

## БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА МЕТОДА ШИНИРОВАНИЯ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ ПРИ ПЕРЕЛОМАХ В ПРЕДЕЛАХ ЗУБНОГО РЯДА

Х. М. Дарауше<sup>1</sup>, Р. В. Меллин<sup>2</sup>, Е. А. Акулиничев<sup>1</sup>, Д. А. Моисеев<sup>3</sup>✉, О. В. Снежко<sup>4</sup>, И. С. Копецкий<sup>3</sup>, Ю. Л. Васильев<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Первый московский государственный медицинский университет имени И. М. Сеченова (Сеченовский Университет), Москва, Россия

<sup>2</sup> Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет имени Н. И. Лобачевского, Нижний Новгород, Россия

<sup>3</sup> Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н. И. Пирогова (Пироговский Университет), Москва, Россия

<sup>4</sup> Новосибирский государственный медицинский университет, Новосибирск, Россия

Лечение переломов нижней челюсти остается актуальной проблемой челюстно-лицевой хирургии. В исследовании представлен новый метод одночелюстного шинирования (патент РФ №2735258) для иммобилизации отломков при переломах в пределах зубного ряда. Для оценки его биомеханической эффективности использовали математическое моделирование методом конечных элементов (МКЭ) на основе компьютерной томографии одного добровольца. Построена трехмерная модель нижней челюсти с фиксирующей конструкцией и импактором, имитирующим жевательную нагрузку до 50 Н. Результаты моделирования показали, что относительное смещение между отломками составляет около 25 мкм, что сопоставимо с данными литературы по остеосинтезу двумя титановыми пластинами. Максимальные эквивалентные напряжения в металлической шине достигают 100 МПа, в каппе — до 3 МПа. Разработанный метод обеспечивает стабильную фиксацию без вовлечения верхней челюсти. Анализ выполнен на единственной модели без экспериментальной валидации, что требует подтверждения в дальнейших работах. Тем не менее, полученные данные свидетельствуют о перспективности метода как альтернативы существующим способам иммобилизации.

**Ключевые слова:** перелом нижней челюсти, иммобилизация отломков, метод конечных элементов, одночелюстное шинирование, биомеханика

**Вклад авторов:** Х. М. Дарауше, Р. В. Меллин, Е. А. Акулиничев — проведение исследования; Х. М. Дарауше, Р. В. Меллин — анализ данных; Х. М. Дарауше, Р. В. Меллин, Е. А. Акулиничев, Д. А. Моисеев, О. В. Снежко — написание статьи; И. С. Копецкий, Ю. Л. Васильев, Д. А. Моисеев — редактирование статьи.

**Соблюдение этических стандартов:** исследование одобрено локальным этическим комитетом ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И. М. Сеченова Минздрава России (протокол № 16-24 от 20 июня 2024 г.).

✉ **Для корреспонденции:** Денис Александрович Моисеев  
ул. Островитянова, д. 1, с. 9, г. Москва, 117997, Россия; moiseev\_da@rsmu.ru

**Статья получена:** 03.03.2026 **Статья принята к печати:** 13.04.2026 **Опубликована онлайн:** 23.04.2026

**DOI:** 10.24075/vrgmu.2026.015

**Авторские права:** © 2026 принадлежат авторам. **Лицензиат:** РНИМУ им. Н. И. Пирогова. Статья размещена в открытом доступе и распространяется на условиях лицензии Creative Commons Attribution (CC BY) (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

## BIOMECHANICAL EVALUATION OF MANDIBULAR SPLINTING METHOD FOR FRACTURES WITHIN THE DENTAL ARCH

Darawsheh HM<sup>1</sup>, Mellin RV<sup>2</sup>, Akulinichev EA<sup>1</sup>, Moiseev DA<sup>3</sup>✉, Snezhko OV<sup>4</sup>, Kopetskiy IS<sup>3</sup>, Vasiliev YuL<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russia

<sup>2</sup> Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod, Nizhny Novgorod, Russia

<sup>3</sup> Pirogov Russian National Research Medical University (Pirogov University), Moscow, Russia

<sup>4</sup> Novosibirsk State Medical University, Novosibirsk, Russia

Treatment of mandibular fractures remains a pressing issue in maxillofacial surgery. This paper presents a novel single-jaw splinting technique (RF patent No. 2735258) for the immobilization of bone fragments in fractures located within the dental arch. Mathematical modeling using the finite element method (FEM), based on computed tomography data from one volunteer, was performed to assess its biomechanical efficiency. A 3D model of the mandible with the fixation construct and an indenter (simulating occlusal load up to 50 N) was constructed. The modeling results showed that the relative movement between the fragments was approximately 25 μm, which is comparable with literature data for two-titanium-plate osteosynthesis. The maximum equivalent stress values in the metal splint reached 100 MPa, and in the splint these reached 3 MPa. The developed method ensures stable fixation without involvement of the maxilla. The analysis involved only a single model and no experimental validation; therefore, confirmation in further research is required. Nevertheless, the obtained data suggest that the method is promising as an alternative to existing immobilization techniques.

**Keywords:** mandibular fracture, bone fragment immobilization, finite element method, single-jaw splinting, biomechanics

**Author contribution:** Darawsheh HM, Mellin RV, Akulinichev EA — research procedure; Darawsheh HM, Mellin RV — data analysis; Darawsheh HM, Mellin RV, Akulinichev EA, Moiseev DA, Snezhko OV — manuscript writing; Kopetskiy IS, Vasiliev YuL, Moiseev DA — manuscript editing.

**Compliance with ethical standards:** the study was approved by the ethics committee of the Sechenov First Moscow State Medical University (protocol No. 16–24 dated 20 June 2024).

✉ **Correspondence should be addressed:** Denis A. Moiseev  
Ostrovityanova 1, str. 9, Moscow, 117997, Russia; moiseev\_da@rsmu.ru

**Received:** 03.03.2026 **Accepted:** 13.04.2026 **Published online:** 23.04.2026

**DOI:** 10.24075/brsmu.2026.015

**Copyright:** © 2026 by the authors. **Licensee:** Pirogov University. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Переломы нижней челюсти занимают особое место в челюстно-лицевой хирургии во всех странах мира и являются одним из наиболее распространенных повреждений челюсти [1]. Лечение переломов нижней челюсти должно быть направлено на сохранение целостности анатомической структуры и фиксации костных фрагментов в неподвижном состоянии до их заращения, сопоставление правильного окклюзионного отношения и сохранение пропорции нижней трети лица.

В последние годы широко применяют хирургическое вмешательство методом фиксации кости с использованием различных видов на костных пластинок. Однако остается дискуссионным вопрос об их жесткости и стабильности, а также о зависимости выбора метода от клинического случая: локализации перелома (в пределах зубного ряда или вне его), степени смещения отломков, тяжести травмы и стоимости лечения [2, 3].

Важным условием оказания квалифицированной медицинской помощи являются уровень подготовки врача и валидные мануальные навыки, которые позволяют правильно позиционировать винты, грамотно подойти к выбору пластины с учетом ресурса тканей и вида повреждения, учитывать клинко-анатомические особенности структур нижней челюсти, включая аномалии. При отсутствии этих факторов создаются опасные прецеденты дефекта оказания медицинской помощи или вреда, которые по локальному законодательству могут быть рассмотрены как уголовно наказуемое деяние.

