

**О ВЫБОРЕ ПАРАМЕТРОВ СБОРНЫХ КОМПОНЕНТОВ ПОДВИЖНОГО
СОЕДИНЕНИЯ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА**
Часть 2. Результаты исследований

О.А. Розенберг, д-р техн. наук;

С.В. Сохань, д-р техн. наук;

В.А. Залоза*, д-р техн. наук;

Д.В. Криворучко*, канд. техн. наук;

И.М. Дегтярев*,

Институт сверхтвердых материалов НАН Украины, г. Киев;

**Сумский государственный университет, г. Сумы*

Лечение больных с различными заболеваниями и посттравматическими повреждениями суставов в настоящее время является одной из наиболее значимых медико-биологических проблем. В Украине накоплен значительный опыт изготовления компонентов шарнирного узла эндопротезов суставов из металлических и керамических материалов, однако методы расчетов этого узла и определения конструктивных характеристик его элементов все еще недостаточно разработаны. В статье представлены результаты анализа методом конечных элементов величины и распределения контактных нормальных и касательных напряжений, а также напряженно-деформированного состояния вкладыша подвижного соединения эндопротеза тазобедренного сустава, выполненного в виде пары «сферическая головка из керамики – ацетабулярная чашка из хирулена с вкладышем из сапфира», а также сформулированы рекомендации по выбору конструктивных параметров этой пары.

Ключевые слова: повреждение суставов, шарнирный узел эндопротеза сустава, методика расчета.

Лікування хворих з різними захворюваннями й посттравматичними ушкодженнями суглобів у цей час є однією з найбільш значущих медико-біологічних проблем. В Україні накопичений значний досвід виготовлення компонентів шарнірного вузла ендопротезів суглобів з металевих і керамічних матеріалів, однак методи розрахунків цього вузла й визначення конструктивних характеристик його елементів все ще недостатньо розроблені. У статті наведені результати аналізу методом скінченних елементів величини й розподілу контактних нормальних і дотичних напружень, а також напружено-деформованого стану вкладыша рухомого з'єднання ендопротеза тазостегнового суглоба, виконаного у вигляді пари «сферична головка з кераміки – ацетабулярна чашка з хирулену із вкладышем із сапфіру», а також сформульовані рекомендації щодо визначення конструктивних параметрів цієї пари.

Ключові слова: ушкодження суглобів, шарнірний вузол ендопротеза суглоба, методика розрахунку.

В данной части работы проверена работоспособность конечно - элементной модели (КЭМ), разработанной авторами и представленной в части 1 (см. Вестник СумДУ №4, 2009).

ЦЕЛЬ И ЗАДАЧИ ИССЛЕДОВАНИЯ

Цель работы состоит в проверочном расчете и выборе рациональных конструктивных характеристик вкладыша подвижного соединения эндопротеза тазобедренного сустава, выполненного в виде пары «сферическая головка из керамики – ацетабулярная чашка из хирулена с

вкладышем из сапфира», на основании расчета величины и распределения контактных нормальных и касательных напряжений, а также напряженно-деформированного состояния (НДС) вкладыша. Для достижения указанной цели в данной статье решены следующие задачи:

– доказана чувствительность модели к изменению трения в паре «керамика - сапфир» и анизотропии кристалла сапфира и исследовано влияние этих факторов на выходные показатели;

– исследовано влияние зазора δ и толщины вкладыша h на контактные напряжения и НДС в нем.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ КОЭФФИЦИЕНТА ТРЕНИЯ НА НАПРЯЖЕНИЯ ВО ВКЛАДЫШЕ

Как показали проведенные исследования влияния коэффициента трения μ на распределение контактных напряжений и на их величину в объеме вкладыша, что при вращении головки с увеличением μ (при прочих равных условиях) наблюдается локализация пятна контакта, а также увеличение как касательных, так и нормальных напряжений. Например, увеличение μ при вращении головки с 0,15 до 0,95 приводит (рис. 12) к увеличению контактных напряжений более чем в 1,5 раза, при этом контактные напряжения в моменты стационарного нагружения практически не зависят от μ .

