

Експериментальне моделювання напружено-деформованого стану біомеханічної системи «ніжка ендопротезу-кісткова тканина-фіксатор» при хірургічному лікуванні переломів стегнової кістки після ендопротезування кульшового суглоба

Д.В. Штонда, Г.Г. Герцен, Г.Г. Білоножкін, А.І. Процик, О.С. Мовчан Р.М. Остапчук,
С.В. Дибкалюк

Національний університет охорони здоров'я України імені П.Л.Шупика,
кафедра ортопедії і травматології №1, Київ, Україна

Вступ. Кількість ендопротезувань кульшового суглоба (ЕКС) постійно зростає. Разом з тим ускладнення є причиною незадовільних результатів ендопротезування, так після первинного ЕКС загальна кількість ускладнень сягає 17,4% з яких перипротезні переломи стегнової кістки (ППСК) досягають 4%.

Мета: вивчити напружено-деформований стан (НДС) біомеханічної системи «ніжка ендопротезу-кісткові фрагменти-фіксатор» та проаналізувати стабільність під час хірургічного лікування ППСК після ЕКС типу В1 різними типами фіксаторів при статичному навантаженні величиною у 750 Н.

Матеріали та методи. На основі сканів комп'ютерної томографії кульшового суглоба та стегнової кістки після ЕКС, за допомогою програмного пакету Mimics відтворена просторова геометрія стегнової кістки з феморальним компонентом ендопротеза кульшового суглоба, засобами SolidWorks створені імітаційні комп'ютерні 3D-моделі.

Для розрахунків застосовували 4 моделі остеосинтезу ППСК типу В1, згідно ванкуверівської класифікації, при яких проксимальний фрагмент фіксувався за допомогою: LCP–пластини та 5-ти монокортикальних блокуючих гвинтів (1 модель); DCP–пластини та 2-х монокортикальних (1-й та 2-й) і 3-х бікортикально поліаксіально введених гвинтів (3,4 та 5-й) (2 модель); DCP–пластини та 2-х монокортикальних гвинтів (1-й та 2-й) і трьох титанових стрічкових систем (3 модель); DCP–пластини та 2-х монокортикальних гвинтів (1-й та 2-й) і трьох металевих дротових серкряжів (4 модель). Дистальний фрагмент фіксувався у всіх моделях бікортикально введеними 5-ма гвинтами. Гвинти, серкляжні системи та серкляжі під час аналізу рахували починаючи з проксимального (1-й) до дистального (10-й).

Результати і висновки. Аналіз результатів всіх розрахунків проводили за показниками напружень за Мізісом (MPa) та деформацій (мм). Під час навантаження значення НДС розподілялися нерівномірно. Максимальні значення напруження та деформацій в кістковій тканині стегнової кістки концентрувались у 1 та 2 моделі навколо 6 гвинта, 3-ї моделі – навколо 2 гвинта, 4-ої моделі – навколо 1 гвинта. Максимальні значення НДС на фіксаційних елементах були отримані у 1 моделі - 2 гвинт, у 2 моделі – 6 гвинт, 3 моделі – 3 титанова стрічкова система, 4 моделі – 3 серкляж. На пластині при всіх типах фіксації максимальне напруження та деформація концентрувалось в проекції лінії перелому.

Фіксація ППСК після ЕКС типу В1 LCP–пластиною, 5-ма монокортикально введеними блокуючими гвинтами у проксимальний фрагмент та 5-ми бікортикально введеними блокуючими гвинтами у дистальний має мінімальну величину переміщень, таким чином забезпечує найкращу стабільність перелому.

При виконанні МОС ППСК після ЕКС типу В1 використовуючи DCP–пластину, 2 монокортикально введених гвинта, три титанові стрічкові системами при фіксації проксимального фрагменту, досягається мінімальне навантаження на гвинти, за рахунок переміщення навантаження на титанові стрічкові системи.

Остеосинтез ППСК після ЕКС типу В1 що виконаний DCP–пластиною, 2 монокортикально введеними гвинтами (1 та 2) і трьома металевими дротовими серкряжами, що фіксують проксимальний фрагмент забезпечує найгіршу стабільність та якість фіксації перелому так як напруження на дроті уже при статичному навантаженні наближається до критичного значення, при цьому значення величини переміщення найбільше серед усіх типів фіксації.