

ВИКОРИСТАННЯ МЕТОДУ КІНЦЕВИХ ЕЛЕМЕНТІВ В РЕКОНСТРУКТИВНО-ВІДНОВЛЮВАЛЬНІЙ ХІРУРГІЇ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБУ

Д.Є. Петренко

Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка АМН України, Харків

Упродовж останніх десятиріч ортопедія інтегрується з такими науками, як математика, трибологія, інформатика, опір матеріалів, теорія пружності та ін. Досягнення цих наук застосовуються для розробки нових пристроїв, дослідження нових матеріалів... Наслідком цієї інтеграції є те, що в останні роки для вирішення задач ендопротезування широко використовують метод кінцевих елементів для обґрунтування реконструктивно-відновлювальної хірургії кульшового суглоба. Цей метод успішно застосовують при розробці нових моделей ендопротезів кульшових суглобів, плануванні оперативних втручань та ін. Біологічна модель набагато сутужніше підлягає аналізу, ніж механічна, оскільки не завжди можливо передбачити особливості реакції кісткової тканини на втручання сторонніх тіл. Частіше вищезгаданий метод використовують для виявлення взаємовідношень між кісткою і поверхнею ендопротезу, між голівкою ендопротезу та ніжною [1].

Складність взаємодії у системі "ендопротез-кістка" настільки велика, що відомі теоретичні методи механіки застосовують обмежено, а експериментальні методи дають можливість оцінювати зміни, які відбуваються тільки на зовнішній поверхні конструкції, вони не показують реальні напруження у середині [10].

Van Reintbergen з групою дослідників [31] вивчали реакцію на навантаження кісткових трабекул проксимальної частини стегнової кістки собаки. Метою експерименту було визначення необхідних патогенетичних умов для розвитку коксартрозу. При цьому використовували сучасний комп'ютер, що дозволило розбити модель на 7,6 млн. кінцевих елементів. На цій моделі собаки проводили аналіз навантажень, що виникають у кульшовому суглобі при ходьбі. На основі відповідного дослідження автори зробили висновок про те, що розвитку дистрофічних змін у суглобі в однаковій мірі сприяють стресові навантаження, які виникають через руи у всіх площинах. Аналогічні висновки зробили J. RQsler і С. Perka [24], які вивчили вплив положення ендопротеза на його кінетичні параметри.

Метод кінцевих елементів також використовують для дослідження міцності і біомеханічних особливостей нових матеріалів, які використовують при ендопротезуванні кульшового суглоба. Так наприклад Т. Keaveny і D.Bartel [20] провели дослідження, метою якого було визначення впливу післяопераційного навантаження кульшового суглоба на ніжку ендопротезу. За допомогою методу кінцевих елементів була відтворена проксимальна частина стегнової кістки у яку був імплантований ендопротез. Модель навантажували у різних площинах, після чого було встановлено, що ті ділянки ніжки, які безпосередньо контактували з поверхнею кісткового каналу, піддавалися відносно меншим навантаженням, ніж ті, що знаходилися в каналі у вільному стані, тобто не контактували з поверхнею кісткового каналу. Також було визначено, що аксіальні навантаження та напруження, які виникають у результаті їх дії, припадають на верхньолатеральну частину основи ніжки ендопротезу та намагаються її зрізати. На основі цього автори роблять висновок про те, що для запобігання ранньої асептичної нестабільності необхідно забезпечити максимальний контакт між поверхнею ніжки ендопротеза і кістковим каналом, а також пропонують уникати надмірних аксіальних навантажень у ранній післяопераційний період.

Задачу забезпечення максимального контакту між поверхнею стегнового каналу та ніжною ендопротеза різні автори намагалися вирішити завдяки довжини ніжки. Так наприклад, В.М. Левенець [2] пропонує застосовувати коротку ніжку дуже щільно підігнуто до поверхні стегнового каналу, а О.Є. Лоскутов та співавт. [3] пропонує використовувати, навпаки, довгу ніжку, що дозволить підвищити контакт між поверхнями, забезпечити центрівку ендопротезу і достатню фронтальну та сагітальну стабільність.

