



Экспериментальное исследование фиксационных свойств различных биомеханических вариантов накостного остеосинтеза оскольчатого импрессионного перелома плато большеберцовой кости

М.Е. Купитман¹, И.А. Атманский¹, А.В. Игнатова²

¹ Южно-Уральский государственный медицинский университет, Челябинск, Россия;

² Южно-Уральский государственный университет (Национальный исследовательский университет), Челябинск, Россия

АННОТАЦИЯ

Обоснование. В хирургии применяются различные биомеханические варианты фиксации костно-хрящевых осколков: опора на костный трансплантат с армированием субхондральными спицами, остеосинтез вильчатыми фиксаторами и специализированными пластинами с проведением винтов сразу под осколками суставной поверхности. Авторами используется способ субхондрального напряжённого армирования.

Цель. Оценить и сравнить фиксационные свойства различных биомеханических вариантов остеосинтеза оскольчатых внутрисуставных переломов на моделях из большеберцовой кости свиньи.

Материалы и методы. Проведено индентированное одноцентровое неослепленное исследование. Объектом исследования являлись два типа моделей с одинаковыми переломами, параметрами костного дефекта и армированием ненапряженными спицами: А — с заполнением костного дефекта трансплантатом и В — без костного трансплантата. Исследованы результаты остеосинтеза моделей А и В: 1) остеосинтез накостной пластиной с опорой суставной поверхности на костный аутоотрансплантат, вариант А-I; 2) остеосинтез накостной пластиной с опорой суставной поверхности на фиксирующие элементы накостной пластины и костный трансплантат, вариант А-II; 3) остеосинтез накостной пластиной с фиксацией осколков суставной поверхности П-образными напряженными спицами, вариант В-III; 4) остеосинтез с фиксацией суставной поверхности напряженными субхондральными спицами в модульном накостном фиксирующем устройстве, вариант В-IV. Исследования были проведены при статическом индентировании моделей из проксимального метаэпифиза большеберцовой кости свиньи.

Результаты. Авторами были отмечены лучшие фиксационные свойства вариантов напряженного субхондрального армирования В-III и В-IV по сравнению с армированием ненапряженными спицами (модель А). При сравнении четырех биомеханических вариантов наилучшие прочностные характеристики отмечены у вариантов с напряженным субхондральным армированием — В-III и В-IV. При исследовании варианта А-II результаты сопротивления биомеханической системы вертикальной нагрузки были ниже, чем при вариантах В-III и В-IV. Наихудшие варианты отмечены при варианте А-I.

Заключение. Авторами были сделаны выводы о наибольшей эффективности вариантов с напряженным субхондральным армированием П-образными спицами (В-III) и с использованием модульного накостного фиксирующего устройства (В-IV) без дополнительной опоры на костный аутоотрансплантат.

Ключевые слова: субхондральное напряженное армирование; накостный остеосинтез; костный имплантат; проксимальный метаэпифиз большеберцовой кости свиньи; биомеханические испытания; индентирование.

Как цитировать:

Купитман М.Е., Атманский И.А., Игнатова А.В. Экспериментальное исследование фиксационных свойств различных биомеханических вариантов накостного остеосинтеза оскольчатого импрессионного перелома плато большеберцовой кости // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2025. Т. 32, № 3. С. 626–635. DOI: 10.17816/vto640844 EDN: IPCBGS

DOI: <https://doi.org/10.17816/vto640844>

EDN: IPCBGS

Experimental study of the fixation properties of various biomechanical options for plate osteosynthesis of comminuted impaction fractures of the tibial plateau

Mikhail E. Kupitman¹, Igor A. Atmansky¹, Anastasia V. Ignatova²

¹ South Ural State Medical University, Chelyabinsk, Russia;

² South Ural State University (National Research University), Chelyabinsk, Russia

ABSTRACT

BACKGROUND: Various biomechanical options are used in surgical practice to fix osteochondral fragments, including support on a bone graft reinforced with subchondral wires, osteosynthesis with forked fixators, and specialized plates with screws placed directly under the articular surface fragments. In the work, a method of subchondral tensioned reinforcement was utilized.

AIM: The work aimed to evaluate and compare the fixation properties of different biomechanical osteosynthesis options for comminuted intra-articular fractures using porcine tibial bone models.

METHODS: An indented, single-center, non-blinded experimental study included two types of models that shared identical fracture configurations, bone defect parameters, and non-tensioned wire reinforcement: A, with the bone defect filled with a graft, and B, without a bone graft. The results of osteosynthesis in models A and B were examined: 1) plate osteosynthesis with support of the articular surface on a bone autograft, option A-I; 2) plate osteosynthesis with support of the articular surface on the plate's fixing elements and the bone graft, option A-II; 3) plate osteosynthesis with fixation of articular surface fragments using U-shaped tensioned wires, option B-III; 4) osteosynthesis with fixation of the articular surface using tensioned subchondral wires in a modular plate-based fixation device, option B-IV. Testing was performed under static indentation on models from the proximal metaphyseal-epiphyseal region of porcine tibia.

