

УДК 539.3

Гужевський Ігор Віталійович

Кандидат медичних наук, провідний науковий співробітник,
Інститут травматології та ортопедії НАМН України, Київ

Солодей Іван Іванович

Доктор технічних наук, старший науковий співробітник, професор кафедри будівельної механіки,
Київський національний університет будівництва і архітектури, Київ

**ОЦІНКА НАВАНТАЖЕНЬ В ЗОНІ АЦЕТАБУЛЯРНОГО КОМПОНЕНТА
ЕНДОПРОТЕЗА КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА**

***Анотація.** Ендопротезування на сьогодні є широко поширеним способом лікування захворювань опорно-рухового апарату. Імплантація штучного суглоба дозволяє усунути больовий синдром, забезпечити опороздатність кінцівки, відновити рухи в суглобі. На сьогодні немає повного розуміння реальних процесів, що визначають біомеханічну поведінку штучних суглобів в реальних фізіологічних умовах при різних анатомічних варіантах будови суглобових структур. Тому вивчення поведінки системи імплант-кістка методами математичного аналізу набуває все більшого значення. Побудована на основі методу скінченних елементів біомеханічна модель системи кістка-ендопротез використовується для оцінки різних умов закріплення об'єкта у просторі, умов розташування ендопротеза. Проведено комплексний аналіз напружено-деформованого стану, визначені найбільш навантажені зони кульшового суглоба, принципи сумісної роботи конструкції.*

***Ключові слова:** біомеханіка; математична модель; ендопротезування; імплантант; кульшовий суглоб; метод скінченних елементів; напружено-деформований стан*

Вступ

Ендопротезування кульшового суглоба на сьогодні є поширеним способом лікування захворювань опорно-рухового апарату. Велика кількість досліджень спрямована на вивчення механічних аспектів взаємодії ендопротеза кульшового суглоба і кісткової тканини. На сьогодні немає повного розуміння реальних процесів, що визначають біомеханічну поведінку штучних суглобів в реальних фізіологічних умовах при різних анатомічних варіантах будови суглобових структур. Тому вивчення поведінки системи імплант-кістка експериментальними методами [9; 10], а також методами, заснованими на математичному аналізі [6; 8], набуває все більшого значення.

Сучасне програмне забезпечення дозволяє створювати все більш точні математичні моделі такої системи і прораховувати напруження, що виникають при різних умовах експлуатації ендопротеза. Відомо, що на сьогодні метод скінченних елементів (МСЕ) є найбільш потужним інструментом для аналізу проблем механіки деформівного твердого тіла. МСЕ використовується для розв'язання просторових задач з урахуванням фізичної і геометричної нелінійності, задач, що залежать від часу, механіки руйнування, повзучості, стійкості, динаміки і багатьох інших [1-3, 7].

В даній роботі для розрахунку напружень, що виникають в кістковій тканині під час функціональних навантажень, будується просторова скінченно-елементна модель кульшового суглоба із встановленою металевою компонентою ендопротеза. Побудована біомеханічна модель системи кістка-ендопротез використовується для аналізу різних умов закріплення об'єкта у просторі, а також розташування ендопротеза.

Різноманітні аспекти побудови чисельних моделей для розв'язання задач біомеханіки розглянуті в роботах [4; 5]. Для розрахунків були використані усереднені дані, за можливості орієнтовані на структури кульшового суглоба [4].

Виклад основного матеріалу**Результати чисельного аналізу**

Розглядаючи порівняно повільні локомоції, нехтуємо як інерційними властивостями елементів нижньої кінцівки, так і моментами сил тертя в суглобі. Геометричні параметри моделі ножки ендопротеза точно відповідають їх реальним розмірам. Для розрахунків взято діаметр чаши 36 мм, товщину стінок 6 мм. Величина статичного навантаження – 810 Н, що є еквівалентом середньої маси тіла людини.

Розрахунки проводились виходячи з того, що взаємного зміщення компонентів не відбувається, а

сумісність деформації досягається за рахунок пружної деформації поверхневих шарів матеріалів компонентів. Взаємодія пари «головка – чаша» моделюється спеціальними контактними скінченними елементами, що сприймають тільки нормальне до поверхні контакту навантаження [4].

