

А. А. Римский¹, Е. Ю. Крылова², Н. В. Островский², А. В. Гаркави¹

ВЛИЯНИЕ ПРОКСИМАЛЬНОЙ ОСТИОТОМИИ МАЛОБЕРЦОВОЙ КОСТИ НА НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ МЕНИСКОВ КОЛЕННОГО СУСТАВА

¹Первый Московский государственный медицинский университет имени
И. М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет), Москва, Россия

²Саратовский национальный исследовательский государственный университет
имени Н. Г. Чернышевского, Саратов, Россия

Аннотация. Варусная деформация встречается в 32-45% пациентов с гонартрозом, вызывает патологическую перегрузку медиального мениска и инициирует тяжелые дегенеративные изменения коленного сустава. В 2018 году впервые была описана малоинвазивная методика коррекции варусной деформации – проксимальная остеотомия малоберцовой кости. В работе на основании построенной трехмерной модели нижней конечности с учетом связочного аппарата и трабекулярных элементов апофисов бедренной и большеберцовой кости методом конечных элементов был проведен анализ влияния проксимальной остеотомии малоберцовой кости на напряженно деформированное состояние менисков коленного сустава в зависимости от степени варусной деформации. Установлены пределы применимости данного метода: ПОМК существенно уменьшает площадь области высоких напряжений в случае варуса в 2 и 4 градуса, менее заметно в случае нормальной геометрии и совсем не изменяет размеров площади высоких напряжений при 6 градусах варуса. Показано, что учет в модели действия длинной малоберцовой мышцы еще более снижает напряжения на внутреннем мениске, а также приводит к росту напряжений на внешнем мениске. Таким образом, можно говорить об эффекте «перераспределения» напряжений с медиального/внутреннего на латеральное/внешнее направление коленного сустава посредством механизма «конкуренции мышц» после проксимальной остеотомии малоберцовой кости.

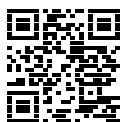
Ключевые слова: биомеханическое моделирование, метод конечных элементов, проксимальная остеотомия малоберцовой кости (ПОМК), коррекция варусной деформации, мениски коленного сустава, мышечный ответ длинной малоберцовой мышцы, пределы применимости ПОМК.

Римский Арсений Александрович, аспирант кафедры травматологии, ортопедии и хирургии катастроф; e-mail: arsrin@mail.ru; <https://orcid.org/0009-0008-6141-983X>

Крылова Екатерина Юрьевна, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры математической теории упругости и биомеханики; e-mail: kat.krylova@bk.ru; <https://orcid.org/0000-0002-7593-0320>; AuthorID: 722982

Островский Николай Владимирович, доктор медицинских наук, профессор кафедры основ медицины и медицинских технологий; e-mail: nvostrovsky@mail.ru;
<https://orcid.org/0000-0002-8370-2299>; AuthorID: 116256

Гаркави Андрей Владимирович, доктор медицинских наук, профессор кафедры травматологии, ортопедии и хирургии катастроф; e-mail: avgar22@yandex.ru;
<https://orcid.org/0000-0003-4996-1657>



для цитирования: Римский А. А., Крылова Е. Ю., Островский Н. В., Гаркави А. В. Влияние проксимальной остиотомии малоберцовой кости на напряженно-деформированное состояние менисков коленного сустава // Вестник Чувашского государственного педагогического университета им. И.Я. Яковлева. Серия: Механика предельного состояния. 2025. № 2(64). С. 198–220. DOI: 10.37972/chgru.2025.64.2.004. EDN: ZAZMBP

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

A. A. Rimskiy¹, E. Yu. Krylova², N. V. Ostrovsky², A. V. Garkavi¹

INFLUENCE OF PROXIMAL OSTEOTOMY OF THE FIBULA ON THE STRESS-STRAIN STATE OF THE KNEE JOINT MENISCUSES

¹*Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russia*

²*Saratov State University, Saratov, Russia*

Abstract. Varus deformity occurs in 32-45% of patients with gonarthrosis, causes pathological overload of the medial meniscus and initiates severe degenerative changes in the knee joint. In 2018, a minimally invasive technique for correcting varus deformity, fibula proximal osteotomy, was described for the first time. In the work, based on the constructed three-dimensional model of the lower limb, considering the ligamentous apparatus and trabecular elements of the femur and tibia apices, the effect of fibula proximal osteotomy on the stress-strain state of the knee joint meniscus was analyzed using the finite element method, depending on the varus deformity degree. The limits of this method applicability were established. Fibula proximal osteotomy significantly reduces the high-stress region area in the case of varus of 2 and 4 degrees, less noticeably in the case of normal geometry and does not change the size of the high-stress area at 6 degrees of varus. It has been shown that considering the action of the long peroneus muscle in the model further reduces stress on the medial meniscus and also leads to an increase in stress on the lateral meniscus.

Keywords: biomechanical modeling, finite element method, proximal fibula osteotomy, correction of varus deformity, knee menisci, muscle response of the peroneus longus muscle, limits of applicability of proximal fibula osteotomy.

Arseniy A. Rimskiy, PhD student; e-mail: arsrin@mail.ru;
<https://orcid.org/0009-0008-6141-983X>

Ekaterina Yu. Krylova, Candidate of Physical and Mathematical Sciences (PhD), Associate Professor; e-mail: kat.krylova@bk.ru;
<https://orcid.org/0000-0002-7593-0320>; AuthorID: 722982

Nikolay V. Ostrovsky, Doctor of Medical Sciences, Professor; e-mail: nvostrovsky@mail.ru;
<https://orcid.org/0000-0002-8370-2299>; AuthorID: 116256

Andrey V. Garkavi, Doctor of Medical Sciences, Professor; e-mail: avgar22@yandex.ru;
<https://orcid.org/0000-0003-4996-1657>



to cite this article: Rimskiy A. A., Krylova E. Yu., Ostrovsky N. V., Garkavi A. V. Influence of Proximal Osteotomy of the Fibula on the Stress-Strain State of the Knee Joint Meniscuses // Vestn. Chuvash. Gos. Ped. Univ. im. I.Ya. Yakovleva Ser.: Mekh. Pred. Sost. 2025. No 2(64). p. 198–220. DOI: 10.37972/chgpu.2025.64.2.004

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

1. Введение. Патология коленного сустава является ведущей причиной нарушения функции конечности. Обращает на себя внимание случаи, когда пациент не отмечает факт травмы. Зачастую, это напрямую коррелирует с нарушениями биомеханики нижней конечности [1]. Варусная деформация коленного сустава встречается в 32-45% пациентов с гонартрозом [2], вызывает патологическую перегрузку медиального мениска и суставного хряща, инициируя дегенеративные изменения [3]. При углах варусной деформации больше 5 градусов пиковые напряжения в заднем роге медиального мениска превышают физиологические в 1.8-2.3 раза [4], что объясняет высокую частоту разрывов мениска в этой зоне.

Хирургическая коррекция варусной деформации направлена на восстановление биомеханической оси нижней конечности и снижение перегрузки медиального мениска. Проксимальная вальгизирующая остеотомия большеберцовой кости (high tibia osteotomy - НТО) считается “золотым стандартом” [5], однако проксимальная остеотомия малоберцовой кости (ПОМК) предлагается как менее инвазивная альтернатива для разгрузки медиального отдела коленного сустава [6]. Хотя клинические исследования демонстрируют уменьшение боли в медиальном отделе коленного сустава и коррекцию оси нижней конечности после ПОМК [5, 7], единого мнения о механизме ее действия нет. Предложены несколько конкурирующих или взаимодополняющих теорий. Гипотеза “неравномерной усадки” (Non-uniform Settlement): с возрастом остеопороз приводит к “проседанию” менее плотной медиальной части проксимального метаэпифиза большеберцовой кости, в то время как латеральная часть, поддерживаемая плотной малоберцовой костью, “оседает” меньше. Это усиливает варусную деформацию. ПОМК, устраняя латеральную опору в виде малоберцовой кости, позволяет латеральному плато “осесть”, выравнявая нагрузку и уменьшая варус [8, 9]. Гипотеза “большого количества кортикальных слоев” (Too-Many-Cortices Theory): Медиальный мыщелок большеберцовой кости “опирается” на одну кортикальную пластинку, а латеральный — на кортикальный слой большеберцовой кости плюс две кортикальные пластинки малоберцовой кости. Эта избыточная латеральная поддержка препятствует равномерному распределению нагрузки при “проседании” медиального отдела. ПОМК устраняет этот дисбаланс [8, 10]. Гипотеза “динамической дистализации малоберцовой кости” (Dynamic Fibular Distalization): После ПОМК тяга мышц (m. soleus, peroneus longus), прикрепляющихся к проксимальному фрагменту малоберцовой кости, вызывает его смещение вниз. Это создает натяжение в латеральных структурах, сужая латеральную суставную щель и смещая ось нагрузки медиально [8, 11].