RESULTS: The best fixation properties were observed in the tensioned subchondral reinforcement options B-III and B-IV compared with non-tensioned wire reinforcement (model A). When comparing the four biomechanical options, the best strength characteristics were observed in the variants with tensioned subchondral reinforcement: B-III and B-IV. In the study of Option A-II, the resistance of the biomechanical system to vertical load was lower than in Options B-III and B-IV. The worst variants were observed in option A-I.

CONCLUSION: The most effective fixation was achieved with tensioned subchondral reinforcement using U-shaped wires (B-III) and a modular plate-based fixation device (B-IV) without the use of an additional bone graft.

Keywords: subchondral tensioned reinforcement; plate osteosynthesis; bone graft; proximal metaphyseal-epiphyseal region of the porcine tibia; biomechanical testing; indentation.

To cite this article:

Kupitman ME, Atmansky IA, Ignatova AV. Experimental study of the fixation properties of various biomechanical options for plate osteosynthesis of comminuted impaction fractures of the tibial plateau. *N.N. Priorov Journal of Traumatology and Orthopedics*. 2025;32(3):626–635. DOI: 10.17816/vto640844
EDN: IPCBGS

Received: 31.10.2024

Accepted: 11.07.2025

Published online: 24.07.2025

ОБОСНОВАНИЕ

В настоящее время стандартом остеосинтеза оскольчатых внутрисуставных переломов костей является накостный остеосинтез. В клинической практике хирургу часто не удаётся провести винты пластины через фрагменты суставной поверхности кости из-за несовпадения контура пластины и индивидуальной анатомии кости конкретного пациента и малой толщины костно-хрящевых осколков [1–3]. Для лучшей стабилизации осколков суставной поверхности часть авторов предлагают выполнять субхондральное армирование спицами или тонкими винтами [1, 3] либо вильчатыми фиксаторами [2]. Дополнительным стабилизирующим фактором является опора осколков суставной поверхности на костный аутотрансплантат [2, 4, 5]. Оператор при остеосинтезе оскольчатого внутрисуставного перелома может использовать различные биомеханические варианты для удержания внутрисуставных осколков малых размеров [6]:

- остеосинтез пластиной с опорой суставной поверхности на костный трансплантат. Для лучшей стабилизации оскольчатого внутрисуставного перелома мелкие костно-хрящевые фрагменты авторы объединяют субхондрально армирующими ненапряжёнными спицами, никак не связанными с накостной пластиной, костный дефект плотно заполняют костным трансплантатом [1];
- остеосинтез накостной пластиной с опорой осколков суставной поверхности на фиксирующие элементы накостной пластины. При этом варианте фиксирующие элементы пластины, такие как блокируемые винты, лезвия вильчатого фиксатора [2, 4, 7], проходят под осколками суставной поверхности или сквозь них. При данном варианте стабилизация суставной поверхности осуществляется фиксированными, с угловой стабильностью, жёсткими элементами конструкции. Малые осколки суставной поверхности также армируют ненапряжёнными спицами, наружные концы которых изгибают и подбивают в кость без связи с накостной пластиной. Применяют костный аутотрансплантат. При таком варианте фиксационные свойства пластины реализуются более рационально, но провести жёсткие фиксирующие элементы через костно-хрящевые осколки малых размеров не всегда возможно из-за несовпадения профиля пластины и индивидуальной вариации формы кости;
- вариант напряжённого субхондрального армирования [8, 9] (ранее назывался авторами преднапряжённым субхондральным армированием [6, 10]). В рамках методики спицу проводят сквозь костно-хрящевые фрагменты до здорового участка кости с формированием жёсткой заделки её заострённого конца. Путём изгиба наружной части спицы и удержания спицы в этой позиции ей придают напряже-

ние, при этом спица функционирует как рессора. В клинической практике армирующие спицы проводят через осколки суставной поверхности в субхондральном слое и наружные концы этих спиц изгибают к диафизу кости под углом 100–140°. Далее для напряжения спиц их наружные концы прижимают и надёжно фиксируют одним из двух вариантов:

- наружный конец спицы изгибают ещё раз под углом 90–95° к кости, формируя П-образную форму наружного конца спицы, и погружают наружный конец такой спицы в отверстие, предварительно выполненное в неповреждённой части кости, с последующим прижатием наружной части П-образной спицы к кости накостной пластиной или винтом с шайбой. На данный способ получена приоритетная заявка «Способ субхондрального напряжённого армирования», регистрационный номер 2024115528;
- наружные концы спиц в состоянии напряжения фиксируют к самой накостной пластине путём специально разработанных фиксирующих элементов пластины. Данный имплантат называется авторами модульным накостным фиксирующим устройством (МНФУ) [9].

Способ напряжённого субхондрального армирования принципиально отличается от первых двух способов тем, что фиксацию осколков суставной поверхности осуществляют не на жёсткие фиксированные к накостной пластине элементы, а на напряжённую амортизирующую конструкцию из спиц, объединённых с пластиной, работающую по принципу рессоры. Данная методика получила распространение и используется в клинической практике как метод фиксации костно-хрящевых трансплантатов малых размеров в работе других авторов [11].

