

Механическое обоснование нового способа реконструкции заднелатерального отдела плато большеберцовой кости

Р.С. Ягфаров¹, И.А. Воронкевич¹, О.Г. Зотов²,
Н.А. Голубков², Д.В. Стафеев¹, А.И. Авдеев¹

¹Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена, Санкт-Петербург

²Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого

Mechanical justification of a new method of reconstruction of the posterolateral tibial plateau

R. Yagfarov¹, I. Voronkevich¹, O. Zotov²,
N. Golubkov², D. Stafeev¹, A. Avdeev¹

¹Vreden National Medical Research Center of Traumatology and Orthopedics, St. Petersburg

²Peter the Great St. Petersburg Polytechnical University

© Коллектив авторов, 2026 г.

Резюме

Введение. Некорректное восстановление суставной поверхности плато большеберцовой кости и оси конечности приводит к нарушению суставных соотношений и угловым деформациям в 19–26% случаев. Существует большое количество способов лечения деформаций и импрессионных переломов заднелатерального отдела мыщелка большеберцовой кости (PLF), однако единого мнения об оптимальной хирургической стратегии лечения нет. **Цель работы:** оценить в механическом испытании на пластиковых моделях осевую жесткость и прочность большеберцовой кости при использовании оригинальной и двух современных методик лечения повреждений заднелатерального отдела ее мыщелка. **Материалы и методы исследования.** В механическом эксперименте на универсальной испытательной машине Zwick/Roell Z100 выполнено одноосное статическое сжатие заднелатерального отдела мыщелка пластиковой модели большеберцовой кости после корригирующей остеотомии с имитацией

костной пластики и фиксации тремя способами, до достижения деформации PLF 5 мм или повреждения (разрушения) конструкции. По каждой модели проведено 4 экспериментальных тестирования. Оценены показатели осевой жесткости и прочности моделей с применением описательных и сравнительных методов статистики (данные представлены в формате Me [min; max]). **Результаты.** По итогам механического исследования самые высокие показатели осевой жесткости и прочности оказались у оригинального способа — 1562 Н [1812 Н; 1406 Н] при средней деформации в 10,16 мм, не уступая методике применения волярной пластины 1182 Н [1285 Н; 1091 Н] при средней деформации в 10,56 мм и несколько превышая результаты тестирования латеральной мыщелковой пластины (1155 Н [1366 Н; 893 Н]) при средней деформации 9,12 мм. **Заключение.** В механическом исследовании показана сопоставимость осевой жесткости и прочности оригинального способа лечения PLF большеберцовой кости без использования традиционных пластин

с фиксацией волярной пластиной для лучевой кости, при лучших показателях, чем при применении латеральной мыщелковой пластины.

Ключевые слова: плато большеберцовой кости, заднелатеральный отдел, деформация, импрессионный перелом, механическое исследование

Summary

Introduction. Incorrect restoration of the articular surface of the tibial plateau and the limb axis leads to disruption of joint relationships and angular deformities in 19–26% of cases. Currently, numerous treatment options exist for deformities and impression fractures of the posterolateral tibial condyle (PLF), but there is no consensus on the optimal surgical strategy for treating the posterolateral tibial condyle. **Objective:** to evaluate and compare our proposed technique with two modern fixation methods in a mechanical test on plastic models: a lateral condylar plate and a volar palmar plate for distal radius metaphysis. **Materials and Methods.** The mechanical experiment was conducted at the Peter the Great St. Petersburg Polytechnical University using a Zwick/Roell Z100 universal testing machine. Uniaxial static

compression of the posterolateral condyle of a plastic tibial model was performed after corrective osteotomy with simulated bone grafting and fixation using three methods, until a PLF deformation of 5 mm or damage (destruction) of the structure was achieved. Descriptive and comparative statistical methods were applied to the data obtained. **Results.** The mechanical study revealed that the original method yielded the highest strength values, with an average value of 1562 N (max — 1812 N; min — 1406 N) at an average deformation of 10.16 mm. This was comparable to the previous method. The volar plate yielded an average strength of 1182 N (max — 1285 N; min — 1091 N) at an average deformation of 10.56 mm, while the lateral condylar plate yielded slightly lower average values, at 1155 N (max — 1366 N; min — 893 N) at an average deformation of 9.12 mm. **Conclusion.** A mechanical study showed that the axial stiffness of the original tibial plateau fracture treatment, without the use of traditional plates, was comparable to that of volar plate fixation for the radius and superior to that of a lateral condylar plate.

Keywords: tibial plateau, posterolateral compartment, deformity, impression fracture, mechanical study

Введение

В настоящее время для лечения пациентов с посттравматическими деформациями заднелатерального отдела большеберцовой кости используют переднелатеральные и задние доступы [1–4]. Из переднелатеральных довольно легко выполнить остеосинтез проксимальной латеральной большеберцовой пластиной, но весьма затруднены визуальный контроль качества репозиции и фиксация заднелатерального фрагмента, если он не превышает трети площади мыщелка [5–7]. Из заднего доступа при использовании пластины для дистального отдела лучевой кости получается биомеханически рациональная фиксация за счет оптимального расположения поддерживающей части пластины и возможности введения достаточного количества винтов в импрессионный фрагмент. Однако визуальный контроль суставной поверхности очень ограничен, что требует дополнять контроль репозиции рентгеновскими снимками, которые часто дают ошибку [8–10]. Из этого доступа затруднительно использование костной пластики с использованием массивного несущего трансплантата. В результате применения этой методики восстановление суставной поверхности плато большеберцовой кости и оси конечности наблюдаются остаточные деформации суставных поверхностей и угловые деформации в 19–26% случаев [11]. Часть таких деформаций возникает вследствие

ошибок при репозиции, а часть — вследствие вторичных смещений, обусловленных недостаточной прочностью фиксации и неполным пластическим замещением костного дефекта. На сегодняшний день мнения об оптимальной хирургической технике лечения заднелатерального отдела большеберцовой кости противоречивы, но существует единство мнений о том, что без использования пластин стабильно-функциональная фиксация заднелатерального отдела наружного мыщелка большеберцовой кости — неосуществима [9, 11–14].

В НИИЦ ТО им. Р.Р. Вредена разработана методика оперативного лечения импрессионных переломов и посттравматических деформаций заднелатерального отдела наружного мыщелка большеберцовой кости с использованием заднелатерального доступа с субхондральной остеотомией, отсечением межберцового сустава от наружного мыщелка, который дает полноценный визуальный контроль операции и возможную фиксацию с костной пластикой, в которой трансплантат выступает в качестве основного несущего элемента, а малоберцовая кость выступает в роли идеально конгруэнтной поддерживающей пластины, которую фиксируют на место двумя винтами, вводимыми через головку малоберцовой кости в наружный мыщелок. Операция позволяет преодолеть недостатки основных конкурирующих методик. Однако отсутствие фиксации пластиной противоречит устоявшемуся в профессио-

нальной среде мнению о неэффективности фиксации отломков без применения пластин [15, 16].

Это обусловило актуальность настоящего исследования, основанного на сравнительном испытании устойчивости фиксации к послеоперационным нагрузкам, направленным на возникновение вторичного смещения при функциональном лечении. Рабочей гипотезой является предположение, что использование новой методики обеспечивает фиксацию, которая по прочности не уступает остеосинтезу с использованием как переднелатеральной тibiальной, так и задней фиксации лучевой пластиной. Если устойчивость к нагрузкам при этой методике окажется на уровне фиксации пластинами, то два явных преимущества (полноценный визуальный контроль точности репозиции и корректность костной пластики) будут дополнены третьим — возможностью обходиться без пластин, что обеспечит экономию средств и повысит технологичность вмешательства.

