ISSN 2079–1836
2019, вип. 29

УДК 539.3, 616.717.7

М. О. Василевська, А. П. Дзюба, д-р техн. наук

ДОСЛІДЖЕННЯ РОЗПОДІЛУ НАПРУЖЕНЬ В ОКОЛІ ІМПЛАНТА ТАЗОСТЕГНОВОГО СУГЛОБА

Описана проблема та приведені результати досліджень впливу форми чашки ендопротеза тазостегнового суглоба на напружено-деформований стан кісткового масиву. Проаналізовано характер розподілу і величин виникаючих в кістковому масиві напружень для контактної задачі, отриманих методом скінченних елементів.

Ключові слова: *комп'ютерне моделювання, метод скінчених елементів, напружено-деформований стан, ендопротез тазостегнового суглоба, біомеханіка.*

Вступ. Ендопротезування суглоба – це хірургічна операція, в ході якої зруйновані частини суглоба замінюються штучними ендопротезом. Завдяки ендопротезуванню тазостегнового суглоба вдається відновити рухомість нижніх кінцівок людського організму. Штучний суглоб, що замінює пошкоджений, майже повністю моделює власний. Сучасні протези практично вічні. Встановлені всередині тіла людини вони здатні служити 15-20 і навіть 30 років, а при зносі суглоба його, в принципі, можна знову замінити. Виробництво протезів є високоточним і проходить багатоступінчастий контроль і сертифікацію [5].

Тазостегновий суглоб є по суті природним біопідшипником, у якого пару тертя утворюють голівка стегнової кістки разом з вертлюжною западиною. В цілому імплантат тазостегнового суглобу складається з двох компонентів: стегнового і ацетабулярного (вертлюжного). Стегновий компонент складається з голівки і ніжки, вертлюжний - з корпусу (чашки) і жорстко фіксованої в ньому поліетиленового вкладишу. Шарнірну пару протезу утворюють випукла сферична поверхня стегнової голівки і сферична западина вертлюжної чаші. Титановий корпус вертлюжного компоненту, який загвинчується, являє собою об'ємне тіло складної геометрії, яке може бути побудоване на основі двох стереометричних фігур конуса та сфери [4].

На зовнішній поверхні чашки вертлюжного компоненту нанесений спіралеподібний виступ, який має назву пера протеза. За формою поперечного перерізу більшість з них можна класифікувати на два типи - трикутні і чотирикутні (рис. 1).

При імплантації в організм людини чашка ендопротеза врізається в кістковий масив тазу, де фіксується за допомогою кісткової мозолі, що виростає з часом. Під час ходьби, бігу, стрибків відбувається спирання таза людини на стегнову кістку, що призводить до контактної взаємодії

© М. О. Василевська, А. П. Дзюба, 2019

чашки протеза і оточуючого його кісткового масиву таза. Сила, прикладена до чашки ендопротезу визначається антропометричними навантаженнями, обумовленими вагою людини [1]. Кістковий масив таза вважається жорстко закріпленим.

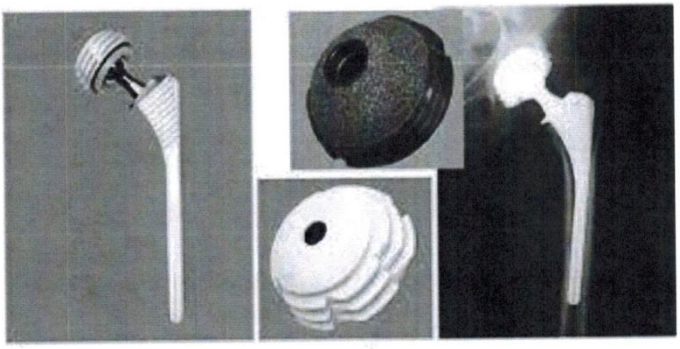


Рис. 1 **– Ендопротез у зібраному вигляді (а), варіанти чашок (б) и рентгенограма тазостегнового суглоба після імплантації ендопротеза (в)**

