



УДК 616.717/718-001.5-089.227.84-089.163:004.94
DOI: 10.35693/2500-1388-2022-7-4-281-288



Современные тенденции развития накостного остеосинтеза длинных трубчатых костей

© А.С. Панкратов, А.А. Рубцов, Д.А. Огурцов, Ю.Д. Ким, Д.С. Шитиков, А.В. Шмельков
ФГБОУ ВО «Самарский государственный медицинский университет» Минздрава России (Самара, Россия)

Аннотация

Проведен обзор литературных источников за последние 10 лет, исследующих применение накостного остеосинтеза длинных трубчатых костей человека. Поиск литературы осуществлялся по базам данных Scopus, Web of Science, Pubmed, РИНЦ.

Были рассмотрены особенности современного остеосинтеза пластинами на основе результатов клинических исследований и биомеханических экспериментов. Выявлены преимущества и недостатки малоинвазивного остеосинтеза для разных сегментов, который имеет меньшую вероятность развития смещения в сравнении с интрамедуллярным остеосинтезом, обеспечивает хорошие биологические условия для сращения перелома, уменьшает осложнения послеоперационной раны за счет уменьшенных доступов.

В концепции биологического остеосинтеза отмечено преимущество аксиальной динамизации и межотломковой микроподвижности над абсолютной ригидностью. Определено влияние на ригидность системы «пластина – кость» и техники остеосинтеза следующих параметров пластины: рабочая длина, количество винтов, типы винтов (кортикальный или блокируемый), материал пластины, ее профиль. Обнаружены новые направления в накостном остеосинтезе. К ним можно отнести винты с блокированием дистального кортикала (Far Cortical Locking Screw), позволяющие небольшую подвижность под пластиной и обеспечивающие «контролируемую динамизацию». Обнаружена экспериментальная технология активно блокируемых пластин (Active Locking Plates), в которых винты с угловой стабильностью блокируются в отверстиях на эластических скользящих элементах. Это дает небольшую подвижность винту относительно пластины. В целом все видимые результаты у разных авторов отличаются, а иногда они и вовсе противоречивы.

Ключевые слова: остеосинтез, LCP, мостовидная фиксация, псевдоартроз, Far Cortical Locking, Active Locking Plates.

Конфликт интересов: не заявлен.

Для цитирования:

Панкратов А.С., Рубцов А.А., Огурцов Д.А., Ким Ю.Д., Шитиков Д.С., Шмельков А.В. **Современные тенденции развития накостного остеосинтеза длинных трубчатых костей.** *Наука и инновации в медицине.* 2022;7(4):281-288.
doi: 10.35693/2500-1388-2022-7-4-281-288

Сведения об авторах

Панкратов А.С. – канд. мед. наук, доцент кафедры травматологии, ортопедии и экстремальной хирургии имени академика РАН А.Ф. Краснова.

ORCID: 0000-0002-6031-4824

E-mail: a.s.pankratov@samsmu.ru

Рубцов А.А. – аспирант кафедры травматологии, ортопедии и экстремальной хирургии имени академика РАН А.Ф. Краснова. ORCID: 0000-0002-9004-7018

E-mail: a.a.rubtsov@samsmu.ru

Огурцов Д.А. – канд. мед. наук, доцент кафедры травматологии, ортопедии и экстремальной хирургии имени академика РАН А.Ф. Краснова.

ORCID: 0000-0003-3830-2998

E-mail: d.a.ogurtsov@samsmu.ru

Ким Ю.Д. – канд. мед. наук, ассистент кафедры травматологии, ортопедии и экстремальной хирургии имени академика РАН А.Ф. Краснова.

ORCID: 0000-0002-9300-2704

E-mail: yu.d.kim@samsmu.ru

Шитиков Д.С. – канд. мед. наук, ассистент кафедры травматологии, ортопедии и экстремальной хирургии имени академика РАН А.Ф. Краснова.

ORCID: 0000-0002-5854-0961

E-mail: d.s.shitikov@samsmu.ru

Шмельков А.В. – канд. мед. наук, ассистент кафедры травматологии, ортопедии и экстремальной хирургии имени академика РАН А.Ф. Краснова.

ORCID: 0000-0001-6900-0824

E-mail: a.v.shmelkov@samsmu.ru

Автор для переписки

Рубцов Артемий Алексеевич

Адрес: Самарский государственный медицинский университет, ул. Чапаевская, 89, г. Самара, Россия, 443099.

E-mail: a.a.rubtsov@samsmu.ru

МИПО – минимально инвазивный остеосинтез пластинами;

РДП – рабочая длина пластины.

Рукопись получена: 25.09.2022

Рецензия получена: 26.10.2022

Решение о публикации принято: 04.11.2022

Current trends in the development of long tubular bones osteosynthesis

© Aleksandr S. Pankratov, Artemii A. Rubtsov, Denis A. Ogurtsov, Yurii D. Kim, Dmitrii S. Shitikov, Andrei V. Shmelkov
Samara State Medical University (Samara, Russia)

Abstract

We reviewed scientific literature on the problem of osteosynthesis of long tubular human bones, published during the last 10 years. The Scopus, Web of Science, Pubmed, RSCI databases were searched for the articles reporting the results of clinical studies and biomechanical experiments using plate osteosynthesis. The advantages and disadvantages of minimally invasive plate osteosynthesis for different segments have been revealed. The articles reported a lower probability of displacement development in minimally invasive plate osteosynthesis in comparison with intramedullary osteosynthesis, good biological conditions for fracture healing, decreased rate of complications of postoperative wounds due to reduced incisions.

In the concept of biological osteosynthesis, the advantage of axial dynamization and fracture micro-mobility over absolute rigidity was noted. The study also revealed the influence of the parameters of a plate and osteosynthesis technique on the rigidity of the plate-bone system, such as: the working length of the plate, the number of screws on the plate, types of screws (cortical or locking), the plate material and its profile. The bone osteosynthesis seemed to have new directions of evolution. These include far cortical locking screws allowing micromobility under the plate, providing a "controlled dynamization". An experimental technology of Active Locking Plates has been reported, where the screws with angular stability are locked in holes on elastic sliding elements providing micromobility of the screw relative to the plate.

In general, all the visible results differed in various studies and, sometimes, contradicted each other.

Keywords: osteosynthesis, LCP, bridge fixation, pseudoarthrosis, far cortical locking, active locking plates.

Conflict of interest: nothing to disclose.

Citation

Pankratov AS, Rubtsov AA, Ogurtsov DA, Kim YuD, Shitikov DS, Shmelkov AV. **Current trends in the development of long tubular bones osteosynthesis.** *Science & Innovations in Medicine.* 2022;7(4):281–288. doi: 10.35693/2500-1388-2022-7-4-281-288

Information about authors

Aleksandr S. Pankratov – PhD, Associate professor of the Department of Traumatology, orthopaedics and emergency surgery n.a. academician of RAS A.F. Krasnov. ORCID: 0000-0002-6031-4824

E-mail: a.s.pankratov@samsmu.ru

Artemii A. Rubtsov – resident of the Department of Traumatology, orthopaedics and emergency surgery n.a. academician of RAS A.F. Krasnov.

