

Білінський П.І., Цюра Ю.П., Стеценко О.П., Антонів В.Р.
Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

Концептуальні аспекти остеосинтезу діафізарних переломів кісток гомілки

Резюме. На основі біомеханічного системного аналізу конструкцій контактних пластин, LCP-фіксаторів, особливостей перебігу репаративної регенерації, причин виникнення ускладнень і негативних результатів розроблена концепція малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу переломів кісток гомілки. Остеосинтез проводиться фіксаторами мінімального об'єму і довжини, найбільш оптимальної конструкції для конкретної лінії зламу. Відновлення несучої здатності кістки проходить за відсутності тиску пластини на кістку, при багатоплощинному проведенні фіксації гвинтів, за наявності елемента взаємодії їх із фіксатором. Це створює з фрагментами стабільну біомеханічну конструкцію «фіксатор — кістка», дозволяє програмувати величину мікрорухомості відламків, оптимізувати перебіг репаративної регенерації. Запропонований фіксатор із позитивним результатом застосований у 430 пацієнтів із різноманітними переломами кісток гомілки.

Ключові слова: переломи кісток гомілки; концептуальна модель; фіксатори для остеосинтезу; біомеханіка; мікрорухомість відламків

Вступ

На сучасні досягнення травматології значною мірою впливає рівень науково-технічного прогресу. Це, зокрема, стосується остеосинтезу переломів кісток гомілки (ПКГ) [2, 7]. У минулому важливе значення надавалося стабільній фіксації й анатомічній репозиції відламків при мінімальній травматизації м'яких тканин. Це повинно забезпечити ранню функцію пошкодженого сегмента, рухи в суміжних суглобах. Відламки фіксувались шляхом притиснення пластини до кістки. Широке застосування контактного остеосинтезу призвело до значної кількості різноманітних ускладнень [3].

Двадцять п'ять років тому Асоціація остеосинтезу діаметрально змінила свою попередню концепцію остеосинтезу, відмовилася від анатомічної репозиції фрагментів, стабільної їх фіксації. Основним постулатом їх концепції тепер є мікрорухомість відламків (МРВ), що програмує перебіг репаративної регенерації (РР), відновлення осі кінцівки, еластичну фіксацію. На основі нової концепції, сучасних технологій Асоціація остеосинтезу розробила і пропонує для широкого застосування нові, досить не прості в застосуванні засоби для остеосинтезу. Потрібно відзначити, що за наявності

тітких показань і при суворому дотриманні методики ці фіксатори забезпечують добрий результат, можливість раннього навантаження пошкодженого сегмента та покращення якості життя пацієнта.

Розробка нових фіксаторів для лікування ПКГ повинна проводитися на глибокому знанні процесу зрощення відламків, змін, що проходять на межі їх контакту. Важливо з'ясувати вплив засобів фіксації на кісткові фрагменти в просторовому і часовому вимірі, пов'язати наслідок фіксації з багатьма чинниками, що його визначають [4]. Використання біомеханічно необґрунтованих фіксаторів на практиці, механістичний підхід до проблеми остеосинтезу не виправдовують сподівань травматологів.

Матеріали та методи

Використаний нами системний аналіз, імплікативне мислення дозволили розібратися в гносеології проблеми зрощення відламків. Системний підхід (СП) як найбільш прогресивна методологія наукового дослідження, що розглядає елементи і підсистеми у взаємозв'язку, орієнтований на досягнення кінцевої мети в умовах дії зовнішнього середовища, забезпечує коректність методологіч-

ного підходу, прийняття раціональних тактичних рішень [6].

Проведений ґрунтовний біомеханічний аналіз конструкцій контактних пластин (КП), новітніх розробок фіксаторів для остеосинтезу ПКГ, особливостей перебігу РР у післяопераційному періоді, причин виникнення ускладнень і негативних результатів. На основі СП можна розробити профілактичні заходи і прогнозувати наслідок загоювання перелому. Тільки усвідомлений, концептуальний аналіз всіх факторів, що впливають на процес зрощення кістки, може бути гарантією успіху.

