

УДК 616.728.2-089-77:616-007-021.4.004.2

Передумови розвитку асептичної нестабільності тотального безцементного ендопротеза кульшового суглоба (біомеханічне та математичне моделювання)

Г.В. Гайко, В.М. Підгаєцький, О.М. Сулима, О.В. Чкалов

ДУ «Інститут травматології та ортопедії АМН України», Київ, Україна

The authors developed biomechanical and three-dimensional mathematical models of the femoral component of the endoprosthesis, implanted to the medullary canal of the femoral bone, and studied the stresses, which appeared in the bone around the endoprosthesis stem. A stressed-deformed state of the bone was calculated, when the form of the femoral component of the endoprosthesis absolutely corresponded to that of the medullary canal, and in cases without this correspondence.

Also, biomechanical and three-dimensional mathematical models of the acetabulum with a cement-free acetabular prosthesis component were developed. A stressed-deformed state of the bone in cases of the hemispherical shape of the endoprosthesis cup with and without any additional fixing with screws was calculated. An expediency of the use of screws for fixing the endoprosthesis cavity was assessed. A stressed-deformed state of the bone was also calculated for the cases, when the endoprosthesis cup had the shape of a truncated cone.

Авторами созданы биомеханическая и трехмерная математическая модели бедренного компонента эндопротеза, имплантированного в костномозговой канал бедренной кости, и изучены механические напряжения, которые возникают в кости вокруг ножки эндопротеза. Рассчитано напряженно-деформированное состояние кости при полном соответствии формы бедренного компонента эндопротеза форме костномозгового канала и в случаях, когда это соответствие отсутствует. Также созданы биомеханическая и трехмерная математическая модели вертлужной впадины, протезированной бесцементным ацетабулярным компонентом, изучены механические напряжения, которые возникают в костной ткани вокруг чашки бесцементного эндопротеза. Рассчитано напряженно-деформированное состояние кости при полусферической форме чашки эндопротеза без и с дополнительной фиксацией винтами. Определена целесообразность использования винтов для фиксации впадины эндопротеза. Также рассчитано напряженно-деформированное состояние кости в случае, когда чашка эндопротеза имеет форму усеченного конуса.

Вступ

При тяжких патологічних процесах у кульшовому суглобі альтернативи тотальному ендопротезуванню не існує, незважаючи на деякі ускладнення та несприятливі наслідки [3, 4]. Значна кількість таких хворих та відносно невеликий термін функціонування безцементних сучасних ендопротезів, близько 10 років, обумовлюють необхідність вдосконалення передопераційного планування та техніки саме безцементного ендопротезування кульшового суглоба [7, 10, 11].

Як відомо, одним із основних ускладнень

тотального ендопротезування є асептична нестабільність компонентів ендопротеза, яка, за даними різних авторів, при тотальному безцементному ендопротезуванні кульшового суглоба спостерігається у 51% випадків з терміном функціонування 5 років та у 58% випадків через 10 років після імплантації [6, 9, 12, 15, 16].

Існує декілька теорій щодо причин виникнення асептичної нестабільності компонентів ендопротеза: імунна, запальна, термічна, некротична та біомеханічна. В основу біомеханічної теорії покладено принцип характеру передачі

зусиль, спрямованих на кісткову тканину ложа ендопротеза з боку імплантата [1, 2, 5, 8].

Ми надаємо перевагу біомеханічній теорії, а інші вважаємо послідовними етапами розвитку нестабільності ендопротеза. У хворих, які потребують ревізійного втручання, нам часто доводиться спостерігати неадекватність підбору форми стегового компонента до форми кістковомозкового каналу стегової кістки. Крім того, наш власний гіркий досвід використання ацетабулярного компонента форми урізаного конуса та сумніви в доцільності використання гвинта для додаткової фіксації встановленого press-fit ацетабулярного компонента напівсферичної форми спонукали нас до експериментального вивчення пружних деформацій кісткової тканини ложа ендопротеза в залежності від форми імплантатів.

Мета роботи: встановити в експерименті зміни пружних деформацій кісткової тканини ложа ендопротеза кульшового суглоба при використанні різних за геометричною формою його компонентів на основі біомеханічного та математичного моделювання методом кінцевих елементів.

Матеріал та методи

Нами проаналізовано рентгенограми кульшового суглоба 150 хворих, яким виконували тотальне безцементне ендопротезування. На основі отриманих даних створено біомеханічну та тривимірну математичну модель протезованої кульшової западини та кістковомозкового каналу стегової кістки.

Механічні властивості біологічних та штучних матеріалів, які використані при математичному моделюванні, наведено в таблиці.

Коефіцієнт тертя кістка — імплантат — 0,48.