ORCID: 0000-0002-9004-7018

E-mail: a.a.rubtsov@samsmu.ru

Denis A. Ogurtsov – PhD, Associate professor of the Department of Traumatology, orthopaedics and emergency surgery n.a. academician of RAS A.F. Krasnov.

ORCID: 0000-0003-3830-2998

E-mail: d.a.ogurtsov@samsmu.ru

Yurii D. Kim – PhD, assistant of the Department of Traumatology, orthopaedics and emergency surgery n.a. academician of RAS A.F. Krasnov.

ORCID: 0000-0002-9300-2704

E-mail: yu.d.kim@samsmu.ru

Dmitrii S. Shitikov – PhD, assistant of the Department of Traumatology, orthopaedics and emergency surgery n.a. academician of RAS A.F. Krasnov.

ORCID: 0000-0002-5854-0961

E-mail: d.s.shitikov@samsmu.ru

Andrei V. Shmelkov – PhD, assistant of the Department of Traumatology, orthopaedics and emergency surgery n.a. academician of RAS A.F. Krasnov.

ORCID: 0000-0001-6900-0824

E-mail: a.v.shmelkov@samsmu.ru

Corresponding Author

Artemii A. Rubtsov

Address: Samara State Medical University,

89 Chapayevskaya st., Samara, Russia, 443099.

E-mail: a.a.rubtsov@samsmu.ru

ORIF – open reduction and internal fixation; LCP – locking compression plate;

LISS – less invasive stabilization system; FCL – far cortical locking;

ALP – active locking plates.

Received: 25.09.2022

Revision Received: 26.10.2022

Accepted: 04.11.2022

■ ВВЕДЕНИЕ

В связи с высокими показателями осложнений и смертности при неоперативном лечении поврежденных длинных трубчатых костей основным методом (за несколькими исключениями) стало оперативное лечение. Оно включает в себя варианты интрамедуллярной фиксации (intramedullary nailing – IMN), внеочаговый компрессионно-дистракционный остеосинтез (external fixation) и открытую репозицию с внутренней фиксацией (open reduction internal fixation – ORIF) при накостном остеосинтезе пластинами [1]. Несмотря на относительные преимущества интрамедуллярной фиксации, накостный остеосинтез остается одним из частых вариантов лечения, особенно при метафизарных, метафизарно-диафизарных переломах. Смещение после интрамедуллярного остеосинтеза этих зон часто встречается в связи с недостатком эндооста в месте перелома, а несколько исследований показывают и высокую частоту несращения в сравнении с накостным остеосинтезом [2]. Однако открытая репозиция с внутренней фиксацией тоже имеет ряд недостатков. Широкий доступ к перелому для визуализации и репозиции отломков повреждает окружающие мягкие ткани, нарушает кровоснабжение кости. Такое вмешательство вызывает девитализацию отломков, что ведет к замедлению сращения и, возможно, к несращению перелома. Кроме того, широкий доступ показал высокую частоту осложнений со стороны операционной раны, включая расхождение ее краев, полнослойный некроз тканей, инфекцию. Вышеперечисленные осложнения требуют проведения длительного курса антибиотикотерапии, ревизионные вмешательства в целях дебридмента могут привести к потере конечности [3]. На сегодняшний день попытки устранения этих проблем актуальны ввиду высокой частоты переломов длинных трубчатых костей. Так, переломы тела большеберцовой кости являются одними из самых частых переломов длинных трубчатых костей, с заболеваемостью от 17 до 22 на 100 тыс. человек ежегодно [4–6]. Переломы бедренной кости, чаще являющиеся последствиями высокоэнергетических травм, встречаются от 9,9 до 12 на 100 тыс. человек в год [7, 8]. Переломы же

плечевой кости составляют 7–8% всех переломов у взрослых, их частота увеличивается с возрастом [9]. А переломы костей предплечья встречаются у 2,72 из 100 тыс. человек в год [10, 11].

■ ЦЕЛЬ

Изучение и анализ источников литературы отечественных и зарубежных авторов по современным направлениям развития накостного остеосинтеза длинных трубчатых костей. Поиск данных осуществлялся по базам Scopus, Web of Science, Pubmed, РИНЦ за период 2012–2022 гг. по ключевым словам: остеосинтез, LCP, мостовидная фиксация, псевдоартроз, Far Cortical Locking, Active Locking Plates, МИПО, ORIF.

■ МИНИМАЛЬНО ИНВАЗИВНЫЙ ОСТЕОСИНТЕЗ ПЛАСТИНАМИ

Минимально инвазивный остеосинтез пластинами (МИПО / minimally invasive plate osteosynthesis – МИПО) является альтернативным методом фиксации при использовании пластин, который уменьшает риск осложнений со стороны мягких тканей, особенно при многооскольчатых переломах. Имеются исследования, демонстрирующие уменьшение сосудистых нарушений в сравнении с ORIF [12]. Многие исследователи утверждают, что МИПО не вызывает повреждение смежных суставов, имеет меньшую вероятность развития смещения в сравнении с интрамедуллярным остеосинтезом, обеспечивает хорошие биологические условия для сращения перелома, уменьшает осложнения послеоперационной раны за счет уменьшенных доступов [13–17]. Последние исследования заявляют сходную частоту несращений между интрамедуллярной фиксацией и МИПО, в которых используются малоинвазивные доступы, в противовес накостному остеосинтезу [18].

Исходы МИПО при переломах большеберцовой кости противоречивы. Нами были найдены 3 рандомизированных исследования [19–21], где проводилось сравнение МИПО и классического накостного остеосинтеза. Авторы констатируют отсутствие разницы в частоте несращений, смещений отломков, повторных вмешательств, времени консолидации,

объемах кровопотерь и функциональных результатов. Инфекция в двух из трех исследований обнаруживалась редко (МИПО – 0–3%, классический остеосинтез пластинами – 3–5%), в одном исследовании четверть всех классических остеосинтезов осложнялась инфекцией в сравнении с 5% при МИПО. Но фактом является более продолжительное время радиационного облучения при интраоперационной рентгенографии при МИПО (до 90 сек против от 20 до 40 сек), время операции также увеличивается (в среднем на 10 минут) [22].

