

УДК [539.4.012+539.3]:616.728.2-77

Д.В. КРИВОРУЧКО, д-р техн. наук, Суми,
С.В. СОХАНЬ, д-р техн. наук, Київ,
С.П. ХОЛЯВКА, Суми,
С.С. ЄМЕЛЬЯНЕНКО, канд. техн. наук, Суми,
Н.О. МЕЛЬНИК-КАГЛЯК, Київ, Україна

АНАЛІЗ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ДВОШАРОВОЇ ГОЛОВКИ ЕНДОПРОТЕЗУ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБУ ЛЮДИНИ

Ендопротези кульшового суглобу являють собою шарнір, який використовується в медицині для заміни зношених або пошкоджених суглобів. Однак дотепер існує проблема забезпечення їх довготривалої експлуатації, яка залежить від зносостійкості несучих поверхонь шарнірного з'єднання. Все це потребує вдосконалення конструкцій суглобів для кращого використання можливостей застосовуваних матеріалів, а вибір конструктивних параметрів має здійснюватися з аналізу напружено-деформованого стану конструкції. Для вирішення даної задачі ідеально підходить комп'ютерне моделювання методом скінчених елементів. У даній роботі представлено результати аналізу напружено-деформованого стану двошарової головки у рухомому з'єднанні ендопротезу кульшового суглобу. Технологія виготовлення кульшової головки ендопротезу не менш як із двох шарів передбачає поєднання зовнішньої зносостійкої сапфірової або керамічної оболонки відносно малої товщини з пластичною серцевиною з металу. Методом скінчених елементів розрахований напружено-деформований стан двошарової головки кульшового суглобу з урахуванням особливостей матеріалів ендопротезу та фізіології людини. Визначені параметри, які найбільше впливають на навантажувальну здатність конструкції ендопротезу кульшового суглобу.

Ключові слова: сферична головка, титан, сапфір, міцність, коефіцієнт запасу міцності, концентратор напружень

Ендопротезы тазобедренного сустава представляют собой шарнир, который используется в медицине для замены изношенных или поврежденных суставов. Однако до сих пор существует проблема обеспечения их долговременной эксплуатации, которая зависит от износостойкости несущих поверхностей шарнирного соединения. Это требует совершенствования конструкций суставов для лучшего использования возможностей применяемых материалов. Выбор конструктивных параметров должен осуществляться на основе анализа напряженно-деформированного состояния конструкции. Для решения данной задачи идеально подходит компьютерное моделирование методом конечных элементов. В данной работе представлены результаты анализа напряженно-деформированного состояния двухслойной головки в подвижном соединении эндопротеза тазобедренного сустава. Технология изготовления вертлужной головки эндопротеза не менее чем из двух слоев предусматривает сочетание внешней износостойкой сапфировой или керамической оболочки относительно малой толщины с пластической сердцевиной из металла. Методом конечных элементов рассчитано напряженно-деформированное состояние двухслойной головки тазобедренного сустава с учетом особенностей материалов эндопротеза и физиологии человека. Определены параметры, которые более всего влияют на нагрузочную способность конструкции эндопротеза тазобедренного сустава.

Ключевые слова: сферическая головка, титан, сапфир, прочность, коэффициент запаса прочности, концентратор напряжений

© *Д.В. Криворучко, С.В. Сохань, С.П. Холявка, С.С. Ємельяненко,
Н.О. Мельнік-Кагляк, 2016*

The modern medicine uses hip joint implants for replacing worn or damaged real joints. However, there is still the problem of the life of the implants, which depends on the durability of swivel bearing surfaces. This requires improving the design of the joints for better utilization of material properties. The design parameters should be chosen based on structural analysis of the joint. Finite element analysis is the best method to do this. This paper presents structural analysis of two-layer head in movable hip joint. Manufacturing techniques of two-layer endoprosthesis hip heads provides a combination of outer wear-resistant sapphire or ceramic layer with relatively small thickness and plastic core metal. Finite element structural analysis determines deformation, strain and stress in two-layer endoprosthesis hip head taking into account material properties and human physiology. The paper shows the parameters that have the most influence on load capacity of the joint.

Keywords: spherical head, titanium, sapphire, strength, safety factor, stress concentration

1. ВСТУП

Операція тотального ендопротезування суглобу людини, тобто його заміни штучним, є однією з найбільш ефективних хірургічних операцій сучасної медицини, що практично повністю відновлює здоров'я і працездатність пацієнтів на десятки років.

Статистика різних країн світу свідчить, що в середньому протезування суглобів потребують 500-1000 хворих та травмованих на 1 млн. населення щорічно. Проблема є актуальною і для України, оскільки сьогодні кількість операцій заміни суглобів, що виконується в нашій країні, є в 10 разів меншою за необхідну [1-4]. Це пов'язано з низкою негативних факторів, в тому числі недостатнім технічним і матеріальним оснащенням обласних центрів по ендопротезуванню суглобів людини [2].

У зв'язку з розширенням показань до операцій тотального ендопротезування кульшового суглоба все більш складних хворих важливим являється вдосконалення конструкцій штучних суглобів [5]. При цьому дотепер існує проблема забезпечення їх довготривалої експлуатації. Основні причини: недостатня біологічна сумісність застосовуваних матеріалів, нестабільність функціонування (через зношування) рухомого шарнірного з'єднання, або пари тертя ендопротезу (термін, звичайно вживаний спеціалістами з протезування суглобів), і як наслідок, асептична нестабільність (набута рухомість) фіксуючих компонентів ендопротеза в опорно-рухомому апараті людини. Отже довговічність штучного суглобу визначається насамперед зносостійкістю несучих поверхонь рухомого з'єднання.