Враховуючи узагальнюючий характер нашого дослідження, ми зробили спробу побудови ідеалізованої геометричної моделі, в якій форма та розміри об'єкта визначалися б мінімальним числом геометричних параметрів. Поздовжні розміри елементів, що моделюють прилеглі фрагменти *os ilii, ischii et pubis*, обирали достатньо великими, щоб на підставі принципу Сен-Венана ідеалізовані граничні умови на їх кінцях не впливали суттєво на НДС досліджуваного об'єму. Радіус голівки ендопротеза і внутрішній радіус чашки прийняті такими, що співпадають і дорівнюють 1,8 см, товщина металеві чашки — 0,5 см. Позицію западини та ніжки ми прийняли за ідеальну, рекомендовану: інклінація западини під кутом 45° та антеверсія 10° , нижній край западини знаходиться на лінії Кохлера та латеральніше фігури сльози. Верхівка вертлюга відповідає центру обертання

Таблиця. Механічні властивості біологічних та штучних матеріалів

Матеріал	Модуль пружності	Коефіцієнт Пуассона	Межа пружності
Кортикальна кістка	16 GPa	0.3	175 MPa
	23 GPa	0.3	—
Спонгіозна кістка	1.0 GPa	0.3	50 MPa
Алотрансплантат	8 MPa	0.3	—
Поліетилен	0.65 GPa	0.3	—
Титанові компоненти ендопротеза	110 GPa	0.3	—

голівки, лінія Шентона збережена. Прикладені навантаження на западину відповідають фазі двохопрного стояння хворого з протезованим кульшовим суглобом без додаткової опори.

Зовнішнє навантаження прикладали у вигляді тиску на поверхню чашки ендопротеза та голівку. Розподіл тиску встановлювали у відповідності до даних експериментальних вимірювань [18]. Фізичні параметри матеріалів наведені в табл. 1 [13, 19]. Рівнодійні сил тиску в напрямках координатних осей склали: F_x — *мінус* 7 кГс, F_y — *мінус* 32 кГс. Такі навантаження є типовими при ходьбі людини середньої маси [14]. Для визначення напружено-деформованого стану кісткової тканини і елементів ендопротеза застосовували моделювання методом кінцевих елементів. Для виконання розрахунків в роботі використана система моделювання ANSYS версії 10.0. Для дискретизації досліджуваних ділянок використані тетраедричні 10-вузлові елементи типу SOLID 187 середнім розміром 0,5 см.

Для опису контактної взаємодії поверхні ніжки з поверхнею каналу використано контактні елементи типу CONTACT52 та TARGET170. Коефіцієнт тертя між поверхнями ніжки та кісткового каналу прийнятий рівним 0,4. Нижній горизонтальний переріз кістки в розглянутій моделі вважається жорстко зафіксованим (рис. 1).

З огляду на випадки грубої невідповідності форми імплантата формі кістковомозкового каналу стегової кістки, які спостерігаються в клінічній практиці, для наочності експерименту нами розглянуто два крайні варіанти кістковомозкового каналу: циліндричний з індексом Noble 1,3 (рис. 2 а) та лікоподібний з індексом Noble 3,6 (рис. 2 б) та два типи стегового компонента, а саме компонент з проксимальною press-fit фіксацією клиноподібної форми ("Zimmer" — "VerSys", Spotorno) та з дистальною fit and fill фіксацією ("Stryker" — "Omnifit", "De Puy" —

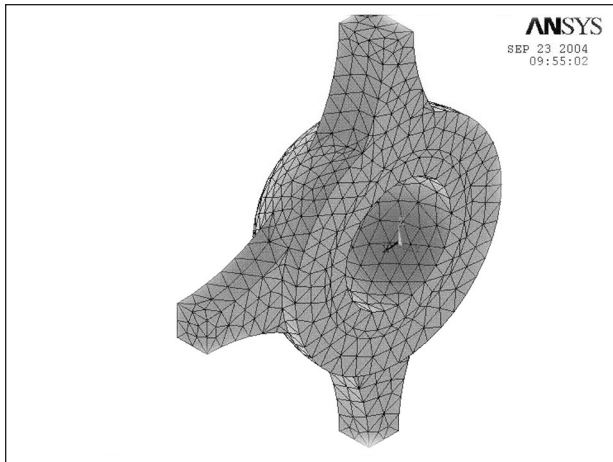


Рис. 1. Геометрична модель кульшової западини з імплантованою чашкою ендопротеза та її дискретизація кінцевими елементами

“AML”), умовно конусоподібної форми.

Результати та їх обговорення

З механічної точки зору, сутність методу безцементної press-fit фіксації чашки ендопротеза полягає в тому, що діаметр кісткового ложа за допомогою спеціальних фрез виконують на 2 мм меншим за зовнішній діаметр чашки. В результаті при встановленні чашки ендопротеза в підготовлене ложе, на що необхідне певне зусилля, відбувається пружна деформація кістки, контактні поверхні кісткового ложа та чашки притискаються одна до одної, що і забезпечує фіксацію чашки.