Значна увага приділена взаємодії окремих елементів, простежені динаміка репаративного процесу, вплив нових важливих чинників, зв'язок структури і функції. Застосовуючи СП до проблеми лікування ПКГ, ми розробили нову концепцію її вирішення.

Гомілка є досить проблемним сегментом у питанні кровопостачання середньої і дистальної частини великогомілкової кістки (ВГК). На результат лікування ПКГ значною мірою впливає добра репозиція відламків, що не супроводжується їх скелетизацією. Конструкція фіксатора повинна займати мінімальний об'єм, забезпечувати надійну фіксацію, можливість підбору найбільш оптимального варіанта для конкретного перелому. Об'ємні пластини на гомілці досить складно перекрити м'якими тканинами, особливо по передньомедіальній поверхні кістки. Зі свого боку, конструкція LCP-фіксатора передбачає розміщення її саме в цій ділянці гомілки.

Результати лікування ПКГ залежать від можливості регулювати жорсткість фіксації відповідно до характеру лінії перелому, забезпечити певну величину МРВ, що оптимізує перебіг РР. Разом із цим мікрорухомість не повинна переходити в макропереміщення фрагментів під дією зовнішньої сили. Оптимально еластичність фіксації має наближатися до еластичності кістки. Вона повинна зберігатися упродовж усього періоду лікування. Застосування фіксатора не повинно посилювати травматизацію пошкодженого сегмента.

На наш погляд, найбільш оптимальними для лікування ПКГ є малоконтактний багатопощинний остеосинтез (МБО) [1]. Розроблена нами концепція передбачає стабільний остеосинтез ПКГ фіксаторами мінімального об'єму і довжини з формою відповідно до анатомічних особливостей пошкодженого сегмента. Відновлення його несучої здатності, осі кістки відбувається після репозиції фрагментів, при багатопощинному проведенні фіксації гвинтів, за наявності елемента взаємодії їх із фіксатором, що створює з фрагментами стабільну біомеханічну конструкцію «фіксатор — кістка», дозволяє програмувати величину МРВ, оптимізувати перебіг РР.

При розробці пристрою для проведення МБО ПКГ основна увага приділялася усуненню шкідливого тиску фіксатора на кістку, можливості індивідуального підбору найбільш оптимальної конструкції для конкретного перелому, що мінімізує операційну травматизацію. Ураховуючи це, ми удосконалили пристрій для фікса-

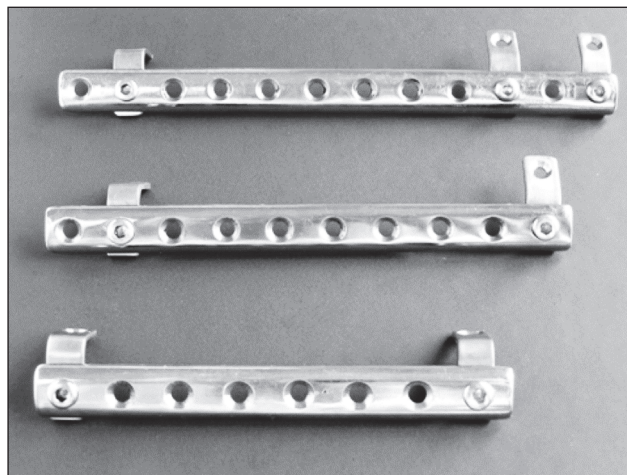


Рисунок 1. Набір ПФКВ для остеосинтезу ПКГ

ції кісткових відламків (ПФКВ), захищений патентом України № 17502 [5]. На рис. 1. наведений набір ПФКВ для остеосинтезу ПКГ. Завдяки своїм конструктивним особливостям він усуває шкідливий тиск пластини на кістку. Це, а також БП гвинтів, наявність елемента взаємодії пластини з гвинтом забезпечують надійну фіксацію фрагментів ВГК. Він здійснює стабільний остеосинтез при максимально можливій короткій пластині. Для зменшення об'єму ПФКВ товщина пластини по краях зменшена. Такі конструктивні зміни не тільки дають можливість зменшити об'єм фіксатора, що полегшує проблеми його встановлення на поверхні ВГК, а й дозволяють моделювати пластини для її метаепіфізарних ділянок.