Одним із безумовно необхідних етапів формування розрахункової схеми є опис умов закріплення, які мають якомога ближче відображати реальну поведінку тієї частини тіла об'єкта, що розглядається. Найбільш розповсюджена модель – жорстке защемлення верхньої частини тазостегнової кістки. Такий підхід можна спостерігати в літературі як для чисельних, так і для натурних експериментів (рис. 1, б). Однак, в нижній області ліва і права частини тазостегнової кістки також з'єднуються між собою (рис. 1, а). У цьому випадку можна говорити про модель, скоріше як про балку на двох опорах – жорсткій і рухомій, що моделює площину симетрії, а не жорстко защемлену консоль.

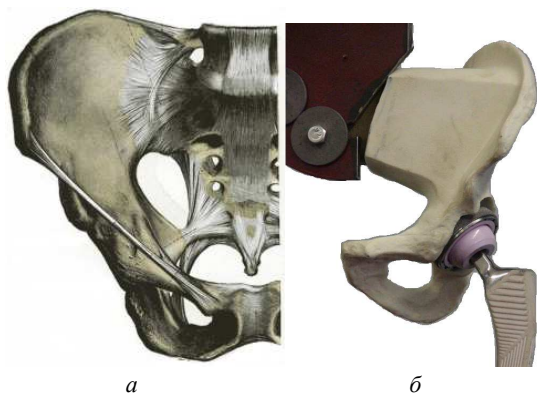


Рисунок 1 – Умови закріплення

Проведено порівняння двох варіантів закріплення при обмеженні переміщень передньої частини тазової кістки РО2 (рухома опора) і при вільному краї (БО2 – без опори). Розрахункова схема показана на рис. 2. Напружено-деформований стан чаші визначається переважно тиском головки ендопротеза. Таблиця відображає відмінності напруженого стану двох розглянутих моделей.

Радіальні напруження Nz мають стискаючий характер і розподіляються навколо «плями» контакту головки і чаші. Максимальне напруження стиснення виникає в центрі «плями» контакту і практично однакове для моделей РО2 і БО2.

Таблиця – Тиск головки ендопротеза

Модель	Nz, МПа	Nx(+), МПа	Nx(-), МПа
РО2	3.2	22	34
БО2	3.6	46	4.8

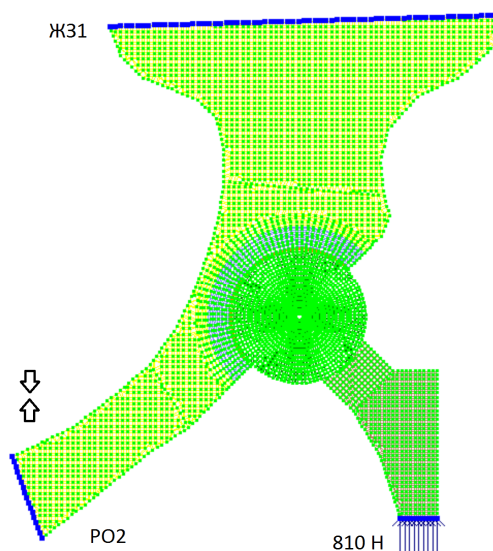


Рисунок 2 – Розрахункова схема

Кільцеві напруження неподалік «плями» контакту (рис. 3), навпаки, мають характер розтягуючих Nx(+).