В литературе описаны биомеханические испытания системы «имплантат — кость» при различных вариантах остеосинтеза. Испытания выполняют в виде экспериментов с постепенным увеличением нагрузки на систему «имплантат — кость» [12–14] или испытаний с циклической нагрузкой [15–17]. Ряд исследователей отмечают трудности в доступности для испытаний человеческой кости и рекомендуют другие материалы, такие как определённые сорта древесины и модели из пластика [15, 17–19]. В ходе испытаний исследователи использовали разное количество моделей: А.А. Коробейников, Ю.Е. Первунская — по 3 варианта каждой модели «имплантат — кость» [12], Н.В. Загородний — 2 модели с 6 вариантами испытаний на них [15], Б.Ш. Минасов — по 3 эксперимента с каждым вариантом остеосинтеза [16].

ЦЕЛЬ

Оценить и сравнить фиксационные свойства разных биомеханических вариантов стабилизации оскольчатых

внутрисуставных переломов в рамках на костного остеосинтеза на моделях проксимального метаэпифиза большеберцовой кости свиньи, оценить фиксационные свойства армирования напряжёнными и ненапряжёнными армирующими спицами.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Дизайн исследования

Проведено индентированное (вдавливание объекта в поверхность образца кости) одноцентровое неослепленное исследование.

Продолжительность и условия проведения

Исследование выполнено на кафедре технической механики в Южно-Уральском государственном университете (Национальный исследовательский университет), Челябинск, Россия. Все образцы исследованы 20 марта 2024 года.

Методология исследования

Выполнено исследование нагрузочных характеристик различных биомеханических систем «имплантат — кость» в универсальной испытательной машине.

Были исследованы четыре группы образцов «имплантат — кость» в условиях экспериментально выполненного однотипного оскольчатого перелома большеберцовой кости свиньи. Для моделирования вариантов фиксационных свойств были использованы следующие материалы: 1) на костные титановые блокируемые пластины для мыщелков большеберцовой кости производства ООО «Остеосинтез»; 2) спицы Киршнера диаметром 1,5 мм, по 3 шт. на каждую

систему «имплантат — кость», производства ООО «НПП «Имплант»; 3) блокируемые винты с прижимными гайками, шайбами, разработанные авторами и изготовленные ООО «Остеосинтез».

Все испытания были проведены на проксимальном отделе свинной большеберцовой кости с имитацией перелома типа 41B3 по классификации АО. Для этого в мыщелке свинной кости выпиливали метафизарный дефект высотой 2,0 см, с глубиной, соответствующей передне-заднему размеру мыщелка, и шириной до межмыщелкового возвышения кости. Высота оставляемой костно-хрящевой части мыщелка составляла около 4,0–5,0 мм. После этого по нарисованному лекалу с помощью долота выполняли переломы плато большеберцовой кости. Выполняли субхондральную фиксацию перелома тремя спицами диаметром 1,5 мм. Для экспериментов использовали две модели: модель А — область дефекта заполняли губчатой костной тканью, наружные концы армирующих спиц подбивали к осколкам суставной поверхности (рис. 1); модель В испытывалась без восполнения дефекта, наружные концы армирующих спиц в месте их входа в кость изгибали под углом 100–140° (рис. 2).

На изготовленных моделях моделировали следующие биомеханические варианты остеосинтеза:

- А-I: остеосинтез с опорой на костный трансплантат. Выполняли остеосинтез перелома модели А на костной блокируемой пластиной так, что проксимальные блокируемые винты пластины располагались ниже осколков суставной поверхности;
- А-II: остеосинтез с опорой на блокируемые винты. Использовали модель А. Остеосинтез выполняли блокируемой пластиной так, что



Рис. 1. Модель А.
Fig. 1. Model A.

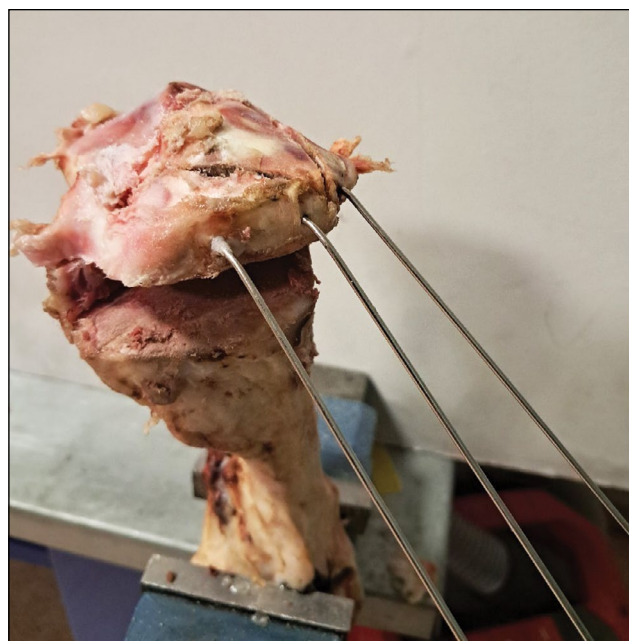


Рис. 2. Модель В.
Fig. 2. Model B.