Зараз існує безліч різних моделей компонентів ендопротезу, які використовуються при повній заміні тазостегнового суглоба, і вибір відповідного ендопротезу для конкретного пацієнта є вкрай складним завданням, оскільки необхідно врахувати безліч чинників, що впливають на експлуатаційні характеристики, зокрема, характер навантажень в тазостегновому суглобі [3]. Ця проблема є досить багатогранною, однак, багато в чому завдяки стрімкому впровадженню нових технологій і матеріалів, а також вдосконаленню вже існуючих протезів і методик їх імплантації в кістковий масив, операції протезування суглобів стають доступнішими і проводяться з мінімальними ускладненнями

При більш детальному вивченні механічних аспектів взаємодії кісткового масиву і ендопротеза виявляється цілий ряд досить важливих факторів, які впливають на довговічність ендопротеза кульшового суглобу, таких як форма його чашки, імплантованої в вертлюжну впадину таза, а також інші технологічні критерії та фактори, які необхідно враховувати при виборі раціональної форми чашки ендопротеза кульшового суглоба з метою його більшої ефективності,що є актуальною і практично важливою задачею.

Постановка задачі. Робота присвячена коректній інтерпретації проблеми в термінах математичного та комп'ютерного моделювання з урахуванням медичних аспектів і використанням досягнень в галузях механіки, зокрема відомих рішень класичних задач і їх використання в конкретних умовах. Метою роботи є комп'ютерне моделювання геометрії (форми і розмірів) вертлюжного компонента (чашки) ендопротеза кульшового суглоба, а також контакту чашки і кісткового масиву, вивчення і

аналіз виникаючих при цьому внутрішніх зусиль, які безпосередньо впливають на тривалість експлуатації ендопротеза.

Методика дослідження. У зоні врізання чашки протеза в кістку виникають напруження, в результаті чого з'являється неоднорідність напружено-деформованого стану (НДС) кісткового масиву, яка збільшує ризик нездатності кісткового матеріалу нести експлуатаційні навантаження, які створюються елементами ендопротеза. Характер і величину напружень, що виникають в кістковому масиві частково можна компенсувати за допомогою варіації форми корпусу чашки і тим самим істотно зменшити величину навантажень, які виникають в кістці таза в зоні врізки протеза, оскільки надмірні навантаження саме в цій зоні можуть значно зменшити термін служби ендопротеза і призвести до погіршення стану пацієнта. Найчастіше на практиці зустрічаються сферична, конусоподібні і комбінована форма корпусу чашки ендопротеза. При цьому очевидною є необхідність проведення достовірного комп'ютерного моделювання взаємодії ендопротеза і оточуючого його кісткового масиву.

В роботі розглядається ендопротез кульшового суглоба безцементного типу, який імплантується в кістковий масив таза за допомогою вкручування. З механічної точки зору, розглядається задача контактної взаємодії двох тіл. Задача вирішується в рамках теорії пружності. Побудовані 4 розрахункові моделі, які відрізняться формою корпусу чашки ендопротеза. Кожна модель складається з двох деталей, які відповідають чашці ендопротеза кульшового суглоба і кістковому масиву, в який вона імплантована.

Для розрахункової схеми "*a*" модель чашки протеза є тілом обертання у вигляді усіченого конуса з радіусом більшої основи $R = 29\,мм$, бічною гранню, нахиленою до осі симетрії під кутом альфа $\alpha = 15°$, і висотою чашки $H = 24.8\,мм$. Для розрахункових схем "b" і "c" модель чашки протеза є тілом обертання складної геометрії, яке отримано суміщенням елемента сфери радіусами $R = 10\,мм$ і $R = 20\,мм$ відповідно по дотичним з бічною поверхнею чашки, нахиленою під кутом $\alpha = 15°$ до осі симетрії, і основою чашки. Радіус більшої основи усіченого конуса становить $R = 29\,мм$, висота чашки $H = 24,8\,мм$. Для розрахункової схеми "d" модель чашки є півсферою радіуса $R = 29\,мм$. Товщина стінки всіх чашок $l = 2\,мм$.

Для всіх розрахункових моделей чашка доповнена пером, що представляє собою трикутник, висота якого $L = 4,5\,мм$, а основа $L = 2.41\,мм$, одна з бічних сторін лежить на лінії, перпендикулярній висоті чашки. Вершина трикутника округлена фаскою радіусом $R = 0,1\,мм.$ Трикутник теж є тілом обертання по спіралеподібні закону. Кількість витків різьби – 4. Відстань між витками $L = 5,6\,мм$. Інші розміри чашки визначаються автоматично, виходячи із умов спряження заданих моделей.