Рухоме з'єднання ендопротезу кульшового суглобу людини утворюють опукла сферична поверхня кульшової головки, виконаної з металу або оксидної кераміки, й також сферична западина вкладишу ацетабулярної чаші, виготовленого з поліетилену з високим ступенем поперечних зв'язків, металу або кераміки.

Посадка кульшової головки на конус ніжки, кут якого забезпечує нерухоме з'єднання на конусі за рахунок сил тертя (конус Морзе), дозволяє хірургові вибирати шарнірні пари, що краще відповідають вимогам конкретного пацієнта, тому що металева або керамічна головки можуть бути встановлені в парі із вкладишами з поліетилену, металу, або кераміки.

Завдання підвищення зносостійкості несучих поверхонь вирішують виготовленням головки ендопротезу не з металу, а з сапфіру або полікристалічних корунду чи діоксиду цирконію, які мають перевагу у зносостійкості й біологічній сумісності. Однак недоліком застосування цих матеріалів є обмеження, пов'язані з недостатньою тріщиностійкістю й міцністю. Зняти їх дозволяє технологія виготовлення головки кульшового ендопротезу не менш як із двох шарів, в якій зносостійка сапфірова або керамічна оболонка відносно малої товщини поєднана з пластичною серцевиною з металу. Така технологія передбачає отримання зносостійкої оболонки з сапфіру або кераміки шліфуванням й наступне заповнення її порожнини металом, в якому в подальшому виконується конусний посадковий отвір. В такій головці модульний принцип приєднання до ніжки ендопротеза реалізується на базі посадкового з'єднання метал-метал, а не кераміка-метал, що усуває вказані вище обмеження із застосування неметалевих матеріалів і таким чином сприяє підвищенню довговічності ендопротеза в цілому.

Для реалізації цієї ідеї необхідно вирішити задачу визначення конструктивних параметрів двошарової головки, виходячи з фізико-механічних властивостей матеріалів, що застосовуються, а також умов контактної взаємодії головки у, по-перше, рухомому з'єднанні з вкладишем ацетабулярної чаші, і по-друге, нерухомому посадковому з'єднанні з конусом ніжки під дією сил, що виникають під час руху людини.

Задача може бути вирішена шляхом аналізу напружено-деформованого стану такої головки за допомогою методу скінчених елементів. Цей метод вже успішно застосовувався для аналізу міцності рухомих з'єднань ендопротезів [6-11], але для багатшарових головок ця задача не вирішувалася.

2. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Метою роботи є аналіз за допомогою методу скінчених елементів напружено-деформованого стану головки ендопротезу кульшового суглобу, в якій зносостійка оболонка відносно малої товщини поєднана з пластичною серцевиною з металу, і визначення параметрів конструкції такої головки.

Особливістю функціонування головки ендопротезу кульшового суглобу, в тому числі двошарової, є те, що вона затиснута між іншими компонентами ендопротезу – вкладишем ацетабулярної чаші з одного боку й конусом ніжки ендопротезу з іншого (рис. 1). Головка та ніжка орієнтовані по відношенню до вкладиша під кутом 45° , виходячи з особливостей будови скелета людини та фізіологічних особливостей людини при пересуванні. Значення зовнішнього діаметру головки, показане на рис. 1, взяте з ряду стандартних типорозмірів і є найбільш вживаним у теперішній час.

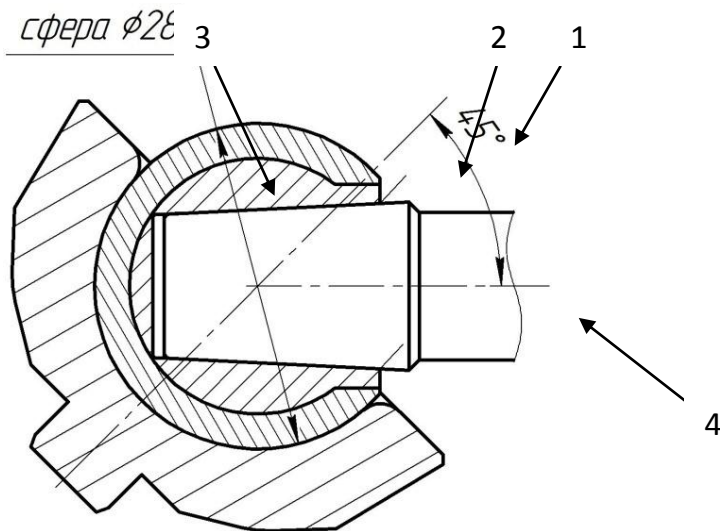


Рисунок 1 – Схема розташування елементів досліджуваної частини ендопротезу кульшового суглобу: двохшарова головка (сферична оболонка з сапфіру – 1, серцевина з титану – 2), вкладиш ацетабулярної чаші – 3, посадковий конус ніжки – 4

Зовнішня поверхня головки виконана сферичною з обов'язковим відхиленнями діаметру від номінального розміру в "мінус", а впадина вкладиша виконана сферичною з обов'язковим відхиленнями діаметру від номінального розміру навпаки в "плюс". В дослідженні прийнято, що відхилення зовнішнього діаметра головки від номінального розміру допускаються в межах від 0 до $-0,05$ мм, а внутрішнього діаметра вкладиша – в межах від $+0,07$ до $+0,02$ мм. Таким чином величина зазору у парі тертя сапфір-сапфір може складати від $0,02$ до $0,12$ мм.

