



## Биомеханическое обоснование способа внешнего остеосинтеза аппаратом Илизарова при огнестрельных переломах проксимального отдела бедренной кости

В.В. Хоминец<sup>1</sup>, И.Э. Арджения<sup>1✉</sup>, Д.В. Иванов<sup>2</sup>, И.В. Кириллова<sup>2</sup>, Л.Ю. Коссович<sup>2</sup>, А.Л. Кудяшев<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Военно-медицинская академия имени С.М. Кирова, Санкт-Петербург, Россия

<sup>2</sup> Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Саратов, Россия

Автор, ответственный за переписку: Инал Энверович Арджения, [arjenia.inal@mail.ru](mailto:arjenia.inal@mail.ru)

### Аннотация

**Введение.** Поиски оптимального способа внешнего остеосинтеза при переломах проксимального отдела бедренной кости без фиксации таза вновь приобрели свою актуальность. Это связано с поступлением в военно-медицинские организации раненых с огнестрельными переломами данной локализации, сопровождающимися обширными дефектами мягких тканей.

**Цель работы** — путем биомеханического моделирования обосновать возможность использования разработанного способа внешнего остеосинтеза аппаратом Илизарова, обеспечивающего возможность движений в тазобедренном суставе и дозированной опорной нагрузки на оперированную конечность при огнестрельных переломах проксимального отдела бедренной кости.

**Материалы и методы.** По данным компьютерной томографии построена биомеханическая модель перелома проксимального отдела бедренной кости, разработаны способы его остеосинтеза при помощи различных фиксирующих устройств. Изучены напряжения и деформации, возникающие при дозированной опоре на оперированную нижнюю конечность. В ходе стендовых испытаний на специально подготовленных макетах исследованы упруго-прочностные модели аппарата Илизарова, выделены и проанализированы максимальные механические нагрузки, которые способны выдержать исследуемые фиксаторы.

**Результаты.** Применение аппарата Илизарова со стабилизацией проксимального отломка пучком спиц диаметром 3 мм и дополнительной его фиксацией опорными штангами обеспечивает наиболее благоприятные параметры напряженно-деформированного состояния в системе «кость-фиксатор» в сравнении с моделями аппарата Илизарова, не имеющими усиления. Результаты конечно-элементного моделирования подтверждены стендовыми испытаниями. Сопоставление результатов биомеханического моделирования вариантов внешнего остеосинтеза аппаратом Илизарова и проксимальным бедренным гвоздем свидетельствуют о преимуществах внутренней фиксации.

**Обсуждение.** Полученные данные полностью согласуются с результатами опубликованных исследований, представивших результаты биомеханического моделирования вариантов остеосинтеза при переломах костей голени. По мнению авторов, в системе «кость-блокируемый стержень» механическое напряжение в фиксаторе меньше, чем в системе «кость-аппарат внешней фиксации». При этом длительная концентрация напряжений на элементах фиксирующего устройства способна стать причиной их ослабления. Вместе с тем отсутствие возможности применения технологий внутреннего остеосинтеза у рассматриваемой категории раненых обосновывает разработку и клиническое применение предложенной компоновки аппарата Илизарова. Подтвержденные стендовыми испытаниями параметры напряженно-деформированного состояния аппарата Илизарова наиболее близки к проксимальному бедренному гвоздю.

**Заключение.** Полученные данные обосновывают возможность использования разработанного способа внешнего остеосинтеза аппаратом Илизарова в клинической практике. Результаты экспериментального исследования доказывают перспективу применения предложенной компоновки аппарата Илизарова для длительной стабилизации переломов рассматриваемого типа в условиях дозированной опорной нагрузки на оперированную конечность и движений в тазобедренном суставе в течение всего периода консолидации.

**Ключевые слова:** биомеханика, биомеханическое моделирование, метод конечных элементов, внешний остеосинтез, огнестрельный перелом бедренной кости, эквивалентные напряжения

**Для цитирования:** Хоминец В.В., Арджения И.Э., Иванов Д.В., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., Кудяшев А.Л. Биомеханическое обоснование способа внешнего остеосинтеза аппаратом Илизарова при огнестрельных переломах проксимального отдела бедренной кости. *Гений ортопедии*. 2026;32(3):400-411. doi: 10.18019/1028-4427-2026-32-3-400-411.



## Biomechanical justification of the Ilizarov external fixation osteosynthesis for gunshot fractures of the proximal femur

V.V. Khominets<sup>1</sup>, I.E. Ardzheniya<sup>1✉</sup>, D.V. Ivanov<sup>2</sup>, I.V. Kirillova<sup>2</sup>, L.Yu. Kossovich<sup>2</sup>, A.L. Kudyashev<sup>1</sup>

<sup>1</sup> S.M. Kirov Military Medical Academy, Saint-Petersburg, Russian Federation

<sup>2</sup> Saratov State University, Saratov, Russian Federation

**Corresponding author:** Inal E. Ardzheniya, [arjenia.inal@mail.ru](mailto:arjenia.inal@mail.ru)

### Abstract

**Introduction** The search for the optimal method of external osteosynthesis for proximal femoral fractures without pelvic fixation has once again become relevant. This is due to casualties with gunshot fractures of this location, accompanied by extensive soft tissue defects, referred to military medical organizations.

**Purpose** To develop a method for stabilizing bone fragments using the Ilizarov apparatus through biomechanical modeling of various external osteosynthesis options for proximal femoral gunshot fractures, ensuring gradual hip joint movement and weight-bearing on the involved limb.

**Materials and Methods** Based on computer tomography data, a biomechanical model of a proximal femoral fracture and its osteosynthesis methods using various fixation devices were constructed. Stresses and strains arising from typical loads experienced by the injured during controlled weight-bearing on the operated lower limb were studied. In bench tests on specially prepared models, the elastic strength of the Ilizarov apparatus models was investigated, and the maximum mechanical loads that the studied fixators can withstand were identified and analyzed.

**Results** The use of the Ilizarov apparatus, ensuring stabilization of the proximal fragment with a bundle of polyaxially inserted tensioned 3-mm wires and its additional fixation with support rods, provides the most favorable stress-strain parameters in the "bone-fixator" system compared to an unreinforced Ilizarov apparatus configuration. The results of the finite element modeling were confirmed with bench tests. Comparison of the results of biomechanical modeling of external osteosynthesis variants with the Ilizarov apparatus and internal osteosynthesis with a proximal femoral nail indicates the advantages of internal fixation.

**Discussion** The obtained data are in full agreement with the results of biomechanical studies that presented the results of biomechanical modeling of osteosynthesis options for tibial fractures. According to these authors, in the "bone-locked nail" system, the mechanical stress in the fixator is lower than in the "bone-external fixator" system. Moreover, prolonged stress concentration on the elements of the fixation device can cause their weakness. However, the inability to use internal osteosynthesis techniques in proximal femoral gunshot fractures justifies the development and clinical application of the proposed Ilizarov apparatus configuration, which stress-strain parameters are the closest to the proximal femoral nail.

**Conclusion** The data obtained substantiate the possibility of using the developed external osteosynthesis method with the Ilizarov apparatus in clinical practice for treating gunshot fractures. The results of the experimental study prove the prospect of using the proposed Ilizarov apparatus configuration for long-term stabilization of this type of fracture under the conditions of graded weight-bearing on the involved limb and hip joint movement throughout the entire consolidation period.

**Keywords:** biomechanics, biomechanical modeling, finite element method, external osteosynthesis, femoral gunshot fracture, equivalent stresses

**For citation:** Khominets V.V., Ardzheniya I.E., Ivanov D.V., Kirillova I.V., Kossovich L.Yu., Kudyashev A.L. Biomechanical justification of the Ilizarov external fixation osteosynthesis for gunshot fractures of the proximal femur. *Genij Ortopedii*. 2026;32(3):400-411. doi: 10.18019/1028-4427-2026-32-3-400-411.