Моделі кісткового масиву, в які врізаний імплант, отримані шляхом вирізання з циліндра з радіусом основи $R = 40\,мм$ і висотою $H = 37,5\,мм$, описаних вище тіл складної геометрії, для кожної розрахункової моделі

окремо таким чином, щоб при суміщенні моделей ендопротеза і кісткового масиву їх загальні межі повністю збігалися.

В розрахунках для моделі кісткового масиву заборонені переміщення і кути повороту відносно всіх трьох осей, тобто задані умови абсолютно жорсткого защемлення. На внутрішню поверхню чашки ендопротеза діє навантаження під кутом 20 градусів до осі симетрії чашки, що відповідає антропометричним напруженням, що виникають в опорно-рухомому апараті людини в зоні кульшового суглоба в момент приземлення після стрибка

$$P = \left(3*80кг*9.81\,м/c^2\right)/\left(2*S\right),$$

де S – площа внутрішньої поверхні чашки ендопротеза.

Моделям чашок ендопротеза задані фізичні характеристики, які відповідають титану: модуль пружності $E = 106\,ГПа$, коефіцієнт Пуассона $\upsilon = 0,3$.

У поставленій задачі приймається спрощення у вигляді прийняття кісткового масиву як ізотропного матеріалу і присвоєння йому характеристик компактної тканини кістки. Для моделі кісткового масиву задані такі фізичні характеристики: $E = 30\,ГПа$, $\upsilon = 0,3$. Значення коефіцієнта тертя контактної пари кістка-метал задано рівним $\mu = 0,3$ [2].

Результати розрахунків. Дослідження механічних аспектів взаємодії кісткового масиву та ендопротеза тазостегнового суглоба, пов'язаних з різною формою чашки та її вплив на напружений стан в ендопротезі та оточуючому його кістковому масиві здійснюється з використанням методу скінченних елементів. Розбиття моделей чашок і кісткового масиву на скінченні елементи виконується окремо і незалежно один від одного (рис. 2)

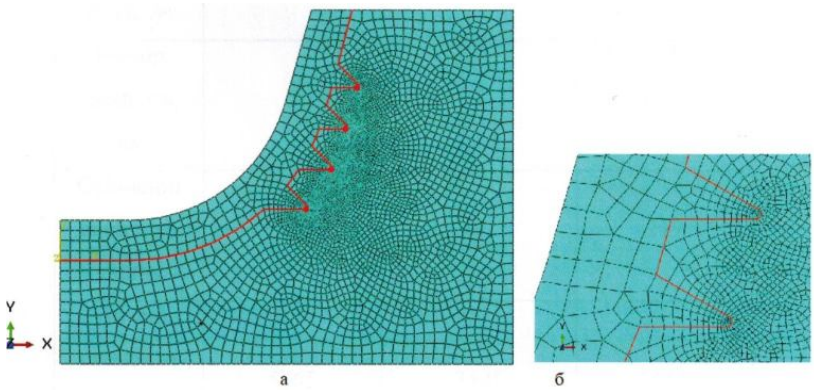


Рис. 2 – **Розбиття моделей чашки і кісткового масиву (а) та зони врізки пера (б) на скінченні елементи**

Розподіл напружень за Мізесом в площині yOz моделі для варіантів чашок "*a*", "*b*", "*c*", "*d*" та в площині yOx моделі приведені на рис.3 і рис. 4 відповідно, а розподіл напружень за Мізесом в зоні врізки різьби моделі для варіантів чашок "*a*", "*b*", "*c*", "*d*" – на рис. 5.