Так же применяются консервативные методы лечения переломов с помощью межчелюстной фиксации путем назубных шин и эластического натяжения. Данные методики наряду с большим количеством достоинств имеют и ряд недостатков, наиболее существенными из которых являются значительное снижение уровня гигиены полости рта и качества жизни пациента в период фиксации прикуса [4, 5].

Необходимо отметить, что шинирование остается компромиссным методом лечения переломов нижней челюсти в местностях с низкой плотностью населения, а также со сложным географическим ландшафтом. Помимо этого, важную роль в порядке оказания медицинской помощи играют такие факторы, как материально-техническое оснащение клиники, уровень профессиональных навыков медицинского персонала и т. д.

Частота переломов нижней челюсти варьируется от 57 до 82% среди всех повреждений костей лицевого скелета [6]. Согласно крупному эпидемиологическому исследованию, наиболее часто повреждаются тело (16,8%) нижней челюсти [7]. Аналогичные закономерности выявлены и в российской популяции: переломы тела нижней челюсти встречались реже: в области резцов — в 3,9%, клыков и премоляров — в 15,9%, моляров — в 15,3% [8]. Такие переломы существенно снижают качество жизни пациента, в том числе влияют на социализацию и алиментарные привычки, изменение которых может ухудшить процесс комплексной реабилитации. Следует отметить и ухудшение стоматологического здоровья при лечении шинами предыдущих поколений: так, по данным литературы, отмечается прирост кариозных поражений твердых тканей зубов и воспалительных заболеваний тканей пародонта, что связано с затруднением гигиены при использовании классических назубных шин [9, 10].

В связи с этим создание новых способов иммобилизации отломков при переломах нижней челюсти остается актуальной проблемой и требует своего дальнейшего

решения, вследствие чего нами был разработан новый способ одночелюстного шинирования при переломах нижней челюсти (патент на изобретение РФ №2735258 от 29.10.20).

Для проверки нулевой гипотезы рациональным решением будет математическое моделирование методом конечно-элементного анализа, широко используемого в области физического и математического моделирования. Благодаря такому важному экспериментальному инструменту возможна оценка эффективности планируемой методики лечения. Основным предназначением конечно-элементного анализа в медицине, как и в других сферах, является анализ воздействий силы на определенную структуру, оценка стабильности и резистентности структуры к давлению, силе и прочим внешним воздействиям [11]. Сегодня этот метод позволяет эффективно оценить биомеханическую стабильность, рассчитать напряженность между костными фрагментами костей лицевого отдела черепа и их прочность при фиксации в контексте определенных травм нижней челюсти [12, 13]. Полученные данные, подтверждающие нулевую гипотезу, можно переносить в клиническую практику без опасений нежелательных явлений со стороны биологических тканей, таким образом повышая качество оказания квалифицированной помощи в области челюстно-лицевой хирургии.

Цель исследования — провести конечно-элементный анализ эффективности нового метода фиксации нижней челюсти при переломе.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

### Данные

Средствами компьютерного моделирования и метода конечных элементов (МКЭ) моделировали напряженно-деформированное состояние (НДС) двух конфигураций нижней челюсти с переломом: с предложенной фиксирующей конструкцией и с классической тактикой лечения методом остеосинтеза, данные которого опубликованы ранее [14]. Челюсть и зубы сегментировали на мультипланарной реконструкции из данных стоматологического КЛКТ-исследования (конусно-лучевой компьютерный томограф KaVo ORTHOPANTOMOGRAPH OP300 Maxio, 312 срезов, размер пикселя 250 микрометров) добровольца (мужчина, 1989 года рождения) без обнаруженных патологических изменений органов в области нижней челюсти в пробной версии программного обеспечения (Инобитек PRO 2.10, Россия) (рис. 1А).

Для каждой анатомической структуры выполняли рутинную сегментацию в трех проекциях. Из полученных контуров генерировали воксельную модель, которую затем конвертировали в STL-модель (рис. 1Б).

### NURBS-моделирование

Обратное проектирование STL-моделей осуществляли в ПО SolidWorks (Dassault Systèmes SE, Vélizy-Villacuble, Франция). Средствами утилиты ScanTo3D были сгенерированы NURBS-модели (NURBS — Non-uniform rational B-spline) нижней челюсти и зубов (рис. 2А). На STL-модели зубного ряда сегментировали и преобразовывали в NURBS-модель каждый зуб ряда (рис. 2Б). С помощью базовых инструментов SolidWorks моделировали линейную область перелома между 44 и 45 зубами с зазором

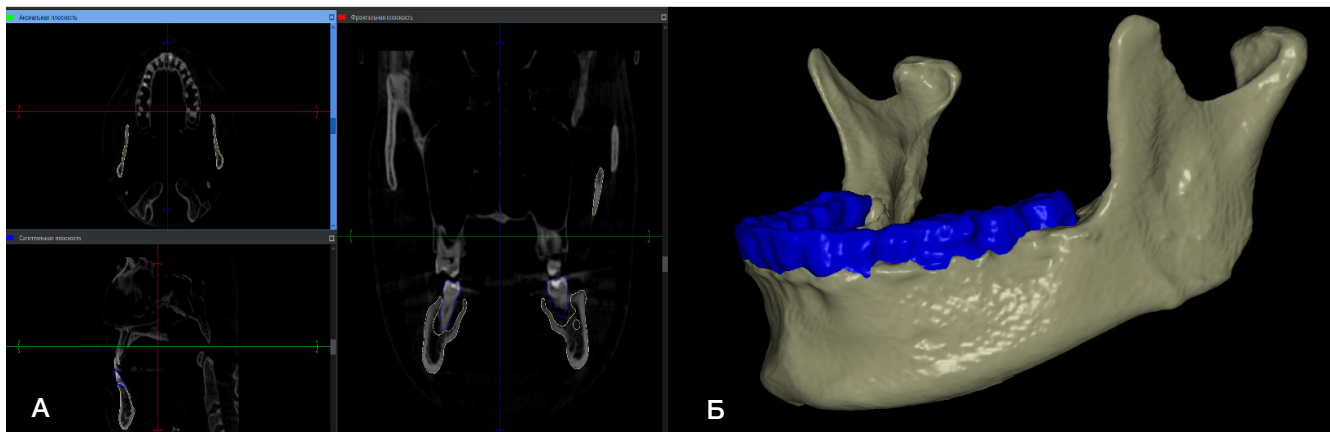


Рис. 1. А. Интерфейс ПО Инобитек PRO для сегментации медицинских изображений: мультипланарная реконструкция с выделенными контурами зоны интереса. Б. Результат сегментации в виде воксельной трехмерной модели нижней челюсти и зубного ряда

0,1 мм, соответствующую простому неосложненному перелому, пару нижнечелюстных суставов, фиксирующую конструкцию и импактор, имитирующий пищу (рис. 2).

Предобработку NURBS-модели для конечно-элементного анализа проводили в ПО HyperMesh (Altair Engineering Inc, Troy, Michigan, USA). Для каждой анатомической структуры (два сегмента нижней челюсти, 15 зубов, два нижнечелюстных сустава), импактора и фиксирующей конструкции генерировали тетраэдрическую сетку, качество сетки контролировали по метрикам Jacobian (пороговое значение  $\geq 0,1$ ) и Tetcollapse (пороговое значение  $\leq 0,1$ ). Не менее 98% элементов удовлетворяли данным критериям; элементы, не прошедшие контроль, были перестроены вручную. Итоговая сетка содержит 800 604 элемента (рис. 3) [15]. Полученные конечно-элементные модели импортировали как орфанные сетки в ПО Abaqus CAE (Simulia, Johnston, Rhode Island, США) для задания механических свойств материалам и постановки граничных условий для биомеханического анализа модели [16].