## ВВЕДЕНИЕ

Хирургическое лечение раненых с огнестрельными переломами проксимального отдела бедренной кости, сопровождающимися дефектами мягких тканей и кости, является одной из нерешенных проблем современной военной травматологии. Наибольшие трудности в лечении таких пациентов возникают, когда огнестрельная рана мягких тканей представляет собой обширный дефект, а течение раневого процесса осложняется развитием нагноения или раневой инфекцией. В таких случаях стабилизация перелома методом последовательного остеосинтеза (конверсии стержневого аппарата на внутренний фиксатор) невозможна, а методом выбора является внешний остеосинтез аппаратом Илизарова [1, 2].

Обширность и инфицированность дефектов мягких тканей, а также многооскольчатый характер перелома у рассматриваемых раненых зачастую не позволяет применять для остеосинтеза аппарат Илизарова со стержнями-шурупами в проксимальном модуле [2]. Это вынуждает травматологов использовать для внешнего остеосинтеза аппарат Илизарова с фиксацией тазобедренного сустава. Одним из путей решения этой проблемы может стать изменение компоновки аппарата внешней фиксации. При этом необходимо соблюдение следующих требований: достижение относительной стабильности костных отломков, сохранение ее в течение всего срока сращения перелома, ранняя активизация раненого и возможность дозированной опорной нагрузки на прооперированную нижнюю конечность.

Эти данные подтверждаются исследованиями В.Н. Крюкова о возможности дозированной опорной нагрузки обеспечивать более раннюю дифференциацию клеточных структур в области перелома и стимулировать репаративный остеогенез [3]. Также, по мнению С.Н. Колчанова с соавт., правильный тензометрический контроль осевой нагрузки на конечность во время реабилитации существенно активизирует восстановительные процессы [4].

Успехи в разработке новых методик хирургического лечения пострадавших с переломами длинных костей конечностей были достигнуты в результате симбиоза клинических и биомеханических исследований [5, 6]. Современные методы математического моделирования и применяемые информационные технологии существенно увеличили возможности исследователей, в том числе и в разработке технологий лечения пострадавших с переломами костей конечностей. Наиболее эффективным и универсальным способом компьютерного моделирования является метод конечных элементов [7]. Он нашел широкое применение при моделировании различных инженерных конструкций и биомеханических систем [4, 8, 9]. Вместе с тем для подтверждения результатов компьютерного моделирования и подготовки к клинической апробации целесообразно проведение нагрузочных стендовых испытаний.

Сочетание потребности в разработке способа остеосинтеза огнестрельных переломов проксимального отдела бедренной кости аппаратом Илизарова, отвечающего вышеперечисленным требованиям, и наличие специально разработанных подходов к применению для этого метода биомеханики [10, 11] определили целесообразность выполнения данного экспериментального исследования.

**Цель работы** — путем биомеханического моделирования обосновать возможность использования разработанного способа внешнего остеосинтеза аппаратом Илизарова, обеспечивающего возможность движений в тазобедренном суставе и дозированной опорной нагрузки на оперированную конечность при огнестрельных переломах проксимального отдела бедренной кости.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

На основе рентгенограмм и компьютерной томограммы конкретного раненого, обработанной в программном комплексе Mimics, была построена твердотельная трехмерная геометрическая модель бедренной кости и таза. В программе 3Matic по планируемому к клиническому применению двум реальным компоновкам аппаратов Илизарова и проксимальному бедренному гвоздю были построены виртуальные твердотельные модели спице-стержневых аппаратов и проксимального бедренного гвоздя (ПБГ).

Модель № 1 аппарата Илизарова (рис. 1, а) представляла собой спице-стержневую компоновку, состоящую из дистального кольца диаметром 180 мм на двух спицах с упорными площадками и кольца такого же диаметра на двух стержнях. К кольцу прикреплен планка длиной 140 мм, в которой полиаксиально закреплены шесть введенных в проксимальный отдел бедренной кости напряженных спиц диаметром 2 мм.

Модель № 2 (рис. 1, б) отличалась наличием дополнительных параллельной и косой штанг, усиливающих планку, а также применением для фиксации проксимального отломка спиц диаметром 3 мм (Патент на изобретение № 2821665).

Модель № 3 (рис. 1, в) представляла собой известную спице-стержневую компоновку, разработанную ранее на кафедре военной травматологии и ортопедии, предполагающую иммобилизацию тазобедренного сустава [12].

Модель № 4 (рис. 1, г) представляла собой перелом проксимального отдела бедренной кости фиксированный проксимальным бедренным гвоздем (ПБГ).

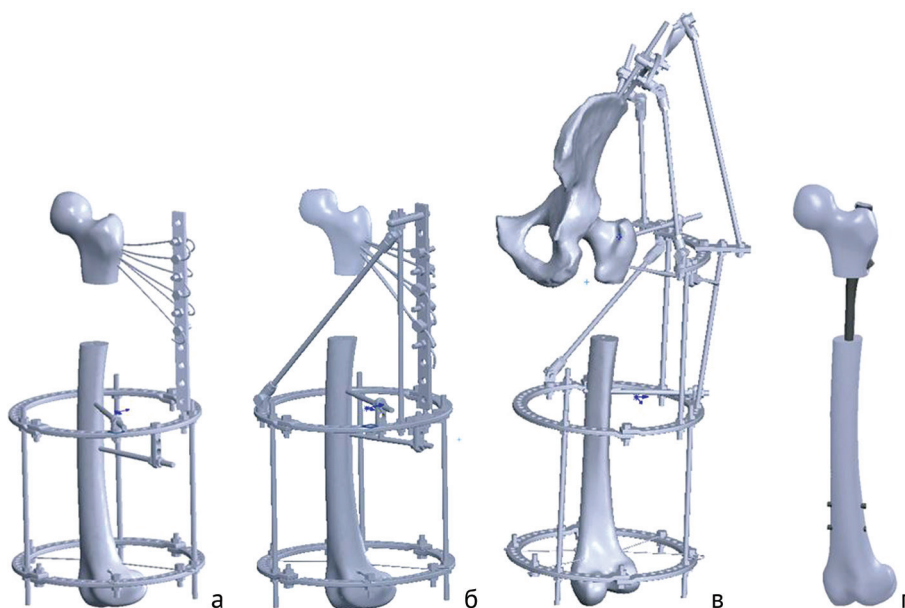


Рис. 1. Твёрдые модели спице-стержневых аппаратов Илизарова (а, б, в) и проксимального бедренного гвоздя (г)

Построенные в системе автоматизированного проектирования SolidWorks внешние и внутренний фиксаторы были размещены в модели бедренной кости в соответствии с технологией их клинического использования. Далее был смоделирован перелом типа 3.1.А3. Таким образом удалось получить четыре твёрдые трехмерные модели «перелом бедренной кости — фиксатор». Модель № 4 (ПБГ) считали эталонной (контрольной) с точки зрения достигаемой стабильности.

Конечно-элементное моделирование напряженно-деформированного состояния построенных моделей выполняли в системе Ansys 19.2. Для каждой модели решали статическую задачу теории упругости. В качестве граничных условий к головке бедренной кости построенной модели прикладывали осевую нагрузку, соответствующую 25 % веса среднестатистического человека (200 Н), имитируя дозированную опорную нагрузку при ходьбе на костылях. Дистальный отдел бедренной кости жестко фиксировали (рис. 2). В Модели № 3 осевую нагрузку прикладывали к гребню подвздошной кости. Соединение головки бедренной кости и вертлужной впадины считали неподвижным [13, 14].

Все материалы считали однородными, линейно-упругими, изотропными. Свойства материалов представлены в табл. 1. Модуль Юнга губчатой костной ткани рассчитывался на основе данных КТ конкретного пациента с помощью разработанной методики [11]. Свойства остальных материалов, представленных в табл. 1, брали из литературных источников [10, 15].

