

©П. І. БІЛІНСЬКИЙ

bilinskyi1958@gmail.com; ORCID: <https://orcid.org/0009-0009-5513-0949>

©В. П. БУТ

bvps@ukr.net; ORCID: <https://orcid.org/0009-0008-2726-0087>

©Т. Є. МАРЧУК

marchuk.phd@gmail.com; ORCID: <https://orcid.org/0009-0007-1613-0845>

Національний університет охорони здоров'я України імені П. Л. Шупика, Київ, Україна

Концептуальне обґрунтування малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу переломів гомілки

Мета роботи: теоретично обґрунтувати та оптимізувати методику малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу діафізарних переломів кісток гомілки.

Матеріали і методи. На основі системного підходу проведено аналіз взаємодії елементів при повному контакті пластини з кісткою і його відсутності, простежено наслідки цієї взаємодії, вплив на репаративну регенерацію (РР). Визначено основні вимоги до конструкції фіксатора для забезпечення оптимальних умов зрощення фрагментів при переломі кісток гомілки (ПКГ). Використовуючи теоретичні закони будівельної механіки, сформульовано вимоги до просторового розташування шурупів, що усувають недоліки одноплощинної фіксації, доведено перевагу багатоплощинної стабілізації фрагментів. Серед нових засобів для остеосинтезу необхідно відзначити пластини із різьбовим з'єднанням «пластина-гвинт» (LCP) – пластини із кутовою стабільністю. Проведено біомеханічний аналіз різних конструкцій, функціональних можливостей методик застосування.

Результати. Дуже важливим елементом у лікуванні ПКГ є можливість регулювати жорсткість фіксації відповідно до характеру лінії перелому, можливість забезпечити певну величину мікрорухомоті відламків (МРВ), що оптимізує перебіг РР. Враховуючи сказане, на наш погляд, найбільш оптимальними для лікування ПКГ є малоконтактні багатоплощинні фіксатори, які розробив П. І. Білінський. Пропонуємо нашу концепцію їх застосування при цих ушкодженнях. Стабільний остеосинтез ПКГ має здійснюватись фіксаторами мінімального об'єму і довжини, що забезпечують вибір найбільш оптимальної конструкції для конкретної лінії зламу, а також місця встановлення відповідно до анатомічних особливостей ушкодженого сегмента, відновлення його несучої здатності, осі кістки проходить після репозиції фрагментів, при відсутності тиску на кістку, багатоплощинному проведенні фіксуючих гвинтів, наявності елемента взаємодії їх із фіксатором, що створює з фрагментами біомеханічну конструкцію «фіксатор – кістка», дозволяє програмувати величину МРВ, оптимізувати перебіг РР. Надійну фіксацію фрагментів кісток гомілки може забезпечити оригінальний пристрій для фіксації кісткових відламків (ПФКВ), захищений патентом України № 17502, який удосконалили відповідно до розробленої концепції.

Висновки. Концепція малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу, яку автори розробили на основі системного аналізу морфо-біомеханічних особливостей сегмента, процесу консолідації, конструкцій існуючих фіксаторів, взаємодії пластина-гвинт, придатна для остеосинтезу ПКГ. Вона збігається з основними положеннями сучасних тенденцій асоціації АО.

Ключові слова: перелом кісток гомілки; концепція; малоконтактний багатоплощинний остеосинтез.

Постановка проблеми й аналіз досліджень та публікацій. Одним із найпоширеніших ушкоджень опорно-рухового апарату є переломи кісток гомілки (ПКГ). У структурі скелетної травми вони складають від 15,2 до 36,6 % усіх переломів довгих кісток [5, 9].