Сравнивая диаграмму изменения перемещений вкладыша в течение цикла одного шага (рис. 13) с диаграммой изменения напряжений в опасных точках (рис. 12 и 14) в этом же цикле, можно заметить, что с увеличением μ увеличивается неравномерность перемещений вкладыша в чашке под действием момента трения и при больших μ возникают «рывки» - скачкообразный поворот вкладыша под действием сил упругой деформации податливой чашки в момент превышения сил упругих деформаций чашки над силами трения на контактных поверхностях.

Высвобождаемая упругая энергия приводит к увеличению динамических сил и дополнительному увеличению напряжений во вкладыше

(см. на рис. 14 точку №1 при $\mu=0.95$). В момент «рывка» (рис. 12) пятно контакта уменьшается. С увеличением μ наблюдается тенденция к смещению пятна контакта при вращении головки в вертикальной впадине из-за того, что повышенный момент трения в контакте увеличивает подвижность вкладыша в податливой чашке и создает эффект «отслеживания» вкладышем вращения головки в паре «головка-вкладыш» без относительного скольжения.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ АНИЗОТРОПИИ КРИСТАЛЛА САПФИРА НА НАПРЯЖЕНИЯ ВО ВКЛАДЫШЕ

Расчеты, выполненные с моделями сапфира А (анизотропное тело) и Б (изотропное тело) при максимальных нагрузках, показали, что учет анизотропии кристалла сапфира приводит к увеличению напряжений в опасных точках не более чем на 10% (рис. 15). Например, в т. №1177 в решении с моделью А максимальные напряжения составили 25 МПа, в то время как в решении с моделью Б – 23.5 МПа, т.е. на 6% меньше; в т. № 1285 напряжения снизились с 20 МПа до 18 МПа, т.е. на 10%. Поэтому можно утверждать, что допущение об изотропности кристалла сапфира вносит ошибку не более 10%, а ориентация кристалла при изготовлении вкладыша не оказывает существенного влияния ни на контактные напряжения, ни на напряжения в объеме вкладыша.

