

УДК 617.582

М. Колесова

Аспірант

О. Поляков

Доцент, канд. техн. наук

М. Калінін

Доцент, канд. техн. наук

Севастопольський національний
технічний університет,
м. Севастополь

ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА ФУНКЦІОНУВАННЯ НИЖНЬОЇ КІНЦІВКИ ЛЮДИНИ З РІЗНИМИ КОНСТРУКЦІЯМИ ЕНДОПРОТЕЗІВ ТАЗОСТЕГНОВОГО СУГЛОБА

О дані еаб ааджабрааоіті; оеі е «Аі аадо» дтсдіаеаіа е саіаоаіотааіа ідеаіаеуіа етіподоооу іаііітебнііаі аіаіідіоаца оаціпоааі іаіаі поаеіаа ебраеіе є іідіаеуіір аіеаеір. зноіоіі єреааіа іапа аіаіідіоацо 3 еіаі зііеаіоаоу ідаеде-іі іа ідеаіаеуі аі іааадісііаае і апа поааііаі; епоее е еіоаеае а оеіі о. І ааааае аеідепоаі іу оо; етіподоооу аіаіідіоаца а іідіаіуііє є оааеоіеіе і ідіаеуіоуі іде оіааа ебраеіе. Є іаоір іоііі; іоіе е дтсдіаеаіа іаоаі аде-іа ііаеуі оіеоііоааі іу іеаіуі; еіоаеае іде доп 2; аеаі іаіоа о пааеаеуііе іеііеіі, єаііааіа іа аеідепоаі іу едеааір ізіаі аеуіі; єі іе іаадоаеуіео ііі іаіоа о єаіа іу. І оеі іа і даєоіоаде, іі ііеаєоіоу дтсдіаеаі іу а аеіаі іоі еіоаеае іде апаііаеаі і аіаіідіоаціа оіеіо оеіа, іі паае-ооу іді іаааае ііепаіі; аеіа етіподоооу; є іае-іі; оі-еє єідо.

ендопротез, нижня кінцівка, імплантація

Переломи шийки стегна й хвороби тазостегнового суглоба є одними з найважчих ушкоджень опорно-рухового апарата людини. У випадках, коли оперативний остеосинтез або консервативне лікування не приводять до позитивних результатів, найефективнішим методом їхнього лікування є ендопротезування, зокрема однополюсне. З огляду на меншу травматичність у порівнянні з тотальним заміщенням тазостегнового суглоба й швидкий реабілітаційний ефект, ця операція є найкращою при лікуванні хворих старших вікових груп.

Відомо багато конструкцій однополюсних ендопротезів тазостегнового суглоба, які поділяють на два види: прості й біполярні. Біполярні мають модульну конструкцію, а прості виготовляють як модульними (зі змінною голівкою) так і суцільними. Для більшості людей похилого віку найдоступнішими є прості ендопротези через їхню меншу вартість порівняно з біполярними.

На сьогоднішній день в Україні найчастіше імплантують дорогі ендопротези закордонних виробників через те, що нечисленні вітчизняні конструкції відрізняються істотно меншою якістю. Крім цього, всі традиційні конструкції, як суцільні, так і модульні, характеризуються масою, що значно перевищує масу проксимального відділу стегнової кістки. При імплантації таких ендопротезів центр ваги кістки зміщується відносно природного, що призводить до перерозподілу сил у м'язях оперованої кінцівки порівняно зі здоровою при ходьбі, що, як наслідок, сприяє кульгавості пацієнтів у післяопераційний період і погіршенню якості їхнього життя.

За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я в США серед 1,3 млн. переломів щорічно на переломи шийки стегна припадає 247 тисяч випадків. Витрати на лікування цих пацієнтів становлять понад 5 млрд. доларів. У Європі щорічно реєструється в середньому 400 тисяч

переломів шейки стегна, а до 2050 року, за прогнозами компетентних фахівців, їхня кількість повинна зрости в 4 рази порівняно з 1990 роком. Аналогічні статистичні дані властиві й для України. У зв'язку з цим розроблення конкурентоздатних вітчизняних ендопротезів, які в поєднанні з низькою вартістю дали б змогу найповніше відновлювати природні функції ушкоджених кінцівок людини, є важливою і актуальною задачею.