Це особливо актуально для остеосинтезу дистального відділу і нижньої третини ВГК. Фіксація півкілець, що моделюють фрагмент, до тоншої частини пластини дає можливість провести гвинти спереду назад, що значно полегшує оперативне втручання. Така конструкція представлена у верхній частині рис. 1.

Для поперечних переломів важливо добитися доброго контакту між відламками. Загалом поперечні переломи ВГК досить проблемні для зрощення. Причиною цього є мала площа контакту між фрагментами. При поперечній лінії зламу 3–4 отвори пластини на рівні перелому мають бути вільні від гвинтів.

Добрий контакт, еластична фіксація ПФКВ забезпечують розвиток невеликої параосальної мозолі (ПМ), що набагато міцніша, ніж первинне зрощення. При косих переломах ВГК після репозиції фрагменти з'єднуються фіксаційними гвинтами, відновлюється вісь кінцівки. Великі відламки теж за можливості стабілізуються гвинтами. У такому разі значна площа контакту при стабільній фіксації сприяє первинному зрощенню. Відламки не скелетуються, дрібніші з них підводяться до материнського ложа. При кісткових дефектах для поліпшення РР необхідно провести спонгіозну автопластику. Після репозиційної стабілізації відламків ВГК до них прикладають поверх окістя сформовану конструкцію ПФКВ. Через основні фрагменти проводять по 1–2 гвинти, головки яких повинні тільки

зануритися в заглиблення пластини, що до кістки не притискається. Потім проводять гвинти через отвори півкілець. Затягуванням гвинтів здійснюється кінцеве моделювання півкілець по кістці. Після цього через отвори пластини і фрагменти проводять ще по 1–2 гвинти.

Результати та обговорення

Після остеосинтезу пластина виконує роль несучої опори, що контактує з фрагментами кістки. Фіксація відламків пластиною може проходити і за відсутності контакту її з кісткою (стабілізатори «Зесполь», «Польфікс», стопорні пластини). Вони стабілізують перелом шляхом взаємодії підсистеми «пластина — гвинт». Це допускає певну МРВ. Величина останньої залежить від відстані пластини до кістки, віддаленості гвинтів від лінії перелому. Слід відзначити, що регулювати величину МРВ досить складно. Адже вона реалізується під впливом дії зовнішньої сили. МРВ програмує розвиток ПМ. Обсяг останньої залежить від величини МРВ.

Стабілізація відламків КП шляхом затягування численних гвинтів призводить до порушення мікроциркуляції на поверхні кістки, у подальшому відбуваються втрата кісткової речовини, її лізис навколо фіксуючих гвинтів і під пластиною, розвивається остеопороз. З'являється МРВ, що зростає під дією зовнішньої сили. Подальша дія навантаження зменшує стабільність фіксації, погіршує умови перебігу РР. Це сприяє переходу мікрорухомості в макропереміщення фрагментів, їх дестабілізації. Добрий результат після остеосинтезу КП можливий за відсутності раннього навантаження на кінцівку, при тривалому знерухомленні відламків, достатній їх іммобілізації.

Важливу роль у запуску РР відіграє післятравматичне запалення в пошкодженому сегменті. Забезпечує і підтримує його МРВ. Триває запальний процес 10–14 днів. У перший період після остеосинтезу фіксатор має забезпечити добрий контакт між відламками, їх мікрорухомість, мінімально травмувати окістя, не допускати ротацію і зміщення фрагментів по ширині. Мозоль формується із регенеруючої кісткової тканини, найбільше якої в ділянці окістя і крові навколо відламків.

Період резорбції кісткової тканини і диференціації клітинних елементів, формування первинних остеонів тривають 25–35 днів. Фіксатор на цьому етапі має захистити грануляційну тканину, сприяти переходу її в остеїдну, а відтак — у кісткову. Фіксація відламків має бути еластичною, що забезпечує фізіологічний обмін, харчування кістки, реваскуляризацію первинної мозолі, її мінералізацію. На цій стадії фіксатор має сприяти структуризації мозолі, формувати її об'єм під дією вертикального дозованого вертикального навантаження. Вплив останнього проходить через стик відламків. Фіксатори, що блокують передачу цього навантаження, не створюють умов для перебігу РР. Це стосується, зокрема, КП.