Кут посадкового конусу ніжки співпадає з кутом конусу посадкового отвору головки. Зазор між торцями посадкового конусу ніжки і посадкового отвору головки виконаний конструктивно з урахуванням того, що головка базується на посадковому конусі ніжки тільки зовнішньою конічною поверхнею. урахуванням конструкції головки.

Розглянемо випадок, коли силове навантаження діє в площині XU (рис. 2), а обертання голівки має місце переважно відносно осі Z . В цьому випадку задача є симетричним відносно площини XU . У зв'язку з цим може бути розглянуто лише $\frac{1}{2}$ частину тіл системи. Оскільки чаша не приймає безпосередньої участі в навантаженні головки, то в дослідженні вона не розглядалася. Таким чином дослідження проводилися за 3D-моделлю

суглоба, симетрично відносно площини XY (рис. 2).

Дослідження проводилося за допомогою програмного забезпечення ANSYS 14.5.7. Скінчено-елементна сітка була побудована з призматичних скінчених елементів, що забезпечило підвищену точність розрахунків (рис. 3).

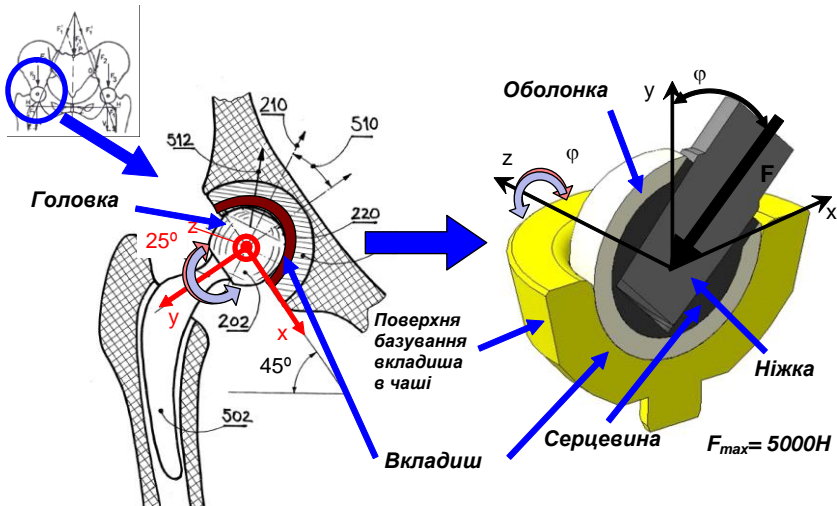


Рисунок 2 – Розрахункова схема дії сил у досліджуваній частині ендопротезу

Матеріали елементів досліджуваної частини ендопротезу, їх фізико-механічні характеристики наведені у табл. 1. Зовнішня оболонка головки, вкладиш ацетабулярної чаші ендопротезу виконані з сапфіру, серцевина головки та ніжка – з титанового сплаву. Сапфір проявляє анізотропію механічних властивостей, але спираючись на попередні дослідження авторів, котрі показали незначний вплив цього ефект [11], в дослідженні прийнято припущення про ізотропність механічних властивостей деталей, виготовлених з сапфіру.

Перша контактна пара – це нерухоме з'єднання посадковий конус ніжки-посадковий отвір у серцевині головки. Матеріал цих елементів – титан. Коефіцієнт тертя між контактними поверхнями прийнятий за 0,1. Кути конусного отвору головки і посадкового конуса ніжки прийняті однаковими. Друга контактна пара – це рухоме з'єднання вкладиш ацетабулярної чаші-сферична оболонка головки. Матеріал цих елементів – сапфір. Коефіцієнт тертя між контактними поверхнями прийнятий за 0,01. Номінальні радіуси сфер вкладиша і головки прийняті однаковими. Тип контактної взаємодії вказаних контактних пар – фрикційний.

Таблиця 1 – Фізико-механічні характеристики матеріалів

№ елемента	Найменування елемента	Матеріал елемента	Густина, кг/м ³	Модуль пружності, ГПа	Коефіцієнт Пуасона	Границя міцності при розтягуванні σ_b , МПа	Границя текучості σ_t , МПа	Коефіцієнт тертя	Джерело
1	Вкладиш	Сапфір	3992	400	0,3	250	250	0,01	[15]
2	Оболонка	Сапфір	3992	400	0,3	250	250		[15]
3	Серцевина	Титан BT1-0	4500	115	0,3	345	250	0,1	[16]
4	Ніжка	Титановий сплав BT3-1	4500	115	0,3	1040	1015		[16]

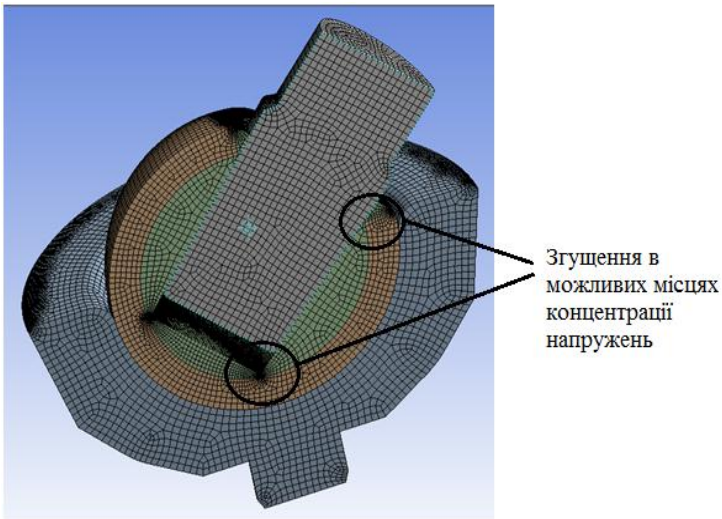


Рисунок 3 – Скінчено-елементна сітка 3D-моделі та місця згущення сітки

Головка може виконувати обертальний рух відносно вкладиша в площині XY. Кут повороту φ складає $\pm 45^\circ$ (рис. 2). На суглоб діє сила маси тіла F людини, яка змінюється в часі. Сила F діє в площині симетрії вкладиша