Цель работы

Оценить в механическом испытании на пластиковых моделях осевую жесткость и прочность большеберцовой кости при использовании оригинальной и двух современных методик лечения повреждений заднелатерального отдела ее мыщелка.

Материалы и методы исследования

Механический эксперимент проводился на базе Санкт-Петербургского политехнического универси-



Рис. 1. Универсальная испытательная машина Zwick/Roell Z100 (Zwick GmbH & Co. KG, Германия)

тета имени Петра Великого на универсальной испытательной машине Zwick/Roell Z100 (Zwick GmbH & Co. KG, Германия), которая оснащена датчиками измерения усилия и продольной деформации (рис. 1). Выполнено одноосное статическое сжатие (скорость перемещения траверсы — 2 мм/мин) заднелатерального отдела мыщелка большеберцовой кости, фиксированного разными способами, до достижения деформации PLF 5 мм или повреждения (разрушения) конструкции. Величина деформации также контролировалась датчиком часового типа, установленным на макет. В исследовании использовали 12 полипропиленовых пластиковых костей (макет кости ООО «НПК Персей») с прочностными характеристиками, схожими с натуральной человеческой костью, без характерной для биологической ткани эластичности.

Статистический анализ

Полученные исходные данные были внесены в таблицы с использованием компьютерной программы Microsoft Excel (Microsoft, США), что позволило редактировать и обрабатывать данные. Для статистической обработки данных применялась программа Jamovi (версия 2.6.24.0) и SPSS Statistics v.27.0.1 (IBM, США). При описании количественных переменных использовались следующие описательные статистики: среднее значение, стандартное отклонение, медиана, минимальное и максимальное значения. В связи с малым количеством наблюдений (по четыре модели для каждого из вариантов фиксации) межквартильный размах не рассчитывался, также при анализе полученных данных применялись методы непараметрической статистики. Сравнительный анализ проводился с использованием критерия Краскела–Уоллиса. Апостериорные сравнения выполнялись с помощью теста Данна с поправкой Бенджамини–Хохберга для множественных сравнений к уровню статистической значимости. Критический уровень статистической значимости был выбран $\alpha=0,05$, то есть при $p<0,05$ нулевая гипотеза отклонялась.

Техника выполнения механического эксперимента

Экспериментальное испытание. В ходе механического эксперимента проводились сравнительные испытания на статическое одноосное сжатие на пластиковых (полипропиленовых) макетах большеберцовой кости. Применяемые макеты отличались идентичными структурными (плотность, пористость) свойствами для определения прочности и жесткости трех способов фиксации после устранения импрессионной деформации заднелатерального отдела плато большеберцовой кости (рис. 2).

Образцы фиксации для проведения испытаний. Материалом для биомеханического эксперимента

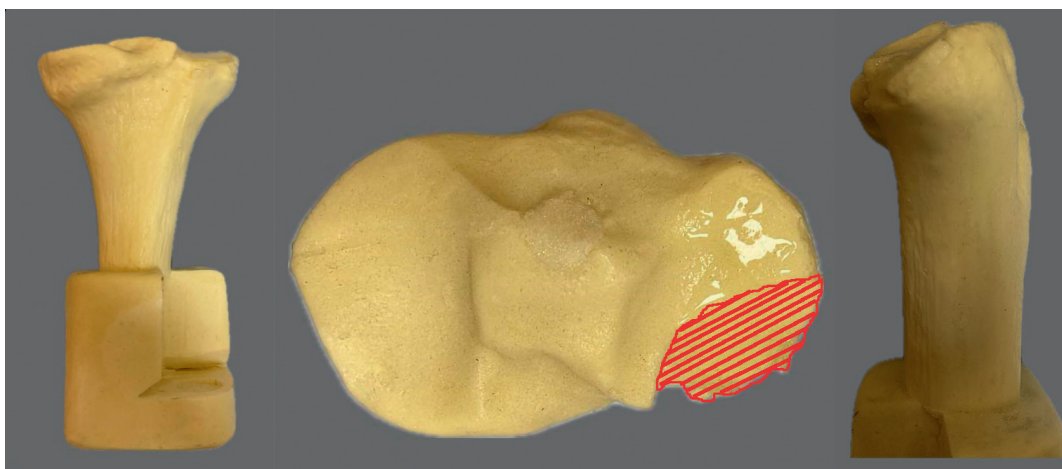


Рис. 2. Макет большеберцовой кости (ООО «НПК Персей»): вид сзади, сверху, сбоку



Рис. 3. Медиатор из клапана внутреннего сгорания с зубчатой площадкой диаметром 1 см²

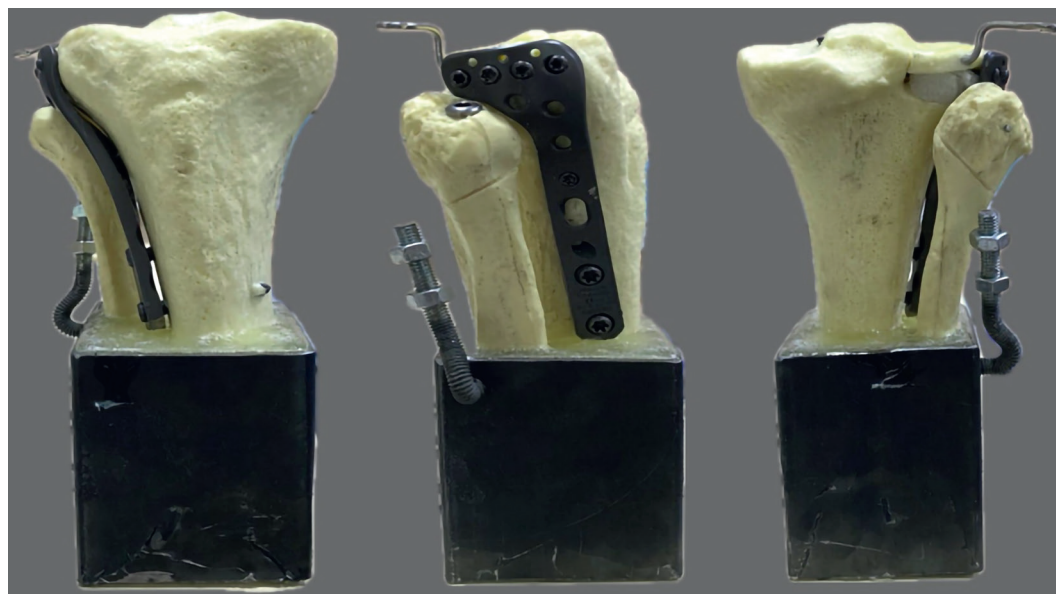


Рис. 4. Фиксации заднелатерального отдела плато большеберцовой кости с использованием проксимальной латеральной мыщелковой пластины (PLTP — 3.5 mm proximal tibia locking compression plate), вид спереди, сбоку, сзади

послужили 12 образцов (полипропиленовые пластиковые кости ООО «НПК Персей»). Модели, имитирующие заднелатеральные импрессионные деформации плато большеберцовой кости, были созданы для механических испытаний на основе морфологических данных человеческой кости. На модели деформированного плато большеберцовой кости под участком вдавливания с помощью тонкой пилы выполняли остеотомию (неполное отсечение деформированного участка до уровня имитации хряща), устраняли деформацию до получения ровной суставной поверхности и фиксировали поднятый отломок одним из трех вариантов фиксации.