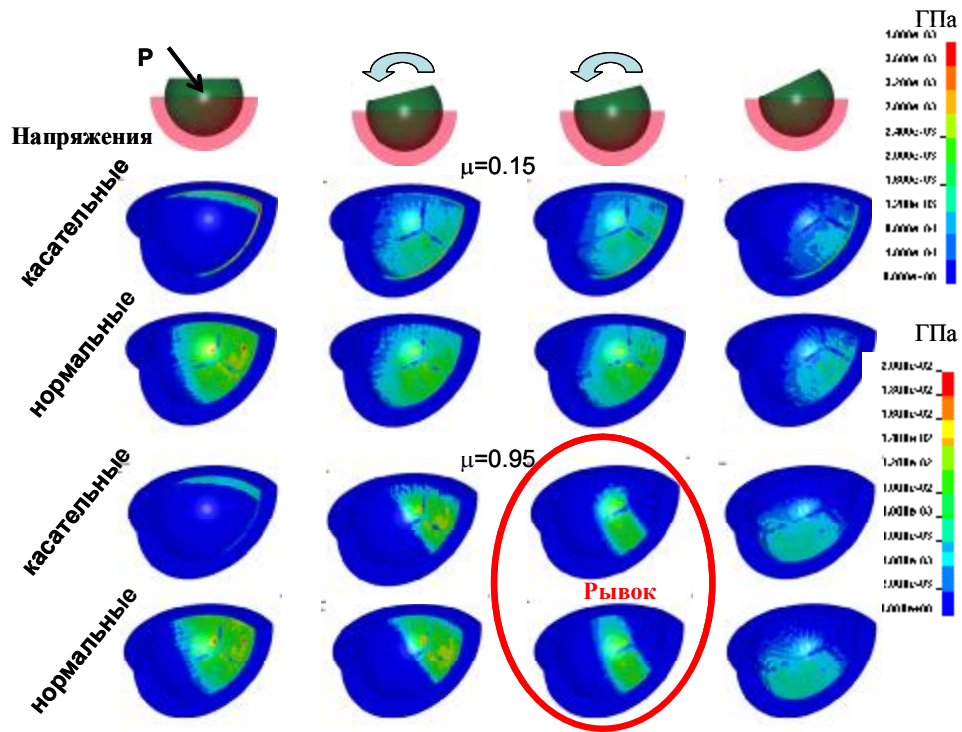


Рисунок 12 – Влияние коэффициента трения на распределение контактных напряжений

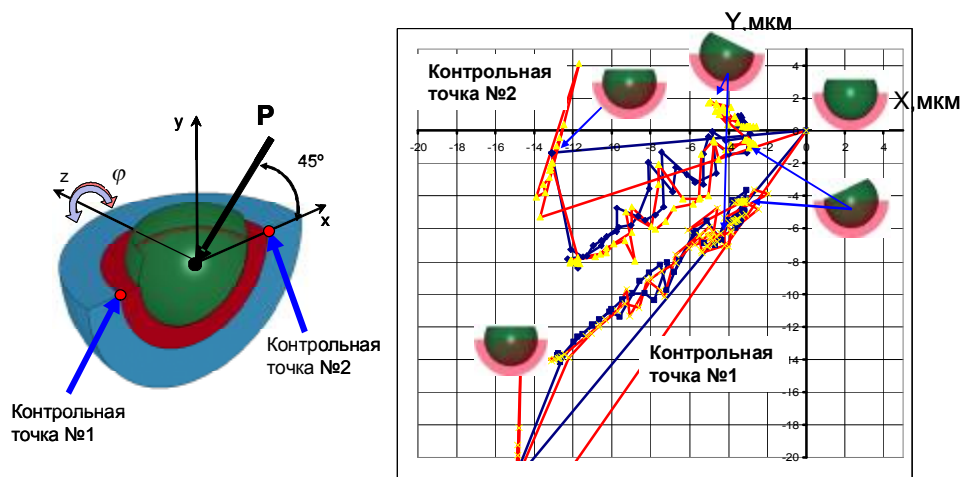


Рисунок 13 – Перемещения вкладыша в цикле одного шага и влияние схемы интегрирования явным методом (красная линия – динамическая схема с демпфированием, синяя линия – статическая схема)