(рис. 2). Кут φ прийнятий рівними 45° . При екстремальному навантаженні (біг, стрибки) максимальна стискаюча сила досягає 5-8 мас тіла, що може бути прийнято за базове навантаження при розрахунку в цій роботі. Тому приймаємо $F_{\max}=5000\text{H}$ [12].

Вкладиш заземляється по конусному зовнішньому ободку у посадочному пояску чаші (рис. 2) і жорстко не зв'язаний з нею. Чаша нерухомо фіксується в кісткову тканину і обростає нею, тобто жорстко зв'язана з нею.

Для виконання умов симетричності позбавили переміщення всіх тіл 3D-моделі накладенням обмежень по площині симетрії XY в напрямку, перпендикулярному цій площині.

Попередня експертна оцінка виявила три фактори, які потенційно можуть впливати на міцність елементів ендопротезу: зазор між вкладишем та головкою, довжина конусу посадкового отвору, товщина оболонки. Для виявлення цього впливу в дослідженні проведено розрахунковий експеримент, в якому кожен з факторів варіювався незалежно від інших (табл. 2).

Міцність деталей з сапфіру оцінювалася за найбільшими головними напруженнями, а міцність деталей з титанових сплавів – за еквівалентними напруженнями по фон Мізесу.

Таблиця 2 – План розрахункового експерименту

№	Змінювані фактори	Числові значення факторів, мм				
		0,02	0,04	0,06	0,09	0,12
1.	Зазор між вкладишем та головкою	0,02	0,04	0,06	0,09	0,12
2.	Товщина сапфірової оболонки	2,0	2,25	2,5	2,75	3,0
3.	Довжина конусу посадкового отвору	16,5	17,0	17,5	18,0	18,5

3. РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Загальною тенденцією напружено-деформованого стану елементів досліджуваної частини ендопротезу є зростання напружень зі збільшенням навантаження (рис. 4 та рис. 5). Причому найбільш навантаженими є елементи двошарової головки – сапфірова оболонка і її серцевина з титану. В них напруження зростають майже пропорційно силі навантаження (рис. 6). З рисунку 6б видно, що при великих навантаженнях напруження у вкладишу наближаються до 80МПа.

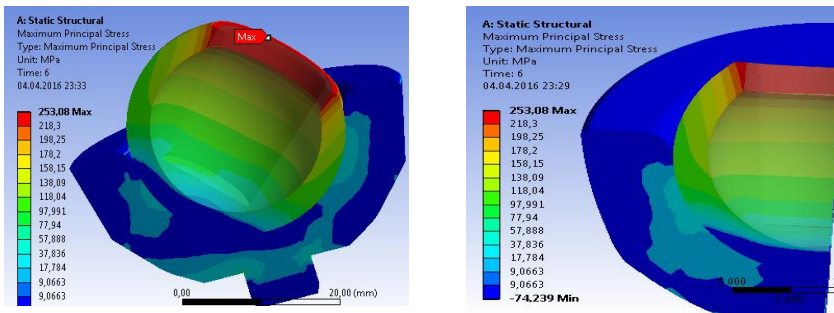


Рисунок 4 – Максимальне головне напруження в елементах, виготовлених з сапфіру

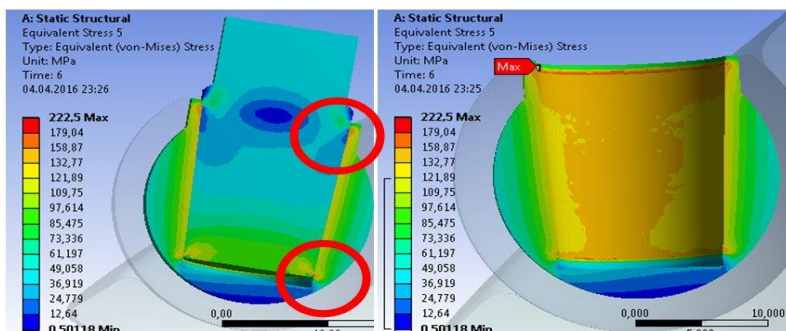


Рисунок 5 – Еквівалентне напруження в елементах, виготовлених з титану

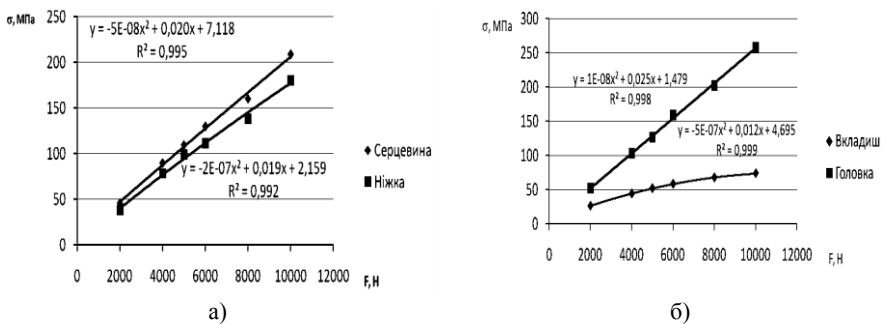


Рисунок 6 – Вплив навантаження на напруження в елементах з: титану – а, сапфіру – б

Максимальне еквівалентне напруження по фон Мізесу виникає в зоні контакту найменшого діаметра ніжки і становить при номінальних значеннях факторів 223 МПа (рис. 5). Досить великі напруження виникають в зоні контакту ніжки з серцевиною в нижній її частині. Це пов'язано з деформацією серцевини і ніжки при навантаженні в умовах концентрації напружень. Максимальне головне напруження виникає в оболонці зоні переходу конічної поверхні в дно посадкового отвору і становить 253 МПа (рис. 4).