На рис. 3 подано зображення ідеалізованої геометричної моделі ацетабулярного компонента 1, що встановлена (запресована) у кульшову западину 2. Діаметр западини взято меншим від зов-

нішнього діаметра компонента на 2 мм. Між поверхнями ацетабулярного компонента та западини визначено контактну взаємодію із коефіцієнтом тертя 0,4. Зовнішня поверхня кістки вважається нерухомо зафіксованою.

Поняття «зовнішня поверхня кістки» є досить умовним. Насправді це є просто сферична межа ділянки, що прилягає до контактної зони. Виділення лише цієї ділянки є припустимим, бо основну увагу в даному дослідженні ми приділяємо напруженням, що виникають внаслідок контактної взаємодії, а такі напруження мають властивість концентруватись саме поблизу контактних поверхонь. Практичним критерієм достатності товщини виділеної ділянки є зниження напружень на її зовнішній межі до несуттєвих величин.

Нами встановлено, що при імплантації ацетабулярного компонента форми урізаного конуса площа контакту з кістковою тканиною зменшується до 70%, а локальні напруження спонгіозної кісткової тканини западини збільшуються на рівні зламу лінії урізаного конуса і становлять 350 кг/см^2 , що в 7 разів перевищує межу міцності кісткової тканини в даній ділянці (50 кг/см^2). На рис. 4 подано напружено-деформований стан кістки кульшової западини в разі імплантації ацетабулярного компонента форми урізаного конуса.

Поява таких локальних зон критичного перевантаження, на нашу думку, призведе в подальшому до резорбції кісткової тканини та дестабілізації чашки ендопротеза, що в свою чергу під дією осьових навантажень та рухомості компонента сприяє утворенню кісткових дефектів кульшової западини.

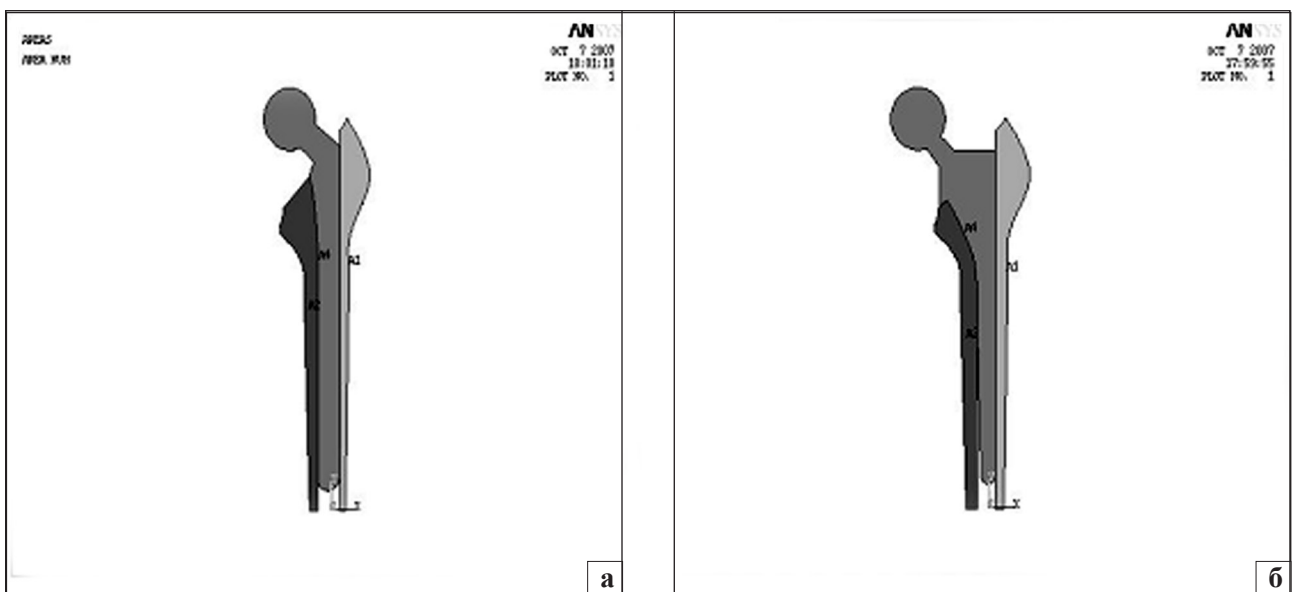


Рис. 2. Геометрична модель стегнової кістки з імплантованим стегновим компонентом ендопротеза (осьовий переріз).

