



Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. 2023. Т. 23, вып. 4. С. 496–511
Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics, 2023, vol. 23, iss. 4, pp. 496–511
mmi.sgu.ru <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2023-23-4-496-511>, EDN: OZSOKF

Научная статья
УДК 531/534:[57+61]

Численный анализ напряженно-деформированного состояния остеотомий первой плюсневой кости

А. В. Полиенко, Д. В. Иванов, С. И. Киреев, Л. В. Бессонов[✉],
А. М. Мулдашева, Е. С. Оленко

Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, д. 83

Полиенко Асель Валерьевна, старший преподаватель кафедры математической теории упругости и биомеханики, st_aav@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0003-4471-6599>, AuthorID: 682840

Иванов Дмитрий Валерьевич, доктор физико-математических наук, профессор кафедры математической теории упругости и биомеханики, ivanovdv@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0003-1640-6091>, AuthorID: 201794

Киреев Сергей Иванович, доктор медицинских наук, заведующий кафедрой основ медицины и медицинских технологий, kireevsi@rambler.ru, <https://orcid.org/0000-0002-3318-5633>, AuthorID: 620012

Бессонов Леонид Валентинович, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры математической теории упругости и биомеханики, bessonov@sgu.ru, <https://orcid.org/0000-0002-5636-1644>, AuthorID: 774968

Мулдашева Алина Мирболатовна, лаборант отдела компьютерного моделирования в биомедицине и материаловедении, alinamuldasheva@yandex.ru, AuthorID: 1209728

Оленко Елена Сергеевна, доктор медицинских наук, профессор кафедры основ медицины и медицинских технологий, olenco@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0003-1573-0623>, AuthorID: 499088

Аннотация. Отклонение первого пальца стопы кнаружи, взаимосвязанное с отклонением первой плюсневой кости кнутри, встречается у 46% пациентов старшей возрастной группы и называется вальгусной деформацией первого пальца стопы. Негативное влияние данной патологии на качество жизни пациентов является причиной обращения за медицинской помощью, золотым стандартом оказания которой считается хирургическая коррекция, а базисной хирургической техникой служит остеотомия (распиливание кости и фиксация ее фрагментов имплантатами) первой плюсневой кости. При этом идеальная остеотомия должна обеспечивать первоначальную стабильность в раннем послеоперационном периоде. Однако большое число способов выполнения остеотомии, а также преимущества и недостатки каждого из хирургических приемов не позволяют считать какой-то из них наиболее успешным. В этой связи цель работы состояла в разработке и валидации биомеханической модели остеотомии первой плюсневой кости для анализа ее стабильности и надежности в зависимости от типа остеотомии, степени смещения фрагментов кости, а также количества скрепляющих винтов. В данном исследовании проведено биомеханическое моделирование наиболее часто используемых вариантов остеотомии первой плюсневой кости стопы при хирургическом лечении ее вальгусной деформации. С этой целью было создано 10 моделей остеотомий отдельной первой плюсневой кости, которые затем были подвергнуты статическому нагружению для анализа



их напряженно-деформированного состояния и оценки их успешности. Выявлены успешные (стабильные и надежные) варианты лечения, а также неуспешные. Неуспешными приняты два из десяти рассмотренных вариантов — остеотомии типа scarf со смещением фрагментов кости на 2/3 ее диаметра и закрепленными одним винтом. Выявлено, что остеотомии типа chevron показали более высокую стабильность в сравнении со scarf-остеотомиями. В данном исследовании впервые проведены численные эксперименты для сравнительного анализа стабильности и прочности наиболее часто используемых вариантов остеотомий на базе модели одной кости. Разработана и валидирована на основе натуральных экспериментов биомеханическая модель scarf-остеотомии первой плюсневой кости.

Ключевые слова: биомеханика, плюсневая кость, вальгусная деформация, МКЭ, напряжения по Мизесу, валидация численной модели

Благодарности: Работа выполнена в рамках государственного задания № FSRR-2023-0009.

Для цитирования: Полиенко А. В., Иванов Д. В., Киреев С. И., Бессонов Л. В., Мулдашева А. М., Оленко Е. С. Численный анализ напряженно-деформированного состояния остеотомий первой плюсневой кости // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. 2023. Т. 23, вып. 4. С. 496–511. <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2023-23-4-496-511>, EDN: OZSOKF

Статья опубликована на условиях лицензии Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY 4.0)

Article

Numerical analysis of the stress-strain state of osteotomies of the first metatarsal bone

A. V. Polienko, D. V. Ivanov, S. I. Kireev, L. V. Bessonov[✉],
A. M. Muldasheva, E. S. Olenko

Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia

Asel V. Polienko, st_aav@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0003-4471-6599>, AuthorID: 682840

Dmitry V. Ivanov, ivanovdv@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0003-1640-6091>, AuthorID: 201794

Sergey I. Kireev, kireevsi@rambler.ru, <https://orcid.org/0000-0002-3318-5633>, AuthorID: 620012

Leonid V. Bessonov, bessonov@sgu.ru, <https://orcid.org/0000-0002-5636-1644>, AuthorID: 774968

Alina M. Muldasheva, alinamuldasheva@yandex.ru, AuthorID: 1209728

Elena S. Olenko, olenco@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0003-1573-0623>, AuthorID: 499088

Abstract. Deviation of the first toe to the outside, interconnected with the deviation of the first metatarsal bone to the inside, occurs in 46% of patients of the older age group and is called valgus deformity of the first toe. The negative impact of this pathology on the quality of life of patients is the reason for seeking medical help, the gold standard of which is surgical correction, and the basic surgical technique is osteotomy (sawing the bone and fixing its fragments with implants) of the first metatarsal. At the same time, an ideal osteotomy should provide initial stability in the early postoperative period. However, a large number of ways to perform osteotomy, as well as the advantages and disadvantages of each of the surgical techniques, do not allow to consider one of them as the most successful. In this regard, the aim of the work was to develop and validate a biomechanical model of osteotomy of the first metatarsal bone to analyze its stability and reliability depending on the type of osteotomy, the degree of displacement of



bone fragments, as well as the number of fastening screws. In this study, biomechanical modeling of the most commonly used variants of osteotomy of the first metatarsal bone of the foot in the surgical treatment of its valgus deformity was carried out. For this purpose, 10 models of osteotomies of a separate first metatarsal bone were created, which were then subjected to static loading to analyze their stress-strain state and assess their success. Successful (stable and reliable) treatment options were identified, as well as unsuccessful ones. Two of the ten options considered were unsuccessful – scarf type osteotomies with displacement of bone fragments by 2/3 of its diameter and fixed with a single screw. It was revealed that osteotomies of the chevron type showed higher stability in comparison with scarf osteotomies. As a result, we note that in this study, numerical experiments were conducted for the first time to compare the stability and strength of the most commonly used variants of osteotomies based on a single bone model. A biomechanical model of scarf osteotomy of the first metatarsal bone has been developed and validated on the basis of mechanical experiments.