Зі збільшенням зазору у з'єднанні між вкладишем та головкою напруження зростають, причому найбільші напруження виникають у оболонці головки (рис. 7 та рис. 8) оскільки зі збільшенням зазору значно зменшується площа контакту між головкою та вкладишем.

Максимальне головне напруження у вкладиші виникає в екваторіальній області. В результаті деформації діаметр вкладишу зменшується. В результаті головка виявляється затисненою в зоні, шириною близькою до ширини конусного обідка (рис. 10).

Товщина сапфірової оболонки найбільше впливає на навантажувальну здатність ендопротезу. Зі збільшенням товщини оболонки значно зменшуються напруження (на 14-15% при зміні товщини від 2 до 3 мм), як у сапфіровому, так і у титановому шарі головки (рис. 9 та рис. 10).

Зі збільшенням довжини конусу посадкового отвору напруження зменшуються в небезпечних місцях на 9-10%. Найбільше таке зменшення напружень спостерігається у сапфіровій оболонці (рис. 11 та рис. 12).

Коефіцієнт запасу міцності по першій теорії міцності отримано для максимального навантаження в конструкції з номінальними розмірами на рівні 2,13 (рис. 13). Це означає, що конструкція працездатна і може витримувати задане навантаження.

Мінімальний коефіцієнт запасу міцності по четвертій теорії міцності для титанових деталей склав 2,57 на поверхні контакту (рис. 14). Він обумовлений переміщенням ніжки в ендопротезі під дією сили навантаження через те, що в осьовому напрямку між торцями конусу ніжки і отвору головки наявний зазор.

Зменшуючи зазор, збільшуючи товщину сапфірової оболонки та довжину конусу можливо забезпечити збільшення навантажувальної здатності ендопротезу суглоба розглянутої конструкції. Разом з тим межі цієї зміни обмежені сучасними технологічними можливостями і повинні бути визначені в окремому дослідженні.