Час непрацездатності в середньому сягає 5–9 місяців [4]. Ефективне лікування ПКГ можливе на основі глибокого знання біології кістки, процесу зрощення фрагментів, біомеханіки взаємодій фіксатор – кістка, з позицій системного підходу (СП) [3, 8]. Фіксатор повинен допускати у кістці адекватне напруження. Загалом, еластичність фіксатора повинна наближатися до еластичності кістки [1]. Цим умовам відповідають мостовина, подвій-

но-деротаційна пластини, малоконтактні багатоплощинні фіксатори (МБФ). Однак лише МБФ мають елемент взаємодії підсистеми «пластина – гвинт», здійснюють багатоплощинну фіксацію, допускають певну мікрорухомотість відламків (МРВ).

Мета роботи: теоретично обґрунтувати та оптимізувати методику малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу діафізарних переломів кісток гомілки.

Матеріали і методи. Відійшов у минуле популярний колись стабільно-функціональний остеосинтез (СФО). За його допомогою стабілізували відламки шляхом притиснення пластини до кістки. Широке його застосування призвело до знач-

ної кількості різноманітних ускладнень. Предметний науковий аналіз концепції СФО АО показав, що її постулати суперечили один одному.

На основі СП проведено аналіз взаємодії елементів при повному контакті пластини з кісткою і його відсутності, простежені наслідки цієї взаємодії, вплив на репаративну регенерацію (РР). Визначено основні вимоги до конструкції фіксатора для забезпечення оптимальних умов зрощення фрагментів при ПКГ. Використовуючи теоретичні закони будівельної механіки, сформульовано вимоги до просторового розташування шурупів, що усувають недоліки одноплоснинної фіксації, доведено перевагу багатоплоснинної стабілізації фрагментів.

При остеосинтезі пластина виконує роль опори, що має з фрагментами кістки контакт: повний, мінімальний, частковий (хвилеподібно вигнута пластина). 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. Необхідно відзначити, що регулювати величину мікрорухомості досить складно, адже вона реалізується під впливом дії зовнішньої сили. МРВ програмує розвиток періостальної мозолі. Обсяг останньої залежить від величини МРВ.

Формування мозолі відбувається з кісткових відламків і регенеруючої кісткової тканини, вони утворюють критичну кісткову масу, найбільше якої в ділянці окістя. Завдання остеосинтезу: забезпечити добрий контакт, МРВ, мінімально травмувати окістя, не допускати ротації, зміщення фрагментів по ширині. Поряд з диференціацією клітинних елементів іде резорбція кісткової тканини. Цей період разом із формуванням первинних остеонів триває 25–35 днів. Фіксація фрагментів має бути еластичною, забезпечити фізіологічний обмін, харчування кістки, васкуляризацію мозолі, її мінералізацію [1].

Останнім часом асоціація АО відмовилась від анатомічної репозиції фрагментів, стабільної їх фіксації. Основним постулатом концепції тепер є МРВ, що програмує перебіг РР, відновлення осі кінцівки, еластичне з'єднання. Для реалізації своєї нової концепції асоціація АО на основі сучасних технологій розробила і пропонує для широкого застосування нові, досить не прості у застосуванні, засоби для остеосинтезу.

Серед нових засобів для остеосинтезу необхідно відзначити пластини із різьбовим з'єднанням «пластина – гвинт» (ЛСР) – пластини із кутовою

стабільністю [1, 2, 10]. Позитивні сторони ЛСР-фіксаторів ще будуть відзначені, проте вже зараз необхідно наголосити на тих моментах, що можуть призвести до негативних результатів при широкому і неуважному застосуванні. Напівзакрите накладання ЛСР-фіксатора знижує травматичність втручання, воно можливе тільки в ранньому післятравматичному періоді, під контролем електронно-оптичного перетворювача (ЕОП), що має забезпечити добрий контакт між фрагментами. Стабільний остеосинтез діафізарних переломів може забезпечити тільки достатньо довга пластина. Сказане підтверджують клінічні випадки хворого К. із косим переломом середньої третини великогомілкової кістки (ВГК) (рис. 1, а, б) і пацієнта М. із скалковим переломом середньої третини ВГК і нижньої третини малоомілкової кістки (МГК) (рис. 1, в, г). Остеосинтез в обох випадках виконано відкритим методом, що завдало ушкодженню сегменту значну операційну травму.