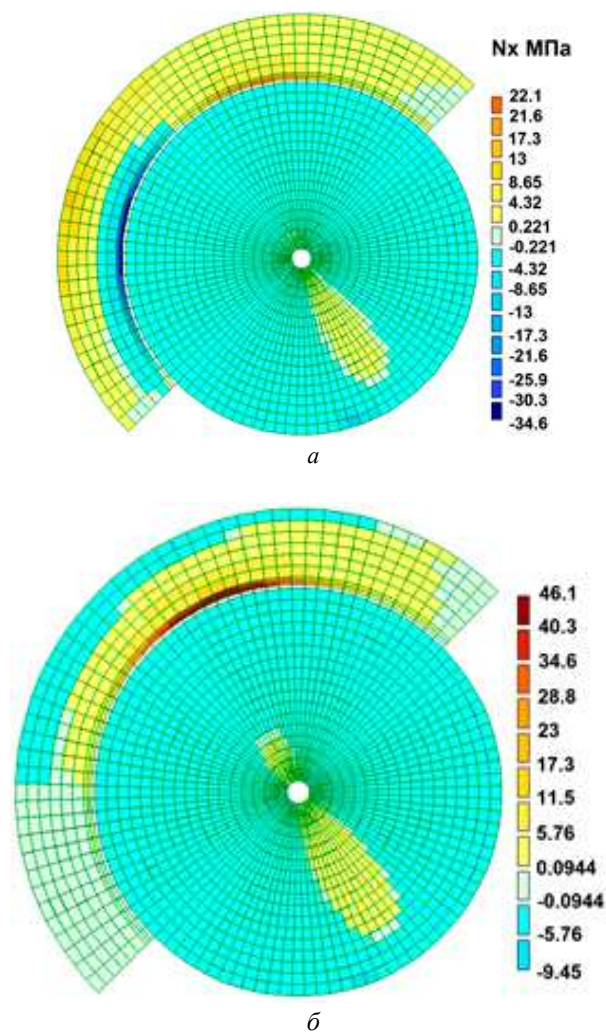


Рисунок 3 – Кільцеві напруження Nx: а – модель РО2; б – модель БО2

Найбільші величини складають 22 і 46 МПа для моделей PO2 і BO2. Кільцеві стискаючі напруження $N_x(-)$ досягають значень 34 і 4.8 МПа відповідно.

Значні відмінності кільцевих напружень, а також зон їх розташування викликані насамперед відмінністю умов закріплення. Як бачимо, додаткова опора сприяє їх перерозподілу від розтягуючих до стискаючих, тим самим розвантажуючи верхню стінку кульшової западини. З огляду на те, що загальний рівень напружень в чаші істотно нижче напружень руйнування, можна зробити висновок про великий запас міцності чаші.

Значний інтерес представляють величини і розподіл напружень в кісткових структурах ендопротезованої вертлюгової западини. Результати представлені у вигляді ізоліній найбільш небезпечних головних напружень N_1 (рис. 4 а, б), оскільки у більшості своїй вони є розтягуючими компонентами тензора напружень. Добре помітні основні відмінності між двома моделями закріплення. Видно, що концентрація напружень локалізується в області даху вертлюгової западини для обох випадків.

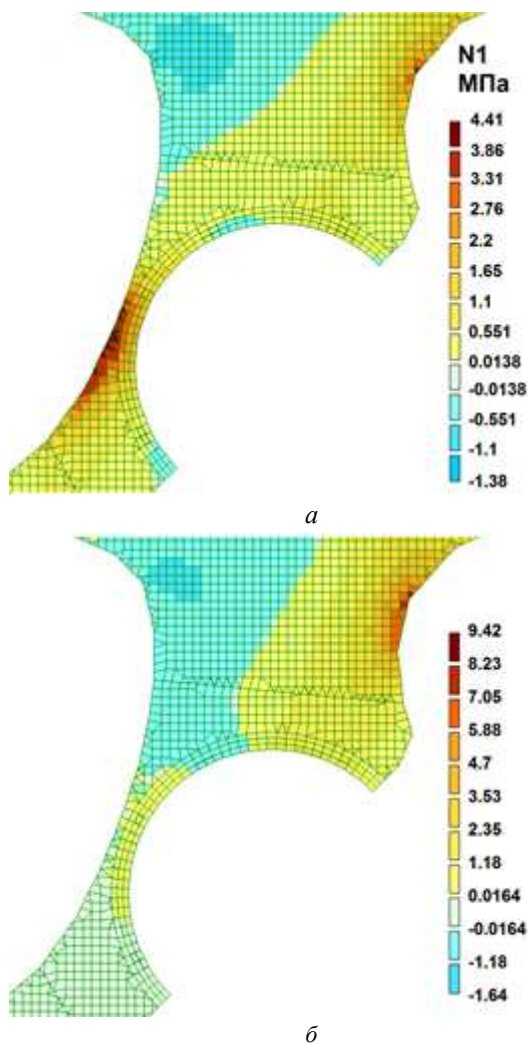


Рисунок 4 – Напруження N_1 :
а – модель PO2; б – модель BO2

Однак для першої моделі поле напружень перерозподіляється. Рівень падає майже вдвічі, що пояснюється включенням в роботу другої опори. Співставні за величиною розтягуючі напруження спостерігаються тепер також над зводом арки вертлюгової западини в найбільш тонкій частині моделі (рис. 4, а). Максимальні значення в спонгіозній тканині формуються поблизу дна вертлюгової западини, а також поблизу субхондрального шару і не перевищують 3 МПа.

