

УДК 539.3

ПИТАННЯ ПОБУДОВИ СУЧАСНИХ МАТЕМАТИЧНИХ МОДЕЛЕЙ БІОМЕХАНІКИ ПРИ ВИРШЕННІ ПРОБЛЕМ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА

І.В. Гужевський¹,

кандидат медичних наук, провідний науковий співробітник

І.І. Солодей²,

доктор технічних наук, старший науковий співробітник

¹ *Інститут травматології та ортопедії НАМН України, Київ*

Бульварно-Кудрявська вул., 27, м. Київ, 01601

² *Київський національний університет будівництва і архітектури, Київ*

Повітрофлотський просп., 31, м. Київ, 03680

В роботі проведено аналіз сучасного стану проблеми вивчення механічних аспектів ендопротезування кульшового суглоба. Особливу увагу приділено питанням вибору фізико-механічних характеристик матеріалів, критеріїв міцності, моделі навантаження та умов закріплення. Наведені результати розгляду низки розрахункових схем, які дозволили окреслити подальші кроки при пошуку найбільш ефективних шляхів розвитку означених біомеханічних моделей.

Ключові слова: біомеханіка, математична модель, ендопротезування, імплантант, кістка, кульшовий суглоб, метод скінченних елементів, фізико-механічні характеристики матеріалів, критеріїв міцності, модель навантаження, умови закріплення.

Вступ. Ендопротезування в даний час є широко поширеним способом лікування захворювань опорно-рухового апарату. Імплантація штучного суглоба дозволяє усунути або значно зменшити больовий синдром, забезпечити опороздатність кінцівки, відновити рухи в суглобі.

Хоча тотальне ендопротезування є одним з найуспішніших з усіх хірургічних процедур, ряд питань, пов'язаних з дизайном, матеріалами, розташуванням імплантанту залишаються відкритими. 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, а також методами, заснованими на математичному аналізі, набуває все більшого значення. Велика кількість досліджень направлена на вивчення механічних аспектів взаємодії ендопротеза і кісткової тканини, особливу увагу приділено визначенню впливу конструкції ендопротеза на напружено-деформований стан кістки.

Експериментальні дослідження виявляють особливості впливу конструкції ендопротеза на перерозподіл зовнішнього навантаження в кістковій тканині [12, 13]. Але, все ж таки, недоліком є технічні

обмеження, що не дозволяють моделювати складні умови навантаження системи кістка-імплантат, обумовлені фізіологічною активністю людини. Крім того, для опису процесів, що протікають в кістковій тканині, необхідна реєстрація напружень всередині кістки, яка вкрай важка при експериментальному підході. Тому все більшої популярності набувають методи математичного моделювання механічної поведінки системи кістка-ендопротез [5, 11]. При цьому, отримані експериментальні дані використовуються для перевірки параметрів і оцінки адекватності математичних моделей.

В загальному вигляді система рівнянь механіки твердого тіла при урахуванні зміни всіх факторів та анізотропії структури тканин дуже складна, тому для вивчення функціонування біосистеми, виявлення зон можливих руйнувань використовуються різні методи фізичного і математичного моделювання. Для механічного опису проблем нерідко залучають модельні задачі, які мають аналітичні рішення, від одноосно розтягнутого або стиснутого стержня до сфери або циліндра, навантажених тиском [4]. Такі моделі, як правило, можна використовувати для отримання якісної картини розподілу напружень і для обчислення інтервалу можливої зміни параметрів при дії навантажень.

Сучасне програмне забезпечення дозволяє створити більш адекватну математичну модель такої системи і прорахувати напруження, що виникають при різних умовах експлуатації ендопротеза. Огляд досліджень, спрямованих на розробку критеріїв прогнозування тріщин і переломів в кістках з дефектами і неушкоджених кістках, показує, що найбільш розповсюдженими є скінченноелементне моделювання, рентгенівська комп'ютерна томографія або рутинна рентгенографія. Відомо, що на сьогоднішній день метод скінченних елементів (МСЕ) є найбільш потужним інструментом для аналізу проблем механіки деформівного твердого тіла. За останні декілька років розмірність МСЕ моделей різко виросла, що визначається підвищеними вимогами до точності і достовірності результатів, спонукаючи використання все більш і більш докладних розрахункових схем. Метод скінченних елементів використовується для розв'язання просторових задач, задач з урахуванням фізичної і геометричної нелінійності, задач, що залежать від часу, механіки руйнування, повзучості, стійкості, теплопровідності і багатьох інших [1-3, 9].

1. Фізико-механічні характеристики кісткової тканини та сучасних матеріалів протезування. Літературні дані про фізико-механічні властивості матеріалів опорно-рухового апарату вельми неоднозначні. Це обумовлено як відмінністю у властивостях самих випробуваних препаратів, що пов'язано з великою кількістю

фізіологічних, анатомічних і інших причин, так і відмінностями в методиках визначення та труднощами вичленування зразків для випробувань.

Для кісткової тканини, що утворює компактна речовина у людини, модуль пружності Ект коливається, за різними даними, в межах 4-20 *ГПа* (в середньому 14 *ГПа*) [15] або 10-22 *ГПа* (в середньому 16 *ГПа*) [19]. При старінні це значення змінюється, так як відбувається зниження модуля пружності Ект від його рівня в 35 років на 2.3% за кожне наступне десятиліття [25].