Значна довжина ЛСР-пластини зумовлена тим, що у фіксаторі усі блокуючі гвинти проводяться в одній площині. Головка блокуючого гвинта має дрібну «газову» різьбу, це сприяє її блокуванню в аналогічній різьбі отвору пластини. При затягуванні гвинта між ними виникає ефект зварювання. Тому видалити такий гвинт після зрощення перелому буває складно. Таке ускладнення зустрічається досить часто. Стабілізація відламків у ЛСР-пластині здійснюється після попередньої компресії відламків стандартними гвинтами через крайні гладкі отвори. Без такої компресії добитися контакту між фрагментами неможливо. Золоте правило застосування ЛСР-пластини: «Спочатку компресуй, а потім блокуй». Післяопераційна корекція відламків також досить проблематична. Після блокування головок гвинтів у різьбових отворах пластини блокується і МРВ. Регулюючи відстань блокуючих гвинтів до лінії перелому, можна до певної міри програмувати величину МРВ, тип зрощення, величину періостальної мозолі. Практика показує, що блокування невправлених відламків ЛСР-пластиною частіше призводить до порушення РР, розвитку псевдоартрозу. Таке ускладнення часто спостерігається. Суттєвим недоліком конструкції ЛСР є проблемне накладання пластини поверх головок кортикальних гвинтів після репозиційної фіксації відламків при скалковому переломі ВГК.

Як було відзначено вище, результат лікування переломів ЛСР-пластиною залежать від якості попередньо проведеної репозиції відламків. Досягнути доброго результату при остеосинтезі



Рис. 1. Фотовідбитки рентгенограм хворого К. із косим переломом середньої третини великогомілкової кістки: а – при ушпиталенні; б – після остеосинтезу LCP-пластиною і хворого М. із скалковим переломом середньої третини великогомілкової кістки та нижньої третини малогомілкової кістки: в – при ушпиталенні; г – після остеосинтезу LCP-пластиною.

LCP-пластиною ВГК при цілій МГК досить складно. Добитись доброї закритої репозиції фрагментів у такому випадку практично неможливо [11]. Сказане підтверджують спостереження, показані на рисунку 2. Зрощення відламків відбулося при доброму їх контакті.

Конструкція LCP-фіксатора вимагає встановлення пластины по передньовнутрішній поверхні ВГК. Не відрепоновані відламки ВГК знаходяться між двома несучими опорами – пластиною фіксатора і цілою МГК. 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 закінчитись зломом пластины.

Результати. Як бачимо, розробка нових фіксаторів для лікування ПКГ проводиться на старій теоретичній базі, механістичному підході до проблеми остеосинтезу. Використання біомеханічно не обґрунтованих фіксаторів на практиці не виправдує сподівань травматологів.

Цих проблем не виникає при використанні СП, як найбільш прогресивної методології наукового дослідження, що розглядає елементи і підсистеми у взаємозв'язку, орієнтована на досягнення кінцевої мети в умовах дії зовнішнього середовища [3, 8]. Застосовуючи такий підхід до проблеми лікування ПКГ, можна виробити нову концепцію її ви-

рішення. Доброго результату при ПКГ можна досягти тільки після малотравматичної репозиції відламків, які стабілізують фіксатори, що займає

