

DOI: <https://doi.org/10.17816/uds633465>

Изучение действия модифицированного аппарата Гербста на нижнюю челюсть методом конечных элементов

Н.Д. Пирский¹, Р.А. Фадеев²¹ Медицинский центр «Романовский», Санкт-Петербург, Россия;² Северо-Западный государственный медицинский университет им. И. И. Мечникова, Санкт-Петербург, Россия

АННОТАЦИЯ

Актуальность. Метод конечных элементов — это вычислительный способ, широко используемый в инженерии и биомеханике, который приобретает все большую актуальность в области ортодонтии. Способность моделировать сложные биологические структуры сделала его ценным инструментом для понимания взаимодействий, происходящих в процессе перемещения зубов. Ортодонтическое лечение основано на применении механических усилий для перемещения зубов в более желательное положение, но эти усилия также воздействуют на окружающие ткани, включая периодонтальную связку и альвеолярную кость. Метод конечных элементов позволяет предсказать, как эти ткани будут реагировать на различные воздействия, что помогает разрабатывать более эффективные и безопасные методы лечения.

Цель. Изучение методом конечных элементов воздействия аппарата Гербста на костные структуры нижней челюсти.

Материалы и методы. Разработана 3-мерная модель нижней челюсти взрослого пациента 25 лет и произведен анализ действия модифицированного аппарата Гербста на нее методом конечных элементов.

Результаты. Для трехмерной модели определены физические свойства вязкоупругого материала на основании модели Kelvin как наиболее удачной идеализации поведения кортикальной кости. При симуляции статического положения нижней челюсти определено, что максимальная величина смещения нижней челюсти составляет 1,97 мм; максимальное значение упругой деформации составляет 1,2 % от предельно допустимого значения; значение напряжений достигает составляют менее 0,1 % от предельно допустимых значений. При симуляции движения нижней челюсти в процессе жевания определено, что максимальное смещение составляет 0,7 мм в области угла нижней челюсти и веночного отростка; упругие деформации достигают 2 % от предельного значения, концентрируясь в области дистальной поверхности нижнего второго моляра; значение напряжений составляет менее 0,2 % от предельно допустимого.

Выводы. Использование вязкоупругой модели Kelvin позволяет создать 3-мерную модель нижней челюсти со свойствами, приближенными к костной ткани. Изучение действия модифицированного аппарата Гербста на нижнюю челюсть методом конечных элементов позволило визуализировать явления смещения, деформации и напряжения, возникающие в период действия аппарата.

Ключевые слова: аппарат Гербста; метод конечных элементов; ортодонтия.

Как цитировать

Пирский Н.Д., Фадеев Р.А. Изучение действия модифицированного аппарата Гербста на нижнюю челюсть методом конечных элементов // Университетская стоматология и челюстно-лицевая хирургия. 2024. Т. 2, № 3. С. 141–150. DOI: <https://doi.org/10.17816/uds633465>

DOI: <https://doi.org/10.17816/uds633465>

Effect of a Modified Herbst Appliance on the Mandible Assessed by the Finite Element Method

Nikita D. Pirskaa¹, Roman A. Fadeev²¹ Medical center "Romanovsky", Saint Petersburg, Russia;² North-Western State Medical University named after. I. I. Mechnikov, Saint Petersburg, Russia

ABSTRACT

BACKGROUND: The finite element method is a computational tool widely used in engineering and biomechanics, which is becoming increasingly relevant in the field of orthodontics. The ability to model a complex biological structures has made it a valuable tool for understanding the interactions that occur during tooth movement. Orthodontic treatment is based on the application of mechanical forces to move the teeth to a more desirable position, but these forces also affect the surrounding tissues, including the periodontal ligament and alveolar bone. The finite element method allows you to predict how these tissues will respond to various exposures, which helps to develop more effective and safe treatment methods

AIM: To assess the effect of a Herbst appliance on bone structures of the mandible using the finite element method.

MATERIALS AND METHODS: A 3D model of the mandible in a 25-year-old adult patient was built, and the effect of a modified Herbst appliance on the mandible was assessed by the finite element method.

RESULTS: The physical properties of a viscoelastic material were determined for the 3D model, using a Kelvin model as the most appropriate best-case scenario for the cortical bone. The model of a static position of the mandible showed that the maximum mandibular displacement was 1.97 mm, the maximum elastic strain was 1.2% of the allowable limit, and the stress was less than 0.1% of the allowable limit. The model of mandibular movements during chewing revealed that the maximum displacement was 0.7 mm in the mandibular angle and coronoid process area. The elastic strain reached 2% of the allowable limit, concentrating on the distal surface of the mandibular second molar, and the stress was less than 0.2% of the allowable limit.

CONCLUSIONS: A viscoelastic Kelvin model enabled creating a 3D model of the mandible with properties similar to those of bone tissue. The use of the finite element method to assess the effect of a modified Herbst appliance on the mandible allowed for imaging of the displacement, strain, and stress observed while the appliance was utilized.

Keywords: Herbst appliance; finite element method; orthodontics.