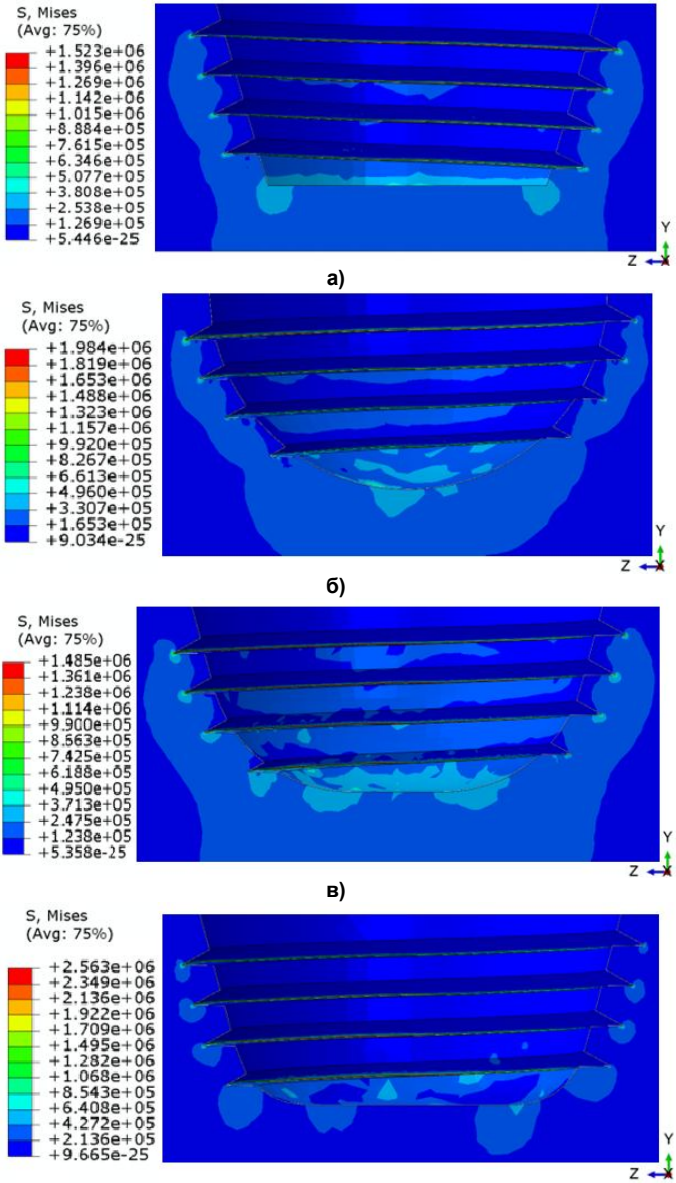


Рис. 3 – **Розподіл напружень за Мізесом в yOz площині моделі а) з конусоподібною чашкою, б) зі сферичною чашкою в) комбінованої чашки із радіусом сфери R=20*мм*, г) комбінованої чашки із радіусом сфери R=10*мм* та кістковим масивом**

