi: 10.4103/0970-9290.70813
4. Kul E, Korkmaz İH. Effect of different design of abutment and implant on stress distribution in 2 implants and peripheral bone: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent*. 2021;126(5):664.E1–664.E9. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.09.058
5. Khechoyan DY. Orthognathic surgery: general considerations. *Semin Plast Surg*. 2013;27(3):133–136. doi: 10.1055/s-0033-1357109
6. Payan Y, Chabanas M, Pelorson X, et al. Biomechanical models to simulate consequences of maxillofacial surgery. *Comptes Rendus Biologies*. 2002;325(4):407–417. doi: 10.1016/s1631-0691(02)01443-9
7. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2014;4(3):200–203. doi: 10.1016/j.jobcr.2014.11.008
8. Ding X, Zhu X-H, Liao S-H, et al. Implant–bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont*. 2009;18(5):393–402. doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00453.x
9. Dos Santos MBF, Da Silva Neto JP, Consani RLX, Mesquita MF. Three-dimensional finite element analysis of stress dis-

- tribution in peri-implant bone with relined dentures and different heights of healing caps. *J Oral Rehabil*. 2011;38(9):691–696. doi: 10.1111/j.1365-2842.2011.02217.x
10. Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Shevchenko A. Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *J Dent Res*. 2011;90(10):1211–1215. doi: 10.1177/0022034511417442
11. Cevdanes LH, Tucker S, Styner M, et al. Three-dimensional surgical simulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138(3):361–371. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.08.026
12. Knoops PGM, Borghi A, Ruggiero F, et al. A novel soft tissue prediction methodology for orthognathic surgery based on probabilistic finite element modelling. *PLoS One*. 2018;13(5):e0197209. doi: 10.1371/journal.pone.0197209
13. Boryor A, Hohmann A, Wunderlich A, et al. Use of a modified expander during rapid maxillary expansion in adults: An in vitro and finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):e11–16. doi: 10.11607/jomi.2078
14. MacGinnis M, Chu H, Youssef G, et al. The effects of micro-implant assisted rapid palatal expansion (MARPE) on the nasomaxillary complex — a finite element method (FEM) analysis. *Prog Orthod*. 2014;15(1):52. doi: 10.1186/s40510-014-0052-y
15. Seong E-H, Choia S-H, Kimc H-J, et al. Evaluation of the effects of miniscrew incorporation in palatal expanders for young adults using finite element analysis. *Korean J Orthod*. 2018;48(2):81–89. doi: 10.4041/kjod.2018.48.2.81

- tribution in peri-implant bone with relined dentures and different heights of healing caps. *J Oral Rehabil*. 2011;38(9):691–696. doi: 10.1111/j.1365-2842.2011.02217.x
10. Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Shevchenko A. Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *J Dent Res*. 2011;90(10):1211–1215. doi: 10.1177/0022034511417442
11. Cevdanes LH, Tucker S, Styner M, et al. Three-dimensional surgical simulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138(3):361–371. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.08.026
12. Knoops PGM, Borghi A, Ruggiero F, et al. A novel soft tissue prediction methodology for orthognathic surgery based on probabilistic finite element modelling. *PLoS One*. 2018;13(5):e0197209. doi: 10.1371/journal.pone.0197209
13. Boryor A, Hohmann A, Wunderlich A, et al. Use of a modified expander during rapid maxillary expansion in adults: An in vitro and finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):e11–16. doi: 10.11607/jomi.2078
14. MacGinnis M, Chu H, Youssef G, et al. The effects of micro-implant assisted rapid palatal expansion (MARPE) on the nasomaxillary complex — a finite element method (FEM) analysis. *Prog Orthod*. 2014;15(1):52. doi: 10.1186/s40510-014-0052-y
15. Seong E-H, Choia S-H, Kimc H-J, et al. Evaluation of the effects of miniscrew incorporation in palatal expanders for young adults using finite element analysis. *Korean J Orthod*. 2018;48(2):81–89. doi: 10.4041/kjod.2018.48.2.81

ОБ АВТОРАХ

***Наталья Васильевна Вишнёва**, канд. мед. наук, доцент, кафедра стоматологии хирургической и челюстно-лицевой хирургии, Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова; адрес: ул. Льва Толстого, 6–8, Санкт-Петербург, 197022, Россия; ORCID: 0000-0001-9186-5277; eLibrary SPIN: 9720-0502; e-mail: dr.pnv25@yandex.ru

Анастасия Николаевна Ланина, канд. мед. наук, доцент; ORCID: 0000-0002-4501-2166; eLibrary SPIN: 4585-8331; e-mail: sadis57@mail.ru

Михаил Александрович Жмайло, ведущий инженер; e-mail: zhmaylo@compmechlab.com

Карина Радиновна Тимербулатова, ординатор, e-mail: timerbulatova.karina@mail.ru

AUTHORS' INFO

***Nataliia V. Vishnyova**, MD, Cand. Sci. (Med.), Associate Professor of the Department of Dentistry of Surgical and Maxillofacial Surgery, First St. Petersburg State Medical University named after Academician I.P. Pavlov; address: 6–8 Lew Tolstoy st., Saint Petersburg, 197022, Russia; ORCID: 0000-0001-9186-5277; eLibrary SPIN: 9720-0502; e-mail: dr.pnv25@yandex.ru

Anastasiia N. Lanina, MD, Cand. Sci. (Med.), Associate Professor; ORCID: 0000-0002-4501-2166; eLibrary SPIN: 4585-8331; e-mail: sadis57@mail.ru

Mikhail A. Zhmaylo, lead engineer; e-mail: zhmaylo@compmechlab.com

Karina R. Timerbulatova, resident, e-mail: timerbulatova.karina@mail.ru

* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author