

УДК 616.718.5/6-001.5-089.2

## Концепція малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу діафізарних переломів кісток гомілки

П. І. Білінський<sup>1</sup>, В. П. Чаплинський<sup>2</sup>, В. А. Андрейчин<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Національна медична академія післядипломної освіти ім. П. Л. Шупика, Київ, Україна

<sup>2</sup> Центральна районна лікарня, Самбір, Україна

<sup>3</sup> Івано-Франківський національний медичний університет, Україна

**Ключові слова:** перелом гомілки, концепція малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу

Досягнення травматології визначаються загальним рівнем розвитку науково-технічного прогресу. Незважаючи на велике різноманіття засобів для остеосинтезу, результати лікування переломів кісток гомілки можуть бути кращими [3]. Традиційно вважали, що стабільна фіксація фрагментів повинна забезпечити можливість ранньої функції ушкодженого сегмента, зокрема рухи в суміжних суглобах. Одночасно велике значення надавали анатомічній репозиції відламків. Остання повинна мінімально травмувати м'які тканини. Усі ці постулати стали підґрунтям концепції стабільно-функціонального остеосинтезу (СФО), запропонованої асоціацією АО/ASIF у 1984 році. Головні принципи СФО вважали класичними, вони стали керівництвом до дії під час розроблення засобів для остеосинтезу.

Предметний науковий аналіз цієї концепції АО показав, що її постулати суперечать один одному. Анатомічна репозиція фрагментів призводить до їх оголення, що погіршує кровопостачання, яке посилюється за умов притиснення пластини до кістки. Так стабілізують відламки розроблені асоціацією АО контактні фіксатори. Вони забезпечують одноплощинну фіксацію, тобто всі гвинти проводять в одній площині. У такому разі стабільний остеосинтез можуть забезпечити тільки досить довгі пластини. Це в свою чергу також посилює травматичність хірургічного втручання.

Розробку нових фіксаторів для лікування переломів кісток гомілки не можна проводити на старій теоретичній базі, механістичному підході до проблеми остеосинтезу. Відсутність системного аналізу, імплікативного мислення не дозволяє розібратися у гносеології проблеми, не дає можливості

з'ясувати вплив засобів фіксації на кісткові фрагменти у просторовому і часовому вимірі, пов'язати наслідок фіксації із багатьма чинниками, що його визначають.

Ми провели системний біомеханічний аналіз конструкцій контактних пластин, новітніх розробок фіксаторів для остеосинтезу переломів кісток гомілки, особливостей перебігу репаративної регенерації в післяопераційному періоді, причин виникнення ускладнень і негативних результатів. Виконано комп'ютерне моделювання методом кінцевих елементів (МКЕ) фіксувальних можливостей контактних і малоконтактних пластин для стабілізації фрагментів великогомілкової кістки.

Значна увага надана взаємодії окремих елементів, простежена динаміка репаративного процесу, вплив нових важливих чинників, зв'язок структури і функції. Використання системного підходу як найбільш прогресивної методології наукового дослідження, що розглядає елементи і підсистеми у взаємозв'язку, орієнтовано на досягнення кінцевої мети в умовах дії зовнішнього середовища [6]. Це забезпечило коректність методологічного підходу, раціональність тактичних рішень. Саме на підставі системного підходу можна розробити профілактичні заходи і прогнозувати наслідок загоювання перелому. Тільки усвідомлений, концептуальний аналіз усіх факторів, які впливають на процес зрощення кістки, може бути гарантією успіху. Застосовуючи такий підхід до проблеми лікування переломів кісток гомілки, ми запропонували нову концепцію її вирішення.