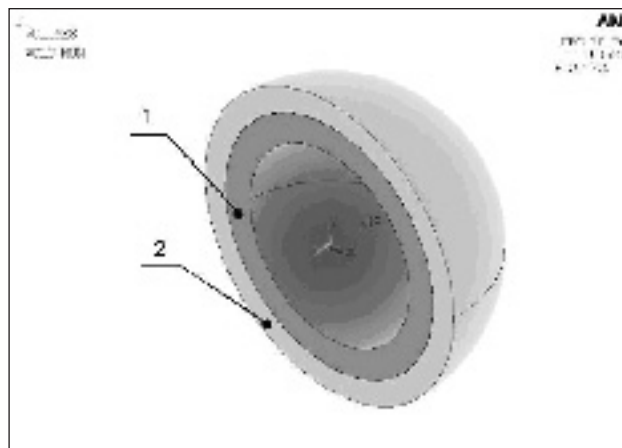


Рис. 3. Схема ідеалізованої геометричної моделі напівсферичного ацетабулярного компонента

При імплантації ацетабулярного компонента напівсферичної форми площа контакту близька до 100%, а найбільш навантаженою є ділянка біля краю западини, де напруження сягають $120\text{--}140\text{ кГ/см}^2$, які лише в 2–3 рази перевищують межу міцності кістки в цій ділянці. За даними літератури [17], такі напруження не є критичними і забезпечують press-fit фіксацію чашки ендопротеза. На рис. 5 подано напружено-деформований стан кульшової западини при імплантації чашки напівсферичної форми.

Далі, від краю до вершини западини, напруження рівномірно зменшуються практично до нуля. З цього можна зробити висновок, що максимальне з'єднання чашки з кістковим ложем має місце по краю западини.

Тому слід звертати увагу на якість поверхні кісткового ложа, на відсутність локальних дефектів в ділянці краю кульшової западини. З іншого боку, при перевантаженні контактного

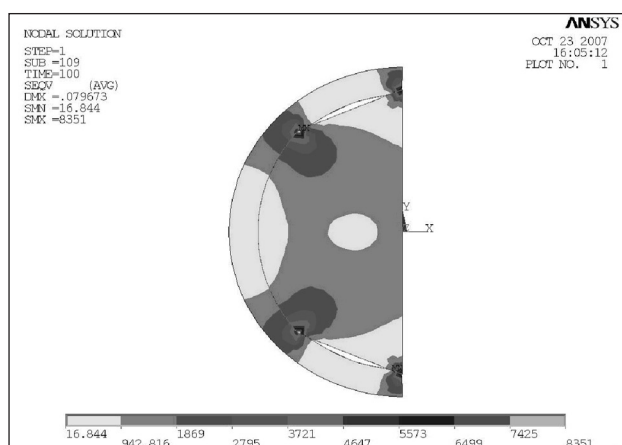


Рис. 4. Схема напружено-деформованого стану кістки кульшової западини в разі імплантації ацетабулярного компонента форми урізаного конуса. Чорний колір — більше 350 кГ/см^2 ; темно-сірий — до 100 кГ/см^2 , світло-сірий — 5 кГ/см^2

з'єднання внаслідок вибору неоптимального натягу саме в ділянці краю западини слід очікувати першочергового виникнення резорбції кісткової тканини.

Таким чином, при прийнятті рішення про вибір форми ацетабулярного компонента ендопротеза з безцементним типом фіксації необхідно враховувати величину напружень, що виникають в кістковій тканині, та характер їх розподілу. За такими показниками ацетабулярний компонент ендопротеза напівсферичної форми більш придатний для імплантації у порівнянні з компонентом форми врізаного конуса.

Проаналізуємо варіант безцементного press-fit встановлення чашки 1 ендопротеза в кістковому ложі 2, аналогічний до розглянутого вище (рис. 5), але із додатковою фіксацією компонента до кістки гвинтом 3, який подано на рис. 6 (різниця діаметрів між внутрішньою поверхнею ацетабулярного компонента та поверхнею голівки гвинта для наочності перевищена).

Між конічними поверхнями ацетабулярного компонента та голівки гвинта також визначено контактну взаємодію із заданим натягом, що досягається за рахунок затягування гвинта. Аналогічно варіанту фіксації без гвинта на рисунку подано лише напруження в тілі кістки.

На рис. 7 наведено особливості зміни напружено-деформованого стану кульшової западини при імплантації ацетабулярного компонента напівсферичної форми з додатковою фіксацією гвинтом.

Отримані результати вказують на те, що затягування гвинта дозволяє дещо збільшити зусилля фіксації. Про це можна судити з того, що навіть мінімальні напруження, що спостерігаються поблизу нижньої частини краю западини, сягають