Не менш важливе значення для аналізу міцності кісткової тканини мають, так звані, характеристики. Наприклад, міцність кісток стегнової кістки при розтязі, стисненні, вигині різні і складають відповідно $\sigma_p = 74-134$ *МПа*, $\sigma_c = 120-200$ *МПа*, $\sigma_{\text{виг}} = 180$ *МПа* [7]. Межі міцності кісткової тканини відповідно до даних дослідження [22] мають значення: при розтязі 140 *МПа*, при стисненні 200 *МПа*, а максимальне дотичне напруження, яке витримує матеріал, дорівнює 65 *МПа*. У роботах [6, 20, 24] наведені близькі до вже розглянутих дані. Так для кортикального (субхондрального) шару модуль пружності складає 10-17 *ГПа*, коефіцієнт Пуассона дорівнює 0.3, напруження руйнування - 80-160 *МПа*. При цьому для спонгіозної тканини кістки ці значення значно нижче: модуль пружності - 0.5-1.5 *ГПа*, коефіцієнт Пуассона - 0.3, напруження руйнування - 3-4 *МПа* при розтязі і 10-12 *МПа* при стисненні.

Фізико-механічні характеристики спеціалізованих матеріалів, які використовуються при виробництві елементів протезів можна знайти наприклад в [24]. Для сталі 316L модуль пружності складає 200 *ГПа*, коефіцієнт Пуассона - 0.3, межа міцності 500 *МПа*. Титановий сплав має модуль пружності 110-130 *ГПа*, а корундова кераміка 300-400 *ГПа*. Часто використовується кістковий цемент, що характеризується модулем пружності 2 *ГПа*, коефіцієнтом Пуассона 0.3 і межею міцності 38 *МПа* при розтязі і 75 *МПа* при стисненні.

2. Огляд критеріїв міцності. Переломи кісток виникають в результаті навантаження, що перевищує межу їх міцності. Для кожної кістки, по різних осях, величини граничного навантаження відрізняються. Тип перелому в кожному конкретному випадку залежить від напрямку вектора прикладеної сили. Коли ми говоримо про кістки то в більшості випадках маємо на увазі крихкий матеріал, який безумовно є ортотропним, але при цьому ще й пористим. Все це накладає на дослідника великий вантаж урахування всіх цих особливостей. Структура кістки (структура остеона - як основного елемента, що забезпечує жорсткість кісткової тканини) в першому наближенні може бути представлена як структура композитного матеріалу [8, 10]. Реальні моделі в сучасних скінченно-елементних пакетах практично відсутні, це занадто

спеціалізована область досліджень. Тому руйнування кістки розглядають головним чином як макроскопічне явище, при якому кістка ламається на дві або більше частин (рис. 1). Зазвичай до руйнування з'являються мікротріщини.

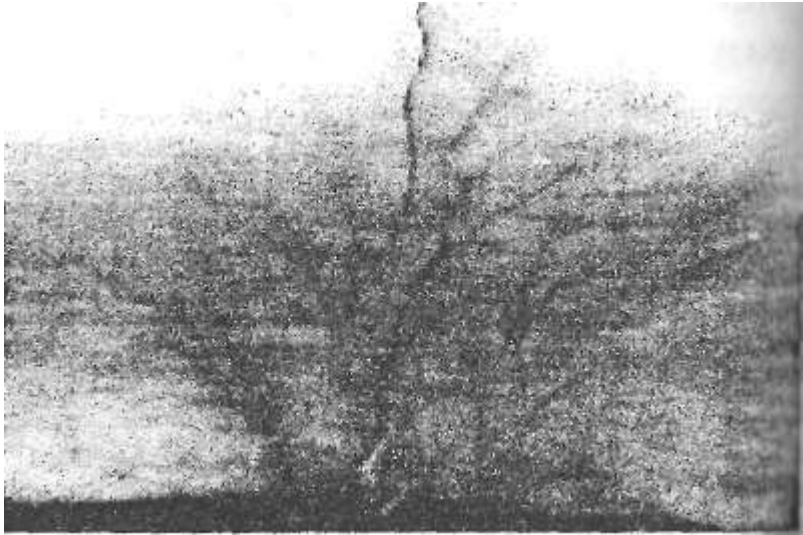


Рис. 1. Зона руйнування

Велика увага при прогнозуванні міцності трубчастих кісток з пострезекційними і метастатичними дефектами, а також виникненні в них патологічних переломів приділяється знаходженню головних або еквівалентних напружень [17]. Огляд досліджень, виконаних в цьому напрямку, представлений в роботі [23]. Із визначенням головних напружень також пов'язаний підхід оцінки міцності кістки, заснований на визначенні пошкодженості кісткової тканини. Зокрема, в роботі [18] запропоновано використання коефіцієнтів безпеки (або коефіцієнтів, що характеризують запас міцності), які визначаються відношенням допустимого відповідно до певної теорії міцності, напруження до розрахункового напруження. Значення коефіцієнтів безпеки визначаються для кожного із скінчених елементів. Величина коефіцієнта менша одиниці, вказує на пошкодженість відповідного елемента і дозволяє прогнозувати локалізацію і характер перелому. Безпосереднє вимірювання об'єму пошкоджених скінчених елементів для оцінки міцності дистального відділу променевої кістки і проксимального відділу стегнової кістки запропоновано в роботах [16, 21]. Тут пошкодженням вважається елемент, для якого не виконується певний критерій міцності. Перевагою

такого підходу є не тільки можливість прогнозування виникнення тріщини або перелому, а також можливість визначення локалізації і характеру перелому.

Оцінка гіпотез руйнування у порівнянні їх з експериментальними даними дозволяє зробити наступні висновки. Для ізотропних матеріалів, які руйнуються крихко, найкраще використовувати гіпотезу максимального нормального напруження. Для ізотропних матеріалів, які руйнуються шляхом пластичного розриву, найкраще використовувати гіпотезу питомої енергії формозміни або максимального дотичного напруження. У тих випадках, коли це можливо, слід застосовувати методи механіки руйнування.