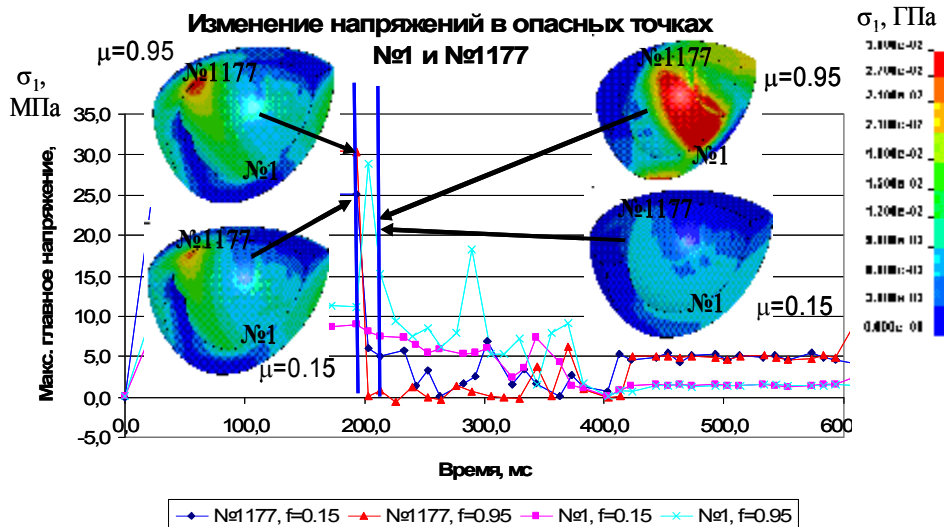


Рисунок 14 - Изменение напряжений в опасных точках в течение цикла одного шага

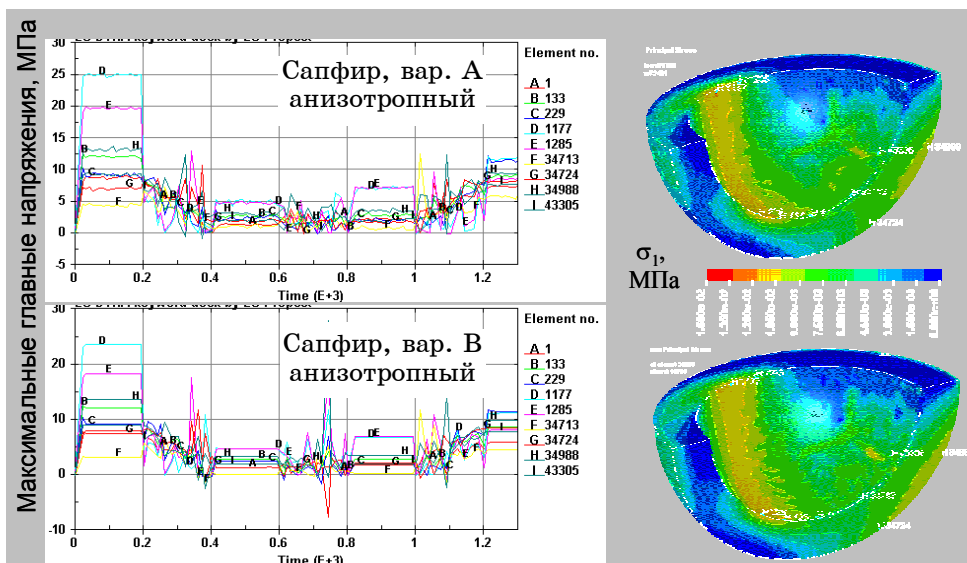


Рисунок 15 – Влияние анизотропии кристалла сапфира на напряжения в опасных точках

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ РАЗЛИЧНЫХ ФАКТОРОВ НА НАПРЯЖЕНИЯ И КОНТАКТНЫЕ ДАВЛЕНИЯ ВО ВКЛАДЫШЕ

В исследовании влияния толщины вкладыша h и зазора δ на максимальные главные напряжения σ_1 во вкладыше сравнивались НДС в моменты времени действия максимальной силы P (см. ч.1, рис. 8д, точка 2). Изменение (при прочих равных условиях) толщины вкладыша h с 3

до 10 мм приводит (рис. 16) к уменьшению максимальных напряжений в нем с 50 МПа до 5МПа и площади контакта в паре «головка-вкладыш» - с 700 до 665 мм². Причем с увеличением толщины вкладыша точка максимальных напряжений смещается к плоскости уз. Следует отметить, что наиболее существенное снижение напряжений наблюдается при увеличении h с 3 до 5 мм (почти в 2 раза), при этом площадь контакта практически не изменяется.

Вследствие незначительного уменьшения площади контакта контактное давление также увеличивается незначительно с увеличением h от 3 до 10 мм: с 18МПа до 21 МПа, т.е. всего на 17%.

Влияние зазора δ более существенно. Увеличение δ (при прочих равных условиях) от 0 до 10 мкм приводит (рис. 17) к увеличению напряжений на торце вкладыша с 25 до 35МПа (на 40%) и на внешней сферической поверхности вкладыша с 10 до 50 МПа (в 5 раз). Это вызвано локализацией пятна контакта и созданием на внешней сферической поверхности вкладыша НДС изгиба подобно НДС балки на упругом основании под действием сосредоточенной силы. Действительно, с увеличением δ от 0 до 10 мкм площадь контакта уменьшается с 800 до 330 мм² (на 60%), а контактное давление возрастает с 15МПа до 30МПа. Наименьший градиент изменения напряжений наблюдается при δ менее 1 мкм.

Исследования положения опасных точек вкладыша в цикле одного шага показали смещения максимальных напряжений при ходьбе из области на торце вкладыша к области на внутренней сферической поверхности вкладыша (рис. 18). В момент затрагивания головки напряжения σ_1 наибольшие.

На втором цикле вращения головки при той же максимальной нагрузке наблюдаемые напряжения на 5МПа (20%) меньше. Это можно объяснить увеличением и перемещением пятна контакта в процессе вращения головки, которое возникает из-за подвижности вкладыша в податливой чашке из хирулена (см. на рис. 18 изменение площади контакта).