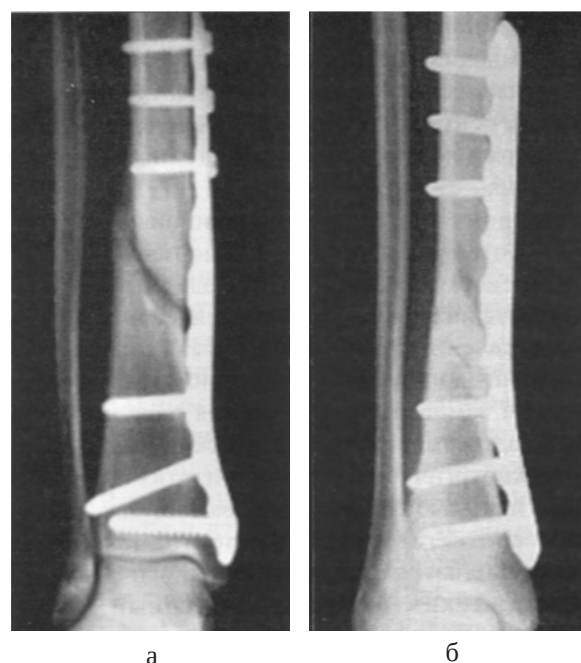


Рис. 2. Фотовідбитки рентгенограм – наслідки LCP-остеосинтезу косого перелому великогомілкової кістки: а – при поганому контакті між відламками зрощення відсутнє; б – добрий контакт відламків забезпечує їх зрощення.

З ДОСВІДУ РОБОТИ

мінімальний об'єм, має можливість регулювати величину МРВ, що оптимізує перебіг РР. Цьому сприяє багатоплощинна фіксація й елемент взаємодії підсистеми «пластина – гвинт». Враховуючи сказане, на наш погляд, найбільш оптимальними для лікування ПКГ є МБФ, розроблені П. І. Білінським [1, 6].

Пропонуємо нашу концепцію їх застосування при цих ушкодженнях. Стабільний остеосинтез ПКГ має здійснюватись фіксаторами мінімального об'єму і довжини, що забезпечують вибір найбільш оптимальної конструкції для конкретної лінії зламу, а також місця встановлення відповідно до анатомічних особливостей ушкодженого сегмента, відновлення його несучої здатності, осі кістки проходить після репозиції фрагментів, при відсутності тиску на кістку, багатоплощинному проведенні фіксуючих гвинтів, наявності елемента взаємодії їх із фіксатором, що створює з фрагментами біомеханічну конструкцію «фіксатор – кістка», дозволяє програмувати величину МРВ, оптимізувати перебіг РР. Надійну фіксацію фрагментів кісток гомілки може забезпечити оригінальний пристрій для фіксації кісткових відламків (ПФКВ), який ми удосконалили, і захищений патентом України № 17502 відповідно до розробленої концепції [6]. На рисунку 3 представлено варіант ПФКВ для остеосинтезу переломів середньої третини кісток гомілки. Завдяки своїм конструктивним особливостям він усуває шкідливий тиск пластини на кістку. Це, а також багатоплощинне проведення гвинтів, наявність елемента взаємодії підсистеми «пластина – гвинт» може забезпечити надійну фіксацію фрагментів кісток гомілки. Він здійснює стабільний

остеосинтез при максимально можливій короткій пластині. Так, стабільний остеосинтез косого перелому ВГК забезпечує ПФКВ із пластиною на 7 отворів довжиною 116 мм. Сказане підтверджує клінічний випадок хворої М. (рис. 4). Під час оперативного втручання проведено репозицію відламків, які зафіксовані 2-ма кортикальними гвинтами. Кінцеву стабілізацію сегмента проведено ПФКВ із пластиною на 7 отворів. У зв'язку з відсутністю зламу МГК стабільну фіксацію забезпечує проведення через відламки 2-х кортикальних гвинтів. Один із них проводиться через отвір півкільця. На контрольній Rh через 2,5 місяця відмічають зрощення відламків (рис. 4, б). При переломі обох кісток через пластину у відламок проводимо по 2 кортикальні гвинти.

Для зниження об'єму ПФКВ товщина пластини по краях зменшена. Тут різьбовим з'єднанням до пластини фіксують півкільця. Такі конструктивні зміни дають можливість не тільки зменшити



Рис. 3. Середня третина великогомілкової кістки із розміщеним на ній пристроєм для фіксації кісткових відламків.



а



б

Рис. 4. Фотовідбиток рентгенограми хворої М. із косим переломом нижньої третини великогомілкової кістки: а – при ушпиталенні; б – через 2,5 місяця після остеосинтезу пристроєм для фіксації кісткових відламків із пластиною на 7 отворів.