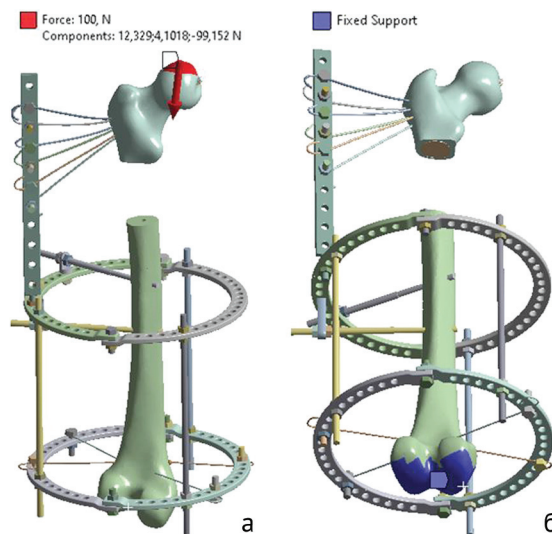


Рис. 2. Граничные условия: а — приложенная сила (показана красной стрелкой); б — жесткая фиксация (показана синим цветом)

Таблица 1

Механические свойства тканей таза и материалов имплантата по литературным источникам [9, 14]

Ткань, материал	Модуль Юнга, ГПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности, МПа
Кость кортикальная	16,8 [15]	0,3 [18]	170 [12, 18, 19]
Кость губчатая	0,84 [15]	0,3 [18]	10 [18, 20, 21]
Титановый сплав	110 [12, 16]	0,3 [16]	900 [12]
Нержавеющая сталь	200 [12, 17]	0,3 [17]	600 [18]

Из-за сложности геометрии модели перелома бедренной кости для расчета параметров его напряженно-деформированного состояния была создана нерегулярная тетраэдрическая вычислительная сетка. На моделях аппарата Илизарова и проксимального бедренного гвоздя создавали более густую гексаэдрическую вычислительную сетку, позволявшую получить результаты моделирования, мало зависящие от их размеров.

Полученные результаты биомеханического моделирования напряженно-деформированного состояния в построенных моделях аппарата Илизарова сравнивали между собой и с фиксацией ПБГ. Данные экспериментальной части исследования проверены путем сопоставления с результатами стендовых испытаний, направленных на определение смещения отломков модели перелома проксимального отдела бедренной кости, фиксированного разработанным аппаратом (Модель № 2).

С целью верификации полученных данных конечно-элементного моделирования создан специальный макет бедренной кости, максимально приближенный к характеристикам натуральной кости, фиксированный аппаратом Илизарова в разработанной компоновке (Модель № 2). На базе испытательной лаборатории «Механическая лаборатория им. профессора Н.А. Белелюбского» Петербургского государственного университета путей сообщения Императора Александра I производили стендовые испытания разработанного аппарата с целью определения его упруго-прочностных свойств. Эксперимент выполняли на испытательной машине Shimadzu AG-X Test 50 kN фирмы Shimadzu (Япония) Дозированную нагрузку прикладывали на головку бедренной кости (рис. 3).

Смещения, возникающие между проксимальным и дистальным отломками, фиксировали с помощью измерительной системы Imetrum Dynamic Monitoring Station. Данная система представляет собой последовательное применение эксперимента с видеофиксацией, позволяющей провести анализ при помощи специального программного обеспечения, установленного в контроллер. На передней поверхности проксимального и дистального отломков бедренной кости были нанесены по две точки, взаиморасположение которых отслеживали в ходе исследования (рис. 4).

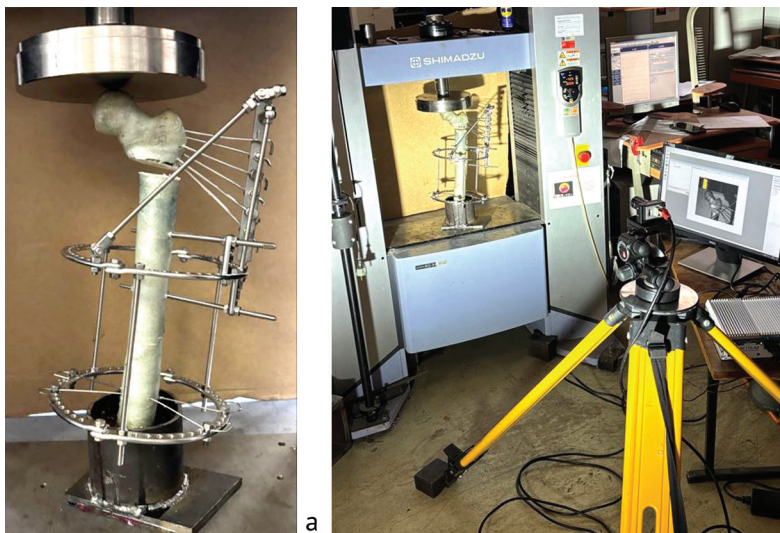


Рис. 3. Внешний вид модели бедренной кости с переломом проксимального отдела, фиксированной аппаратом Илизарова (Модель № 2), в испытательной машине Shimadzu AG-X Test 50 kN (а); экспериментальное изучение деформации с использованием измерительной системы Imetrum Dynamic Monitoring Station (б)

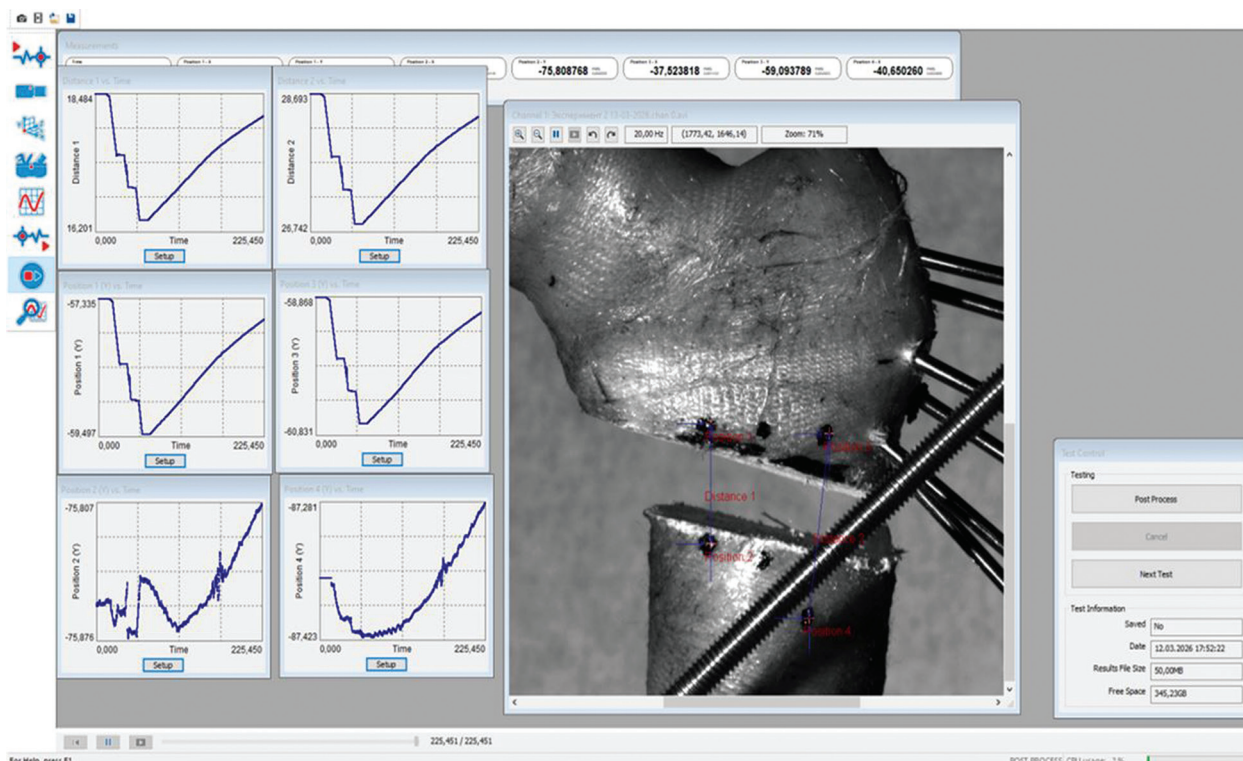


Рис. 4. Отслеживаемые точки измерительной системы Imetrum Dynamic Monitoring Station

Результаты эксперимента апробированы в клинике на группе из 46 пациентов и сопоставлены с результатами клинического и дополнительного инструментального исследования раненых с огнестрельными переломами проксимального отдела бедренной кости, стабилизированными аппаратом Илизарова в разработанной компоновке.