#### Допущения и математическая постановка задачи

С математической точки зрения в каждой из локально однородных подобластей неоднородного функционального элемента модели решалась статическая задача теории упругости о действии на него момента силы для симуляции индентирования зафиксированных сегментов челюсти в

упругий импактор. Для связи сегментов челюсти и зубов, суставов и мыщелковых отростков, капы и лигатуры применяли множественный контакт без относительного движения, что является важным допущением в модели. Контакты между сегментами челюсти, зубами и капой, капой и импактором задавали тангенциальным с коэффициентом трения 0,1 и нормальным поведением «жесткий контакт». Верхняя поверхность фиксатора и нижнечелюстных суставов жестко фиксировались (отсутствие степеней свободы для каждого узла на поверхности). Области жевательной бугристости (рис. 4, выделены розовым) кинематически связывались в точке подбородочного выступа (рис. 4, RP-3), к которому прикладывался момент сил, линейно растущий до 500 Н/м. Для всех материалов применяли модель линейно-упругого изотропного материала [17, 18]. Механические характеристики заимствованы из литературы и сведены в таблицу.

В работе выполняли детерминированный конечно-элементный расчет, статистическую обработку не проводили, так как анализ основан на единственной модели.

#### РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Методом конечно-элементного расчета получены НДС сегментов нижней челюсти при переломе с фиксирующей конструкцией. Установлено, что относительное смещение в предложенной конфигурации линейно растет при

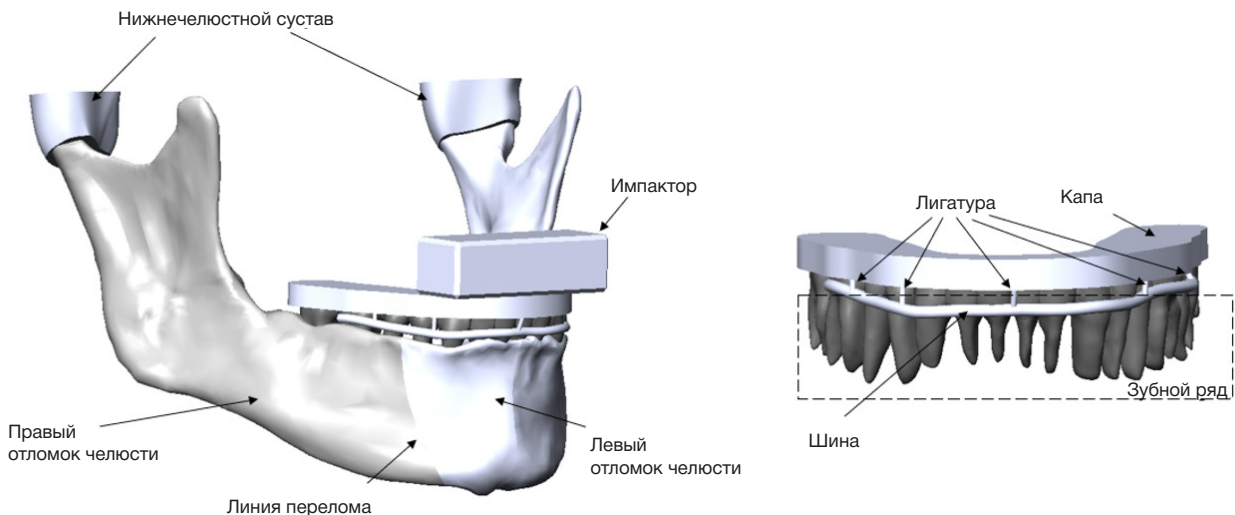


Рис. 2. NURBS-модель нижней челюсти с фиксирующей конструкцией и импактором

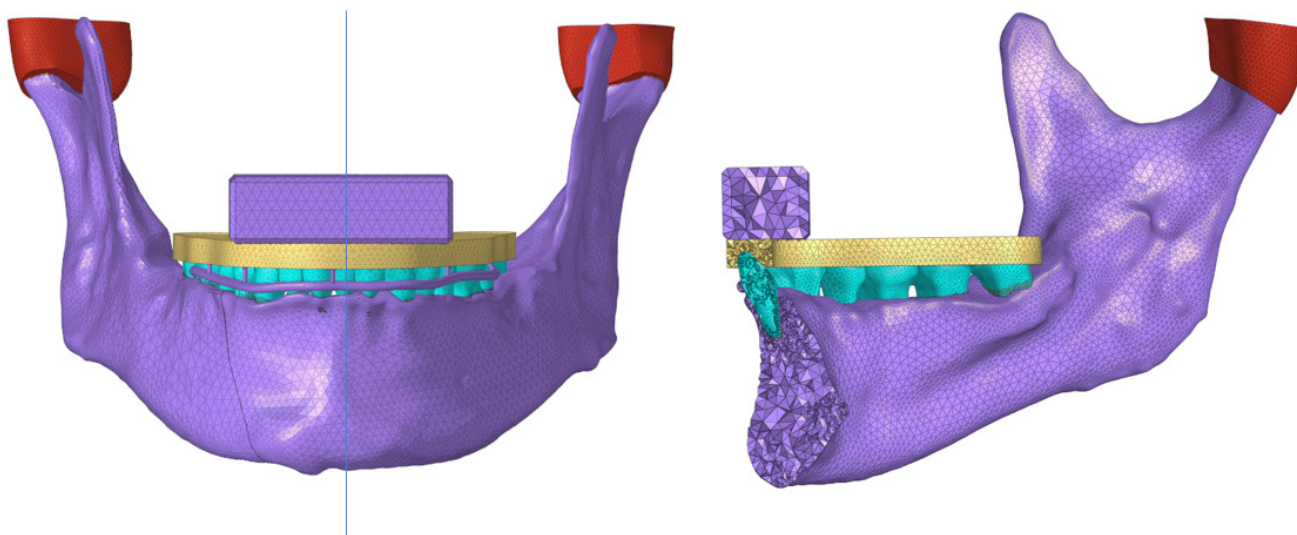


Рис. 3. Конечно-элементная модель расчетной области: слева — фронтальный вид, справа — модель в разрезе (медианно-сагиттальная плоскость)

линейно увеличивающейся нагрузке. При нагрузке в 50 Н между отломками достигается относительное смещение в 25 мкм. Результаты сравнивали с методом фиксации отломков двумя фиксирующими пластинами в двух разных конфигурациях [14] (рис. 5). Выбросы на графике ассоциированы с ростом приращения решателя. Контактное давление между отломками представлено на рис. 6А и достигает значения 2 МПа. В деформированной конфигурации пунктиром отмечено относительное смещение.

Максимальные напряжения во всей конфигурации концентрируются на металлической шине (рис. 6Б) и достигают значения 100 МПа. В свою очередь, максимумы напряжений на капе распределены над областью перелома (рис. 6Б), достигая значения в 3 МПа.

Методом конечно-элементного расчета установлено, что предложенный метод фиксации при линейном росте нагрузки импактора (имитирует пищу) до 50 Н показывает удовлетворительное смещение между отломками в районе 25 мкм. Относительное смещение при фиксации предложенным методом сравнимо со смещением, полученным при конечно-элементном расчете для фиксирующей конструкции с двумя титановыми пластинами.

## ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Настоящее исследование имеет ряд ограничений. Во-первых, конечно-элементный анализ проведен на основе данных КТ одного добровольца, чьи клинично-анатомические характеристики удовлетворяли показаниям к использованию разработанного шинирующего устройства, что не позволяет учесть анатомическую вариабельность. Во-вторых, модель не была валидирована в натурном эксперименте, как на синтетических моделях челюсти или биологическом

материале. В-третьих, сравнение эффективности разработанной шины проводили с данными литературы по фиксации мышечкового отростка двумя пластинами [14], что не является прямым аналогом по причине дефицита валидных литературных данных о схожих конструкциях. Для получения более убедительных данных требуется дальнейшее исследование с расширенной выборкой виртуальных моделей и экспериментальной верификацией.

Как ранее было указано в методах моделирования, для одонто-костных структур использовали множественный контакт без относительного движения, что обосновано тактикой равномерного перераспределения нагрузки по всей поверхности шинирующей конструкции и между отломками.

Жесткий контакт зуб-шина ( $\mu = 0,1$ ; без проскальзывания) отражает клиническую стабильность назубного шинирования при множественных опорах (4–6 зубов) у взрослых пациентов, обеспечивающих равномерное перераспределение нагрузки без относительного движения фрагментов [25]. Микросмещения ( $< 0,1$  мм) не превышают физиологическую подвижность пародонта и не влияют на консолидацию перелома.

Любой метод лечения перелома нижней челюсти направлен на фиксацию костных фрагментов до их сращения и восстановления жевательной нагрузки, создаваемой несколькими группами мышц. Из-за сложной анатомии нижней челюсти, обусловленной ее функциями, приложение сил к линии перелома или к выбранной системе фиксации (пластинкам) может неблагоприятно влиять на восстановление физиологической нагрузки. В литературе действительно идут дискуссии относительно выбора наиболее подходящей системы фиксации для каждого конкретного случая. Одни хирурги предпочитают использовать минипластинки и винты, другие отдают

Таблица. Механические характеристики анатомических структур, входящих в исследуемый сегмент

Анатомическая структура	Модуль Юнга E (МПа)	Коэффициент Пуассона	Тип элемента	Ссылка на источник
Кость	15 000	0.3	C3-D4	[19, 20]
Зубы	18 600	0.31	C3-D4	[21]
Височно-нижнечелюстные суставы	10.4	0.4	C3-D4	[22]
Импактор	0.1	0.45	C3-D4	
Капа (Фторакс)	1860	0.3	C3-D4	[23]
Лигатура (алюминий)	71 000	0.33	C3-D4	[24]

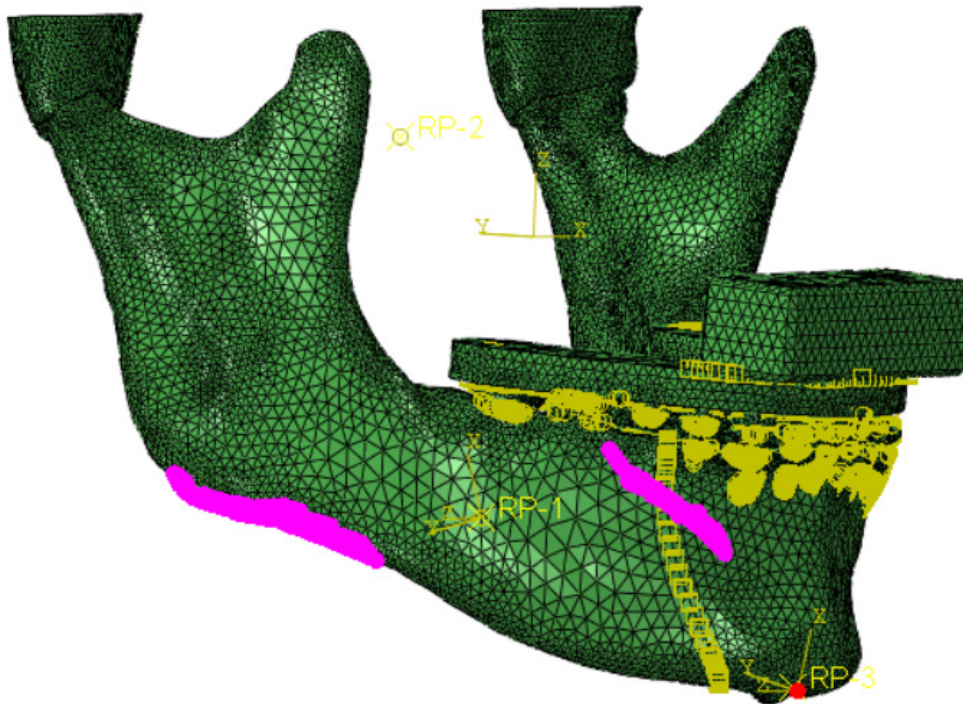


Рис. 4. Определение контактных взаимодействий в ПО Abaqus CAE 6.14

предпочтение использованию титановых пластин для стабилизации переломов, считая, что такая система обеспечивает достаточную жесткость и минимизирует сопротивление физиологической нагрузке, а кроме того назубные двучелюстные шины могут быть использованы для стабилизации и фиксации перелома во время заживления. Эти шины обладают специальной конструкцией, которая помогает поддерживать правильное положение челюсти и предотвращает нежелательное перемещение или смещение перелома.

Экспериментальные данные, полученные на модели остеотомии плюсневой кости овцы с регулируемым размером щели и интерфрагментарным движением, показывают, что при щели 1–2 мм и интерфрагментарном движении до 0,5 мм (500 мкм) достигается успешное сращение с высокой механической стабильностью (жесткость при изгибе > 20 Нм/мм) [26]. Авторы отмечают, что не количество, а качество формирующейся костной мозоли определяет исход заживления. В нашем исследовании

интерфрагментарное смещение составило всего 25 мкм, что на порядок ниже значений, при которых в указанной работе наблюдалось стабильное сращение. Таким образом, полученные результаты могут быть экстраполированы на наши данные, так как свидетельствуют о достаточной стабильности разработанной шинирующей конструкции, обеспечивающей консолидацию перелома.

Согласно обобщенным результатам экспериментальных и клинических исследований, при щели между фрагментами кости не более 3 мм оптимальный диапазон интерфрагментарного смещения для стимуляции костного сращения составляет 0,15–0,4 мм, а превышение порога более 1,0 мм связано с риском несращения [26–29]. В нашем исследовании смещение отломков относительно друг друга при нагрузке 50 Н составило всего 0,025 мм (25 мкм), что почти на порядок ниже нижней границы оптимального диапазона.