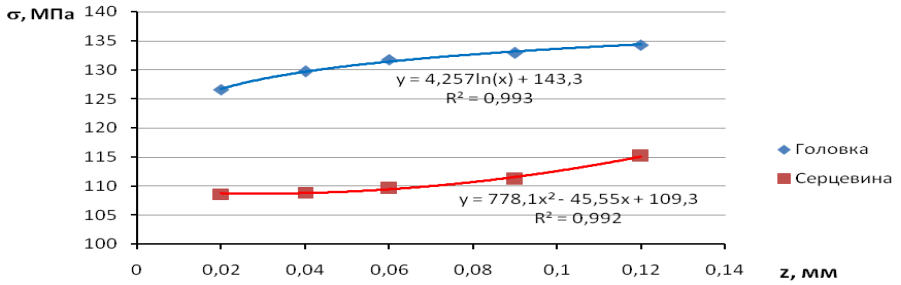


Рисунок 7 – Вплив зазору на напруження в елементах:
■ – з титану, ◆ – з сапфіру

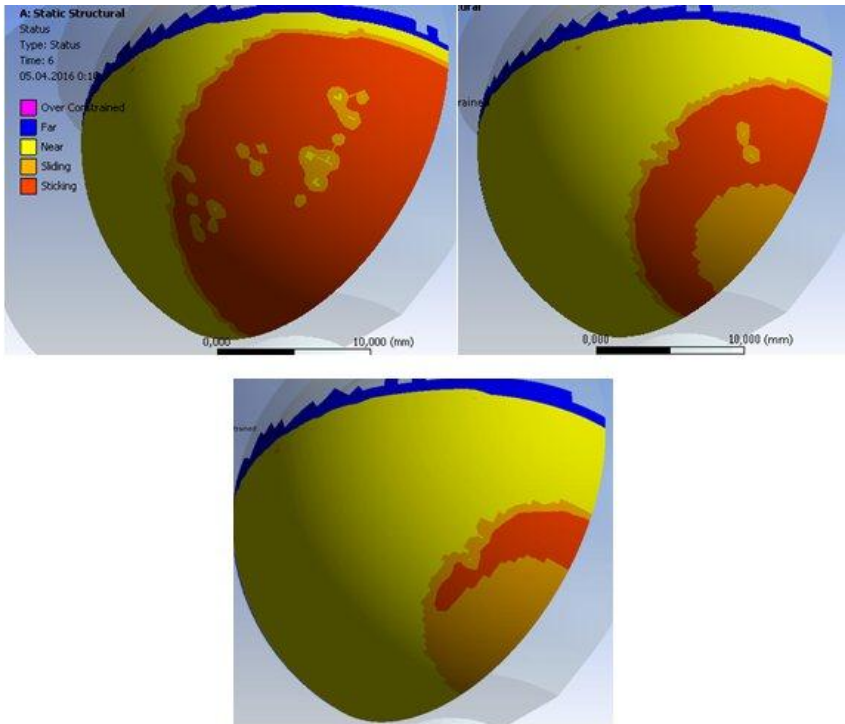


Рисунок 8 – Вплив зазору на площу контакту головки та вкладиша

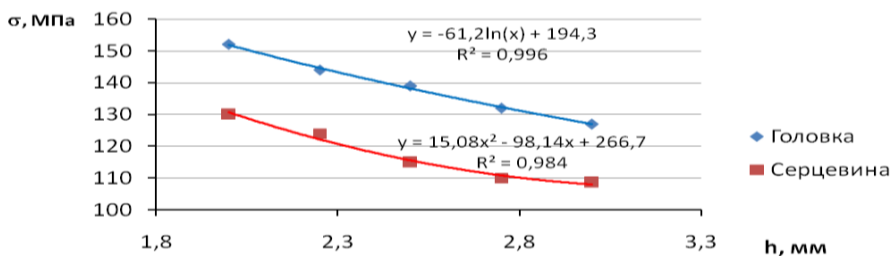


Рисунок 9 – Вплив товщини сапфірової оболонки на напруження в елементах:
■ – з титану, ◆ – з сапфіру

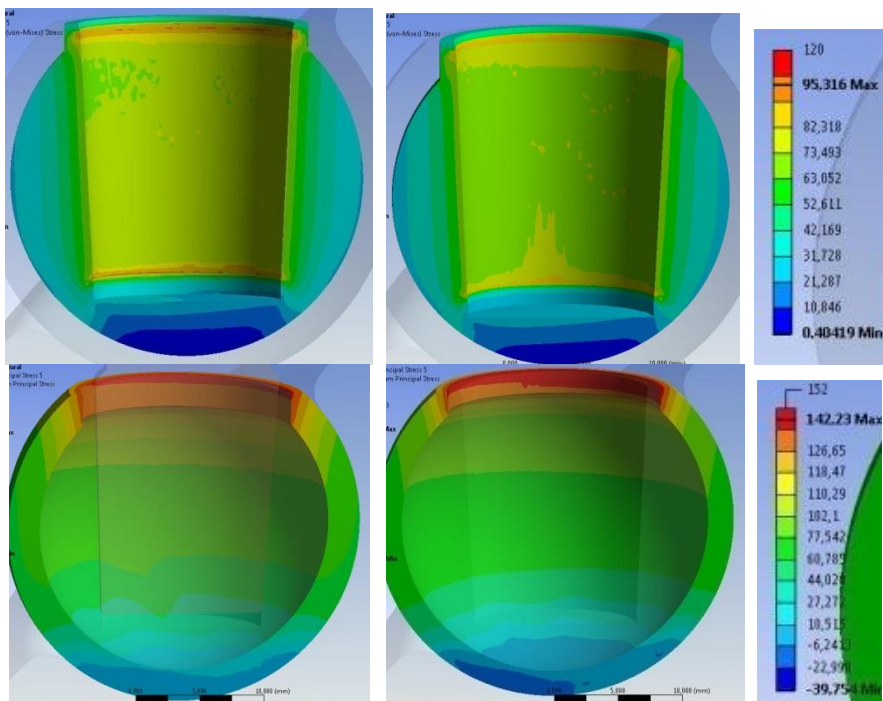


Рисунок 10 – Вплив товщини сапфірової оболонки на напруження в головці

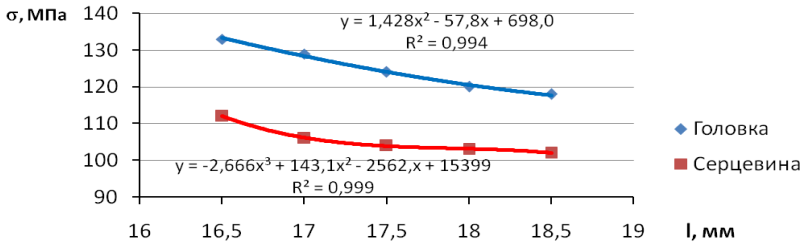


Рисунок 11 – Вплив довжини посадки конуса на напруження в елементах:

■ – з титану, ◆ – з сапфіру

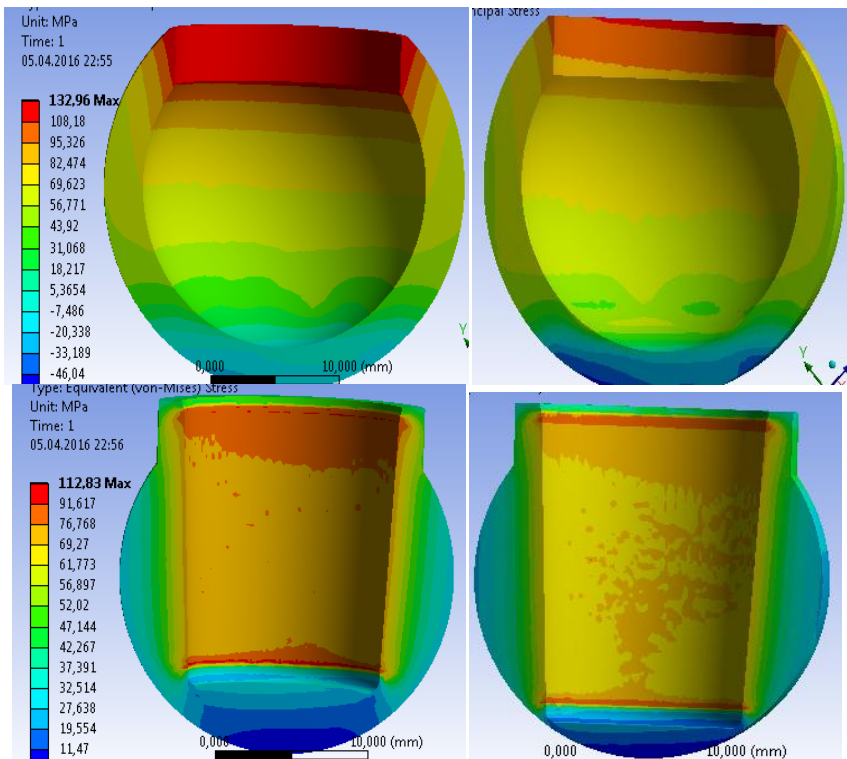


Рисунок 12 – Розподіл напружень при збільшенні довжини посадки конусу посадкового отвору