Якісний розподіл стискаючих напружень для двох моделей майже однаковий. При цьому максимальні значення в різних областях складають 3.5÷6.6 МПа. Такий рівень напружень спонгіозної тканини є досить близький до мінімальних напружень руйнування даної кісткової структури. Однак в цій області спонгіозна кістка найбільш міцна саме внаслідок максимального рівня навантажень. Найбільші за рівнем напруження в щільній субхондральній кістці склали: розтягуючі 4.4 і 9.4 МПа, стискаючі – 8.1 і 12.6 МПа для моделей PO2 і BO2 відповідно. Всі напруження значно менші від напружень руйнування, що виключає розвиток негативних структурних змін.

Найбільший інтерес представляв перерозподіл навантажень в субхондральному і спонгіозному шарах кульшового суглоба при різних товщинах дна вертлюгової западини (рис. 5), аж до випадку, коли чаша протеза повністю проходить матеріал кістки (рис. 5, б).

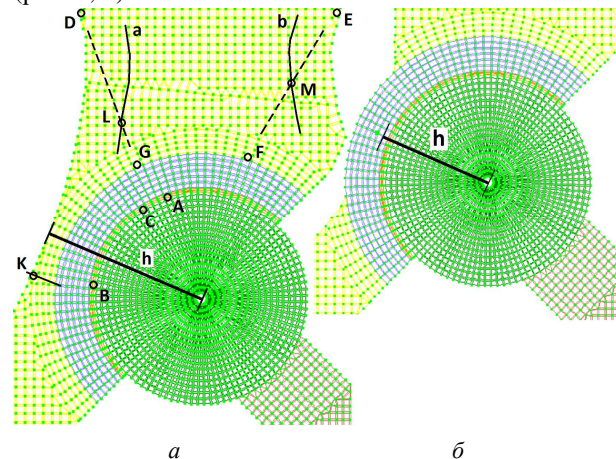


Рисунок 5 – Схема чисельних експериментів

На рис. 6 показані графіки зростання головних розтягуючих N_1 і стискаючих N_3 напружень в чаші протеза в контрольних точках залежно від параметра h (рис. 5). Аналогічні графіки представлені і для кісткової тканини (рис. 7, 8). Слід зазначити, що рівень тиску навколо «плями» контакту головки і чаші, хоча і значно виріс, проте залишився в межах допустимого з великим запасом міцності.

Що стосується кісткової тканини, спостерігається незначна зміна рівня напружень, як в спонгіозній так і в субхондральній областях. Лінії а і б на рис. 5 показують їх умовний поділ.