### РЕЗУЛЬТАТЫ

В результате расчетов получены поля эквивалентных напряжений в четырех построенных моделях. Типовые поля эквивалентных напряжений в корпусах используемых фиксаторов представлены на рис. 5.

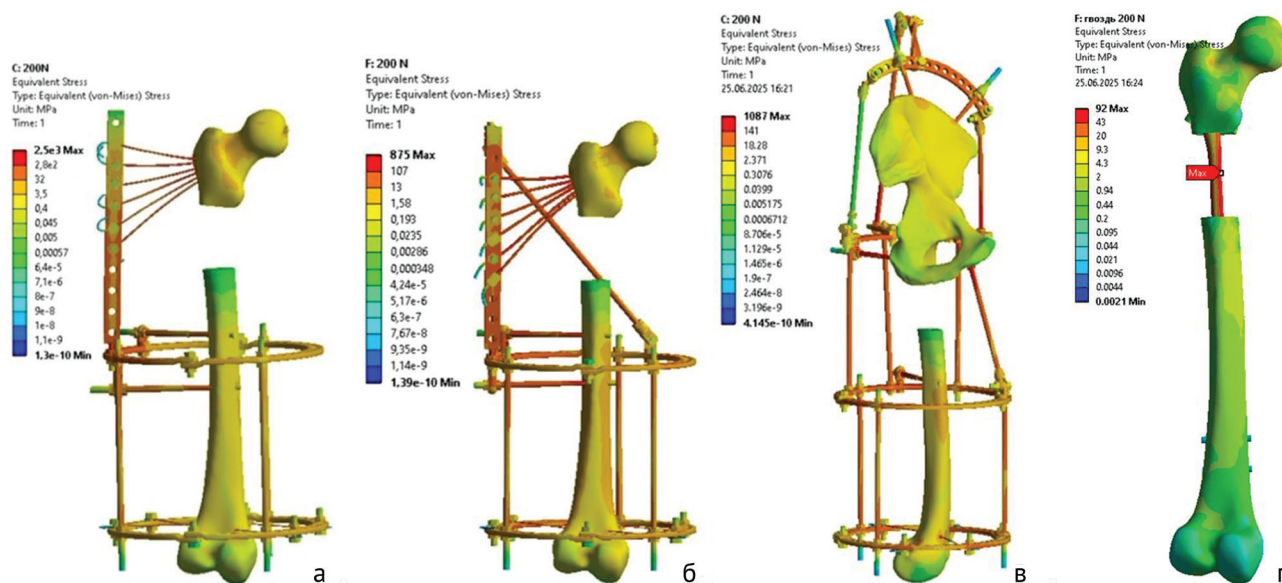


Рис. 5. Эквивалентные напряжения в корпусах фиксаторов в моделях системы перелом бедренной кости — фиксатор: а — Модель № 1; б — Модель № 2; в — Модель № 3; г — Модель № 4 (контрольная)

Показательными являются характеристики эквивалентного напряжения, возникающие в фиксирующем устройстве (табл. 2). Так, для модели с ПБГ (Модель № 4) его значение оказалось минимальным и составило 92 МПа.

Таблица 2

Максимальные эквивалентные напряжения и возникающие смещения отломков костей в зависимости от построенной модели

Параметр	Модель № 1	Модель № 2	Модель № 3	Модель № 4
Максимальное эквивалентное напряжение, МПа				
Во всей модели	2500	874	1087	92
В планке	1496	335	–	–
В губчатой кости	27	12,6	14,7	3,5
В кортикальной кости	1694	129	104	50
Максимальные смещения отломков, мм				
В модели	18,1	2,1	14,7	1,7

Анализ максимальных эквивалентных напряжений в моделях аппаратов внешней фиксации показывает, что при нагрузке в 200 Н в Модели № 1 в области крепления спиц к планке возникают напряжения, превышающие предел прочности нержавеющей стали более чем в два раза (1200 МПа). Также в области проксимальных концов спиц, фиксирующихся к субхондральному кортикальному слою головки бедренной кости, появляются напряжения, превышающие пределы прочности губчатого и кортикального слоев костной ткани (рис. 6, а, б). Это является биомеханической предпосылкой к локальному разрушению кости в данной области, которая неизбежно приведет к потере стабильности фиксации перелома и смещению костных отломков.

Помимо этого, в Модели № 1 напряжения у основания планки, достигавшие порядка 1500 МПа, существенно превысили предел прочности нержавеющей стали, что свидетельствует о возможном переломе аппарата в данном месте (рис. 6, в).

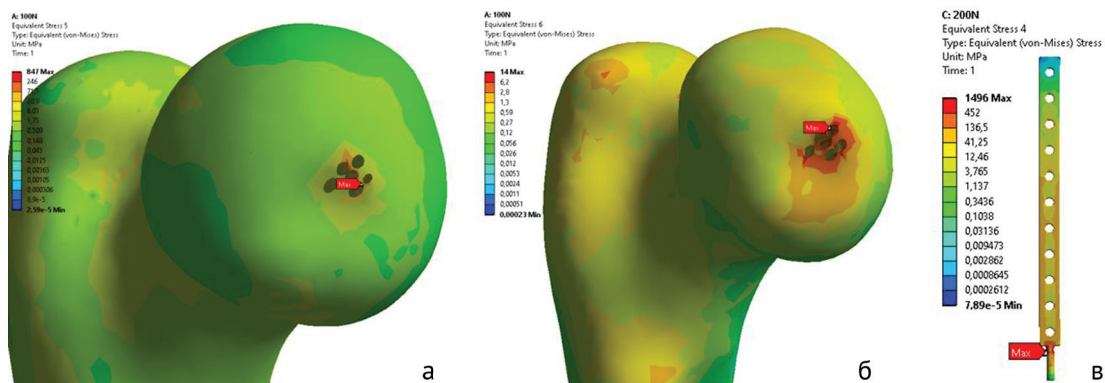


Рис. 6 Модель № 1. Области наибольших эквивалентных напряжений в бедренной кости, обозначенные красным цветом: а — кортикальный слой; б — губчатый слой; в — эквивалентные напряжения в планке аппарата Илизарова

В Модели № 2 напряжения во всех элементах конструкции, а также в костной ткани оказались значительно меньше, чем в Модели № 1. Так, максимальные эквивалентные напряжения во всех металлических элементах аппарата Илизарова при приложенной силе в 100 Н составляли 434 МПа, что ниже предела прочности нержавеющей стали. При этом данное значение достигнуто в области крепления проксимальных спиц диаметром 3 мм к планке аппарата Илизарова (рис. 7, а). В самой планке, включая ее основание, напряжения были существенно меньше предела прочности материала и при нагрузке в 200 Н составили 335 МПа, что соответствовало примерно половине предела его прочности (рис. 7, б). Для костной ткани предел прочности не достигнут при увеличении нагрузки до 200 Н, при этом максимальное напряжение 129 МПа возникло в кортикальном слое диафиза бедренной кости в области проведения нижнего стержня.