Несмотря на множество гипотез, отсутствуют количественные биомеханические данные, подтверждающие преобладающий механизм действия ПОМК, особенно, в зависимости от степени варусной деформации. Пределы применимости данной методики, для разгрузки медиального мениска также экспериментально не доказаны, хотя обширный клинический опыт показывает диапазон от 2 до 6 градусов варусной деформации.

Трехмерное конечно-элементное (КЭ) моделирование стало золотым стандартом в ортопедической биомеханике для решения таких задач [12, 13]. Разработаны методы позволяющие создавать анатомически точные 3D-модели сложных структур (кость, хрящ, мениски, связки) на основе данных КТ и МРТ [14]. Методы биомеханики дают возможность количественно оценить напряжения в глубоких слоях тканей *in silico*, что невозможно *in vivo* [15], проводить контролируемые виртуальные эксперименты с вариацией параметров (угол и уровень деформации, тип остеотомии, нагрузка) без этических ограничений, верифицировать биомеханические гипотезы путем анализа НДС [16–18].

Ранее в работе [19] авторы настоящей статьи построили биомеханическую модель нижней конечности с учетом ПОМК, предложили метод моделирования варусной деформации на основе здоровой конечности, провели верификацию данной модели посредством сравнения расчетов по ней с результатами других авторов. На геометрии в норме и малом угле варусности подтвердили, что ПОМК может снижать значения напряжений на медиальном мениске коленного сустава человека.

Цель настоящей работы: посредством биомеханического численного эксперимента методом конечных элементов выявить пределы применимости ПОМК, то есть показать при коррекции каких углов варусной деформации данный метод дает наилучшее снижение значений напряжений в области медиального мениска коленного сустава человека. А также проверить гипотезу “динамической дистализации малоберцовой кости”, то есть выяснить действительно ли усиление действия длинной малоберцовой мышцы может способствовать перераспределению напряжений с медиального мениска на латеральный.

2. Постановка задачи. В качестве объекта исследования в работе выступала здоровая разогнутая правая нога. Были рассмотрены трабекулярные и кортикальные элементы бедренной (femur), большеберцовой (tibia), малоберцовой (fibula) и таранной (talus) костей, а также суставные хрящи апексов выше указанных объектов (articular cartilage) (рис. 1). Биомеханическая модель была построена на основе компьютерной томографии нижней конечности. Исходные данные компьютерной томографии пациента обрабатывались в программе Mimics. Посредством системы автоматизированного проектирования “SolidWorks” внутренний и внешний мениск коленного сустава были добавлены в трехмерную твердотельную модель нижней конечности. Посредством конечно-элементного пакета “ANSYS 19.2” в твердотельную модель в соответствии с их анатомическим расположением [19, 20] были добавлены связки голеностопного и коленного суставов и межкостная мембрана, связывающая малоберцовую и большеберцовую кости. Для моделирования данных элементов были выбраны одномерные объекты типа “Spring”, при этом для большего соответствия связочной ткани предполагалось, что они работают только на растяжение. Их жесткость рассчитывалась следующим образом:

$$C = \frac{2Eh}{1 - \nu^2},$$

здесь E – модуль Юнга; ν – коэффициент Пуассона; h – толщина моделируемого связочного элемента. Жесткости связочных элементов представлены в таблице 1 [21–28]. Более подробно процесс создания рассматриваемой твердотельной модели описан в более ранней работе авторов [19].

Название	Жесткость, [Н/м]
Дельтовидная связка (передняя порция)	$7.00 \cdot 10^4$
Межкостная мембрана	$4.00 \cdot 10^5$
Передняя крестообразная связка	$1.60 \cdot 10^6$
Переднее-латеральная связка	$2.00 \cdot 10^4$
Глубокий листок Медиальной коллатеральной связки	$3.15 \cdot 10^4$
Поверхностный листок Медиальной коллатеральной связки	$3.15 \cdot 10^4$
Малоберцово-бедренная связка	$3.35 \cdot 10^4$
Боковая бедрено-большеберцовая связка	$8.37 \cdot 10^4$
Сухожилие подколенной мышцы	$2.86 \cdot 10^4$
Передняя большеберцово-малоберцовая связка проксимального сочленения	$1.40 \cdot 10^5$
Задняя большеберцово-малоберцовая связка проксимального сочленения	$1.09 \cdot 10^5$
Переднее-нижняя большеберцово-малоберцовая связка дистального сочленения	$7.80 \cdot 10^4$
Передняя таранно-малоберцовая связка	$1.40 \cdot 10^5$
Задне-нижняя большеберцово-малоберцовая связка дистального сочленения	$1.01 \cdot 10^5$
Задняя таранно-малоберцовая связка	$1.60 \cdot 10^5$
Пяточно-малоберцовая связка	$1.20 \cdot 10^5$
Дельтовидная связка (большеберцово-пяточная и большеберцово-ладьевидная)	$1.62 \cdot 10^5$

Таблица 1. Жесткости связочных элементов, учтенные в твердотельной модели нижней конечности

В ходе биомеханического эксперимента все твердотельные элементы модели считались однородными, линейно-упругими, изотропными. В таблице 2 приведены механические свойства всех используемых в модели материалов [29–31].

Биомеханическое моделирование напряженно-деформированного состояния рассматриваемого объекта основывалось на решении задачи статики упругого тела.

Граничные условия:

- фиксация модели осуществлялась посредством жесткой заделки таранной кости по нижней ее плоскости;

- в областях соприкосновения апексов большеберцовой и бедренной кости устанавливался контакт без трения;
- в области контакта корней и внешнего радиуса менисков с хрящом большеберцовой кости запрещались относительные перемещения (Форма контактах областей заранее подготавливалась в модуле геометрического редактора “DesignModeler” пакета “Ansys”. Для этого мениски делились на их анатомические области (рис. 3), выделялась область внешнего радиуса, после очертания полученных зон проецировались на хрящ большеберцовой кости);
- коэффициентом трения 0.2 [29] учитывался при контакте верхней поверхности менисков и бедренного хряща, а также нижних поверхностей с хрящом большеберцовой кости, не охваченных полным контактом (не разрешающим относительных перемещений);
- ограничений на повороты бедренной, большеберцовой и малоберцовой костей не накладывалось;
- перемещения бедренной и большеберцовой костей запрещались в направлении корональной и сагиттальной осей, по аксиальной оси были разрешены (направления соответствующих осей приведены на рис.1).

Трехмерная твердотельная модель покрывалась десятиузловыми конечными элементами типа “тетраэдр”. Зона интереса биомеханического моделирования НДС рассматриваемого объекта была сконцентрирована на области тканей мениска. Анализ сеточной сходимости и обоснование достоверности получаемых результатов приведены в более ранней статье авторов настоящей работы [19]. Основываясь на результатах работы [19] численные эксперименты проводились с размером конечных элементов 1.5 мм – мениски и 3 мм – остальные элементы модели.

Моделирование НДС элементов коленного сустава проводилось с учетом веса пациента посредством силы направленной по механической оси. Механическая ось нижней конечности соединяет центр головки бедренной кости и середину суставной линии голеностопного сустава.