Keywords: biomechanics, metatarsal bone, valgus deformity, FEM, Mises stresses, numerical model validation

Acknowledgements: The work was carried out within the framework of the State Assignment No. FSRR-2023-0009.

For citation: Polienko A. V., Ivanov D. V., Kireev S. I., Bessonov L. V., Muldasheva A. M., Olenko E. S. Numerical analysis of the stress-strain state of osteotomies of the first metatarsal bone. *Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics*, 2023, vol. 23, iss. 4, pp. 496–511 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2023-23-4-496-511>, EDN: OZSOKF

This is an open access article distributed under the terms of Creative Commons Attribution 4.0 International License (CC-BY 4.0)

Введение

Отклонение первого пальца стопы кнаружи (hallux valgus, или вальгусная деформация первого пальца стопы) характеризуется высокой частотой встречаемости, достигающей 46% у пациентов старшей возрастной группы [1]. Значительное негативное влияние указанной патологии на качество жизни большинства пациентов служит причиной обращения за медицинской помощью. Консервативные методы лечения не позволяют исправить данную деформацию. Золотым стандартом специализированной медицинской помощи пациентам с обсуждаемой патологией признана хирургическая коррекция [2]. Основным патогенетическим звеном возникновения болезненной «косточки на стопе» является изменение нормального положения первой плюсневой кости (в медицинской литературе обозначается M1), которая отклоняется кнутри, как показано на рис. 1. Здесь α — угол между осями первой плюсневой кости и основной фаланги первого пальца стопы. В норме величина угла α не превышает 8° . Большее значение угла указывает на патологическое отклонение, т. е. вальгусную деформацию первого пальца стопы.

В связи с этим базисной хирургической техникой лечения вальгусного отклонения первого пальца стопы служит остеотомия M1 [3]. Сущность указанной операции заключается в распиливании кости (osteotomy), в результате которого образуются два фрагмента. Смещение одного фрагмента относительно другого позволяет восстановить нормальное анатомическое положение M1 и первого пальца стопы.



Фактически хирург во время указанной операции выполняет искусственный перелом со смещением, т.е. остеотомию. Основным условием для успешного заживления перелома является наличие взаимного контакта и отсутствие значительной подвижности между фрагментами кости [3, 4]. Более того, при идеальной остеотомии первоначальная стабильность имеет первостепенное значение в раннем послеоперационном периоде. Данное обстоятельство существенным образом влияет на выбор хирургической тактики и методики послеоперационного восстановительного лечения с учетом двухстороннего характера патологии. Зачастую возникает своеобразный конфликт интересов между стремлением к одномоментному исправлению деформации на обеих стопах и ранней активизацией пациента в послеоперационном периоде.

Сложившаяся клиническая практика не предполагает четких количественных критериев для решения указанных вопросов в каждом конкретном случае, что не соответствует принципам современной персонализированной медицины. С учетом различных геометрических параметров линии пересечения М1 и имплантатов (винты, пластины, спицы), используемых для соединения фрагментов кости между собой, предложено более 150 способов выполнения обсуждаемой операции. Каждый из способов имеет свои преимущества и недостатки [4]. Актуальной проблемой современной хирургии стопы остается поиск и обоснование наиболее эффективного (успешного) способа остеотомии М1. До сих пор не существует общепризнанного универсального алгоритма предоперационного планирования хирургической коррекции hallux valgus.

Наиболее распространенным подходом к решению данной проблемы остается эмпирический, основанный на анализе клинических результатов применения различных способов операции. Существенным недостатком указанного подхода служит невозможность учета и корректного сравнения многообразия индивидуальных параметров, основными из которых являются показатели стабильности системы «кость – имплантаты». Экспериментальный метод сравнения различных способов остеотомии М1 обладает множеством недостатков. Среди них – невозможность использования одинаковых экспериментальных образцов М1 человека, а также существенное отличие искусственных (пластиковых) костей от натуральных. В последнее время для решения подобных проблем было предложено использовать биомеханическое моделирование с применением метода конечных элементов [5]. Отечественными и зарубежными авторами оцениваются прочностные свойства системы «кость – имплантат» под действием статических нагрузок [6–10], а также исследуется влияние остеотомии первой плюсневой кости на биомеханику стопы [11]. Изучено также влияние общей дряблости связок на ухудшение состояния при вальгусной деформации [12]. В то же время полного анализа стабильности разных типов остеотомий выполнено до сих пор не было.



Рис. 1. Рентгенограмма переднего отдела левой стопы в прямой проекции (контур первой плюсневой кости, обозначенной М1, обведен пунктирной линией)

Fig. 1. Radiograph of the forefoot of the left foot in direct projection (the contour of the first metatarsal bone, labeled M1, is circled with a dotted line)

Цель данной работы состояла в разработке и валидации биомеханической модели остеотомии первой плюсневой кости для анализа ее стабильности и надежности в зависимости от типа остеотомии, степени смещения фрагментов кости, а также количества скрепляющих винтов.

1. Материалы и методы

1.1. Построение 3D модели кости

Трехмерная твердотельная модель первой плюсневой кости, включающая губчатую и компактную костные ткани, была построена на основе результатов компьютерной томографии конкретного пациента. Модель создавалась в программном комплексе Mimics, а затем в системе автоматизированного проектирования SolidWorks разрезалась (для создания остеотомии) и совмещалась с твердотельными моделями винтов, также построенными в системе SolidWorks. В данной работе оценивались два типа остеотомий: scarf и chevron, которые проиллюстрированы на рис. 2. На рис. 3 показана укороченная (в сравнении со стандартной на рис. 2, а) остеотомия scarf. Рис. 4 иллюстрирует расположение винтов в случае, если остеотомия scarf крепится только одним винтом, а не двумя, как показано на рис. 2, а.