Обобщает проведенные исследования рисунок 19, из которого видно, что δ и h взаимно усиливают свое влияние: влияние δ усиливается при малых толщинах вкладыша, а влияние h - при больших зазорах δ . Наибольшие напряжения имеют место при наибольшем зазоре $\delta=10$ мкм и наименьшей толщине вкладыша $h = 3$ мм. Наименьшие напряжения, наоборот, имеют место при наименьшем зазоре $\delta=0$ мкм и наибольшей толщине вкладыша $h = 10$ мм.

Сравнение напряжений во вкладыше (не более 50 МПа) с пределом прочности на растяжение кристалла сапфира (не менее 250 МПа (см. ч.1, табл. 2)) показывает, что во всем рассмотренном диапазоне изменения параметров сустава условие прочности выполняется с коэффициентом запаса, равным не менее 5. Поэтому критерий оптимальности параметров должен быть сформулирован по другим критериям. Если, например, допустимые напряжения будут заданы равными 30 МПа, то из рисунка 17 можно определить, что при $h=5$ мм максимальная δ должна быть равна 2мкм, при $h=7$ мм максимальная величина зазора δ должна быть равна уже 8 мкм, хотя из соображений износостойкости вряд ли можно допускать такую большую величину δ , поскольку существенно возрастает контактное давление (см. рис. 17): при δ , равном 2 мкм, площадь контакта уменьшается на 25%, а контактное давление на 25% возрастает.

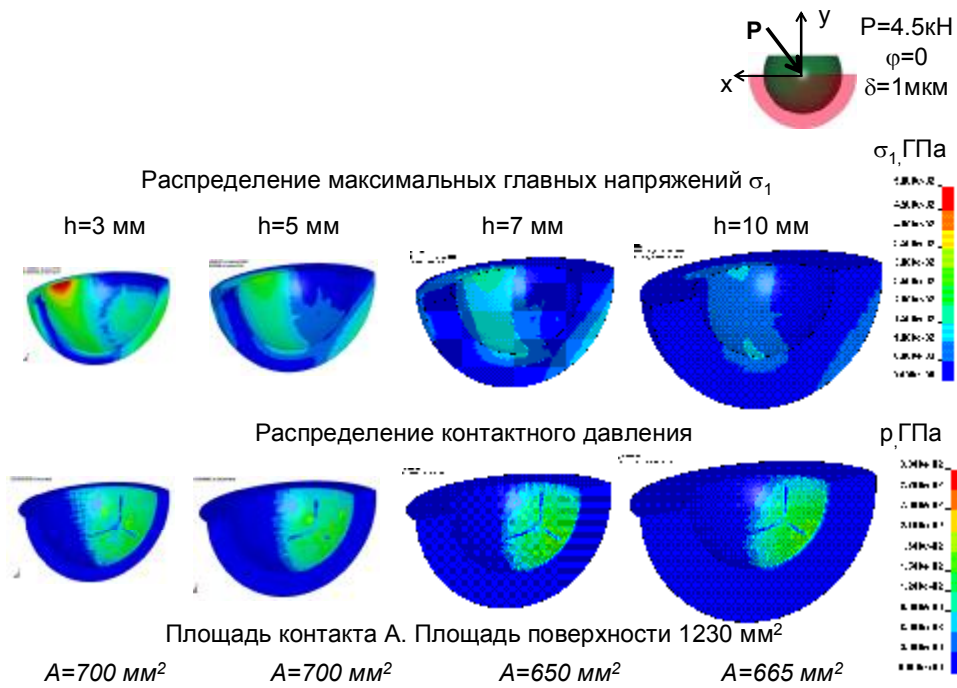


Рисунок 16 - Влияние толщины вкладыша h на распределение напряжений во вкладыше и контактные давления