Ценность подхода в данной работе заключается в том, что исследование влияния ПОМК на изменение НДС менисков коленного сустава в зависимости от степени варусной деформации строится авторами на модели одного исходного здорового коленного сустава (сустава с геометрией в норме) (рис. 2а). Моделирование варусной деформации проводится в программном пакете “SolidWorks” посредством иссечения клина, соответствующего варусу в 2, 4 и 6 градусов в проксимальном метаэпифизе здоровой большеберцовой кости (рис. 2б). После иссечения “клин закрывался” (рис. 2в). Разделенные части кортикального и губчатого компонента большеберцовой кости фиксировались посредством контакта “bonded” (полный контакт, не позволяющий относительных перемещений) при настройке расчетной модели в ANSYS.

В основе данного варианта моделирования лежит протокол предоперационного планирования коррекции варусной/вальгусной деформации конечности посредством высокой остеотомии большеберцовой кости [32, 33].

Для моделирования ПОМК в программном пакете “SolidWorks” на расстоянии 8 см от проксимального апекса малоберцовой кости удалялся 2 см сегмент (рис.1). Таким образом, были получены 4 модели с учетом ПОМК: 0, 2, 4, 6 градусов варусной деформации.

Материал	Модуль Юнга, [МПа]	Коэффициент Пуассона	Источник
Кортикальная кость	17000	0.30	[29]
Трабекулярная кость	840	0.20	[30]
Ткань мениска	80	0.30	[31]
Хрящевая ткань	12	0.45	[31]

Таблица 2. Модуль Юнга и коэффициент Пуассона материалов модели

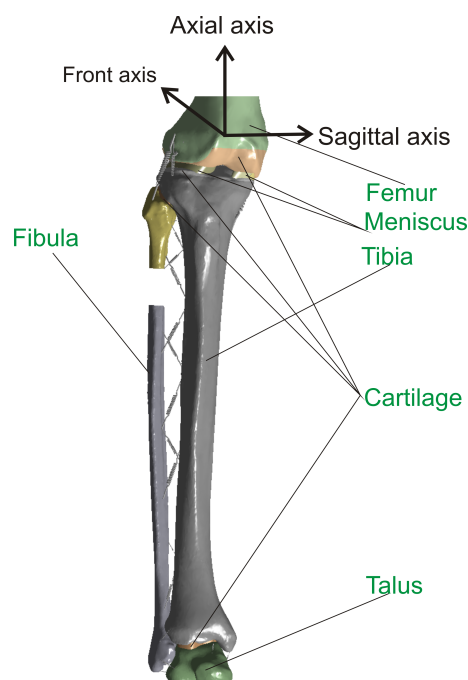


Рис. 1. Трехмерная модель нижней конечности с учетом проксимальной остеотомии малоберцовой кости

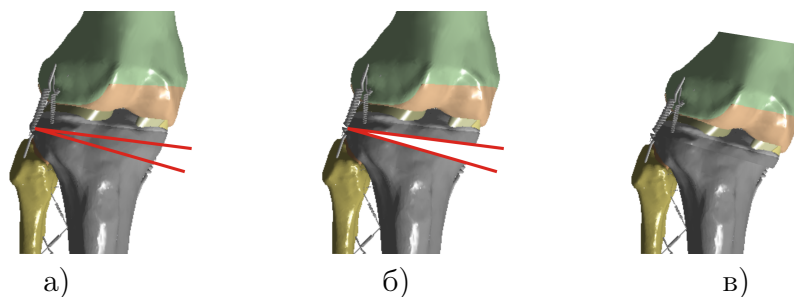


Рис. 2. Схема моделирования варусной деформации: (а) – клин соответствующий нужному углу варусности; (б) – иссечение клина; (в) – “закрытие клина”

3. Численный эксперимент.

3.1. Влияние ПОМК на НДС менисков коленного сустава. Результаты моделирования влияния степени варусной деформации на НДС медиальных менисков приведены на рисунках 3-6. Во всех экспериментах бралась аксиальная нагрузка 2400 Н. Предложенное значение отвечает нагрузке на сустав мужчины среднего роста, весом 75 кг после прыжка с 35 см. Авторы работы [34] провели серию экспериментов, позволивших определить пределы прочности тканей менисков коленного сустава человека в зависимости от пола и возраста. Согласно исследованиям минимальный предел прочности – 23 МПа. Нагрузка, рассматриваемая в экспериментах настоящей работы, не является экстремальной и не приводит к напряжениям способным привести к разрыву тканей мениска.

Все биомеханические эксперименты показали, что наиболее подвержен нагрузкам медиальный (внутренний) мениск коленного сустава, зоны высоких напряжений располагаются в области его заднего рога и центральной части (теле). Анатомия менисков коленного сустава человека с обозначением, выделяемых анатомических зон, приведена на рисунке 3.

Увеличение угла варусной деформации от 0 до 6 градусов приводит к росту значений максимальных напряжений от 4.01 МПа до 7.46 МПа, соответственно, области высоких напряжений начинают покрывать большую площадь медиального мениска. Ранее было показано [19], что угол варусной деформации в 2 градуса влечет рост максимумов напряжений (25% относительно нормы) Из таблицы 3 видно, что данная тенденция сохраняется: угол варусной деформации в 4 градуса увеличил напряжения относительно нормальной геометрии на 65%, а угол в 6 градусов – на 86%.

Моделирование проксимальной остеотомии малоберцовой кости для всех четырех кейсов приводило к снижению напряжений на внутреннем мениске (таблица 4). Биомеханический эксперимент показал, что в случае варусной деформации в 2 и 4 градуса снижение максимумов напряжений соответственно 34% и 31%. Эксперимент с ПОМК на геометрии с 6 градусами варусной деформации дал снижение напряжений всего на 10%, в случае нормальной геометрии на 16.5%. Более того, рисунки 4-7 показывают значительное снижение площади

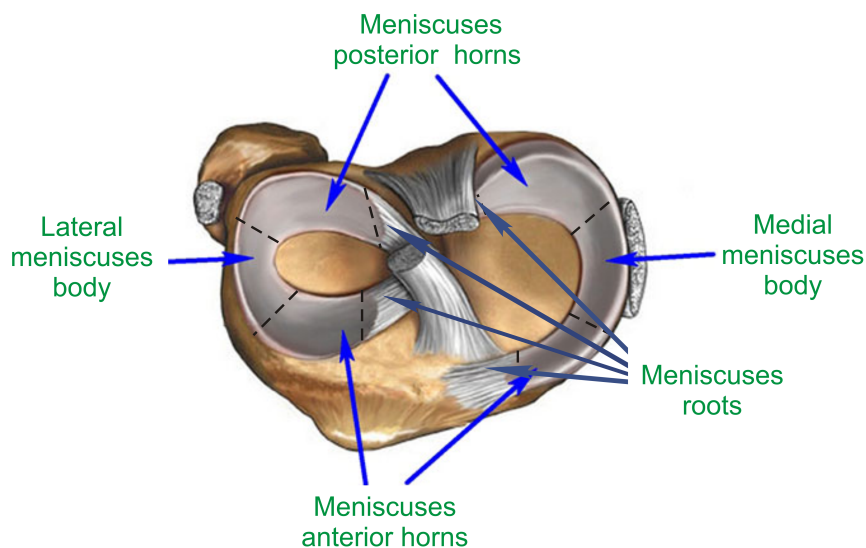


Рис. 3. Анатомические зоны менисков коленного сустава

Угол, [градусы]	Max, [МПа]	Увеличение на процент от нормы	Увеличение на процент от предыдущей строки
0	4,01	-	-
2	5,01	25	25
4	6,60	65	32
6	7,47	86	13

Таблица 3. Влияние угла варусной деформации на напряжение в тканях медиального мениска

высоких напряжений после ПОМК для углов варусной деформации 2 и 4 (рис. 5-6). В то время, как эксперимент с ПОМК на геометрии с 6 градусами варусной деформации не привел к изменению картины распределения напряжений (рис. 7). В случае нормальной геометрии (рис. 4) площади области высоких напряжений уменьшились после моделирования ПОМК, но не так существенно, как при 2 и 4 градусах варусной деформации.