Гомілка є досить проблемним сегментом з огляду на кровопостачання середньої і дистальної

частини великогомілкової кістки, тому хороший результат можна досягти тільки після достатньої репозиції відламків, яка не супроводжується їх девіталізацією. У роботі Д. Д. Бітчука [2] представлена концепція багатопощинного кортикального остеосинтезу в разі поперечних переломів діафіза великогомілкової кістки. Вона підтверджує переваги багатопощинної фіксації над однопощинною. Об'ємні пластини на гомілці важко перекрити м'якими тканинами, особливо по передньо-медіальній поверхні кістки. Конструкція LCP-фіксатора передбачає розміщення його переважно саме в цій ділянці гомілки. Фіксатор повинен займати мінімальний об'єм, забезпечувати надійне з'єднання відламків, можливість підбору найоптимальнішого варіанту для конкретного перелому.

Дуже важливим моментом у лікуванні переломів кісток гомілки є можливість регулювати жорсткість фіксації відповідно до характеру лінії перелому і забезпечення певної величини мікрорухливості відламків, що оптимізує перебіг репаративної регенерації [10]. Одночасно ця мікрорухливість не має переходити в макропереміщення фрагментів під дією зовнішньої сили. Застосування фіксатора не повинно посилювати травматизацію ушкодженого сегмента. Оптимально еластичність фіксації має наближатися до еластичності кістки. Вона повинна зберігатися протягом всього періоду лікування. Тому, на наш погляд, кращими для лікування переломів кісток гомілки були б малотравматичні багатопощинні фіксатори. Пропонуємо нашу концепцію остеосинтезу в разі цих ушкоджень. Вона побудована на підставі розробленої раніше концепції малоконтактного багатопощинного остеосинтезу (МБО) переломів довгих кісток [1] із врахуванням анатомічних особливостей гомілки.

Стабільний остеосинтез переломів кісток гомілки треба здійснювати фіксаторами мінімального об'єму і довжини, конструктивні характеристики яких відповідають конкретній лінії зламу, а місця встановлення обирати згідно з анатомічними особливостями ушкодженого сегмента. Відновлення його носійної здатності, осі кістки проходить після репозиції фрагментів за відсутності тиску пластини на кістку, багатопощинного проведення фіксуральних гвинтів, наявності елемента взаємодії їх із фіксатором. За таких умов формується стабільна біомеханічна конструкція «фіксатор – кістка» та можна програмувати величину мікрорухливості відламків, оптимізувати перебіг репаративної регенерації.

На підставі цієї концепції ми розробили оригінальний пристрій для фіксації кісткових відламків (ПФКВ), захищений патентом України [4]. Завдяки

своїм конструктивним особливостям пристрій дозволяє усунути шкідливий тиск пластини на кістку. Це, а також багатопощинне проведення гвинтів, наявність елемента взаємодії «пластина – гвинт» забезпечує надійну фіксацію фрагментів кісток гомілки. Авторський пристрій дає можливість здійснити стабільний остеосинтез навіть з максимально можливою короткою пластиною. Для зменшення об'єму ПФКВ товщина пластини по краях знижена. Фігурний переріз пластини пристрою робить її стійкою на злам у разі товщини 2,5 мм. Такі конструктивні зміни дають можливість не тільки зменшити об'єм фіксатора, що полегшує його встановлення за необхідності навіть на передньо-медіальній поверхні кістки, але й дозволяє моделювати пластину для її метаепіфізарних ділянок. Традиційно ПФКВ розміщують на латеральному боці великогомілкової кістки.

Фіксація півкілець, які моделюють фрагмент, до тонкішої частини пластини дає змогу провести гвинти спереду назад під час остеосинтезу нижньої третини великогомілкової кістки, а саме її метадіафізарного відділу (рисунок). Це значно полегшує хірургічне втручання, зменшує обсяг оперативного доступу, не потребує додаткових бокових розрізів для проведення гвинтів на відміну від остеосинтезу з використанням контактних пластин.

ПФКВ накладають на відрепоновані фрагменти поверх окістя. Для поперечних переломів важливо досягти щільний контакт між відламками. Загалом поперечні переломи великогомілкової кістки вважають проблемними для зрощення. Причиною цього є невелика площа контакту між фрагментами.