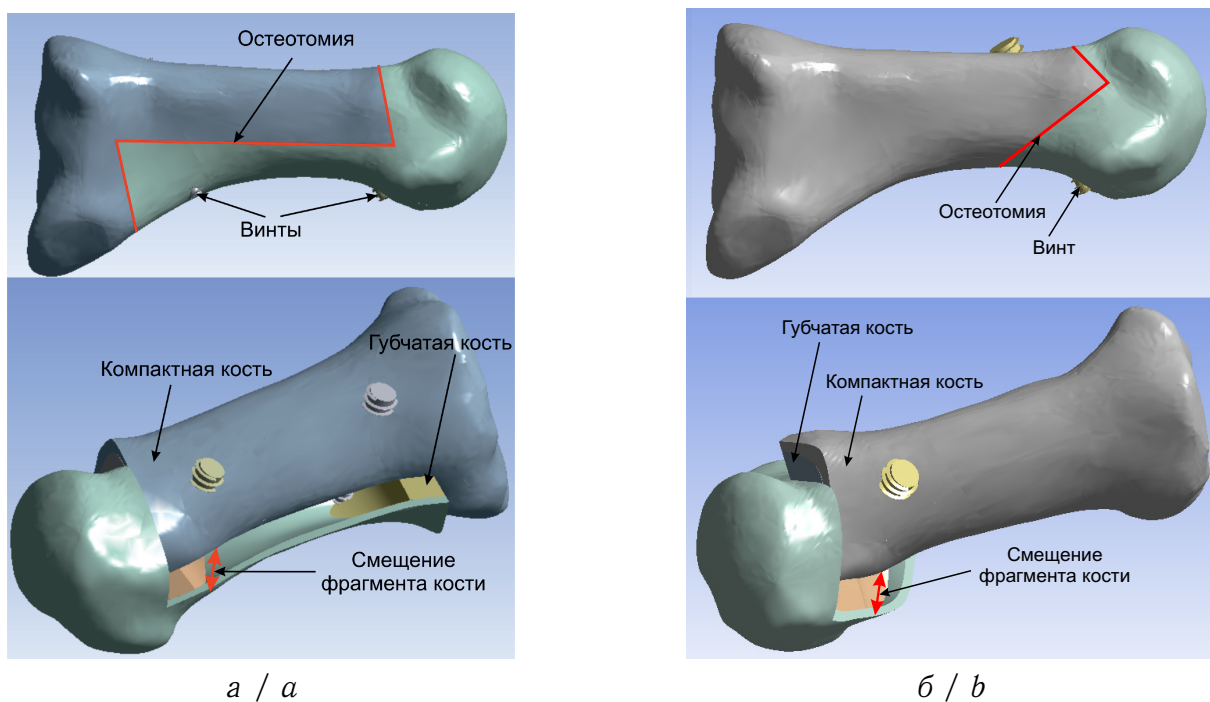


Рис. 2. Остеотомии первой плюсневой кости: а — scarf; б — chevron (цвет онлайн)
Fig. 2. Osteotomies of the first metatarsal bone: a is scarf; b is chevron (color online)

В результате конечно-элементному анализу напряженно-деформированного состояния системы «кость – имплантат» подвергалось 10 моделей остеотомий первой плюсневой кости, описание которых представлено в табл. 1 (смещение — величина смещения одного фрагмента относительно другого поперек кости, выражено в долях диаметра кости; количество винтов — 1 или 2, также указано расположение винта вдоль оси кости).

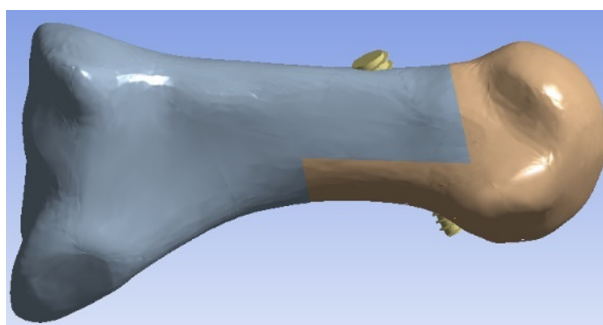
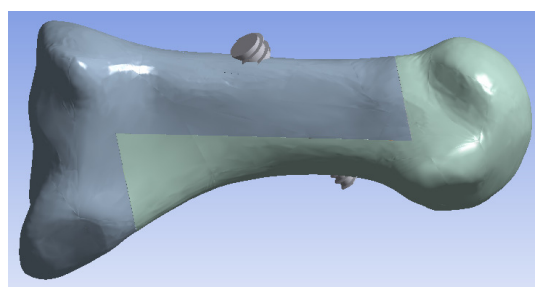
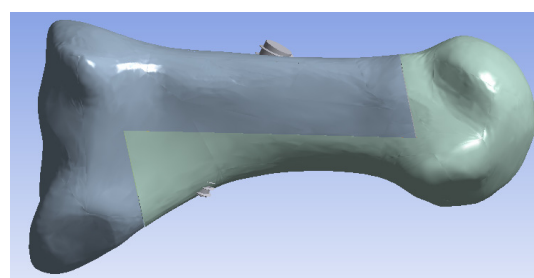


Рис. 3. Остеотомия scarf укороченная (цвет онлайн)
Fig. 3. Shortened scarf osteotomy (color online)



a / a



б / б

Рис. 4. Расположение винтов при остеотомии scarf и креплении фрагментов одним винтом:
a — винт кпереди; *б* — винт кзади (цвет онлайн)

Fig. 4. Screw placement for scarf osteotomy and single screw fixation: *a* is screw to the front; *b* is screw to the back (color online)

Таблица 1 / Table 1

Параметры моделей остеотомий / Parameters of osteotomy models

Модель	Смещение фрагментов кости	Тип остеотомии	Кол-во винтов
Мод. 1	1/3	scarf	2
Мод. 2	1/3	scarf	1, кзади
Мод. 3	1/3	scarf	1, кпереди
Мод. 4	2/3	scarf	2
Мод. 5	2/3	scarf	1, кзади
Мод. 6	2/3	scarf	1, кпереди
Мод. 7	1/3	scarf укороченная	1
Мод. 8	2/3	scarf укороченная	1
Мод. 9	1/3	chevron	1
Мод. 10	2/3	chevron	1

1.2. Постановка задачи биомеханики

Решалась статическая задача биомеханики о напряженно-деформированном состоянии системы «кость – имплантат»:

– уравнения равновесия (полагаем, что объемные силы отсутствуют):

$$\sigma_{ij,i} = 0; \quad (1)$$

– уравнения закона Гука, связывающие компоненты тензора напряжений и деформаций:

$$\sigma_{ij} = \lambda \Theta \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij}; \quad (2)$$



– соотношения Коши, связывающие тензор деформаций и вектор перемещения:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} (u_{i,j} + u_{j,i}), \tag{3}$$

где σ_{ij} – компоненты тензора напряжений, ε_{ij} – компоненты тензора малых деформаций, u_i – компоненты вектора перемещений, λ, μ – упругие константы Ламе, $\Theta = \varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33}$ – объемное расширение, δ_{ij} – символ Кронекера, индексы i и j принимают значения от 1 до 3, знак «,» в нижнем индексе обозначает частную производную по соответствующей координате.