Исходя из результатов, выбор системы фиксации отломков нижнечелюстной кости должен быть основан на

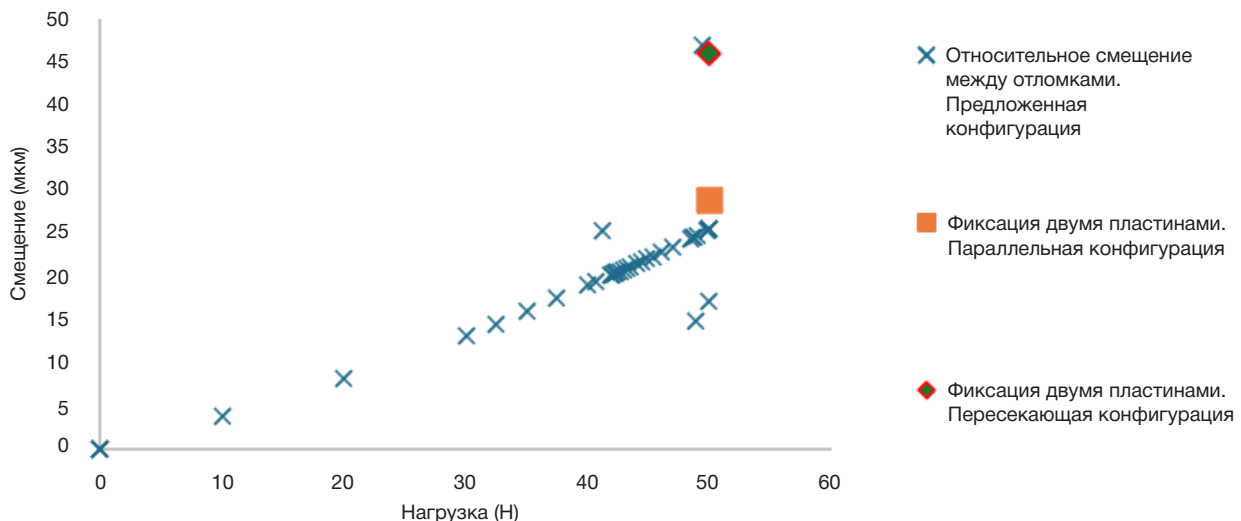
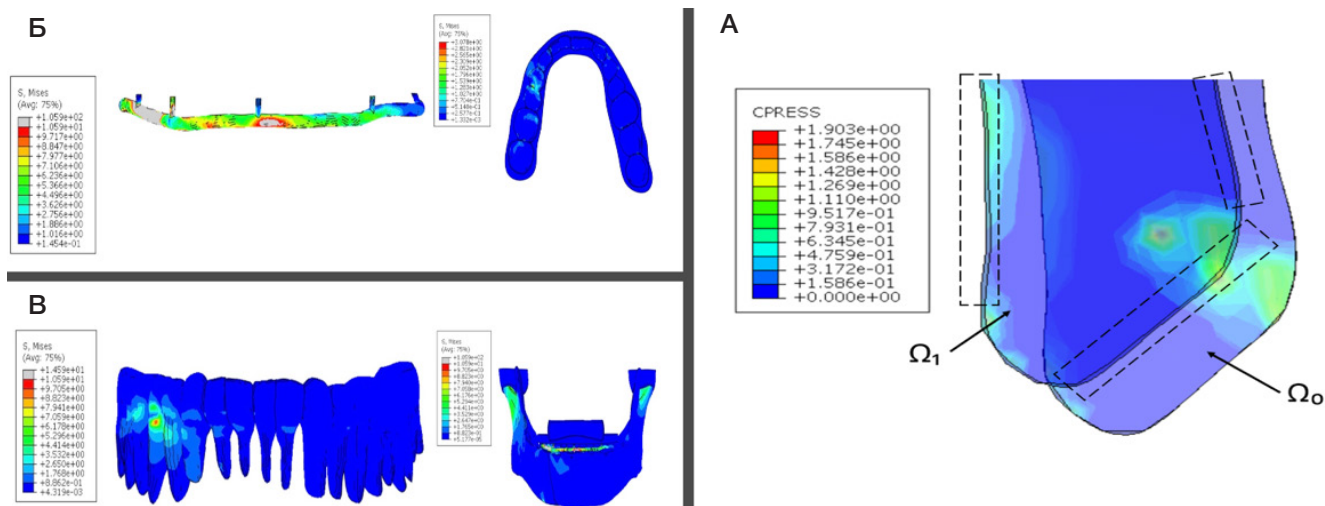


Рис. 5. Зависимость относительного смещения между отломками от нагрузки, приложенной к сегменту нижней челюсти



**Рис. 6.** А. Эпюры распределения контактного давления в области перелома.  $\Omega_0$  — ненагруженная конфигурация,  $\Omega_1$  — нагруженная конфигурация, пунктиром выделены области смещения между отломками. Б. Эпюры распределения напряжений по отломкам челюсти, зафиксированным предложенной конструкцией. В. Эпюры распределения напряжений по отломкам челюсти, зафиксированным предложенной конструкцией, и на зубах

клинической анатомии, характере перелома, состоянии пациента и цели хирургического вмешательства. Важно, чтобы хирург, основываясь на своем опыте и знаниях, выбрал наиболее подходящую систему фиксации, которая обеспечит с одной стороны стабильность отломков, а с другой — не изменит объем физиологической нагрузки на челюсть.

В исследовании использован разработанный нами способ одночелюстного шинирования при переломах нижней челюсти, предназначенный для фиксации переломов в пределах зубного ряда, что представляется оптимальным решением в удаленных регионах и ФАПх, где высокотехнологическая медицинская помощь не всегда доступна в необходимых объемах и срочности.

Показаны пределы силового воздействия на разные области нижней челюсти. Так, в зоне симфиза при закрытом рте показатель составил 82 Мпа и 117 Мпа при открытом, что позволяет прогнозировать положение сомкнутых челюстей более благоприятным в отношении прогноза возникновения перелома [30]. Важное значение придается углу приложения силы. По некоторым данным, распространенными областями перелома являются мыщелковый отросток (при прямой травме тела) или угол челюсти [31].

В литературе можно встретить исследования, посвященные несъемным методам лечения, где среди прочих, можно увидеть выводы о преимуществах шинирующих конструкций для реабилитации пациента с челюстно-лицевой травмой [32–34].

Тем не менее, при хорошем планировании и проработке силовых нагрузок и прогнозировании переломов, в литературе довольно-таки мало сведений о конечном анализе съемной аппаратуры. По нашим результатам, предложенный метод фиксации при линейном росте нагрузки импактора до 50 Н показывает удовлетворительное смещение между отломками в районе 25 мкм, что сравнимо со смещением, полученным при конечно-элементном расчете для фиксирующей конструкции с двумя титановыми пластинами.

Резюмируя и обобщая данные, можно сказать, что разработанная шинирующая конструкция физиологична и сопоставима по своим характеристикам с несъемной аппаратурой. В пользу предлагаемого нами метода говорят результаты другой работы, где авторы приходят к выводу о травмирующем действии минипластин, изменяющих биомеханику нижней челюсти вплоть до возникновения более сложных переломов [35]. Разработанный метод может быть рассмотрен как перспективная альтернатива существующим способам иммобилизации при условии его дальнейшего клинического изучения.

## ВЫВОДЫ

В работе проведен конечно-элементный анализ эффективности нового метода одночелюстного шинирования при переломах нижней челюсти в пределах зубного ряда. При линейном возрастании жевательной нагрузки до 50 Н разработанная шинирующая конструкция обеспечивает относительное смещение костных отломков около 25 мкм, что сопоставимо с фиксацией двумя титановыми пластинами и находится далеко ниже порога, критического для консолидации перелома (150–400 мкм). Максимальные эквивалентные напряжения в металлической шине составляют 100 МПа, в капле — до 3 МПа, что не превышает предела прочности используемых материалов. Иммобилизация достигается без вовлечения верхней челюсти, что улучшает гигиену полости рта и качество жизни пациента в период лечения. Предложенный метод может служить эффективной и безопасной альтернативой традиционному остеосинтезу, особенно в условиях ограниченного доступа к высокотехнологичной хирургической помощи, а также у пациентов с противопоказаниями к открытой репозиции. Однако необходима валидация результатов в натуральных экспериментах на синтетических и биологических моделях, а также клинические исследования с расширенной выборкой для подтверждения долгосрочной стабильности и оптимизации конструкции.

