

МАТЕМАТИЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ МЕТОДУ ІМПЛАНТАЦІЇ АЦЕТАБУЛЯРНОГО КОМПОНЕНТУ ЕНДОПРОТЕЗУ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА У ХВОРИХ З ПРОТРУЗІЙНОЮ ФОРМОЮ КОКСАРТРОЗУ

Солодей І.І.¹, Гужевський І.В.², Герасименко С.І.²

¹ НДІ будівельної механіки Київського національного університету будівництва і архітектури, м. Київ, Україна

² ДУ «Інституту травматології та ортопедії Національної академії медичних наук України», м. Київ, Україна

Вступ. Незважаючи на постійне удосконалення технологій ендопротезування кульшового суглоба, при імплантації ацетабулярного компонента в умовах тяжких форм дисплазії кульшової западини залишається низка біомеханічних та безпосередньо пов'язаних з ними проблем хірургічної техніки, які потребують вирішення. Для дослідження оцінки розподілу та величин механічних навантажень в системі ендопротез-кістка останніми роками широко застосовуються експериментальні та математичні методи аналізу напружено-деформованого стану об'єктів, від показників якого у значній мірі залежить тривалість стабільності імплантату. Зокрема, особлива увага надається вивченню пружно-деформованого стану перипротезної кістки методом скінчених елементів, який на сьогодні вважається найбільш потужним інструментом для аналізу проблем механіки деформацій твердих тіл та успішно використовується для розв'язання просторових задач, задач з урахуванням фізичної і геометричної нелінійності та задач, що залежать від часу, механіки руйнування, повзучості, стійкості, теплопровідності і багатьох інших показників.

Мета: на підставі математичного моделювання обґрунтувати підхід до вибору методу імплантації ацетабулярного компонента ендопротезу кульшового суглоба у хворих з протрузійною формою коксартрозу.

Матеріал та методи. Для оцінки контактних напружень на внутрішній та зовнішній поверхнях чашки при дії власної ваги пацієнта для різних моделей навантаження системи була застосована універсальна комп'ютерна програма SAFEM, розроблена в НДІ будівельної механіки Київського національного університету будівництва і архітектури. Для розрахунків були використані усереднені фізичні дані стосовно кісткової тканини та матеріалів, з яких виготовляються компоненти сучасних ендопротезів кульшового суглоба. У даному дослідженні матеріал кістки вважався однорідним і ізотропним. Основним навантаженням прийнята вага тіла рівна $P = 700$ Н. Розглядалося одноопорне стояння. Без урахування опорної кінцівки навантаження на крижі прийнято у 540 Н. Розглядаючи порівняно повільні локомоції, нехтували як інерційними властивостями елементів нижньої кінцівки, так і моментами сил тертя в суглобі. Для розрахунків прийнято діаметр голівки 36 мм, товщина стінок чаші 6 мм. Сила, що діє на западину, дорівнює 81 кг. Розрахунки виконували виходячи з того, що не відбувається взаємного зміщення компонентів ендопротезу, а сумісність деформації досягається за рахунок пружної деформації поверхневих шарів матеріалів. Для розрахунків було прийнято діаметр голівки ендопротезу 36 мм, товщина стінок ацетабулярного компонента 6 мм. Величина статичного навантаження прийнята за 810 Н, що відповідає середній масі тіла людини.

Результати. В багатьох випадках побудови чисельних моделей сила ваги прикладається вертикально до поверхні голівки ендопротезу та проходить через її центральну точку (модель 1, рис.1-А). Але більш відповідає дійсним умовам навантажень інша схема, що моделює прикладання зусиль безпосередньо до стегнової кістки із деяким зміщенням від центру голівки (модель 2, рис. 1-Б).

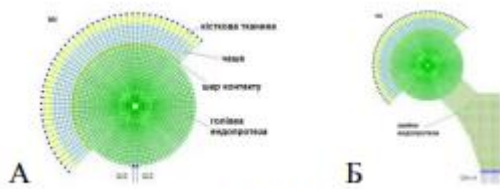


Рис. 1.

Встановлено, що максимальні значення контактних зусиль майже не змінюються, але місце їх розташування відрізняється. Для сприйняття загальної картини розподілення визначальних напружень, побудовані ізолінії радіальних компонент S_y тензора напружень (рис. 2).

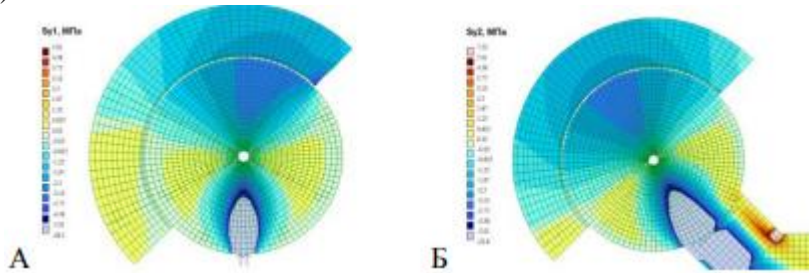


Рис. 6. Ізолінії радіальних компонент S_y тензора напружень. А- для моделі M1; Б - для моделі M2.

При жорсткій фіксації проксимальної частини тазової кістки максимальні розтягуючі напруження виникають в зоні купола вертлюгової западини, як найбільш тонкої частини умовної балки, що розтягується (рис.3).

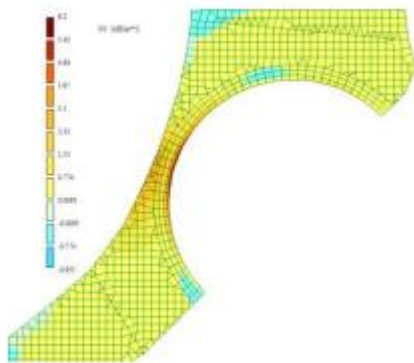


Рис. 3. Ізоліній найбільш небезпечних головних напружень при жорсткій фіксації проксимальної частини тазової кістки.

Отже, при використанні безцементних ацетабулярних компонентів у хворих з протрузійним коксартрозом, від самого початку неможливо очікувати на суттєвий внесок кісткової тканини купола вертлюгової западини у забезпечення надійної первинної фіксації чашки ендопротезу навіть при застосуванні кісткової аутопластики дна вертлюгової западини. Але виходячи з того, що при використанні безцементних ацетабулярних компонентів, первинна фіксація яких ґрунтується на «press-fit» ефекті, основні радіальні та тангенціальні навантаження у всіх шарах кісткової тканини вертлюгової западини розташовуються по її периферії, навіть значне вихідне потоншення дна вертлюгової западини не є критичним для отримання стабільної первинної фіксації безцементного ацетабулярного компоненту, а головною умовою є збереження стінок та даху вертлюгової западини.

Висновки. Математичне моделювання підтвердило сприятливий розподіл механічних навантажень в системі ендопротез-кістка та можливість отримати надійну первинну фіксацію стандартних безцементних ацетабулярних компонентів при вихідному дефіциті кісткової тканини дна вертлюгової западини у разі застосування техніки

медіалізації безцементного ацетабулярного компоненту ендопротезу кульшового суглоба, яка є менш травматичним та тривалим втручанням у порівнянні з іншими способами імплантації чашки ендопротезу в умовах тяжкої дисплазії кульшової западини.