Для фиксации в захватах испытательной машины основание каждого образца погружали в стальную трубу квадратного поперечного сечения размерами 60×60 мм и заливали эпоксидной смолой, формируя эпоксидный параллелепипед со стальными стенками по периферии, в центре которого размещался вклеенный образец из пластиковой кости.

Для локализации сжимающего усилия использовали медиатор из клапана двигателя внутреннего сгорания, конец которого сформирован в виде остроконечной площадки с зубчатой шайбой площадью 1 см² (рис. 3). Плоское основание клапана опиралось на плиту подвижной траверсы испытательной машины,

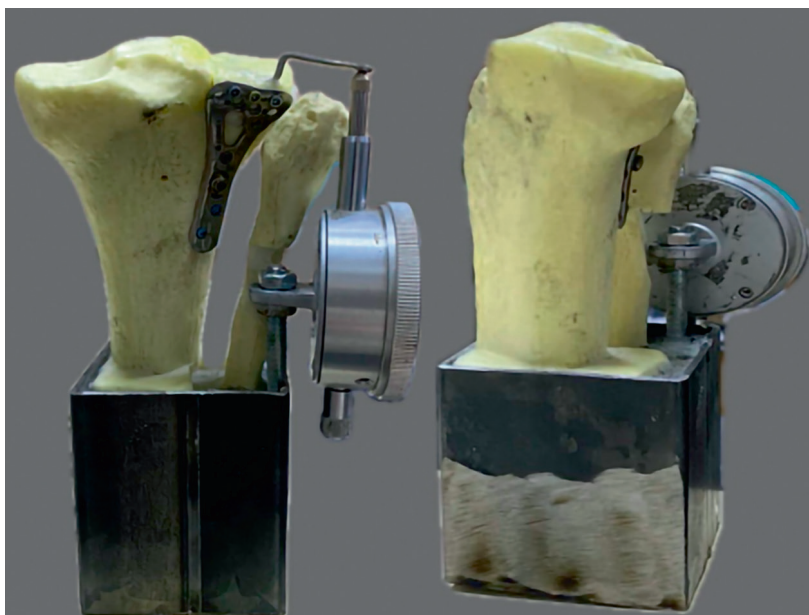


Рис. 5. Фиксация при помощи волярной пластины для дистального метаэпифиза лучевой кости (DRLP — 2.7 mm distal radius locking plate), вид сзади и сбоку

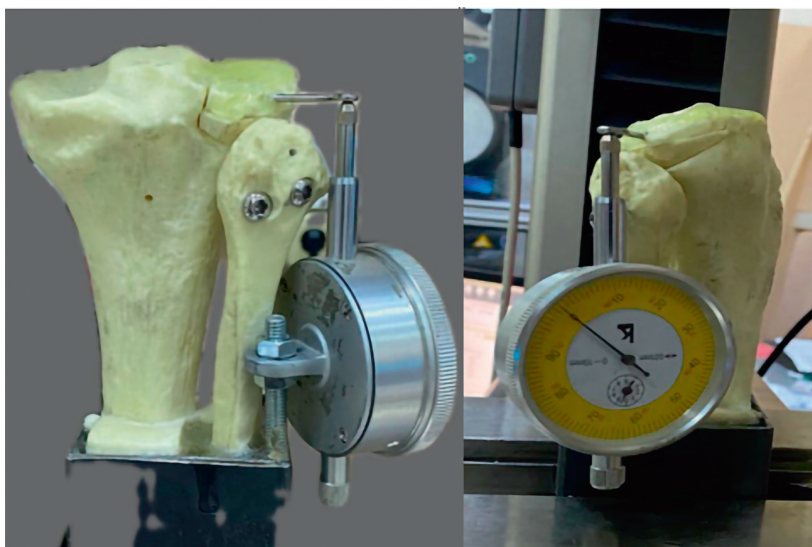


Рис. 6. Фиксация новым оригинальным способом, без использования пластин, вид сзади и сбоку

а шайбу размещали на заднем краю поднятого фрагмента, фиксированного одним из трех сравниваемых способов, а верхушку остроконечного шипа устанавливали в фрагмент на 3 мм для предотвращения соскальзывания шайбы.

Для фиксации отломков после устранения импрессионной деформации все модели были фиксированы тремя способами, сформировав экспериментальные группы по четыре образца в каждой. В первую группу включили модели с использованием фиксации проксимальной латеральной тибальной пластиной (PLT — 3.5 mm proximal tibia locking compression plate), которая осуществлялась с краевой резекцией головки малоберцовой кости (рис. 4). Во второй подгруппе фиксация осуществлялась при помощи волярной пластины для дистального отдела лучевой кости (DRLP — 2.7 mm distal radius locking plate) (рис. 5). В первых двух группах заполнение образовавшейся дефектной полости осуществляли имитацией костнопластического вещества без несущих свойств, аналога костной стружки или синтетического порошкового костезамещающего материала, так как при хирургических доступах, обеспечивающих репозицию и имплантацию пластины использование несущего трансплантата технически неосуществимо. Именно поэтому хирурги вынуждены заполнять межкостный промежуток порошковыми материалами или фрагментированными трансплантатами, а не монолитным целым фрагментом. В третьей подгруппе применялась фиксация новым способом, без использования пластин, в которой укладывание трапециевидного несущего ауто трансплантата оказывается не только осуществимым, но также технологичным и удобным. Именно поэтому основное сопротивление вторичному смещению оказывал имитатор несущего трансплантата с механическими свойствами, приближенными к свойствам фрагмента крыла подвздошной кости, используемого при этой методике (рис. 6).

Результаты

В механическом эксперименте использовались современные способы фиксации заднелатерального отдела плато большеберцовой кости, которые разделили на три группы (по 4 экземпляра в каждой): фиксация проксимальной латеральной тибальной пластиной (PLTP — 3.5 mm proximal tibial locking compression plate), фиксация волярной пластиной для дистального метаэпифиза лучевой кости (DRLP — 2.7 mm distal radius locking plate) и фиксация предложенным способом, без использования пластин. Результаты эксперимента представлены на рис. 7 в формате диаграмм с иллюстрацией отношения усилия (Н) к деформации (мм).

На рис. 7, а представлены показатели прочности фиксации фрагментов заднелатерального отдела плато большеберцовой кости в первой группе пациентов.

Средний показатель усилия, необходимого для полного разрушения пластикового макета большеберцовой кости с вариантом фиксации заднелатерального фрагмента проксимальной латеральной тибальной пластиной, составил 1155 Н (max — 1366 Н; min — 893 Н) при средней деформации 9,12 мм (max — 11,46 мм; min — 7,12 мм). В то же время средний показатель усилия, необходимого для достижения деформации в 5 мм пластикового макета большеберцовой кости с вариантом фиксации заднелатерального фрагмента проксимальной латеральной тибальной пластиной, составил 797 Н (max — 986 Н; min — 585 Н). Средний показатель жесткости на упругом участке деформации составил 197,18 Н/мм (max — 271,10 Н/мм; min — 117,70 Н/мм). Данная фиксация рассматривается в качестве стандартного варианта остеосинтеза в ходе импрессии заднелатерального отдела (табл. 1, 2).