Знання про зрощення фрагментів при різних способах фіксації підтвердило важливість біомеха-

нічного підходу до лікування кожного конкретного перелому. У конструкціях фіксаторів для МБО є можливість до певної міри регулювати величину МРВ. Це можливе за рахунок зміни відстані півкілець і гвинтів до лінії перелому, а також кількості кортикальних гвинтів.

Останнім часом широкого застосування набули пластини з різьбовим з'єднанням «пластина — гвинт» (LCP) — пластини з кутовою стабільністю [8, 9]. Переваги цих фіксаторів над КП ще будуть відзначені. Проте необхідно наголосити на моментах, що можуть призвести до негативних результатів. LCP-пластини здійснюють одноплослинну фіксацію. Стабільну фіксацію забезпечують тільки довгі пластини. Для зменшення травматичності оперативного втручання пропонується напівзакрита методика накладання фіксатора. Провести під шкірою і зафіксувати масивну LCP-пластину досить складно, іноді це призводить до виникнення пролежня, ВГК спереду не покрита м'язами.

Фіксація відламків цим фіксатором забезпечується завдяки різьбовій стабілізації головки гвинта в пластині. Крім цього, він забезпечує компресію, опору, протидію осьовому навантаженню, відносну стабільність відламків. Це можливо завдяки тому, що одна половина отвору залишається гладкою під стандартні гвинти, друга половина має різьбу для блокування гвинтів. Завдяки стабілізації гвинтів у пластині усувається тиск LCP-пластини на кістку, зберігаються періост, кровообіг відламків, забезпечується стабільна їх фіксація. Все це сприяє перебігу РР.

LCP-пластина накладається після попередньої компресії відламків стандартними гвинтами через крайні гладкі отвори. Золоте правило застосування LCP-пластини: «Спочатку компресуй, а потім блокуй». Післяопераційна корекція відламків також досить проблематична. Велике значення під час остеосинтезу має правильне проведення блокуючих гвинтів через різьбову частину отворів. Для цього використовують напрямні пристрої, але і вони не виключають різних кутових зміщень свердла, що приводить до перекосу гвинта.

При цілій малогомілкової кістці провести закриту репозицію відламків ВГК досить складно. Подібну проблему застосування LCP-фіксатора описує G. Zimmermann et al. (2009) [10]. Фіксатор вимагає закритого встановлення пластини по передньовнутрішній поверхні ВГК. Нерепоновані відламки ВГК знаходяться між двома несучими опорами — пластиною фіксатора і цілою малогомілковою кісткою (рис. 2а). У таких випадках розвивається псевдоартроз. Практика показала, що навіть значне навантаження прооперованого сегмента не призводить до контакту відламків, які фіксовані блокуючими гвинтами. Передчасне тривале навантаження кінцівки в таких випадках може закінчитися зломом пластини. Блокування невправлених відламків LCP-пластиною виключає МРВ — важливий фактор їх консолідації. МРВ запускає процес вторинного зрощення фрагмен-

тів, розвиток ПМ. Зрощення відламків за відсутності їх анатомічної репозиції можливе тільки при значній робочій довжині пластини — ділянки, не заповненої гвинтами. Це забезпечує певну МРВ, а вона — появу ПМ. При доброму контакті між фрагментами відбувається їх зрощення (рис. 2б).

