

<https://doi.org/10.52889/1684-9280-2025-2-76-27-34>

Оригинальная статья

Математическое моделирование и анализ напряжений пластины для остеосинтеза ключицы

Шаухин Е.Н.¹, Мурсалов Н.К.², Горбунов Б.Н.³

¹ PhD-докторант, Медицинский университет Караганды, Караганда, Казахстан. E-mail: erdar@bk.ru

² Заведующий отделением травматологии №5, Национальный научный центр травматологии и ортопедии имени академика Баттенова Н.Д., Астана, Казахстан. E-mail: nagmet2007@mail.ru

³ Доцент, Казахского агротехнического исследовательского университета имени С. Сейфуллина, Астана, Казахстан. E-mail: gdn_kz@mail.ru

Резюме

Переломы ключицы являются одной из распространенных травм верхней конечности, особенно среди лиц, ведущих активный образ жизни. Традиционные методы лечения включают консервативную терапию и хирургические вмешательства, среди которых остеосинтез пластинами является наиболее эффективным для сложных переломов. Однако стандартные пластины не всегда соответствуют сложной анатомической форме ключицы, что увеличивает риск осложнений, таких как деформация имплантата и нарушение фиксации. В связи с этим актуальной задачей является разработка и оптимизация анатомически адаптированной пластины, способной минимизировать осложнения и обеспечить стабильную фиксацию.

Цель исследования: проведение математического моделирования пластины отечественной разработки для остеосинтеза переломов ключицы.

Методы. В исследовании использовался метод конечных элементов для биомеханического анализа системы «пластина-ключица». Твердотельные модели пластины и ключицы создавались в Autodesk Inventor PRO и преобразовывались в конечно-элементные модели в среде APM FEM (КОМПАС-3D). Приложенные нагрузки включали изгибающие, сжимающие и крутящие моменты, имитирующие реальные механические воздействия. Анализ проводился для оценки напряжений, смещений и запаса прочности конструкции в различных условиях.

Результаты. Моделирование показало, что оптимизированная пластина обеспечивает равномерное распределение напряжений и снижает риск локальных перегрузок в области винтового крепления и перелома. Значения напряжений в конструкции не превышали предела прочности титанового сплава, а смещения находились в допустимых пределах. Коэффициент запаса прочности продемонстрировал высокую надежность конструкции даже при максимальных нагрузках. Анализ также показал, что пластина допускает минимальные физиологические движения, что способствует более быстрой реабилитации пациентов.

Выводы. Оптимизированная конструкция пластины для остеосинтеза ключицы демонстрирует высокую механическую стабильность и способность выдерживать значительные нагрузки без риска разрушения. Предложенная пластина может быть рекомендована для клинического применения благодаря надежной фиксации, снижению риска осложнений и сокращению сроков реабилитации пациентов.

Ключевые слова: остеосинтез, ключица, математическое моделирование, пластина, титановые имплантаты.

Corresponding author: Yerdar Shaukhin, PhD student, Karaganda Medical University, Karaganda, Kazakhstan
Phone: +7 7779925626
E-mail: erdar@bk.ru

J Trauma Ortho Kaz 76 (2) 2025: 27-34
Received: 12-03-2025
Accepted: 04-04-2025



This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License

Введение

Переломы ключицы являются одними из наиболее распространенных травм верхней конечности, составляя от 3% до 10% всех повреждений костей плечевого пояса [1,2]. Такие травмы возникают вследствие различных механизмов, включая прямые удары, падения на плечо или вытянутую руку, дорожно-транспортные происшествия и спортивные инциденты. Высокая частота подобных повреждений особенно актуальна среди лиц, ведущих активный образ жизни. У мужчин эти травмы встречаются чаще, особенно в молодом возрасте, что обусловлено большей вовлеченностью в потенциально опасные виды деятельности [3-5].