To cite this article

Pirskaa ND, Fadeev RA. Effect of a Modified Herbst Appliance on the Mandible Assessed by the Finite Element Method. *Acta Universitatis Dentistriae et Chirurgiae Maxillofacialis*. 2024;2(3):141–150. DOI: <https://doi.org/10.17816/uds633465>

Received: 16.06.2024

Accepted: 28.09.2024

Published online: 29.09.2024

ВВЕДЕНИЕ

В современной ортодонтии планирование лечения должно базироваться на подтвержденных научных и клинических данных. Перед началом лечения важно знать, как челюстно-лицевые структуры будут реагировать на каждый из возможных методов лечения.

В связи с появлением компьютерных технологий, с целью изучения ортодонтических сил и их воздействия на костную ткань, стало возможным применение метода конечных элементов [1]. Метод в настоящее время рассматривается как важный инструмент исследования биомеханики в ортодонтии.

Метод конечных элементов (МКЭ) — это численный метод, используемый для решения дифференциальных уравнений и задач математического моделирования. Он применяется для аппроксимации геометрических областей и вычисления распределений физических полей внутри них. Исходная область разбивается на более простые подобласти, называемые конечными элементами, после чего решаются уравнения граничных условий для каждого элемента. Результатом является визуальное отображение областей с численными значениями физических величин. Вычислительные пакеты МКЭ обычно содержат визуализацию, которая помогает наблюдать внутренние напряжения, деформации и смещения по мере их взаимодействия во времени. Причина, по которой важно анализировать паттерны напряжений в челюстно-лицевой области, возникающие во время ортодонтического лечения, заключается в том, что движения зубов происходят тогда, когда ортодонтическая сила, приложенная к зубам и компактной кости, оказывает напряжение на всю периодонтальную связку, которая инициирует клеточный ответ. Известно, что ремоделирование кости основано на характере прикладываемого к ней напряжения либо через соответствующее напряжение в матриксе мягких тканей, либо от экзогенной силы [1–4].

Преимущества МКЭ:

- 1) применим к любой конструкции с любой геометрией;
- 2) неинвазивность, с его помощью легко визуализировать пред-, интра- и послеоперационные этапы лечения;
- 3) воспроизводимость не влияет на свойства материала;
- 4) экономичность;
- 5) не занимает много времени по сравнению с клиническими исследованиями.

Среди недостатков МКЭ можно отметить вводящие в заблуждение результаты при недостоверных данных, указанных в программном обеспечении. В связи с тем, что биологические структуры не имеют простой геометрии, МКЭ становится более достоверным при применении правильных физических свойств биологических тканей. Он не учитывает рост биологических тканей, а показывает только распределение напряжения и смещение, при этом исследуемая конструкция находится под нагрузкой

и никакой материал из нее не добавляется и не удаляется [5].

Цель работы — изучение методом конечных элементов воздействия аппарата Гербста на костные структуры нижней челюсти.

Задачи исследования: 1) разработать модель нижней челюсти, пригодную для применения МКЭ и изучить, может ли она дать клинически совместимые результаты; 2) провести анализ модели с вычислением максимального напряжения, максимального смещения, деформации, эквивалентных напряжений, главного напряжения, возникающих в нижней челюсти при работе модифицированного аппарата Гербста.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для решения поставленных задач было решено разработать вязкоупругую модель нижней челюсти и приложить к ней усилия, которые модифицированный аппарат Гербста будет передавать на нижнюю челюсть.

Из биомеханики известно, что компактная кость является вязкоупругим материалом, поэтому вполне логично моделировать ее как таковую [5, 6]. Вязкоупругость — это свойство материалов, которое при деформации проявляет как вязкие, так и упругие характеристики. Таким образом, материалы ведут себя и как жидкость, и как твердое вещество.

За основу описания состояния костной ткани нижней челюсти были выбраны модели Maxwell и Voigt, которые представлены на рисунке 1, *a*, *b*.

Модель Maxwell является последовательной системой амортизатора (демпфера) и пружины. Эта модель показывает, что приложенная сила к пружине и амортизатору одинакова, однако при удалении силы пружина возвращается в прежнее состояние, а амортизатор — нет. При начальном смещении (деформации) эта модель допускает постепенное уменьшение напряжения, а при постоянном нагружении происходит постепенное смещение — явление, известное как ползучесть [7].

Модель Voigt, используемая для изучения биологических тканей, таких как кортикальная кость, подразумевает параллельное действие амортизатора (демпфера) и пружины. В этой модели сила сосредоточена в амортизаторе с начала ее приложения до развития максимальных усилий. Параллельно развиваются усилия до максимума и в пружине.

В работе мы использовали модифицированную модель Maxwell с параллельным упругим элементом (модель Kelvin). Ее также называют стандартной линейной моделью (рис. 1, *c*). Большинство реальных вязкоупругих материалов демонстрируют поведение, которое лучше всего описывается именно моделью Kelvin, которая обладает свойствами моделей как Maxwell, так и Voigt. Таким образом, данная модель представляет наиболее удачную идеализацию поведения кортикальной кости.