проксимальные блокируемые винты проходили через осколки суставной поверхности или сразу под ними (рис. 3);

- В-III: остеосинтез напряжёнными П-образными спицами. Использовали модель В. Изгибали наружный конец спицы ещё раз под углом 90–95° к кости, формируя П-образную форму, и погружали его в отверстие, предварительно выполненное в неповреждённой дистальной части кости, с последующим прижатием наружной части П-образной спицы к кости наkostной пластиной с винтами так, что проксимальные винты пластины не проходили через осколки суставной поверхности, а пластина прижимала спицы на всём их протяжении;
- В-IV: остеосинтез с фиксацией армирующих напряжённых спиц к пластине (МНФУ). Использовали модель В. Выполняли остеосинтез наkostной блокируемой пластиной так, что проксимальные винты не проходили через осколки суставной поверхности. Каждую армирующую спицу погружали в прорезь в головке фиксирующего винта и фиксировали прижимной гайкой, надёжно закрепляя спицу в винте. Свободный конец спицы удаляли с помощью кусачек (рис. 4).

Исследования смещения костных фрагментов, фиксированных различными элементами, были проведены на универсальной испытательной машине Instron 5900R методом локального индентирования на область перелома плато большеберцовой кости при скорости движения траверсы 10 мм/мин. Все образцы закрепляли в жёсткой оснастке, которая запрещает перемещения и повороты нижней части кости во всех направлениях (заделка) (см. рис. 3, 4). На осколки суставной поверхности кости вдавливали стальной цилиндр (диаметром 12 мм) до перемещений 3,5–4,0 мм. При перемещениях более 3 мм, по данным других исследователей [12, 13, 15], возникают необратимые деформации в системе «имплантат — кость», характеризующиеся её визуальным разрушением. Поэтому максимальная анализируемая нагрузка в диапазоне перемещений до 3 мм была определена для всех видов образцов.

Во всех моделях выполнили одинаковые дефекты костей под суставной поверхностью. Воспроизведён перелом мыщелка большеберцовой кости 41В3 по лекалу. Использованы 3 армирующие спицы диаметром 1,5 мм. Для каждого эксперимента применяли отдельную модель «имплантат — кость».

Все образцы были подготовлены заранее, и испытания были выполнены за одни сутки.



Рис. 3. Образец свиной кости, биомеханическая модель А-II, закреплённая в оснастке.

Fig. 3. Porcine bone specimen, biomechanical model A-II, fixed in the testing fixture.

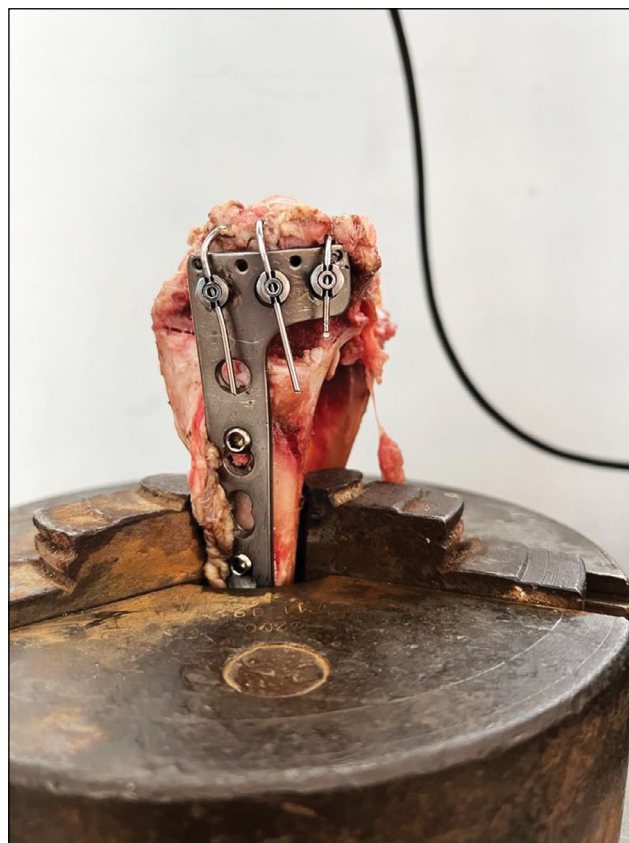


Рис. 4. Образец свиной кости, биомеханическая модель В-IV, закреплённая в оснастке.

Fig. 4. Porcine bone specimen, biomechanical model B-IV, fixed in the testing fixture.

Основной исход исследования

Оценивались кривые «нагрузка — перемещение». Оценочным критерием являлось падение сопротивления нагрузки на графике.

Дополнительные исходы исследования

Оценивалось визуальное разрушение конструкции, наличие или отсутствие разрушения костно-хрящевых фрагментов.

Анализ в подгруппах

В каждую группу образцов включали модели с одинаковым биомеханическим вариантом остеосинтеза.

Методы регистрации исходов

Для регистрации получаемых в ходе эксперимента данных было использовано программное обеспечение испытательной машины Instron 5900R.

Этическая экспертиза

Проведение исследования одобрено этическим комитетом ФГБОУ ВО «Южно-Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России, г. Челябинск, № 1 от 06.01.2019 и № 2 от 15.02.2023 г.

Статистический анализ

Принципы расчёта размера выборки

Было использовано не менее трёх образцов для каждой модели.

Методы статистического анализа данных

Статистическая обработка была выполнена с помощью программы MS Excel. На основании полученных результатов были определены средние значения и среднеквадратичные отклонения параметров.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Объекты исследования

Сравнение разных вариантов фиксационных свойств было проведено на 13 образцах: A-I — 3 образца, A-II — 3 образца, B-III — 4 образца, B-IV — 3 образца. Дополнительно использована одна модель A, для того чтобы выявить разницу между фиксационными свойствами ненапряжённых спиц и фиксацией по методике напряжённого субхондрального армирования.