Волокна кісткової тканини зазнають переважно пружні деформації, а матриця - пластичні. Шляхом експериментів встановлено, що для кісткової тканини найнебезпечнішим є напруження розтягу. Міцність кісток при стисненні висока.

3. Модель зовнішніх навантажень. Дослідження поведінки системи “кістка-імплантат” з використанням методів математичного аналізу актуальне та має важливе значення для оцінки працездатності біомеханічної системи “чаша ацетабулярного компонента – кісткова тканина”. Зони та величини стресових навантажень, які виникають на ділянках контактуючих поверхонь чашки і головки протеза є основними чинниками при аналізі міцності подібних систем. В даному випадку важливого значення набувають схеми прикладання навантаження та умов фіксації об’єкта дослідження у просторі.

Для побудови та обґрунтування моделі навантаження на першому етапі розроблено розрахункові скінченно-елементні апроксимації ендопротеза, який встановлюється шляхом запресування у вертлюгову западину. Проведено оцінку контактних напружень на внутрішній та зовнішній поверхнях чашки при дії власної ваги пацієнта (напрямок відповідає положенню стоячи) для різних моделей навантаження системи.

Для дослідження процесів навантаження біологічних об’єктів поки не створені спеціалізовані програмні засоби, тому для аналізу ми застосували універсальну комп’ютерну програму SAFEM [2, 3] розроблену Науково-дослідним інститутом будівельної механіки Київського національного університету будівництва і архітектури.

Розглядаючи порівняно повільні локомоції, нехтуємо як інерційними властивостями елементів нижньої кінцівки, так і моментами сил тертя в суглобі. Геометричні параметри моделі ніжки ендопротеза точно відповідають їх реальним розмірам. Для розрахунків прийнято діаметр чаші 36 мм, товщина 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 «голівка - чаша» моделюється спеціальними контактними скінченними елементами, що сприймають тільки нормальне до поверхні контакту навантаження [3].

Одним з найбільш відповідальних моментів моделювання є формування механічного навантаження. Аналіз літератури показує, що в багатьох випадках побудови чисельних моделей сила ваги прикладається вертикально до поверхні голівки ендопротезу та проходить через її центральну точку [5].

На першому етапі досліджень було зроблено порівняння двох моделей M1 та M2 з відмінними системами сил. M1 – повторює традиційний підхід (рис. 2), M2 – моделює навантаження, які прикладені безпосередньо до стегнової кістки, тобто із деяким зміщенням від центру голівки (рис. 3).

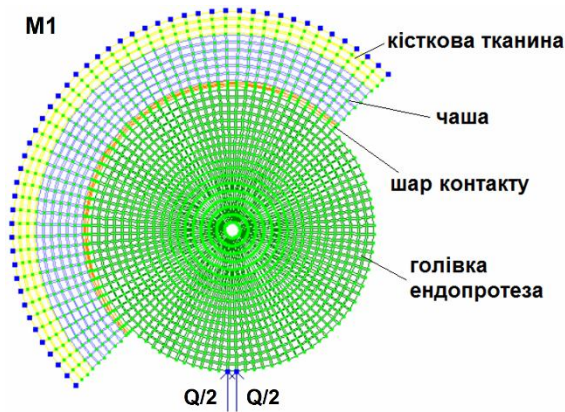


Рис. 2. Модель M1

Представлено розподіл відносних величин контактних зусиль між голівкою і чашкою та напружень на поверхні чашки на куті розтвору 180 градусів знизу до верху (рис. 4).

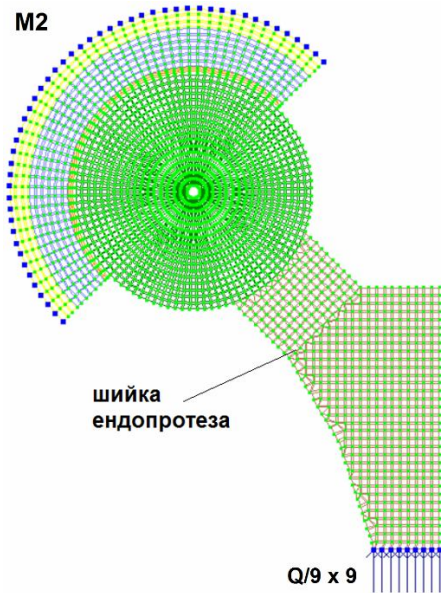


Рис. 3. Модель М2

Як видно із отриманих результатів, максимальні значення контактних зусиль майже не змінюються. На протипагу цьому, місце їх розташування зміщується у напрямку тазової кістки.

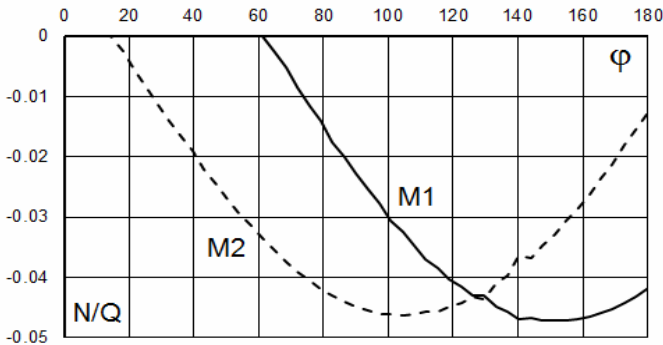


Рис. 4. Розподіл відносних величин контактних зусиль

Характерна зміна помітна на обох графіках. Для сприйняття загальної картини розподілення визначальних напружень, побудовані ізолінії радіальних компонент S_r тензора напружень (рис. 5а, б).

