

# ВИЗНАЧЕННЯ НАПРУЖЕНЬ В ЕНДОПРОТЕЗІ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБУ МЕТОДОМ МАТЕМАТИЧНОГО МОДЕЛЮВАННЯ В ЗАЛЕЖНОСТІ ВІД ВАГИ ПАЦІЄНТА

\*Дудко О.Г., \*\*Яким'юк Д.І., \*\*\*Шайко-Шайковський О.Г.

\*ВДНЗУ «Буковинський державний медичний університет»

\*\*ОНКП «Лікарня швидкої медичної допомоги»

\*\*\*Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича Чернівці. Україна.

**Актуальність теми.** Ендопротезування кульшового суглобу — одна з найбільш поширених операцій в ортопедії, що виконується при захворюваннях кульшового суглобу та переломах шийки стегна. Щороку в світі проводиться понад 1 млн. даних оперативних втручань і кількість їх щороку зростає. Механічні властивості ендопротезу є одним з основних критеріїв, які слід враховувати при його розробці та виробництві, враховуючи, що терміни імплантації сягають 10-15 і більше років. Впродовж цього терміну ендопротез піддається значним фізичним навантаженням. Однією з найбільш слабких ділянок ендопротезу вважається місце переходу його ніжки в шийку. В процесі проектування конструкції ендопротеза визначаються напруження, що виникають в слабких ділянках, та міцність конструкції шляхом математичного моделювання.

**Мета дослідження.** Розрахувати напруження, які виникають в місці з'єднання шийки і ніжки ендопротеза в залежності від ваги пацієнта та конструктивних особливостей ендопротезу.

**Результати і обговорення.** Для розрахунку фізичного навантаження на конструкцію ендопротезу була розроблена математична модель, що включала в себе головку ендопротезу, шийку та ніжку ендопротезу з трьома типорозмірами, зокрема шириною поперечника — 14 мм, 11 мм та 10 мм і зовнішніми радіусами заокруглень, що становили відповідно 4,0 мм, 3,5 мм та 3,0 мм. Конус шийки моделювався згідно стандарту 12/14, що притаманний більшості виготовлених ендопротезів кульшового суглобу. Фізичне навантаження розраховувалося для пацієнтів з вагою тіла 60, 70, 80, 90 кг. Точка прикладання сили навантаження відповідала головці стегнової кістки, а вектор дії сили був паралельний поздовжній осі тіла пацієнта. Іншим змінним параметром конструкцій був кут нахилу шийки до горизонтальної площини, що представляла собою проксимальний кінець ніжки ендопротеза. Розрахунки були проведені для кутів 35°, що відповідав варусному співвідношенню, та 55° (вальгусне співвідношення в конструкції ендопротеза). Механічні властивості міцності матеріалу приймалися за параметри нержавіючої сталі медичного призначення — 12Х18Н9Т з допустимими напруженнями 360-580 МПа

Найвищими були показники напружень в конструкціях ендопротезів з найменшою площею перерізу і меншим кутом нахилу шийки стегнової кістки: для пацієнтів вагою 60 кг напруження розтягу складало +254,524 МПа, напруження стиснення — - 275,844 МПа, що було значно менше допустимих напружень в матеріалі з якого виготовляється конструкція. Також допустимими були напруження в пацієнтів з вагою 70-80 кг, але у пацієнтів з більшою вагою ризик зламу конструкції значно зростає. У пацієнтів вагою 90 кг напруження розтягнення складає +381,779 МПа, стиснення — - 413,973 МПа. Застосування у цих випадках конструкцій з більшим перерізом чи меншим кутом нахилу шийки дозволить значно зменшити напруження в матеріалі та знизити ризик зламу ендопротезу.

**Висновки.** Проведений аналіз напружень розтягнення та стиснення, які виникають в шийці ендопротеза кульшового суглобу, показав, що вони посилюються зі зменшенням площі перерізу та зменшенням кута нахилу шийки ендопротеза. Якщо у хворих з вагою тіла до 80 кг ці напруження знаходяться в межах допустимих значень, то у хворих з вагою тіла 90 кг і більше необхідно застосовувати максимально можливий розмір ендопротезу та конструкцію з вальгусним кутом нахилу шийки.