об'єм фіксатора, що полегшує проблеми його встановлення і перекриття, а дозволяє моделювання пластини для її метаепіфізарних ділянок. Це особливо актуально для остеосинтезу дистального відділу ВГК. Фіксація півкілець, що моделюють фрагмент, до тоншої частини пластини дає можливість провести гвинти в передньо-задньому напрямку, це значно полегшує проведення оперативного втручання, не вимагає скелетизації дистального відламка, мінімізує травматизацію втручання (рис. 5).

Для підтвердження наводимо клінічний випадок хворої С. При гвинтоподібному переломі нижньої третини ВГК, у поєднанні з поперечним переломом середньої третини МКГ (рис. 6, а) їй проведено остеосинтез ВГК ПФКВ із пластиною на 10 отворів довжиною 160 мм. Після анатомічної репозиції відламків їх зафіксували двома кортикальними гвинтами. Таким чином відновлено вісь кінцівки. Під час кінцевої стабілізації сегмента через отвори півкілець, які фіксовані у пластині на 10 отворів і розміщені над дистальним відламком, проведено 2 гвинти спереду дозад. Таким чином відпала потреба у скелетизації дистального відламка для проведення гвинтів через отвори пластини, що спростувало проведення оперативного втручання, не нанесло додаткову травму сегменту (рис. 6, б).

Обговорення. 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. Добрий контакт, еластичне з'єднання ПФКВ забезпечують розвиток нормотрофічної періостальної мозолі, яка набагато міцніша, ніж первинне зрощення. При косих переломах після репозиції фрагменти з'єднують фіксаційними гвинтами, відновлюється вісь кінцівки. Великі відламки теж при можливості стабілізують гвинтами. При кісткових дефектах для поліпшення РР необхідно провести спонгіозну автопластику. Після репозиційної стабілізації відламків до них прикладають сформовану конструкцію ПФКВ. Через основні фрагменти проводять 1–2 гвинти, пластину до кістки не притискають. 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. Таким чином ПФКВ, який ми розробили, забезпечує стабільну фіксацію відламків при застосуванні мінімальної кількості гвинтів.

Завдяки певній віддаленості пластини ПФКВ від кістки, величиною 1–2 мм, збільшується ширина поперечного перерізу біомеханічної конструкції



Рис. 5. Варіант пристрою для фіксації кісткових відламків для остеосинтезу нижньої третини великогомілкової кістки.

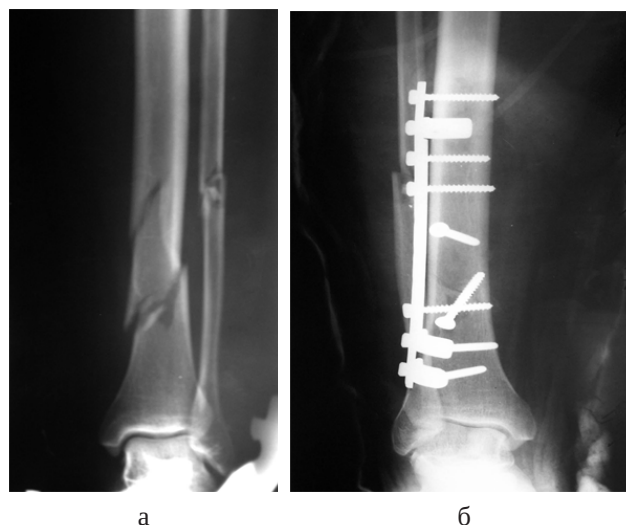


Рис. 6. Фотовідбиток рентгенограми хворої С. із гвинтоподібним переломом нижньої третини великогомілкової кістки: а – при ушпиталенні; б – після остеосинтезу пристроєм для фіксації кісткових відламків нижньої третини великогомілкової кістки з пластиною на 10 отворів.