Результаты данного численного эксперимента могут свидетельствовать о том, ПОМК целесообразно применять для эффективного снижения нагрузки на область медиального мениска коленного сустава в случае варусной деформации в диапазоне от 2 до 4 градусов.

4. Влияние действия длинной малоберцовой мышцы на НДС менисков коленного сустава после ПОМК. Авторы [35] в своей клинической

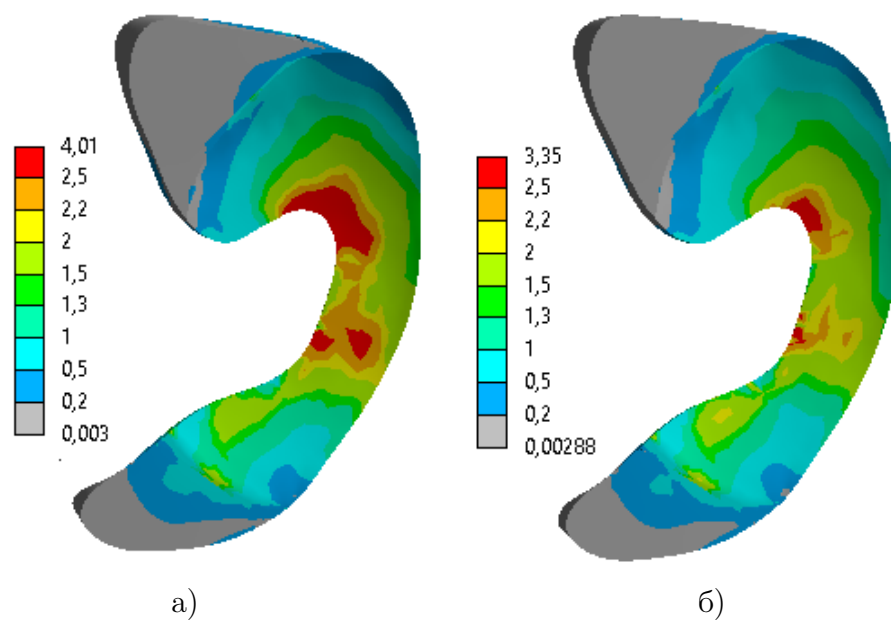


Рис. 4. Карта значений напряжения по Мизесу (2400Н, варус – 0 градусов): а. до ПОМК; б. после ПОМК

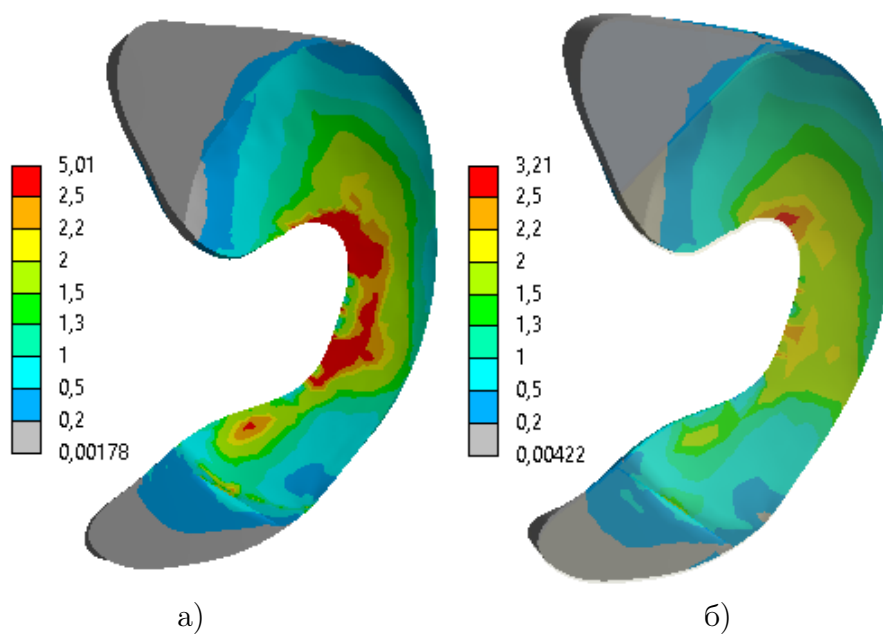


Рис. 5. Карта значений напряжения по Мизесу (2400Н, варус – 2 градусов): а. до ПОМК; б. после ПОМК

практике исследовали пациентов до и после выполнения ПОМК и сделали предположения о том, что одним из механизмов улучшающих состояние пациентов

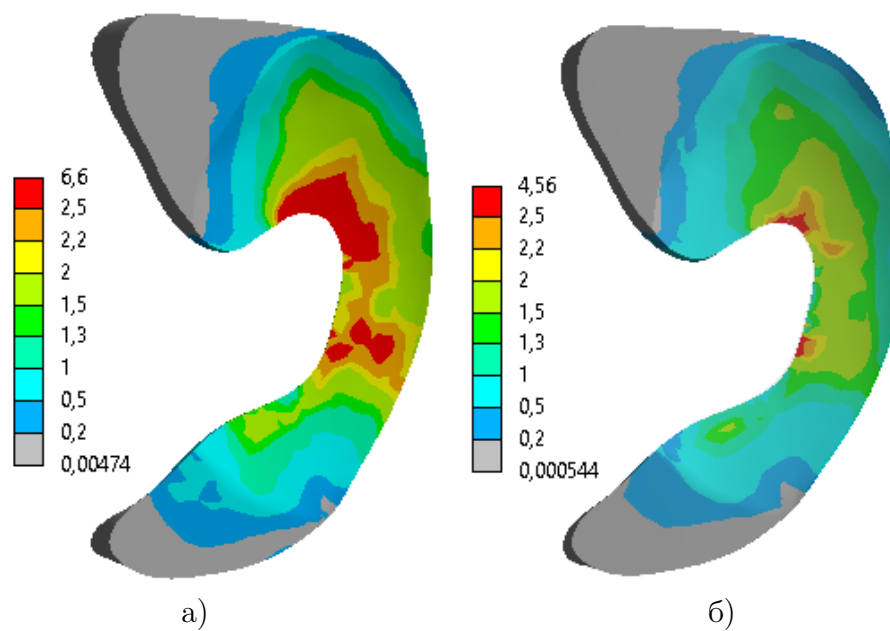


Рис. 6. Карта значений напряжения по Мизесу (2400Н, варус – 4 градуса): а. до ПОМК; б. после ПОМК

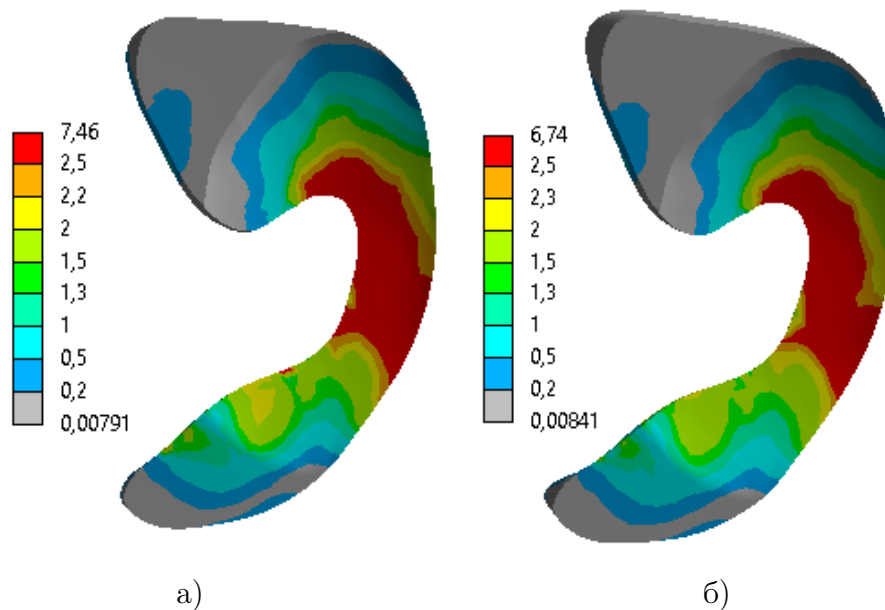


Рис. 7. Карта значений напряжения по Мизесу (2400Н, варус – 6 градусов): а. до ПОМК; б. после ПОМК

после рассматриваемого хирургического вмешательства может быть так называемая “конкуренция мышц” головки бицепса бедра и длинной малоберцовой

Угол, [градус]	Мах до ПОМК, [МПа]	Мах после ПОМК, [МПа]	Процент снижение МАХ напряжений
0	4,01	3,35	16,5
2	5,01	3,31	34
4	6,60	4,56	31
6	7,46	6,47	10

Таблица 4. Влияние ПОМК на напряжения медиального мениска

мышцей. Именно эта конкуренция, по мнению авторов, способствует “перераспределению” напряжений с медиального мениска на латеральный, тем самым разгружая первый и снижая болевой синдром у пациентов. Их наблюдения показали, что после операционного вмешательства мышечный ответ длинной малоберцовой мышцы и двуглавой мышцы бедра возрастал.