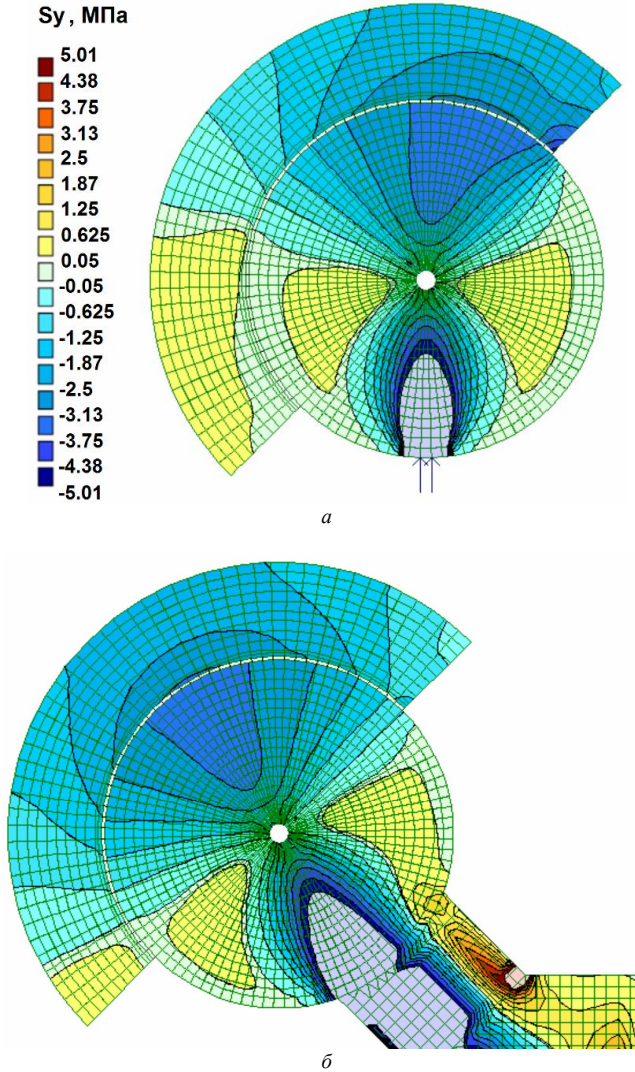


Рис. 5. Ізолнії радіальних компонент S_y тензора напружень
(*a* - модель M1, *б* - модель M2)

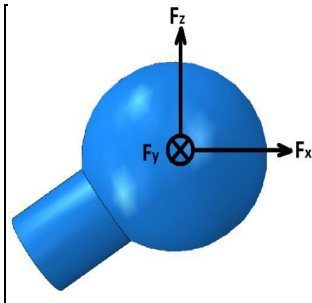
Контактне навантаження, яке передається від голівки ендопротеза до вертлюгової западини, може бути представлено у вигляді головного вектора F . У свою чергу рівнодіюча сила F може бути подана у вигляді 3-х складових компонентів, отриманих при розкладі F на осі локальної декартової системи координат, яка пов'язана з голівкою ендопротеза (або

головкою стегнової кістки, у випадку здорової кістки) (таб. 1). X - фронтальна вісь; Y - сагітальна вісь; Z - вертикальна вісь.

Відповідно до роботи [14], горизонтальна компонента вздовж фронтальної осі X становить 52% від ваги тіла людини.

У таблиці 1 для порівняння наведено дані розподілу проєкцій головного вектора сил виходячи з сумарних значень в шарі контактних скінченних елементів.

Таблиця 1



Модель	Вага тіла, H	F_x, H	Вага тіла, %
M1	810	1	< 1
M2	810	481	59

Спостерігається добре узгодження даних [14] з даними, які отримані на основі моделі M2, 52% і 59% відповідно.

4. Вибір умов закріплення моделі. Умови закріплення повинні задаватись відповідно до того, як кістка розташовується в тілі (рис. 6). На сьогоднішній день існує два підходи їх моделювання. Найбільш



Рис. 6. Кульшовий суглоб

розповсюджений - жорстке защемлення задніх відділів тазової кістки.

Такий підхід можна спостерігати в літературі як для чисельних, так і натурних експериментів (рис. 7). Однак, в передній області ліва і права частини тазових кісток також з'єднуються між собою (рис. 6). У цьому випадку можна говорити про модель, скоріше як про балку на двох опорах - жорсткій і рухомій, що моделює площину симетрії, а не жорстко защемлений консолі.

Проведено порівняння двох варіантів розрахункової схеми із

закріпленнями при обмеженні горизонтальних переміщень нижньої частини тазової кістки РО2 (Рухома Опора) і при вільному краї (БО2 - без опори). Розрахункова схема показана на рис. 8.

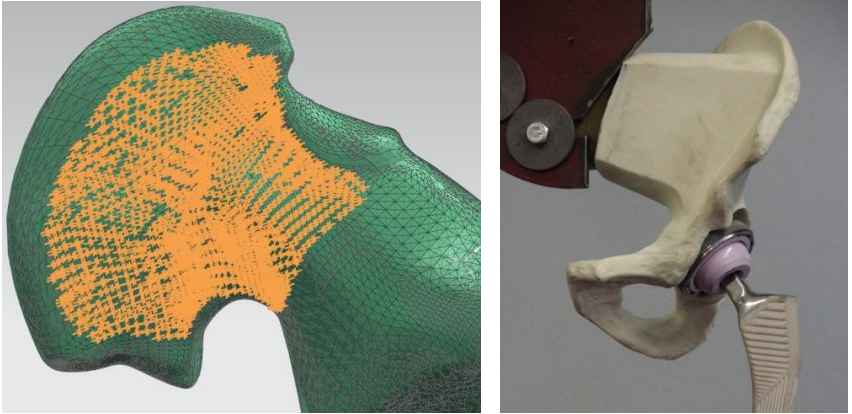


Рис. 7. Умови закріплення (чисельний, натурний експерименти)