## Литература

- Hesham A, Geiger J, Alshamrani Y, Sawatari Y. Can the Mechanism of Injury Impact the Location of a Mandibular Fracture? A Systematic Review. *J Maxillofac Oral Surg.* 2024; 23 (2): 363–70. DOI: 10.1007/s12663-022-01750-1. Epub 2022 Jul 31. PMID: 38601229; PMCID: PMC11001800.
- Савельев А. Л., Самуткина М. Г. Современный подход к лечению пациентов с переломами нижней челюсти. *Оперативная хирургия и клиническая анатомия (Пироговский научный журнал).* 2021; 5 (1): 29–34. Доступно по ссылке: <https://doi.org/10.17116/operhirurg2021501129>.
- Vitkos EN, Papadopoulos KA, Dimasis P, Weissinger C, Kyrgidis A. One miniplate versus two miniplates in the fixation of mandibular angle fractures. An updated systematic review and meta-analysis. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2022; 123 (6): e865–e873. DOI: 10.1016/j.jormas.2022.07.008. Epub 2022 Jul 21. PMID: 35872351.
- Tsolov R, Firkova EI. Periodontal status in patients with mandibular fractures. *J of IMAB.* 2022; 28 (1): 4247–50. DOI: <https://doi.org/10.5272/jimab.2022281.4247>.
- Jain A, Rai A. Is the Use of Intermaxillary Fixation Screws an Alternative to Erich Arch Bars for Maxillomandibular Fixation During Management of Maxillofacial Fractures? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Craniofacial Trauma Reconstr.* 2021; 14 (3): 236–45. Available from: <https://doi.org/10.1177/1943387520971410>.
- Nasser M, Pandis N, Fleming PS, Fedorowicz Z, Ellis E, Ali K. Interventions for the management of mandibular fractures. *Cochrane Database Syst Rev.* 2013; 2013 (7): CD006087. Available from: <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006087.pub3>.
- Morris C, Bebeau NP, Brockhoff H, Tandon R, Tiwana P. Mandibular fractures: an analysis of the epidemiology and patterns of injury in 4,143 fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2015; 73 (5): 951.e1–951.e12. DOI: 10.1016/j.joms.2015.01.001. Epub 2015 Jan 13. PMID: 25883009.
- Шашков В. А., Гайворонская И. В., Гайворонская М. Г., Иорданшвили А. К., Родионов А. А., & Ничипорук Г. И. Распространенность различных видов переломов нижней челюсти у взрослых. *Вятский медицинский вестник.* 2021; 1 (69): 41–47. DOI: 10.24411/2220-7880-2021-10149.
- Akkina SR, Bevans SE, Johnson AW. Techniques for maxillomandibular fixation: old and new. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg.* 2025; 33 (4): 216–21. Available from: <https://doi.org/10.1097/MCO.0000000000001043>.
- Johnson AW, Akkina SR, Bevans SE. Maxillomandibular Fixation: Understanding the Risks and Benefits of Contemporary Techniques in Adults. *Facial Plastic Surgery & Aesthetic Medicine.* 2025; 27 (1): 98–105. DOI: 10.1089/fpsam.2024.0113.
- Пиголкин Ю. И., Кислов М. А., Крупин К. Н. Математическое моделирование с помощью конечно-элементного анализа в судебно-медицинской экспертизе. *Судебно-медицинская экспертиза.* 2023; 66 (1): 9–13. Доступно по ссылке: <https://doi.org/10.17116/sudmed2023660119>.
- Xu X, Cheng KJ, Liu Yf, et al. Experimental validation of finite element simulation of a new custom-designed fixation plate to treat mandibular angle fracture. *BioMed Eng OnLine.* 2021; 20 (15). Available from: <https://doi.org/10.1186/s12938-021-00851-1>.
- Daqiq O, Roossien CC, Wubs FW, van Minnen B. Biomechanical assessment of mandibular fracture fixation using finite element analysis validated by polymeric mandible mechanical testing. *Sci Rep.* 2024; 14 (1): 11795. Available from: <https://doi.org/10.1038/s41598-024-62011-4>.
- Aquilina P, Chamoli U, Parr WC, Clausen PD, Wroe S. Finite element analysis of three patterns of internal fixation of fractures of the mandibular condyle. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2013; 51 (4): 326–31. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2012.08.007>.
- Mańkowski J, Piękoś J, Dominiak K, Klukowski P, Fotek M, Zawisza M, Zach P. A Mandible with the Temporomandibular Joint—A New FEM Model Dedicated to Strength and Fatigue Calculations of Bonding Elements Used in Fracture and Defect Surgery. *Materials (Basel).* 2021; 14 (17): 5031. DOI: 10.3390/ma14175031. PMID: 34501120; PMCID: PMC8434464.
- Darawsheh HM, Safronova AA, Vasilev YL, Makarova NI, Diachkova EY, Saleeva GT, et al. Choosing the optimal mandible position for inferior alveolar nerve block (IANB) using finite element analysis. *Ann Anat.* 2023; 247: 152055. DOI: 10.1016/j.aanat.2023.152055. Epub 2023 Jan 22. PMID: 36696926.
- Panagiotopoulou O, Iriarte-Diaz J, Wilshin S, Dechow PC, Taylor AB, Mehari Abraha H, et al. In vivo bone strain and finite element modeling of a rhesus macaque mandible during mastication. *Zoology (Jena).* 2017; 124: 13–29. DOI: 10.1016/j.zool.2017.08.010. Epub 2017 Sep 1. PMID: 29037463; PMCID: PMC5792078.
- Tomioka Takahiro, Ito Daisuke, Murai Takato, Takeda Arisa, Nakamura Mami, Koshinuma Shinya, et al. Analysis of Mechanisms of Mandible Fractures by Lateral Impact: A Biomechanical Approach Using Finite Element Models. *Applied Sciences.* 2025; 15: 1205. Available from: <https://doi.org/10.3390/app15031205>.
- Pinheiro M, Willaert R, Khan A, Krairi A, Van Paepegem W. Biomechanical evaluation of the human mandible after temporomandibular joint replacement under different biting conditions. *Sci Rep.* 2021; 11 (1): 14034. Available from: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-93564-3>.
- Hedeşiu M, Pavel DG, Almăşan O, Pavel SG, Hedeşiu H, Raftiroiu D. Three-Dimensional Finite Element Analysis on Mandibular Biomechanics Simulation under Normal and Traumatic Conditions. *Oral.* 2022; 2, 221–237. Available from: <https://doi.org/10.3390/oral2030021>.
- Sarrafpour B, Swain M, Li Q, Zoellner H. Tooth eruption results from bone remodelling driven by bite forces sensed by soft tissue dental follicles: a finite element analysis. *PLoS One.* 2013; 8 (3): e58803. Available from: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0058803>.
- Mengoni M. Biomechanical modelling of the facet joints: a review of methods and validation processes in finite element analysis. *Biomech Model Mechanobiol.* 2021; 20 (2): 389–401. DOI: 10.1007/s10237-020-01403-7. Epub 2020 Nov 22. PMID: 33221991; PMCID: PMC7979651.
- Raszewski Z, Nowakowska D. Mechanical Properties of Hot Curing Acrylic Resins after Reinforced with Different Kinds of Fibers. *Int J Biomed Mater Res.* 2013; 1 (1): 9–13. Available from: <https://doi.org/10.11648/j.ijbmr.20130101.12>.
- Anderson K, Weritz J, Kaufman JG, editors. *ASM Handbook, Volume 2B: Properties and Selection of Aluminum Alloys.* ASM International. 2019.
- Клинические рекомендации «Перелом нижней челюсти». Утв. Минздравом России 2021. Доступно по ссылке: <https://www.garant.ru/products/ipo/prime/doc/402775975/> (дата обращения: 22.03.2026).
- Claes L, Augat P, Suger G, Wilke HJ. Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *J Orthop Res.* 1997; 15 (4): 577–84. DOI: 10.1002/jor.1100150414. PMID: 9379268.
- Ng BW, Abdul Wahab AH, Abdul Wahid AM, Abdullah NNAA, Abdul Kadir MR, Ammarullah MI, et al. Finite element analysis and clinical evaluation of cross locking external fixator configuration for distal third tibia fracture. *Sci Rep.* 2025; 15 (1): 13310. DOI: 10.1038/s41598-025-97090-4. PMID: 40247025; PMCID: PMC12006471.
- Glatt V, Evans CH, Tetsworth K. A Concert between Biology and Biomechanics: The Influence of the Mechanical Environment on Bone Healing. *Front Physiol.* 2017; 7: 678. DOI: 10.3389/fphys.2016.00678. PMID: 28174539; PMCID: PMC5258734.
- Bowers KM, Anderson DE. Delayed Union and Nonunion: Current Concepts, Prevention, and Correction: A Review. *Bioengineering (Basel).* 2024; 11 (6): 525. DOI: 10.3390/bioengineering11060525. PMID: 38927761; PMCID: PMC11201148.
- Sancar B, Çetiner Y, Dayı E. Evaluation of the pattern of fracture formation from trauma to the human mandible with finite element analysis. Part 1: Symphysis region. *Dent Traumatol.* 2023; 39 (4): 352–60. Available from: <https://doi.org/10.1111/edt.12825>.
- Sancar B, Çetiner Y, Dayı E. Evaluation of the pattern of fracture formation from trauma to the human mandible with finite element analysis. Part 2: The corpus and the angle regions. *Dent Traumatol.* 2023; 39 (5): 437–47. Available from: <https://doi.org/10.1111/edt.12841>.
- Kahveci K, Ayrançi F. Finite element analysis of different internal fixation methods for the treatment of atrophic mandible fractures. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2023; 124 (1S): 101276. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jormas.2022.08.019>.