Основные результаты исследования

На рис. 5, 6 представлены кривые «нагрузка — перемещение» для образцов с разными видами фиксации переломов. Во всех случаях при перемещении более 3 мм отмечены необратимые деформации образца. На рис. 5 представлены значения максимальной нагрузки для разных видов образцов с моделями A-I и A-II. На этом же рисунке приведён эксперимент с моделью A-I без фиксации пластиной для выявления роли ненапряжённых и не фиксированных к пластине спиц (кривая 14, см. рис. 5).

Данные экспериментов с использованием методики напряжённого армирования представлены на рис. 6. В ходе этих экспериментов использованы модели B-III и B-IV. Нагрузка, соответствующая перемещению 3 мм для разных вариантов остеосинтеза оскольчатых внутрисуставных переломов, представлена в табл. 1.

Дополнительные результаты исследования

Следует отметить, что при кривых 2 (соответствует варианту фиксации A-I) и 4 (вариант фиксации A-II) отмечено падение с последующим возрастанием нагрузки (см. рис. 5) при перемещении около 2 мм. В этих случаях причиной снижения нагрузки является перелом осколков суставной поверхности кости, имевших опору на жёсткие

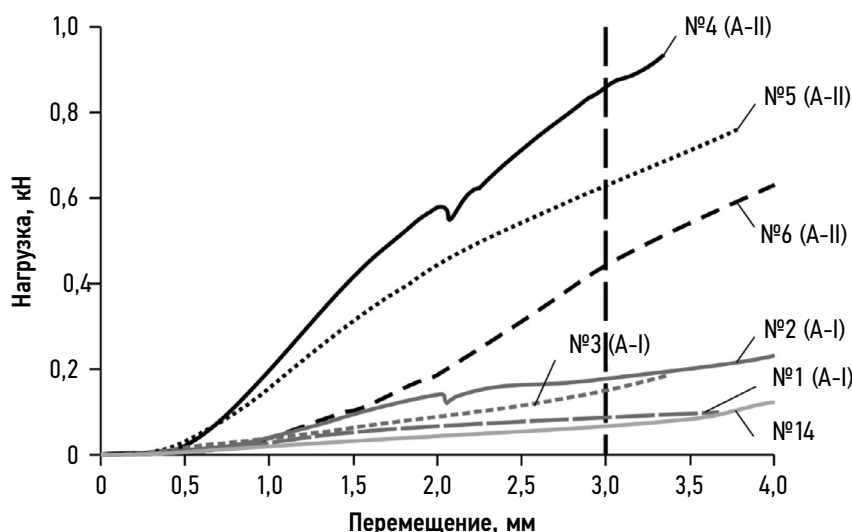


Рис. 5. Кривые «нагрузка — перемещение» образцов берцовой кости с остеосинтезом по методикам A-I и A-II.

Fig. 5. Load–displacement curves for tibial specimens with osteosynthesis using techniques A-I and A-II.

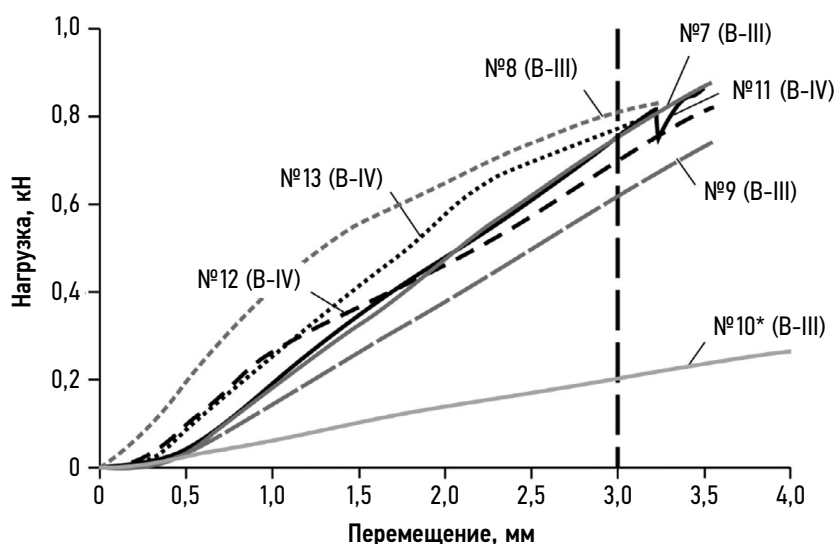


Рис. 6. Кривые «нагрузка — перемещение» для образцов берцовой кости с остеосинтезом по методикам B-III и B-IV.

Fig. 6. Load–displacement curves for tibial specimens with osteosynthesis using techniques B-III and B-IV.

элементы конструкции — блокированные винты. Осколки суставной поверхности ломались на уровне винта с видимым остеохондральным импрессионным повреждением. Переломы происходили при нагрузке в диапазоне от 0,15 до 0,6 кН (от 15,3 до 61 кг соответственно). Для вариантов фиксации B-III и B-IV в рассматриваемом диапазоне перемещений (до 3 мм) таких переломов не наблюдалось. Однако при перемещении 3,25 мм для варианта B-IV наблюдается резкое снижение и увеличение нагрузки (0,8 кН — 82,6 кг) (кривая 11, см. рис. 6). Таким образом, для методики B-IV деформирование кости происходит за пределами рассмотренного диапазона перемещений.