Полученные характеристики свидетельствуют об отсутствии предпосылок к перелому элементов аппарата Илизарова и разрушению костной ткани, являющихся причинами потери достигнутой репозиции костных отломков и стабильной фиксации перелома.

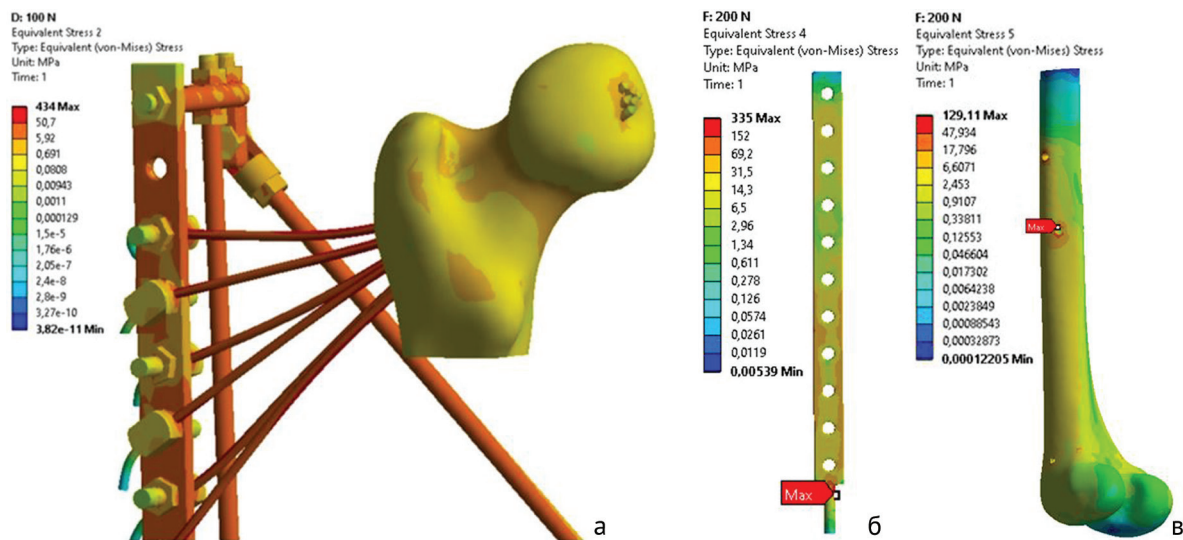


Рис. 7. Модель № 2. Эквивалентные напряжения в проксимальных спицах (а); в планке (б); в области проведения дистально стержня (в)

В Модели № 3 максимальные напряжения получены в области крепления верхнего сектора аппарата Илизарова к передней штанге (рис. 8, а). Существенно нагруженными опорными элементами аппарата оказались также и стержни, установленные в проксимальный отломок бедренной кости (рис. 8, б). Однако напряжения в них не превышали 110 МПа и были далеки от предела прочности нержавеющей стали.

Установлено, что уже при нагрузке в 150 Н напряжения в области крепления верхнего полукольца к передней штанге аппарата Илизарова превысили предел прочности нержавеющей стали, что способно привести к повреждению конструкции. В губчатом слое подвздошной кости эквивалентные напряжения становились выше предела его прочности и достигали 14,7 МПа при нагрузке 200 Н. В кортикальном слое наибольшие напряжения при данной нагрузке составили 104 МПа и не достигли предела прочности кортикального слоя костной кости.

Полученные данные свидетельствовали о потенциально возможной нестабильности аппарата Илизарова в компоновке Модели № 3 в области соединения верхнего сектора и передней штанги, а также о предпосылках к расшатыванию стержней, фиксирующихся в подвздошной кости.

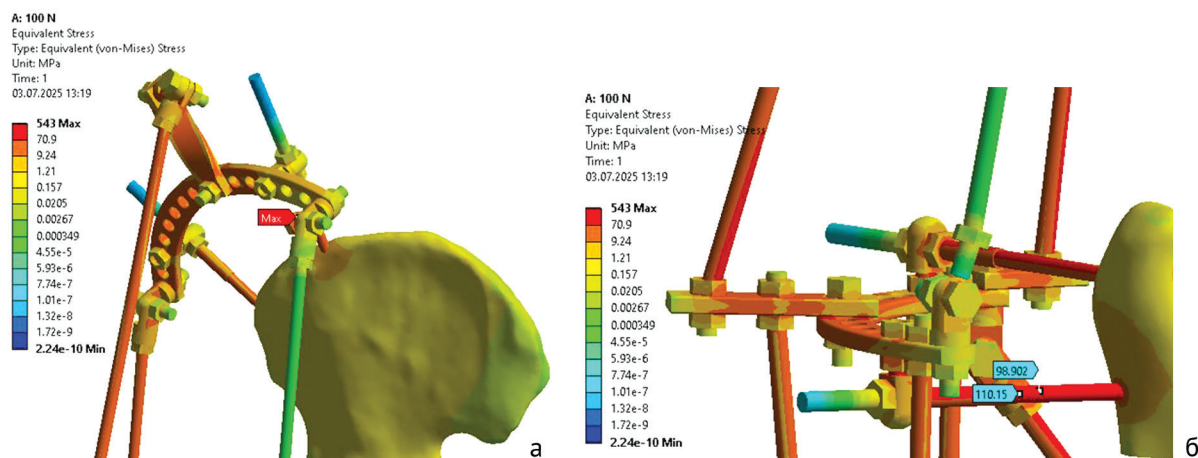


Рис. 8. Модель № 3. Эквивалентные напряжения в проксимальном базовом полукольце аппарата Илизарова (а) и в стержнях фиксирующих проксимальный отломок бедренной кости (б)

Анализ перемещений отломков относительно друг друга в построенных моделях показывает, что наибольшую стабильность демонстрируют Модели № 2 и № 4, в то время как Модель № 1 является наименее стабильной, — при нагрузке 100 Н она характеризуется максимальным смещением отломков до 9,0 мм (рис. 9). Несмотря на иммобилизацию тазобедренного сустава аппаратом, Модель № 3 также имела большое смещение отломков при заданной нагрузке, величина которого достигала 7,3 мм. Модели № 2 и № 4 характеризовались минимальными значениями данного показателя, — 2,1 мм и 0,86 мм соответственно.

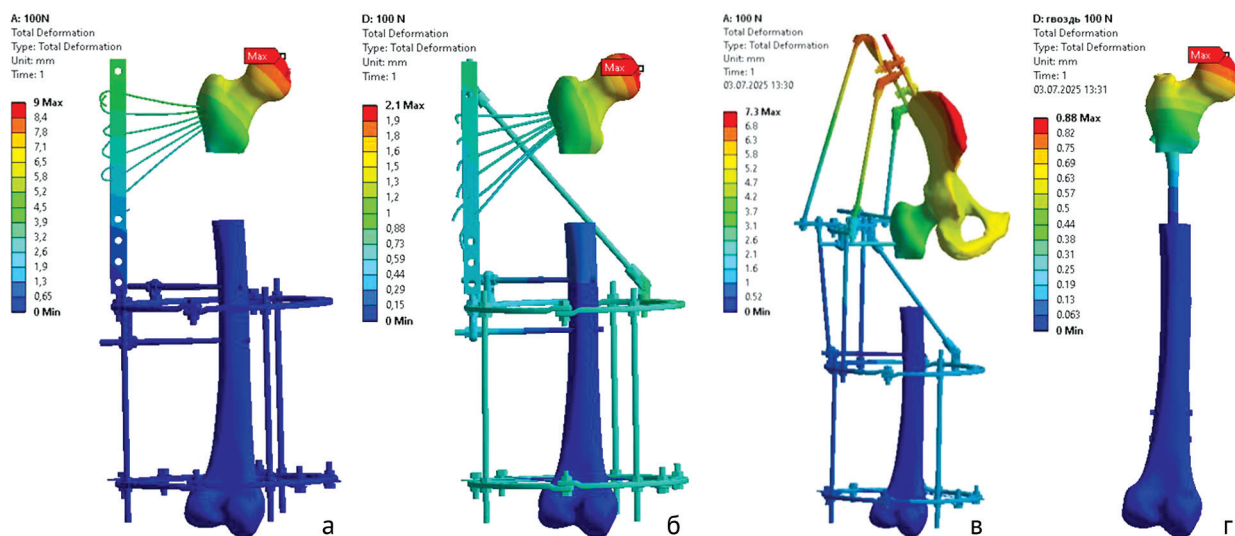


Рис. 9. Перемещения отломков в моделях при нагрузке 100 Н: а — Модель № 1; б — Модель № 2; в — Модель № 3; г — Модель № 4