В данной работе граничные условия имели смешанный вид (см. рис. 4). Граница фрагментов кости была разбита на две области так, что

$$S = S_\sigma + S_u.$$

На одной области границы S_σ действуют поверхностные силы:

$$\sigma_{ij}(x_1, x_2, x_3)n_j|_{S_\sigma} = P_i(x_1, x_2, x_3),$$

где P_i – компоненты вектора заданных на S_σ поверхностных сил, n_j – компоненты вектора внешней нормали к поверхности.

На второй области границы S_u заданы перемещения:

$$u_i(x_1, x_2, x_3)n_j|_{S_u} = u_i^*(x_1, x_2, x_3),$$

где u_i^* – компоненты вектора заданных на S_u перемещений.

Рассматривалось действие консольной нагрузки [10] величиной 31 Н, приложенной к головке кости с подошвенной стороны под углом 75° (соответствует 15° наклона оси кости к горизонтали) к оси кости. Конец кости жестко закреплялся [10, 13]. Такое закрепление используется многими авторами при натуральных экспериментах, соответствует анатомическому положению кости человека в положении стоя и моделирует реакцию опоры под стопами [13]. Задача решалась численно методом конечных элементов в системе Ansys 19.2. Области закрепления и область приложения нагрузки показаны на рис. 5.

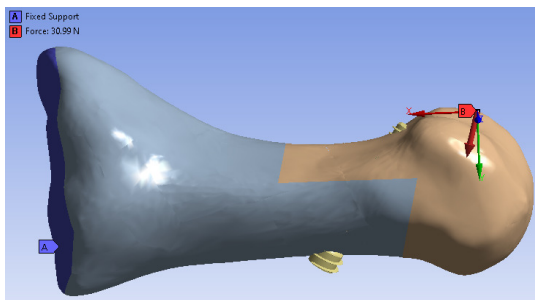


Рис. 5. Граничные условия: А – жесткая заделка; В – консольная нагрузка 31 Н (цвет онлайн)

Fig. 5. Boundary conditions: A – rigid fixation; B – cantilever load 31 N (color online)

При моделировании учитывалось два типа контактного взаимодействия между фрагментами кости и винтами: полный контакт и контакт с трением (табл. 2).

Таблица 2 / Table 2

Контактирующие тела и типы контактного взаимодействия
Contacting bodies and types of contact interaction

Контактирующие тела	Тип контактного взаимодействия
Часть кости – винт	Полный контакт (Bonded в Ansys)
Часть кости – часть кости	Контакт с трением (Frictional в Ansys)



Далее приведем математическое описание типов контактного взаимодействия (рис. 6).

При контакте двух тел на поверхности контакта S_{cont} (рис. 6) должно выполняться условие непроникания одного тела в другое, которое может быть записано в виде

$$(x_A - x_B) \cdot \bar{n} = 0. \quad (4)$$

Здесь x_A, x_B — радиус-векторы точек тел A, B , а \bar{n} — единичная нормаль к поверхности контакта S_{cont} .

Также на границе контакта возникают распределенные по поверхности контакта сжимающие усилия t_i , направленные по нормали (рис. 6):

$$t_{ni} = t_i \cdot \bar{n} \leq 0, \quad i = 1, 2. \quad (5)$$

Неравенство (5) выполняется, если тела находятся в контакте.

Касательные усилия на контактной поверхности t_{ti} могут быть как положительными, так и отрицательными. Они подчиняются закону трения Кулона (6), в соответствии с которым при относительном движении контактирующих тел

$$|t_{ni}| = \mu_{cont} |t_i|. \quad (6)$$

Здесь μ_{cont} — коэффициент трения (принимался равным 0.2).

В соответствии с (4)–(6) в данной работе ставились следующие условия контакта (7) и (8):

– полный контакт (называется Bonded в системе Ansys):

$$\begin{aligned} u_i^A(x_1, x_2, x_3)|_{S_{cont}} &= u_i^B(x_1, x_2, x_3)|_{S_{cont}}, \\ \sigma_{ij}^A(x_1, x_2, x_3)|_{S_{cont}} &= \sigma_{ij}^B(x_1, x_2, x_3)|_{S_{cont}}; \end{aligned} \quad (7)$$

– контакт с трением (называется Contact with friction в системе Ansys):

$$\begin{aligned} u_n^A(x_1, x_2, x_3)|_{S_{cont}} &= u_n^B(x_1, x_2, x_3)|_{S_{cont}}, \\ \sigma_n^A(x_1, x_2, x_3)|_{S_{cont}} &= \sigma_n^B(x_1, x_2, x_3)|_{S_{cont}}, \end{aligned} \quad (8)$$

где u_i^A, u_i^B — компоненты векторов перемещений контактирующих точек тел A и B соответственно, $\sigma_{ij}^A, \sigma_{ij}^B$ — компоненты тензоров напряжений контактирующих точек тел A и B соответственно, u_n^A, u_n^B — проекции векторов перемещений контактирующих точек тел A и B соответственно на вектор внешней нормали к телу A , σ_n^A, σ_n^B — проекции векторов напряжений контактирующих точек тел A и B соответственно на внешние нормали.

Контактная задача формулировалась с помощью метода множителей Лагранжа [14], при котором потенциал контактных сил (9) добавляется к уравнению принципа возможных перемещений:

$$W_{cont} = - \int_{S_{cont}} \bar{t}(x_A - x_B) ds. \quad (9)$$

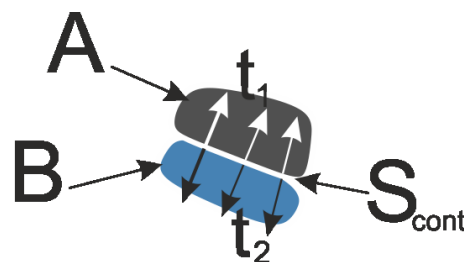


Рис. 6. Контактное взаимодействие двух тел (цвет онлайн)

Fig. 6. Contact interaction between two bodies (color online)



Здесь \bar{t} — вектор контактных усилий, которые действуют по поверхности контакта двух тел A, B . Он является множителем Лагранжа и подлежит определению.

Принципиальное отличие постановки [6] и постановки задачи данного исследования состоит в том, что нами учитывалось два типа костной ткани (губчатая и компактная), свойства которых представлены в табл. 3 [7].