С учетом, сделанных в работе [35] предположений, дистализация малоберцовой кости может быть достигнута, если равнодействующая “конкурирующих” мышц направлена по линии действия длинной малоберцовой в дистальном направлении. Поэтому в рамках данного численного эксперимента к трехмерным моделям конечностей со значениями угла варусной деформации в 2 и 4 градуса до и после ПОМК прикладывалась сила, по линии действия длинной малоберцовой мышцы (от проксимальной к дистальной головке малоберцовой кости по оси кости).

Эксперимент проводился со значением нагрузки, имитирующей вес человека в 70кг, стоящего на одной ноге (700Н). Сила длинной малоберцовой мышцы варьируется от 400 до 600Н [36]. В численном эксперименте к проксимальной головке малоберцовой кости прикладывалась сила в 200Н (50% от нижнего значения силы длинной малоберцовой мышцы).

На рисунках 8-9 приведены карты значений напряжений на менисках коленного сустава в случае 4 и 2 градусов варусной деформации после проксимальной остеотомии малоберцовой кости с учетом возросшего мышечного ответ длинной малоберцовой мышцы и без учета мышечного ответа.

Численные эксперименты показывают снижение значений максимумов напряжений: на 16% в случае угла варусной деформации в 4 градуса и лишь на 4% в случае 2 градусов. Учет мышечного ответа длинной малоберцовой мышцы также привел к небольшому уменьшению площади высоких напряжений в центральной части (теле) внутреннего (медиального) мениска и росту значений напряжений (в рамках данного эксперимента более чем в два раза) во всех областях (тело, передний и задний рог) внешнего (латерального) мениска.

Данный результат говорит в пользу выводов авторов работы [35] и может стать некоторым подтверждением, того, что гипотеза “конкуренции мышц” после выполнения пациентам проксимальной остеотомии малоберцовой кости может способствовать снижению болевых ощущений во внутренней области коленного сустава.

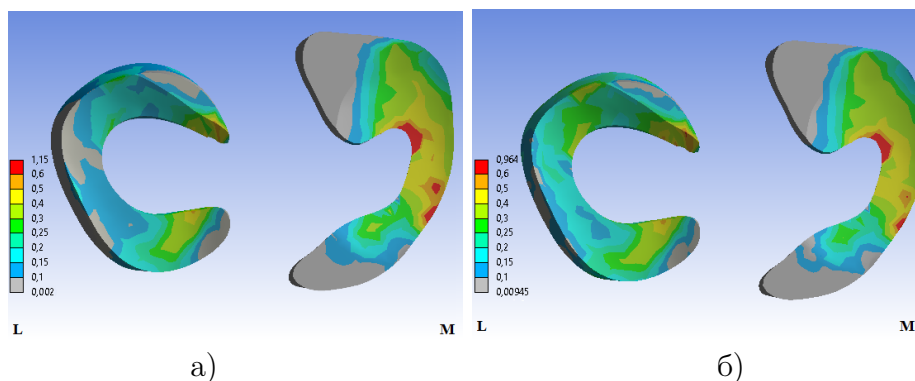


Рис. 8. Распределение напряжений по Мизесу на менисках 700Н, варус 4 градуса: (а) без учета длинной малоберцовой мышцы; (б) с учетом длинной малоберцовой мышцы

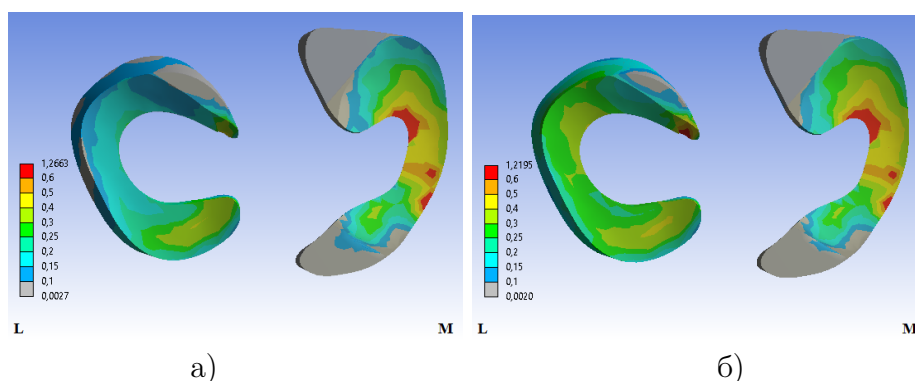


Рис. 9. Распределение напряжений по Мизесу на менисках 700Н, варус 2 градуса: (а) без учета длинной малоберцовой мышцы; (б) с учетом длинной малоберцовой мышцы

Обсуждение. Проведенное в данной работе методом конечных элементов исследование было направлено на решение двух фундаментальных вопросов, связанных с биомеханическим обоснованием проксимальной остеотомии малоберцовой кости (ПОМК): определение границ ее эффективности в зависимости от степени варусной деформации и проверки гипотезы о роли длинной малоберцовой мышцы в механизме действия данной операции.

Полученные результаты убедительно демонстрируют, что биомеханическая эффективность ПОМК напрямую зависит от исходного угла варусной деформации коленного сустава. Численные расчеты показали, что при варусе в 2 и

4 градуса наблюдается максимальное снижение как пиковых напряжений (на 34% и 31% соответственно), так и площади зон высоких напряжений в медиальном мениске. Это позволяет рассматривать ПОМК как высокоэффективную малоинвазивную альтернативу для коррекции умеренной варусной деформации. Данный вывод находится в полном согласии с клиническими наблюдениями, которые эмпирически определяют “идеального кандидата” на ПОМК как пациента с углом варусной деформации до 4-5° [6, 7].

Крайне важным является установленный в настоящей работе предел применимости методики. При варусной деформации в 6 градусов ПОМК приводила к незначительному снижению пиковых напряжений (всего на 10%) и, что наиболее важно, не оказывала влияния на площадь зон высоких напряжений. Это свидетельствует о том, что при выраженном варусе патологические изменения в медиальном отделе коленного сустава носят уже столь грубый характер, что одного лишь устранения выполнения остеотомии малоберцовой кости недостаточно для существенной разгрузки. В таких случаях, требуется более радикальная коррекция механической оси, обеспечиваемая методами высокой тибиальной остеотомии (НТО), что подтверждает ее статус “золотого стандарта” для коррекции деформаций высокой степени [5]. Таким образом, проведенное в настоящей работе исследование предоставляет количественное биомеханическое обоснование для клинического отбора пациентов на ПОМК.