33. Jindal P, Worcester F, Walia K, Gupta A, Breedon P. Finite element analysis of titanium alloy-graphene based mandible plate. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019; 22 (3): 324–30. Available from: <https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1555244>.
34. Krennmaier S, Winterhalder P, Hunger S, Rupperti S, Holberg C. The effects of frontal trauma on 4 interforaminal dental implants: a 3-dimensional finite element analysis comparing splinted and unsplinted implant configurations. *J Oral Maxillofac Surg.* 2020; 78 (6): 961–72. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.joms.2019.12.007>.
35. Graillon N, Foletti JM, Godio-Raboulet Y, Guyot L, Varazzani A, Thollon L. Mandibular titanium miniplates change the biomechanical behaviour of the mandible in the case of facial trauma: a three-dimensional finite element analysis. *Bioengineering (Basel).* 2023; 10 (9): 994. Available from: <https://doi.org/10.3390/bioengineering10090994>.

## References

- Hesham A, Geiger J, Alshamrani Y, Sawatari Y. Can the Mechanism of Injury Impact the Location of a Mandibular Fracture? A Systematic Review. *J Maxillofac Oral Surg.* 2024; 23 (2): 363–70. DOI: 10.1007/s12663-022-01750-1. Epub 2022 Jul 31. PMID: 38601229; PMCID: PMC11001800.
- Savelev AL, Samutkina MG. Sovremennyj podhod k lecheniyu pacientov s perelomami nizhnej chelyusti. *Operativnaya hirurgiya i klinicheskaya anatomiya (Pirogovskij nauchnyj zhurnal).* 2021; 5 (1): 29–34. Dostupno po ssylke: <https://doi.org/10.17116/operhirurg2021501129>. Russian.
- Vitkos EN, Papadopoulos KA, Dimasis P, Weissinger C, Kyrgidis A. One miniplate versus two miniplates in the fixation of mandibular angle fractures. An updated systematic review and meta-analysis. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2022; 123 (6): e865–e873. DOI: 10.1016/j.jormas.2022.07.008. Epub 2022 Jul 21. PMID: 35872351.
- Tsolov R, Firkova EI. Periodontal status in patients with mandibular fractures. *J of IMAB.* 2022; 28 (1): 4247–50. DOI: <https://doi.org/10.5272/jimab.2022281.4247>.
- Jain A, Rai A. Is the Use of Intermaxillary Fixation Screws an Alternative to Erich Arch Bars for Maxillomandibular Fixation During Management of Maxillofacial Fractures? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Cranio-maxillofac Trauma Reconstr.* 2021; 14 (3): 236–45. Available from: <https://doi.org/10.1177/1943387520971410>.
- Nasser M, Pandis N, Fleming PS, Fedorowicz Z, Ellis E, Ali K. Interventions for the management of mandibular fractures. *Cochrane Database Syst Rev.* 2013; 2013 (7): CD006087. Available from: <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006087.pub3>.
- Morris C, Bebeau NP, Brockhoff H, Tandon R, Tiwana P. Mandibular fractures: an analysis of the epidemiology and patterns of injury in 4,143 fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2015; 73 (5): 951.e1–951.e12. DOI: 10.1016/j.joms.2015.01.001. Epub 2015 Jan 13. PMID: 25883009.
- SHashkov VA, Gajvoronskij IV, Gajvoronskaya MG, Iordanishvili AK, Rodionov AA, Nichiporuk GI. Rasprostranennost' razlichnyh vidov perelomov nizhnej chelyusti u vzroslyh. *Vyatskij medicinskij vestnik.* 2021; 1 (69): 41–47. DOI: 10.24411/2220-7880-2021-10149. Russian.
- Akina SR, Bevans SE, Johnson AW. Techniques for maxillomandibular fixation: old and new. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg.* 2025; 33 (4): 216–21. Available from: <https://doi.org/10.1097/MOO.0000000000001043>.
- Johnson AW, Akkina SR, Bevans SE. Maxillomandibular Fixation: Understanding the Risks and Benefits of Contemporary Techniques in Adults. *Facial Plastic Surgery & Aesthetic Medicine.* 2025; 27 (1): 98–105. DOI: 10.1089/fpsam.2024.0113.
- Pigolkin Yul, Kislov MA, Krupin KN. Matematicheskoe modelirovanie s pomoshch'yu konechno-elementnogo analiza v sudebno-medicinskoj ekspertize. *Sudebno-medicinskaya ekspertiza.* 2023; 66 (1): 9–13. Dostupno po ssylke: <https://doi.org/10.17116/sudmed2023660119>. Russian.
- Xu X, Cheng KJ, Liu Yf, et al. Experimental validation of finite element simulation of a new custom-designed fixation plate to treat mandibular angle fracture. *BioMed Eng OnLine.* 2021; 20 (15). Available from: <https://doi.org/10.1186/s12938-021-00851-1>.
- Daqiq O, Roossien CC, Wubs FW, van Minnen B. Biomechanical assessment of mandibular fracture fixation using finite element analysis validated by polymeric mandible mechanical testing. *Sci Rep.* 2024; 14 (1): 11795. Available from: <https://doi.org/10.1038/s41598-024-62011-4>.
- Aquillina P, Chamoli U, Parr WC, Clausen PD, Wroe S. Finite element analysis of three patterns of internal fixation of fractures of the mandibular condyle. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2013; 51 (4): 326–31. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2012.08.007>.
- Mańkowski J, Piękoś J, Dominiak K, Klukowski P, Fotek M, Zawisza M, Żach P. A Mandible with the Temporomandibular Joint-A New FEM Model Dedicated to Strength and Fatigue Calculations of Bonding Elements Used in Fracture and Defect Surgery. *Materials (Basel).* 2021; 14 (17): 5031. DOI: 10.3390/ma14175031. PMID: 34501120; PMCID: PMC8434464.