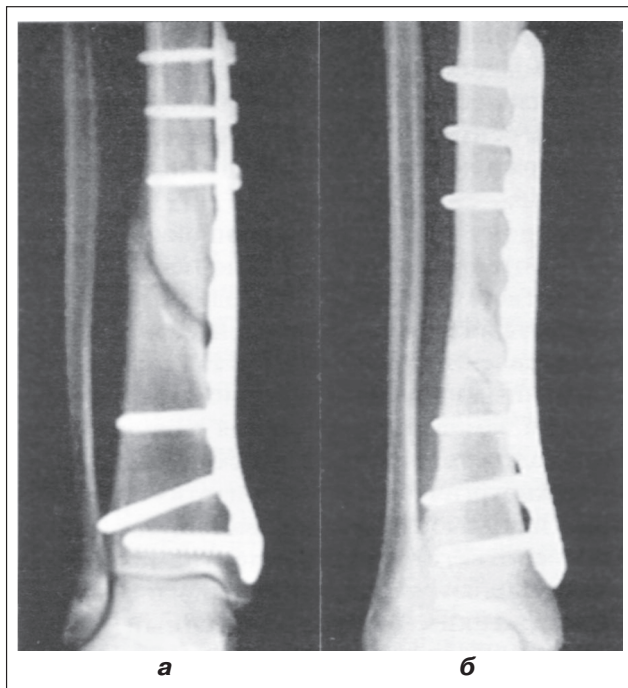


Рисунок 2. Фотовідбитки рентгенограм. Результат остеосинтезу ПКГ LCP-пластиною: а — за відсутності контакту між відламками; б — при доброму контакті відламків

Закритий остеосинтез передбачає встановлення LCP-пластини по внутрішній поверхні ВГК, що є справді малоінвазивним втручанням. Проте на практиці частіше проводиться відкритий остеосинтез. При цьому використовують довгі пластини, які переважно розміщують по латеральній поверхні ВГК (рис. 3). Це значно посилює травматизацію пошкодженого сегмента.

Форма LCP-пластин нагадує конфігурацію відповідної ділянки ВГК, для якої вона призначена. При моделюванні такої пластини проходить деформація отворів, тому стабілізувати блокуючий гвинт навіть за допомогою різьбового з'єднання неможливо. Під дією зовнішньої сили відбувається дестабілізація сегмента із всіма наслідками, що з цього випливають. Досить часто між головкою блокуючого гвинта і пластиною виникає ефект «зварювання», що створює певні проблеми при видаленні пластини.

Певною мірою цих проблем можна позбутися, застосовуючи ПФКВ [1, 5]. Завдяки певній віддаленості пластини фіксатора від кістки збільшується ширина поперечного перерізу біомеханічної конструкції «фіксатор — кістка». При цьому зростає несуча здатність пошкодженого сегмента. Одночасно зберігається еластичність фіксації. Біомеханічно стабільна система «фіксатор — кістка» створює добрі умови для перебігу РР. Вона при багатоплощинному проведенні гвинтів забезпечує стабільний остеосинтез при максимально короткій пластині. При ПКГ переважно застосовуються пластини на 7–8 отворів (рис. 4), що мінімально травмує пошкоджений сегмент.

Цьому сприяють відсутність тиску пластини на кістку, багатоплощинне проведення гвинтів, наяв-