Ключица является важным компонентом плечевого пояса, обеспечивая связь между туловищем и верхней конечностью. В большинстве случаев переломы локализуются в средней трети диафиза, которая наиболее уязвима из-за своих анатомических и биомеханических особенностей. Более 75% переломов затрагивают именно эту область, что связано с ее тонкой структурой и поверхностным расположением. Такие переломы часто приводят к осложнениям, включая укорочение кости, несращение и значительные функциональные нарушения плечевого сустава, что существенно снижает качество жизни пациентов [2,6]. Консервативные методы лечения, такие как иммобилизация, применяются при определенных типах переломов ключицы, но часто сопровождаются длительным восстановительным периодом и повышенным риском осложнений. Несмотря на возможность сращения костных фрагментов при консервативной терапии, нередко возникают проблемы, такие как несращение, деформация и повторное повреждение кости. Это, в свою очередь, приводит к необходимости повторных хирургических вмешательств и удлинению периода нетрудоспособности [7-10].

В последние годы все большее распространение получают хирургические методы лечения переломов ключицы, в частности остеосинтез с использованием пластин. Данный подход позволяет достичь более быстрой и точной репозиции отломков, сокращая время реабилитации и минимизируя риск осложнений, таких как несращение и функциональные ограничения. Эта методика особенно актуальна для лиц, активно вовлеченных в профессиональную и спортивную деятельность, поскольку позволяет быстрее вернуться к полноценной жизни и работе [11].

Остеосинтез пластинами является одним из наиболее эффективных методов лечения смещенных переломов ключицы, обеспечивая высокую жесткость фиксации и ротационную стабильность костных

фрагментов. Однако, несмотря на преимущества данного метода, существуют ограничения, связанные с техническими и биомеханическими аспектами использования металлических пластин [12].

Анатомическая форма ключицы, характеризующаяся S-образным изгибом, требует индивидуального подбора и подгонки пластин, что может привести к снижению их прочности вследствие многократного сгибания во время операции [13].

Использование стандартных пластин не всегда учитывает сложные анатомические особенности ключицы, что может вызывать осложнения, такие как локальное напряжение в области перелома, разрушение и деформация пластины. Это особенно касается расположения отверстий для винтов, которые при неправильном размещении могут снижать стабильность фиксации и повышать риск механического повреждения [14].

Актуальность разработки новых, анатомически адаптированных пластин обусловлена необходимостью минимизации рисков хирургических осложнений и улучшения результатов лечения. Применение пластин, точно повторяющих форму кости и обеспечивающих надежную фиксацию, может значительно снизить риск инфекций, уменьшить вероятность разрушения имплантата и улучшить клинические исходы у пациентов с переломами ключицы. Таким образом, разработка новых технологий остеосинтеза ключицы является важным направлением для повышения эффективности хирургического лечения данной патологии и улучшения качества жизни пациентов. Внедрение инновационных методов фиксации с использованием анатомически адаптированных пластин позволит не только улучшить результаты лечения, но и сократить сроки реабилитации пациентов, что имеет существенное значение для системы здравоохранения в целом. Ускорение восстановления трудоспособности способствует снижению затрат на лечение и реабилитацию, а также повышению качества медицинской помощи, что особенно актуально для трудоспособного населения и лиц, ведущих активный образ жизни.

Целью данного исследования является проведение математического моделирования пластины отечественной разработки для остеосинтеза переломов ключицы.

Материалы и методы

Для численного анализа использовался метод конечных элементов (МКЭ), который позволяет

изучать сложные многокомпонентные системы [15,16]. Дизайн пластины показан на рисунке 1.

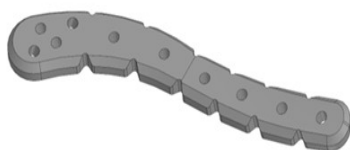


Рисунок 1 - Дизайн пластины

Программное обеспечение

Используемое программное обеспечение включало несколько ключевых инструментов для моделирования и анализа. Autodesk Inventor PRO применялся для создания твердотельных моделей пластины и ключицы, обеспечивая точное проектирование конструкции. КОМПАС-3D с модулем АРМ FEM использовался для конечно-элементного анализа, позволяя оценить распределение напряжений и прочностные характеристики системы.