Таким образом, по данным экспериментального исследования параметров напряженно-деформированного состояния моделей, выявлены значимые преимущества Модели аппарата Илизарова № 2. Это стало возможным за счет шунтирования напряжений, возникающих при опорной нагрузке на нижнюю конечность, с проксимальной базы аппарата на его тело за счет вертикальной и косых штанг, усиливающих планку с проксимальными спицами.

Для подтверждения полученных данных проведены нагрузочные стендовые испытания. При выполнении осевой нагрузки на головку бедренной кости силой 200 Н наибольшая амплитуда смещения отломков бедренной кости зарегистрирована между position 1 и position 2 (медиальная сторона перелома), а наименьшее — между position 3 и position 4 (латеральная сторона перелома), что составило 2,09 мм и 1,84 мм соответственно. Результаты стендовых испытаний подтвердили полученные данные конечно-элементного моделирования: при аналогичных нагрузениях смещение отломков в Модели № 2 составило 2,1 мм (рис. 10).

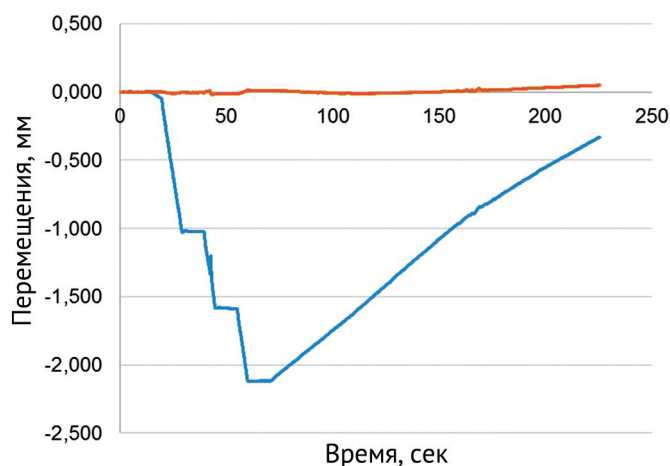


Рис. 10. График перемещения отломков бедренной кости при вертикальном статическом осевом сжатии с нагрузкой 100Н, 150Н и 200Н

#### ОБСУЖДЕНИЕ

В случае применения для фиксации перелома проксимального отдела бедренной кости Модели аппарата Илизарова № 2 (планка усилена вертикальной и кривой штангами, проксимальные спицы имеют диаметр 3 мм) эквивалентные напряжения, возникающие в теле аппарата, оказываются ниже, чем при использовании первой и третьей моделей. Сравнение максимальных показателей этого параметра с переломом, где для остеосинтеза использован ПБГ, свидетельствует, что эквивалентные напряжения в самом аппарате Илизарова превышают эквивалентные напряжения в проксимальном бедренном гвозде для Модели № 1 в 27 раз, для Модели № 2 — в 9,5 раз и для Модели № 3 — в 11,8 раза. Полученные данные согласуются с результатами биомеханических исследований А.Ю. Верховода с соавт., который проводил аналогичные эксперименты для диафизарных переломов костей голени [22]. Вместе с тем, автор утверждает, что по полученным им данным, накапливающиеся в компонентах аппарата Илизарова усталостные напряжения способны привести к их перелому [22, 23, 24]. Существенным отличием нашего исследования является следующее: несмотря на высокие значения рассматриваемых параметров в первой и второй компоновках аппарата Илизарова нельзя говорить о том, что они могут приводить к усталостному перелому элементов, так как эти значения далеки от предела его прочности. Однако данные А. Верховода с соавт. [22] подтверждаются для Модели № 3.

Выявленный значительный рост эквивалентных напряжений, характерный для проксимальных спиц аппарата Илизарова диаметром 2 мм в компоновке без усиления планки (Модель № 1), может стать причиной потери стабильности в системе «кость — аппарат» и привести к вторичному смещению костных отломков и нарушению консолидации.

По данным нашего исследования, важной предпосылкой к потенциальному развитию нестабильности в области перелома в случае использования первой компоновки внешнего фиксатора представляется также максимальное значение эквивалентного напряжения в контактной паре «спицы — проксимальный отломок», равное для губчатого слоя 27 МПа, а для кортикального — 1694 МПа. Эти значения превышают пределы прочности костной ткани и являются многократно большими, чем параметры, достигаемые при использовании второй и третьей компоновок аппарата Илизарова и интрамедуллярного гвоздя. Полученные сведения, с нашей точки зрения, подтверждают и дополняют результаты описанного выше исследования [22], а также обосновывают преимущества второго варианта компоновки аппарата Илизарова.

Прочность конструкции — это ее способность противостоять циклическим нагрузкам. В механике существует понятие предела выносливости для материала, который оценивают по результатам испытаний на усталость. По данным литературы, предел выносливости медицинской нержавеющей стали колеблется в диапазоне от 200 до 400 МПа [25] (рис. 11). Если напряжения в конструкции не превышают предел выносливости материала, из которого она изготовлена, то при такой нагрузке изделие будет работать до 10 миллионов циклов.

Исходя из полученных результатов, при рассмотренных нагрузках Модель № 4 способна обладает характеристиками, позволившими нам рассматривать ее в качестве эталонной. Модели № 1 и № 3, напротив, при циклическом нагружении даже силой 100 Н должны сломаться. Разработанная Модель аппарата Илизарова № 2 способна работать без перелома его элементов при нагрузке 200 Н, при этом анализ полученных в эксперименте смещений отломков относительно друг друга свидетельствует о том, что в Модели № 2 они оказались наименьшими и сопоставимыми с Моделью № 4.

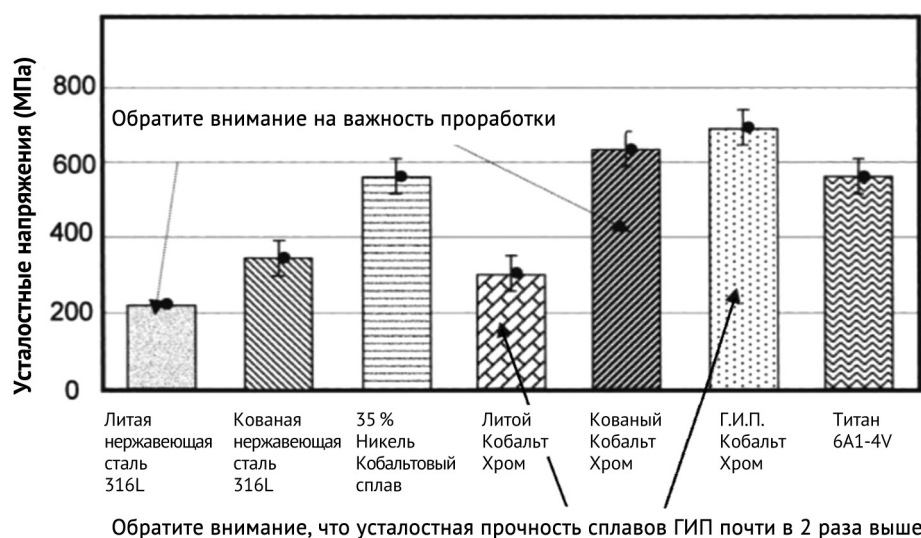


Рис. 11. Пределы выносливости материалов для имплантатов [25]

Сопоставление данных, которые потенциально обосновывают более благоприятные условия для консолидации переломов типа А3 при внешнем остеосинтезе разработанным способом (Модель № 2), и других клинических исследований по рассматриваемой тематике, подтверждает результаты выполненных биомеханических экспериментов.