Створено трьохвимірну комп'ютерну м'язово-кісткову модель кульшового суглоба [7], що дозволяє планувати оперативні втручання на кульшовому суглобі та оцінити реакцію різних груп м'язів, яка виникає після введення ніжки

ендопротезу. За допомогою цієї моделі були визначені основні закономірності в зміні м'язового балансу кульшового суглоба і надані рекомендації щодо методики ендопротезування кульшового суглоба.

Для визначення зносостійкості карбонової волокнистої поліетиленової голівки ендопротезу, яка була розроблена М. Akay і N. Aslan [4] за допомогою методу кінцевих елементів створена модель системи «голівка–чашка». При дослідженні здійснювали поступове збільшення навантаження на ці компоненти ендопротезу. У результаті дослідження були визначені максимальні зусилля, що може витримати голівка кульшового суглоба. Автори рекомендують свій висновок для використання в практичній медицині.

Аналогічні дослідження, але вже для керамічної голівки та з додаванням до неї цирконію, провели в 1997 р. J. Drowin із співавторами [12].

Керамічна голівка підлягала тривалому статичному і динамічному навантаженню. Силу впливу поступово збільшували до виникнення перелому в голівці. У такі ж умови була поставлена і керамічна голівка з додаванням цирконію. Визначено, що остання має більшу стійкість до статичних і динамічних навантажень.

Taylor із співавторами [29] створили кінцево-елементну модель проксимальної частини стегнової кістки для дослідження стресів, що виникають у кістковій тканині після введення в канал ендопротезу. Проводилися експерименти з застосуванням безцементної і цементної фіксації ендопротезів, а також із керамічним покриттям. Зміни, які виникають, порівнювалися з інтактною моделлю стегнової кістки.

Виявлено, що безцементна фіксація ендопротеза викликає значні структурні зміни в кістковій тканині (в порівнянні з цементною) та ендопротезом із керамічним покриттям. Також з'ясовано, що при правильній оперативній техніці і адекватній фіксації компонентів ендопротеза виникають припустимі пластичні деформації. Дослідники пропонують створювати моделі кульшового суглоба за допомогою методу кінцевих елементів у кожному конкретному випадку, що на їх думку буде одним з ефективних та перспективних методів профілактики розвитку ранньої асептичної нестабільності ніжки ендопротеза.

А. Edidin зі співавторами [13] описують дослідження розробленої ними пористої ніжки ендопротеза із застосуванням цементної фіксації. Методом кінцевих елементів була створена модель кульшового суглоба, у який був імплантований ендопротез, що досліджувався. Створювалися імітації нормальних, субнормальних та стресивних навантажень, які виникають у кульшовому суглобі.

сових навантажень, які виникають у кульшовому суглобі.

Автори з'ясували, що пориста поверхня ніжки ендопротеза збільшує на 50% контакт з цементною мантією в порівнянні із застосуванням звичайної ніжки. Розроблена конструкція була використана при ендопротезуванні кульшових суглобів у 40 пацієнтів. Найближчі результати оперативного лікування автори вважають задовільними, а у перспективі вони бачать використання даної конструкції не тільки при первинному, але й при ревізійному тотальному ендопротезуванні кульшового суглоба.

Відомо, що одним з ускладнень ендопротезування кульшового суглоба є вивихи голівки ендопротеза. За даними різних авторів частота цього ускладнення складає від 2 до 11% при первинному ендопротезуванні, а при ревізійному цей відсоток набагато збільшується. Scifert, Brown і Lipman [26] за допомогою методу кінцевих елементів провели аналіз причин, що викликають дане ускладнення, а також апробацію розробленої ними моделі штучного лімба. Була створена модель кульшового суглоба, який піддався операції тотального ендопротезування. У ході експерименту встановлено, що причиною вивихів голівки ендопротезу є їх неправильна просторова установка, а також відсутність хрящової губи, вилученої під час оперативного втручання.