Щільний контакт та еластична фіксація ПФКВ забезпечують розвиток невеликої періостальної мозолі, яка набагато міцніша за первинне зрощення. У випадку косих переломів після репозиції фрагменти з'єднують фіксаційними гвинтами, відновлюють вісь кінцівки. Великі відламки за можливості стабілізують гвинтами. У такому випадку значна площа контакту за умов стабільної фіксації сприяє первинному зрощенню. Відламки не скелетують,



**Рисунок.** Зовнішній вигляд варіанту ПФКВ для остеосинтезу нижньої третини гомілки

дрібніші з них підводять до материнського ложа. У разі кісткових дефектів для поліпшення репаративної регенерації необхідно провести спонгіозну автопластику. Після репозиційної стабілізації відламків до них прикладають сформовану конструкцію ПФКВ. Через основні фрагменти проводять по 1–2 гвинти, головки яких повинні тільки зануритись у заглиблення пластини, пластину до кістки не притискають. Потім проводять гвинти через отвори півкілець, затягують гвинти для кінцевого моделювання півкілець по кістці. Після цього через отвори пластини і фрагменти за необхідності проводять ще по 1–2 гвинти.

Притискання контактної пластини до кістки шляхом затягування численних гвинтів призводить до порушення мікроциркуляції на поверхні кістки, у подальшому відбувається втрата кісткової речовини, її лізис навколо фіксувальних гвинтів і під пластину, розвивається остеопороз. З'являється мікрорухливість фрагментів, яка зростає під дією зовнішньої сили. Відбувається це через 2–3 тижні після остеосинтезу. Подальша дія навантаження зменшує стабільність фіксації, погіршує умови перебігу репаративного процесу, сприяє переходу мікрорухливості в макропереміщення фрагментів, їх дестабілізації. Таким чином, для пластинчастих фіксаторів необхідний постійний нагляд в післяопераційному періоді.

Величина кісткової мозолі залежить від мікрорухливості фрагментів, еластичності їх з'єднання, якості кровопостачання. Формування кісткового регенерату відбувається в інтрамедіарній зоні, по періостальній та ендостальній поверхні кісткових відламків. Зазвичай за обсягом переважає періостальний регенерат. Завдання остеосинтезу на цьому етапі: забезпечити щільний контакт, мікрорухливість фрагментів, мінімально травмувати окістя, запобігти ротації та зміщенню фрагментів. Стабілізація фрагментів має бути еластичною, забезпечувати фізіологічний обмін, живлення кістки, васкуляризацію первинної мозолі, її мінералізацію. На стадії перебудови первинного регенерату, формуванні пластинчастої кістки фіксатор має сприяти структуризації мозолі шляхом вертикальних дозованих навантажень.

Орієнтація кісткових трабекул відбувається під впливом зовнішніх сил. Засоби для традиційного повноконтрастного остеосинтезу часто не створюють умов для перебігу такого процесу.

Отже, основна проблема накісткового остеосинтезу полягає в недосконалості його принципу і пов'язана з притисканням пластини до кістки, проведенні гвинтів в одній площині, відсутності взаємодії «пластина – гвинт». Негативні наслідки обумовлені

взаємовідносинами у системі «пластина – кістка» та відсутністю стабільної конструкції «фіксатор – кістка». Виникають сили, які в разі косопоперечного перелому з боку пластини сприяють компресії фрагментів, з протилежного боку від пластини діють сили на дистракцію. За умов одноплощинного проведення гвинтів це призводить до зниження стабільності остеосинтезу, посилення періостальної реакції.