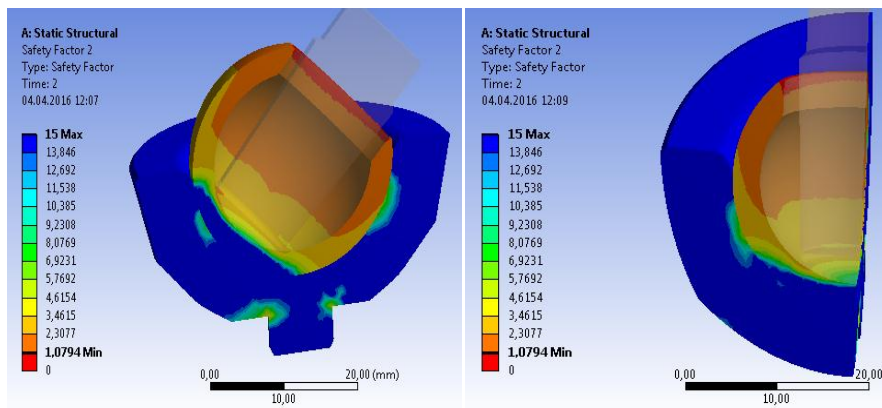


Рисунок 13 – Коефіцієнт запасу по першій теорії міцності для елементів, виготовлених з сапфіру

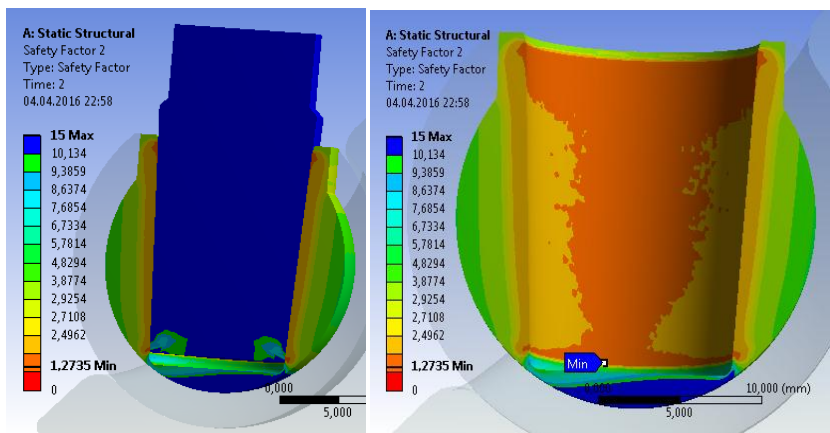


Рисунок 14 – Коефіцієнт запасу міцності по четвертій теорії міцності для елементів з титану

4. ВИСНОВКИ

Дослідження напружено-деформованого стану двошарової головки ендопротезу кульшового суглобу, яке проведено методом скінчених елементів у програмі ANSYS 14.5.7, показало, що найбільші напруження виникають у сапфіровому шарі головки у її верхній частині та на контактній поверхні титанового шару головки.

Основними найбільш впливовими конструктивними факторами на навантажувальну здатність ендопротезу є товщина головки, зазор між вкладишем та головкою, довжина конусу посадкового отвору, кут конусу посадкового отвору. Товщина сапфірової оболонки головки є найбільш впливовим фактором з усіх названих. Дослідження показало, що товщина оболонки в межах 2-3 мм забезпечує міцність головки з коефіцієнтом запасу більше 2.