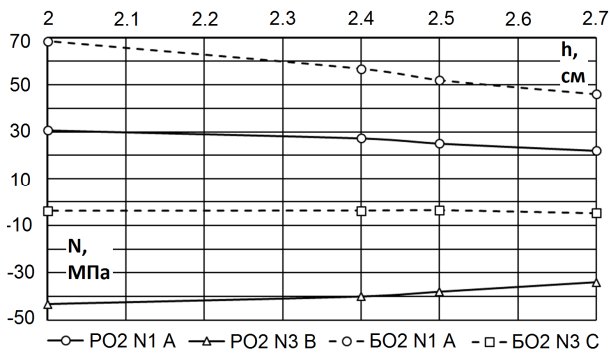


Рисунок 6 – Розподіл напружень N1, N3 в чаші протеза

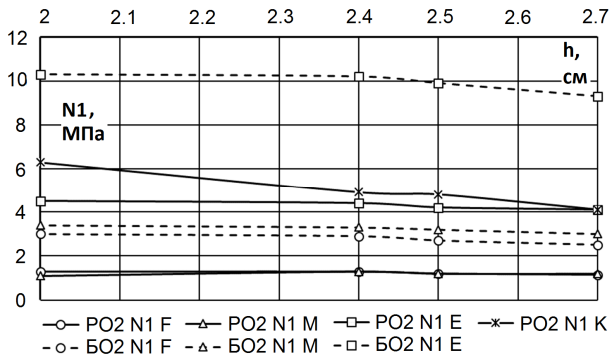


Рисунок 7 – Розподіл напружень N1 в кістковій тканині

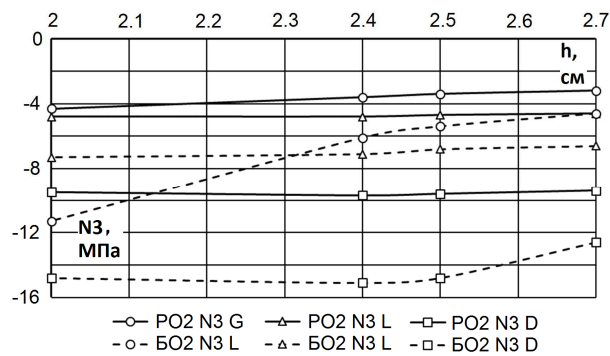
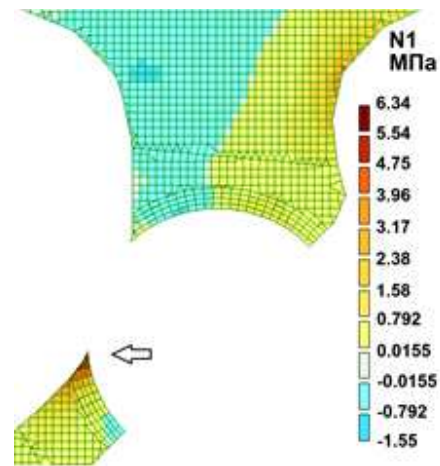


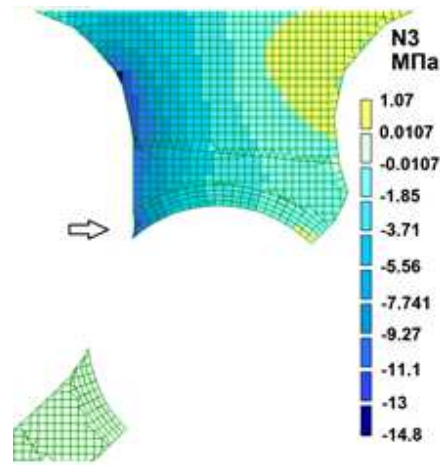
Рисунок 8 – Розподіл напружень N3 в кістковій тканині

Винятком є активне зростання стискаючих напружень в точці G (рис. 8) для моделі БО2 і розтягуючих напружень в точці К (рис. 7) для моделі РО2, що пояснюється, з одного боку, зменшенням поверхні контакту чаші і кісткової тканини, з іншого – зменшенням товщини стінки вертлюгової западини і надалі виникненням концентратора напружень при наскрізному розташуванні чаші (рис. 9). При цьому для щільної субхондральної кістки (точки D, E, К) напруження залишаються набагато меншими від напружень руйнування. Для спонгіозної кістки (точки G, L, F, М) рівень напружень досить високий. Однак, як уже зазначалося, в цій області спостерігається зміцнення матеріалу внаслідок максимального рівня навантажень, що реалізуються в вертлюговій западині здорового кульшового суглоба.

Із отриманих результатів видно, що основні розтягуючі і стискаючі навантаження розташовуються по периферії вертлюгової западини.



а



б

Рисунок 9 – Концентрація напружень: а – модель РО2; б – модель БО2

Подібний стан речей можна пояснити природною для тіла людини орієнтацією навантажень, а також тим, що чаша має форму, через яку виникає її «заклинювання» саме в периферійних відділах підготовленого поглиблення для посадки. Навантаження в області дна вертлюгової западини значно нижче, ніж по периферії.

Висновки

Таким чином, для надійної фіксації ацетабулярного компонента ендопротеза кульшового суглоба критичним є збереження бічних стінок вертлюгової западини, а не суцільності кісткової тканини її дна. Однак, поява природного концентратора напружень, як і зменшення плями контакту з бічною стінкою вертлюгової западини, дає підставу говорити про обмеження, при яких не рекомендується імплантація чаші з виходом за межі дна кульшової западини більш ніж на 0.5 см вздовж радіуса чаші.