«фіксатор – кістка». При цьому зростає несуча здатність ушкодженого сегмента. Одночасно зберігається еластичність фіксації. Біомеханічно-стабільна підсистема «фіксатор – кістка» створює добрі умови для перебігу РР. Цьому сприяють відсутність тиску пластини на кістку, багатоплощинне проведення гвинтів, наявність елемента взаємодії підсистеми «пластина – гвинт». Ця взаємодія протидіє лінійному переміщенню гвинта при лізису кістки і навантаженні, допускає МРВ, яка визначається величиною проточки між головкою гвинта і його різьбовою частиною. Необхідно підкреслити, що конструктивні особливості ПФКВ забезпечують МРВ у будь-якому випадку. Величину останньої можна мінімізувати, зменшуючи відстань фіксаційних кортикальних гвинтів до лінії перелому. Мікрорухомість буде більшою на боці,

протилежаючому від пластини, що призводить до формування асиметричної мозолі. З боку пластини стабільність фіксації більша, тут проходить первинне зрощення фрагментів. Підсистема «фіксатор – кістка» дозволяє до певної міри програмувати величину МРВ, що оптимізує перебіг РР. Мікрорухомість повинна бути різнонаправленою. Саме таку мікрорухомість і забезпечує ПФКВ. При односторонніх переміщеннях відламків з малою амплітудою і частотою формується псевдоартроз [7]. Наявність різьбового елемента взаємодії підсистеми «пластина – гвинт» у ПФКВ він протидіє переходу МРВ у їх макропереміщення під дією зовнішньої сили. Саме в таких умовах, при малому контакті фіксатора з фрагментами, наявності певної мікрорухомості проходить її зрощення.

Висновки. Концепція малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу, яку ми розробили на

основі системного аналізу морфо-біомеханічних особливостей гомілки, процесу консолідації, конструкцій існуючих фіксаторів, взаємодії підсистеми «пластина – гвинт», придатна для остеосинтезу ПКГ. Вона збігається з основними положеннями сучасних тенденцій асоціації АО. Наша концепція передбачає створення найбільш оптимальної конструкції для конкретного перелому, яка мінімізує операційну травму, забезпечує сприятливі умови для перебігу РР.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Джерела фінансування. Зовнішні джерела фінансування не залучали.

Внесок авторів. Білінський П. І. – ідея та концепція дослідження. Бут В. П. – аналіз, обговорення та дизайн дослідження. Марчук Т. Є. – огляд літератури та написання тексту.

СПИСОК БІБЛІОГРАФІЧНИХ ПОСИЛАНЬ

1. Білінський П. І. Теорія і практика малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу. Київ : Макрос, 2008. 375 с.
2. Anqlen J., Kyle R. F. Lockable plates for limb fractures / JAAOS. 2009. Vol. 17. No. 7. P. 647–657.
3. Клітинні механізми порушення репаративного остеогенезу / В. М. Оксимець та ін. *Ортопедія, травматологія та протезування*. 2011. № 2. С. 5–16.
4. Копитчак І. Р. Клініко-морфологічні особливості лікування переломів гомілки при політравмі : дис. ... канд. мед. наук : спец. 14.01.21 «Травматологія та ортопедія». Тернопіль, 2011. 163 с.
5. Малоінвазивний заглибний остеосинтез у постраждалих із діафізарними переломами кісток гомілки / М. Л. Анкін та ін. *Травма*. 2011. Т. 12. № 3. С. 80–84.
6. Пристрій для фіксації кісткових відламків: пат. № 17502 Україна, МПК6 А61В 17/58, А61В 17/62; заявл. і патент. Білінський П. І. № 96051961; заявл. 20.05.96; опубл. 31.10.97, Бюл. № 5.