Отдельные исследования сравнивают МИПО и интрамедуллярную фиксацию. N.J. Bleeker и соавт. [23] проанализировали 135 случаев лечения пациентов с экстраартикулярными переломами большеберцовой кости, где 72 пациента оперированы с использованием техники МИПО и 63 пациента – с установкой штифтов. В результате получена более высокая частота несращений при IMN (22% против 6%), но частота развития инфекций была выше у пациентов, прошедших МИПО. O. Veutemig обнаружил, что частота деформации в сагиттальной плоскости (рекурвация) выше при МИПО [24]. Поскольку больных оперируют на спине, пяточная кость, прижатая к столу во время операции, ведет к рекурвации большеберцовой кости, что часто не контролируется хирургом. Чтобы исключить такие деформации, необходимо, по мнению автора, интраоперационно выполнять рентген-контроль в прямой и боковой проекциях, использовать ретракторы или ручную тракцию по оси конечности.

В случае с переломами диафиза бедра обнаруживались схожие результаты с исследованиями МИПО при переломах большеберцовой кости, но в отдельных статьях отражены риски повышенной частоты ротационного смещения. Так, M. Lill и соавт. установили цифру угла ротационного смещения до 14,3 градуса в группе МИПО и до 5,2 градуса при ORIF [25]. Принимая во внимание неоспоримые преимущества малоинвазивного доступа, авторы пропагандируют обучение методам малоинвазивного остеосинтеза для предотвращения ротационного смещения, а также регулярные послеоперационные исследования для выявления таких смещений.

В метаанализах двух рандомизированных исследований переломы диафиза плечевой кости, оперированные МИПО, имеют более низкий риск несращения по сравнению с ORIF [26]. Вполне естественно, что очень близкое расположение лучевого нерва к задней поверхности плечевой кости вызывает опасения при использовании малоинвазивной техники остеосинтеза без выделения нерва. Но исследования, наоборот, показывают более низкий риск послеоперационной невропатии лучевого нерва при МИПО в сравнении с ORIF. В указанных исследованиях все пациенты, имеющие в раннем послеоперационном периоде симптомы поражения лучевого нерва, получили спонтанное восстановление его функции в течение года со дня вмешательства. Отмечается, как и при МИПО большеберцовой кости, повышенная интраоперационная лучевая нагрузка. В этих

метаанализах авторы отдают предпочтение МИПО, несмотря на отсутствие четкой информации о других осложнениях, кроме несращения, таких как инфекция, нарушение функции плечевого сустава, а также отсутствие оценки частоты ревизий и времени оперативного вмешательства [27, 28].

K. Keshav и соавт. провели анализ пяти рандомизированных клинических исследований и шести нерандомизированных сравнительных исследований, в которые вошли суммарно 582 случая лечения пациентов с переломами плечевых костей (МИПО – 290, ОРИФ – 292) [29]. Выявлены одинаковые функциональные результаты, но при МИПО интраоперационная кровопотеря и время операции были меньше. В других двух рандомизированных клинических исследованиях, в которых изучались 98 пациентов, также выявлен более низкий риск несращения в группе МИПО, но ятрогенное повреждение лучевого нерва было одинаковым в обеих группах [30, 31].

Отдельные статьи посвящены сравнению МИПО и интрамедуллярному остеосинтезу. Так, в двух рандомизированных клинических исследованиях (суммарно 87 пациентов) и пяти обзорных статьях (суммарно 595 пациентов) МИПО имеет меньший риск несращения и частоту ревизий, а также лучшую функцию плечевого и локтевого суставов [32].

■ АКСИАЛЬНАЯ ДИНАМИЗАЦИЯ И МЕЖОТЛОМКОВАЯ ПОДВИЖНОСТЬ

Сегодня эволюции подвергаются не только техники остеосинтеза, но и сами металлофиксаторы. Век назад были введены так называемые «обычные» пластины, верой и правдой служившие цели обеспечения стабильности перелома. Эти системы в историческом аспекте называют первым поколением пластин (Generation 1 – G1) [20]. В целях решения вопроса о фиксации остеопорозных костей, хирургия которых имеет свои особенности, введены пластины с угловой стабильностью (locking compression plate), с моноаксиальной или полиаксиальной технологией блокирования винтов, являющиеся вторым поколением (G2) [33].

Хирург в ходе операции может реализовать различные задачи имеющимися на данный момент металлофиксаторами. Например, выполнить межотломковую компрессию на пластине или использовать последнюю как защитную для компрессионного винта от гнущих, вырывающих, ротационных усилий. Имеются способы сделать пластину опорной, когда необходимо минимизировать осевую нагрузку. Возможно применить принцип стягивания или создать мостовидную фиксацию при лечении больных с многооскольчатыми или раздробленными переломами [34]. Применяя вышеуказанные техники, можно добиться консолидации перелома через образование костной мозоли (вторичное сращение), обеспеченной относительной стабильностью, или без образования костной мозоли (первичное сращение), обеспеченной абсолютной стабильностью [35–37].

Однако сейчас становится понятно: высокая жесткость, которую создает конструкция блокируемых пластин, ограничивает межфрагментарную микроподвижность и, следовательно, образование костной мозоли, даже если выполнены все требования и условия для костного остеосинтеза [38]. В концепции биологического остеосинтеза при переломах диафизов длинных трубчатых костей камнем преткновения являются аксиальная динамизация, межотломковая подвижность. Исследования доказывают, что контролируемая аксиальная динамизация может улучшить вторичную консолидацию перелома через формирование костной мозоли [39]. Так, 1 мм аксиальной динамизации способствует ускорению сращения перелома в два раза по сравнению с абсолютно ригидной конструкцией [40]. На сегодняшний день проводится большое количество исследований биомеханики аксиальной динамизации, снижения жесткости конструкции остеосинтеза пластинами, ведется поиск способов достижения вышеуказанных условий. Итак, самым простым способом является увеличение рабочей длины пластины (расстояния между винтами, граничащими с линией излома). Это увеличит распределение напряжения на пластине, уменьшит вероятность миграции винтов [41–43].

Работа М. Heyland ясно показывает, что рабочая длина пластины при остеосинтезе нижней трети бедренной кости пластиной с угловой стабильностью (LCP) является важным фактором, влияющим на межфрагментарную подвижность [44]. Остальные факторы, такие как тип винтов, имеют вспомогательное значение. Автор выполнил исследование межфрагментарной подвижности путем нагрузки синтетических моделей бедренных костей с выполненным на них остеосинтезом. Согласно его данным, наибольшее снижение напряжения конструкции появляется при рабочей длине пластины (РДП) от 42 до 62 мм (при простом переломе). При этом использование 4 винтов вместо 3 на каждой стороне пластины ведет к увеличению напряжения пластины только на 4,1%. Использование же более 4 винтов тоже заметно не увеличивает напряжение. Это в целом поддерживает мнения других исследователей о необходимости использования не менее 3 винтов с каждой стороны пластины, при котором не увеличивается напряжение пластины.