В ходе анализа литературного материала отмечено довольно популярное использование волярных

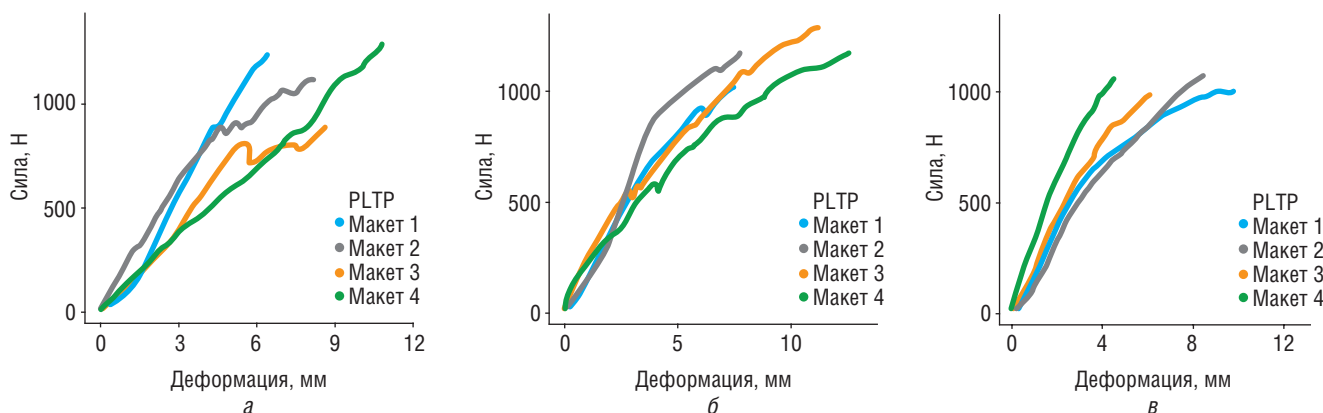


Рис. 7. Кривая сопротивления деформации заднелатерального фрагмента плато большеберцовой кости: а — фиксация проксимальной латеральной тибальной пластиной (группа 1); б — фиксация волярной пластиной для дистального метаэпифиза лучевой кости (группа 2); в — фиксация новой оригинальной методикой, без использования пластин (группа 3)

Таблица 1

Результаты исследования до полного разрушения макетов

| Группа | Показатель статистики | F, Н | L, мм | E, Н/мм |
|---|------------------------|--------|-------|---------|
| Проксимальная латеральная тибальная пластина (PLTP) | Среднее | 1155 | 9,12 | 197,18 |
| | Медиана | 1181 | 8,95 | 199,95 |
| | Стандартное отклонение | 203 | 1,80 | 62,87 |
| | Максимум (max) | 1366 | 11,46 | 271,10 |
| | Минимум (min) | 893 | 7,12 | 117,70 |
| Волярная пластина (DRLP) | Среднее | 1182 | 10,56 | 181,18 |
| | Медиана | 1176 | 10,44 | 151,80 |
| | Стандартное отклонение | 80 | 2,22 | 87,52 |
| | Максимум (max) | 1285 | 13,26 | 306,60 |
| | Минимум (min) | 1091 | 8,09 | 114,50 |
| Новый способ (New) | Среднее | 1562 | 10,16 | 340,50 |
| | Медиана | 1515 | 9,68 | 330,10 |
| | Стандартное отклонение | 185 | 1,68 | 35,08 |
| | Максимум (max) | 1812 | 12,48 | 388,30 |
| | Минимум (min) | 1406 | 8,80 | 313,50 |
| Значение p | Общее | 0,025 | 0,584 | 0,023 |
| | PLTP — New | 0,0285 | NC | 0,0465 |
| | DRLP — New | 0,0285 | NC | 0,033 |
| | PLTP — DRLP | 1,000 | NC | 0,695 |

Примечание: F, Н — сила; L, мм — деформация; E, Н/мм — жесткость; NC — значение p не рассчитывалось, так как по критерию Краскела–Уоллиса между группами не было обнаружено статистически значимых различий.

пластин для фиксации заднелатерального отдела плато большеберцовой кости.

Несостоятельность фиксации в эксперименте при выборе волярной пластины для дистального метаэпифиза лучевой кости (рис. 7, б) наблюдалась при среднем усилии равном 1182 Н (max — 1285 Н; min — 1091 Н), при средней деформации 10,56 мм (max — 13,26 мм; min — 8,09 мм), а для достижения деформации в 5 мм потребовалось среднее усилие равное 814 Н (max — 975 Н; min — 697 Н). Средний показатель жесткости на упругом участке деформации составил 181,18 Н/мм (max — 306,60 Н/мм; min — 114,50 Н/мм). В испытании данного варианта фиксации отмечается большее усилие, потребовавшееся для разрушения пластиковой модели по сравнению с первой группой (см. табл. 1, 2). Следующим вариантом остеосинтеза, проверенным на прочность крепления, была новая оригинальная методика, без использования традиционных пластин (рис. 7, в).

Таблица 2

Результаты исследования до достижения деформации в 5 мм

| Группа | Показатель статистики | F, Н |
|---|------------------------|--------|
| Проксимальная латеральная тибальная пластина (PLTP) | Среднее | 797 |
| | Медиана | 809 |
| | Стандартное отклонение | 171 |
| | Максимум (max) | 986 |
| | Минимум (min) | 585 |
| Волярная пластина (DRLP) | Среднее | 814 |
| | Медиана | 791 |
| | Стандартное отклонение | 117 |
| | Максимум (max) | 975 |
| Новый способ (New) | Среднее | 1237 |
| | Медиана | 1158 |
| | Стандартное отклонение | 247 |
| | Максимум (max) | 1587 |
| Значение p | Общее | 0,025 |
| | PLTP — New | 0,0285 |
| | DRLP — New | 0,0285 |
| | PLTP — DRLP | 1,000 |

Примечание. F, Н — сила.

Усилие, необходимое для разрушения пластиковой модели с фиксацией заднелатерального фрагмента плато большеберцовой кости нашим способом без пластин, в среднем равнялось 1562 Н (max — 1812 Н; min — 1406 Н), при средней деформации 10,16 мм (max — 12,48 мм; min — 8,80 мм), а для достижения деформации в 5 мм потребовалось среднее усилие равное 1237 Н (max — 1587 Н; min — 1045 Н). Средний показатель жесткости на упругом участке деформации составил 340,50 Н/мм (max — 388,30 Н/мм; min — 313,50 Н/мм). Этот вариант фиксации показал наилучшие результаты. По данным исследования, предложенный способ оказался наиболее жестким в зоне упругости, при одинаковой упругой нагрузке наша методика показала наименьшие деформации. Нельзя не отметить характер разрушения модели пластиковой кости данной группы в сравнении с остальными средствами фиксации, рассмотренными в данной группе эксперимента (см. табл. 1, 2).