Перерозподіл навантаження в кінцівці при імплантації ендопротезів традиційних конструкцій. У численних публікаціях з біомеханіки нижньої кінцівки людини наведені відомості про так звану біомеханічну вісь, при цьому однозначної думки щодо вибору точок її відліку і її значення дотепер не вироблено, бо вона, власне кажучи, є деякою умовною лінією. У нормі центри всіх основних суглобів кінцівки розташовуються на одній прямій і, як відзначається, наприклад, в [1], це сприяє здійсненню балансування складного просторового кінематичного ланцюга (кінцівки) з найменшими витратами енергії та оптимальним навантаженням на суглоби. В якості верхньої точки відліку біомеханічної осі може бути вибрана точка додатка тяги середнього і малого сідничних м'язів і клубово-стегнового м'яза, що зрівноважують таз та інші частини тіла людини над голівкою стегнової кістки. За нижню точку відліку можна прийняти точку, що збігається з центром опорної поверхні п'яти (рис. 1).

При реалізації умов рівноваги таза над голівкою стегнової кістки важливе значення має вага опорної кінцівки [1]. У загальному випадку центр мас кінцівки розташовується в деякій точці K , зміщеної щодо центра опорної поверхні п'яти в горизонтальному напрямі. Нехай Q і T — сили тяги сідничних м'язів і клубово-стегнового м'яза відповідно; R — рівнодійна, прикладена до голівки стегнової кістки з боку таза; G — опорна реакція; P і P_1

— вага тіла й кінцівки відповідно. Тоді з системи рівнянь рівноваги кінцівки отримаємо

$$r_g = \frac{(Rq + P_1 r_k) \sin \varphi_1 - T(t \sin \varphi_1 + q \sin \varphi_2)}{R \sin(\varphi_3 - \varphi_1) - T \sin(\varphi_2 - \varphi_1) - P_1 \sin \varphi_1}, \quad (1)$$

де $\varphi_1 = \angle(\vec{Q}, y)$, $\varphi_2 = \angle(\vec{T}, y)$, $\varphi_3 = \angle(\vec{R}, y)$; r_k — віддаль від центра мас кінцівки до центра голівки стегнової кістки по горизонталі; r_g — віддаль від центра опорної поверхні п'яти до центра голівки стегнової кістки по горизонталі; q, t — відповідно найкоротші віддалі від лінії дії сил Q і T до центра голівки стегнової кістки.

Аналіз (1) показує, що збільшення маси кінцівки за рахунок встановлення металевго ендопротеза традиційної конструкції призведе до збільшення P_1 і r_k , що, у свою чергу, призведе до збільшення r_g чи T , або ж до зміни напрямку сили тяги клубово-стегнового м'яза T і рівнодійної R . У кожному з можливих випадків встановлення ендопротеза, що має масу набагато більшу, ніж маса вилученого фрагмента стегнової кістки, призводить до перерозподілу сил у м'язах кінцівки, а, можливо, й до зміни умов опори кінцівки на підставу, що може з часом призвести до варусних або вальгусних скривлень.

Однополюсний ендопротез тазостегнового суглоба конструкції СевНТУ. З метою усунення зазначеного вище й інших недоліків, властивих традиційним конструкціям ендопротезів, у Севастопольському національному технічному університеті в рамках держбюджетної теми „Ендарт” розроблені нова конструкція і технологія виготовлення однополюсного ендопротеза з порожньою голівкою, маса якого близька до природної маси фрагмента стегнової кістки, що видаляють при операції. Загальний вигляд ендопротеза поданий на рис. 2.

Для оцінки міцності й твердості голівки ендопротеза був проведений його скінченноелементний аналіз у середовищі CosmosDesignStar на основі тривимірних моделей, наведених на рис. 3. Ці моделі досліджувалися у взаємодії



Рис. 1. Схема розподілу сил у нижній кінцівці людини в період одноопорного стояння

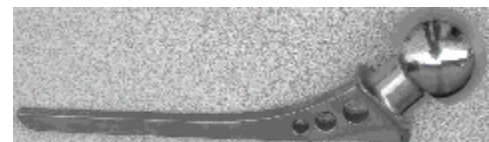


Рис. 2. Однополюсний ендопротез тазостегнового суглоба конструкції СевНТУ [2]