Таблица 3 / Table 3

Механические свойства / Mechanical properties		
Материал	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона
Компактная кость	12 000	0.3
Губчатая кость	300	0.3
Титановый сплав (винт)	11 000	0.3

1.3. Сеточная сходимость

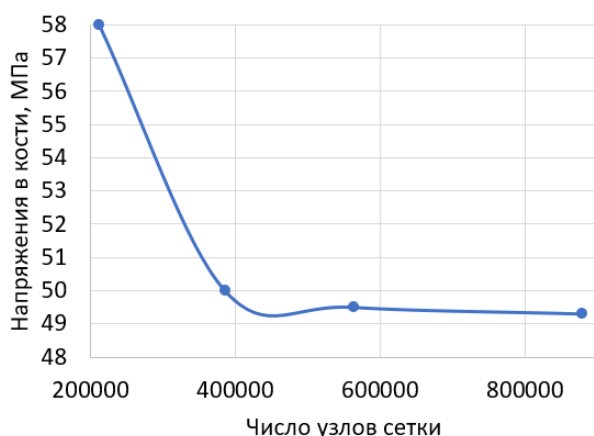


Рис. 7. График сеточной сходимости
Fig. 7. Graph of mesh convergence

Исследовалась сеточная сходимость. Итоговая вычислительная сетка для каждой модели содержала порядка 600 тыс. узлов. График сеточной сходимости (зависимость максимальных напряжений в кости от числа узлов вычислительной сетки) для модели с chevron-остеотомией показан на рис. 7.

1.4. Валидация модели

Для валидации модели был проведен натурный эксперимент на испытательной машине Instron. Для этого на образце первой плюневой кости, изъятый во время хирургического вмешательства по ампутации стопы не ранее трех часов до эксперимента, была выполнена scarf-остеотомия (рис. 8, а, б). Один конец кости фиксировался с помощью цианакрилатного клея с щелочным полимеризующим агентом (пищевая сода). Далее образец закреплялся на столе испытательной машины под углом 15° к горизонту (рис. 8, в) и выполнялся эксперимент по его консольному изгибу со скоростью 2 мм/мин [13].

Результаты натурального эксперимента в виде графика Нагрузка (Н) — Перемещение (мм) сравнивались с аналогичным численным экспериментом, выполненным в Ansys 19.2. На рис. 9 представлены результаты обоих экспериментов. Из сравнения двух кривых видно, что результаты численного и натурального экспериментов схожи, а относительная разница не превышает 15%. В области пиковых нагрузок кривые пересекаются. Погрешность может быть обоснована неоднородностью механических свойств костной ткани, что в численной модели в рамках данной работы не учитывается.

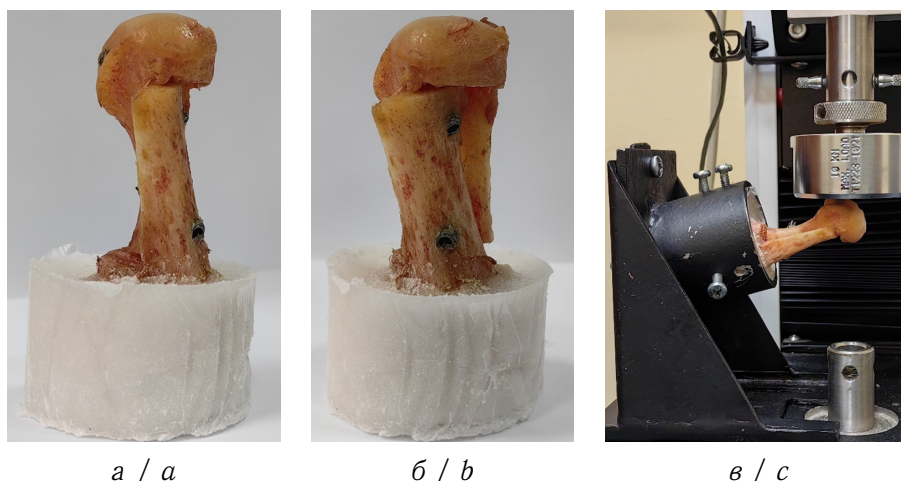


Рис. 8. Кость (остеотомия scarf): *a* — образец перед экспериментом (вид сбоку); *b* — образец перед экспериментом (вид спереди); *c* — образец в испытательной машине (цвет онлайн)

Fig. 8. Bone (scarf osteotomy): *a* is specimen before experiment (side view); *b* is specimen before experiment (front view); *c* is specimen in testing machine (color online)

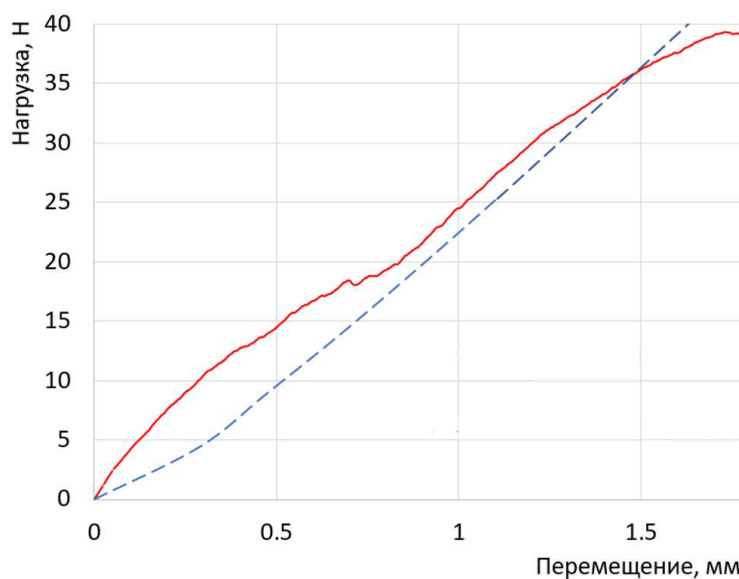


Рис. 9. Валидация модели остеотомии: сравнение натурального (сплошная линия) и численного (пунктирная линия) экспериментов

Fig. 9. Validation of the osteotomy model: comparison of field (solid line) and numerical (dotted line) experiments

Результаты

Результаты численных расчетов представлены в табл. 4, а также на рис. 10 (типичные поля полных перемещений) и рис. 11 (типичные поля эквивалентных напряжений).



Таблица 4 / Table 4

Характеристики напряженно-деформированного состояния моделей остеотомий
 Characteristics of the stress-strain state of osteotomy models

Модель	Максимальные перемещения, мм	Максимальные напряжения в винтах, МПа	Максимальные напряжения в кортикальной кости, МПа	Максимальные напряжения в губчатой кости, МПа
Мод. 1	1.30	107	70	6.7
Мод. 2	1.60	200	120	6.9
Мод. 3	1.38	201	125	4.0
Мод. 4	1.89	192	85	10.7
Мод. 5	5.73	890	320	8.3
Мод. 6	5.83	760	325	10.3
Мод. 7	0.73	190	75	3.6
Мод. 8	0.98	145	140	4.4
Мод. 9	0.32	88	49	2.6
Мод. 10	0.39	73	58	2.7