На основі методу кінцевих елементів створені дві трьохвимірні моделі нормального і диспластичного кульшового суглоба з метою порівняння основних біомеханічних змін, що виникли в них. Tsumugi H. зі співавторами [30] з'ясували, що напруження, які виникають в диспластичному кульшовому суглобі, дорівнюють 5,3 МПа, у той час як у нормальному кульшовому суглобі ця величина складає 2,5 МПа. Цими вченими також встановлено, що максимальною зоною напруження є верхній край вертлюжної западини.

P. Culleton із співавторами [11] за допомогою методу кінцевих елементів досліджували механізми ушкоджень цементної мантії ендопротеза. Були створені механічні зусилля, що виникають між поверхнею ніжки ендопротеза і цементом при згинанні і розгинанні, а також при відведенні і приведенні нижньої кінцівки.

Виявлено, що основними місцями переломів є, насамперед, проксимальна, а потім дистальна і середня третини ніжки ендопротеза. Але автори вважають, що найбільш ймовірною причиною розвитку перелому є не механічний фактор, а фактор втоми цементу.

Крім вищеписаних варіантів, можливо застосування методу кінцевих елементів в ортопедії

для планування оперативних втручань на кульшовому суглобі з наступною оцінкою їх результатів. Так німецькій хірург J. Meiforth з співавторами за допомогою метода кінцевих елементів створили модель кульшового суглоба для передопераційного планування при коригувальних остеотоміях стегна, а також вивчили можливості змін між голівкою і вертлюжною западиною в результаті проведеної операції [25]. Спостереження за величиною напружень, що виникають у даній системі, дозволяють установити, яке з оперативних втручань є найбільш придатним.

Подібне дослідження провів Taylor із співавторами [29]. Вони описують досить оригінальний проект із створенням об'ємної комп'ютерної моделі, яка дозволяє передбачати результати операції при ревізійному протезуванні кульшового суглоба. Програма створена на базі системи ROBODOC. Спочатку створюється модель стегнової кістки, у якій знаходиться старий імплантат, потім визначаються вразливі місця в системі «ендопротез-кістка», на основі чого даються рекомендації з установки ревізійної конструкції.

Shahaldi, Heatley, Dewar і Corrin [27] за допомогою методу кінцевих елементів вивчали реакцію тканин на металеві імплантати, що відіграє свою роль у розвитку асептичної нестабільності. Під час дослідження вивчалася реакція м'яких тканин кульшового і колінного суглобів. Імплантати були зроблені з наступних сплавів: кобальт-хром – молибден або титан-алюміній-ванадій.

Аналіз результатів експериментів показав, що корозія імплантатів істотно впливає не тільки на кісткову і сполучну тканину, але й на їх форму, що також стає причиною розвитку нестабільності.

H. Handels з співавторами в [16] пропонують нову віртуальну трьохвимірну систему передопераційного планування, яка заснована на методі кінцевих елементів. Система застосовується для імітації операцій по ендопротезуванню кульшового суглоба і геміпельвектомії при пухлинах кісткової системи. Ця програма має навчальний режим та дозволяє також проводити інтеропераційний моніторинг, завдяки чому можна визначити біомеханічно обґрунтоване розташування імплантату в каналі стегнової кістки.

Інформативність методу кінцевих елементів, крім іншого, багато в чому залежить від способу побудови моделі.

Однією з проблем у розробці об'ємної моделі є труднощі її графічного зображення. Ця задача була вирішена за допомогою розробки дротової моделі. Об'єкт був представлений у вигляді безлічі пересічних між собою ліній. На екрані

монітора таке зображення можна обернути у всіх площинах і визначати величину деформацій з достатньою ступеню точності. Ця методика використовується в основному для дослідження та розробок нових конструкцій [6]. Недоліком даного методу є його висока вартість, пов'язана з необхідністю розробляти програмне забезпечення.

Досить ефективним і порівняльно зручним можна вважати метод кінцевих елементів, при якому імплантат і проксимальна частина стегнової кістки спочатку зображуються на моніторі комп'ютера як трьохвимірні моделі, а потім розбиваються на безліч кінцевих елементів. Такий спосіб побудови допомагає встановити основні закономірності розподілу зусиль, що виникають між кісткою та імплантатом [16].

