

# ВИЗНАЧЕННЯ НАДІЙНОСТІ ФІКСАЦІЇ ПЕРИПРОТЕЗНИХ ПЕРЕЛОМІВ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ ПІСЛЯ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА ПРИ ЗАСТОСУВАННІ РІЗНИХ МЕТОДИК ОСТЕОСИНТЕЗУ.

Лазарев І.А., Герцен Г.І., Штонда Д.В., Скибан М.В.

**Вступ:** У зв'язку з тим, що ендопротезування посідає особливе місце у лікуванні ортопедо-травматологічних хворих, кількість даних операцій у світі що року зростає, в той час ускладнення у вигляді перипротезних переломів стегнової кістки (ППСК) під час та після ендопротезування кульшового суглобу (ЕКС), за даними різних джерел сягають 3 – 4 % від загальної кількості ускладнень, разом з тим значна кількість пацієнтів з даною патологією відноситься до старшої вікової групи, тому надзвичайно важливо під час оперативного лікування ППСК використовувати надійні засоби фіксації відламків, з метою максимально ранньої активації хворого та відновлення функції кінцівки.

**Мета:** Шляхом скінченно-елементного імітаційного моделювання визначити оптимальні методики остеосинтезу ППСК після ЕКС з використанням різних типів фіксаторів.

**Матеріали та методи.** На основі СКТ сканів проксимального відділу стегнової кістки, за допомогою програмного пакету Mimics в автоматичному та напівавтоматичному режимах відтворена просторова геометрія стегнової кістки з феморальним компонентом ендопротеза кульшового суглоба та засобами SolidWorks створені імітаційні комп'ютерні 3D-моделі проксимального відділу стегнової кістки з ендопротезом та моделі з перипротезним переломом нижче ніжки ендопротеза в умовах остеосинтезу 4 типами фіксаторів: LCP пластина з 5 монокортикальними блокуючими гвинтами, які фіксують пластину до проксимального відділу стегнової кістки та 5 біокортикальними блокуючими гвинтами в дистальний відділ (1 тип фіксації); DCP пластина з 5 біокортикальними гвинтами, які поліаксілярно по відношенню до ніжки ендопротезу фіксують пластину до проксимального відділу стегнової кістки та 5 біокортикальними гвинтами в дистальний відділ (2 тип фіксації); DCP пластина з 3 серкляжними стрічковими системами та 2 монокортикальними гвинтами, які фіксують пластину до проксимального відділу стегнової кістки та 5 біокортикальними гвинтами в дистальний відділ пластини (3 тип фіксації); DCP пластина з 3 проволочними серкляжами та 2 монокортикальними гвинтами, які фіксують пластину до проксимального відділу стегнової кістки та 5 біокортикальними гвинтами в дистальний відділ пластини (4 тип фіксації). Всі матеріали моделі вважали однорідними і ізотропними з відомими фізико-механічними характеристиками. Завдання статичного аналізу вирішувалися в фізично і геометрично лінійній постановці, при цьому розглядали малі деформації і переміщення, в силу чого підтверджувався закон Гука для опису поведінки матеріалу. Модель закріплювали в нижній частині, зверху прикладали силу 750 Н (середньостатистична вага тіла людини 75 кг). Засобами програмного пакету ANSYS здійснювали розрахунки скінченноелементних моделей для кожного варіанту фіксації.

**Результати.** Отримано показники напружень та деформацій для кожного елементу моделей – кісткова тканина проксимального відділу стегна, ділянка ППСК та фіксатори. Найбільші напруження і деформації спостерігали навколо гвинтів в місцях кріплення LCP та DCP пластин. Отвори для введення гвинтів є концентраторами напружень. В ділянці перелому максимальні напруження склали 1.06 МПа (LCP) та 1.1 МПа (DCP). При використанні DCP пластини з 3 серкляжними стрічковими системами та 2 монокортикальними гвинтами в місці перелому кістки максимальні напруження склали 1.15 МПа. При використанні DCP пластини з фіксацією 3 проволочними серкляжами та 2 монокортикальними гвинтами, по площині перелому кістки максимальні напруження склали 1.1 МПа. При 1 типі фіксації переміщення відламку було 0,03 мм, 2 типі – 0,04 мм, 3 типі – 0,05 мм, 4 типі – 0,05 мм відповідно. За показниками деформацій та напружень визначено, що найгірше з задачею забезпечення стабільної фіксації відламків справляється 4 модель, при використанні проволочного серкляжу. Тому, що напруження на проволочі

вже при статичному навантаженні наближалися до межі міцності матеріалу. При динамічному навантаженні такі напруження можуть перевищити допустимі значення, та під дією циклічних навантажень призвести до руйнування проволочного серкляжа. Максимальні напруження на стегновій кістці локалізуються по площині перелому, а також в місцях введення гвинтів, які є концентраторами напружень, приймаючи на себе основне навантаження та здійснюючи підтримуючу функції.

**Висновки.** LCP пластина з 5 монокортикальними блокуючими гвинтами, які фіксують пластину до проксимального відділу стегнової кістки та 5 бікортикальними блокуючими гвинтами в дистальний відділ (1 тип фіксації); DCP пластина з 5 бікортикальними гвинтами, які поліаксілярно по відношенню до ніжки ендопротезу фіксують пластину до проксимального відділу стегнової кістки та 5 бікортикальними гвинтами в дистальний відділ (2 тип фіксації); DCP пластина з 3 серкляжними стрічковими системами та 2 монокортикальними гвинтами, які фіксують пластину до проксимального відділу стегнової кістки та 5 бікортикальними гвинтами в дистальний відділ пластини (3 тип фіксації) – забезпечують надійність фіксації при остеосинтезі ППСК після ЕКС. DCP пластина з 3 проволочними серкляжами та 2 монокортикальними гвинтами, які фіксують пластину до проксимального відділу стегнової кістки та 5 бікортикальними гвинтами в дистальний відділ пластини (4 тип фіксації) не забезпечують надійність фіксації ППСК і мають бути виключені із застосування при хірургічному лікуванні ППСК.