Нежелательные явления

При эксперименте 10* (методика B-III) отмечены низкие показатели нагрузки.

ОБСУЖДЕНИЕ

Резюме основного результата исследования

В данной работе были получены результаты статических испытаний различных вариантов остеосинтеза оскольчатых внутрисуставных переломов на моделях из большеберцовой кости свиньи. При сопоставлении полученных результатов было установлено, что наибольшие значения нагрузки, соответствующие перемещению 3 мм, были получены для вариантов B-III и B-IV, наименьшие — для случая A-I.

Обсуждение основного результата исследования

Во время испытаний образцов было определено, что ненапряжённые спицы не несут никакой нагрузки и всё воздействие передаётся на костный трансплантат (нагрузка 72,9 Н). Таким образом, для модели А получен наихудший результат сопротивления нагрузке.

Можно сделать вывод о нерациональности использования при остеосинтезе ненапряжённых армирующих спиц без дополнения их костным трансплантатом и наkostной пластиной. Дальнейшие эксперименты с таким вариантом фиксации не выполнялись, так как в практической медицине не применяется армирование ненапряжёнными спицами как самостоятельный способ остеосинтеза (только как дополнение к остеосинтезу наkostной пластиной).

По данным, представленным в табл. 1, можно сделать вывод, что самую низкую нагрузку среди четырёх вариантов остеосинтеза показал вариант системы «имплантат — кость» модели A-I (методика — наkostный остеосинтез с опорой осколков суставной поверхности на костный трансплантат и армированием ненапряжёнными спицами). Среднее значение равно 138 Н (14,0 кг).

На рис. 5 было отмечено падение с дальнейшим возрастанием нагрузки на кривых 2 (соответствует варианту фиксации A-I) и 4 (вариант фиксации A-II) при перемещении около 2 мм, которое визуально сопровождалось переломом хряща над блокируемым винтом пластины.

Для вариантов фиксации с напряжённым армированием B-III и B-IV в рассматриваемом диапазоне перемещений таких переломов не наблюдалось. Это связано с перераспределением нагрузки на часть напряжённой спицы (по принципу механики рессорной системы). Таким образом, в рамках методики напряжённого субхондрального армирования при локальной нагрузке на исследуемые осколки суставной поверхности происходил не перелом хряща, а небольшая обратимая деформация осколков суставной поверхности совместно с напряжёнными спицами. В результате эксперимента со статическим индентированием выявлена меньшая вероятность остеохондральных переломов нагружаемых костных осколков по сравнению с остеосинтезом блокируемыми пластинами (модели A-I и A-II). Полученный вывод соотносится с результатами

Таблица 1. Нагрузка, соответствующая перемещению 3 мм**Table 1.** Load corresponding to 3 mm displacement

№	Номер образца	Методика	Значение нагрузки, P , Н	Среднее значение нагрузки, P_{cp} , Н (кг)
1	1	A-I	84,5	137,6±47,6 (14,0±4,86)
	2		176,6	
	3		151,7	
2	4	A-II	858,3	644,4±207,9 (65,7±21,2)
	5		631,7	
	6		443,1	
3	7	B-III	746,0	724,7±98,4 (73,9±10,03)
	8		810,7	
	9		617,4	
	10*		203,7	
4	11	B-IV	753,0	741,0±38,3 (75,5±3,90)
	12		698,1	
	13		771,8	
	14		74,3	

экспериментов, проведённых Б.Ш. Минасовым [16], в которых автор отмечает наиболее частые переломы кости на уровне метафизов в ходе нагрузочных проб.

Ограничения исследования

Во время проведения эксперимента по методике B-III (кривая 10*, см. рис. 6) были получены низкие показатели нагрузки. Отмечено отсутствие прижатия П-образных спиц пластиной на протяжении в модели. Данный эксперимент указывает на важность прижатия П-образной напряжённой спицы накостной пластиной. В качестве рекомендации можно отметить, что если оператор планирует использовать пластину с блокируемыми винтами и широким профилем, не совпадающим с формой кости, то правильным способом фиксации спицы следует считать вариант накостного остеосинтеза с фиксацией напряжённых спиц к накостной пластине (вариант B-IV), так как при этом варианте не отмечено зависимости от конгруэнтности пластины и прилегающей кости.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате статических испытаний было изучено влияние разных вариантов остеосинтеза на деформирование образцов большеберцовой кости свиньи при оскольчатых внутрисуставных переломах. При сопоставлении разных вариантов фиксации осколков суставной поверхности наибольшую нагрузку, которую выдерживала система «имплантат — кость», соответствующую перемещению 3 мм, показали модели, основанные на методике напряжённого субхондрального армирования П-образными спицами (B-III) и МНФУ (B-IV). Меньшие значения были получены на моделях, работающих на принципе остеосинтеза

с опорой на блокируемые винты (A-II). Вариант с фиксацией осколков суставной поверхности на костный трансплантат модели A-I выявил малые прочностные характеристики таких конструкций. Следует также отметить, что при отсутствии прижатия спиц к кости пластиной субхондральное армирование не является напряжённым и функционирует, как армирование ненапряжёнными спицами.