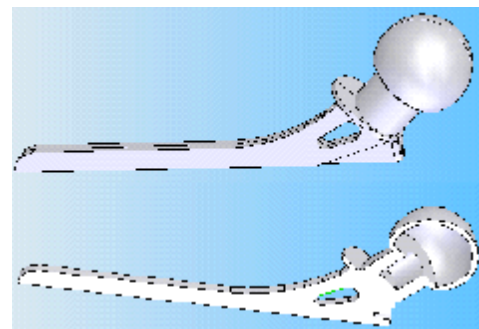


Рис. 3. Тривимірна модель ендопротеза з порожньою голівкою

з фрагментами проксимального відділу стегнової кістки й таза (рис. 4,а), що дало змогу найповніше врахувати реальні умови навантаження ендопротеза.

Було встановлено, що міцність і твердість порожньої голівки при мінімальній товщині стінки, обмеженої технологічними чинниками, достатні порівняно з аналогічними показниками для суцільних голівок. Згодом ці дані були підтверджені в результаті лабораторних експериментів. Ілюстрація розподілу коефіцієнтів запасу міцності за еквівалентними напруженнями у формі Мізеса наведена на рис. 4,б.

Сьогодні проводяться клінічні випробування ендопротеза. В якості ілюстрації на рис. 5 подані рентгенограми тазостегнового суглоба одного з хворих до й після операції.

Результати лікування хворих з переломами шийки стегнової кістки в Севастопольській міській лікарні №9 у період з 2004 р. до 2007 р., наведені в табл. 1, свідчать про переваги такої конструкції порівняно з традиційними.

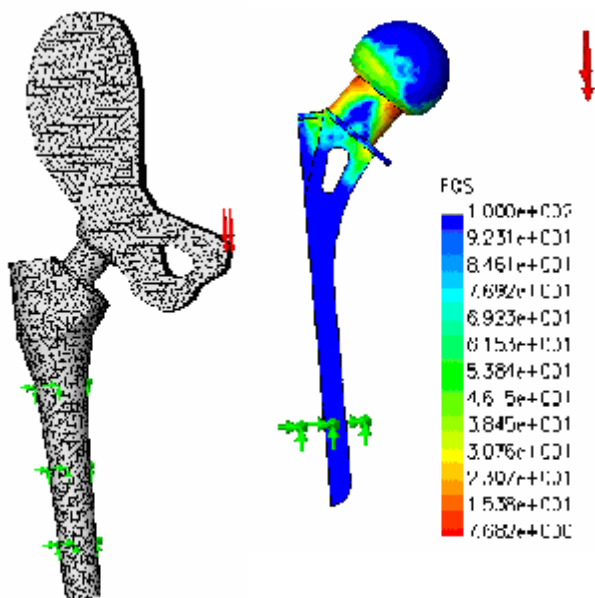


Рис. 4. Сінченноелементна модель ендопротеза у взаємодії з фрагментами стегнової кістки й таза: а — розподіл сітки скінченних елементів; б — картина розподілу коефіцієнтів запасу міцності за еквівалентними напруженнями у формі Мізеса



Рис. 5. Рентгенограми тазостегнового суглоба хворого К: а — до операції; б — після операції

Результати лікування хворих з переломами шийки стегнової кістки

| Розподіл хворих за віком | | | | |
|--------------------------|--------------|--------------|---------------|----------------|
| Ендопротез/вік | 65–70 років | 71–75 років | 76–80 років | Понад 80 років |
| Традиційний | 83 | 33 | 9 | 1 |
| З порожньою голівкою | 25 | 5 | 3 | 2 |
| Результати лікування | | | | |
| Ендопротез/результат | Добрий | Задовільний | Незадовільний | Репротез |
| Традиційний | 87 69 % | 22 17,9 % | 10 7,9 % | 7 5,6 % |
| З порожньою голівкою | 33 94,2 % | 1 2,9 % | 0 0,0 % | 1 2,9 % |

Динамічна модель функціонування кінцівки з різними типами ендопротезів. Для оцінки динамічних ефектів, що виникають при ходьбі людини з ендопротезом і в нормі, проведемо аналіз руху кінцівки у фазі перенесення, скориставшись рівняннями динаміки моделі, розрахункова схема якої наведена на рис. 6.