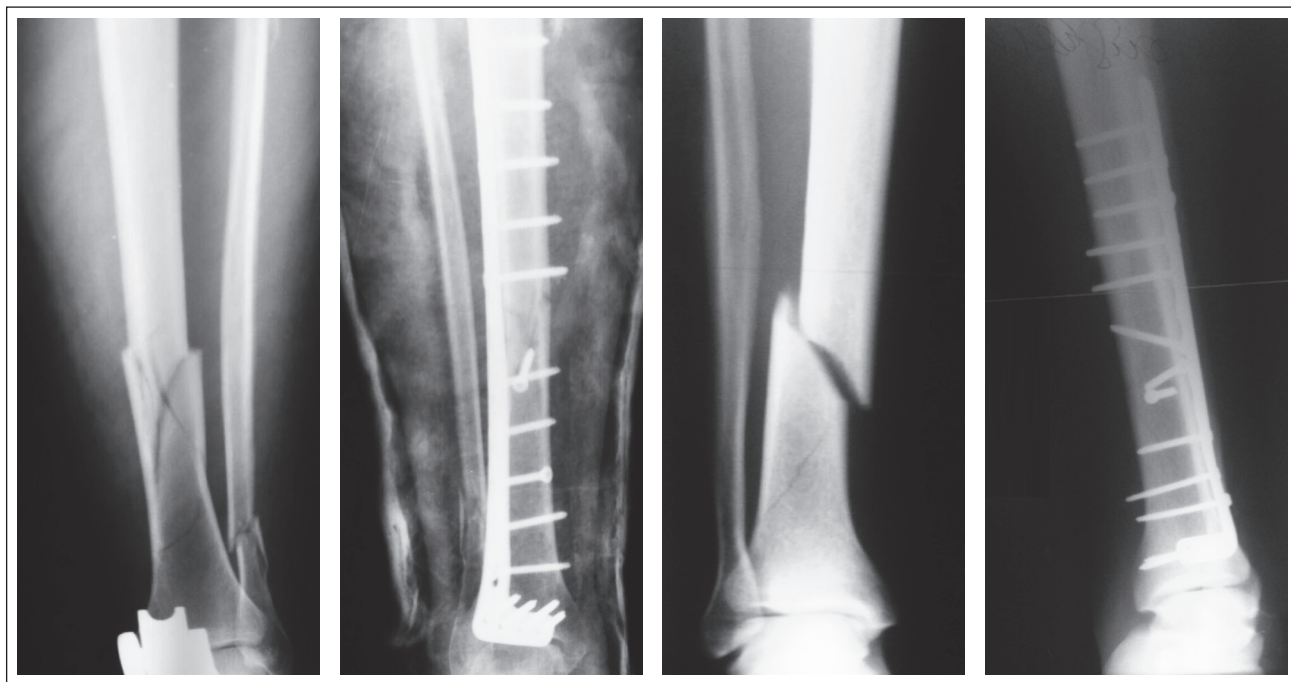


Рисунок 3. Фотовідбитки рентгенограм клінічних випадків відкритого встановлення довгих пластин по латеральній поверхні ВГК