Таким образом, напряжение армирующих спиц и их объединение с накостной пластиной увеличивает фиксирующие свойства системы «имплантат — кость» и повышает выдерживаемую нагрузку образцов, что препятствует вторичному смещению перелома под действием вертикальной нагрузки.

ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

Вклад авторов. Купитман М.Е. — концепция и дизайн исследования, изготовление моделей эксперимента, анализ полученных данных, написание текста; Игнатов А.В. — концепция и дизайн исследования, сбор и обработка материалов, анализ полученных данных, написание текста; Агманский И.А. — концепция исследования, изготовление моделей эксперимента, анализ полученных данных, написание текста. Все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией.

Этическая экспертиза. Проведение исследования одобрено этическим комитетом ФГБОУ ВО «Южно-Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России, г. Челябинск, № 1 от 06.01.2019 и № 2 от 15.02.2023 г.

Источники финансирования. Отсутствуют.

Раскрытие интересов. Авторы заявляют об отсутствии отношений, деятельности и интересов (личных, профессиональных или финансовых), связанных с третьими лицами (коммерческими, некоммерческими,

частными), интересы которых могут быть затронуты содержанием статьи, а также иных отношений, деятельности и интересов за последние три года, о которых необходимо сообщить.

Оригинальность. В статье использованы авторские методики (патенты RU2555108C2 и RU2605497C2). Использована приоритетная заявка «Способ субхондрального напряжённого армирования», регистрационный номер 2024115528.

Генеративный искусственный интеллект. При создании настоящей статьи технологии генеративного искусственного интеллекта не использовали.

Рассмотрение и рецензирование. Настоящая работа подана в журнал в инициативном порядке и рассмотрена по обычной процедуре. В рецензировании участвовали два внешних рецензента, член редакционной коллегии и научный редактор издания.

ADDITIONAL INFORMATION

Author contributions: M.E. Kupitman: conceptualization, methodology, investigation, formal analysis, writing—original draft; A.V. Ignatova: conceptualization, data curation, formal analysis, writing—original draft; I.A. Atmansky: conceptualization, methodology, formal analysis, writing—original draft. All the authors made substantial contributions to the

conceptualization, investigation, and manuscript preparation, and reviewed and approved the final version prior to publication.

Ethics approval: The study was approved by the Ethics Committee of the South Ural State Medical University, Ministry of Health of the Russian Federation, Chelyabinsk, Approval No. 1 dated January 6, 2019, and No. 2 dated February 15, 2023.

Funding sources: No funding.

Disclosure of interests: The authors have no relationships, activities, or interests (personal, professional, or financial) for the last three years related to for-profit or not-for-profit third parties whose interests may be affected by the content of the article, as well as no other relationships, activities, or interests in the past three years to disclose.

Statement of originality: Original methods developed by the authors (patents RU2555108C2 and RU2605497C2) were used in this article. The priority application Method for Subchondral Tensioned Reinforcement, Registration No. 2024115528 was also used.

Generative AI: No generative artificial intelligence technologies were used to prepare this article.

Provenance and peer-review: This paper was submitted unsolicited and reviewed following the standard procedure. The peer review process involved two external reviewers, a member of the editorial board, and the in-house scientific editor.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ | REFERENCES