Останнім часом асоціація АО змінила свою попередню концепцію остеосинтезу, відмовилась від анатомічної репозиції фрагментів у випадку складних і скалкових переломів, стабільної їх фіксації. Основним постулатом нової концепції є мікрорухливість відламків, що програмує перебіг репаративної регенерації, відновлення осі кінцівки, еластичну фіксацію. Для реалізації цієї концепції асоціація АО на підставі сучасних технологій розробила і пропонує для широкого застосування нові складні в застосуванні засоби для остеосинтезу. Серед них вражають своєю різноманітністю пластини з різьбовим з'єднанням «пластина – гвинт», LCP-пластини з кутовою стабільністю [9, 10]. Слід зауважити, що фіксатори з кутовою стабільністю здійснюють одноплощину фіксацію. Стабільний остеосинтез можуть забезпечити тільки довгі пластини. Щоб знизити травматичність хірургічного втручання пропонують напівзакриту методику накладання LCP-фіксатора. Нам звичайно більше імпонує методика МІРО. Переваги цієї методики, як і можливостей LCP-пластин, очевидні.

Стабілізаційна функція LCP-фіксатора забезпечується завдяки різьбовій стабілізації головки гвинта в пластині. Крім цього, основні функції пластини (компресія, опора, протидія осьовому навантаженню, відносна стабільність відламків) можливі через наявність гладкої однієї половини отвору під стандартні гвинти та другої з різьбою для блокування гвинтів. Це дозволяє фіксувати фрагменти не шляхом притиснення пластини до кістки, а за допомогою стабілізації головки гвинта у різьбовій частині отвору пластини. Останню накладають після попередньої репозиції і за необхідності компресії відламків з'єднують стандартними гвинтами через гладкі отвори. Без такої компресії досягти контакту між фрагментами в разі простого перелому неможливо. «Золоте правило» застосування LCP-пластини: «Спочатку компресуй, а потім блокуй» [7, 8]. Завдяки стабілізації гвинтів у пластині усувають її тиск на кістку, зберігають періост, кровообіг відламків, забезпечують стабільну їх фіксацію. Все це сприяє перебігу репаративної регенерації.

Як було відзначено, результат лікування переломів LCP-пластиною залежить від якості попе-

редньо проведеної репозиції відламків. Досягти консолідацію фрагментів великогомілкової кістки LCP-пластиною за умов неушкодженої малоомілкової кістки чи підголовчастого її перелому досить складно. Для конструкції фіксатора необхідно встановити пластину на передньо-внутрішній поверхні великогомілкової кістки. Досягти вдалої закритої репозиції фрагментів у такому випадку майже неможливо. Подібну проблему застосування LCP-фіксатора описали G. Zimmerman і співавт. [7]. Нерепоновані відламки великогомілкової кістки знаходяться між двома носійними опорами — пластиною фіксатора і цілою малоомілковою кісткою. Практика довела, що навіть значне навантаження прооперованого сегмента не призводить до контакту відламків, які фіксовані блоківними гвинтами. Передчасне тривале навантаження кінцівки в таких випадках може закінчитись зломом пластини. Крім цього, між головкою блоківного гвинта і пластиною може виникати ефект «зварювання», що створює певні проблеми під час видалення пластини.

Комп'ютерне моделювання МКЕ показало, що ПФКВ забезпечує жорсткішу фіксацію порівняно із контактною пластиною. Мікрорухливість фрагментів, напруження пластини і центральної частини великогомілкової кістки при цьому зменшені. У разі косої лінії перелому використання відламків 2–3 репозиційними гвинтами збільшує жорсткість фіксації. Мікрорухливість фрагментів та напруження пластини ПФКВ при цьому мінімальні.

Стабілізація фрагментів ПФКВ призводить до відновлення носійної здатності ушкодженого сегмента. Завдяки певній віддаленості пластини фіксатора від кістки збільшується ширина поперечного перерізу біомеханічної конструкції «фіксатор – кістка». При цьому зростає носійна здатність ушкодженого сегмента. Одночасно зберігається еластичність фіксації. Біомеханічно стабільна система «фіксатор – кістка» створює умови для оптимізації перебігу репаративної регенерації. Цьому сприяють відсутній тиск пластини на кістку, багатоплощинне проведення гвинтів та елемент взаємодії «пластина – гвинт». Останнє протидіє лінійному переміщенню гвинта в разі лізису кістки і навантаження, дозволяє мікрорухливість відламків, яка визначається величиною проточування між головкою гвинта і його різьбовою частиною. Мікрорухливість буде більшою на протилежному від пластини боці, що призводить до формування асиметричної мозолі. З боку пластини стабільність фіксації більша, тут відбувається первинне зрощення фрагментів. Система «фіксатор – кістка» дозволяє певною мірою програмувати величину мікрорухливості відламків, що оптимізує