Для обработки данных медицинской визуализации использовалась программа InVesalius, которая на основе КТ-изображений создает 3D-модели анатомических структур. Процесс моделирования включал создание стереолитографической (STL) модели ключицы, которая затем преобразовывалась в твердотельную модель (Рисунок 2). Последняя использовалась для расчетов и анализа в CAD-программах, что обеспечивало точность проектирования и устойчивость конструкции.

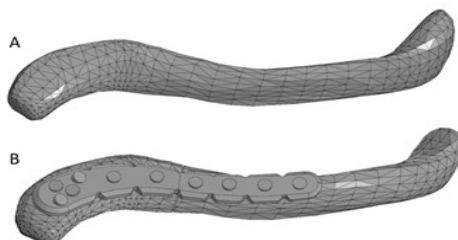


Рисунок 2 - Компьютерная модель: А - STL-модель ключицы; В – 3D модель системы «пластина – ключица»

Генерация конечно-элементной сетки

Генерация конечно-элементной сетки представляла собой важный этап подготовки модели для проведения численных расчетов. Твердотельные модели ключицы и пластины были преобразованы в конечно-элементные модели, обеспечивающие возможность выполнения биомеханического анализа. Модель включала два основных компонента: кость и титановую пластину, которые были соединены с

помощью винтов для имитации условий фиксации в реальной клинической ситуации. Для расчета была применена тетраэдрическая сетка, что позволило добиться высокой точности моделирования сложной геометрии объектов. Основные характеристики сетки включали:

- число элементов - 42 660 линейных тетраэдров;
- число узлов - 67 983 (Рисунок 3).

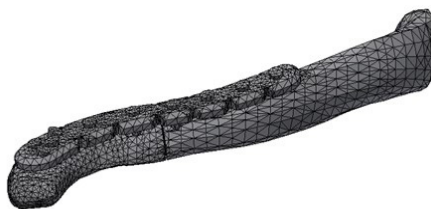


Рисунок 3 - Конечно-элементная сетка системы «Пластина – ключица»

Особое внимание уделялось созданию мелкой сетки в тех участках конструкции, где ожидалось возникновение концентраций напряжений, например, в области перелома. Это обеспечивало более точный расчет распределения напряжений и деформаций в критических зонах, минимизируя ошибки, связанные с аппроксимацией геометрии и физического поведения материала.

Физико-механические параметры

Для моделирования использовались данные о механических свойствах материалов,

полученные из литературных источников, что обеспечивало достоверность расчетов и соответствие реальным физическим характеристикам тканей и имплантируемых конструкций. В модели учитывались три основных материала: кортикальная кость, губчатая кость и титановый сплав. Параметры этих материалов, такие как модуль упругости и коэффициент Пуассона, представлены в таблице 1.

Таблица 1 - Физико-механические параметры моделируемых систем

Материал	Модуль упругости, МПа	Коэффициент Пуассона
Кортикальная кость	15000	0,3
Губчатая кость	1000	0,3
Титановый сплав (пластина, протез, винты)	110000	0,3

Условия моделирования и нагрузки

Граничные условия были установлены таким образом, чтобы максимально точно имитировать

реальные физиологические условия. Грудинный конец ключицы был зафиксирован неподвижно, что исключало смещение и вращение. Акромиальный

конец ключицы подвергался воздействию различных нагрузок для имитации реальных механических воздействий. Приложенные нагрузки:

- Изгибающая сила $F_1=100$ Н в вертикальном направлении на акромиальный конец;
- Сжимающая сила $F_2=100$ Н вдоль оси ключицы;
- Крутящий момент $T=1$ Н·м вдоль центральной

оси ключицы для моделирования ротационных смещений.

Эти нагрузки отражают наиболее типичные сценарии, при которых ключица испытывает механическое воздействие (Рисунок 4).



Рисунок 4 - Нагрузки приложенные к системе

Процесс моделирования

Моделирование проводилось в несколько итераций. На каждом шаге рассчитывались напряжения и деформации, которые использовались как начальные условия для следующего шага.

1. Напряжения по Мизесу: Оценивались для определения распределения напряжений в пластине и кости.