К сожалению, некоторые исследования говорят о том, что если длина пластины подобрана неправильно (например, оказалась длиннее необходимого), то это ведет к увеличению срезающего движения (shear motion), и, следовательно, сращение замедляется [45]. Хотя М. Heyland и установил примерные длины пластин для остеосинтеза нижней трети бедра, не увеличивающие значительно срезающие усилия, необходимо выяснить оптимальные длины пластин для каждого типа и локализации переломов. В связи с этим на данный момент удлинение пластины для увеличения межфрагментарной подвижности является недостаточным и небезопасным и требует дальнейших исследований.

Е.К. Rodriguez в отличие от М. Heyland, изучая факторы, которые могут влиять на межфрагментарную подвижность и напряжение конструкции при остеосинтезе пластинами, не определяет длину пластины как один из этих факторов [46]. В исследовании принял участие 271 пациент с надмыщелковым переломом бедра. Всем пациентам был выполнен остеосинтез LCP. Различия в конструкциях выражались в длине пластин, близости винтов к месту перелома, общей жесткости винтов (total screw density – TSD), жесткости проксимальных винтов (proximal screw density – PSD), наличии позиционных винтов, а также в шкале жесткости. Получена частота несращения переломов 13,3%. Не выявлена зависимость от длины пластин, близости винтов к месту перелома, количества винтов, общей жесткости винтов. Имела место корреляция между материалом пластины и результатом: при стальных пластинах – 41% несращений, при титановых – 10%. Сделать однозначный вывод по этим данным нельзя, потому что использовались LISS (less invasive stabilization system) титановые пластины и надмыщелковые стальные пластины.

По похожей модели построил исследование W.H. Harvin, включив в него 96 пациентов с переломом нижней трети бедра [47]. По завершении работы автор установил следующее: при использовании конструкций, где все проксимальные винты блокируются в пластине, в 2,9 раза повышается частота несращения в сравнении с гибридным типом фиксации. Другие факторы – увеличение рабочей длины пластины, уменьшение количества проксимальных винтов, жесткость винтов – на результат заживления перелома не влияли.

S. McLachlin и соавт. выполнили биомеханическое исследование на 12 синтетических бедренных костях с переломами в нижней трети [48].

Использовалась пластина на 16 отверстий, применялись следующие типы фиксации проксимального отломка к пластине: 1) 4 обычных винта; 2) 4 винта с угловой стабильностью; 3) гибридная фиксация с двумя обычными и двумя с угловой стабильностью винтами. Каждый тип использовался с пластиной длиной 90 и 160 мм. Далее кости прошли тест с нагрузкой в 500Н на головку бедра. Напряжение пластины непосредственно над линией излома меньше всего было при использовании неблокируемых винтов, а также более длинных пластин. Во всех конструкциях максимальным было напряжение в первых двух винтах непосредственно выше зоны перелома, но использование кортикальных винтов вместо блокируемых позволило распределить напряжение в проксимальных винтах на 40–90%. В области остальных винтов напряжение уменьшалось и было одинаковым во всех конструкциях, вне зависимости от типа винтов.

Опираясь на эти результаты, возможно, с точки зрения биомеханики, обосновать использование более длинных пластин, увеличение рабочей длины пластины. Винты, расположенные дальше от места перелома, испытывают меньшее напряжение. Но общая жесткость конструкции при этом не меняется. К

тому же остается открытым вопрос об уменьшении срезающих усилий с удлинением пластины. Противоречивость результатов разных исследований, неоднозначные результаты могут говорить о том, что G2 поколения металлофиксаторов не способно решить все современные проблемы накостного остеосинтеза.

■ ВИНТЫ С БЛОКИРОВАНИЕМ ДИСТАЛЬНОГО КОРТИКАЛА (FAR CORTICAL LOCKING SCREW)

Вышеупомянутая тема повышенного межфрагментарного напряжения в ближнем к пластине кортикале (cis-cortex) и, наоборот, уменьшенном напряжении в противоположном (trans-cortex) при использовании накостных пластин во многих работах считается причиной замедленного образования костной мозоли, даже несращения кортикала непосредственно под пластиной [49, 50]. Эта биомеханическая особенность подтолкнула появление концепции блокирования дистального кортикала (Far Cortical Locking – FCL) [51]. Согласно этой концепции, разработаны винты, которые имеют расширенный конец с кортикальной резьбой и более узкую шейку без резьбы под шляпкой винта (motion control collar) с нарезкой для блокирования. Эти винты блокируются только в пластине и дальнем от пластины кортикале диафиза. Такая фиксация дает небольшую подвижность под пластиной, обеспечивая «контролируемую динамизацию».

Впервые концепция FCL предложена в 2005 году на встрече Ортопедического исследовательского общества (Orthopaedic Research Society, Rosemont, USA). Необходимость появления FCL конструкций винтов продиктовано следующей проблемой: пластины с угловой стабильностью, с одной стороны, должны обеспечивать ригидную конструкцию, но, с другой стороны, под пластиной должно происходить вторичное сращение перелома за счет образования костной мозоли, которая, в свою очередь, требует некоторой межфрагментарной подвижности [52]. В теории биомеханические преимущества FCL обеспечивают сращение перелома за счет подвижной фиксации, распределения нагрузки между кортикалами [38, 53].

В литературе первое исследование биомеханики FCL-винтов описали в 2011 году M. Bottlang и F. Feist [54]. Используя вычислительное моделирование с конечно-элементным анализом, авторы выделили ключевые особенности конструкций с FCL. Во-первых, гибкая фиксация – жесткость остеосинтеза пластинами с угловой стабильностью снижается на 88%. Во-вторых, распределение нагрузки – она равномерно распределяется между всеми винтами и снижается на конце винта, в отличие от обычных винтов с угловой стабильностью. В-третьих, достигается параллельная межфрагментарная подвижность за счет S-образного изгиба FCL-винтов (подобно консольной балке). Те же авторы провели и первые экспериментальные исследования [55]. Ими сделаны 12 остеотомий большеберцовых костей овец с формированием 3 мм диастаза между отломками. Половине испытуемых выполнен остеосинтез FCL-конструкциями, другой

половине – конструкциями обычных пластин с угловой стабильностью (LCP). Далее, через 2,5 месяца, были проведены компьютерная томография, изучение биомеханики конечности при ротационных воздействиях, гистологические исследования. В результате в группе FCL объем костной мозоли был на 36% больше, плотность костной ткани на 44% выше, кость выдерживала ротационные усилия на 156% больше, чем у группы LCP. При этом мозоль в последней группе отличалась неравномерностью, минерализация костной ткани в кортикале со стороны пластины на 49% меньше, чем в дальнем.