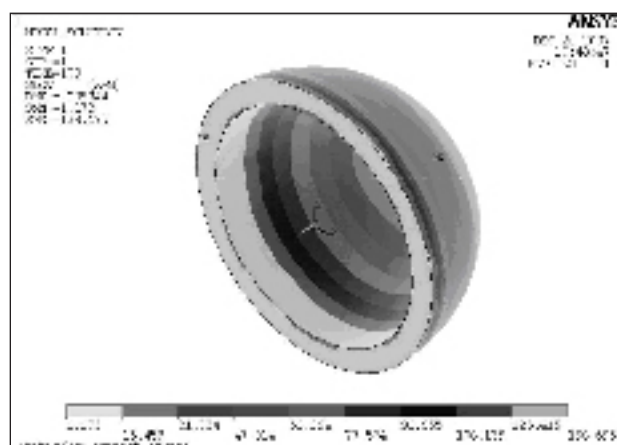


Рис. 5. Схема напружено-деформованого стану кульшової западини при імплантації ацетабулярного компонента напівсферичної форми. Чорний колір — більше 120 кГ/см^2 ; темно-сірий — біля 50 кГ/см^2 , світло-сірий — 5 кГ/см^2

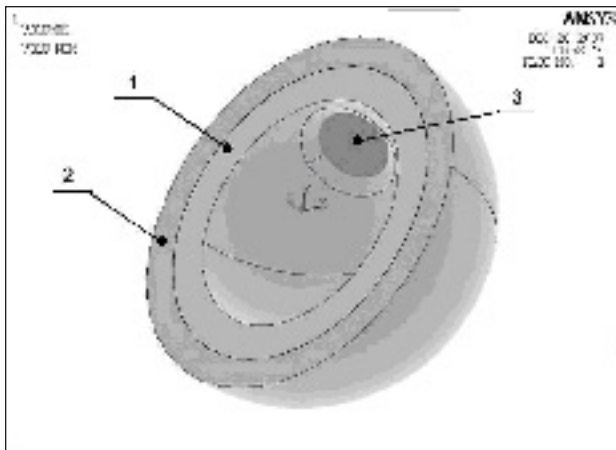


Рис. 6. Схема геометричної моделі напівсферичної чашки ендопротеза з додатковою її фіксацією гвинтом

170 кГ/см², що на 20% вище за аналогічні зусилля при кріпленні без гвинта. Але одночасно виникає значна нерівномірність розподілу напружень по краю западини. Так, поблизу верхнього краю западини напруження сягають 320–350 кГ/см², що в 7 разів перевищує межу міцності спонгіозної кістки. Аналогічна нерівномірність розподілу напружень спостерігається по всій поверхні западини і особливо в ділянці гвинтового з'єднання, де напруження (100–130 кГ/см²) хоча і перевищує межу міцності в 2–2,5 разу, але значно відрізняються від напружень (0 кГ/см²) в ділянці нижнього відділу та дна компонента. Така нерівномірність розподілу напружень під час загвинчування гвинта із критичними значеннями в ділянці склепіння западини та гвинтового з'єднання сприяє втраті попередньо досягнутої press-fit фіксації. Вищевказані явища в подальшому можуть стати на заваді вторинної фіксації та розвитку нестабільності компонента.

Щодо результатів моделювання напружено-деформованого стану стегнового компонента

ендопротеза та прилеглих елементів стегнової кістки, одразу зауважимо, що практичний інтерес становлять, у першу чергу напруження, що виникають в кістковій тканині. На рис. 8 подано результати моделювання конусоподібного стегнового компонента, встановленого в циліндричному каналі з індексом Noble близьким до 1,3.

Бачимо, що напруження розподіляються рівномірно по всій зоні діяфіза, від кінця стегнового компонента до переходу в метафізарну зону, причому остання залишається недовантаженою. Напруження в зоні діяфіза становлять 140–180 кГ/см². В ділянці дистального кінця компонента спостерігається незначне підвищення напружень до 210 кГ/см².

На рис. 9 подано результати моделювання стегнового компонента аналогічної геометрії, встановленого в лікоподібний канал з індексом Noble 3,6.

У цьому разі невідповідність діаметрів недеформованого каналу та стегнового компонента на рівні його кінця становить 3,2 мм. У цьому випадку виникає зона локального перевантаження біля кінця компонента, де напруження сягають 340 кГ/см². Ці напруження перевищують межу міцності кортикальної кістки (до 170 кГ/см²) більш ніж в 2 рази, що, вельми ймовірно, буде передумовою прогресивного руйнування кістки, виникнення локальних дефектів, аж до повного порушення стабільності ендопротеза. Метафізарна зона, як і раніше, залишається критично недовантаженою.

Розглянемо результати моделювання клиноподібного стегнового компонента, встановленого в лікоподібному каналі (рис. 10).