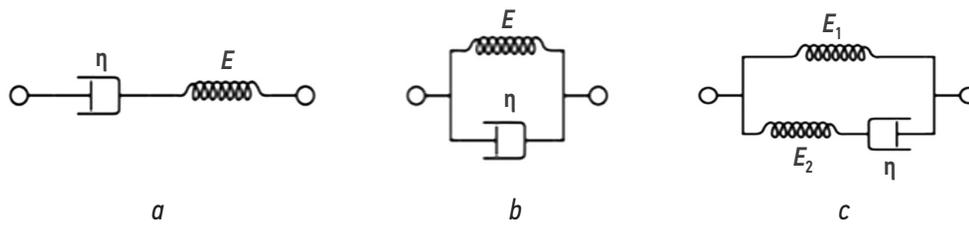


Рис. 1. *a* — Модель Maxwell; *b* — модель Voigt; *c* — модель Kelvin. Пояснения в тексте
Fig. 1. *a*, Maxwell model; *b*, Voigt model; *c*, Kelvin model. Explanations are provided in the text

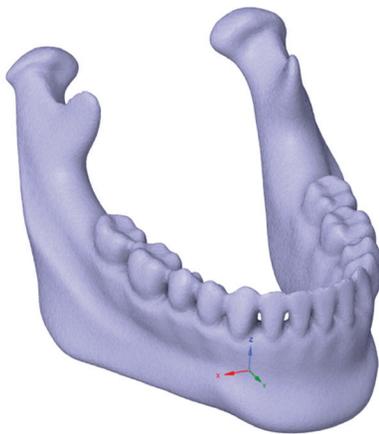


Рис. 2. Трехмерная модель нижней челюсти
Fig. 2. 3D model of the mandible

Для изучения состояния костной ткани, с учетом наличия коллагена, нами использовались параметры Prony, помогающие моделировать, как материал реагирует на нагрузки со временем, особенно когда он деформируется или восстанавливается. Это позволило представить костную ткань нижней челюсти, как материал, содержащий упругие и вязкие элементы, что позволило из сложной реологической характеристики выделить простые составляющие, облегчая анализ и интерпретацию результатов исследования. «Золотым стандартом» для оценки напряжения, распределенного по кортикальной кости, является определение максимального главного напряжения, а также напряжения von Mises. Это помогает оценить податливость (или разрушение) пластичного материала. Идея оценки обоих напряжений основана на том, что напряжение von Mises — мера общего напряжения, распределенного на нижней челюсти во всех осевых плоскостях. Максимальное основное напряжение, напротив, ограничено напряжением, возникающим в определенной области при одноосном нагружении.

Для моделирования нижней челюсти были использованы конусно-лучевые компьютерные томограммы (КЛКТ) нижней челюсти, преобразованные в 3-мерные модели (рис. 2). Выбрана КЛКТ взрослого мужчины, 25 лет, с дистальным соотношением зубных рядов. Анализ 3-мерной модели произведен при помощи программы ANSYS. Геометрия модели была импортирована и объединена в сетку с помощью различных модулей программного обеспечения ANSYS (рис. 3). Заданы следующие габариты модели:



Рис. 3. Сетка метода конечных элементов
Fig. 3. Finite element method grid

ширина 140 мм, длина 180 мм, высота 100 мм. В качестве свойств материала были выбраны модуль Юнга (модуль упругости) и коэффициент Пуассона (механическое свойство материала, которое является мерой его деформации перпендикулярно направлению нагружения) в соответствии с таблицей 1 [8–13].

В области первого моляра были приложены силы 200 Н по вертикали и 300 Н по горизонтали, которые имитировали силу, передаваемую жевательными мышцами через аппарат Гербста к нижней челюсти и зубным рядам в статическом положении. При имитации максимального напряжения мышц, поднимающих нижнюю челюсть, приложенная суммарная сила составляла 582 Н, с нагрузкой продолжительностью в 3 с: нагрузка — выдержка — разгрузка (каждый этап по 1 с). Эти усилия были получены исходя из средней силы жевательного давления и сил, развиваемых жевательными мышцами, описанными в научной литературе [8]. Процесс анализа конечных элементов был разделен на 3 этапа: 1) этап предварительной обработки; 2) этап обработки и 3) этап постобработки.

Этап предварительной обработки. После создания модели и определения плотности сетки последняя была скомпонована так, как показано на рисунке 3. В таблице 2 представлены распределения Prony. Эти свойства будут определять поведение материалов после приложения определенной нагрузки. Относительные модули представляют собой соотношения модулей упругости (или жесткости) различных составляющих распределения Prony к общей модели и используются для вычисления вклада

Таблица 1. Модуль упругости, коэффициент Пуассона и другие характеристики материалов**Table 1.** Modulus of elasticity, Poisson's ratio and other characteristics of materials

Область измерения	Свойства материала				
	Модуль упругости, ГПа	коэффициент Пуассона	Плотность, г/см ³	Предел текучести, МПа	Предел прочности, МПа
Эмаль зубов	20	0,3	1,45	250	360
Кортикальная кость	17	0,3	2	250	460