Первые клинические результаты получены D. Fitzpatrick и M. Bottlang [50]. Авторы отобрали 32 пациента, которым выполнен остеосинтез 33 переломов дистального отдела бедра (типы 33А, 33С по классификации Orthopaedic Trauma Association) пластиной с угловой стабильностью на FCL-винтах. Рентгенография выполнялась через 6 недель после операции, год и 2 года, компьютерная томография через 3 месяца. По результатам ни один из 125 FCL-винтов не был сломан, не мигрировал. Один случай осложнился варусной деформацией бедренной кости (5,8 градуса). Выполнялось два реостеосинтеза: по поводу ротационного смещения на пятые сутки, по поводу несращения на шестой неделе. Общая продолжительность сращения переломов составила $15,6 \pm 6,2$ недели. По итогам своей работы авторы сделали вывод, что малое количество осложнений говорит о безопасности и эффективности использования конструкций FCL в клинической практике.

C. Rice и T. Christensen сравнили время сращения и возможные осложнения при остеосинтезе FCL-конструкциями и обычном остеосинтезе пластинами при переломах голени [56]. В исследование включены 22 пациента с переломами большеберцовой кости (по классификации Orthopaedic Trauma Association 41ABC, 42C, 43C). 12 переломов синтезировано с FCL-винтами и пластинами, 10 переломов – проведен стандартный остеосинтез пластинами (с угловой или без угловой стабильности). Успешное сращение перелома фиксировано у 92% в группе с FCL-фиксацией и 100% в группе со стандартной фиксацией пластиной. Частота осложнений была одинакова в группах.

По данным авторов, результаты исследований показывают, что имплантаты FCL как минимум не уступают традиционным методам накостного остеосинтеза. Учитывая, что многие переломы, синтезированные FCL-технологией, были более сложными по классификации Orthopaedic Trauma Association, одинаковые скорости сращения в группах говорят о лучшем эффекте технологии FCL, но этот эффект требует дальнейшего изучения.

В литературе встречаются статьи, авторы которых скептически относятся к результатам лечения FCL-конструкциями. Y. Plumarom и соавт. по модели исследования, идентичной с вышеупомянутыми работами, выполнили оценку результатов лечения 69 пациентов с 70 переломами дистальной трети бедренной кости [57]. В работе применялась модифицированная шкала

оценки радиографических признаков сращения большеберцовой кости (the radiographic union scale in tibial (RUST) fractures). На основании полученных данных не выявлено статистически выраженных различий по срокам сращения переломов и по частоте осложнений между группами. Частота сращения была 90,5% и 82,1% соответственно для FCL и LCP групп. В связи с полученными результатами исследователи ставят под сомнение клиническую пользу FCL.

За последнее время появляются работы с неудовлетворительными результатами использования FCL принципов. N. Habet и соавт. [58] выполнили исследование биомеханики симулированных переломов синтетических моделей бедренной кости при применении четырех различных способов мостовидной фиксации диафиза (бикортикальное блокирование пластинами с угловой стабильностью, бикортикальное блокирование пластинами без угловой стабильности, блокирование только ближнего к пластине кортикала и FCL). На каждую модель прикладывалась осевая нагрузка 1200Н, вектор силы направлялся от головки бедренной кости к внутреннему мыщелку бедренной кости, трехмерная трекинг-система использовалась для мониторинга движений проксимального и дистального фрагментов перелома. Осевое и срезающее смещения оценивались на пяти различных точках мостовидной фиксации для каждого способа. В результате FCL-конструкции продемонстрировали большее срезающее смещение (shear movement = 4,57 мм), чем бикортикальное блокирование пластинами с угловой стабильностью (2,94 мм) и бикортикальное блокирование пластинами без угловой стабильности (3,41 мм).

Таким образом, мостовидная фиксация ведет к повышению срезающего смещения с изначально более гибкой фиксацией диафизарной зоны FCL. По мнению авторов, такое смещение может резко увеличить частоту несращений при мостовидной фиксации FCL, поэтому, как минимум, этой технологии пока еще нужна более обширная научная база и дальнейшие клинические исследования.

■ АКТИВНО БЛОКИРУЕМЫЕ ПЛАСТИНЫ (ACTIVE LOCKING PLATES)

Кроме Far Cortical Locking, принятие в научной литературе принципа «контролируемой аксиальной динамизации» при остеосинтезе пластинами привело к появлению альтернативной технологии – «активно блокируемые пластины» (Active Locking Plates) [44]. В активно блокируемых пластинах используют винты с угловой стабильностью, блокируемые в отверстиях. Однако каждое отверстие расположено не в самой пластине, а в прямоугольных рамках, которые встроены в пластину и соединены с ней подвижными шарнирами. Это дает небольшую подвижность винту относительно пластины.

Первые экспериментальные работы выполнены в 2016 году на овцах [59]. 12 подопытным животным выполнена остеотомия большеберцовой кости с формированием дефекта кости размером 3 мм. Контрольной группе животных выполнен остеосинтез

LCP-пластинами, группе сравнения – пластинами, блокируемые отверстия которых были фиксированы в скользящих элементах, обеспечивающих межфрагментарную подвижность до 1,5 мм. Через 9 недель были выполнены компьютерная томография, изучение биомеханики конечности при ротационных воздействиях, гистологические исследования. У всех животных группы сравнения развилась циркулярная костная мозоль, в то время как в контрольной группе – только у 1 из 6. Торсионные нагрузки на конечность после удаления пластины показали, что овцы группы сравнения восстановили 81% силы конечности в сравнении с показателями до операции, контрольная группа восстановила только 17%. Тесты с нагрузкой показали, что начальная аксиальная жесткость ALP-конструкций на 89,3% меньше в сравнении с LCP-конструкциями. Наличие скользящих элементов обеспечило подвижность $1,2 \pm 0,3$ в медиальном кортикале и $1,0 \pm 0,3$ в латеральном. Подводя итоги в своей работе, авторы утверждают: обеспечивая симметричную аксиальную динамизацию, ALP ускоряют процесс образования костной мозоли, делают ее более равномерной по окружности кости, в сравнении с LCP-конструкциями.

Некоторые исследователи не согласны с интерпретацией достигнутых результатов. По мнению E.J. Mitchell, в представленном исследовании сформированный 3 мм костный дефект, фиксированный LCP-пластиной и винтами, не сможет достоверно воспроизвести все сложности и особенности многооскольчатых переломов и мостовидной фиксации [60]. А попытка лечения простого перелома с использованием LCP-пластины при наличии 3 мм диастаза, как в этом исследовании, с очень высокой вероятностью приведет к несращению, то есть к провальному результату контрольной группы. Хотя успех исследования и оправдывается межфрагментарной подвижностью, пока не ясно, какой объем движений и нагрузку следует давать на конечность при использовании ALP-пластин для динамизации.

S.M. Madey в 2017 году выполнил первое клиническое применение ALP-технологии [61]. 11 пациентам с переломами диафиза плечевой кости (АО/ОТА типы 12 А-С) выполнен остеосинтез ALP. Контрольные рентгенографии выполнялись на 3, 6, 12, 24 неделях. В результате все пластины выдержали период в 6 месяцев без признаков миграции, повреждений. У 10 пациентов консолидация наступила на $10,9 \pm 5,2$ недели. Имелся случай реостеосинтеза на 37 неделе из-за несращения. По шкале DASH (Disability of the Arm, Shoulder and Hand) получены улучшения с 31 ± 22 баллов через 6 недель до 13 ± 15 баллов через 24 недель.