2. Смещение: Измерялось для выявления зон,

Результаты

Проведенное моделирование напряженно-деформированного состояния (НДС) системы «пластина-ключица» позволило подробно изучить распределение напряжений, смещений и запас прочности конструкции при различных нагрузках.

Анализ напряжений по критерию Мизеса (Рисунок 5) показал, что максимальные напряжения концентрируются в области перелома ключицы и в местах контакта пластины с костью. Эти зоны

подвержены чрезмерным перемещениям, что могло бы указывать на нестабильность системы.

3. Коэффициент запаса прочности: Рассчитывался для оценки вероятности разрушения материала под воздействием приложенных нагрузок.

Особое внимание уделялось критическим зонам, таким как область перелома, где концентрация напряжений может быть наибольшей.

подвержены пиковым нагрузкам, поскольку именно в этих местах происходят наиболее значимые механические взаимодействия. Тем не менее, величина напряжений не превышает предела прочности титана, который составляет 900–1100 МПа. Это свидетельствует о том, что используемый материал и геометрия пластины обеспечивают надежную фиксацию без риска разрушения при нормальных эксплуатационных условиях.

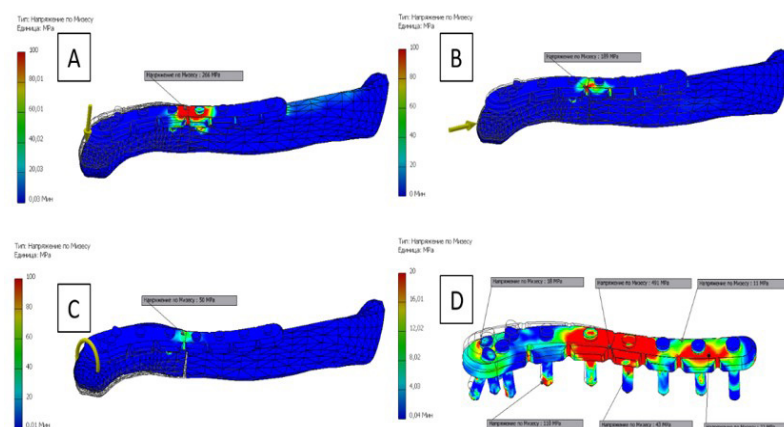


Рисунок 5 - Напряжение по Мизесу, МПа: А – изгиб; В – сжатие; С – осевой момент; D – при действии всех силовых факторов

Анализ смещений (Рисунок 6) показал, что максимальные смещения наблюдаются в акромиальной части ключицы. Эта часть ключицы наиболее подвержена перемещениям под воздействием приложенных нагрузок, так как она расположена дальше всего от жестко зафиксированного грудного конца. Несмотря на это, значения смещения остаются в

допустимых пределах и не приводят к дестабилизации системы. Наблюдаемое перемещение свидетельствует о том, что пластина не только фиксирует кость, но и допускает минимальные естественные движения, что может способствовать лучшему восстановлению после операции.

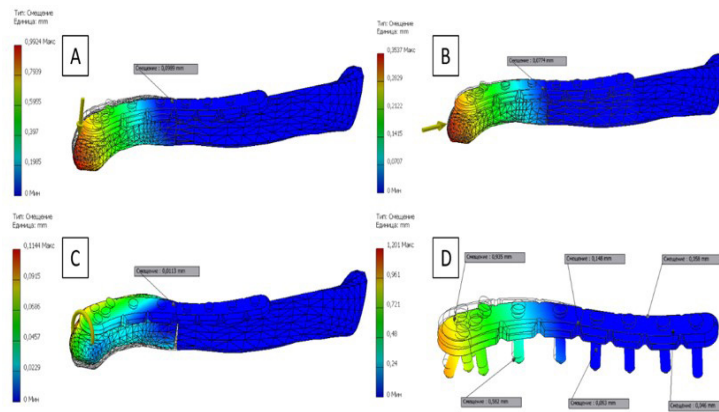


Рисунок 6 - Смещение, мм: А – изгиб; В – сжатие; С – осевой момент; D – при действии всех силовых факторов