При сравнительном анализе обнаружены статистически значимые различия между моделями фиксации по предельной нагрузке (критерий Краскела–Уоллиса $H=7,385$; $p=0,025$). Апостериорные сравнения показали, что новый способ фиксации характеризуется

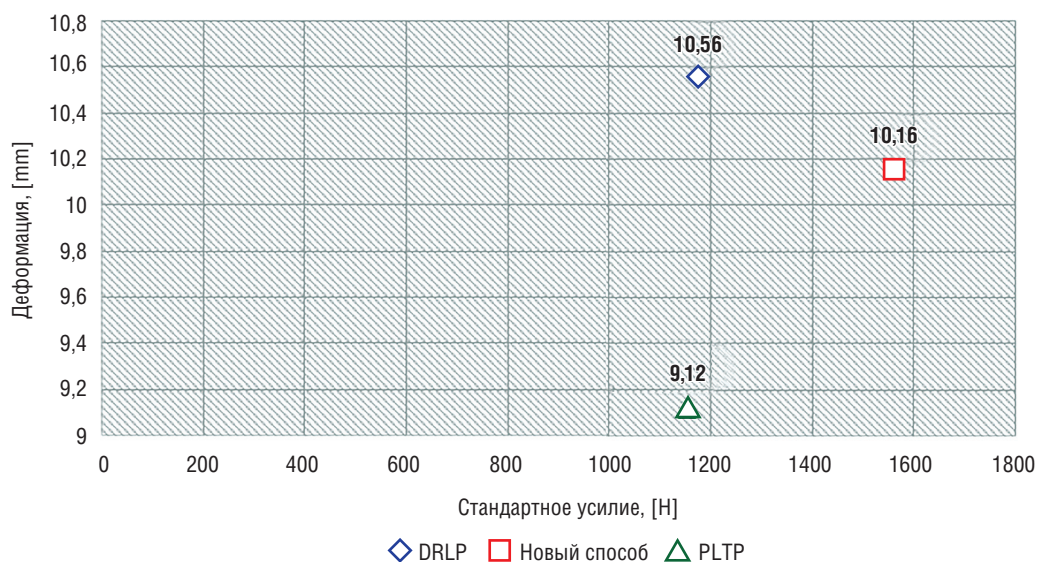


Рис. 8. Сравнение средней прочности заднелатерального отдела плато большеберцовой кости в зависимости от способа фиксации

статистически значимо более высоким пределом нагрузки по сравнению с двумя другими моделями ($p=0,0285$ для обоих сравнений).

Максимальная деформация статистически значимо не различалась между моделями ($p=0,584$).

Также отмечались статистически значимые различия между моделями фиксации по жесткости (критерий Краскела–Уоллиса $H=7,538$; $p=0,025$). Апостериорные сравнения показали, что новый способ фиксации характеризуется статистически значимо более высокой жесткостью по сравнению с двумя другими моделями ($p=0,0465$ для пары PLTP — Новая методика и $p=0,033$ для пары DRLP — Новая методика).

При последующей интерпретации результатов эксперимента мы учитывали количественные величины прочности и жесткости фиксации отломков в зависимости от выбора того или иного варианта фиксации: устройства и способа (рис. 8).

Обсуждение

Лечение импрессионных переломов и посттравматических деформаций заднелатерального отдела большеберцовой кости создает непростую задачу для хирурга [17–20]. Среди доступов для вмешательств на этой локализации выделяют: задний, заднелатеральный [21, 22], переднелатеральный и его модификации [23], переднелатеральный супрафибулярный и расширенный латеральный доступ [24, 25]. Сложности лечения данных переломов вынуждают хирургов искать новые возможности, совершенствовать не только доступы, но и способы внутренней фиксации заднелатерального отдела большеберцовой кости, но несмотря на обилие доступов и способов фиксации единый

подход до сих пор выработать не удалось. Одной из последних разработок, являющихся альтернативой известным, является способ «задняя открытая книга» [15], в котором фиксацию осуществляли без наkostной пластины. Предложенная методика легла в основу настоящего исследования, в котором предпринята попытка оценки его клинической эффективности и стабильности фиксации импрессионного отломка после его репозиции.

Необходимость перехода к использованию задних и заднелатеральных доступов обосновывают тем, что они не только улучшают прямой визуальный контроль заднелатерального фрагмента мыщелка большеберцовой кости, но и позволяют выполнить корригирующую остеотомию, устранить импрессию и фиксировать фрагмент пластиной, вводя винты сзади, со стороны пластины так, как это предусмотрено технологией наkostного остеосинтеза [26–29]. Однако сложность выполнения данных доступов связана с риском повреждения рядом расположенными подколенным сосудисто-нервным пучком и структурами заднелатерального угла [8, 11, 30]. В последнее время для улучшения визуализации данной области доступы дополнили остеотомиями, при которых отсекают шейку малоберцовой кости, ее головку или латеральный надмыщелок бедренной кости [31]. Однако остеотомия на том или ином уровне может снизить латеральную стабильность коленного сустава, увеличить риск повреждения общего малоберцового нерва, могут создать и послеоперационный дискомфорт, и в ряде случаев могут закончиться формированием ложного сустава на уровне остеотомии [32].

Модифицированный переднелатеральный доступ (впервые предложенный J.W. Cho [11]) также может

обеспечить безопасную и адекватную визуализацию заднелатерального фрагмента мыщелка большеберцовой кости, как самостоятельно, так и в сочетании с заднемедиальным доступом для остеосинтеза медиальной колонны. Этот способ позволил репонировать и фиксировать переломы большеберцовой кости в заднелатеральных отделах с помощью инновационной ободковой пластины. Однако если продольный размер заднелатерального импрессионного фрагмента менее половины наружного мыщелка, то увидеть его с помощью этого доступа не удастся.

Предложенная методика, «задняя открытая книга» [15], изучению которой посвящено данное исследование, выполняется через заднелатеральный доступ, аналогичный трансфибулярному, но, в отличие от него [17, 18], остеотомию выполняют на субхондральном уровне большеберцовой кости под малоберцовой суставной поверхностью, а отсеченный такой остеотомией межберцовый сустав вместе со связочным аппаратом отводят кзади ретрактором, открывая достаточно широкое пространство для манипуляций, визуальный контроль удается улучшить после разведения мыщелков бедренной и большеберцовой кости специальным ретрактором [16]. После остеотомии и репозиции импрессионного фрагмента треугольно-трапезиевидный ауто трансплантат из гребня подвздошной кости не только восполняет костный дефект, но и выполняет функции фиксатора. Плюсом данного модифицированного доступа является остеотомия по проксимальному межберцовому суставу с захватом костно-хрящевого фрагмента заднелатерального отдела мыщелка большеберцовой кости, что позволяет избежать остеотомии головки малоберцовой кости и обеспечить хорошую визуализацию деформации или импрессионного фрагмента. Помимо хирургического доступа, выполняемого при данной патологии, еще одним важным аспектом стал выбор хирургом средств для внутренней фиксации [33]. В последнее время среди авторов наиболее активные споры велись вокруг задней опорной пластины, латеральной фиксирующей пластины и охватывающей (или ободковой) пластины [22, 25–27]. Исследования показали, что одна латеральная фиксирующая пластина не может обеспечить достаточную стабильность фрагментов импрессионного перелома или деформации, и имеет тенденцию к смещению в заднем направлении [29], а задние опорные пластины могут обеспечить лучшую механическую стабильность заднелатерального отдела мыщелка большеберцовой кости [30]. К сожалению, специальных пластин для заднелатерального отдела не существует, а используемые на других локализациях пластины требуют интраоперационной предгибки, без которой поддерживающий эффект не обеспечивается. W.B. Jiang исследовал 15 пластинированных сагитталь-

ных срезов и продемонстрировал важность опорной функции головки малоберцовой кости, которую подтверждал ходом костных трабекул, образующих балку, на которую происходит опора [34]. Передача механических нагрузок от суставной поверхности заднелатерального отдела на головку малоберцовой кости создает дополнительную опору, благодаря которой в нашей методике [15] малоберцовая кость используется вместо опорной пластины [35–37].