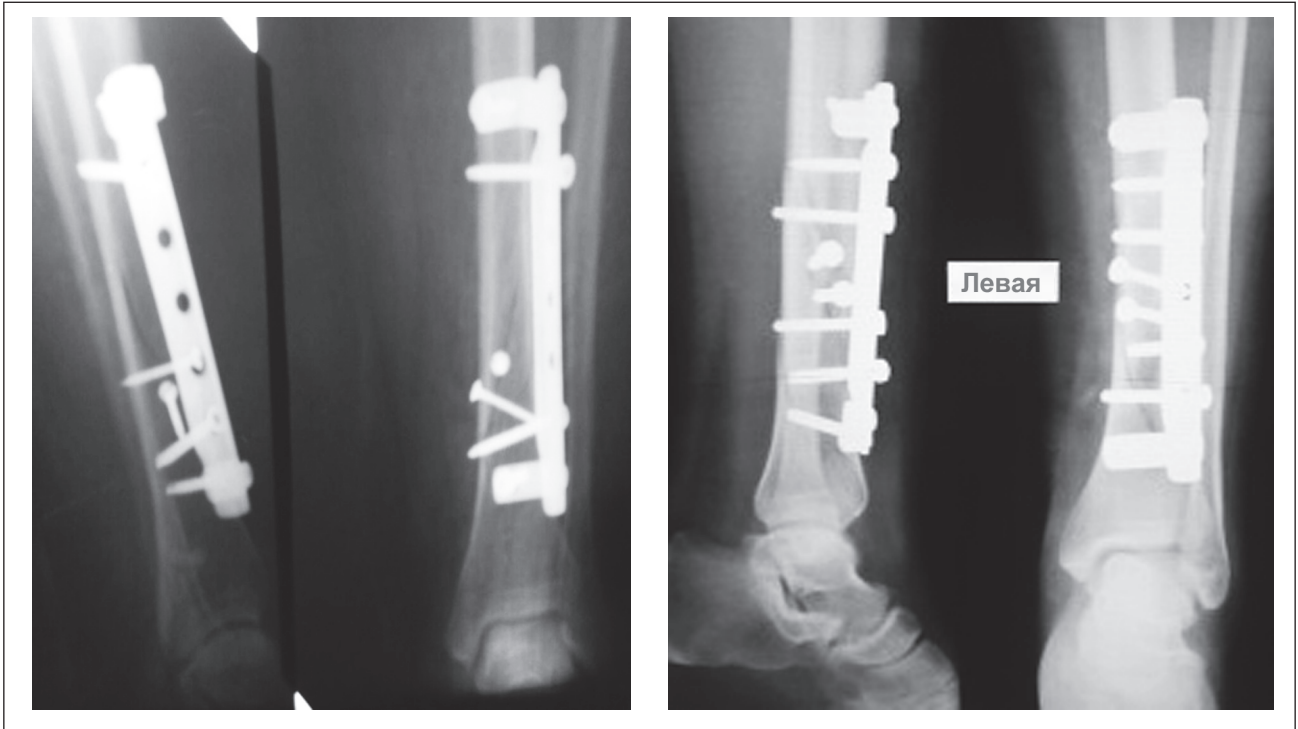


Рисунок 4. Фотовідбитки рентгенограм клінічних випадків застосування пластини ПФКВ на 7 отворів при переломах кісток гомілки

ність елемента взаємодії «пластина — гвинт». Ця взаємодія протидіє лінійному переміщенню гвинта при лізисі кістки і навантаженні, допускає МРВ. Її мінімальна величина визначається величиною проточки між головкою гвинта і його різьбовою частиною. Мікрорухомість буде більшою на боці, протилежній від пластины, що призводить до формування ПМ. Із боку пластины стабільність фіксації більша, тут проходить первинне зрощення фрагментів. Система «фіксатор — кістка» дозволяє до певної міри програмувати величину МРВ, що оптимізує перебіг РР. ПФКВ забезпечує різнонаправлену мікрорухомість. Однонаправлені, малоамплітудні, нечасті переміщення фрагментів призводять до розвитку псевдоартрозу. При косій лінії перелому проводиться репозиційний остеосинтез 2–3 гвинтами, що забезпечує первинне зрощення фрагментів. Крім цього, конструкція «фіксатор — кістка» протидіє переходу МРВ у їх макропереміщення під дією зовнішньої сили. Саме в таких умовах при малому контакті фіксатора з фрагментами, за наявності певної мікрорухомості проходить їх зрощення. Жорсткість фіксації ПФКВ збільшується при наближенні фіксаційних гвинтів, півкілець до лінії перелому. Стан внутрішнього напруження навколо перелому залежить від жорсткості і деформативності конструкції «фіксатор — кістка», а також навантаження, що діє на неї. Напруження колагену, зі свого боку, пов'язане з розтягненням або стисненням, а вони — з переміщенням відламків їх мікрорухомістю.

Функція фіксатора полягає лише в протидії боковим переміщенням дистального відламка відносно про-

ксимального при збереженні контактної передачі напруження через зону регенеруючих тканин. Зовнішнє навантаження кістки зумовлює її напруження і пружну деформацію, що є обов'язковою умовою функціонування кістки.

Усе сказане вище складає нову парадигму зрощення фрагментів після перелому. Запропонована нами концепція МБО повністю відповідає основним положенням цієї парадигми. А розроблений на основі нашої концепції ПФКВ забезпечує найбільш оптимальні умови для перебігу РР, не порушує біологічних процесів ВГК, сприяючи відновленню її основної функції. Фіксатор із позитивним результатом використаний у більше ніж 430 пацієнтів із різноманітними ПКГ.

Висновки

Наша концепція МБО придатна для остеосинтезу переломів кісток гомілки.

Концепція розроблена на основі системного аналізу морфобіомеханічних особливостей сегмента, процесу консолідації, конструкцій існуючих фіксаторів. Вона передбачає створення стабільної біомеханічної конструкції «фіксатор — кістка», найбільш оптимальної для конкретного перелому, сприятливих умов для перебігу репаративної регенерації, широко реалізована на практиці.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Список літератури