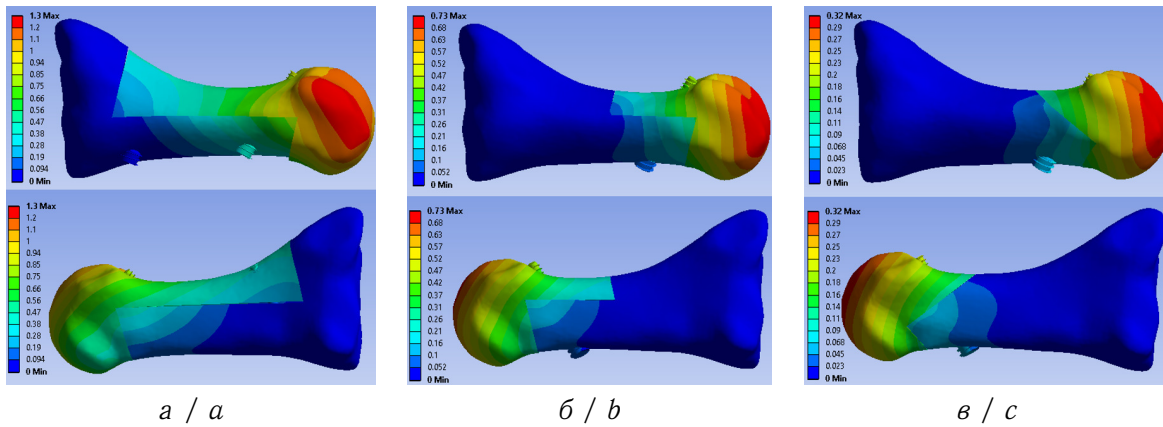


Рис. 10. Типичные поля полных перемещений (мм): *a* — scarf-остеотомия; *б* — scarf-остеотомия укороченная; *в* — chevron-остеотомия (цвет онлайн)
 Fig. 10. Typical total displacement fields (mm): *a* is scarf osteotomy; *b* is scarf shortened osteotomy; *c* is chevron osteotomy (color online)

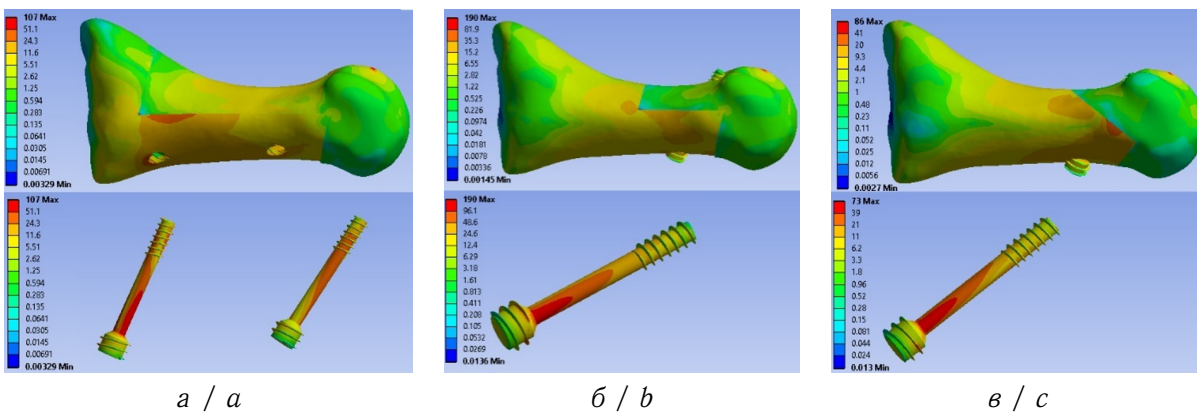


Рис. 11. Типичные поля эквивалентных напряжений (МПа): *a* — scarf-остеотомия; *б* — scarf-остеотомия укороченная; *в* — chevron-остеотомия (цвет онлайн)
 Fig. 11. Typical equivalent stress fields (MPa): *a* is scarf osteotomy; *b* is scarf shortened osteotomy; *c* is chevron osteotomy (color online)



Обсуждение

В данной работе сделана попытка осуществить биомеханическое моделирование наиболее часто используемых вариантов хирургического лечения вальгусной деформации первого пальца стопы. Для этого было создано 10 моделей остеотомий отдельной первой плюсневой кости, которые затем подвергнуты статическому нагружению с целью анализа их напряженно-деформированного состояния и оценки их успешности. Используются разработанные ранее биомеханические критерии оценки успешности лечения [19], которые позволяют оценить стабильность фиксации системы «кость – имплантат» и долговечность (надежность, механическую прочность) имплантатов.

Перед обсуждением полученных результатов отметим следующее. Несмотря на то, что современные исследователи часто используют модели всей стопы, К. S. Shih с соавт. [8] показали, что и модели одиночной плюсневой кости, и модель всей стопы дают схожие напряженно-деформированные состояния имплантатов и костных тканей. Более того, представленная в данной работе модель остеотомии одиночной плюсневой кости была валидирована на основе результатов натуральных экспериментов. К тому же были получены максимальные эквивалентные напряжения в кости и имплантатах, близкие по значениям к величинам из статьи [8] при тех же нагрузках. Одиночная плюсневая кость использована и в работе [7] для сравнения двух типов остеотомий с позиций прочности и стабильности, а результаты подтверждаются клиническими данными. Эти факты позволяют обосновать использование модели одиночной плюсневой кости для моделирования и сравнительного анализа стабильности остеотомий.

Перейдем непосредственно к обсуждению результатов и обратимся к табл. 4. Наименее стабильными оказались модели Мод. 5 и Мод. 6, показавшие наибольшие полные перемещения, и соответствующие остеотомии типа scarf со смещением одного фрагмента относительно другого на $2/3$ и закрепленные одним винтом. Также следует отметить, что остеотомия типа chevron (Мод. 9 и Мод. 10) оказалась существенно более стабильной, чем остеотомия типа scarf, так как показала наименьшие полные перемещения в сравнении со всеми остальными моделями.

Что касается прочности и долговечности конструкций, то Мод. 5 и Мод. 6 оказались и наименее прочными. В то же время Мод. 9 и Мод. 10 (chevron-остеотомия) оказались наиболее прочными и показали наименьшую склонность к поломке. На самом деле прочность системы «кость – имплантат» в целом и ее отдельных элементов определяется механическими напряжениями (например, эквивалентными напряжениями, интенсивностью напряжений), возникающими в ней при типовых нагрузках. Внутренние напряжения в имплантатах сравниваются с их прочностными характеристиками: пределом выносливости (при циклических нагрузках), пределами текучести и прочности [16, 17, 19] с некоторым коэффициентом запаса прочности. Другими словами, напряжения в имплантатах не должны превышать допускаемые пределы, которые для металлов могут быть рассчитаны в соответствии с ГОСТ¹. Как правило, для титановых сплавов в качестве допускаемого напряжения берется предел прочности с коэффициентом запаса 3 [19]. Винты изготовлены из титанового сплава, предел прочности которого составляет 970 МПа. Таким образом, допускаемое напряжение для них не превышает 323 МПа. Анализ значений эквивалентных напряжений

¹ГОСТ Р 34233.1-2017 Сосуды и аппараты. Нормы и методы расчета на прочность. Общие требования. Москва : Стандартинформ, 2019. 29 с.