Створено також модель [22], яка допомагає передбачити поведінку кісткової тканини після введення в канал стегнової кістки ніжки ендопротеза. З цією метою використовується модель, яка створена за допомогою методу кінцевих елементів. Встановлено, що дана модель дозволяє виробити алгоритм виникнення стресових навантажень, що передаються на кістку ніжкою ендопротеза. Виявлено основні закономірності взаємодії у системі «ендопротез-кістка».

З розширенням і удосконалюванням методик комп'ютерної томографії і ЯМР-томографії перед вченими відкрилися нові можливості в моделюванні. Так з'явилися трьохвимірні моделі, які створювалися за допомогою томограм. Суть методики полягає в наступному: виробляється томограма стегнової кістки на заздалегідь заданих рівнях. Після цього вони вводяться в комп'ютер, за допомогою спеціальної програми обробляються та створюється трьохвимірні моделі. Така методика дуже зручна як для наукових досліджень, так і для практичного застосування [16]. Зокрема, дослідження А. Канеуї з співавторами [19] у напрямку використання комп'ютерної системи показали, що необхідно провести трьохвимірний аналіз стегнової кістки для досягнення максимально щільної посадки при використанні безцементних ендопротезів.

Введення ендопротеза змінює характер розподілу напружень у стегновій кістці завдяки зовсім іншим механічним характеристикам ніжки ендопротеза у порівнянні з кістковою тканиною та зміні поверхонь стегнової кістки, які підлягають навантаженню. Це приводить до того, що більшість навантаження передається через окремі точки, які стають концентраторами напружень і приводять до занадто великого перенавантаження окремих зон кістки. Тому, на наш

погляд, треба розробити таку конструкцію ніжки ендопротеза, яка б дозволила зменшити напруження у точках - концентраторах напружень завдяки перерозподілу навантаження на інші зони, які мають значно менше навантаження. Складність геометрії і властивостей матеріалу біоконструкції настільки значна, що традиційні аналітичні методи механіки знаходять тут дуже обмежене застосування, а експериментальні методи дають можливість оцінювати напруження на зовнішній поверхні цих конструкцій і не можуть у повній мірі продемонструвати реальні напруження усередині них.

Метод кінцевих елементів також є більш перспективний для цих досліджень в силу своєї здатності враховувати зміну форми і властивостей та дозволяє визначати переміщення, величину і напрямки зусиль, нормальні, дотичні і головні напруження по всій конструкції [17].

Спочатку найбільш широко досліджувалися за допомогою методу кінцевих елементів двомірні (плоскі) кінцево-елементні моделі проксимального відділу стегна [18, 21, 28]. Використання трьохмірних моделей, внаслідок складності геометрії і недостатності обчислювальних ресурсів, було обмежено [14, 15, 23]. У сучасних дослідженнях, наприклад у [9], в основному, використовуються трьохмірні кінцево-елементні моделі. Облік особливостей анатомічної побудови і просторової схеми м'язового навантаження досліджуваної системи дозволяє одержати пружнодеформований стан трьохмірної конструкції більш відповідній реальному стану в порівнянні з плоскими моделями.

Але проведення порівняльного аналізу результатів робіт цих авторів утруднено через велику відмінність у контактній елементній сітці, геометрії, властивостях матеріалів і навантаження. Так само утруднене і повторення представлених розрахунків, тому що багато початкових даних в відповідній літературі не наведені. При дослідженнях пружнодеформованого стану проксимального відділу стегна взаємодія голівки

стегна (чи голівки ендопротеза) і вертлюжної западини змінювалася дією еквівалентного навантаження, що не дозволяє судити про дійсний розподіл напружень у цій області.

Аналіз ймовірності проведених розрахунків фактично не проводився. Так наприклад, Crownshield [15] проводив порівняння з композитною консольною балкою, яка подібна в принципі на закріплений проксимальний відділ стегна. Це дало можливість надати якісну оцінку отриманих результатів, але не дозволило судити про локальні напруження в реальній моделі. Використання великої кількості контактних елементних моделей іншими авторами не гарантує високу вірогідність результатів. Найбільш коштовними в даному випадку є роботи з експериментальною перевіркою отриманих результатів. Істотним недоліком цих робіт є одержання значень напружень на зовнішній поверхні стегнової кістки, тоді як більш цікавим є пружнодеформований стан у середині кістки, цементі, ендопротезі та місцях їх контакту.