Таблица 2. Распределения Prony**Table 2.** Prony distributions

Относительные модули, i	Время релаксации, s
0,45	5
0,07	35
0,04	400

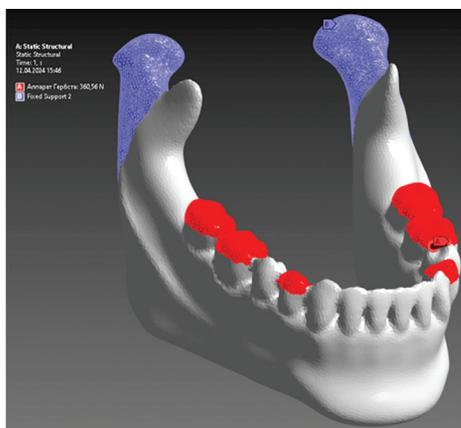
**Рис. 4.** Усилия соответствуют наложению модифицированного аппарата Гербста. Добавлены вязкоупругие характеристики кортикальной кости. Граничные условия наложены на суставные отростки нижней челюсти

Fig. 4. The force corresponds to the use of a modified Herbst appliance. Viscoelastic properties of the cortical bone we added. Boundary conditions were applied to articular processes of the mandible

каждой составляющей в общую жесткость материала. Время релаксации определяет, как быстро материал может реагировать на приложенные силы и насколько быстро он может изменить свою форму или структуру в ответ на их воздействие.

После определения свойств материала важно задать граничные условия (т. е. ограничение движение узла в одном или нескольких направлениях по осям X, Y и Z). Это делает модель нижней челюсти стабильной и позволяет визуализировать деформацию и возникающие напряжения. Граничные условия были наложены на суставные отростки нижней челюсти (рис. 4).

Нами была также создана модель нижней челюсти с физиологическим креплением жевательных мышц для симуляции их максимального напряжения с фиксированным модифицированным аппаратом Гербста (рис. 5).

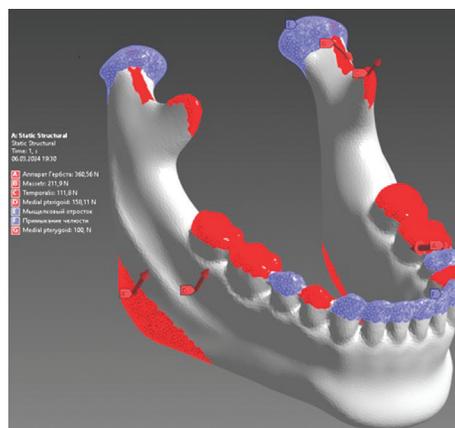
**Рис. 5.** Модель нижней челюсти с физиологическим креплением жевательных мышц и фиксированным модифицированным аппаратом Гербста

Fig. 5. Model of the mandible with physiologically attached masseter muscles and a fixed modified Herbst appliance

Этап обработки. Цель этапа заключалась в том, чтобы увидеть, как напряжение и деформация костной ткани нижней челюсти развиваются и изменяются на протяжении 6 мес. лечения. В данном исследовании интерес представляла величина смещения, а также изменение напряжений вследствие ползучести.

Проведена имитация поведения вязкоупругой модели нижней челюсти в течение 1 с на момент начала, середины и завершения лечения.

Этап постобработки. Демонстрирует результат воздействия сил на костную ткань с точки зрения смещения и распределения напряжений. Результаты отображаются в виде графических цветных контуров с величинами. Это облегчает идентификацию паттернов различных выходных данных. Цвета варьируют от красного до синего.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Первый расчетный случай. Усилия соответствуют закреплению модифицированного аппарата Гербста, добавлены вязкоупругие характеристики кортикальной кости.

В начале лечения максимальная величина смещения составила 0,89 мм, а спустя 6 мес. — 1,97 мм. Смещение происходило в направлении кпереди и книзу (ротация по часовой стрелке). Величина смещения убывает при движении от резцов к последним молярам. Можно сделать вывод, что происходит смещение нижнего зубного ряда и тела нижней челюсти вперед и вниз (рис. 6).

Возвратные упругие деформации достигают максимума в ретромолярной области, вырезке и ветви нижней челюсти, в области контактных пунктов между молярами, премолярами. Область максимального напряжения сжатия зафиксирована в области суставных отростков, контактных поверхностях резцов, тела нижней челюсти и подбородка (рис. 7). В начале лечения максимальное значение упругой деформации составляло 0,6 %, а спустя 6 мес. — 1,2 % от предельно допустимого значения. Можно сделать вывод, что ожидаемая упругая деформация будет расти с течением времени, однако при этих значениях не возникают опасения перелома кортикальной кости или возникновения дефектов эмали ввиду высокого

предела упругости костной ткани и эмали (250 МПа). Значения прочности биоматериалов сильно варьируют, но для зубной эмали обычно прочность выше.