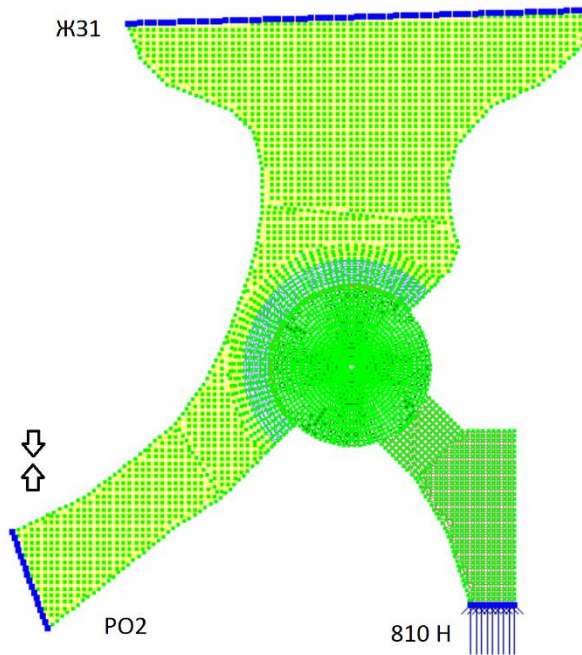


Рис. 8. Розрахункова схема

Результати представлені у вигляді ізоліній найбільш небезпечних головних напружень N_1 (рис. 9, 10), оскільки в 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. 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 куполом вертлюгової западини в найбільш тонкій частині моделі (рис. 9).

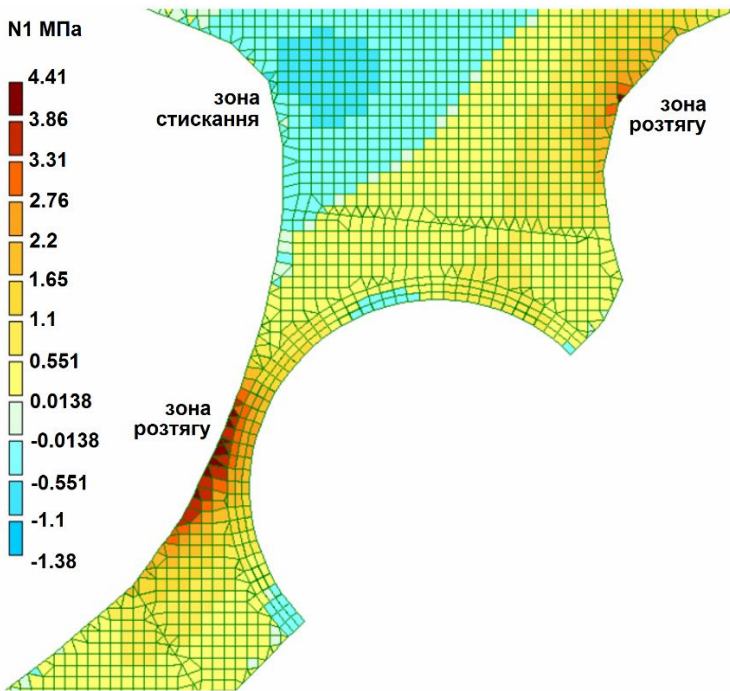


Рис. 9. Напруження N_1 , модель PO2

Висновки. Очевидно, що побудова сучасних математичних моделей біомеханіки при вирішенні проблем протезування кісткової тканини тісно пов'язана із постановкою задач опору матеріалів, теорії пружнопластичності та механіки суцільного середовища. В цьому сенсі, на перший план виходять питання вибору фізико-механічних характеристик матеріалів, урахування їх нелінійної роботи, критеріїв міцності, моделі навантаження та умов закріплення, як важливих чинників, точність опису

яких дозволяє значно підвищити впевненість при прийнятті тих чи інших проектних рішень.

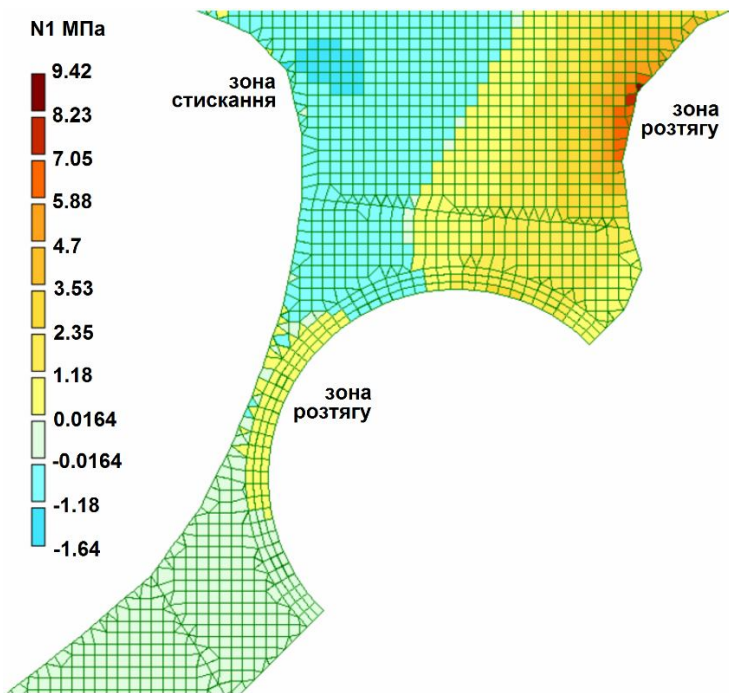


Рис. 10. Напруження N_1 , модель БО2

Проблематичність опису біомеханічних процесів визначається не тільки неоднорідністю структури самої кісткової тканини, але і еволюційним характером її зміни у часі, тобто можливістю адаптації структури до зовнішніх умов, в тому числі зміни показників міцності.

