

## РОЗПОДІЛ ВНУТРІШНЬОГО НАПРУЖЕННЯ В СТЕГНОВІЙ КІСТЦІ ДИТИНИ ЗА РІЗНИХ УМОВ ФІКСАЦІЇ ВІДЛАМКІВ ТА ЙОГО ВПЛИВ НА ПРОЦЕСИ ЗРОЩЕННЯ ПЕРЕЛОМУ

Кістка, як опорна тканина, завдячуючи своїй структурі виконує свої основні функції: сприймає осьове навантаження та протидіє силам гравітації, а механічне навантаження є основним чинником запуску процесів репаративного остеогенезу при переломах та підтримці процесів моделювання та ремоделювання в неушкодженій кістковій тканині. Внутрішнє напруження, що виникає в кістці під дією навантаження, накопичує та перетворює енергію механічних навантажень в енергію біохімічних реакцій, п'єзоелектричних, гідродинамічних ефектів та інших енергоємних процесів, які є обов'язковою складовою репаративного остеогенезу. Тому, для забезпечення успішного зрощення перелому, недостатнє виконання лише загальноприйнятих умов успішного остеосинтезу, а саме: анатомічного співставлення та фіксації перелому з максимальним збереженням кровопостачання в ураженій ділянці, стабільного з'єднання відламків, що дозволяє виконувати ранню мобілізацію та навантаження хворого сегменту. Необхідне виконання декількох додаткових умов, а саме:

1. Створення в зоні регенерату умов внутрішнього напруження близьких до фізіологічних, тобто внутрішнього напруження інтактної кістки.
2. Для запуску механо-біохімічного ефекту репаративного остеогенезу, обраний фіксатор для остеосинтезу повинен не тільки фіксувати відламки, а й сприяти відтворенню умов фізіологічного внутрішнього напруження.
3. Недостане або відсутнє внутрішнє напруження в зоні перелому не дозволить розвиватись оптимальним процесам репарації кістки.

Для аналізу напружено-деформованого стану та обрахунку внутрішнього напруження в стегновій кістці дитини нами була використана методика напружених кінцевих елементів. Моделювання проводилось за наступними умовами: локалізація перелому-діафіз стегнової кістки, тканина в місці перелому-хрящ, основним навантаженням є вага тіла (вага тіла приймалась рівним  $P = 310$  Н), фіксація уламків відбувалась за допомогою однієї з методик: звичайними пластинами та шурупами, апаратами зовнішньої фіксації, стрижнями Ендера, інтрамедулярними блокованими стрижнями, пластинами з кутовою стабільністю.

На розробленій біомеханічній моделі «діафіз стегнової кістки-фіксуєчий елемент», рівномірний розподіл внутрішнього напруження в місці перелому, що формує оптимальні умови для репаративного остеогенезу забезпечувався при використанні інтрамедулярних фіксаторів, пластин з кутовою стабільністю та апаратів зовнішньої фіксації. Асиметричний розподіл внутрішнього напруження відбувався при остеосинтезі звичайною пластиною. Розподіл внутрішнього напруження на елементах конструкції, що впливає на міцнісні характеристики металу, найбільш рівномірно забезпечувався при використанні інтрамедулярних фіксаторів. Збільшення напруження на елементах конструкції відбувалось при використанні пластин з кутовою стабільністю та апаратів зовнішньої фіксації. Максимальне напруження на конструкції спостерігалось при використанні звичайних пластин.