Напряжения von Mises расположены в ретромолярной области, вырезке и ветви нижней челюсти, в области контактных пунктов между молярами, премолярами. Значение эквивалентных напряжений достигает значения 0,28 МПа в начале лечения и 0,37 МПа после 6 мес. лечения. Предельное значение текучести для кортикальной кости и эмали составляют 250 МПа. Полученные значения напряжений составляют менее 0,1 % от этого значения, следовательно, требования к запасу прочности соблюдаются (рис. 8). В ряде случаев мы используем ортодонтические имплантаты в ретромолярной области в сочетании с модифицированным аппаратом Гербста. Возникающие напряжения не несут риска нарушения стабильности ортодонтических имплантатов в данной зоне.

Области главного напряжения в начале лечения и через 6 мес. локализованы по всей нижней челюсти и зубному ряду (рис. 9). Наибольшее значение фиксировано в ретромолярной области и в середине ветви нижней челюсти и составляет 0,317 МПа в начале лечения и 0,32 МПа через 6 мес. Минимален риск возникновения дефектов кортикальной кости и нарушения стабильности ортодонтических имплантатов в этой области ввиду высокого предела прочности костной ткани.

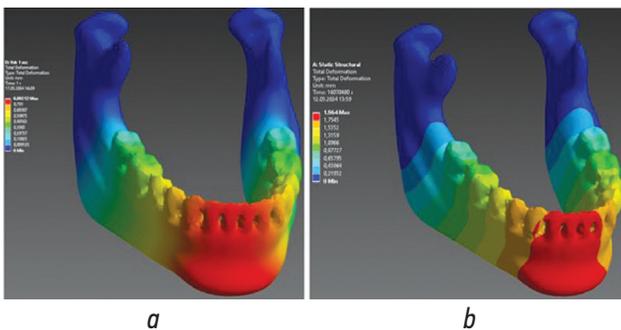


Рис. 6. Максимальное смещение в начале лечения (a) и через 6 мес. (b)

Fig. 6. Maximum displacement at the start of treatment (a) and in 6 months (b)

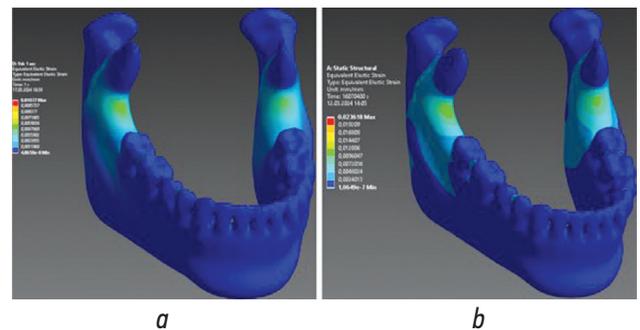


Рис. 7. Возвратные упругие деформации в начале лечения (a) и через 6 мес. (b)

Fig. 7. Return elastic strain at the start of treatment (a) and in 6 months (b)

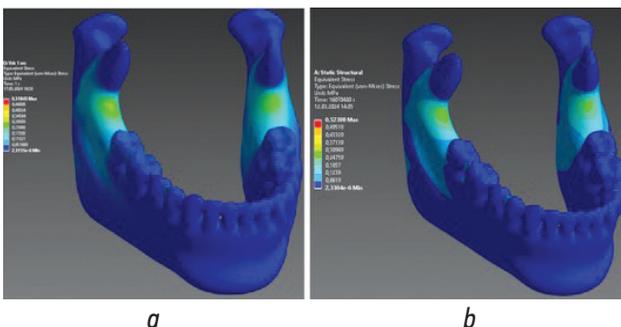


Рис. 8. Напряжения von Mises в начале лечения (a) и через 6 мес. (b)

Fig. 8. Von Mises strain at the start of treatment (a) and in 6 months (b)

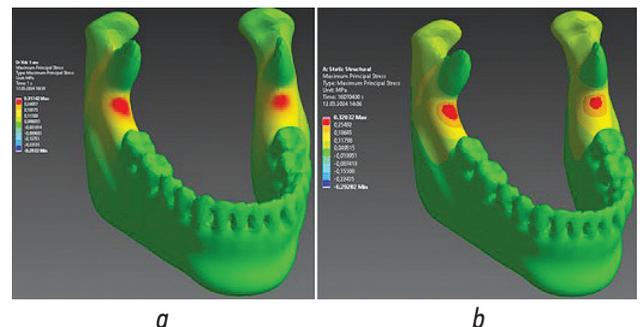


Рис. 9. Области главного напряжения в начале лечения (a) и через 6 мес. (b)

Fig. 9. Key areas of strain at the start of treatment (a) and in 6 months (b)

Таблица 3. Сравнение напряжения von Mises и главного напряжения до лечения и спустя 6 мес.

Table 3. Comparison of von Mises voltage and main voltage before treatment and after 6 months

Изменения	Напряжение von Mises	Главное напряжение
В начале лечения, МПа	0,28	0,317
Через 6 мес., МПа	0,37	0,32
Разница, %	37	0,94

В таблице 3 представлены значение исследуемых параметров и их характеристики.

Напряжение von Mises в модели вязкоупругого материала увеличивается к 6 мес. примерно на 37 % от начала лечения, тогда как значение главного напряжения не изменяется. Это связано с непрерывным приложением многоосной нагрузки в течение определенного периода. Однако в общей картине эти силы все равно не оказывают значительного влияния на состояние костной ткани, эмали зубов и дополнительной несъемной ортодонтической аппаратуры.