Проведенное исследование механических свойств показало, что образцы, фиксированные трансплантатом и малоберцовой костью, и образцы, фиксированные с использованием волярной пластины для дистального метаэпифиза лучевой кости, продемонстрировали наибольшую устойчивость к осевой нагрузке, а образцы, фиксированные проксимальной латеральной тибиальной пластиной, — наименьшую. В исследуемых группах образцов осевая средняя прочность расположилась в порядке от максимума к минимуму следующим образом: фиксированные трансплантатом и малоберцовой костью > волярная пластина для дистального метаэпифиза лучевой кости > латеральная тибиальная проксимальная пластина. Аналогичные результаты, полученные W. Zhang и соавт. [25, 32], показали, что задняя опорная пластина и латеральная пластина имели наименьшую стабильность при боковом и заднем смещении. Наши результаты механических испытаний продемонстрировали, что техника фиксации трансплантатом и малоберцовой костью предотвращала смещение заднелатерального отдела мыщелка большеберцовой кости, а фиксация головки малоберцовой кости двумя винтами компенсировала заднюю нестабильность, которая наблюдалась при фиксации латеральной мыщелковой пластиной. Эти результаты показали, что в совокупности использование ауто трансплантата из крыла подвздошной кости в зоне дефекта и опорная функция головки малоберцовой кости формируют достаточно прочную структуру, которая обеспечивает стабильность заднелатерального отдела большеберцовой кости, сопоставимую со стабильностью, которую обеспечивала расположенная по задней поверхности волярная пластина. Это позволяет хирургу отказаться от использования поддерживающей пластины.

Данное исследование имеет ряд ограничений. Во-первых, мы использовали синтетическую композитную большеберцовую кость, а не трупный образец, модели искусственной кости не учитывали физиологические вариации плотности и распределения силы в человеческой кости [28, 38, 39]. Однако пластиковые модели с максимально приближенными к человеческой кости механическими свойствами обеспечили единообразие образцов, которое принципиально невозможно на нативных трупных образцах вследствие

индивидуальных различий, характерных для популяции. Хотя исследование подчеркивает влияние различных условий нагрузки на заднелатеральный отдел, искусственные модели костей могут не полностью отражать ситуацию в естественных условиях из-за отсутствия мягких тканей, менисков, связок и мышечных сил [29, 40, 41]. Кроме того, нагрузка с помощью площадки медиатора площадью в один квадратный сантиметр может привести к нефизиологическим высоким нагрузкам на заднелатеральное большеберцовое плато, а поглощением нагрузки мениском пренебрегали. Во-вторых, размер выборки в четыре макета в каждой группе механического исследования можно считать относительно небольшим, больший размер выборки может быть более убедительным.

Предложенная методика фиксации на несущем трансплантате с использованием малоберцовой кости вместо пластины, обладая явными преимуществами по визуальному контролю репозиции и качеству костной пластики, по прочности фиксации ни в чем не уступает остеосинтезу пластинами исследованных двух конкурирующих современных методик. Это является весомым аргументом в пользу апробации разработанной методики в разных ортопедических клиниках для формирования объективного общественного мнения об ее реальной эффективности. Она будет способствовать широкому внедрению и популяризации методики. Отказ от применения дорогостоящих имплантатов приведет к значимому экономическому эффекту. Данная методика требует дальнейшего разностороннего изучения.

Заключение

Результаты проведенного исследования показали, что из трех образцов, в которых на единообразной

модели заднелатеральной импрессии плато большеберцовой кости выполнены корригирующая остеотомия и имитация остеосинтеза с костной пластикой, при которой пластическое замещение дефекта выполняли объемным трансплантатом, с фиксацией переднелатеральной пластиной для большеберцовой кости, волярной лучевой пластиной с ее задним расположением и новой методикой, основанной на применении несущего трансплантата из крыла подвздошной кости с фиксацией собственной малоберцовой костью и двумя винтами, новая методика без пластины показала результат сопоставимый с фиксацией задней лучевой пластиной и показала более высокий результат, чем традиционная фиксация переднелатеральной пластиной.

Вклад авторов. *Р.С. Ягфаров* — идея, поиск научной литературы по теме, обобщение и анализ, написание статьи. *И.А. Воронкевич* — идея, поиск научной литературы по теме, обобщение и анализ, написание статьи. *О.Г. Зотов* — помощь в предоставлении места и необходимого оборудования для выполнения механического эксперимента, а также в структурировании и анализе данных. *Н.А. Голубков* — помощь в предоставлении места и необходимого оборудования для выполнения механического эксперимента, а также в структурировании и анализе данных. *Д.В. Стафеев* — поиск научной литературы по теме. *А.И. Авдеев* — поиск научной литературы по теме, анализ данных.

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.

Список литературы

1. Бельский И.Г., Кочиш А.Ю., Кислицын М.А. Переломы мыщелков большеберцовой кости: современные подходы к лечению и хирургические доступы (обзор литературы). *Гений ортопедии* 2016; (4): 114–122. [Belenky I.G., Kochish A.Yu., Kislytsyn M.A. Fractures of the Tibial Condyles: Modern Approaches to Treatment and Surgical Approaches (Literature Review). *Genius of Orthopedics* 2016; (4): 114–122 (In Russ.)]. doi: 10.18019/1028-4427-2016-4-114-122. EDN XEJKBH.
2. Воронкевич И.А., Тихилов Р.М. Внутрисуставные остеотомии по поводу последствий переломов мыщелков большеберцовой кости. *Травматология и ортопедия России* 2010; 3 (57): 87–91. [Voronkevich I.A., Tikhilov P.M. Intra-articular osteotomies for the treatment of tibial condyle fractures. *Traumatology and Orthopedics of Russia* 2010; 3 (57): 87–91 (In Russ.)]. EDN NBUJYR.
3. Воронкевич И.А. Новые способы костной пластики при остеосинтезе переломов мыщелков большеберцовой кости. *Травматология и ортопедия России* 2008; 4 (50): 78–84. [Vo-
4. Воронкевич И.А. Особенности структуры проксимального эпифиза большеберцовой кости и эффективность фиксации отломков импрессионной зоны оскольчатых переломов мыщелков большеберцовой кости (экспериментальное исследование). *Травматология и ортопедия России* 2013; 3 (69): 57–63. [Voronkevich I.A. Features of the structure of the proximal epiphysis of the tibia and the effectiveness of fixing the fragments of the impression zone of fragmented fractures of the tibial condyles (experimental study). *Traumatology and Orthopedics of Russia* 2013; 3 (69): 57–63 (In Russ.)]. EDN REOUSV.
5. Chang S.M., Zheng H.P., Li H.F. et al. Treatment of isolated posterior coronal fracture of the lateral tibial plateau through posterolateral approach for direct exposure and buttress plate fixation. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 2009; 129 (7): 955–962. <https://doi.org/10.1007/s00402-009-0829-5>.
6. Kim J.K., Hwang K.T., Soh H.S., Shon O.J., Park K.C. Comparison of tibial plateau fracture surgical outcomes between young and