Напруження розподіляються майже рівномірно по всій зоні метафіза з переходом в діяфізарний відділ стегнової кістки. Площа контакту близька до 100%. Критичного недовантаження певних ділянок

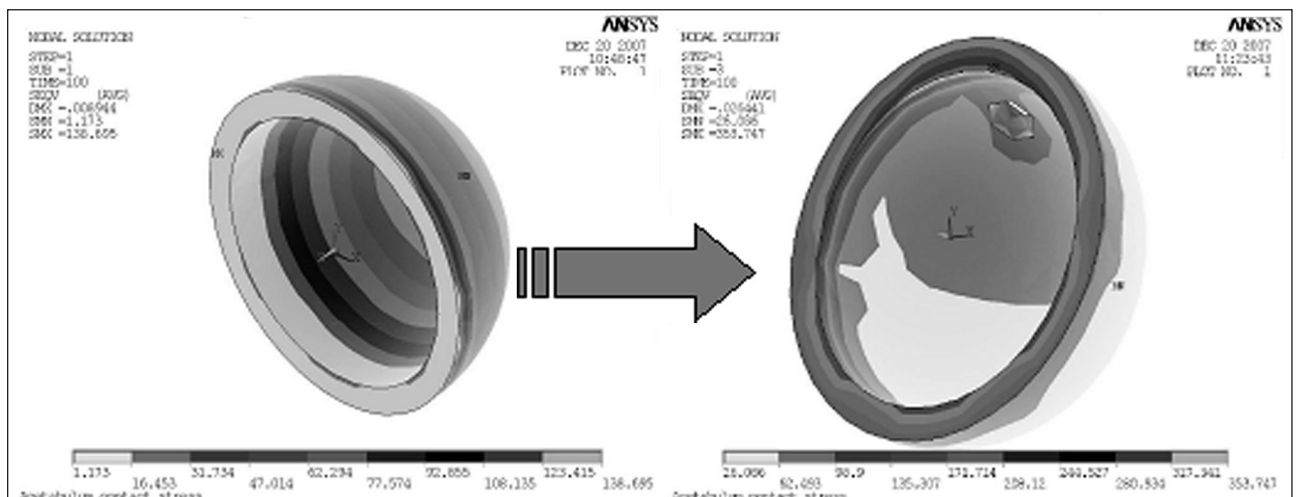


Рис. 7. Схема змін напружено-деформованого стану кульшової западини при імплантації чашки напівсферичної форми з додатковою фіксацією гвинтом. Чорний колір — більше 320 кГ/см²; темно-сірий — до 150 кГ/см², світло-сірий — 5 кГ/см², білий — 0 кГ/см²

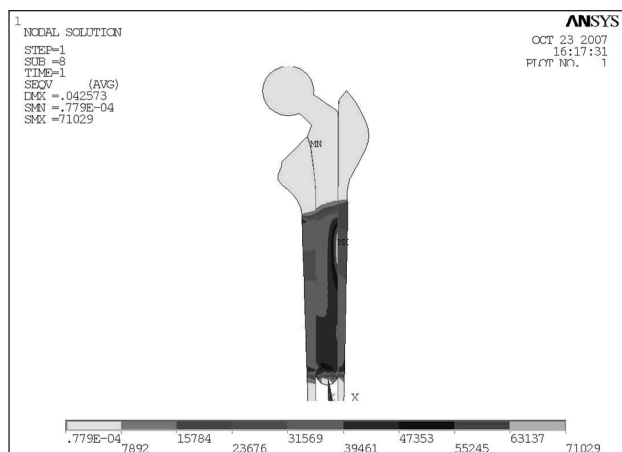


Рис. 8. Схема напружено-деформованого стану стегнової кістки при імплантації конусоподібного стегнового компонента в циліндричний канал. Чорний колір — більше 200 кг/см^2 ; темно-сірий — до 100 кг/см^2 , світло-сірий — 5 кг/см^2

не виявлено. Напруження в зоні метафіза становлять близько 130 кг/см^2 . В ділянці дистального кінця стегнового компонента спостерігається незначне підвищення напружень до 180 кг/см^2 .

На рис. 11 подано результати моделювання клиноподібного стегнового компонента, встановленого в циліндричному каналі.

У цьому випадку критично недовантаженою залишається діафізарна ділянка (ділянка невідповідності), а напруження локалізуються в зоні геометричної відповідності каналу та компонента, тобто на тому рівні, де клин стегнового компонента торкається поверхні каналу при введенні без значного осевого зусилля. Оскільки площа поверхні контакту в цьому випадку є незначною, спостерігаються значні перевантаження в зоні контакту — до 380 кг/см^2 . Такі перевантаження будуть призводити до локального руйнування кістки в зоні контакту і, рано чи пізно, до порушення стабільності в системі ендопротез — кістка.

Слід зазначити, що наші спроби покращити картину розподілу напружень шляхом точного підбору форми стегнового компонента ендопротеза та кісткового каналу в зоні метафіза не мали суттєвих успіхів: зона «перелому клина» залишається значно перевантаженою навіть за рівного натягу стегнового компонента по всій зоні метафіза. На нашу думку, це пояснюється тим, що максимальні напруження в ділянці метафізарно-діафізарного переходу обумовлені одразу двома факторами: локальними контактними напруженнями безпосередньо в цій зоні і напруженнями згинання, що обумовлені дією аналогічних контактних напружень по всій метафізарній поверхні каналу.