Второй расчетный случай. Усилия соответствуют закреплению модифицированного аппарата Гербста и мышц, поднимающих нижнюю челюсть, добавлены вязкоупругие характеристики кортикальной кости.

Максимальное смещение расположено в области угла нижней челюсти и венечного отростка, его величина составила 0,7 мм (рис. 10). Стоит отметить, что это именно те области, куда крепятся жевательная и височная мышцы, прямым образом участвующие в действии аппарата во время жевания. Для вязкоупругих материалов процесс смещения не линейный, что продемонстрировано на рисунке 11. При постоянной нагрузке деформация увеличивается.

Возвратные упругие деформации достигают максимума в области дистальной поверхности нижнего второго моляра (2 %). В областях суставного и венечного отростков, угла нижней челюсти они составляют 0,7 %, язычной поверхности кортикальной кости в области нижнего второго моляра — 1 % (рис. 12). При этих значениях не возникает опасений перелома кортикальной кости или возникновения дефектов эмали ввиду высокого предела текучести костной ткани и эмали (250 МПа).

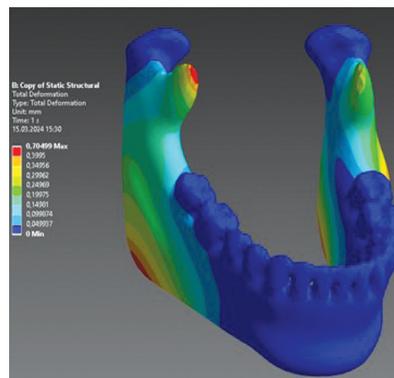


Рис. 10. Максимальное смещение при максимальном напряжении мышц, поднимающих нижнюю челюсть, с фиксированным аппаратом

Fig. 10. Maximum displacement during the maximum strain of mandibular elevator muscles with a fixed appliance

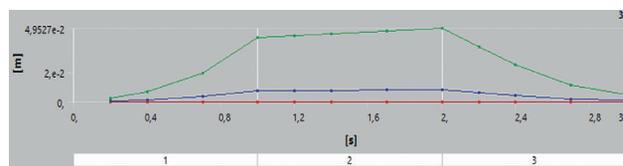


Рис. 11. График деформации (ось абсцисс — время в секундах, по оси ординат — деформация)

Fig. 11. Strain curve (X-axis: time, seconds; Y-axis: strain)

Напряжения von Mises достигают максимума в язычной области кортикальной кости — 0,9 МПа (0,2 % от предельно допустимых значений), в области суставного и венечного отростков, угла нижней челюсти они составляют 0,45 МПа (0,01 % от предельно допустимых значений) (рис. 13).

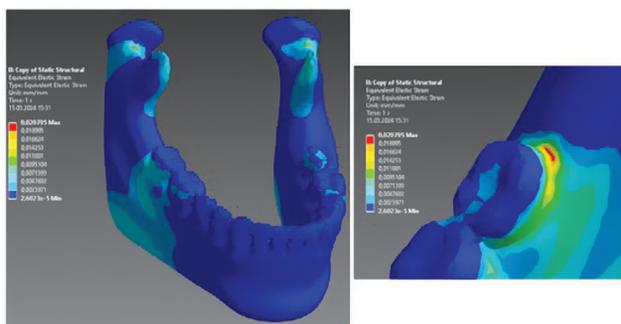


Рис. 12. Возвратные упругие деформации при максимальном напряжении мышц, поднимающих нижнюю челюсть, с фиксированным аппаратом

Fig. 12. Return elastic strain during the maximum strain of mandibular elevator muscles with a fixed appliance

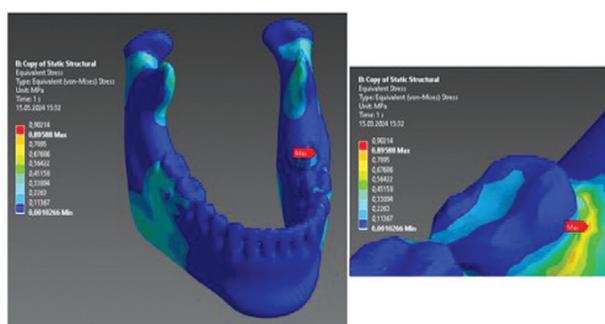


Рис. 13. Напряжения von Mises при максимальном напряжении мышц, поднимающих нижнюю челюсть, с фиксированным аппаратом

Fig. 13. Von Mises strain during the maximum strain of mandibular elevator muscles with a fixed appliance

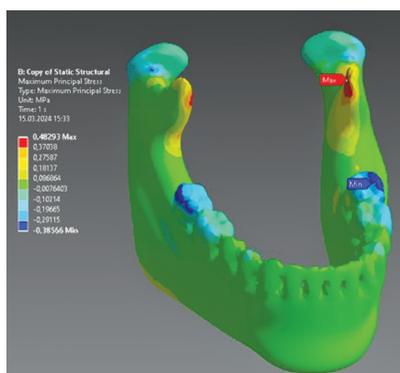


Рис. 14. Области главного напряжения при максимальном напряжении мышц, поднимающих нижнюю челюсть, с фиксированным аппаратом

Fig. 14. Key areas of strain during the maximum strain of mandibular elevator muscles with a fixed appliance

Области главного напряжения локализованы по всей нижней челюсти и зубному ряду (от зуба 3.4 до 4.4). Наибольшее значение зафиксировано в области ветви нижней челюсти, оно составляет 0,48 МПа (рис. 14). Минимален риск возникновения дефектов кортикальной кости.