- elderly patients: are outcomes really poorer in the elderly. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 2021. <https://doi.org/10.1007/s00402-021-03855-7>.
7. *Frosch K.H., Balcarek P., Walde T., Stürmer K.M.* A new posterolateral approach without fibula osteotomy for the treatment of tibial plateau fractures. *J. Orthop. Trauma* 2010; 24 (8): 515–520. <https://doi.org/10.1097/BOT.0b013e3181e5e17d>.
 8. *Gao X., Pan Z.J., Zheng Q., Li H.* Morphological characteristics of posterolateral articular fragments in tibial plateau fractures. *Orthopedics* 2013; 36 (10): e1256–e1261. <https://doi.org/10.3928/01477447-20130920-16>.
 9. *Yoon Y.C., Sim J.A., Kim D.H., Lee B.K.* Combined lateral femoral epicondylar osteotomy and a submeniscal approach for the treatment of a tibial plateau fracture involving the posterolateral quadrant. *Injury* 2015; 46 (2): 422–426. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2014.12.006>.
 10. *Yu B., Han K., Zhan C., Zhang C., Ma H., Su J.* Fibular head osteotomy: a new approach for the treatment of lateral or posterolateral tibial plateau fractures. *Knee* 2010; 17 (5): 313–318. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2010.01.002>.
 11. *Sohn H.S., Yoon Y.C., Cho J.W., Cho W.T., Oh C.W., Oh J.K.* Incidence and fracture morphology of posterolateral fragments in lateral and bicondylar tibial plateau fractures. *J. Orthop. Trauma* 2015; 29 (2): 91–97. <https://doi.org/10.1097/bot.0000000000000170>
 12. *Heiney J.P., Kurska K., Schmidt A.H., Stannard J.P.* Reduction and stabilization of depressed articular tibial plateau fractures: comparison of inflatable and conventional bone tamps: study of a cadaver model. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2014; 96 (15): 1273–1279. <https://doi.org/10.2106/jbjs.L.01507>.
 13. *Lobenhoffer P., Gerich T., Bertram T., Lattermann C., Pohlemann T., Tschemm H.* Particular posteromedial and posterolateral approaches for the treatment of tibial head fractures. *Unfallchirurg* 1997; 100 (12): 957–967. <https://doi.org/10.1007/s001130050218>.
 14. *Wang Y., Luo C., Zhu Y. et al.* Updated three-column concept in surgical treatment for tibial plateau fractures — a prospective cohort study of 287 patients. *Injury* 2016; 47 (7): 1488–1496. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2016.04.026>.
 15. Патент № 2830403 C1 Российская Федерация, МПК А61В 17/56. Способ оперативного лечения импрессионной деформации и перелома заднего отдела наружного мыщелка большеберцовой кости: № 2024114845: заявл. 30.05.2024; опубл. 18.11.2024 / И.А. Воронкевич, Р.С. Ягфаров; заявитель Федеральное государственное бюджетное учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени Р.Р. Вредена» Министерства здравоохранения Российской Федерации. EDN WXFJDX. [Patent N 2830403 C1 Russian Federation, IPC A61B 17/56. Method of surgical treatment of impression deformity and fracture of the posterior part of the external condyle of the tibia: N 2024114845: application 05/30/2024: published 11/18/2024 / I.A. Voronkevich, R.S. Yagfarov; applicant Federal State Budgetary Institution «National Medical Research Center of Traumatology and Orthopedics named after R.R. Harmful» by the Ministry of Health of the Russian Federation (In Russ.)]. EDN WXFJDX.
 16. Патент на полезную модель № 220201 U1 Российская Федерация, МПК А61В 17/02, А61В 17/56. Ретрактор для заднего отдела мыщелка большеберцовой кости: № 2023113576: заявл. 25.05.2023; опубл. 31.08.2023 / И.А. Воронкевич, Р.С. Ягфаров; заявитель Федеральное государственное бюджетное учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени Р.Р. Вредена» Министерства здравоохранения Российской Федерации. [Utility Model Patent N 220201 U1 Russian Federation, IPC A61B 17/02, A61B 17/56. Retractor for the posterior tibial condyle: N 2023113576: application 05/25/2023: published 08/31/2023 / I.A. Voronkevich, R.S. Yagfarov; applicant Federal State Budgetary Institution «National Medical Research Center of Traumatology and Orthopedics named after R.R. Harmful» by the Ministry of Health of the Russian Federation (In Russ.)]. EDN PBSHKJ.
 17. *Ягфаров Р.С., Воронкевич И.А., Стафеев Д.В.* Варианты хирургических доступов при оперативном лечении пациентов с переломами и посттравматическими деформациями латерального мыщелка большеберцовой кости. Обзор литературы. Неотложная хирургия им. И.И. Джанелидзе 2024; 3 (16): 170–183. [Yagfarov R.S., Voronkevich I.A., Stafeyev D.V. Options for Surgical Accesses in the Operative Treatment of Patients with Fractures and Post-Traumatic Deformities of the Lateral Malleolus of the Tibia. Literature Review. I.I. Dzhanelidze Emergency Surgery 2024; 3 (16): 170–183 (In Russ.)]. doi: 10.54866/27129632_2024_3_170. EDN PKVYON.
 18. *Chang S.M., Hu S.J., Zhang Y.Q. et al.* A surgical protocol for bicondylar four-quadrant tibial plateau fractures. *Int. Orthop.* 2014; 38 (12): 2559–2564. <https://doi.org/10.1007/s00264-014-2487-7>.
 19. *Kfuri M., Schatzker J.* Revisiting the schatzker classification of tibial plateau fractures. *Injury* 2018; 49 (12): 2252–2263. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2018.11.010>.
 20. *Ren D., Liu Y., Lu J., Xu R., Wang P.* A novel design of a plate for posterolateral tibial plateau fractures through traditional anterolateral approach. *Sci. Rep.* 2018; 8 (1): 16418. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-34818-5>.
 21. *Heidari N., Lidder S., Grechenig W., Tesch N.P., Weinberg A.M.* The risk of injury to the anterior tibial artery in the posterolateral approach to the tibia plateau: a cadaver study. *J. Orthop. Trauma* 2013; 27 (4): 221–225. <https://doi.org/10.1097/BOT.0b013e318271f8f0>.
 22. *Hu S., Chen S., Chang S., Xiong W., Tuladhar R.* Treatment of isolated posterolateral tibial plateau fracture with a horizontal belt plate through the anterolateral supra-fibular-head approach. *Biomed. Res. Int.* 2020: 4186712. <https://doi.org/10.1155/2020/4186712>.
 23. *Jian Z., Ao R., Zhou J., Jiang X., Zhang D., Baoqing Yu.* A new anatomic locking plate for the treatment of posterolateral tibial plateau fractures. *BMC Musculoskelet Disord* 2018; 19 (1): 319. <https://doi.org/10.1186/s12891-018-2216-2>.
 24. *Hu S.J., Chang S.M., Zhang Y.Q., Ma Z., Du S.C., Zhang K.* The anterolateral supra-fibular-head approach for plating posterolateral tibial plateau fractures: a novel surgical technique. *Injury* 2016; 47 (2): 502–507. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2015.11.010>.
 25. *Zhang W., Luo C.F., Putnis S., Sun H., Zeng Z.M., Zeng B.F.* Biomechanical analysis of four different fixations for the posterolateral shearing tibial plateau fracture. *Knee* 2012; 19 (2): 94–98. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2011.02.004>.
 26. *Xie X., Zhan Y., Wang Y., Lucas J.F., Zhang Y., Luo C.* Comparative analysis of mechanism-associated 3-dimensional tibial plateau fracture patterns. *J. Bone Jt Surg.* 2020; 102 (5): 410–418. <https://doi.org/10.2106/JBJS.19.00485>.
 27. *Meinberg E.G., Agel J., Roberts C.S., Karam M.D., Kellam J.F.* Fracture and dislocation classification compendium-2018. *Orthop Trauma* 2018; 32 (Suppl. 1): S1–S170. <https://doi.org/10.1097/BOT.0000000000001063J>.
 28. *Den Berg J.V., Reul M., Vinckier O., Derksen R.J., Nijs S., Verhofstad M., Hoekstra H.* Posterior tibial plateau fracture treatment with the new WAVE posterior proximal tibia plate: feasibility and first results. *Eur. J. Trauma Emerg. Surg.* 2022 Apr; 48 (2): 1285–1294. doi: 10.1007/s00068-021-01639-7. Epub 2021 Mar 12. PMID: 33710401.
 29. *Dehoust J., Münch M., Seide K., Barth T., Frosch K.H.* Biomechanical aspects of the posteromedial split in bicondylar tibial plateau