из табл. 4 показывает, что критерию прочности по допускаемым напряжениям не удовлетворяют модели Мод. 5 и Мод. 6.

В то же время предел прочности компактной кости, по данным литературы [18], не превышает 161 МПа, а губчатой — до 15 МПа [15]. С этих позиций в моделях Мод. 5 и Мод. 6 в компактной кости в области крепления винтов, а также в области контакта костных тканей могут начаться разрушения, при этом в губчатой кости предельные значения напряжений не достигаются. Однако они оказываются близкими к пределу прочности губчатой кости в моделях Мод. 4 и Мод. 6.

Таким образом, с учетом биомеханических критериев успешности варианты лечения, соответствующие моделям Мод. 1 – Мод. 4, а также Мод. 7 – Мод. 10, могут быть признаны успешными. Можно заключить, что стандартная scarf-остеотомия и chevron-остеотомия с точки зрения биомеханики являются равноценными, что подтверждается и клиническими результатами [20].

Следует отметить ограничения данной работы, которые, в первую очередь, заключаются в использовании модели одиночной кости, а не всей стопы в целом. Также отметим тот факт, что в исследовании материалы костных тканей усреднялись по всему объему губчатой и компактной кости и считались линейно-упругими и изотропными. Еще одно ограничение касается того, что в работе исследована плюсневая кость только одного пациента.

Выводы

Впервые проведены численные эксперименты для сравнительного анализа стабильности и прочности наиболее часто используемых типов остеотомий на базе модели одной кости. Разработана и валидирована на основе натуральных экспериментов биомеханическая модель scarf-остеотомии первой плюсневой кости. С помощью биомеханических критериев успешности выявлены успешные и неуспешные варианты остеотомий.

Список литературы

1. Nix S., Smith M., Vicenzino B. Prevalence of hallux valgus in the general population: A systematic review and meta-analysis // Journal of Foot and Ankle Research. 2010. Vol. 27, iss. 3. P. 21. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-3-21>
2. Ray J. J., Friedmann A. J., Hanselman A. E., Vaida J., Dayton P. D., Hatch D. J., Smith B., Santrock R. D. Hallux Valgus // Foot & Ankle Orthopaedics. 2019. Vol. 4, iss. 2. Art. 2473011419838500. <https://doi.org/10.1177/2473011419838500>
3. Sammarco V. J., Acevedo J. Stability and fixation techniques in first metatarsal osteotomies // Foot and Ankle Clinics. 2001. Vol. 6, iss. 3. P. 409–432. [https://doi.org/10.1016/S1083-7515\(03\)00105-0](https://doi.org/10.1016/S1083-7515(03)00105-0)
4. Unal M., Baran O., Uzun B., Turan A.T. Comparison of screw-fixation stabilities of first metatarsal shaft osteotomies: A biomechanical study // Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica. 2010. Vol. 44, iss. 1. P. 70–75. <https://doi.org/10.3944/AOTT.2010.2209>
5. Matzaroglou C., Bougas P., Panagiotopoulos E., Saridis A., Karanikolas M., Kouzoudis D. Ninety-degree chevron osteotomy for correction of hallux valgus deformity: Clinical data and finite element analysis // The Open Orthopaedics Journal. 2010. Vol. 4. P. 152–156. <https://doi.org/10.2174/1874325001004010152>
6. Голядкина А. А., Полиенко А. В., Киреев С. И., Курманов А. Г., Киреев В. С. Анализ биомеханических параметров остеотомии первой плюсневой кости // Российский журнал биомеханики. 2019. Т. 23, № 3. С. 400–410. <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2019.3.06>



7. Li Y., Wang Y., Tang K., Tao X. Modified scarf osteotomy for hallux valgus: From a finite element model to clinical results // *Journal of Orthopaedic Surgery*. 2022. Vol. 30, iss. 3. Art. 10225536221143816. <https://doi.org/10.1177/10225536221143816>
8. Shih K. S., Hsu C. C., Huang G. T. Biomechanical Investigation of Hallux Valgus Deformity Treated with Different Osteotomy Methods and Kirschner Wire Fixation Strategies Using the Finite Element Method // *Bioengineering (Basel)*. 2023. Vol. 10, iss. 4. Art. 499. <https://doi.org/10.3390/bioengineering10040499>
9. Xie Q., Li X., Wang P. Three dimensional finite element analysis of biomechanics of osteotomy ends with three different fixation methods after hallux valgus minimally invasive osteotomy // *Journal of Orthopaedic Surgery*. 2023. Vol. 31, iss. 2. Art. 10225536231175235. <https://doi.org/10.1177/10225536231175235>
10. Shin K. S., Hsu C. C., Lin T. W., Huang K. T., Hou Sh. M. Biomechanical evaluation of different hallux valgus treatment with plate fixations using single first metatarsal bone model and musculoskeletal lower extremity model // *Journal of Biomechanical Science and Engineering*. 2021. Vol. 16, iss. 2. P. 1–12. <https://doi.org/10.1299/jbse.21-00073>
11. Guo J., Wang L., Mao R., Chang C., Wen J., Fan Y. Biomechanical evaluation of the first ray in pre-/post-operative hallux valgus: A comparative study // *Clinical Biomechanics*. 2018. Vol. 60. P. 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.06.002>
12. Wong D. W., Wang Y., Chen T. L., Yan F., Peng Y., Tan Q., Ni M., Leung A. K., Zhang M. Finite element analysis of generalized ligament laxity on the deterioration of hallux valgus deformity (bunion) // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2020. Vol. 8. Art. 571192. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.571192>
13. Favre P., Farine M., Snedeker J. G., Maquieira G. J., Espinosa N. Biomechanical consequences of first metatarsal osteotomy in treating hallux valgus // *Clinical Biomechanics*. 2010. Vol. 25, iss. 7. P. 721–727. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.05.002>
14. Коробейников С. Н. Нелинейное деформирование твердых тел. Новосибирск : Изд-во СО РАН, 2000. 262 с.
15. Goldstein S. A. The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function // *Journal of Biomechanics*. 1987. Vol. 20, iss. 11–12. P. 1055–1061. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90023-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90023-6)
16. Titanium Alloys in Medical Applications // AZoM. 2023. URL: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=1794> (дата обращения: 05.04.2023).
17. Material Data Sheet // SLM solutions. Ti-Alloy Ti6Al4V ELI (Grade 23). URL: https://www.slm-solutions.com/fileadmin/Content/Powder/MDS/MDS_Ti-Alloy_Ti6Al4V__ELI_0719_EN.pdf (дата обращения: 05.04.2023).
18. Havaladar R., Pilli S. C., Putti B. B. Insights into the effects of tensile and compressive loadings on human femur bone // *Advanced Biomedical Research*. 2014. Vol. 3. Art. 110. <https://doi.org/10.4103/2277-9175.129375>
19. Иванов Д. В. Биомеханическая поддержка решения врача при выборе варианта лечения на основе количественных критериев оценки успешности // *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика*. 2022. Т. 22, вып. 1. С. 62–89. <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2022-22-1-62-89>
20. Ma Q., Liang X., Lu J. Chevron osteotomy versus scarf osteotomy for hallux valgus correction: A meta-analysis // *Foot and Ankle Surgery*. 2019. Vol. 25, iss. 6. P. 755–760. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2018.09.003>