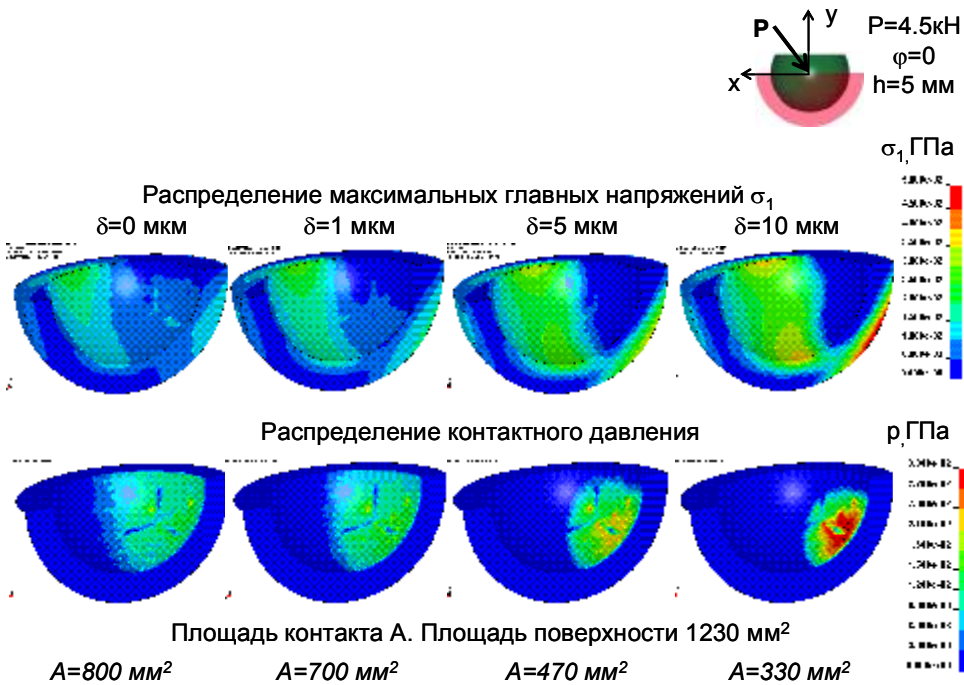


Рисунок 17 - Влияние разности радиусов головки и вкладыша на распределение напряжений во вкладыше и контактные давления