перебіг репаративної регенерації. Мікрорухливість повинна бути різнонаправленою, саме це і забезпечує ПФКВ. За умов однонаправлених переміщень відламків з малою амплітудою і частотою формується псевдоартроз [5]. Жорсткість фіксації ПФКВ збільшується з наближенням фіксаційних гвинтів і півкілець до лінії перелому. У випадку косої лінії перелому проводять репозиційний остеосинтез 2–3 гвинтами, що забезпечує первинне зрощення фрагментів. Конструкція ПФКВ дозволяє встановити його поверх головок репозиційних гвинтів. Контактна пластина не має таких можливостей. Крім цього, конструкція «фіксатор – кістка» протидіє переходу мікрорухливості відламків у їх макропереміщення під дією зовнішньої сили. Саме за таких умов, мало контакту фіксатора із фрагментами та наявності певної мікрорухливості проходить їх зрощення.

Таким чином, розроблена на підставі системного аналізу морфо-біомеханічних особливостей сегмента, процесу консолідації, конструкцій наявних фіксаторів, взаємодії «пластина – гвинт» концепція малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу придатна для переломів кісток гомілки.

## Список літератури

1. Білінський П. І. Теорія і практика малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу / П. І. Білінський. — К.: Макрос, 2008. — 376 с.
2. Битчук Д. Д. Экспериментально-математическое обоснование многоплоскостного кортикального остеосинтеза при поперечных диафизарных переломах большеберцовой кости: автореф. дис. на соискание ученой степени канд. мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматология и ортопедия» / Дмитрий Денисович Битчук. — Харьков, 2007. — 27 с.
3. Корж М. О. Вибір способу остеосинтезу при переломах кісток / М. О. Корж, Л. Д. Горидова: матеріали XII з'їзду травматологів-ортопедів України. — К., 1996. — С. 39–40.
4. Пат. № 17502 UA. МПК<sup>6</sup> А 61 В 17/58, А 61 В 17/62. Пристрій для фіксації кісткових відламків / Білінський П. І. (UA); заявник і патентовласник П. І. Білінський (UA). — № 96051961; заявл. 20.05.96; опубл. 31.10.97, Бюл. № 5.
5. Попсуйшапка А. К. Функциональное лечение диафизарных переломов конечностей (клиническое и экспериментальное обоснование): дис. ... доктора мед. наук: 14.01.21 / Алексей Корнеевич Попсуйшапка. — Харьков, 1991. — 323 с.
6. Сименач Б. И. Фрактурология — некоторые аспекты теоретизации учения о переломах костей: Ч. 1. О генезисе синдрома перелома / Б. И. Сименач // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2000. — № 3. — С. 121–140.
7. Трансформирующий фактор роста (ТФР)-β1 как маркер замедленного сращения переломов / G. Zimmermann, P. Henle, M. Kusswetter и др. // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2009. — № 1. — С. 57–65.
8. Шаповалов В. М. Основы внутреннего остеосинтеза / В. М. Шаповалов, В. В. Хоминец, С. М. Михайлов. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2009. — 235 с.
9. Babst R. LISS tractor. Combination of the «less invasive stabilization system» (LISS) with the AO distractor for distal femur and proximal tibial fractures / R. Babst, M. Hehli, P. Regazzoli // Unfallchirurg. — 2001. — Bd. № 6. — P. 530–535.
10. Ruedi Th. R. AO Principles of fracture management / Th. R. Ruedi, R. E. Buckley, Ch. G. Moran. — Stuttgart, New York: Thieme, 2007. — 947 p.