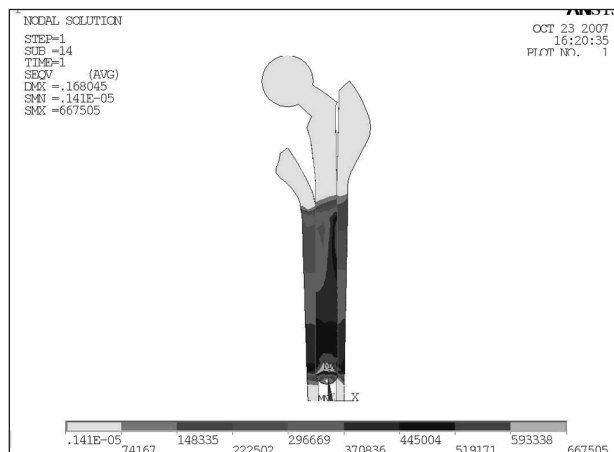


Рис. 9. Схема напружено-деформованого стану стегнової кістки при імплантації конусоподібного стегнового компонента в лейкоподібний канал. Чорний колір — більше 300 кг/см^2 ; темно-сірий — до 250 кг/см^2 , світло-сірий — 5 кг/см^2

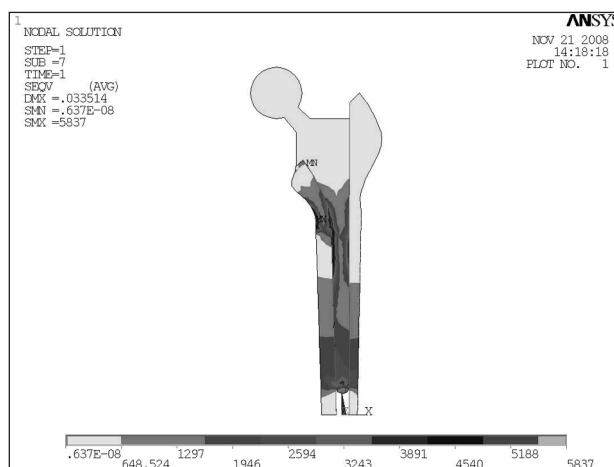


Рис. 10. Схема напружено-деформованого стану стегнової кістки при імплантації клиноподібного стегнового компонента в лейкоподібний канал. Чорний колір — більше 200 кг/см^2 ; темно-сірий — до 100 кг/см^2 , світло-сірий — 5 кг/см^2

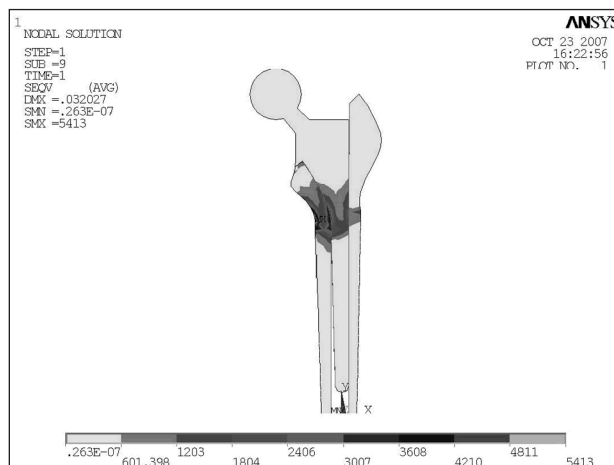


Рис. 11. Схема напружено-деформованого стану стегнової кістки при імплантації клиноподібного стегнового компонента в циліндричний канал. Чорний колір — більше 350 кг/см^2 ; темно-сірий — до 250 кг/см^2 , світло-сірий — 5 кг/см^2

Висновки

1. Біомеханічною передумовою асептичної нестабільності безцементного ацетабулярного компонента форми урізаного конуса є локальні напруження спонгіозної кісткової тканини на рівні зламу лінії урізаного конуса, які в 7 разів перевищують межу міцності кісткової тканини в цій ділянці.
2. При імплантації безцементного ацетабулярного компонента напівсферичної форми площа контакту близька до 100%, а найбільш навантаженою є ділянка біля краю компонента, де напруження лише в 2–3 рази перевищують межу міцності кісткової тканини в даній ділянці, з поступовим зменшенням їх величини у напрямку до вершини випуклої поверхні. За характером дії на кісткову тканину кульшової западини ацетабулярний компонент напівсферичної форми є більш оптимальним для імплантації у порівнянні з ацетабулярним компонентом форми урізаного конуса.
3. Використання гвинта для додаткової фіксації встановленого методом press-fit напівсферичного ацетабулярного компонента призводить до появи по верхньому краю напружень, які в 6–7 разів перевищують межу міцності спонгіозної кістки, а в нижньому відділі западини до критичного їх зменшення. Така нерівномірність розподілу напружень під час загвинчування гвинта сприяє втраті попередньо досягнутої press-fit фіксації і може стати передумовою розвитку нестабільності компонента, що ставить під сумнів доцільність його використання.
4. Найбільш оптимальні навантаження кісткової тканини стегнової кістки спостерігаються при максимально можливій відповідності форми стегового компонента ендопротеза до форми її кістковомозкового каналу. Передумовою для розвитку нестабільності стегового компонента клиноподібної форми є його імплантація в кістковомозковий канал циліндричної форми. Передумовою для розвитку нестабільності стегового компонента конусоподібної форми є його імплантація в лійкоподібний кістковомозковий канал.