7. Попсуйшапка О. К., Ужигова О. Є., Литвишко В. А. Частота незрощення та уповільненого зрощення відламків при ізольованих діафізарних переломах довгих кісток кінцівок. *Ортопедія, травматологія та протезування*. 2013. № 1. С. 39–43.
8. Сименач Б. І. Фрактерологія – деякі аспекти теоретизації вчення про переломи кісток. Ч. 2. Управління процесами репарації. *Ортопедія, травматологія та протезування*. 2000. № 4. С. 105–117.
9. Шимон В. М., Шерегій А. А. Перспективні напрями лікування діафізарних переломів кісток гомілки. *Травма*. 2010. Т. 11. № 4. С. 363–366.
10. Gardner M. J., Evans J. M., Dunbar R. P. Failure of fracture plate fixation. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 2009. Vol. 17 (10). P. 647–657.
11. Transforming growth factor (TGF)- β_1 as a marker of delayed fracture healing / G. Zimmermann et al. *Bone*. 2005. Vol. 36. P. 779–785.

REFERENCES

1. Bilinskyi P.I. Teoriya i praktyka malokontaktynoho bahatoploshchynnoho osteosyntezk [Theory and practice of low-contact multi-planar osteosynthesis]. Kyiv : Makros, 2008; 375. Ukrainian.
2. Anqlen J, Kyle RF. Lockable plates for limb fractures / JAAOS. 2009; 17(7):647-57.
3. Oksymets' VM, Popandopulo AH, Chernysh VYu et al. Klitynni mekhanizmy porushennya reparaivnoho osteohenezu [Cellular mechanisms of disruption of reparative osteogenesis]. *Ortopediya, travmatolohiya ta protezuvannya*. 2011; 2:5-16. Ukrainian.
4. Kopytchak IR. Kliniko-morfologichni osoblyvosti likuvannya perelomiv homilky pry politravmi [Clinical and morphological features of treatment of fractures of the tibia in polytrauma] : dys. ... kand. med. nauk : spets. 14.01.21 «Travmatolohiya ta ortopediya». Ternopil', 2011; 163. Ukrainian.
5. Ankinta ML, Ankin LM, Satyshchev MM et al. Maloinvazyvnyy zahlybnyy osteosyntez u postrazhdalyykh iz diafizarnyyu perelomamy kistok homilky [Minimally invasive deep osteosynthesis in victims with diaphyseal fractures of the tibia]. *Travma*. 2011; 12(3): 80-4. Ukrainian.
6. Bilinskyi P.I. Prystriy dlya fiksatsiyi kistkovykh vidlamkiv: pat. № 17502 Ukrayina, MPK6 A61V 17/58, A61V 17/62 [Device for fixing bone fragments: patent No. 17502 Ukraine, MPK6 A61V 17/58, A61V 17/62]; application and patent.; zayavn. i patent. № 96051961; zayavl. 20.05.96; opubl. 31.10.97, Byul. № 5. Ukrainian.
7. Popsuyshapka OK, Uzhyhova OYe, Lytvishko VA. Chastota nezroshchennya ta upovil'nenoho zroshchennya vidlamkiv pry izol'ovanykh diafizarnyykh perelomakh dovhykh kistok kintsivok [The frequency of non-union and delayed union of fragments in isolated diaphyseal fractures of long bones of the limbs]. *Ortopediya, travmatolohiya ta protezuvannya*. 2013; 1:39-43. Ukrainian.
8. Symenach BI. Frakterolohiya – deyaki aspekty teoretyzatsiyi vchennya pro perelomy kistok. Ch. 2. Upravlinnya protsesamy

6. Bilinskyi P.I. Prystriy dlya fiksatsiyi kistkovykh vidlamkiv: pat. № 17502 Ukrayina, MPK6 A61V 17/58, A61V 17/62 [Device for fixing bone fragments: patent No. 17502 Ukraine, MPK6 A61V 17/58, A61V 17/62]; application and patent.; zayavn. i patent. № 96051961; zayavl. 20.05.96; opubl. 31.10.97, Byul. № 5. Ukrainian.
7. Popsuyshapka OK, Uzhyhova OYe, Lytvishko VA. Chastota nezroshchennya ta upovil'nenoho zroshchennya vidlamkiv pry izol'ovanykh diafizarnyykh perelomakh dovhykh kistok kintsivok [The frequency of non-union and delayed union of fragments in isolated diaphyseal fractures of long bones of the limbs]. *Ortopediya, travmatolohiya ta protezuvannya*. 2013; 1:39-43. Ukrainian.
8. Symenach BI. Frakterolohiya – deyaki aspekty teoretyzatsiyi vchennya pro perelomy kistok. Ch. 2. Upravlinnya protsesamy