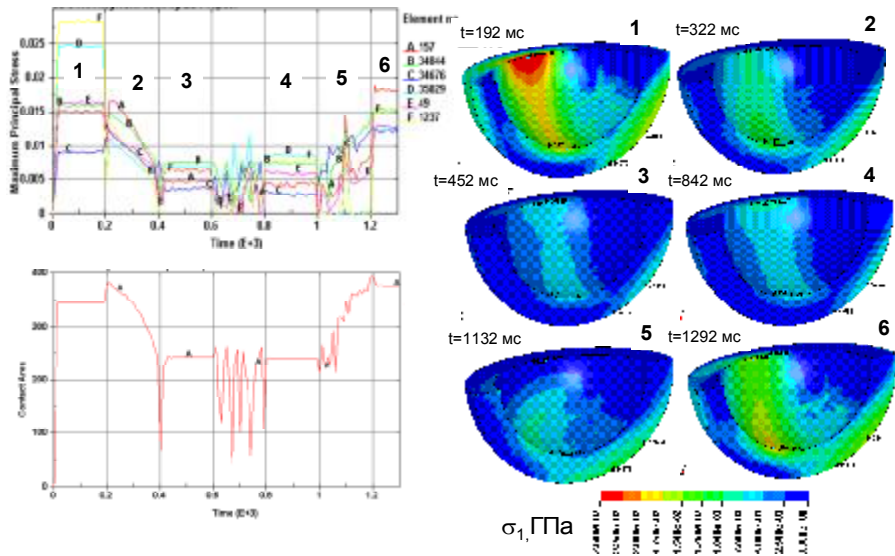


Рисунок 18 - Опасные точки и их положение в течение цикла одного шага ходьбы

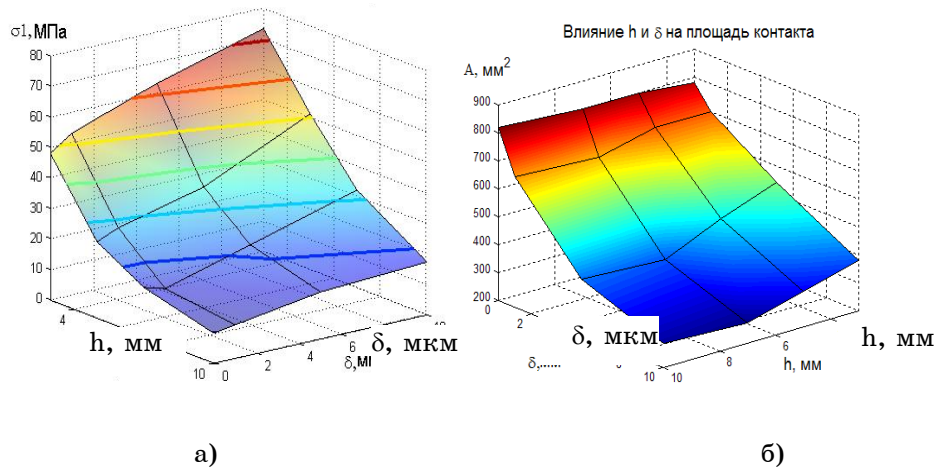


Рисунок 19 – Влияние h и δ на максимальные главные напряжения (а) и площадь контакта (б)

ВЫВОДЫ

1. С помощью разработанной конечно - элементной модели доказано, что трение на поверхности контакта «головка-вкладыш» влияет на величину контактных напряжений лишь в моменты вращения головки и определяет в большей степени плавность этого вращения. При больших коэффициентах трения возникает значительный момент трения, который способствует возникновению «рывков» при относительном скольжении «головка-вкладыш» из-за поворота вкладыша в податливой чашке и

резкого восстановления деформации чашки в начале относительного скольжения «головка-вкладыш».

2. Доказано, что толщина вкладыша h и зазор δ не только оказывают существенное влияние как на напряжения в объеме вкладыша, так и на контактные напряжения, но и взаимно усиливают влияние друг друга на эти показатели. Наибольшие напряжения имеют место при наибольшем зазоре $\delta=10$ мкм и наименьшей толщине вкладыша $h = 3$ мм. Наименьшие напряжения, наоборот, имеют место при наименьшем зазоре $\delta=0$ мкм и наибольшей толщине вкладыша $h = 10$ мм. Установлено, что во всем рассмотренном диапазоне изменения параметров сустава условие прочности выполняется с коэффициентом запаса не менее 5. Поэтому критерий оптимальности параметров должен быть сформулирован по другим критериям. При заданных предельных напряжениях допустимые величины h и δ могут быть выбраны по рисунку 19.

SUMMARY

ABOUT THE CHOICE OF PARAMETERS OF MODULAR COMPONENTS OF MOBILE CONNECTION FEMORAL ENDOPROSTHESIS.

Part 2. The results of the investigation

O.A. Rozenberg, S.V. Sokhan, W.A. Zaloha, D.V. Kryvoruchko*, I.M. Degtyaryov**

V. Bakul Institute for Superhard Materials of the National Academy of Sciences of Ukraine, Kiev;

**Sumy State University, Sumy*

The treating of patient with various arthropathies and joint traumatic injuries is one of the most significant medicobiological problems at present time. A wide experience in machining of parts of femoral endoprosthesis made from metallic and ceramic materials is accumulated in Ukraine but design methods of these parts have not well developed still. In this article results of finite element analysis of both contact normal and shear stress and internal stress of endoprosthesis parts such as "ball ceramic head – acetabular UHMWPE cup – sapphire cup insert" femoral endoprosthesis is presented and recommendations for such endoprosthesis designing is given.