Наконец, расчеты коэффициента запаса прочности (Рисунок 7) показали, что запас прочности конструкции варьируется в пределах от 0,2 до 1,5. В зонах с наибольшими нагрузками, такими как места винтового крепления и перелома, коэффициент снижается до 0,2, что указывает на критическую нагрузку, близкую к пределу прочности. Однако в других участках системы коэффициент достигает

1,5, что свидетельствует о высокой надежности конструкции в менее нагруженных областях. В целом, полученные значения запаса прочности подтверждают, что пластина способна выдерживать значительные нагрузки без риска разрушения, обеспечивая стабильность системы «пластина-ключица» в процессе реабилитации и восстановления.

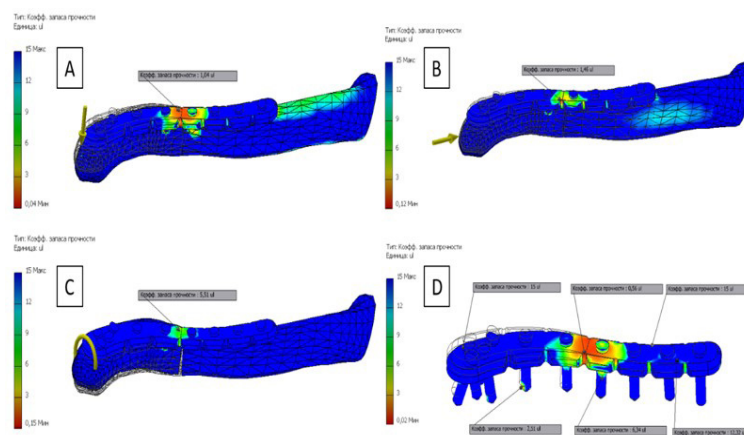


Рисунок 7 - Коэффициент запаса прочности: А – изгиб; В – сжатие; С – осевой момент; D – при действии всех силовых факторов

Обсуждение

Разработка и внедрение анатомически адаптированных пластин для остеосинтеза ключицы являются важным направлением современной травматологии. Традиционные пластины, несмотря на свою эффективность, часто не учитывают сложную анатомическую форму ключицы, что увеличивает риск осложнений, таких как нарушение фиксации и деформация имплантата. В условиях возрастающей потребности в сокращении сроков реабилитации и повышении качества жизни пациентов, особенно среди лиц, ведущих активный образ жизни, оптимизация конструкции пластин становится приоритетной задачей. В данном исследовании было проведено математическое моделирование отечественной пластины с целью оценки её биомеханических характеристик и потенциала для клинического применения.

Ключевые результаты

Проведенное моделирование продемонстрировало, что оптимизированная

конструкция пластины обеспечивает равномерное распределение напряжений и снижает вероятность локальных перегрузок в зонах крепления винтов и области перелома. Пластина продемонстрировала высокую устойчивость: значения напряжений не превышали предела прочности титанового сплава, а наблюдаемые смещения оставались в допустимых пределах. Важным результатом стало то, что пластина допускает минимальные физиологические движения, способствуя более быстрому восстановлению пациентов. Коэффициент запаса прочности показал надёжность конструкции даже при воздействии максимальных нагрузок.

Практическое значение результатов

Результаты исследования подтверждают целесообразность использования анатомически адаптированных пластин для остеосинтеза ключицы. Предложенная пластина снижает риск осложнений, таких как деформация конструкции и нестабильность фиксации, что повышает качество хирургического

лечения. Кроме того, способность пластины допускать физиологические движения способствует ускорению реабилитационного процесса, что особенно актуально для спортсменов и лиц, активно вовлечённых в физическую деятельность. Применение данной конструкции может способствовать снижению затрат на реабилитацию и улучшению медицинской помощи.