Таким образом, динамическая фиксация переломов плечевой кости с помощью ALP обеспечивает надежную и эффективную фиксацию. Более того, более быстрое образование костной мозоли и отличные функциональные результаты указывают на то, что такая фиксация имеет преимущества перед LCP-конструкциями.

■ ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Высокая частота переломов длинных трубчатых костей и неудовлетворенность результатами накостного остеосинтеза в настоящее время стимулируют как исследование и улучшение техник операций, так и усовершенствование металлофиксаторов. Появилась новая доминанта исследований, так как была доказана значимость межотломковой микроподвижности, аксиальной динамизации. Это дало толчок к пересмотру некоторых принципов накостного остеосинтеза. Активно исследуются рабочая длина пластин, позиция винтов на пластине, материалы, из которых сделаны фиксаторы. В целом все результаты отличаются у разных авторов, а в отдельных случаях они и вовсе противоречивы. Параллельно с попытками изучить уже

имеющиеся конструкции исследователи вводят новые изобретения. Очень интересными, например, являются инновационные технологии Active Plating и Far Cortical Locking. Одни с нетерпением ждут результатов, которые принесут эти многообещающие новшества, считая их третьим поколением металлофиксаторов накостного остеосинтеза, другие относятся к ним скептически.

Последующие годы будут очень важны, поскольку данные технологии, возможно, более широко войдут в клинику. Однако сейчас можно лишь констатировать, что для продолжения дискуссии необходимы дальнейшие исследования. ■

Конфликт интересов: все авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов, требующего раскрытия в данной статье.

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

- Bergdahl C, Ekholm C, Wennergren D, et al. Epidemiology and patho-anatomical pattern of 2,011 humeral fractures: data from the Swedish Fracture Register. *BMC Musculoskelet Disord.* 2016;17:159. doi: 10.1186/s12891-016-1009-8
- Mseddi MB, Manicom O, Filippini P, et al. Intramedullary pinning of diaphyseal fractures of both forearm bones in adults: 46 cases. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2008;94(2):160-7. doi: 10.1016/j.rco.2007.11.006
- Meglic U, Szakaacs N, Menozzi M, et al. Role of the interosseous membrane in post-traumatic forearm instability: instructional review. *Int Orthop.* 2021;45(10):2619-2633. doi: 10.1007/s00264-021-05149-4
- Mao Z, Wang G, Zhang L, Zhang L, et al. Intramedullary nailing versus plating for distal tibia fractures without articular involvement: a meta-analysis. *J Orthop Surg Res.* 2015;10:95. doi: 10.1186/s13018-015-0217-5
- Kwok CS, Crossman PT, Loizou CL. Plate versus nail for distal tibial fractures: a systematic review and meta-analysis. *J Orthop Trauma.* 2014;28(9):542-8. doi: 10.1097/BOT.0000000000000068
- Anneberg M, Brink O. Malalignment in plate osteosynthesis. *Injury.* 2018;49(1):66-71. doi: 10.1016/S0020-1383(18)30307-3
- Taki H, et al. Closed fractures of the tibial shaft in adults. *Orthopaedics and Trauma.* 2017;31(2):116-124. doi: 10.1016/j.mporth.2016.09.012
- Larsen P, et al. Incidence and epidemiology of tibial shaft fractures. *Injury.* 2015;46(4):746-750. doi: 10.1016/j.injury.2014.12.027
- Yang L, Sun Y, Li G. Comparison of suprapatellar and infrapatellar intramedullary nailing for tibial shaft fractures: a systematic review and meta-analysis. *J Orthop Surg Res.* 2018;13(1):146. doi: 10.1186/s13018-018-0846-6
- El-Menyar A, Muneer M, Samson D, et al. Early versus late intramedullary nailing for traumatic femur fracture management: meta-analysis. *J Orthop Surg Res.* 2018;13(1):160. doi: 10.1186/s13018-018-0856-4
- Ghouri SI, Asim M, Mustafa F, et al. Patterns, Management, and Outcome of Traumatic Femur Fracture: Exploring the Experience of the Only Level I Trauma Center in Qatar. *Int J Environ Res Public Health.* 2021;18(11):5916. doi: 10.3390/ijerph18115916
- Levack AE, Klinger C, Gadinsky NE, et al. Endosteal Vasculature Dominates Along the Tibial Cortical Diaphysis: A Quantitative Magnetic Resonance Imaging Analysis. *J Orthop Trauma.* 2020;34(12):662-668. doi: 10.1097/BOT.0000000000001853
- Lai TC, Fleming JJ. Minimally Invasive Plate Osteosynthesis for Distal Tibia Fractures. *Clin Podiatr Med Surg.* 2018;35(2):223-232. doi: 10.1016/j.cpm.2017.12.005
- Bondarenko AV, Guseynov RG, Plotnikov IA. Osteosynthesis of shin fractures at the second stage of damage control in polytrauma. *Polytrauma.* 2021;3:28-36. (In Russ.). [Бондаренко А.В., Гусейнов Р.Г., Плотников И.А. Остеосинтез переломов голени на втором этапе damage control (контроля повреждений) при политравме. *Политравма.* 2021;3:28-36]. doi: 10.24412/1819-1495-2021-3-28-36
- Semenisty AA, Litvina EA, Mironov AN. Classification of proximal tibial fractures and algorithm of intramedullary nailing: efficacy evaluation. *Traumatology and Orthopedics of Russia.* 2021;27(4):42-52. (In Russ.). [Семенистый А.А., Литвина Е.А., Миронов А.Н. Классификация и алгоритм лечения переломов проксимального отдела большеберцовой кости методом интрамедуллярного остеосинтеза. *Травматология и ортопедия России.* 2021;27(4):42-52]. doi: 10.21823/2311-2905-1699
- Belokrylov NM, Belokrylov AN, Antonov DV, Schepalov AV. Stage treatment of patient with gunshot shin wound possessing bone and soft tissue defects in conditions of osteomyelitis. *Perm Medical Journal.* 2019;36(6):95-101. (In Russ.). [Белокрылов Н.М., Белокрылов А.Н., Антонов Д.В., Щепалов А.В. Этапное лечение больного с огнестрельным ранением голени из ружья с дефектом кости и мягких тканей в условиях остеомиелита. *Пермский медицинский журнал.* 2019;36(6):95-101]. doi: 10.17816/pmj36695%101
- Panov AA, Kopysova VA, Kaplun VA, et al. Osteosynthesis results for comminuted fractures of long tubular bones. *Genij Ortop.* 2015;4:10-16. (In Russ.). [Панов А.А., Копысова В.А., Каплун В.А., и др. Результаты остеосинтеза оскольчатых переломов длинных трубчатых костей. *Гений ортопедии.* 2015;4:10-16]. doi: 10.18019/1028-4427-2015-4-10-16
- Polat A, Kose O, Canbora K, et al. Intramedullary nailing versus minimally invasive plate osteosynthesis for distal extra-articular tibial fractures: a prospective randomized clinical trial. *J Orthop Sci.* 2015;20(4):695-701. doi: 10.1007/s00776-015-0713-9
- Zou J, Zhang W, Zhang CQ. Comparison of minimally invasive percutaneous plate osteosynthesis with open reduction and internal fixation for treatment of extra-articular distal tibia fractures. *Injury.* 2013;44(8):1102-6. doi: 10.1016/j.injury.2013.02.006
- Kim JW, Kim HU, Oh CW, et al. A Prospective Randomized Study on Operative Treatment for Simple Distal Tibial Fractures-Minimally Invasive Plate Osteosynthesis Versus Minimal Open Reduction and Internal Fixation. *J Orthop Trauma.* 2018;32(1):19-24. doi: 10.1097/BOT.0000000000001007
- Ahmed A Khalifal TAA-D, Tammam H, ElSayed Said, Refae H. Conventional Open Reduction and Internal Fixation (ORIF) Compared to Minimally Invasive Plate Osteosynthesis (MIPO) for Treatment of Extra-Articular Distal Tibia Fractures – A Prospective Randomized Trial. *Ortho & Rheum Open Access J.* 2019;13(4). doi: 10.19080/OROAJ.2019.13.555867
- Li A, Wei Z, Ding H, Tang H, et al. Minimally invasive percutaneous plates versus conventional fixation techniques for distal tibial fractures: A meta-analysis. *Int J Surg.* 2017;38:52-60. doi: 10.1016/j.ijssu.2016.12.028
- Bleeker NJ, van Veelen NM, van de Wall BJM, et al. MIPO vs. intramedullary nailing for extra-articular distal tibia fractures and the efficacy of intra-operative alignment control: a retrospective cohort of 135 patients. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2022;48(5):3683-3691. doi: 10.1007/s00068-021-01836-4
- Beytemür O, Barış A, Albay C, et al. Comparison of intramedullary nailing and minimal invasive plate osteosynthesis in the treatment of simple intra-articular fractures of the distal tibia (AO-OTA type 43 C1-C2). *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2017;51(1):12-16. doi: 10.1016/j.aott.2016.07.010
- Lill M, Attal R, Rudisch A, Wick MC, Blauth M, Lutz M. Does MIPO of fractures of the distal femur result in more rotational malalignment than ORIF? A retrospective study. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2016;42(6):733-740. doi: 10.1007/s00068-015-0595-8
- Kim JW, Oh CW, Byun YS, et al. A prospective randomized study of operative treatment for noncomminuted humeral shaft fractures: conventional open plating versus minimal invasive plate osteosynthesis. *J Orthop Trauma.* 2015;29(4):189-94. doi: 10.1097/BOT.0000000000000232
- Qiu H, Wei Z, Liu Y, et al. A Bayesian network meta-analysis of three different surgical procedures for the treatment of humeral shaft fractures. *Medicine (Baltimore).* 2016 Dec;95(51):e5464. doi: 10.1097/MD.00000000000005464