Список використаних джерел: 1. *Маслов А. П.* К вопросу эндопротезирования тазобедренного сустава // Ортопед., травматол. и протезир. - 2008. - № 2. - С. 10-14. 2. *Корж Н. А., Филиппенко В. А., Танькут В. А.* Проблема эндопротезирования суставов в Украине и пути ее решения // Ортопед., травматол. и протезир. - 2008. № 2. - С. 5-9. 3. *Филиппенко В. А., Танькут А. В.* Эволюция проблемы эндопротезирования суставов // Международный медицинский журнал.-2009.- № 1 (57). - С. 70-74. 4. *Герасименко С. I., Полудях М. В., Герасименко А. С.* Комплексне ортопедичне лікування хворих на ревматичний артрит // Мат. Всеукраїн. наук.-практ. конф. з міжнародною участю, присвяченої 90-річчю ДУ "Інститут травматології та ортопедії. - К., 2009. - С. 40. 5. *Рибачук О. И.* Ошибки и осложнения при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава // Ортопед., травматол. и протезир. - 1997. - №2. - С.13-19. 6. *Банецкий М. В.* Биомеханическое обоснование использования вертлужного компонента при эндопротезировании. 7. *Weber W, Zahner M., Rieger W.* Improvement of reliability of ceramic hip joints // Eur. Cells Materials. - 2002. - 36(11). - P. 16-17. 8. *Cilingira A.C., Ucara V, Udofiab I. J., JimbBiphasic Z. M.* Finite element modelling of contact mechanics of hemi of human hip joint. Part II: Polycarbonateurethane on cartilage contact // Trends Biomater. Artif. Organs. - 2008. - 22(2). - P. 61-68. 9. *Todo M., Takahashi Y., Nagamine R.* Stress Analysis of Artificial Knee Joints under Flexion and Rotation // TribologyOnline. - 2008. - 3(3). - P. 211-215. 10. *Михайлов О. В., Ткаченко Л. Н., Штерн М. Б. и др.* Компьютерное моделирование напряжений в керамической головке эндопротеза тазобедренного сустава // Вісник ортопед., травматол. та протезув. - 2006. - № 1. - С. 43- 47. 11. *Новикова Н. В.* Эндопротезы суставов человека: материалы и технологии: Монография / Под. ред. Н. В. Новикова, О. А. Розенберга, Й. Гавлика. - Киев: ИСМ им. В. Н. Бакуля НАН Украины, 2011. - 528 с. 12. *Kuster M. S., Gachter A., Wood G. A., Stachowiak G. W.* Joint loads considerations into total knee replacement. - 1997 - 1. - P.109-113. 13. *Рибачук О. И.* Ошибки и осложнения при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава // Ортопед., травматол. и протезир. - 1997. - №2. - С.13-19. 14. *Левандный Е.В., Нухтаев Д.В.,* Компьютерное моделирование поведения ножки бедренного компонента при эндопротезировании тазобедренного сустава. 15. *Шевченко А.В. и др.* Биоинертные имплантаты на основе нанокристаллических порошков ZrO₂ // Техника машиностроения.- № 2 (58).- 2006.- С.32-35. 16. *Писаренко Г.С., Яковлев А.П., Матвеев В.В.* Справочник по сопротивлению материалов. - Киев: Наук. думка, 1988.-736 с.

Bibliography (transliterated): 1. *Maslov A. P.* K voprosu jendoprotezirovaniya tazobedrennogo sustava // Ortoped., travmatol. i protezir. - 2008. - № 2. - S. 10-14. 2. *Korzh N. A., Filippenko V. A., Tankut V. A.* Problema jendoprotezirovaniya sustavov v Ukraine i puti ee resheniya // Ortoped., travmatol. i protezir. - 2008. № 2. - S. 5-9. 3. *Filippenko V. A., Tan'kut A. V.* Jevoljucija problemy jendoprotezirovaniya sustavov // Mezhdunarodnyj medicinskij zhurnal.-2009.- № 1 (57). - S. 70-74. 4. *Gerasimenko S. I., Poluljah M. V., Gerasimenko A. S.* Kompleksne ortopedichne likuvannja hvorih na revmaticnij artrit // Mat. Vseukraïn. nauk.-prakt. konf. z mivzharodnoju uchastju, prisyvjachenoï 90-ričhju DU "Institut travmatologij ta ortopedij. - K., 2009. - S. 40. 5. *Ribachuk O. I.* Oshibki i oslozhenija pri total'nom jendoprotezirovanii tazobedrennogo sustava // Ortoped., travmatol. i protezir. - 1997. - №2. - S.13-19. 6. *Banecikij M. V.* Biomehanicheske obosnovanie ispol'zovaniya vertluzhnogo komponenta pri jendoprotezirovanii. 7. *Weber W, Zahner M., Rieger W.* Improvement of reliability of ceramic hip joints // Eur. Cells Materials. - 2002. - 36(11). - P. 16-17. 8. *Cilingira A.C., Ucara V, Udofiab I. J., JimbBiphasic Z. M.* Finite element modelling of contact mechanics of hemi of human hip joint. Part II: Polycarbonateurethane on cartilage contact // Trends Biomater. Artif. Organs. - 2008. - 22(2). - P. 61-

68. **9.** *Todo M., Takahashi Y., Nagamine R.* Stress Analysis of Artificial Knee Joints under Flexion and Rotation // TribologyOnline. - 2008. - 3(3). - P. 211-215. **10.** *Mihajlov O. V., Tkachenko L. N., Shtern M. B.* і др. Комп'ютерне моделювання напружень в керамічній голівці єндопротези тазобедренного суглоба // Бюлетень ортопед., травматол. та протезув. - 2006. - № 1. - С. 43- 47. **11.** *Novikov N. V.* Єндопротези суглобів людини: матеріали і технології: *Монографія / Под. ред. N. V. Novikova, O. A. Rozenberga, J. Gavlika.* – Київ: ISM ім. В. Н. Бакулія НАН України, 2011. – 528 с. **12.** *Kuster M. S., Gächter A., Wood G. A., Stachowiak G. W.* Joint loads considerations into total knee replacement. – 1997 – 1. - P.109-113. **13.** *Ribachuk O. I.* Ошибки і ускладнення при тотальному єндопротезуванні тазобедренного суглоба // Ортопед., травматол. і протезир. – 1997. – №2. – С.13-19. **14.** *Levadnyj E.V., Nushtaev D.V.,* Комп'ютерне моделювання поведінки голівки бедренного компонента при єндопротезуванні тазобедренного суглоба. **15.** *Shevchenko A.V.* і др. Біоінертні імпланти на основі нанокристалічних порошків ZrO₂ // Техніка машинобудування. – № 2 (58). – 2006. – С.32–35. **16.** *Pisarenko G.S., Jakovlev A.P., Matveev V.V.* Справочник по протилежним матеріалам. – Київ: Nauk. dumka, 1988. – 736 с.