Второй частью исследования в работе была верификация гипотезы “динамической дистализации малоберцовой кости”. Моделирование усилия со стороны длинной малоберцовой мышцы после ПОМК выявило два значимых эффекта: дальнейшее, хотя и небольшое, снижение напряжений на медиальном мениске и их закономерное увеличение на мениске латеральном. Этот феномен можно охарактеризовать как эффект “перераспределения” или “перемещения” нагрузки с медиального на латеральный отдел. Данные результаты служат прямым численным доказательством в пользу теории, выдвинутой Huang Z. et al. [35], и объясняют клинические наблюдения об увеличении мышечного ответа после операции. Мы полагаем, что именно этот механизм – динамическое натяжение латеральных структур коленного сустава за счет мышечной тяги – является ключевым в реализации декомпрессионного эффекта ПОМК, дополняя статические гипотезы “неравномерной усадки” и “большего количества кортикальных слоев” [8–10].

Закключение. В работе рассматривается трехмерная модель нижней конечности человека в положении полного разгибания, включающая в себя бедренную, малоберцовую, большеберцовую, таранную кость (с учетом как кортикальных, так и трабекулярных компонент), элементы моделирующие хрящи, покрывающие апексы бедренной и большеберцовой кости, медиальный и латеральный мениски, межкостную мембрану, связочный аппарат коленного и части голеностопного сустава [19]. На основе этой модели построена модель с учетом

варусной деформации вследствие деформации большеберцовой кости. Построена модель ПОМК для нормальной геометрии и геометрии с учетом варусной деформации вследствие деформации большеберцовой кости.

Исследование влияния угла варусности вследствие деформации большеберцовой кости показала существенную зависимость НДС менисков от данного параметра. Во всех экспериментах зоны высоких напряжений располагаются в области заднего рога и центральной части медиального мениска. Максимальные значения напряжений по Мисису на медиальном мениске в рамках приведенного эксперимента выросли на 25%, 65%, 86% при 2, 4 и 6 градусах варусности, соответственно, относительно нормальной геометрии конечности.

Показано, что ПОМК снижает максимальные значения напряжений на медиальном мениске для всех рассмотренных случаев (норма, варус 2, 4, 6 градусов). Для 2 и 4 градусов снижение составляло 34% и 31%, соответственно, для случая нормы и 6 градусов варусности на 16.5% и 10%, соответственно. ПОМК существенно уменьшает площадь области высоких напряжений в случае варусной деформации в 2 и 4 градуса, менее заметно в случае нормальной геометрии и совсем не изменяет размеров площади высоких напряжений при 6 градусах варусности. Данный результат может говорить о пределе применимости ПОМК.

Показано, что учет в модели действия длинной малоберцовой мышцы еще более снижает напряжения на медиальном мениске (для приведенного эксперимента на 16% для 4 градусов, на 4% для 2 градусов), а также приводит к росту напряжений на латеральном мениске. Можно говорить об эффекте “перетекания” напряжений с медиального на латеральное направление коленного сустава в следствии “конкуренции” головки бицепса бедра и длинной малоберцовой мышцы.

Ограничения исследования. Необходимо отметить ряд ограничений приведенной в работе модели. Моделирование проводилось для положения полного разгибания коленного сустава, в то время как максимальная нагрузка на мениски происходит при флексии. Кроме того, модель учитывала лишь основные связки и не включала полный мышечный корсет нижней конечности, что, однако, частично компенсировалось учетом тяги длинной малоберцовой мышцы. Механические свойства тканей принимались линейно-упругими и изотропными, что является общепринятым упрощением в биомеханическом моделировании, но может не в полной мере отражать вязкоупругие свойства биологических тканей.

Перспективы. Несмотря на указанные ограничения, настоящее исследование вносит существенный вклад в понимание механизмов действия ПОМК. Впервые количественно определен предел эффективности этой операции для разгрузки медиального мениска, показав ее максимальную результативность

при варусной деформации в 2–4 градуса. Кроме того, предоставлены полноценные данные в поддержку гипотезы о динамическом перераспределении нагрузок благодаря мышечному фактору. В перспективе представляется целесообразным исследование влияния ПОМК при различных углах сгибания коленного сустава, а также моделирование отдаленных последствий операции с учетом процессов ремоделирования костной ткани.

ДОПОЛНИТЕЛЬНО

Вклад авторов. Римским А.А. был сделан литературный обзор, написано обсуждение, активно участвовал в интерпретации полученных результатов, работал над написанием и коррективкой текста статьи. Крылова Е.Ю. построение биомеханической модели, получение численных результатов, работа над написанием и коррективкой текста статьи. Островский Н.В., Гаркави А.В., постановка задачи, интерпретация полученных результатов.

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

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

ADDITIONAL INFORMATION

Authors' contribution. A.A. Rimsky conducted the literature review, wrote the Discussion section, actively participated in interpreting the results, and worked on writing and editing the manuscript. E.Yu. Krylova developed the biomechanical model, obtained the numerical results, and contributed to writing and editing the manuscript. N.V. Ostrovsky and A.V. Garkavi formulated the research problem and interpreted the results..

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

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

ЛИТЕРАТУРА

1. Two years follow-up of patients with knee varus deformity and medial meniscus extrusion after medial opening wedge high tibial osteotomy and arthroscopic meniscus centralization / M. Wang, Y. Bai, W. Sun, [et al.] // *International Orthopaedics*. – 2024. – Vol. 48, no. 2. – P. 481–486. – DOI: 10.1007/s00264-023-05959-8.
2. Wear patterns of compartments in varus knee osteoarthritis among an Asian population: A cross-sectional study with radiographic and intraoperative analysis / K. Loh, K. Ayob, F. Che-Hamzah, [et al.] // *International Orthopaedics*. – 2025. – P. 1861–1867. – DOI: 10.1007/s00264-025-06549-6.
3. Chung K., Ha J., Ra H. Prognostic factors in the midterm results of pullout fixation for posterior root tears of the medial meniscus // *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. – 2016. – Vol. 32, no. 7. – P. 1319–1327. – DOI: 10.1007/s00264-025-06549-6.
4. Meniscal root tears: from basic science to ultimate surgery / R. Papalia, S. Vasta, F. Franceschi, [et al.] // *British Medical Bulletin*. – 2013. – Vol. 106, no. 1. – P. 91–115. – DOI: 10.1093/bmb/ldt002.
5. Perioperative complications in osteotomies around the knee: a study in 858 cases / F. Ferner, C. Lutter, I. Schubert, [et al.] // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. – 2022. – Vol. 142, no. 5. – P. 769–775. – DOI: 10.1007/s00402-020-03696-w.

6. Wang X., Wei L., Lv Z. Proximal fibular osteotomy: a new surgery for pain relief and improvement of joint function in patients with knee osteoarthritis // Journal of International Medical Research. – 2017. – Vol. 45, no. 1. – P. 282–289. – DOI: 10.1177/0300060516676630.
7. Proximal fibular osteotomy: systematic review on its outcomes / M. Ashraf, P. Purudappa, V. Sakthivelnathan, [et al.] // World Journal of Orthopedics. – 2020. – Vol. 11, no. 11. – P. 499. – DOI: 10.5312/wjo.v11.i11.499.
8. Shanmugasundaram S., Kambhampati S., Saseendar S. Proximal fibular osteotomy in the treatment of medial osteoarthritis of the knee—A narrative review of literature // Knee Surgery & Related Research. – 2019. – Vol. 31, no. 1. – P. 16. – DOI: 10.1186/s43019-019-0016-0.
9. Radiographic measures of settlement phenomenon in patients with medial compartment knee osteoarthritis / T. Dong, W. Chen, F. Zhang, [et al.] // Clinical Rheumatology. – 2016. – Vol. 35, no. 6. – P. 1573–1578. – DOI: 10.1007/s10067-015-3146-0.
10. Prakash L. Proximal Fibular Osteotomy for Medial compartment arthritis of the knee joint // Elsebaay. – 2018. – Vol. 22. – P. 96–101.
11. Mechanism and influencing factors of proximal fibular osteotomy for treatment of medial compartment knee osteoarthritis: a prospective study / D. Qin, W. Chen, J. Wang, [et al.] // Journal of International Medical Research. – 2018. – Vol. 46, no. 8. – P. 3114–3123. – DOI: 10.1177/0300060518772715.
12. Донник А., Коссович Л., Оленко Е. Поведение сегмента грудного отдела позвоночника при оскольчатом переломе позвонка до и после хирургического лечения: биомеханический эксперимент // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 1. – С. 25–39. – DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2022.1.02.
13. Analysis of cartilage loading and injury correlation in knee varus deformity / H. Zhang, J. Ma, A. Tian, [et al.] // Medicine. – 2024. – Vol. 103, no. 19. – P. 38065. – DOI: 10.1097/MD.00000000000038065.
14. Biomechanical effects of digitally constructed titanium, modified polyetheretherketone, and polyetherketoneketone subperiosteal implants on atrophied maxilla: a finite element analysis / M. El-Sawy [et al.] // BMC Oral Health. – 2025. – Vol. 25, no. 1. – P. 1142. – DOI: 10.1186/s12903-025-06426-z.
15. The role of mechanical wall stress and wall shear stress on coronary artery disease / A. Tziotziou, A. de Juana Fabra, A. Hoogendoorn, [et al.] // Computer Methods and Programs in Biomedicine. – 2025. – P. 108968. – DOI: 10.1016/j.cmpb.2025.108968.
16. Finite element analysis-assisted surgical planning and evaluation of flap design in hand surgery / G. Yang [et al.] // Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. – 2025. – Vol. 13. – P. 1611993. – DOI: 10.3389/fbioe.2025.1611993.
17. Численный анализ напряженно-деформированного состояния остеотомий первой плюсневой кости / А. Полиенко [и др.] // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. – 2023. – Т. 23, № 4. – С. 496–511. – DOI: 10.18500/1816-9791-2023-23-4-496-511.
18. Методология «Планирование - Моделирование – Прогнозирование» для предоперационного планирования в травматологии-ортопедии / Л. Бессонов [и др.] // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика.