- Darawsheh HM, Safronova AA, Vasilev YL, Makarova NI, Diachkova EY, Saleeva GT, et al. Choosing the optimal mandible position for inferior alveolar nerve block (IANB) using finite element analysis. *Ann Anat.* 2023; 247: 152055. DOI: 10.1016/j.aanat.2023.152055. Epub 2023 Jan 22. PMID: 36696926.
- Panagiotopoulou O, Iriarte-Diaz J, Wilshin S, Dechow PC, Taylor AB, Mehari Abraha H, et al. In vivo bone strain and finite element modelling of a rhesus macaque mandible during mastication. *Zoology (Jena).* 2017; 124: 13–29. DOI: 10.1016/j.zool.2017.08.010. Epub 2017 Sep 1. PMID: 29037463; PMCID: PMC5792078.
- Tomioka Takahiro, Ito Daisuke, Murai Takato, Takeda Arisa, Nakamura Mami, Koshinuma Shinya, et al. Analysis of Mechanisms of Mandible Fractures by Lateral Impact: A Biomechanical Approach Using Finite Element Models. *Applied Sciences.* 2025; 15: 1205. Available from: <https://doi.org/10.3390/app15031205>.
- Pinheiro M, Willaert R, Khan A, Krairi A, Van Paeppegem W. Biomechanical evaluation of the human mandible after temporomandibular joint replacement under different biting conditions. *Sci Rep.* 2021; 11 (1): 14034. Available from: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-93564-3>.
- Hedeşiu M, Pavel DG, Almăşan O, Pavel SG, Hedeşiu H, Rafiroiu D. Three-Dimensional Finite Element Analysis on Mandibular Biomechanics Simulation under Normal and Traumatic Conditions. *Oral.* 2022; 2, 221–237. Available from: <https://doi.org/10.3390/oral2030021>.
- Sarrafpour B, Swain M, Li Q, Zoellner H. Tooth eruption results from bone remodelling driven by bite forces sensed by soft tissue dental follicles: a finite element analysis. *PLoS One.* 2013; 8 (3): e58803. Available from: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0058803>.
- Mengoni M. Biomechanical modelling of the facet joints: a review of methods and validation processes in finite element analysis. *Biomech Model Mechanobiol.* 2021; 20 (2): 389–401. DOI: 10.1007/s10237-020-01403-7. Epub 2020 Nov 22. PMID: 33221991; PMCID: PMC7979651.
- Raszewski Z, Nowakowska D. Mechanical Properties of Hot Curing Acrylic Resins after Reinforced with Different Kinds of Fibers. *Int J Biomed Mater Res.* 2013; 1 (1): 9–13. Available from: <https://doi.org/10.11648/j.ijbmr.20130101.12>.
- Anderson K, Weritz J, Kaufman JG, editors. *ASM Handbook, Volume 2B: Properties and Selection of Aluminum Alloys.* ASM International. 2019.
- Klinicheskie rekomendacii «Perelom nizhnej chelyusti». *Utv. Minzdravom Rossii* 2021. Dostupno po ssylke: <https://www.garant.ru/products/ipo/prime/doc/402775975/> (data obrashcheniya: 22.03.2026).
- Claes L, Augat P, Suger G, Wilke HJ. Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *J Orthop Res.* 1997; 15 (4): 577–84. DOI: 10.1002/jor.1100150414. PMID: 9379268.
- Ng BW, Abdul Wahab AH, Abdul Wahid AM, Abdullah NNA, Abdul Kadir MR, Ammarullah MI, et al. Finite element analysis and clinical evaluation of cross locking external fixator configuration for distal third tibia fracture. *Sci Rep.* 2025; 15 (1): 13310. DOI: 10.1038/s41598-025-97090-4. PMID: 40247025; PMCID: PMC12006471.
- Glatt V, Evans CH, Tetsworth K. A Concert between Biology and Biomechanics: The Influence of the Mechanical

- Environment on Bone Healing. *Front Physiol.* 2017; 7: 678. DOI: 10.3389/fphys.2016.00678. PMID: 28174539; PMCID: PMC5258734.
29. Bowers KM, Anderson DE. Delayed Union and Nonunion: Current Concepts, Prevention, and Correction: A Review. *Bioengineering (Basel).* 2024; 11 (6): 525. DOI: 10.3390/bioengineering11060525. PMID: 38927761; PMCID: PMC11201148.
30. Sancar B, Çetiner Y, Dayı E. Evaluation of the pattern of fracture formation from trauma to the human mandible with finite element analysis. Part 1: Symphysis region. *Dent Traumatol.* 2023; 39 (4): 352–60. Available from: <https://doi.org/10.1111/edt.12825>.
31. Sancar B, Çetiner Y, Dayı E. Evaluation of the pattern of fracture formation from trauma to the human mandible with finite element analysis. Part 2: The corpus and the angle regions. *Dent Traumatol.* 2023; 39 (5): 437–47. Available from: <https://doi.org/10.1111/edt.12841>.
32. Kahveci K, Ayranci F. Finite element analysis of different internal fixation methods for the treatment of atrophic mandible fractures. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2023; 124 (1S): 101276. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jomas.2022.08.019>.
33. Jindal P, Worcester F, Walia K, Gupta A, Breedon P. Finite element analysis of titanium alloy-graphene based mandible plate. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019; 22 (3): 324–30. Available from: <https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1555244>.
34. Krennmair S, Winterhalder P, Hunger S, Rupperti S, Holberg C. The effects of frontal trauma on 4 interforaminal dental implants: a 3-dimensional finite element analysis comparing splinted and unsplinted implant configurations. *J Oral Maxillofac Surg.* 2020; 78 (6): 961–72. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.joms.2019.12.007>.
35. Grillon N, Foletti JM, Godio-Raboutet Y, Guyot L, Varazzani A, Thollon L. Mandibular titanium miniplates change the biomechanical behaviour of the mandible in the case of facial trauma: a three-dimensional finite element analysis. *Bioengineering (Basel).* 2023; 10 (9): 994. Available from: <https://doi.org/10.3390/bioengineering10090994>.