З ДОСВІДУ РОБОТИ

- reparatsiyi [Fractology – some aspects of theorizing the theory of bone fractures. Ch. 2. Management of reparation processes]. *Ortopediya, travmatolohiya ta protezuvannya*. 2000; 4:105-17. Ukrainian.
9. Shymon VM, Sherehiy AA. Perspektyvni napryamy likuvannya diafizarnykh perelomiv kistok homilky [Promising directions of treatment of diaphyseal fractures of the tibia]. *Travma*. 2010; 11(4):363–66. Ukrainian.
10. Gardner MJ, Evans JM, Dunbar RP. Failure of fracture plate fixation. *J.Am. Acad Orthop. Surg.* 2009; 17(10): 647-57.
11. Zimmermann G, Henle P, Kusswetter M, et al. Transforming growth factor (TGF)- β_1 as a marker of delayed fracture healing. *Bone*. 2005; 36:779-85.

Отримано 13.01.2025

Електронна адреса для листування: bilinskyi1958@gmail.com

P. I. BILINSKYI, V. P. BUT, T. E. MARCHUK

Shupyk National Healthcare University of Ukraine, Kyiv, Ukraine

CONCEPTUAL SUBSTANTIATION OF LIMITED CONTACT MULTIPLANE OSTEOSYNTHESIS OF SHINBONE FRACTURES

The aim of the work: to substantiate theoretically and optimise the technique of limited contact multiplane osteosynthesis of diaphyseal fractures of the shinbones.

Materials and Methods. Based on the systematic approach, the interaction of elements in full contact of the plate with the bone and its absence was analysed, the consequences of this interaction and the impact on the reparative regeneration were observed. The main requirements for the design of the fixator to ensure optimal conditions for fragment fusion during SF were determined. Using the theoretical laws of structural mechanics, the requirements for the spatial arrangement of screws that eliminate the disadvantages of uniplanar fixation were formulated, and the advantage of multiplane stabilisation of fragments was confirmed. Among the new devices for osteosynthesis, it is necessary to emphasise the plates with a threaded plate-screw connection (LCP) – plates with angular stability [2]. The biomechanical analysis of various designs and functional capabilities of applied methods was carried out.

Results. A very important element in the treatment of SF is the ability to adjust the tightness of fixation in relation to the nature of the fracture line, the ability to provide a certain value of micromobility of fragments, which optimises the course of reparative regeneration. In view of the above, we believe that the most optimal for the treatment of SF are the limited contact multi-plane fixators developed by P.I. Bilinskyi. We offer our concept of their use in these injuries. Stable osteosynthesis of SF should be performed with fixators of minimal volume and length, which ensure the choice of the most optimal design for a particular fracture line, as well as the place of installation in accordance with the anatomical features of the damaged segment, restoration of its bearing capacity, bone axis passing after repositioning of fragments, in the absence of pressure on the bone, multi-plane insertion of fixation screws, the presence of an element of interaction with the fixator, which creates a biomechanical structure «fixator-bone» with fragments, and allows programming the value of the micromobility of fragments, optimise the course of reparative regeneration. Reliable fixation of shinbone fragments can be ensured by the original fixator, which we have improved in accordance with the developed concept, namely the Device for Moving Fragments Fixing (MFFD), protected by the patent of Ukraine No. 17502.

Conclusions. The limited contact multiplane osteosynthesis concept developed by us on the basis of a systematic analysis of the morphological and biomechanical features of the segment, the consolidation process, the design of existing fixators, and the plate-screw interaction is suitable for osteosynthesis of the SB. It coincides with the main provisions of the current trends of the AO Association.

Key words: shinbone fractures; concept; limited contact multiplane osteosynthesis.