1. Gilev MV, Volokitina EA, Antoniadu YV, Chernitsyn DN. Management of partial- and intraarticular fractures of proximal tibia's segment. *Ural Medical Journal*. 2012;98(6):121–126. EDN: PFJLYF
2. Voronkevich IA. Urgent osteosynthesis of tibial condylar fractures using plates of domestic production. *Traumatology and Orthopedics of Russia*. 2010;17(1):87–91. EDN: OIKABL
3. Lee AK, Cooper SA, Collinge C. Bicondylar Tibial Plateau Fractures: A Critical Analysis Review. *JBJS Reviews*. 2018;6(2):e4. doi: 10.2106/jbjs.rvw.17.00050
4. Voronkevich IA. New Methods of Bone Plastic Surgery in Osteosynthesis of Tibial Condyle Fractures. *Traumatology and Orthopedics of Russia*. 2008;(4):78–84. (In Russ.) EDN: KWLKRJ
5. van de Pol GJ, Iselin LD, Callary SA, et al. Impaction bone grafting has potential as an adjunct to the surgical stabilisation of osteoporotic tibial plateau fractures: Early results of a case series. *Injury*. 2015;46(6):1089–1096. doi: 10.1016/j.injury.2015.02.019
6. Kupitman ME, Atmansky IA. Criteria for choosing between pre-stressed reinforcement of articular bone surfaces using standard and modular bone fixators in clinical practice. In: *Collection of abstracts of the International Conference "Trauma 2018: Multidisciplinary Approach"*; November 02–03, 2018; Moscow. Moscow: Publishing and Polygraphic Center "Nauchnaya Kniga"; 2018. P. 162–163. (In Russ.) EDN: YULLPV
7. Pires RES, Giordano V, Wajnsztein A, et al. Complications and outcomes of the transfibular approach for posterolateral fractures of the tibial plateau. *Injury*. 2016;47(10):2320–2325. doi: 10.1016/j.injury.2016.07.010
8. Patent RUS № 2555108/ 10.07.15. Byul. № 19. Kupitman ME, Atmanskij IA. *Method for subchondral strained reinforcement*. Available from: https://yandex.ru/patents/doc/RU2555108C2_20150710 (In Russ.) EDN: UXZMSS
9. Patent RUS № 2605497/ 20.12.16. Byul. № 35. Kupitman ME, Atmanskij IA. External holding system. Available from: <https://patents.google.com/patent/RU2605497C2/ru> (In Russ.) EDN: AQGJDC
10. Kupitman ME, Kurguzov SA, Atmanskij IA, Rusanov VA. Theoretical and practical validation for reinforcing fractures of bones articular surfaces with prestressed constructions. *Modern Problems of Science and Education*. 2014;(3). Available from: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=13327>. Accessed: July 9, 2025. (In Russ.) EDN: SYZQTH
11. Malyshev EE, Thormodsson HS, Korolyov SB, et al. Osteochondral Autoplasty of the Extensive Post-Traumatic Defect of the Proximal Tibia. *Modern Technologies in Medicine*. 2014;6(2):142–147. EDN: SFPTZR
12. Korobeinikov AA, Pervuninskaya JuE, Popkov DA. Results of stand biomechanical studies of angular stability of the flexible intramedullary nailing. *Advances in Current Natural Sciences*. 2015;(1 Pt 8):1273–1277. EDN: UHXTCX
13. Zeng Z-M, Luo C-F, Putnis S, Zeng B-F. Biomechanical analysis of posteromedial tibial plateau split fracture fixation. *The Knee*. 2011;18(1):51–54. doi: 10.1016/j.knee.2010.01.006
14. Ren W, Zhang W, Jiang S, et al. The Study of Biomechanics and Clinical Anatomy on a Novel Plate Designed for Posterolateral Tibial Plateau Fractures via Anterolateral Approach. *Front Bioeng Biotechnol*. 2022;10:818610. [cited 2024 Sept 17]. Available from: <https://www.frontiersin.org/journals/bioengineering-and-biotechnology/articles/10.3389/fbioe.2022.818610/full> doi: 10.3389/fbioe.2022.818610
15. Zagorodnii NV, Ivashkin AN, Panin MA, et al. Management of surgical treatment of proximal ulna comminuted fractures. Biomechanical study. *Modern Science: actual problems of theory and practice*. 2017;(2):60–64. EDN: YIZUNJ
16. Minasov TB, Scriabin VL, Sotin AV, et al. The mechanical properties of the system bone–implant systems. *Russian Journal of Biomechanics*. 2020;24(3):364–369. doi: 10.15593/RZhBiomeh/2020.3.08 EDN: VSGFBI
17. Ali AM, Saleh M, Bolongaro S, Yang L. Experimental model of tibial plateau fracture for biomechanical testing. *J Biomech*. 2006;39(7):1355–1360. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.03.022
18. Shayko-Shaykovsky AG, Dudko AG, Bilyk GA, et al. Methodology for Modeling and Experimental Research of the Stress-Strain State of Femoral Bone Samples. In: *Proceedings of the International Symposium "Reliability and Quality"*; May 22–31, 2017; Penza. Penza: Penza State University; 2017. Vol. 1. P. 96–98. (In Russ.) EDN: ZDQGQP
19. Rebrov VN, Gavryushenko NS, Malygina MA, Plotnikov SYu. Study of strength characteristic of distal radius metaepiphysis and systems "bone-fixative". *N.N. Priorov Journal of Traumatology and Orthopedics*. 2008;(2):57–60. EDN: JTGBGX

ОБ АВТОРАХ

*** Купитман Михаил Ефимович**, канд. мед. наук;
адрес: Россия, 454092, Челябинск, ул. Воровского, 64;
телефон: 8 (982) 325-28-16;
ORCID: 0009-0009-6837-466X;
eLibrary SPIN: 8805-7130;
e-mail: mihkup74@gmail.com

Атманский Игорь Александрович, д-р мед. наук, профессор;
ORCID: 0000-0001-9931-6897;
eLibrary SPIN: 4789-9762;
e-mail: atmanskiy@gmail.com

Игнатова Анастасия Валерьевна, канд. тех. наук;
ORCID: 0000-0002-7350-2138;
eLibrary SPIN: 3034-3635;
e-mail: ignatovaav@susu.ru

AUTHORS' INFO

*** Mikhail E. Kupitman**, MD, Cand. Sci. (Medicine);
address: 64 Vorovskogo st, Chelyabinsk, Russia, 454092;
Phone: 8 (982) 325-28-16;
ORCID: 0009-0009-6837-466X;
eLibrary SPIN: 8805-7130;
e-mail: mihkup74@gmail.com

Igor A. Atmansky, MD, Dr. Sci. (Medicine), Professor;
ORCID: 0000-0001-9931-6897;
eLibrary SPIN: 4789-9762;
e-mail: atmanskiy@gmail.com

Anastasia V. Ignatova, Cand. Sci. (Engineering);
ORCID: 0000-0002-7350-2138;
eLibrary SPIN: 3034-3635;
e-mail: ignatovaav@susu.ru

* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author