ВЫВОДЫ

1. С применением метода конечных элементов разработана 3-мерная модель нижней челюсти со свойствами, приближенными к костной ткани. Полученные данные смещения приближены к эффектам, наблюдаемым клинически.

2. Изучено состояние костной ткани на 3-мерной модели нижней челюсти при применении аппарата Гербста. Так максимальная величина смещения спустя 6 мес. от начала лечения составила 1,964 мм; максимальное значение упругой деформации — 1,2 % от предельно допустимого значения; возникающие напряжения составляют менее 0,1 % от предельно допустимых значений. При симуляции жевательного процесса максимальное смещение расположено в области угла нижней челюсти и венечного отростка, его величина составила 0,7 мм; упругие деформации достигают максимума в области дистальной поверхности нижнего второго моляра, достигая 2 % от предельно допустимых значений.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Sun Z., Lee E., Herring S.W. Cranial sutures and bones: Growth and fusion in relation to masticatory strain // *Anat Rec.* 2004. Vol. 276A, N 2. P. 150–161. doi: 10.1002/ar.a.20002
2. Gröning F., Liu J., Fagan M.J., O'Higgins P. Why do humans have chins? Testing the mechanical significance of modern human symphyseal morphology with finite element analysis // *Am J Phys Anthropol.* 2011. Vol. 144, N 4. P. 593–606. doi: 10.1002/ajpa.21447
3. 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
4. Oh S., Choi Y.-K., Kim S.-H., et al. Biomechanical analysis for different mandibular total distalization methods with clear aligners: A finite element study // *Korean J Orthod.* 2023. Vol. 53, N 6. P. 420–430. doi: 10.4041/kjod23.035

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Изучение поведения ортодонтических материалов и аппаратов МКЭ имеет большие перспективы для дальнейших исследований [14, 15]. Использование вязкоупругой модели челюсти при этом анализе позволяет имитировать эффекты, наиболее приближенные к реальной, наблюдаемой клинически картине. Учитывая ограничения данного метода, для достижения наиболее достоверных результатов важно задавать максимально большой спектр характеристик исследуемых объектов, начиная от размеров модели и заканчивая физическими свойствами биологических сред. Мы надеемся, что данное исследование положит начало другим работам по данной тематике.

ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

Вклад авторов. Все авторы внесли существенный вклад в подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией. Вклад каждого автора: Н.Д. Пирский — сбор и обработка материалов, написание текста; Р.А. Фадеев — концепция и дизайн исследования.

Источник финансирования. Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования при написании статьи.

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

ADDITIONAL INFORMATION

Authors' contribution. All authors have made a significant contribution to the development of the concept, research, and preparation of the article, as well as read and approved the final version before its publication. Personal contribution of the authors: N.D. Pirskaa — collecting and preparation of samples, writing the text; R.A. Fadeev — experimental design.

Funding source. The authors claim that there is no external funding when writing the article.

Competing interests. The authors declare the absence of obvious and potential conflicts of interest related to the publication of this article.

5. Mohammed S.D., Desai H. Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview // *J Oral Hyg Heal*. 2014. Vol. 2. ID 156. doi: 10.4172/2332-0702.1000156
6. Johnson T.P.M., Socrate S., Boyce M.C. A viscoelastic, viscoplastic model of cortical bone valid at low and high strain rates // *Acta Biomater*. 2010. Vol. 6, N 10. P. 4073–4080. doi: 10.1016/j.actbio.2010.04.017
7. Chawla K.K., Meyers M.A. *Mechanical behavior of materials*. Prentice Hall, 1999.
8. Edmonds H.M., Glowacka H. The ontogeny of maximum bite force in humans // *J Anat*. 2020. Vol. 237, N 3. P. 529–542. doi: 10.1111/joa.13218
9. Huang H.-L., Chang C.-H., Hsu J.-T., et al. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis // *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007. Vol. 22, N 4. P. 551–562.
10. O'Brien W.J. *Dental materials and their selection*. 2nd ed. Chicago: Quintessence, 2002. 347 p.
11. Yang H.-S., Lang L.A., Molina A., Felton D.A. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core res-

torations // *J Prosthet Dent*. 2001. Vol. 85, N 6. P. 558–567. doi: 10.1067/mpr.2001.115504