- fractures—a finite-element investigation. *Eur. J. Trauma Emerg. Surg.* 2020; 46 (6): 1257–1266. doi: 10.1007/s00068-020-01538-3.
30. Kim S.H., Lee S.H., Gwak H., Kim K.I., Lee S.H. Clinical and radiographic results after arthroscopic repair of lateral meniscus tear in lateral-depression tibial plateau fracture. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 2022; 142 (2): 263–270. <https://doi.org/10.1007/s00402-021-03825-z>.
 31. Yao X., Zhou K., Lv B. et al. 3D mapping and classification of tibial plateau fractures. *Bone Jt Res.* 2020; 9 (6): 258–267. <https://doi.org/10.1302/2046-3758.96.BJR-2019-0382.R2>.
 32. Zhang B.B., Hu H., Zhan S., Mei J., Zhu Y., Luo C.F. Biomechanical analysis of “barrel hoop plate” technique for the posterolateral fragments of tibial plateau fractures with different displacement tendency. *Injury* 2020; 51 (11): 2465–2473. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2020.07.059>.
 33. Voronkevich I.A., Parfeev D.G., Avdeev A.I. Development of techniques for greater trochanter fragment fixation during surgical treatment of dysplastic coxarthrosis. *Pediatric Traumatology, Orthopaedics and Reconstructive Surgery* 2018; 6 (4): 59–69. doi: 10.17816/PTORS6459-69. EDN YSWOXJ.
 34. Jiang W.B., Sun S.Z., Li C., Adds P., Tang W., Chen W., Yu S.B., Sui H.J. Anatomical basis of the support of fibula to tibial plateau and its clinical significance. *J. Orthop Surg. Res.* 2021 May 29; 16 (1): 346. doi: 10.1186/s13018-021-02500-8. PMID: 34051797; PMCID: PMC8164332.
 35. Freeman M.A.R., Pinskerova V. The movement of the normal tibio-femoral joint. *J. Biomech.* 2005; 38 (2): 197–208. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.02.006>.
 36. Zhu Y., Meili S., Dong M.J. et al. Pathoanatomy and incidence of the posterolateral fractures in bicondylar tibial plateau fractures: a clinical computed tomography-based measurement and the associated biomechanical model simulation. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 2014; 134 (10): 1369–1380. <https://doi.org/10.1007/s00402-014-2037-1>.
 37. Чугаев Д.В., Кравцов Е.Д., Корнилов Н.Н., Куляба Т.А. Анатомо-биомеханические особенности латерального отдела колена и связаных с ними технических аспектов одно-мышцелкового эндопротезирования: лекция. *Травматология и ортопедия России* 2023; 29 (2): 144–158. [Chugaev D.V., Kravtsov E.D., Kornilov N.N., Kulyaba T.A. Anatomical and biomechanical features of the lateral knee joint and related technical aspects of unicompartmental arthroplasty: lecture. *Traumatology and Orthopedics of Russia* 2023; 29 (2): 144–158 (In Russ.)]. <https://doi.org/10.17816/2311-2905-2042>.
 38. Малышев Е.Е., Зыкин А.А., Горбатов Р.О., Трифонов А.М., Илларионова Т.В. Отдаленные результаты реконструктивных операций при посттравматических деформациях проксимального эпиметафиза большеберцовой кости. *Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова* 2021; 28 (4): 5–12. doi: 10.17816/vto83921. [Malyshev E.E., Zykin A.A., Gorbatov R.O., Trifonov A.M., Illarionova T.V. Long-term results of reconstructive surgery in posttraumatic deformities of the proximal epimetaphysis of the tibia. *N.N. Priorov Journal of Traumatology and Orthopedics* 2021; 28 (4): 5–12 (In Russ.)]. doi: 10.17816/vto83921.
 39. Giordano V., Pires R.E., Pimenta F.S., Campos T.V.O., Andrade M.A.P., Giannoudis P.V. Posterolateral Fractures of the Tibial Plateau Revisited: A Simplified Treatment Algorithm. *J. Knee Surg.* 2022 Jul; 35 (9): 959–970. doi: 10.1055/s-0040-1721026.
 40. Ren W., Zhang W., Jiang S., Peng J., She C., Li L., Mao Y., Zhou H., Xu W. The Study of Biomechanics and Clinical Anatomy on a Novel Plate Designed for Posterolateral Tibial Plateau Fractures via Anterolateral Approach. *Front Bioeng Biotechnol.* 2022 Mar 8; 10: 818610. doi: 10.3389/fbioe.2022.818610.
 41. Воронкевич И.А., Парфеев Д.Г., Конев В.А., Авдеев А.И. К вопросу о необходимости удаления имплантов, по мнению отечественных хирургов травматологов-ортопедов. *Современные проблемы науки и образования* 2017; (6): 112. [Voronkevich I.A., Parfeev D.G., Konev V.A., Avdeev A.I. On the issue of the need to remove implants, according to domestic traumatologist-orthopedic surgeons. *Modern problems of science and education* 2017; (6): 112 (In Russ.)]. EDN YNXXEO.

Поступила в редакцию: 12.10.2025 г.

Сведения об авторах:

Ягфаров Рамиль Салаватович — врач травматолог-ортопед, аспирант ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Р.П. Вредена» Минздрава России; 195427, Санкт-Петербург, ул. Академика Байкова, д. 8; e-mail: yagfarovramilsalavatovich@mail.ru; ORCID 0009-0001-2371-1716;

Воронкевич Игорь Алексеевич — доктор медицинских наук, профессор кафедры травматологии и ортопедии, врач травматолог-ортопед ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Р.П. Вредена» Минздрава России; 195427, Санкт-Петербург, ул. Академика Байкова, д. 8; e-mail: dr_voronkevich@inbox.ru; ORCID 0000-0001-8471-8797;

Зотов Олег Геннадьевич — кандидат технических наук, доцент ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого»; 195251, Санкт-Петербург, вн. тер. г. муниципальный округ Академическое, ул. Политехническая, д. 29, лит. Б; e-mail: zog-58@mail.ru; ORCID 0000-0003-3243-4359;

Голубков Никита Александрович — ведущий инженер лаборатории «Синтез новых материалов и конструкций» ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого»; 195251, Санкт-Петербург, вн. тер. г. муниципальный округ Академическое, ул. Политехническая, д. 29, лит. Б; e-mail: golubkovna@gmail.com; ORCID 0009-0009-6785-1444;

Стафеев Дмитрий Викторович — кандидат медицинских наук, врач травматолог-ортопед, заведующий кафедрой травматологии и ортопедии ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Р.П. Вредена» Минздрава России; 195427, Санкт-Петербург, ул. Академика Байкова, д. 8; e-mail: stafeevd@gmail.ru; ORCID 0009-0001-4332-2574;

Авдеев Александр Игоревич — кандидат медицинских наук, врач травматолог-ортопед ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Р.П. Вредена» Минздрава России; 195427, Санкт-Петербург, ул. Академика Байкова, д. 8; e-mail: spaceship1961@gmail.com; ORCID 0000-0002-1557-1899.