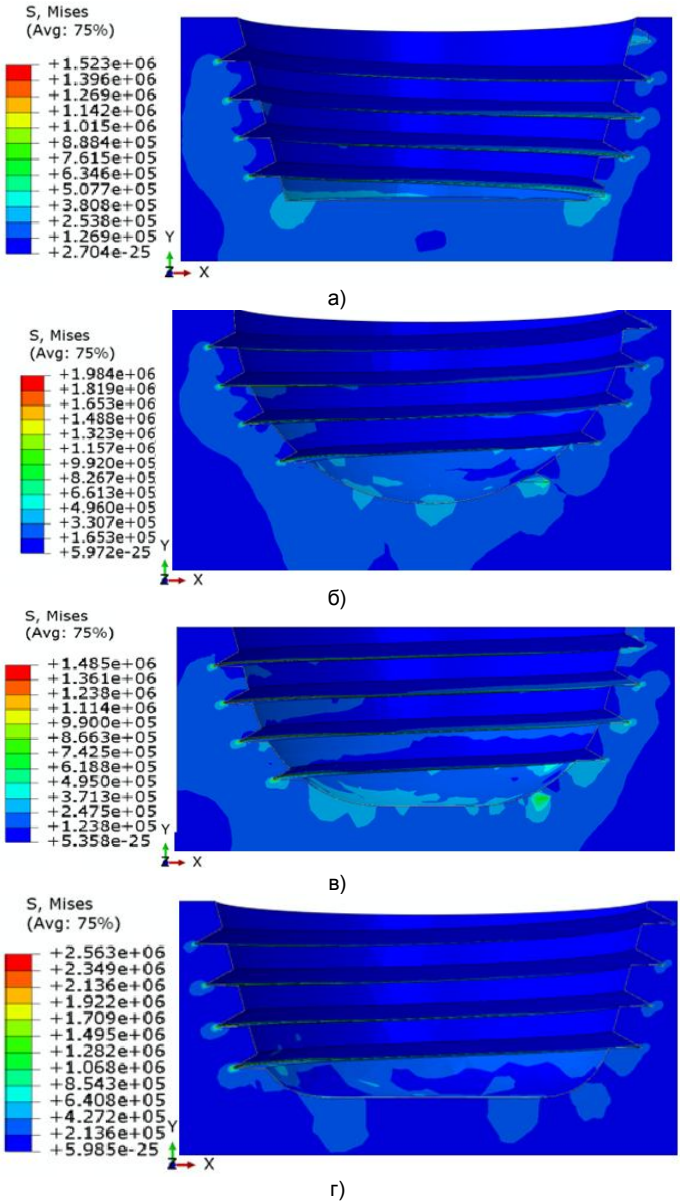
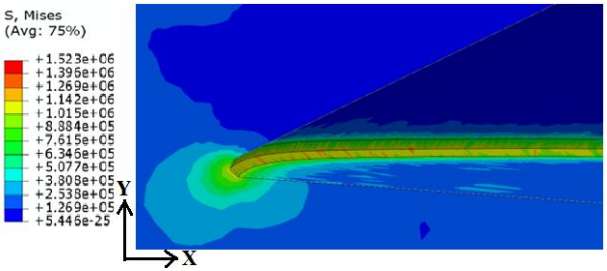
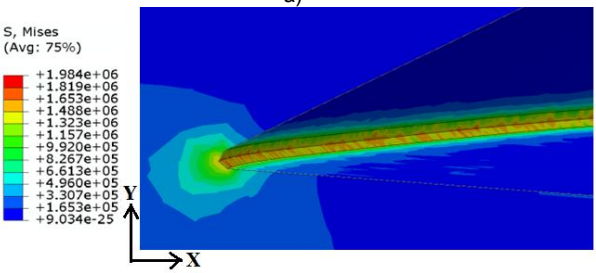


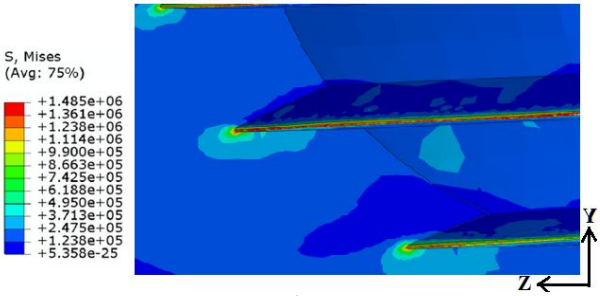
Рис. 4 – **Розподіл напружень за Мізесом в уOx площині моделі:**
а) з конусоподібною чашкою, б) зі сферичною чашкою
в) комбінованої чашки із радіусом сфери R=20$мм$,
г) комбінованої чашки із радіусом сфери R=10$мм$
та кістковим масивом



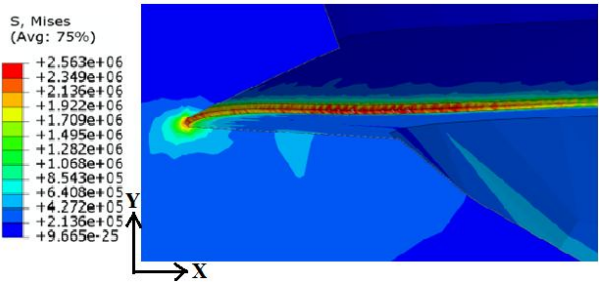
а)



б)



в)



г)

Рис. 5 – **Розподіл напружень по Мізесу в зоні врізки різьби моделі:**
а) з конусоподібною чашкою, б) зі сферичною чашкою
в) комбінованої чашки із радіусом сфери R_3=20*мм*,
г) комбінованої чашки із радіусом сфери R_2=10*мм*
та кістковим масивом

Висновки. Як підсумок, слід зазначити, що після операції по заміні суглоба нерідко виникає післяопераційний неврит - це запалення нервів, що проходять поблизу суглоба внаслідок травматизації (розтягнення або стиснення) їх підчас операції [6]. Тому дуже важливо підібрати такий ендопротез, щоб після його вживляння у кістковому масиві виникали мінімальні напруження в зоні врізки різьби, інакше у живій тканині може розпочатися запалення, що призведе до порушення опорної і рухової функції кінцівки.