Починаючи з 80-х років минулого сторіччя з виникненням і поширенням комп'ютерних технологій у медицині використовуються математичні моделі стегнової кістки і ніжки імплантату. Двомірні моделі не задовольняли у повній мірі інтерес дослідників і не могли з високою ймовірністю вирішити поставлені перед ними задачі [8], тому почали широко використовуватися тримірні моделі, побудовані методом кінцевих елементів [20]. Але однією з проблем у розробці об'ємної моделі є труднощі її графічного зображення.

Для спрощення методики голландські вчені з метою визначення причин ушкодження цементної мантії, яка оточує ніжку ендопротеза, використовували трьохмірну модель стегнової кістки, побудовану за допомогою комп'ютерної томограми. При цьому модель ніжки була представлена, як прямокутник зі збереженням усіх її розмірів [32]. Але досить невисока точність розрахунків не дозволила цієї методиці знайти розповсюдження у наукових дослідженнях.

Література

1. Красовский В.Л. с соавт. Некоторые вопросы гистомеханики в эндопротезировании суставов человека // Сб. науч. тр. Строительство. Материаловедение. Днепропетровск. 2000. Вып. 11. С.153-168.
2. Левенец В.М. Клінічні аспекти біомеханіки ендопротезування кульшового суглоба // Матеріали дванадцятого з'їзду травматологів-ортопедів України. Київ, 1996. С.133-135.
3. Лоскутов А.Е., Красовкий В.Л., Олейник А.Е., Бредихин А.В. Концепция обеспечения стабильности фиксации бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава

ва системы "ОРТЭН" // Ортопедия, травматология и протезирование. 2000. №2. С.63-66.

4. Akay M., Aslan N. An estimation of fatigue life of carbon fibre/poly ether ketone hip joint prosthesis // Proc. Inst. Mech. Eng. 1995. Vol. 209(2). P.93 - 103.

5. Andriacchi T. P., Galante. J. O., Belytschko T. B., Hampton.S. A stress analysis of the femoral stem in total hip prostheses // J. Bone Joint Surg. 1976. Vol.58-A. P.616-624.

6. Argenson J-N., Aubaniac J-M. Preoperative planning of total hip reconstruction for congenital dislocation of the hip using custom cementless implants // S. Orthop. J. 1994. Vol. 3. P.11-18.