Совокупность полученных экспериментальных данных о характеристиках напряженно-деформированного состояния построенных моделей свидетельствует о возможности применения в клинической практике аппарата Илизарова с усилением вертикальной и косой штангами планки для фиксации спиц диаметром 3 мм. Выполненное биомеханическое обоснование позволило осуществить клиническое применение разработанной Модели № 2 аппарата Илизарова для остеосинтеза огнестрельных переломов типов 3.1.А и 3.1.В, сопровождавшихся обширными дефектами мягких тканей области тазобедренного сустава.

Некоторые данные специальной литературы свидетельствует о высоких рисках применения внутреннего остеосинтеза при лечении раненых с огнестрельными переломами проксимального отдела бедренной кости. Это вынуждает травматологов использовать внешний остеосинтез [16, 26]. Предложенный В.М. Шаповаловым с соавт. вариант аппарата Илизарова (Модель № 3), предназначенный для остеосинтеза огнестрельных переломов в области тазобедренного сустава, предполагает для достижения необходимой стабильности между отломками использование фиксации с введением стержней в крыло подвздошной кости на стороне повреждения. Такая компоновка аппарата делает невозможной движения в тазобедренном суставе в течение всего периода консолидации [27]. Схожее техническое решение, обладающее таким же недостатком, было разработано и реализовано в клинической практике И.С. Боровым с соавт. [28]. Предложенный ими аппарат внешней фиксации состоит из соединенных между собой тазовым и бедренным модулями, причем для достижения определенной жесткости фиксации тазовый компонент включает четыре стержня, введенных в надвертлужные области и крылья подвздошных костей с обеих сторон.

Среди публикаций, описывающих варианты внешнего остеосинтеза переломов типа 3.1А и 3.1.В без иммобилизации тазобедренного сустава, следует выделить оригинальные компоновки спице-стержневых и стержневых аппаратов Илизарова [2] и оригинальный аппарат, предложенный А.С. Аллахвердиевым с соавт. [29]. Важным преимуществом этих внешних фиксаторов является возможность движений в тазобедренном суставе и, следовательно, ранней реабилитации пациентов, а также их существенные репозиционные возможности. Однако применение описанных аппаратов для лечения раненых с огнестрельными оскольчатыми переломами проксимального отдела бедренной кости, особенно сопровождающимися обширными дефектами, может быть ограничено ввиду характера и тяжести повреждений мягких тканей и кости.

Следует отметить, что представленное экспериментальное биомеханическое исследование имеет ряд ограничений. Они связаны с моделированием нагрузки только в статическом вертикальном положении с опорой на обе нижние конечности при помощи костылей. Мы не имели возможности учесть сокращения мышц, смещения центра тяжести тела при ходьбе, соблюдение раненым величины дозированной нагрузки, а также динамику изменения механических характеристик костной ткани.

Таким образом, при лечении пострадавших со сложными переломами огнестрельного генеза, сопровождающимися обширными дефектами мягких тканей, возможности использования этих конструкций представляются ограниченными. Мы планируем провести стендовые испытания для определения допустимых статических и динамических нагрузок указанных компоновок аппарата Илизарова.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результаты биомеханического моделирования и испытаний на нагрузочных стендах свидетельствуют о том, что оптимальным фиксатором для остеосинтеза при огнестрельных переломах проксимального отдела бедренной кости является проксимальный бедренный гвоздь. Параметры напряженно-деформированного состояния системы «перелом проксимального отдела бедренной кости — ПБГ» являются неосуществимыми для аппарата Илизарова в любой из предлагаемых компоновок. Вместе с тем, отсутствие возможности выполнения внутреннего остеосинтеза у рассматриваемой категории раненых вынуждает травматологов использовать способы внешнего остеосинтеза. Учитывая сроки консолидации огнестрельных переломов, требованиями к аппарату внешней фиксации являются обеспечение ранних активных и пассивных движений в тазобедренном суставе и дозированной опорной нагрузки, а также возможность удержания отломков в правильном положении в течение длительного времени без потери стабильности в области перелома. Компоновка аппарата Илизарова, предполагающая усиление вертикальной и косой штангами планки, фиксирующей проксимальные полиаксиальные напряженные спицы диаметром 3 мм, отвечает этим требованиям с позиции изученных на испытательных стендах параметров напряженно-деформированного состояния и смещения.