Ограничения и направления для будущих исследований

Одним из ограничений данного исследования является моделирование в лабораторных условиях, которое не полностью отражает все возможные сценарии клинической практики. В реальных

условиях на систему могут воздействовать более сложные и непредсказуемые нагрузки. Кроме того, использованные параметры материалов не учитывают анатомические и физиологические различия среди пациентов, что может повлиять на результаты в клинической практике. Будущие исследования должны включать клинические испытания для подтверждения эффективности конструкции. Также перспективными направлениями являются разработка индивидуализированных пластин с использованием 3D-печати и исследование их долговременной стабильности и влияния на остеointеграцию.

Выводы

Пластина обеспечивает надежную фиксацию при воздействии изгибающих, сжимающих и ротационных нагрузок. Максимальные напряжения в конструкции не превышают предела прочности титанового сплава, что подтверждает ее безопасность. Смещения и деформации находятся в пределах допустимых значений, что гарантирует стабильность системы «пластина-ключица». Запас прочности конструкции достаточен для длительной эксплуатации при условии соблюдения хирургических и реабилитационных рекомендаций.

Таким образом, предложенная конструкция пластины обладает высокими эксплуатационными характеристиками и может быть рекомендована для клинического применения в хирургической практике.

Конфликт интересов. Авторы работы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Литература

1. Robinson, C. M. (1998). Fractures of the clavicle in the adult: epidemiology and classification. *The Journal of Bone Joint Surgery British Volume*, 80(3), 476-484. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.80B3.0800476>
2. Kihlström, C., Möller, M., Lönn, K., Wolf, O. (2017). Clavicle fractures: epidemiology, classification and treatment of 2 422 fractures in the Swedish Fracture Register; an observational study. *BMC musculoskeletal disorders*, 18, 1-9. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1444-1>
3. Chen, W., Zhu, Y., Liu, S., Hou, Z., Zhang, X., Lv, H., Zhang, Y. (2018). Demographic and socioeconomic factors influencing the incidence of clavicle fractures, a national population-based survey of five hundred and twelve thousand, one hundred and eighty seven individuals. *International Orthopaedics*, 42, 651-658. <https://doi.org/10.1007/s00264-018-3815-0>
4. Song, H. S., Kim, H. (2021). Current concepts in the treatment of midshaft clavicle fractures in adults. *Clinics in shoulder and elbow*, 24(3), 189. <https://doi.org/10.5397/cise.2021.00388>
5. Nawar, K., Eliya, Y., Burrow, S., Peterson, D., Ayeni, O., de Sa, D. (2020). Operative versus non-operative management of mid-diaphyseal clavicle fractures in the skeletally immature population: a systematic review and meta-analysis. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 13, 38-49. <https://doi.org/10.1007/s12178-020-09604-4>
6. Rasmussen, J. V., Jensen, S. L., Petersen, J. B., Falstie-Jensen, T., Lausten, G., & Olsen, B. S. (2011). A retrospective study of the association between shortening of the clavicle after fracture and the clinical outcome in 136 patients. *Injury*, 42(4), 414-417. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2010.11.061>
7. Robinson, C. M., Goudie, E. B., Murray, I. R., Jenkins, P. J., Ahktar, M. A., Read, E. O., Chesser, T. J. (2013). Open reduction and plate fixation versus nonoperative treatment for displaced midshaft clavicular fractures: a multicenter, randomized, controlled trial. *JBJS*, 95(17), 1576-1584. <https://doi.org/10.2106/JBJS.L.00307>
8. McKee, R. C., Whelan, D. B., Schemitsch, E. H., McKee, M. D. (2012). Operative versus nonoperative care of displaced midshaft clavicular fractures: a meta-analysis of randomized clinical trials. *JBJS*, 94(8), 675-684. <https://doi.org/10.2106/JBJS.J.01364>
9. Zlowodzki, M., Zelle, B. A., Cole, P. A., Jeray, K., McKee, M. D. (2005). Treatment of acute midshaft clavicle fractures: systematic review of 2144 fractures: on behalf of the Evidence-Based Orthopaedic Trauma Working Group. *Journal of orthopaedic trauma*, 19(7), 504-507. <https://doi.org/10.1097/01.bot.0000172287.44278.ef>
10. Rudzki, J. R., Matava, M. J., Paletta, G. A. (2003). Complications of treatment of acromioclavicular and sternoclavicular joint injuries. *Clinics in sports medicine*, 22(2), 387-405. [https://doi.org/10.1016/s0278-5919\(03\)00013-9](https://doi.org/10.1016/s0278-5919(03)00013-9)
11. Strauss, E. J., Egol, K. A., France, M. A., Koval, K. J., Zuckerman, J. D. (2007). Complications of intramedullary Hagie pin fixation for acute midshaft clavicle fractures. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 16(3), 280-284. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2006.08.012>
12. Nowak, J., Holgersson, M., Larsson, S. (2004). Can we predict long-term sequelae after fractures of the clavicle based on initial findings? A prospective study with nine to ten years of follow-up. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 13(5), 479-486. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.01.026>
13. Leuders, S., Thöne, M., Riemer, A., Niendorf, T., Tröster, T., Richard, H. A., Maier, H. J. (2013). On the mechanical