Список літератури

1. Баженов В.А. *Напіваналітичний метод скінченних елементів в задачах континуального руйнування* / В.А. Баженов, О.І. Гуляр, С.О. Пискунов, О.С. Сахаров. – К.: Каравела, 2014. – 236 с.
2. Баженов В.А. *Напіваналітичний метод скінченних елементів в задачах динаміки просторових тіл* / В.А. Баженов, О.І. Гуляр, І.І. Солодей, О.С. Сахаров. – К.: Каравела, 2012. – 248 с.
3. Баженов В.А. *Нелинейное деформирование и устойчивость упругих оболочек неоднородной структуры: Модели, методы, алгоритмы, малоизученные и новые задачи* / В.А. Баженов, О.П. Кривенко, Н.А. Соловей. – М.: Книжный дом «ЛИБРИКОМ», 2013. – 336 с.
4. Гужевський І.В. *Питання побудови сучасних математичних моделей біомеханіки при вирішенні проблем протезування* / І.В. Гужевський, І.І. Солодей // *Опір матеріалів і теорія споруд*. – К.: КНУБА, 2018. – №99. – С. 72-90.
5. Гужевський І.В. *Математичне моделювання розподілу контактних зусиль між голівкою і чашкою ендопротезу кульшового суглоба та напружень на поверхні чашки при дефіциті кісткової тканини она вертлюгової западини* / І.В. Гужевський, І.І. Солодей // *Матеріали міжнародної науково-практичної конференції «Інноваційні технології в медицині: досвід Польщі та України»*. – Люблін, Республіка Польща. – 28–29 квітня 2017. – С. 112-115.
6. Загородний Н.В. *Применение метода математического моделирования в оценке функционирования тотальных эндопротезов тазобедренного сустава* / Н.В. Загородний, Д.В. Елкин, М.В. Банецкий, А.М. Мамонов, В.Н. Карпов // *Вестник новых медицинских технологий – 2007 Том XIV – №4*. – С. 6-9.
7. Сегерлинд Л.Дж. *Применение метода конечных элементов*. – М.: Мир, 1979. – 392 с.
8. Шпилевский И.Э. *Оценка прочности бедренной кости при секторальной резекции* // *Мед. новости*. – 2010, №9. – С. 100-105.
9. Шидловський Н.С. *Механічні дослідження різних способів з'єднання переломів вертлюгової ділянки стегнової кістки людини* / Н.С. Шидловський, Л.М. Юрійчук, Д.Ю. Шпак // *Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут"*, Серія Машинобудування. – К.: 2010. – № 59. – С. 271-276.
10. Юрійчук Л.М. *Біомеханічна оцінка різних способів фіксації при нестабільних переломах вертлюгової ділянки стегнової кістки в експерименті та застосування результатів дослідження в клініці* / Л.М. Юрійчук, М.В. Полулях, М.С. Клепач, М.С. Шидловський, А.І. Баран, Ю.І. Попович // *Літопис травматології та ортопедії*. – № 1-2/2014 (29-30). – С.88-91.

Стаття надійшла до редколегії 17.11.2017

Рецензент: д-р техн. наук, проф. С.О. Пискунов, Київський національний університет будівництва і архітектури, Київ.

Гужевский Игорь Виталевич

Кандидат медицинских наук, ведущий научный сотрудник,
Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины, Киев

Солодей Иван Иванович

Доктор технических наук, старший научный сотрудник, профессор кафедры строительной механики,
Киевский национальный университет строительства и архитектуры, Киев

**ОЦЕНКА УСИЛИЙ В ЗОНЕ АЦЕТАБУЛЯРНОГО КОМПОНЕНТА
ЕНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА**

Аннотация. Эндопротезирование в настоящее время является широко распространенным способом лечения заболеваний опорно-двигательного аппарата. Имплантация искусственного сустава позволяет устранить болевой синдром, обеспечить опороспособность конечности, восстановить движения в суставе. На сегодняшний день нет полного понимания реальных процессов, определяющих биомеханическое поведение искусственных суставов в реальных физиологических условиях при различных анатомических вариантах строения суставных структур. Поэтому изучение поведения системы имплант-кость методами математического анализа приобретает все большее значение. Построенная на основе метода конечных элементов биомеханическая модель системы кость-эндопротез используется для оценки различных граничных условий закрепления объекта в пространстве, условий расположения эндопротеза. Проведен комплексный анализ напряженно-деформированного состояния, определены наиболее нагруженные зоны тазобедренного сустава, принципы совместной работы конструкции.