Складність проведення натурних експериментів для оцінки реальних процесів деформування, а інколи їх неможливість, спонукають до розгляду декількох чисельних моделей, від обґрунтованих сенсом до жорстких консервативних. Тільки аналіз комплексних результатів дає найбільш повне розуміння принципів поведінки біомеханічної системи.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. *Баженов В.А., Кривенко О.П., Соловей Н.А.* Нелинейное деформирование и устойчивость упругих оболочек неоднородной структуры: Модели, методы, алгоритмы, малоизученные и новые задачи. – М.: Книжный дом «ЛИБРИКОМ», 2013. – 336 с.

2. *Баженов В.А., Гуляр О.І., Пискунов С.О., Сахаров О.С.* Напіваналітичний метод скінчених елементів в задачах континуального руйнування // К.: Каравела, 2014. – 236 с.
3. *Баженов В.А., Гуляр О.І., Солодей І.І. Сахаров О.С.* Напіваналітичний метод скінчених елементів в задачах динаміки просторових тіл // К.: Каравела, 2012. – 248 с.
4. *Беляев Н.М.* Сопротивление материалов / Н.М. Беляев. – М.: ГИТТЛ, 1956. – 856 с.
5. *Загородний Н.В., Елкин Д.В., Банацкий М.В., Мамонов А.М., Карпов В.Н.* Применение метода математического моделирования в оценке функционирования тотальных эндопротезов тазобедренного сустава // Вестник новых медицинских технологий - 2007 Том XIV - №4 - С 6-9.
6. *Карлов А.В., Шахов В.П.* Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики. - Томск: СГТ, 2001. - 480 с.
7. *Обысов А.С.* Надежность биологических тканей / А.С. Обысов. – М., 1971. – 104 с.
8. Разрушение / Под ред. Г. Либовец // Пер. с англ.; В 7т. – Т.7: часть 2. – Разрушение неметаллов и композитных материалов. – М.: Мир, 1976. – 471с.
9. *Сегерлинд Л.Дж.* Применение метода конечных элементов / Сегерлинд Л.Дж // – М.: Мир, 1979.– 392 с.
10. *Сіменач Б.* Методологія як спосіб наукової діяльності / Б. Сіменач, П. Снісаренко, О. Бабуркина, І. Зеленецький // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2006. – №3. – С. 110 – 115.
11. *Штлєвський І.Э.* Оценка прочности бедренной кости при секторальной резекции // Мед. новости.-2010, №9.-С.100-105.
12. *Шидловський Н.С.* Механічні дослідження різних способів з'єднання переломів вертлової 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.
13. *Юрійчук Л.М.* Біомеханічна оцінка різних способів фіксації при нестабільних переломах вертлової 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.
14. *Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J., Duda G.N.* Hip contact forces and gait patterns from routine activities. / G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G.N. Duda. // Journal of Biomechanics 34 (2001) 859–871. 22 February 2001
15. *Currey J.D.* Mechanical properties of vertebrate hard tissues / J.D. Currey // Proc. Inst. Mech. Engrs. - 1998. - Vol. 212, Part H. -P. 399-411.
16. *Edwards W.B.* Finite element prediction of surface strain and fracture strength at the distal radius // Med. Eng. Phys.-2012.-Vol. 34.-P. 290-298.
17. *Elias J.J.* The open section effect in a long bone with a longitudinal defect - a theoretical modeling study // J. Biomech.-2000.-Vol. 33.-P. 1517-1522.
18. *Keyak J.H.* Prediction of femoral fracture load using finite element models: an examination of stress- and strain-based failure theories // J. Biomech.-2000.-Vol. 33.-P. 209-214.
19. *Lawson A.C.* Collagen-calcium-phosphate composites / A.C. Lawson, J.T. Czernuszka // Proc. Inst. Mech. Engrs. - 1998. - Vol. 212, Part H. - P. 413-425.
20. *Li S.* Cutting of Cortical Bone Tissue: Analysis of Deformation and Fracture Process // Loughborough, 2013. Chapter 2.-P. 20.
21. *Pistoia W.* Estimation of distal radius failure load with micro-finite element analysis models based on three-dimensional peripheral quantitative computed tomography images // Bone.-2002.-Vol. 30.-P. 842–848.
22. *Rubin C., Rubin J.* 2006 Biomechanics and Mechanobiology of Bone // American Society for Bone and Mineral Research-2006.-Chapter 6, p36-42.

23. *Schileo E.* Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro // *J. Biomech.*-2008.-Vol. 41.-P. 356–367.
24. *Wirtz D.C., Schiffers N., Pandorf T., Radermacher K., Weichert D., Forst R.* Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. / D.C. Wirtz, N. Schiffers, T. Pandorf, K. Radermacher, D. Weichert, R. Forst // *Journal of Biomechanics* 33 (2000) 1325-1330 6 March 2000.
25. *Zioupou P.* Changes in the stiffness, strength, and toughness of human cortical bone with age / P. Zioupou, J.D. Currey // *Bone*. - 1998. - Vol. 22, No. 1. - P. 57-66.