- Механика. Информатика. – 2024. – Т. 24, № 3. – С. 359–380. – DOI: 10.18500/1816-9791-2024-24-3-359-380.
19. Проксимальная остеотомия малоберцовой кости в лечении патологии внутреннего отдела коленного сустава: экспериментальная математическая модель / А. Римский [и др.] // Российский журнал биомеханики. – 2025. – Т. 29, № 2. – С. 71–82. – DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2025.2.06.
 20. The crural interosseous membrane re-visited: Part II, new biomechanical concepts / J. Morley [et al.] // Turkish Journal of Kinesiology. – 2022. – Vol. 8, no. 4. – P. 97–106. – DOI: 10.31459/turkjin.1170716.
 21. Siegler S., Block J., Schneck C. The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint // Foot & Ankle. – 1988. – Vol. 8, no. 5. – P. 234–242. – DOI: 10.1177/107110078800800502.
 22. Tensile properties of the interosseous membrane of the human forearm / H. Pfaeffle [et al.] // Journal of Orthopaedic Research. – 1996. – Vol. 14, no. 5. – P. 842–845. – DOI: 10.1002/jor.1100140525.
 23. A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact / T. Haut Donahue [et al.] // Journal of Biomechanical Engineering. – 2002. – Vol. 124, no. 3. – P. 273–280. – DOI: 10.1115/1.1470171.
 24. The anterolateral ligament: an anatomic, radiographic, and biomechanical analysis / M. Kennedy [et al.] // The American Journal of Sports Medicine. – 2015. – Vol. 43, no. 7. – P. 1606–1615. – DOI: 10.1177/0363546515578253.
 25. Comparative analysis of the structural properties of the collateral ligaments of the human knee / W. Wilson [et al.] // Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. – 2012. – Vol. 42, no. 4. – P. 345–351. – DOI: 10.2519/jospt.2012.3919.
 26. Mechanical properties of the posterolateral structures of the knee / R. LaPrade [et al.] // The American Journal of Sports Medicine. – 2005. – Vol. 33, no. 9. – P. 1386–1391. – DOI: 10.1177/0363546504274143.
 27. The proximal tibiofibular joint: a biomechanical analysis of the anterior and posterior ligamentous complexes / D. Marchetti [et al.] // The American Journal of Sports Medicine. – 2017. – Vol. 45, no. 8. – P. 1888–1892. – DOI: 10.1177/0363546517697288.
 28. A biomechanical evaluation of the tibiofibular and tibiotalar ligaments of the ankle / M. Beumer [et al.] // Foot & Ankle International. – 2003. – Vol. 24, no. 5. – P. 426–429. – DOI: 10.1177/107110070302400509.
 29. Finite element analysis of different internal fixation methods for the treatment of Pauwels type III femoral neck fracture / L. Tianye [et al.] // Biomedicine & Pharmacotherapy. – 2019. – Vol. 112. – P. 108658. – DOI: 10.1016/j.biopha.2019.108658.
 30. Finite element analysis of the effect of cannulated screw placement and drilling frequency on femoral neck fracture fixation / J. Mei [et al.] // Injury. – 2014. – Vol. 45. – P. 2045–2050. – DOI: 10.1016/j.injury.2014.07.014.
 31. Finite element analysis of unicompartmental knee arthroplasty / A. Hopkins [et al.] // Medical Engineering & Physics. – 2010. – Vol. 32. – P. 14–21. – DOI: 10.1016/j.medengphy.2009.10.002.

32. Osteotomy around the knee: the surgical treatment of osteoarthritis / H. Peng [et al.] // *Orthopaedic Surgery*. – 2021. – Vol. 13, no. 5. – P. 1465–1473. – DOI: 10.1111/os.13021.
33. Высокая тибиальная остеотомия при лечении больных со II–III стадией гонартроза. Ближайшие результаты и факторы, влияющие на результат / В. Бялик [и др.] // *Научно-практическая ревматология*. – 2017. – Т. 55, № 6. – С. 668–674. – DOI: 10.14412/1995-4484-2017-668-674.
34. Ваганова В., Рыбалко Д., Самоходова О. Гистотопография и прочностные свойства менисков коленного сустава человека // *Медицинский вестник Башкортостана*. – 2007. – Т. 2, № 3/4. – С. 96–100.
35. Evidence and mechanism by which upper partial fibulectomy improves knee biomechanics and decreases knee pain of osteoarthritis / Z. Huang [et al.] // *Journal of Orthopaedic Research*. – 2018. – Vol. 36, no. 8. – P. 2099–2108. – DOI: 10.1002/jor.23867.
36. Examination of the Tensile Strength of the Peroneus Longus Muscle / H. Yağar [et al.] // *Cureus*. – 2024. – Vol. 16, no. 8. – e66683. – DOI: 10.7759/cureus.66683.

REFERENCES

1. Two years follow-up of patients with knee varus deformity and medial meniscus extrusion after medial opening wedge high tibial osteotomy and arthroscopic meniscus centralization / M. Wang [et al.] // *International Orthopaedics*. – 2024. – Vol. 48, no. 2. – P. 481–486. – DOI: 10.1007/s00264-023-05959-8.
2. Wear patterns of compartments in varus knee osteoarthritis among an Asian population: A cross-sectional study with radiographic and intraoperative analysis / K. Loh [et al.] // *International Orthopaedics*. – 2025. – P. 1861–1867. – DOI: 10.1007/s00264-025-06549-6.
3. Chung K., Ha J., Ra H. Prognostic factors in the midterm results of pullout fixation for posterior root tears of the medial meniscus // *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. – 2016. – Vol. 32, no. 7. – P. 1319–1327. – DOI: 10.1007/s00264-025-06549-6.
4. Meniscal root tears: from basic science to ultimate surgery / R. Papalia [et al.] // *British Medical Bulletin*. – 2013. – Vol. 106, no. 1. – P. 91–115. – DOI: 10.1093/bmb/ldt002.
5. Perioperative complications in osteotomies around the knee: a study in 858 cases / F. Ferner [et al.] // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. – 2022. – Vol. 142, no. 5. – P. 769–775. – DOI: 10.1007/s00402-020-03696-w.
6. Wang X., Wei L., Lv Z. Proximal fibular osteotomy: a new surgery for pain relief and improvement of joint function in patients with knee osteoarthritis // *Journal of International Medical Research*. – 2017. – Vol. 45, no. 1. – P. 282–289. – DOI: 10.1177/0300060516676630.
7. Proximal fibular osteotomy: systematic review on its outcomes / M. Ashraf [et al.] // *World Journal of Orthopedics*. – 2020. – Vol. 11, no. 11. – P. 499. – DOI: 10.5312/wjo.v11.i11.499.