7. Arnold A.S., Salinas S., Asakawa D.J., Delp S.L., Accuracy of muscle moment arms estimated from MRI-based musculo-skeletal model // *Comput. Aided Surgery*. 2000. Vol. 5(2). P 108-119.
8. Brown T. D., Ferguson A. B., The development of the computational stress analysis of the human femur// *Journal of the Bone and Joint Surgery*. 1978. Vol 5. P 56-59.
9. Couteau B. et al. The mesh-matching algorithm an automatic 3D mesh generator for finite element structures. // *J. Biomech*. 2000. № 38 (8): 1005-9.
10. Coventry M.B. Late dislocations in patients with Charnley total hip arthroplasty // *J. Bone Joint Surg. (Am)*. – 1985. – Vol. 67A. - P.832-841.
11. Culleton P., Prendergast P.S., Taylor D. Fatigue failure in the cement mantle of an artificial hip joints// *Clin. Materials*. – 1993. - Vol. 12(2). P. 95 - 102.
12. Drown J.M., Cales B., Chevalier S., Fantozi T. Fatigue behavior of zirconia joint heads: experimental results and FEA // *Journ. Biomed. Mater. Res*. 1997. Vol. 34(2) P. 149 - 155.
13. Edidin A.A., Merrit P.O., Hack B.H., Manley M.T. A ported proximally cemented femoral stem for total hip arthroplasty. Development and clinical application // *Journ. Bone Joint Surgery*. 1998. Vol. 80(5). P. 869 - 879.
14. Goel V.K., Valliappan S., Svensson N.L. Stresses in the pelvis // *J. Comput. Biol. Med.* 1978. Vol.8. P.91-104.
15. Growninshield R.D., Brand R.A., Johnston R.C., Milroy J.C. An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty // *J. Bone Joint Surg*. 1980. Vol.62-A.P.68-78.
16. Handels H., Ehrhardt J., Plotz W., Poppl S.J. Computer-assisted planning and simulation of hip operations using virtual three-dimensional models. // *Stud Health Technol Inform*. 1999. Vol. 68. P. 686-689.
17. Huiskes R., E.Y.S. Chao. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. // *J. Biomechanics* - 1983. Vol. 16. No. 6. P. 385-409.
18. Huiskes R., Sloob T. J., Geometrical and mechanical properties of the human femur// *Biomechanics VII-A*. Baltimore. – 1981.
19. Kaneuji A., Matsumoto T., Nishino M., Sugimori T., Tomita K. 3D morphologic analysis of the proximal femur in japanes with hip osteoarthritis with using computer system. // *J. Orthop. Sci*. 2000. Vol. 5(4). P. 361-368.
20. Keaveny T.M., Bartel D.L. Fundamental load transfer patterns for press-fit, surface-treated intramedullary fixation stems // *J. Biomech*. 1994. Vol. 27(9). P.1147-1157.
21. Mark A. Gomez, Savio L-Y. Woo, Richard D. Coutts. A new femoral component design based on the trabecular systems of the proximal femur. // *J. Biomat. Med. Dev., Art., Org.*, 1983. № 11 (1). P. 39-50.
22. McNamara B.P., Taylor D., Prendergast P.J. Computer prediction of adaptive bone remodeling around noncemented femoral prosthesis: therelationship between damaged-based and strain-based algorithms // *Med. Ing. Phys*. 1997. Vol. 19 (5). P. 454-463.
23. Oonishi H., Isha H., Hesegawa T. Mechanical analysis of the human pelvis and its application to the artificial hip joint – by means of the three dimensional finite element method // *J. Biomechanics*. 1983. Vol. 16, №. 6. P. 427-444.
24. Rusler J., Perka C. The effect of anatomical positional relationships of kinetic parameters after total hip replacement. // *Int orthohaedics (SICOT)*. 2000, 24:23-27.
25. Schmitt J., Meiforth J., Lengsfeld M. Influence of cartilage cap modeling on FEM simulation of femoral head stress // *Biomedical Technics*. 2001. Vol. 46(1-2). P. 29 - 33.
26. Scifert C.F., Brown T.D., Lipman J.D. FEA of novel design approach to resisting total hip dislocation // *Clinical Biomechanics*. 1999. Vol. 14(10). P. 697-703.
27. Shahgaldi B.F., Heatley F.W., Dewar A., Corrin B. In vivo corrosion of cobalt-chromium and titanium wear particles // *J. Bone Joint Surg. (Br)*. 1995. Vol. 77(6). P.962-966.
28. Sih G.C., Matic P., Derman A.T. Failure prediction of the total hip prosthesis sysnem // *J.Biomech*. Vol.14. №12. 1981. P.833-841.
29. Taylor R H, Jowskowsiz L, Williamson B, Guesik A and others. Computer-integrated revision total hip replacement surgery: concept and preliminary results // *Medical Image Analls*. 1999. Vol. 3(3). P. 301-319.
30. Tsumura H., Miura H., Iwamoto Y. Three-dimantional model pressure distribution of the human hip joint-coparison between normal hips and displastic hips // *Fukuoka Igaku Zasshi*. 1998. Vol. 89(4). P. 109-118.
31. Van Rietbergen B., Muller R., Ulrich D., Ruegsegger P., Huiskes R. Tissue stress and strain in trabeculae of canine proximal femur can be quantifield from computer reconstructions // *J. Biomech*. 1999. Vol. 32(2). P. 165-173.
32. Verdonshcot N., Huiskes R. Cement cracking of the failure process of THA //10th conference of the ESB. 1996. P.165.