Із аналізу результатів розрахунків випливає, що:в кожній моделі в зонах врізки різьби чашки ендопротезу в кістковий масив та в зонах різких змін геометрії виникають концентрації напружень. Найбільші напруження по Мізесу виникають в моделі "*b*" з комбінованою чашкою із радіусом сфери *R* = 10 мм та кістковим масивом : $\sigma = 2,563\,МПа$. Найменші напруження по Мізесу виникають в моделі "*c*", з комбінованою чашкою із радіусом сфери $R = 20мм$ та кістковим масивом : $\sigma = 1,485\,МПа$. В моделі "*a*" із конусоподібною чашкою та кістковим масивом виникають також невеликі напруження по Мізесу $\sigma = 1,523\,МПа$, що дає можливість порівнювати її з моделлю "*c*" із комбінованою чашкою радіусом сфери $R = 20мм$ та кістковим масивом. Однак, у конусоподібній моделі концентрації напружень у зоні врізки різьби значно менші, ніж у комбінованої моделі з радіусом сфери $R = 20мм$.

Найбільший контактний тиск виникає в моделі "*b*" з комбінованою чашкою із радіусом сфери $R = 10мм$ та кістковим масивом: $\rho = 4,673МПа$. Найменший контактний тиск виникає в моделі "*d*" із сферичною чашкою та кістковим масивом: $\rho = 2.687МПа$, в конусоподібній моделі контактний тиск майже такий самий: $\rho = 2.698МПа$. В моделі з комбінованою чашкою із радіусом сфери $R = 20мм$ та кістковим масивом: $\rho = 3,243МПа$, проте, в цій моделі концентрації напруження в зоні врізки різьби незначні порівняно з іншими моделями.

Найбільш оптимальною формою чашки ендопротеза є модель "*c*" з комбінованою чашкою із радіусом сфери $R = 20мм$, тому що виникаючі напруження в кістковому масиві достатньо невеликі порівняно з іншими моделями. Найбільшою перевагою цієї форми чашки є незначні концентрації напруження контактного тиску в зоні врізки різьби в кістковий масив.

Таким чином, характер і величину навантаження в кістковому масиві можна регулювати (змінювати) за допомогою варіації раціональної форми корпусу чашки з метою зниження експлуатаційних навантажень, які виникають в кістці таза в зоні врізки протезу.

БІБЛІОГРАФІЧНІ ПОСИЛАННЯ

1. ***Королева Л. Ф.*** *Коковихин Е. А., Бородин Е. М.* Методичка определения механической прочности на срез материалов различного назначения // Научно-техническая конференция разрушение, контроль и диагностика материалов и конструкций. Екатеринбург. 2007. С. 3.

2. ***Левадный Е. В. ,*** *Нуштаев Д. В.* Исследование напряженно-деформированного состояния верхней трети бедренной кости при ее межвертельном переломе и накостной фиксации с применением шеечного винта со спиралевидной резьбой // Труды Международного форума. Москва, 7–8 апреля 2014 г. С. 117–128.

3. ***Лоскутов А. Е.,*** *Олейник А. Е., Головаха М. Л. и др.* Алгоритм выработки показаний и противопоказаний к эндопротезированию тазобедренного сустава // Вісник ортопедії травматології та протезування. 2004. Вип.3. С. 8–12.

4. ***Лоскутов А. Е.,*** *Красовский В. Л., Олейник А. Е.* К методике определения упругости спонгиозной костной ткани // Ортопедия, травматология и протезирование. 2000. № 3. С. 8–31.

5. ***Полулях М. В.*** Первинне ендопротезування кульшового суглобу. Режим доступу: http://angelholm.com.ua/categorie-primary-hip-arthroplasty/lang-ua (доступний на 2016).

6. ***Юрийчук Л. М.*** Осложнения при эндопротезировании суставов. Режим доступу: http://akta.ua/endoprosthesis complications, 2013.