8. *Shanmugasundaram S., Kambhampati S., Saseendar S.* Proximal fibular osteotomy in the treatment of medial osteoarthritis of the knee—A narrative review of literature // *Knee Surgery & Related Research.* – 2019. – Vol. 31, no. 1. – P. 16. – DOI: 10.1186/s43019-019-0016-0.
9. Radiographic measures of settlement phenomenon in patients with medial compartment knee osteoarthritis / T. Dong [et al.] // *Clinical Rheumatology.* – 2016. – Vol. 35, no. 6. – P. 1573–1578. – DOI: 10.1007/s10067-015-3146-0.
10. *Prakash L.* Proximal Fibular Osteotomy for Medial compartment arthritis of the knee joint // *Elsebaity.* – 2018. – Vol. 22. – P. 96–101.
11. Mechanism and influencing factors of proximal fibular osteotomy for treatment of medial compartment knee osteoarthritis: a prospective study / D. Qin [et al.] // *Journal of International Medical Research.* – 2018. – Vol. 46, no. 8. – P. 3114–3123. – DOI: 10.1177/0300060518772715.
12. *Donnik A., Kossovich L., Olenko E.* Behavior of the thoracic spine segment in a comminuted vertebral fracture before and after surgical treatment: biomechanical experiment // *Russian Journal of Biomechanics.* – 2022. – Vol. 26, no. 1. – P. 25–39. – DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2022.1.02.
13. Analysis of cartilage loading and injury correlation in knee varus deformity / H. Zhang [et al.] // *Medicine.* – 2024. – Vol. 103, no. 19. – P. 38065. – DOI: 10.1097/MD.00000000000038065.
14. Biomechanical effects of digitally constructed titanium, modified polyetheretherketone, and polyetherketoneketone subperiosteal implants on atrophied maxilla: a finite element analysis / M. El-Sawy [et al.] // *BMC Oral Health.* – 2025. – Vol. 25, no. 1. – P. 1142. – DOI: 10.1186/s12903-025-06426-z.
15. The role of mechanical wall stress and wall shear stress on coronary artery disease / A. Tziotziou [et al.] // *Computer Methods and Programs in Biomedicine.* – 2025. – P. 108968. – DOI: 10.1016/j.cmpb.2025.108968.
16. Finite element analysis-assisted surgical planning and evaluation of flap design in hand surgery / G. Yang [et al.] // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology.* – 2025. – Vol. 13. – P. 1611993. – DOI: 10.3389/fbioe.2025.1611993.
17. Numerical Analysis of the Stress-Strain State of Osteotomies of the First Metatarsal Bone / A. Polienko [et al.] // *Saratov University News. New Series. Series Mathematics. Mechanics. Informatics.* – 2023. – Vol. 23, no. 4. – P. 496–511. – DOI: 10.18500/1816-9791-2023-23-4-496-511.
18. The "Planning - modelling - prediction" methodology for preoperative planning in trauma orthopaedics / L. Bessonov [et al.] // *Saratov University News. New Series. Series Mathematics. Mechanics. Informatics.* – 2024. – Vol. 24, no. 3. – P. 359–380. – DOI: 10.18500/1816-9791-2024-24-3-359-380.
19. The effect of proximal fibula osteotomy in the treatment of medial knee joint pathology: experimental mathematical model / A. Rimskiy [et al.] // *Russian Journal of Biomechanics.* – 2025. – Vol. 29, no. 2. – P. 71–82. – DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2025.2.06.
20. The crural interosseous membrane re-visited: Part II, new biomechanical concepts / J. Morley [et al.] // *Turkish Journal of Kinesiology.* – 2022. – Vol. 8, no. 4. – P. 97–106. – DOI: 10.31459/turkjin.1170716.

21. Siegler S., Block J., Schneck C. The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint // *Foot & Ankle*. – 1988. – Vol. 8, no. 5. – P. 234–242. – DOI: 10.1177/107110078800800502.
22. Tensile properties of the interosseous membrane of the human forearm / H. Pfaeffle [et al.] // *Journal of Orthopaedic Research*. – 1996. – Vol. 14, no. 5. – P. 842–845. – DOI: 10.1002/jor.1100140525.
23. A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact / T. Haut Donahue [et al.] // *Journal of Biomechanical Engineering*. – 2002. – Vol. 124, no. 3. – P. 273–280. – DOI: 10.1115/1.1470171.
24. The anterolateral ligament: an anatomic, radiographic, and biomechanical analysis / M. Kennedy [et al.] // *The American Journal of Sports Medicine*. – 2015. – Vol. 43, no. 7. – P. 1606–1615. – DOI: 10.1177/0363546515578253.
25. Comparative analysis of the structural properties of the collateral ligaments of the human knee / W. Wilson [et al.] // *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. – 2012. – Vol. 42, no. 4. – P. 345–351. – DOI: 10.2519/jospt.2012.3919.
26. Mechanical properties of the posterolateral structures of the knee / R. LaPrade [et al.] // *The American Journal of Sports Medicine*. – 2005. – Vol. 33, no. 9. – P. 1386–1391. – DOI: 10.1177/0363546504274143.
27. The proximal tibiofibular joint: a biomechanical analysis of the anterior and posterior ligamentous complexes / D. Marchetti [et al.] // *The American Journal of Sports Medicine*. – 2017. – Vol. 45, no. 8. – P. 1888–1892. – DOI: 10.1177/0363546517697288.
28. A biomechanical evaluation of the tibiofibular and tibiotalar ligaments of the ankle / A. Beumer [et al.] // *Foot & Ankle International*. – 2003. – Vol. 24, no. 5. – P. 426–429. – DOI: 10.1177/107110070302400509.
29. Finite element analysis of different internal fixation methods for the treatment of Pauwels type III femoral neck fracture / L. Tianye [et al.] // *Biomedicine & Pharmacotherapy*. – 2019. – Vol. 112. – P. 108658. – DOI: 10.1016/j.biopha.2019.108658.
30. Finite element analysis of the effect of cannulated screw placement and drilling frequency on femoral neck fracture fixation / J. Mei [et al.] // *Injury*. – 2014. – Vol. 45. – P. 2045–2050. – DOI: 10.1016/j.injury.2014.07.014.
31. Finite element analysis of unicompartmental knee arthroplasty / A. Hopkins [et al.] // *Medical Engineering & Physics*. – 2010. – Vol. 32. – P. 14–21. – DOI: 10.1016/j.medengphy.2009.10.002.
32. Osteotomy around the knee: the surgical treatment of osteoarthritis / H. Peng [et al.] // *Orthopaedic Surgery*. – 2021. – Vol. 13, no. 5. – P. 1465–1473. – DOI: 10.1111/os.13021.
33. High tibial osteotomy in the treatment of patients with stage II-III of knee osteoarthritis. Immediate results and factors influencing the outcome / V. Byalik [et al.] // *Scientific and Practical Rheumatology*. – 2017. – Vol. 55, no. 6. – P. 668–674. – DOI: 10.14412/1995-4484-2017-668-674.
34. Vagapova V., Rybalko D., Samohodova O. Histotopography and strength peculiarities of human knee menisci // *Medical Bulletin of Bashkortostan*. – 2007. – Vol. 2, no. 3/4. – P. 96–100.

35. Evidence and mechanism by which upper partial fibulectomy improves knee biomechanics and decreases knee pain of osteoarthritis / Z. Huang [et al.] // Journal of Orthopaedic Research. – 2018. – Vol. 36, no. 8. – P. 2099–2108. – DOI: 10.1002/jor.23867.
36. Examination of the tensile strength of the peroneus longus muscle / H. Yağar [et al.] // Cureus. – 2024. – Vol. 16, no. 8. – e66683. – DOI: 10.7759/cureus.66683.