behaviour of titanium alloy TiAl6V4 manufactured by selective laser melting: Fatigue resistance and crack growth performance. *International journal of fatigue*, 48, 300-307. <https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2012.11.011>

14. Kanchanomai, C., Phiphobmongkol, V., Muanjan, P. (2008). Fatigue failure of an orthopedic implant-A locking compression plate. *Engineering Failure Analysis*, 15(5), 521-530. <https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2007.04.001>

15. К Бате, Е. (1982). Численные методы анализа и метод конечных элементов. <https://libarch.nmu.org.ua/handle/GenofondUA/46041>

К Бате, Е. (1982). Численные методы анализа и метод конечных элементов (Numerical methods of analysis and finite element method) [in Russian]. <https://libarch.nmu.org.ua/handle/GenofondUA/46041>

16. Старовойтов, Э. (2022). Сопротивление материалов. Litres. <https://books.google.com/>

Starovojtov, E. (2022). Soprotivlenie materialov (Strength of materials) [in Russian]. Litres. <https://books.google.com/>

Бұғанаға остеосинтез жасау үшін пластинаның кернеуін математикалық модельдеу және талдау

[Шаухин Е.Н.](#)¹, [Мурсалов Н.К.](#)², [Горбунов Б.Н.](#)³

¹ PhD-докторант, Қарағанды медицина университеті, Қарағанды, Қазақстан. E-mail: erdar@bk.ru

² №5 травматология бөлімшесінің меңгерушісі, Академик Н.Д. Батпенев атындағы травматология және ортопедия ұлттық ғылыми орталығы, Астана, Қазақстан. E-mail: nagmet2007@mail.ru

³ Доцент, С. Сейфуллин атындағы Қазақ ғылыми-зерттеу агротехникалық университеті, Астана, Қазақстан. E-mail: gdn_kz@mail.ru

Түйіндеме

Бұғананың сынуы бұл жоғарғы жақтың жиі кездесетін жарақаттарының бірі, әсіресе белсенді адамдар арасында. Дәстүрлі емдеу әдістеріне консервативті терапия және хирургиялық араласулар жатады, олардың арасында пластиналық остеосинтез күрделі сынықтар үшін ең тиімді болып табылады. Дегенмен, стандартты пластина әрқашан бұғана сүйегінің күрделі анатомиялық пішініне сәйкес келе бермейді, бұл импланттың деформациясы және бекітудің бұзылуы сияқты асқыну қаупін арттырады. Осыған байланысты, асқынуларды азайтуға және тұрақты бекітуді қамтамасыз етуге мүмкіндік беретін анатомиялық бейімделген пластинаны әзірлеу және оңтайландыру өзекті міндет болып табылады.

Зерттеудің мақсаты: бұғана сынықтары остеосинтезі үшін отандық әзірленген пластинаны математикалық модельдеу.

Әдістері. Зерттеуде «бұғана-пластина» жүйесін биомеханикалық талдау үшін соңғы элементтер әдісі қолданылды. Пластинаның және бұғананың қатты үлгілері Autodesk Inventor PRO бағдарламасында жасалды және APM FEM ортасында (КОМПАС -3D) соңғы элементтер үлгілеріне түрлендірілді. Қолданылатын жүктемелерге нақты механикалық әсерлерді имитациялайтын иілу, қысу және айналу моменттері кірді. Әртүрлі жағдайларда құрылымның кернеулерін, орын ауыстыруларын және қауіпсіздік шегін бағалау үшін талдау жүргізілді.