Key words: *damage of joints, joint traumatic injuries, femoral endoprosthesis, ball ceramic head design.*

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Филиппенко В.А. Эволюция проблемы эндопротезирования суставов / В.А. Филиппенко, А.В. Танькут // Международный медицинский журнал. – 2009. - № 1 (57), Том 15. - С.70–74.
2. D'Antomo J.A. Ceramic materials as bearing surfaces for total hip arthroplasty / J.A. D'Antomo, K. Sutton // J. Am. Acad. Orthop. Surg., 2009; 17:63-68.
3. Jacobs J.J. Metal-on-metal bearing surfaces / J.J. Jacobs, R.M. Urban, N.J. Hallab, A.K. Skipor, A. Fischer, M.A. Wimmer // J. Am. Acad. Orthop. Surg. 2009;17:69-76.
4. Modular ceramic hip joints [Cited 2009, 30 January]. – Available from: <http://www.ceramtec.de/04234_0125_0405_4306.php>.
5. Банецкий М. В. Биомеханическое обоснование использования вертлюжного компонента при эндопротезировании тазобедренного сустава: автореф. дисс.... канд. мед. наук:14.00.22/ Российский университет дружбы народов. - М., 2008. - 17 с.
6. Weber W., Zahner M., Rieger W. Improvement of reliability of ceramic hip joints // European Cells and Materials. - 2002. - Vol. 3, Suppl. 1. – P.16-17.
7. Cilingira A.C., Ucara V., Udofiab I.J., JinbBiphasic Z.M. Finite Element Modelling of Contact Mechanics of Hemi-of Human Hip Joint. Part II: Polycarbonate Urethane on Cartilage Contact// Trends Biomater. Artif. Organs. -2008. –Vol. 22(2). –P. 61-68.
8. Todo M., Takahashi Y., Nagamine R. Stress Analysis of Artificial Knee Joints under Flexion and Rotation//Tribology Online. -2008. –Vol. 3(3). –P. 211-215.

9. Шевченко А.В. Биоинертные имплантаты на основе нанокристаллических порошков ZrO_2 / А.В. Шевченко Е.В. Дудник, В.А. Дубок, С.В. Сохань, Н.И. Филиппов // Техника машиностроения.- № 2 (58).- 2006.- С.32-35.
10. Каплун А. Б. ANSYS в руках инженера: Практическое руководство/ А.Б. Каплун, Е.М. Морозов, М. Олферова. - М.: Эдиториал УРСС, 2003. - 272 с.
11. The effect of anisotropy on the deformation and fracture of sapphire wafers subjected to thermal shocks / T. Vodenitcharova, L.C. Zhang, I. Zarudi, Y. Yinb, H. Domyo, T. Ho, M. Sato // Journal of Materials Processing Technology. -2007. - №194. - С. 52-62.
12. Энциклопедия сапфира / Е.Р.Добровинская, Л.А.Литвинов, В.В.Пищик. — Харьков.: НТК Институт монокристаллов, 2004. — 508 с.
13. K.P.D. Lagerlof - EMSE 427, Dislocations in Solids, Spring 1995.
14. Winey J.M. R-axis sound speed and elastic properties of sapphire single crystals / J.M. Winey, Y.M. Gupta // J. Applied Physics. - 2001. -V.90. - №6. - С. 3109-3111.
15. The Effect of Thermal Shocks on the Stresses in a Sapphire Wafer / T. Vodenitcharova, L.C. Zhang, I. Zarudi, Y. Yin, H. Domyo, and T. Ho. // IEEE TRANSACTIONS ON SEMICONDUCTOR MANUFACTURING. -2006. -V. 19. -№4.
16. Bedzinski R.: Biomechanika inzynierska. Wybrane zagadnienia. - Oficyna Wydawnicza Politechniki Wroclawskiej, Wroclaw, 1997.
17. Jaroszyk F. - red.: Biofizyka. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2002.- P.411-436.
18. Korzynski M. Staw biodrowy czlowieka z punktu widzenia mechaniki / M. Korzynski, J. Swanek // Mechanika w Medycynie. - 3(1996). - P. 293-232.
19. Сотин А. В. Механика взаимодействия ножки эндопротеза тазобедренного сустава с кортикальным слоем бедренной кости: дисс. ... канд. техн. наук:01.02.04 / Пермский государственный технический университет. - Пермь, 2005. - 124 с.
20. Swanek J., Cisek Z., Korzynski M.: Tribologia idiopatycznej postaci choroby zwyrodnieniowej biodra // Tribologia - teoria i praktyka. - 1992. - №2. - P.42-45.

Поступила в редакцию 15 октября 2009 г.