Ключевые слова: биомеханика; математическая модель; эндопротезирование; имплантант; тазобедренный сустав; метод конечных элементов; напряженно-деформированное состояние

Guzhevsky Igor

PhD (Medicine), Leading Researcher,
Institute of Traumatology and Orthopedics of the NAMS of Ukraine, Kyiv

Solodei Ivan

DSc (Eng.), Senior Researcher, Professor of the Department of Building Mechanics,
Kyiv National University of Construction and Architecture, Kyiv

**ESTIMATION OF STRESSES IN THE ZONE OF THE ACETABULAR COMPONENT
OF ENDOPROSTHESIS OF THE HIP JOINT**

Abstract. Endoprosthetics is currently a widespread method of treating diseases of the musculoskeletal system. Implantation of the artificial joint allows to eliminate the pain syndrome, ensure the stability of the limbs, recover movements in the joint. Today, there is no complete understanding of the real processes that determine the biomechanical behavior of artificial joints in real physiological conditions with different anatomical variants of the joint structures. Therefore, the study of the behavior of the implant-bone system by methods based on mathematical analysis becomes more important. The biomechanical model of the bone-endoprosthesis system, constructed on the basis of the finite element method, is used to analyze various boundary conditions for fixing the object in space, as well as the location of the endoprosthesis. A complex analysis of the stress-strain state of the object is considered, the most stressed zones of the hip joint are determined.

Keywords: biomechanics; mathematical model; endoprosthetics; implant; the hip joint; finite element method; stress-strain state

References

1. Bazhenov, V.A. (2014). *Semi-analytic finite element method in problems of continual fracture* / V.A. Bazhenov, O.I. Gulyar, S.O. Pyskunov, O.S. Sakharov. Kyiv, Ukraine: Karavela, 236.
2. Bazhenov, V.A. (2012). *Semi-analytic finite element method in the problems of the dynamics of spatial bodies* / V.A. Bazhenov, O.I. Gulyar, I.I. Solodei, O.S. Sakharov. Kyiv, Ukraine: Karavela, 248.
3. Bazhenov, V.A. (2013). *Nonlinear deformation and stability of elastic shells of an inhomogeneous structure: Models, methods, algorithms, little-known and new problems* / V.A. Bazhenov, O.P. Krivenko, N.A. Solovey. M.: Knizhnyy dom «LIBRIKOM», 336.
4. Guzhevsky, I.V. (2018). *Consideration of the modern mathematical biomechanical models to solve problems of hip joint endoprosthesis* / I.V. Guzhevsky, I.I. Solodei // *Strength of Materials and the Theory of Structures*. K.: KNUSA, 99, 72-90.
5. Guzhevsky, I.V. (2017). *Mathematical modeling of the contact forces distribution between the head and the cuplike of the hip joint and stresses on the surface of the cup with contraction of the bone tissue of the bottom of the acetabulum* / I.V. Guzhevsky, I.I. Solodei // *Materials of the international scientific and practical conference "Innovative technologies in medicine: experience of Poland and Ukraine"*. Lyublin, Republika Polska. 28–29 April 2017, P. 112-115.
6. Zagorodniy, N.V. (2007). *The method of mathematical modeling in the evaluation of the functioning of total hip joint endoprostheses* / N.V. Zagorodniy, D.V. Yelkin, M.V. Banetskiy, A.M. Mamonov, V.N. Karpov // *Bulletin of new medical technologies*, 4, 6-9.
7. Segerlind, L.J. (1979). *The finite element method*. M.: Mir, 392.
8. Shpilevskiy, I.E. (2010). *Evaluation of the strength of the femur with sectoral resection*. *Med. News*, 9, 100-105.
9. Shidlovsky, N.S. (2010). *Mechanical researches of various ways of the human femur fractures stabilization* / N.S. Shidlovsky, L.M. Yuriychuk, D.Yu. Shpak // *Bulletin of the National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute"*, *Series of Machine-Building*, 59, 271-276.
10. Yuriychuk, L.M. (2014). *Biomechanical estimation of different fixation ways for unstable fractures of the femur via experiment and usage of the study results in the clinic* / L.M. Yuriychuk, M.V. Poluliy, M.S. Klepach, M.S. Shidlovsky, A.I. Baran, Yu.I. Popovich // *Chronicle of traumatology and orthopedics*, 1-2 (29-30), 88-91.

Посилання на публікацію

- APA Guzhevsky, Igor, Solodei, Ivan, (2018). *Estimation of stresses in the zone of the acetabular component of endoprosthesis of the hip joint*. *Management of Development of Complex Systems*, 33, 151 – 156.
- ДСТУ Гужевський І.В. Оцінка навантажень в зоні ацетабулярного компонента ендопротеза кульшового суглоба / І.В. Гужевський, І.І. Солодей // *Управління розвитком складних систем*. – 2018. – № 33. – С. 151 – 156.