1. Білінський П.І. Теорія і практика малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу. Київ: Макрос, 2008. 375 с.
2. Анкін М.Л., Анкін Л.М., Шидловський М.С., Сатишев М.М. Експериментально-біомеханічні випробування накісткового остеосинтезу при переломах діафіза великогомілкової кістки. Вісник ортопедії, травматології та протезування. 2011. № 1. С. 68-73.
3. Корж М.О., Горидова Л.Д. Вибір способу остеосинтезу при переломах кісток. Матеріали XII з'їзду травматологів-ортопедів України. Київ, 1996. С. 39-40.
4. Корж О.О. Остеосинтез — достижения и проблемы. Ортопедия, травматология и протезирование. 1992. С. 1-4.
5. Патент № 17502 UA. МПК6 А 61 В 17/58, А 61 В 17/62. Пристрій для фіксації кісткових відламків. П.І. Білінський (UA); патентовласник П.І. Білінський (UA); № 96051961; заявл. 20.05.96; опубл. 31.10.97; Бюл. № 5. 4 с.
6. Сименач Б.И. Фрактурология — некоторые аспекты теоретизации учения о переломах костей. Ч. 1. О генезисе

синдрома перелома. Ортопедия, травматология и протезирование. 2000. № 3. С. 121-140.

7. Шимон В.М., Шерегій А.А. Перспективні напрями лікування діафізарних переломів кісток гомілки. Травма. 2010. Т. 11. № 4. С. 363-366.

8. Babst R., Hehli M., Regazzoli P. LISS tractor. Combination of the «less invasive stabilization system» (LISS) with the AO distractor for distal femur and proximal tibial fractures. Unfallchirurg. 2001. № 6. P. 530-535.

9. Ruedi Th.R., Buckley R.E., Moran Ch.G. AO Principles of fracture management. Stuttgart, New York: Thieme, 2007. 947 p.

10. Zimmermann G., Henle P., Kusswetter M. и др. Трансформирующий фактор роста (ТФР)-β1 как маркер замедленного сращения переломов. Вопе. 2005. Vol. 36. P. 779-785. Ортопедия, травматология и протезирование. 2009. № 1. С. 57-65.

Отримано/Received 05.01.2020

Рецензовано/Revised 17.01.2020

Прийнято до друку/Accepted 23.01.2020 ■

Белинский П.И., Цюра Ю.П., Стеценко А.П., Антонив В.Р.

Национальный медицинский университет им. А.А. Богомольца, г. Киев, Украина

Концептуальные аспекты остеосинтеза диафизарных переломов костей голени

Резюме. На основании биомеханического системного анализа конструкций контактной пластины, ЛСР-фиксаторов, особенностей течения репаративной регенерации, причин возникновения осложнений и отрицательных результатов разработана концепция малоконтактного многоплоскостного остеосинтеза переломов костей голени. Остеосинтез производится фиксаторами минимального объема и длины, наиболее оптимальной конструкции для конкретной линии излома. Возобновление несущей способности кости происходит при отсутствии на нее давления пластины, многоплоскостном проведении фиксации

винтов, наличии элементов взаимодействия их с фиксатором. Это создает с фрагментами стабильную биомеханическую конструкцию «фиксатор — кость», позволяет программировать величину микроподвижности отломков, оптимизировать ход репаративной регенерации. Предложенный фиксатор с положительным результатом применен у 430 пациентов с различными переломами голени.

Ключевые слова: переломы костей голени; концептуальная модель; фиксаторы для остеосинтеза; биомеханика; микроподвижность отломков

P.I. Bilinskyi, Yu.P. Tsiura, O.P. Stetsenko, V.R. Antoniv
Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

Conceptual aspects of osteosynthesis of diaphyseal shinbone fractures

Abstract. On the basis of biomechanical systemic analysis of contact plate constructions, locking compression plates, features of reparative regeneration course, the causes of complications and negative results, the concept of low-contact multi-plane osteosynthesis of shinbone fractures is developed. Osteosynthesis is performed by the fixators of minimum volume and length, with the most optimal design for a particular line of fracture. Restoration of the load-bearing capacity of the bone takes place in the absence of pressure of the plate on the

bone, with the multi-plane fixation of the screws, in the presence of an element of interaction with the fixator. This creates a stable biomechanical fixator-bone construction with the fragments, allows you to program the range of micromotions of fragments, to optimize the course of reparative regeneration. The proposed fixator is applied with a positive result in 430 patients with various shinbone fractures.

Keywords: shinbone fractures; conceptual model; fixators for osteosynthesis; biomechanics; micromotion of fragments