REFERENCES

1. *Bazhenov V.A.* Nelineynoe deformirovaniye i ustoychivost uprugih obolochek neodnorodnoy struktury: Modeli, metody, algoritmy, maloizuchennyye i novyye zadachi. (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», 2013. – 336 p.
2. *Bazhenov V.A.* Napivanaliticheskiy metod skinchenykh elementiv v zadachakh kontynualnogo ruinyvaniya (Semi-analitic finite element method in problems of continual fracture) / V.A. Bazhenov, O.I. Gulyar, S.O. Pyskunov, O.S. Sakharov // – K.: Karavela, 2014. – 236 p.
3. *Bazhenov V.A.* Napivanaliticheskiy metod skinchenykh elementiv v zadachakh dynamiki prostorovykh til (Semi-analitic finite element method in the problems of the dynamics of spatial bodies) / V.A. Bazhenov, O.I. Gulyar, I.I. Solodei, O.S. Sakharov // – K.: Karavela, 2012. – 248 p.
4. *Belyaev N.M.* Soprotivlenie materialov (Strength of materials). - Moscow: GITTL, 1956. - 856 p.
5. *Zagorodniy N.V.* Primeneniye metoda matematicheskogo modelirovaniya v otsenke funktsionirovaniya totalnykh endoprotezov tazobedrennogo sustava (The method of mathematical modeling in the evaluation of the functioning of total hip joint endoprotheses) / N.V. Zagorodniy, D.V. Yelkin, M.V. Banetskiy, A.M. Mamonov, V.N. Karpov // *Bulletin of new medical technologies* – 2007, XIV – №4 – P. 6-9.
6. *Karlov A.V., Shakhov V.P.* Sistemy vneshney fiksatsii i regulatorynyye mekhanizmy optimalnoy biomehaniki (External fixation systems and regulatory mechanisms of optimal biomechanics). - Tomsk: STT, 2001. – 480 p.
7. *Obysov A.S.* Nadezhnost biologicheskikh tkaney (Reliability of biological tissues). - M., 1971. - 104 p.
8. *Razrusheniye (Destruction)* / Ed. G. Libovets // Transl. from the English; In 7T. - T.7: Part 2. - Destruction of non-metals and composite materials. - Moscow: Mir, 1976. - 471 p.
9. *Segerlind L.J.* Primeneniye metoda konechnykh elementov (The finite element method). – M.: Mir, 1979. – 392 p.
10. *Simenach B.* Metodolohiia yak sposib naukovoi diialnosti (Methodology as a way of scientific activity) / B. Simenach, P. Sinisarenko, O. Baburkina, I. Zelenetsky // *Orthopedics, traumatology and prosthetics*. - 2006. - №3. - P. 110 - 115.
11. *Shpilevskiy I.E.* Otsenka prochnosti bedrennoy kosti pri sektoralnoy rezektzii (Evaluation of the strength of the femur with sectoral resection) // *Med. News*. – 2010, №9. – P. 100-105.
12. *Shidlovskiy N.S.* Mekhanichni doslidzhennia riznykh sposobiv ziednannia perelomiv vertliuhovoi dilianky stehnovoi kistky liudyny (Mechanical researches of various ways of the human femur fractures stabilization) / N.S. Shidlovskiy, L.M. Yuriychuk, D.Yu. Shpak // *Bulletin of the National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute"*, Series of Machine-Building, – K.: 2010. – No. 59 – P. 271-276.
13. *Yuriychuk L.M.* Biomekhanichna otsinka riznykh sposobiv fiksatsii pry nestabilnykh perelomakh vertliuhovoi dilianky stehnovoi kistky v eksperymenti ta zastosuvannia rezultativ doslidzhennia v klinitsi (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. – No. 1-2 / 2014 (29-30) – P. 88-91.
14. Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J., Duda G.N. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. / G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G.N. Duda. // Journal of Biomechanics 34 (2001) 859–871. 22 February 2001
 15. Currey J.D. Mechanical properties of vertebrate hard tissues / J.D. Currey // Proc. Inst. Mech. Engrs. - 1998. - Vol. 212, Part H. -P. 399-411.
 16. Edwards W.B. Finite element prediction of surface strain and fracture strength at the distal radius // Med. Eng. Phys.-2012.-Vol. 34.-P. 290-298.
 17. Elias J.J. The open section effect in a long bone with a longitudinal defect - a theoretical modeling study // J. Biomech.-2000.-Vol. 33.-P. 1517-1522.
 18. Keyak J.H. Prediction of femoral fracture load using finite element models: an examination of stress- and strain-based failure theories // J. Biomech.-2000.-Vol. 33.-P. 209-214.
 19. Lawson A.C. Collagen-calcium-phosphate composites / A.C. Lawson, J.T. Czernuszka // Proc. Inst. Mech. Engrs. - 1998. - Vol. 212, Part H. - P. 413-425.
 20. Li S. Cutting of Cortical Bone Tissue: Analysis of Deformation and Fracture Process // Loughborough, 2013. Chapter 2.-P. 20.
 21. Pistoia W. Estimation of distal radius failure load with micro-finite element analysis models based on three-dimensional peripheral quantitative computed tomography images // Bone.-2002.-Vol. 30.-P. 842–848.
 22. Rubin C., Rubin J. 2006 Biomechanics and Mechanobiology of Bone // American Society for Bone and Mineral Research-2006.-Chapter 6, p36-42.
 23. Schileo E. Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro // J. Biomech.-2008.-Vol. 41.-P. 356–367.
 24. Wirtz D.C., Schiffers N., Pandorf T., Radermacher K., Weichert D., Forst R. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. / D.C. Wirtz, N. Schiffers, T. Pandorf, K. Radermacher, D. Weichert, R. Forst // Journal of Biomechanics 33 (2000) 1325-1330 6 March 2000.
 25. Zioupos P. Changes in the stiffness, strength, and toughness of human cortical bone with age / P. Zioupos, J.D. Currey // Bone. -1998. - Vol. 22, No. 1. - P. 57-66.