Література

1. Бансал Алок Асептична нестабільність ендопротеза кульшового суглоба. Діагностика і лікування: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.21 / Бансал Алок. — Харків, 2000. — 183 с.
2. Асептическое расшатывание и износ эндопротеза: Симпозиум “Эндопротезирование тазобедренного сустава. Рациональный подход”. — Москва, 2000.
3. Гайко Г.В. Стан та перспективи розвитку ендопротезування суглобів в Україні / Г.В. Гайко, Ю.В. Поляченко, О.І. Рыбачук // Вісн. ортоп., травматол. та протез. — 2000. — №2 (27). — С. 71–72.
4. Возможні ускладнення при тотальному ендопротезуванні: Укр. науково-прак. конф. [«Ендопротезування суглобів (показання, техніка, помилки)»], м. Дніпропетровськ (11-12 вересня 1997). — Київ-Дніпропетровськ, 1997. — С. 33–35.
5. Асептическая нестабильность после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава: Симпозиум с междунар. участием [“Эндопротезирование крупных суставов”]. — Москва, 2000. — С. 64–65.
6. Нуждин В.И. Термографическая диагностика нестабильности эндопротезов крупных суставов с оценкой соматосимпатического вазомоторного рефлекса / В.И. Нуждин, А.К. Морозов, С.С. Родионова // Вест. травматол. и ортопед. им. Н.Н. Приорова. — 2002. — №4. — С. 59–60.
7. Рыбачук О.И. Ошибки и осложнения при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава / О.И. Рыбачук // Ортопед., травматол. — 1997. — №2. — С. 13–19.
8. Шерепо К.М. Асептическая нестабильность при тотальном эндопротезировании сустава: дис. ... доктора мед. наук: 14.01.21 / К.М. Шерепо. — Москва, 1990.
9. Шерепо Н.К. Асептическая нестабильность протеза как основная проблема тотального эндопротезирования тазобедренного сустава: пути решения / Н.К. Шерепо, К.М. Шерепо // Вест. травматол. и ортопед. им. Н.Н. Приорова. — 2007. — №1. — С. 43–47.
10. Adegbile P.H., Russery B. Failure of an uncemented acetabular prosthesis a case study / P.H. Adegbile, B. Russery // Engineering Failure Analysis. — 2006. — Vol. 1, №13–169.
11. Revision total arthroplasty: Controversies in fixation of the stem // American academy of orthopaedic surgeons. (62nd Annual meeting, (Orlando, Florida, February 16–21, 1995)). — 1995. — P. 364.
12. Galante J.P. Evaluation of results of total hip replacement / J.P. Galante // J. Bone Jt. Surgery. — 1990. — V. 72-A, №2. — P. 159–160.
13. Musculo-sceetal loading conditions at the hip during walking and stair climbing / M.O. Heller, G. Bergmann, G. Deuretzbacher [et al.] // J. Biomechanics. — № 34. — 2001. — P. 883–893.
14. Ide T. Biomechanical features of various cementless total hip replacement systems / T. Ide, F. Amado, N. Akamatsu // Hip biomechanics. — Tokio, 1993. — P. 265–276.
15. Kadoya Y. Wear and osteolysis in total joint replacements / Y. Kadoya, A. Kabayashi, H. Abashi // Acta Orthop. Scand. — 1998 — Vol. 69 (Suppl). — P. 278–316.
16. Neumann L. Long-term results of Charnley total hip replacement / L. Neumann, K.Y. Freund, K.H. Sorenson // J. Bone Jt. Surgery. — 1994. — V. 76-B, №2. — P. 245–251.
17. Niwa S. Biomechanical advances in total hip replacement / S. Niwa, S.M. Perren, T. Hattori // Biomechanics in Orthopedics. — Tokyo. — Springer-Verlag, 1992. — P. 46–75.
18. Philips A. Finite Element Analysis of the Acetabulum after Impaction Grafting // The University of Edinburgh. — 2001.
19. Srimongkol S. Computer simulation of polymethylmethacrylate bone cement flow through femoral canal and cancellous bone / S. Srimongkol, B. Wiwatanapataphee, Y.H. Wu // Journal of Biomechanics. — 2002. — Vol. 3, № 35. — P. 311–321.