28. Zhao Y, Wang J, Yao W, et al. Interventions for humeral shaft fractures: mixed treatment comparisons of clinical trials. *Osteoporos Int*. 2017;28(11):3229-3237. doi: 10.1007/s00198-017-4174-1
29. Keshav K, Baghel A, Kumar V, et al. Is Minimally Invasive Plating Osteosynthesis Better Than Conventional Open Plating for Humeral Shaft Fractures? A Systematic Review and Meta-Analysis of Comparative Studies. *Indian J Orthop*. 2021;55(2):283-303. doi: 10.1007/s43465-021-00413-6
30. Beeres FJ, Diwersi N, Houwert MR, et al. ORIF versus MIPO for humeral shaft fractures: a meta-analysis and systematic review of randomized clinical trials and observational studies. *Injury*. 2021;52(4):653-663. doi: 10.1016/j.injury.2020.11.016
31. García-Virto V, Santiago-Maniega S, Llorente-Peris A, et al. MIPO helical pre-contoured plates in diaphyseal humeral fractures with proximal extension. Surgical technique and results. *Injury*. 2021;52(4):125-130. doi: 10.1016/j.injury.2021.01.049
32. van de Wall BJM, Baumgärtner R, Houwert RM, et al. MIPO versus nailing for humeral shaft fractures: a meta-analysis and systematic review of randomised clinical trials and observational studies. *Eur J Trauma Emerg Surg*. 2022;48(1):47-59. doi: 10.1007/s00068-020-01585-w
33. Bel JC. Pitfalls and limits of locking plates. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2019;105(1S):103-109. doi: 10.1016/j.otsr.2018.04.031
34. Thomas PR, Richard EB, Christopher GM. *AO Principles of Fracture Management*. 2013; II. Germany, Berlin, 2013.
35. Dolganova TI, Shchurov VA, Dolganov DV, et al. Rheological characteristics of tibial regenerated bone. *Genij Ortop*. 2016;2:64-69. (In Russ.). [Долганова Т.И., Шууров В.А., Долганов Д.В., и др. Реологические свойства distractionного регенерата большеберцовой кости. *Гений ортопедии*. 2016;2:64-69]. doi: 10.18019/1028-4427-2016-2-64-69
36. Diachkova GV, Stepanov RV, Diachkov KA, et al. Dynamics of tibial cortical bone density in patients with closed lower leg fractures at treatment stages. *Genij Ortop*. 2018;24(2):147-152. (In Russ.). [Дьячкова Г.В., Степанов Р.В., Дьячков К.А., и др. Динамика плотности корковой пластинки большеберцовой кости у больных с закрытым переломом костей голени на различных этапах лечения. *Гений ортопедии*. 2018;24(2):147-152]. doi: 10.18019/1028-4427-2018-24-2-147-152
37. D'iachkov KA, Korabel'nikov MA, D'iachkova GV, et al. MRI-semiotics of the distraction regenerated bone. *Med. Vizualizatsiya*. 2011;5:99-103. (In Russ.). [Дьячков К.А., Корабельников М.А., Дьячкова Г.В., и др. МРТ-семiotика distractionного регенерата. *Мед. визуализация*. 2011;5:99-103]. doi: 10.18019/1028-4427-2016-2-64-69
38. Giannoudis PV, Giannoudis VP. Far cortical locking and active plating concepts: New revolutions of fracture fixation in the waiting? *Injury*. 2017;48(12):2615-2618. doi: 10.1016/j.injury.2017.11.030
39. Bottlang M, Fitzpatrick DC, Sheerin D, et al. Dynamic fixation of distal femur fractures using far cortical locking screws: a prospective observational study. *J Orthop Trauma*. 2014;28(4):181-8. doi: 10.1097/01.bot.0000438368.44077.04
40. Tsai S, Fitzpatrick DC, Madey SM, Bottlang M. Dynamic locking plates provide symmetric axial dynamization to stimulate fracture healing. *J Orthop Res*. 2015;33(8):1218-25. doi: 10.1002/jor.22881
41. Ricci WM, Streubel PN, Morshed S, et al. Risk factors for failure of locked plate fixation of distal femur fractures: an analysis of 335 cases. *J Orthop Trauma*. 2014;28(2):83-9. doi: 10.1097/BOT.0b013e31829e6dd0
42. Ignat'ev YuT, Nikitenko SA, Rozhkov KYu, et al. Dual-energy computed tomography in controlling reparative regeneration of leg tubular bone fractures. *Luchevaia Diagnostika i Terapiia*. 2016;1:64-68. (In Russ.). [Игнат'ев Ю.Т., Никитенко С.А., Рожков К.Ю., и др. Двухэнергетическая компьютерная томография в контроле репаративной регенерации переломов трубчатых костей голени. *Лучевая диагностика и терапия*. 2016;1:64-68]. doi: 10.22328/2079-5343-2016-1-64-68
43. Lebedev VF, Dmitrieva LA, Shurygina IA, Khaziev PN. A minimally invasive method for the treatment of posttraumatic disorders of the bone union of the tibia. *Acta Biomedica Scientifica*. 2020;5(5):107-111. (In Russ.). [Лебедев В.Ф., Дмитриева Л.А., Шурыгина И.А., Хазиев П.Н. Малоинвазивный метод лечения посттравматических нару-