12. Хлусов И.А., Пичугин В.Ф., Сурменева М.А., Сурменев Р.А. Основы биомеханики биосовместимых материалов и биологических тканей: учебное пособие (переработанное и дополненное). Томск: Изд-во ТПУ, 2023. 163 с.
13. Няшин Ю.И., Рогожников Г.И., Рогожников А.Г., и др. Биомеханический анализ зубных имплантатов из сплава титана и диоксида циркония // *Российский журнал биомеханики*. 2012. Т. 16, № 1. С. 102–109. EDN: OXALAV
14. Vilanova L., Bellini-Pereira S.A., Patel M.P., et al. Finite element analysis of two skeletally anchored maxillary molar distalisation methods // *J Orthod*. 2023. Vol. 50, N 4. P. 344–351. doi: 10.1177/14653125231166437
15. Duggal I., Singh N., Tripathi T. Queries regarding clinical finite element analysis of mandibular displacement model treated with Twin-block appliance // *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2023. Vol. 164, N 4. P. 461–462. doi: 10.1016/j.ajodo.2023.06.019

REFERENCES

1. Sun Z, Lee E, Herring SW. Cranial sutures and bones: Growth and fusion in relation to masticatory strain. *Anat Rec*. 2004;276A(2): 150–161. doi: 10.1002/ar.a.20002
2. Gröning F, Liu J, Fagan MJ, O'Higgins P. Why do humans have chins? Testing the mechanical significance of modern human symphyseal morphology with finite element analysis. *Am J Phys Anthropol*. 2011;144(4):593–606. doi: 10.1002/ajpa.21447
3. 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
4. Oh S, Choi Y-K, Kim S-H, et al. Biomechanical analysis for different mandibular total distalization methods with clear aligners: A finite element study. *Korean J Orthod*. 2023;53(6):420–430. doi: 10.4041/kjod.23.035
5. Mohammed SD, Desai H. Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview. *J Oral Hyg Heal*. 2014;2:156. doi: 10.4172/2332-0702.1000156
6. Johnson TPM, Socrate S, Boyce MC. A viscoelastic, viscoplastic model of cortical bone valid at low and high strain rates. *Acta Biomater*. 2010;6(10):4073–4080. doi: 10.1016/j.actbio.2010.04.017
7. Chawla KK, Meyers MA. *Mechanical behavior of materials*. Prentice Hall; 1999.
8. Edmonds HM, Glowacka H. The ontogeny of maximum bite force in humans. *J Anat*. 2020;237(3):529–542. doi: 10.1111/joa.13218
9. Huang H-L, Chang C-H, Hsu J-T, et al. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-di-

mensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(4):551–562.

10. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 2nd ed. Chicago: Quintessence; 2002. 347 p.
11. Yang H-S, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):558–567. doi: 10.1067/mpr.2001.115504
12. Khlusov IA, Pichugin VF, Surmeneva MA, Surmenev RA. *Fundamentals of biomechanics of biocompatible materials and biological tissues: textbook (revised and supplemented)*. Tomsk: TPU Publ.; 2023. 163 p. (In Russ.)
13. Nyashin Yul, Rogozhnikov GI, Rogozhnikov AG, et al. Biomechanical analysis of dental implants made of titanium and zirconium dioxide alloys. *Russian journal of biomechanics*. 2012;16(1):102–109. EDN: OXALAV (In Russ.)
14. Vilanova L, Bellini-Pereira SA, Patel MP, et al. Finite element analysis of two skeletally anchored maxillary molar distalisation methods. *J Orthod*. 2023;50(4):344–351. doi: 10.1177/14653125231166437
15. Duggal I, Singh N, Tripathi T. Queries regarding clinical finite element analysis of mandibular displacement model treated with Twin-block appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2023;164(4): 461–462. doi: 10.1016/j.ajodo.2023.06.019

ОБ АВТОРАХ

***Никита Дмитриевич Пирский**, врач-ортодонт медицинского центра «Романовский»; адрес: Россия, 191014, Санкт-Петербург, ул. Некрасова, д. 40; ORCID: 0009-0008-1853-9510; eLibrary SPIN: 5157-9593; e-mail: nikita1996pirskii@gmail.com

AUTHORS' INFO

***Nikita D. Pirskii**, orthodontist, Medical center "Romanovsky"; address: 40 Nekrasova str., Saint Petersburg, 191014, Russia; ORCID: 0009-0008-1853-9510; eLibrary SPIN: 5157-9593; e-mail: nikita1996pirskii@gmail.com

* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author

ОБ АВТОРАХ

Роман Александрович Фадеев, д-р мед. наук, профессор, заведующий кафедрой ортопедической стоматологии, ортодонтии и гнатологии, Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова, Санкт-Петербург, Россия; ORCID: 0000-0003-3467-4479; eLibrary SPIN: 4556-5177; e-mail: sobol.rf@yandex.ru

AUTHORS' INFO

Roman A. Fadeev, MD, Dr. Sci. (Med.), professor, Head of the Department of Orthopedic Dentistry, Orthodontics and Gnathology, North-Western State Medical University named after I.I. Mechnikov, Saint Petersburg, Russia; ORCID: 0000-0003-3467-4479; eLibrary SPIN: 4556-5177; e-mail: sobol.rf@yandex.ru