УДК 539.3, 616.717.7

М. А. Василевская, А. П. Дзюба, д-р техн. наук

ИССЛЕДОВАНИЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ НАПРЯЖЕНИЙ В ОКРЕСТНОСТИ ИМПЛАНТА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Описана проблема и приведены результаты исследования влияния формы чашки эндопротеза тазобедренного сустава на напряжённо-деформированное состояние костного массива. Проанализированы характер и величина, возникающих в костном массиве напряжений для контактной задачи при помощи метода конечных элементов.

Ключевые слова: *компьютерное моделирование, метод конечных элементов, напряжённо-деформированное состояние, эндопротез тазобедренного сустава, биомеханика.*

UDC 539.3, 616.717.7

M. O. Vasylevska, A. P. Dzyuba, Dr. Sci. (Tech.)

INVESTIGATION OF THE MECHANICAL STRESS DISTRIBUTION AROUND A HIP JOINT IMPLANT

The influence of the hip joint prosthesis cup shape on the pelvis bone stress-strain state is studied in this paper. The problem of the contact between the pelvis bone and the prosthesis cup is solved using finite element analysis (FEA). The mechanical stress distribution in the bone as well as its magnitude are described.

Keywords: *computer modelling, finite element method, stress-strain state, hipprosthesis, biomechanics.*

In work was solved the problem distribution of stresses in the bone pelvis into which the endoprosthesis of a coxofemoral joint of uncemented type by

means of screwing and pressing. It is the task of contact interaction of two bodies is considered. Task is solved within the theory of elasticity. In [4] calculated models are created which differ by the form of the cup. Each model is made up of two parts, which are used to insert the cups of endoprosthesis of hip joint and bone pelvis into which it is implanted. The material of which cup of endoprosthesis is made is titanium. The value of the coefficient of friction between metal and bone is $\mu = 0.3$. The task of distributing stresses in the bone pelvis is solved by the finite element method. In the course of the study, it was found that under such loading in each model of displacement are insignificant. Therefore, Mises stresses and contact pressure that arise in models of bone arrays of various geometric forms are compared. The most optimal form of the endoprosthesis cup that cuts into the bone pelvis is a model with a combined cup with a radius of the sphere $R = 20mm$, because the resulting stresses in the bone pelvis are quite small compared with other models, the greatest advantage of this cup form is the small concentration of the stresses of those contact pressure in the area of the thread in the bone array.

REFERENCES

1. ***Koroleva L. F.,*** *Kokovihin E. A., Borodin E. M.* The text book of methodics of definition of mechanical strength on a cut of materials of different function // Scientific and technical conference destruction, monitoring and diagnostics of materials and designs. Yekaterinburg, 2007. P. 3. (in Russian).

2. ***Levadnyiy E. V.*** Research of an stress-strain state of the top third of a femur at its intertrochanteric fracture and bone fixing with use of the neck screw with a spiral carving. / D.V. Nushtaev// Theses. Works of the International forum.Moscow, 7–8 april 2014. p. 117 – 128. (in Russian).

3. ***Loskutov A. E.*** Algorithm of development of indications and contra-indications to endoprosthesis replacementof a hipjoint / A. E. Loskutov, A. E. Oleynik, M. L. Golovakha etc. // Messenger of anorthopedics, traumatology and prosthetic repair. 2004. ed. 3. P. 8 – 12. (in Russian).

4. ***Loskutov A. E.*** To a technique of determination of elasticity of a spongy bone tissue / A. E. Loskutov, V. L. Krasovskiy, A. E. Oleynik // Orthopedics, traumatology and prostheticrepair. 2000. № 3. p. 8-31. (in Russian).

5. Primary endoprosthesis replacement coxofemoral [Internet resource]/ M. V. Polulyah. Mode of access to article:http://angelholm.com.ua/categorie-primary-hip-arthroplasty/lang-ua – available for 2016. (in Ukrainian).

6. Complications at endoprosthesis replacement of joints [Internet resource] / L. M. Yuriychuk.2013. Mode of access to article: http://akta.ua/endoprosthesis complications. (in Russian).

Дніпровський національний університет
імені Олеся Гончара
Дніпро, Україна

Надійшла до редколегії 17.04.2019