Guzhevsky I.V., Solodei I.I.

CONSIDERATION OF THE MODERN MATHEMATICAL BIOMECHANIC MODELS TO SOLVE PROBLEMS OF HIP JOINT ENDOPROSTHETIC

Endoprosthetics is now a widespread way of treating diseases of the musculoskeletal system. Implantation of an artificial joint allows to eliminate or significantly reduce the pain syndrome, to ensure endurance of the limb, to restore movement in the joint.

Although total endoprosthetics is one of the most successful of all surgical procedures, a number of issues related to design, materials, implant placement remain open. Nowadays, there is no complete understanding of the real processes that determine the biomechanical behavior of artificial joints in real physiological conditions under various anatomical variants of the structure of articular structures. Therefore, the study of the behavior of the implant-bone system by experimental methods, as well as methods based on mathematical analysis, becomes more and more important.

A large number of studies aimed at studying the mechanical aspects of the interaction of endoprosthesis and bone tissue, special attention is paid to determining the impact of the design of the endoprosthesis on the stress-strain state of the bone.

Experimental studies reveal the peculiarities of the influence of the design of the endoprosthesis on the redistribution of external load in the bone tissue. But, nevertheless, the disadvantage are technical limitations that do not allow to simulate complicated loading conditions

of the bone-implant system due to human physiological activity. In addition, to describe the processes occurring in the bone tissue, it is necessary to record tension within the bone, which is extremely difficult in the experimental approach. Therefore, methods of mathematical modeling of mechanical behavior of the bone-endoprosthesis system are becoming increasingly popular.

The paper analyzes the current state of the problem of studying the mechanical aspects of hip arthroplasty. Particular attention is paid to the choice of physical and mechanical characteristics of materials, strength criteria, load models and boundary conditions.

The results of a several design schemes consideration that allowed to determine the further steps in the search for the most effective ways of development of these biomechanical models are presented.

Key words: biomechanics, mathematical model, endoprosthetic, implant, bone, hip joint, finite element method, physical and mechanical characteristics of materials, strength criteria, load model, boundary conditions.

Гужевский И.В., Солодей И.И.

ВОПРОСЫ ПОСТРОЕНИЯ СОВРЕМЕННЫХ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ БИОМЕХАНИКИ ПРИ РЕШЕНИИ ПРОБЛЕМ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

В работе проведен анализ современного состояния проблемы изучения механических аспектов эндопротезирования тазобедренного сустава. Особое внимание уделено вопросам выбора физико-механических характеристик материалов, критериев прочности, модели нагрузки и условий закрепления. Приведены результаты рассмотрения ряда расчетных схем, которые позволили определить дальнейшие шаги при поиске наиболее эффективных путей развития указанных биомеханических моделей.

Ключевые слова: биомеханика, математическая модель, эндопротезирование, имплантант, кость, тазобедренный сустав, метод конечных элементов, физико-механические характеристики материалов, критерии прочности, модель нагрузки, условия закрепления.

УДК 539.3

Гужевський І.В., Солодей І.І. **Питання побудови сучасних математичних моделей біомеханіки при вирішенні проблем ендопротезування кульшового суглоба**// Опір матеріалів і теорія споруд. – 2017. – Вип. 99. – С. 106 - 122.

В роботі проведено аналіз сучасного стану проблеми вивчення механічних аспектів ендопротезування кульшового суглоба. Особливу увагу приділено питанням вибору фізико-механічних характеристик матеріалів, критеріїв міцності, моделі навантаження та умов закріплення.

Табл. 1. Лл. 10. Бібліогр. 25 назв.

Guzhevsky I.V., Solodei I.I. **Consideration of the modern mathematical biomechanic models to solve problems of hip joint endoprosthetic**// Опір матеріалів і теорія споруд. – 2017. – Issue 99. – P. 106 – 122.

The paper analyzes the current state of the problem of studying the mechanical aspects of hip arthroplasty. Particular attention is paid to the choice of physical and mechanical characteristics of materials, strength criteria, load models and boundary conditions.

Tabl. 1. Pic. 10. Bibliogr. 25 titles.

Гужевский И.В., Солодей И.И. Вопросы построения современных математических моделей биомеханики при решении проблем эндопротезирования тазобедренного сустава // Соппротивление материалов и теория сооружений. –2017. – Вып. 99. – С. 106 - 122.

В работе проведен анализ современного состояния проблемы изучения механических аспектов эндопротезирования тазобедренного сустава. Особое внимание уделено вопросам выбора физико-механических характеристик материалов, критериев прочности, модели нагрузки и условий закрепления.

Табл. 1. Ил. 10. Библиогр. 25 назв.

Автор: кандидат медичних наук, провідний науковий співробітник відділу захворювань суглобів у дорослих ДУ "ІТО НАМНУ" ГУЖЕВСЬКИЙ Ігор Віталійович

Адреса робоча: 01601 Україна, м. Київ, вулиця Бульварно-Кудрявська, 27, Інститут травматології та ортопедії НАМН України

Робочий тел.: +38(044) 486-69-14

Мобільний тел.: +38(067)408-21-27

E-mail: guzhevsky.igor@gmail.com

Автор: доктор технічних наук, старший науковий співробітник, зав. відділом НДІ будівельної механіки СОЛОДЕЙ Іван Іванович

Адреса робоча: 03680 Україна, м. Київ, Повітрофлотський пр. 31, Київський національний університет будівництва і архітектури

Робочий тел.: +38(044) 241-55-55

Мобільний тел.: +38(050)357-44-90

E-mail: isolodey@gmail.com