- шений костного сращения большеберцовой кости. *Acta Biomedica Scientifica*. 2020;5(5):107-111]. doi: 10.29413/ABS.2020-5.5.14
44. Heyland M, Duda GN, Haas NP, et al. Semi-rigid screws provide an auxiliary option to plate working length to control interfragmentary movement in locking plate fixation at the distal femur. *Injury*. 2015;46(4):24-32. doi: 10.1016/S0020-1383(15)30015-2
45. Elkins J, Marsh JL, Lujan T, et al. Motion Predicts Clinical Callus Formation: Construct-Specific Finite Element Analysis of Supracondylar Femoral Fractures. *J Bone Joint Surg Am*. 2016;98(4):276-84. doi: 10.2106/JBJS.O.00684
46. Rodriguez EK, Zurakowski D, Herder L, et al. Mechanical construct characteristics predisposing to nonunion after locked lateral plating of the distal femur fractures. *J Orthop Trauma*. 2016;30(8):403-408. doi: 10.1097/BOT.0000000000000593
47. Harvin WH, Oladeji LO, Della Rocca GJ, et al. Working length and proximal screw constructs in plate osteosynthesis of distal femur fractures. *Injury*. 2017;48(11):2597-2601. doi: 10.1016/j.injury.2017.08.064
48. McLachlin S, Kreder H, Ng M, et al. Proximal Screw Configuration Alters Peak Plate Strain Without Changing Construct Stiffness in Communitated Supracondylar Femur Fractures. *J Orthop Trauma*. 2017;31(12):e418-e424. doi: 10.1097/BOT.0000000000000956
49. Röderer G, Gebhard F, Duerselen L, et al. Delayed bone healing following high tibial osteotomy related to increased implant stiffness in locked plating. *Injury*. 2014;45(10):1648-52. doi: 10.1016/j.injury.2014.04.018
50. Ries Z, Hansen K, Bottlang M, Madey S, Fitzpatrick D, Marsh JL. Healing results of periprosthetic distal femur fractures treated with far cortical locking technology: a preliminary retrospective study. *Iowa Orthop J*. 2013;33:7-11. PMID: 24027454; PMCID: PMC3748895
51. Li H, Yin Q, Gu S, et al. Research progress in treatment of fractures by far cortical locking technique. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi*. 2016;30(1):110-4. PMID: 27062857
52. Wynkoop A, Ndubaku O, Charpentier PM, et al. Optimizing Hybrid Plate Fixation with a Locked, Oblique End Screw in Osteoporotic Fractures. *Iowa Orthop J*. 2017;37:11-17. PMID: 28852328
53. Adams JD Jr, Tanner SL, Jeray KJ. Far cortical locking screws in distal femur fractures. *Orthopedics*. 2015;38(3):e153-6. doi: 10.3928/01477447-20150305-50
54. Bottlang M, Feist F. Biomechanics of far cortical locking. *J Orthop Trauma*. 2011;25(1):S21-8. doi: 10.1097/BOT.0b013e318207885b
55. Hast MW, Chin M, Schmidt EC, et al. Mechanical Effects of Bone Substitute and Far-Cortical Locking Techniques in 2-Part Proximal Humerus Fracture Reconstruction: A Cadaveric Study. *J Orthop Trauma*. 2020;34(4):199-205. doi: 10.1097/BOT.0000000000001668
56. Rice C, Christensen T, Bottlang M, et al. Treating Tibia Fractures With Far Cortical Locking Implants. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 2016;45(3):E143-7.
57. Plumarom Y, Wilkinson BG, Marsh JL, et al. Radiographic Healing of Far Cortical Locking Constructs in Distal Femur Fractures: A Comparative Study With Standard Locking Plates. *J Orthop Trauma*. 2019;33(6):277-283. doi: 10.1097/BOT.0000000000001464
58. Habet N, Elkins J, Peindl R, et al. Far Cortical Locking Fixation of Distal Femur Fractures is Dominated by Shear at Clinically Relevant Bridge Spans. *J Orthop Trauma*. 2019;33(2):92-96. doi: 10.1097/BOT.0000000000001341
59. Bottlang M, Tsai S, Bliven EK, et al. Dynamic Stabilization with Active Locking Plates Delivers Faster, Stronger, and More Symmetric Fracture-Healing. *J Bone Joint Surg Am*. 2016;98(6):466-74. doi: 10.2106/JBJS.O.00705
60. Mitchell EJ. The Challenge of Plate-Bone Construct Stiffness: A Swinging Pendulum: Commentary on an article by Michael Bottlang, et al.: "Dynamic Stabilization with Active Locking Plates Delivers Faster, Stronger, and More Symmetric Fracture-Healing". *J Bone Joint Surg Am*. 2016;98(6):e24. doi: 10.2106/JBJS.15.01337
61. Henschel J, Tsai S, Fitzpatrick DC, Madey SM, et al. Comparison of 4 Methods for Dynamization of Locking Plates: Differences in the Amount and Type of Fracture Motion. *J Orthop Trauma*. 2017;31(10):531-537. doi: 10.1097/BOT.0000000000000879