Нәтижелер. Модельдеу оңтайландырылған пластина кернеудің біркелкі таралуын қамтамасыз ететінін және бұғанды бекіту және сыну аймағында жергілікті шамадан тыс жүктемелердің қаупін азайтатынын көрсетті. Құрылымдағы кернеу мәндері титан қорытпасының созылу беріктігінен аспады, ал орын ауыстырулар қолайлы шектерде болды. Қауіпсіздік коэффициенті максималды жүктемелер кезінде де құрылымның жоғары сенімділігін көрсетті. Талдау сонымен қатар пластинаның ең аз физиологиялық қозғалысқа мүмкіндік беретінін көрсетті, бұл пациенттердің тезірек оңалтуына ықпал етті.

Қорытындылар. Бұғананың остеосинтезге арналған оңтайландырылған пластина дизайны жоғары механикалық тұрақтылықты және бұзылу қаупінсіз айтарлықтай жүктемелерге төтеп беру қабілетін көрсетеді. Ұсынылған пластинаны клиникалық қолдану үшін сенімді бекіту, асқыну қаупін азайту және пациенттердің оңалту уақытын қысқарту арқылы ұсынуға болады.

Түйін сөздер: остеосинтез, бұғана, математикалық модельдеу, пластинка, титан имплантаты.

Mathematical modeling and stress analysis of a clavicle osteosynthesis plate

[Yerdar Shaukhin](#)¹, [Nagmet Mursalov](#)², [Boris Gorbunov](#)³

¹ PhD student, Medical University Karaganda, Karaganda, Kazakhstan. E-mail: erdar@bk.ru

² Head of the Traumatology Department N5, National Scientific Center of Traumatology and Orthopedics named after Academician N.D. Batpenov, Astana, Kazakhstan. E-mail: nagmet2007@mail.ru

³ Assistant professor, Kazakh Agrotechnical Research University named after S. Seifullin, Astana, Kazakhstan. E-mail: gdn_kz@mail.ru

Abstract

Clavicle fractures are among the most common injuries of the upper limb, particularly among individuals with active lifestyles. Traditional treatment methods include conservative therapy and surgical interventions, with plate osteosynthesis being the most effective approach for complex fractures. However, standard plates do not always conform to the intricate anatomical shape of the clavicle, increasing the risk of complications, such as implant deformation and fixation failure. Therefore, the development and optimization of anatomically adapted plates capable of minimizing complications and ensuring stable fixation remain relevant challenges.

Objective: to perform mathematical modeling of a domestically developed plate for the osteosynthesis of clavicle fractures.

Methods. This study employed the finite element method (FEM) for biomechanical analysis of the "plate-clavicle" system. Solid models of the plate and clavicle were created using Autodesk Inventor PRO and converted into finite element models in the APM FEM (COMPASS-3D) environment. Applied loads included bending, compressive, and torsional moments, simulating real mechanical forces. The analysis was conducted to evaluate stresses, displacements, and the safety factor of the construction under various conditions.

Results. The modeling demonstrated that the optimized plate ensures a uniform distribution of stresses, reducing the risk of localized overloads at the screw attachment points and fracture site. Stress values within the structure remained below the yield strength of the titanium alloy, while displacements were within acceptable limits. The safety factor indicated high structural reliability, even under maximum loads. Additionally, the analysis revealed that the plate allows for minimal physiological movements, promoting faster patient rehabilitation.

Conclusion. The optimized design of the clavicle osteosynthesis plate exhibits high mechanical stability and the ability to withstand significant loads without the risk of structural failure. The proposed plate can be recommended for clinical application due to its reliable fixation, reduced risk of complications, and potential to shorten patient rehabilitation periods.

Keywords: osteosynthesis, clavicle, mathematical modeling, plate, titanium implants.