**Конфликт интересов.** Не заявлен.

**Источник финансирования.** Не заявлен.

## СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Хоминец В.В., Шаповалов В.М., Михайлов С.В., Брижань Л.К. *Лечение раненых в конечности в войнах и вооруженных конфликтах*. СПб.: Историческая иллюстрация; 2021:304.
2. Соломин, Л.Н. *Основы чрескостного остеосинтеза: частные вопросы*. М.: БИНОМ; 2015;2:696.
3. Крюков В.Н. *Судебная медицина*. М.: Медицина; 1998:140-144.
4. Колчанов С.Н., Филипченков Л.С., Фадеев М.Ф. и др. Дозированная тензометрическая нагрузка в восстановительном лечении больных с диафизарными переломами костей голени. *Тихоокеанский медицинский журнал*. 2008;(4):26-28.
5. Сеппо А.И. *Металлоостеосинтез переломов костей на основе точных клиничко-технических наук*. Таллин : Периодика; 1978:79.
6. Янсон Х.А. *Биомеханика нижней конечности человека*. Рига: Зинатне; 1975:324.
7. Зенкевич О. *Метод конечных элементов в технике*. М.: Мир; 1975:542.
8. Кудяшев А.Л., Хоминец В.В., Иванов Д.В. и др. Величина шеечно-диафизарного угла ножки эндопротеза тазобедренного сустава как биомеханическая предпосылка развития асептической нестабильности вертлужного компонента (экспериментальное исследование). *Гений ортопедии*. 2022;28(6):811-816. doi: 10.18019/1028-4427-2022-28-6-811-816.
9. Хоминец И.В., Мамедов К.Д., Кудяшев А.Л. Биомеханическое обоснование использования двухрядной пластины LCP при диафизарных переломах. *Известия Российской военно-медицинской академии*. 2019;(S1-2):248-253.
10. Доль А.В., Доль Е.С., Иванов Д.В. Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночника на уровне L4-L5. *Российский журнал биомеханики*. 2018;22(1):31-44. doi: 10.15593/RZhBiomeh/2018.1.03.
11. Bessonov LV, Golyadkina AA, Dmitriev P, et al. Constructing the dependence between the Young's modulus value and the Hounsfield units of spongy tissue of human femoral heads. *Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics*. 2021;21(2):182-193. doi: 10.18500/1816-9791-2021-21-2-182-193.
12. Шаповалов В.М., Хоминец В.В. Возможности последовательного остеосинтеза при лечении раненых с огнестрельными переломами длинных костей конечностей. *Гений ортопедии*. 2010;(3):5-12.
13. Kata N, Abidin N, Abd Aziz AU, et. al. Finite element analysis of external fixator for treating femur fracture: analysis on stainless steel and titanium as material of external fixator. *Malaysian Journal of Fundamental and Applied Sciences*. 2021;17(3):274-284. doi: 10.11113/mjfas.v17n3.2104.
14. El Sallah MZ, Benbarek S, Abderahmane S, et.al. Numerical simulation of the femur fracture under static loading. *Structural engineering and mechanics*. 2016;60(3):405-412. doi: 10.12989/sem.2016.60.3.405.
15. Pochrzast M, Basiaga M, Marciniak J, Kaczmarek M. Biomechanical analysis of limited-contact plate used for osteosynthesis. *Acta Bioeng Biomech*. 2014;16(1):99-105. doi: 10.5277/abb140112.
16. Wang C, Duan N, Li Z, t al. Biomechanical evaluation of a new intramedullary nail compared with proximal femoral nail antirotation and InterTAN for the management of femoral intertrochanteric fractures. *Front Bioeng Biotechnol*. 2024;12:1353677. doi: 10.3389/fbioe.2024.1353677.
17. Radcliffe IA, Taylor M. Investigation into the affect of cementing techniques on load transfer in the resurfaced femoral head: a multi-femur finite element analysis. *Clin Biomech (Bristol)*. 2007;22(4):422-430. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.12.001.
18. Elmedin M, Vahid A, Nedim P, Nedžad R. Finite element analysis and experimental testing of stiffness of the Sarafix external fixator. *Procedia Engineering*. 2015;100:1598-1607. doi: 10.1016/j.proeng.2015.01.533.
19. Pitkin M, Shukeylo Y, Gritsanov A. Mathematical modeling of fixation of a bone fragment in a new Double-needle external Fixator compared to hoffmann ii fixator. *Ser Biomech*. 2007;23(1):96-103.
20. Vitins V, Dobelis M, Middleton J, et.al. Flexural and creep properties of human jaw compact bone for FEA studies. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2003;6(5-6):299-303. doi: 10.1080/10255840310001637257.
21. Ding M. Age variations in the properties of human tibial trabecular bone and cartilage. *Acta Orthop Scand Suppl*. 2000;292:1-45. doi: 10.1080/000164700753749791.
22. Верховод А.Ю. Иванов Д.В. Применение метода конечных элементов для сравнительной оценки стабильности остеосинтеза оскольчатых диафизарных переломов костей голени блокируемыми интрамедуллярными стержнями и аппаратами наружной фиксации. *Современные проблемы науки и образования*. 2012;(4). URL: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=6905> (дата обращения: 15.04.2026).
23. Маслов Л.Б., Козлов М.В. Конечно-элементный программный комплекс "Механика" – приложение в инженерном деле и биомеханике. *Вестник Ивановского государственного энергетического университета*. 2001(2):23-28. EDN: IMSSPI.
24. Мельцер Р.И. Иванов Д.В. Лозовик И.П. и др. Послеоперационное ведение больных с неопорными переломами костей голени в условиях контролируемой осевой нагрузки. *Ученые записки Петрозаводского государственного университета*. 2013;(8):37-39.
25. Teoh SH. Fatigue of biomaterials: a review. *International Journal of Fatigue*. 2000;22(10):825-837. doi: 10.1016/S0142-1123(00)00052-9.

26. Хоминец В.В., Шукин А.В., Михайлов С.В., Фоос И.В. Особенности лечения раненых с огнестрельными переломами длинных костей конечностей методом последовательного внутреннего остеосинтеза. *Политравма*. 2017;(3):12-22.
27. Шаповалов В.М., Овденко А.Г., Хоминец В.В. *Внешний остеосинтез при лечении раненых*. СПб.: НПО «Профессионал»; 2013:284.
28. Боровой И.С., Герусов М.А., Агарков А.В. и др. Хирургическое лечение огнестрельных повреждений области таза и тазобедренного сустава. *Политравма*. 2023;(1):39-44. doi: 10.24412/1819-1495-2023-1-39-44.
29. Аллахвердиев А.С., Солдатов Ю.П. Монолатеральное спице-стержневое устройство для остеосинтеза переломов проксимального отдела бедренной кости и их последствий. *Гений ортопедии*. 2013;(3):77-79. doi: 10.18019/1028-4427-2013-0-2-77-79.

Статья поступила 22.10.2025; одобрена после рецензирования 04.04.2026; принята к публикации 06.04.2026.

The article was submitted 22.10.2025; approved after reviewing 04.04.2026; accepted for publication 06.04.2026.

#### Информация об авторах:

Владимир Васильевич Хоминец — заслуженный врач РФ, член-корреспондент РАН, доктор медицинских наук, профессор, главный травматолог Минобороны России, начальник кафедры и клиники, полковник медицинской службы, [Khominec\\_62@mail.ru](mailto:Khominec_62@mail.ru), <https://orcid.org/0000-0001-9391-3316>;

Инал Энверович Арджения — адъюнкт кафедры и клиники, старший лейтенант медицинской службы, [arjenia.inal@mail.ru](mailto:arjenia.inal@mail.ru), <https://orcid.org/0009-0004-9138-339X>;

Дмитрий Валерьевич Иванов — доктор физико-математических наук, доцент, профессор кафедры, [ivanovdv.84@ya.ru](mailto:ivanovdv.84@ya.ru), <https://orcid.org/0000-0003-1640-6091>;

Ирина Васильевна Кириллова — кандидат физико-математических наук, доцент, доцент кафедры, [ivkirillova@ya.ru](mailto:ivkirillova@ya.ru), <https://orcid.org/0000-0001-8053-3680>;

Леонид Юрьевич Коссович — доктор физико-математических наук, профессор, заведующий кафедрой, [ivkirillova@ya.ru](mailto:ivkirillova@ya.ru), <https://orcid.org/0000-0002-4775-7348>;

Алексей Леонидович Кудяшев — доктор медицинских наук, доцент, заместитель начальника кафедры и клиники, полковник медицинской службы, [a.kudyashev@gmail.com](mailto:a.kudyashev@gmail.com), <https://orcid.org/0000-0002-8561-2289>.

#### Information about the authors:

Vladimir V. Khominec — Honored Doctor of the Russian Federation, Corresponding Member of the Russian Academy of Sciences, Doctor of Medical Sciences, Professor, Chief Traumatologist of the Russian Ministry of Defense, Head of the Department and Clinic, Colonel of the Medical Service, [Khominec\\_62@mail.ru](mailto:Khominec_62@mail.ru), <https://orcid.org/0000-0001-9391-3316>;

Inal E. Ardzeniya — Adjunct of the Department and Clinic, Senior Lieutenant of the Medical Service, [arjenia.inal@mail.ru](mailto:arjenia.inal@mail.ru), <https://orcid.org/0009-0004-9138-339X>;

Dmitry V. Ivanov — Doctor of Physical and Mathematical Sciences, Associate Professor, Professor of the Department, [ivanovdv.84@ya.ru](mailto:ivanovdv.84@ya.ru), <https://orcid.org/0000-0003-1640-6091>;

Irina V. Kirillova — Candidate of Physical and Mathematical Sciences, Associate Professor, Associate Professor of the Department, [ivkirillova@ya.ru](mailto:ivkirillova@ya.ru), <https://orcid.org/0000-0001-8053-3680>;

Leonid Yu. Kossovich — Doctor of Physical and Mathematical Sciences, Professor, Head of the Department, [ivkirillova@ya.ru](mailto:ivkirillova@ya.ru), <https://orcid.org/0000-0002-4775-7348>;

Alexey L. Kudyashev — Doctor of Medical Sciences, Associate Professor, Deputy Head of the Department and Clinic, Colonel of the Medical Service, [a.kudyashev@gmail.com](mailto:a.kudyashev@gmail.com), <https://orcid.org/0000-0002-8561-2289>.