References

1. Nix S., Smith M., Vicenzino B. Prevalence of hallux valgus in the general population: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2010, vol. 27, iss. 3, pp. 21. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-3-21>
2. Ray J. J., Friedmann A. J., Hanselman A. E., Vaida J., Dayton P. D., Hatch D. J.,



- Smith B., Santrock R. D. Hallux Valgus. *Foot & Ankle Orthopaedics*, 2019, vol. 4, iss. 2, art. 2473011419838500. <https://doi.org/10.1177/2473011419838500>
3. Sammarco V. J., Acevedo J. Stability and fixation techniques in first metatarsal osteotomies. *Foot and Ankle Clinics*, 2001, vol. 6, iss. 3, pp. 409–432. [https://doi.org/10.1016/S1083-7515\(03\)00105-0](https://doi.org/10.1016/S1083-7515(03)00105-0)
 4. Unal M., Baran O., Uzun B., Turan A.T. Comparison of screw-fixation stabilities of first metatarsal shaft osteotomies: A biomechanical study. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 2010, vol. 44, iss. 1, pp. 70–75. <https://doi.org/10.3944/AOTT.2010.2209>
 5. Matzaroglou C., Bougas P., Panagiotopoulos E., Saridis A., Karanikolas M., Kouzoudis D. Ninety-degree chevron osteotomy for correction of hallux valgus deformity: Clinical data and finite element analysis. *The Open Orthopaedics Journal*, 2010, vol. 4, pp. 152–156. <https://doi.org/10.2174/1874325001004010152>
 6. Golyadkina A. A., Polienko A. V., Kireev S. I., Kurmanov A. G., Kireev V. S. Analysis of biomechanical parameters of the first metatarsal bone osteotomy. *Russian Journal of Biomechanics*, 2019, vol. 23, iss. 3, pp. 400–410 (in Russian). <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2019.3.06>
 7. Li Y., Wang Y., Tang K., Tao X. Modified scarf osteotomy for hallux valgus: From a finite element model to clinical results. *Journal of Orthopaedic Surgery*, 2022, vol. 30, iss. 3, art. 10225536221143816. <https://doi.org/10.1177/10225536221143816>
 8. Shih K. S., Hsu C. C., Huang G. T. Biomechanical Investigation of Hallux Valgus Deformity Treated with Different Osteotomy Methods and Kirschner Wire Fixation Strategies Using the Finite Element Method. *Bioengineering (Basel)*, 2023, vol. 10, iss. 4, art. 499. <https://doi.org/10.3390/bioengineering10040499>
 9. Xie Q., Li X., Wang P. Three dimensional finite element analysis of biomechanics of osteotomy ends with three different fixation methods after hallux valgus minimally invasive osteotomy. *Journal of Orthopaedic Surgery*, 2023, vol. 31, iss. 2, art. 10225536231175235. <https://doi.org/10.1177/10225536231175235>
 10. Shin K. S., Hsu C. C., Lin T. W., Huang K. T., Hou Sh. M. Biomechanical evaluation of different hallux valgus treatment with plate fixations using single first metatarsal bone model and musculoskeletal lower extremity model. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 2021, vol. 16, iss. 2, pp. 1–12. <https://doi.org/10.1299/jbse.21-00073>
 11. Guo J., Wang L., Mao R., Chang C., Wen J., Fan Y. Biomechanical evaluation of the first ray in pre-/post-operative hallux valgus: A comparative study. *Clinical Biomechanics*, 2018, vol. 60, pp. 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.06.002>
 12. Wong D. W., Wang Y., Chen T. L., Yan F., Peng Y., Tan Q., Ni M., Leung A. K., Zhang M. Finite element analysis of generalized ligament laxity on the deterioration of hallux valgus deformity (bunion). *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2020, vol. 8, art. 571192. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.571192>
 13. Favre P., Farine M., Snedeker J. G., Maquieira G. J., Espinosa N. Biomechanical consequences of first metatarsal osteotomy in treating hallux valgus. *Clinical Biomechanics*, 2010, vol. 25, iss. 7, pp. 721–727. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.05.002>
 14. Korobeynikov S. N. *Nelineynoe deformirovanie tverdykh tel* [Nonlinear Deformation of Solids]. Novosibirsk, SO RAS Publ., 2000. 262 p. (in Russian).
 15. Goldstein S. A. The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function. *Journal of Biomechanics*, 1987, vol. 20, iss. 11–12, pp. 1055–1061. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90023-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90023-6)
 16. Titanium Alloys in Medical Applications. *AZoM*, 2023. Available at: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=1794> (accessed April 5, 2023).
 17. Material Data Sheet. *SLM solutions. Ti-Alloy Ti6Al4V ELI (Grade 23)*. Available at: https://www.slm-solutions.com/fileadmin/Content/Powder/MDS/MDS_Ti-Alloy_Ti6Al4V__ELI_0719_EN.pdf (accessed April 5, 2023).
 18. Havaladar R., Pilli S. C., Putti B. B. Insights into the effects of tensile and compressive



- loadings on human femur bone. *Advanced Biomedical Research*, 2014, vol. 3, art. 110. <https://doi.org/10.4103/2277-9175.129375>
19. Ivanov D. V. Biomechanical support for the physician's decision when choosing a treatment option based on quantitative success criteria. *Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics*, 2022, vol. 22, iss. 1, pp. 62–89 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2022-22-1-62-89>
 20. Ma Q., Liang X., Lu J. Chevron osteotomy versus scarf osteotomy for hallux valgus correction: A meta-analysis. *Foot and Ankle Surgery*, 2019, vol. 25, iss. 6, pp. 755–760. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2018.09.003>

Поступила в редакцию / Received 23.08.2023

Принята к публикации / Accepted 28.09.2023

Опубликована / Published 30.11.2023