Зв'яжемо з початком відліку нерухоми систему координат Oxy , а з центром голівки стегнової кістки — рухоми систему координат $O_1\tilde{x}\tilde{y}$. Припустимо, що задано закон руху точки O_1 у вигляді $x = x(t)$, $y = y(t)$.

Зовнішні впливи на елементи кінцівки: G_1, G_2 — вага верхнього й нижнього елемента (ланок 1 і 2 відповідно), прикладені в їхніх центрах мас C_1 і C_2 ; M_1, M_2 — обертальні моменти, прикладені до ланок 1 і 2 відповідно, що є результатом спільної дії всіх м'язів (агоністів та антагоністів). У цій моделі передбачається, що стопа й голіпка рухаються як одне ціле. Ланки моделі вважаємо абсолютно твердими тілами, шарніри — ідеальними.

Нехай L — довжина ланки 1 ($L = O_1O_2$), а L_1 та L_2 — віддалі від центрів шарнірів моделі до центрів мас ланок ($L_1 = O_1C_1$; $L_2 = O_2C_2$). Рівняння руху механічної системи, що відповідає розглянутій моделі кінцівки отримуємо у формі рівнянь Лагранжа 2-го роду.

Кінетична енергія механічної системи T дорівнює сумі кінетичних енергій ланок: $T = T_1 + T_2$. Відповідно до теореми Кьоніга [3] запишемо:

$$T_1 = \frac{1}{2} \frac{G_1}{g} V_{C_1}^2 + \frac{1}{2} J_{C_1} \omega_1^2, \quad T_2 = \frac{1}{2} \frac{G_2}{g} V_{C_2}^2 + \frac{1}{2} J_{C_2} \omega_2^2,$$

де $J_{C_1}, J_{C_2}, V_{C_1}, V_{C_2}, \omega_1, \omega_2$ — центральні моменти інерції, лінійні швидкості центрів мас і кутові швидкості ланок 1 і 2 відповідно; g — пришвидшення вільного падіння.

Використовуючи формулу Ейлера [3], отримуємо:

$$T_1 = \frac{1}{2} \frac{G_1}{g} \left[(\dot{x} - \dot{\phi}_1 L_1 \cos \phi_1)^2 + (\dot{y} + \dot{\phi}_1 L_1 \sin \phi_1)^2 \right] + \frac{1}{2} J_{C_1} \dot{\phi}_1^2; \quad (2)$$

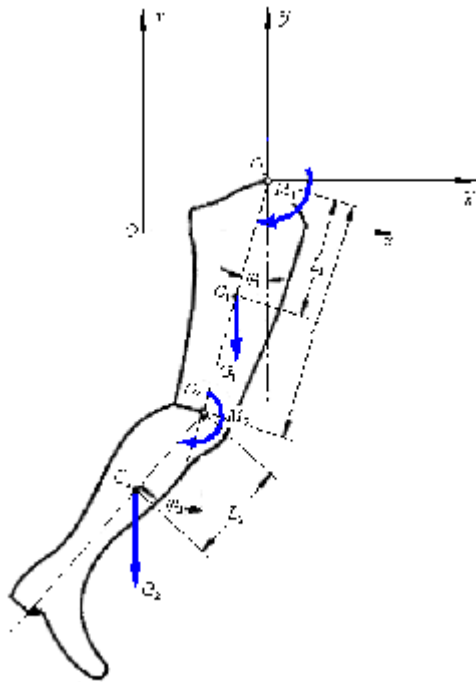


Рис. 6. Розрахункова схема кінцівки на фазі перенесення

$$T_2 = \frac{1}{2} \frac{G_2}{g} (\mathcal{G}_1 L \cos \varphi_1 - \mathcal{G}_2 L_2 \cos \varphi_2)^2 + \frac{1}{2} \frac{G_2}{g} (\mathcal{G}_1 L \sin \varphi_1 + \mathcal{G}_2 L_2 \sin \varphi_2)^2 + \frac{1}{2} J_{C_2} \mathcal{G}_2^2. \quad (3)$$

З огляду на те, що узагальнені сили Q_1 та Q_2 , з врахуванням діючих на механічну систему зовнішніх сил, дорівнюють відповідно:

$$Q_1 = -(G_1 L_1 + G_2 L) \sin \varphi_1 + M_1; \quad (4)$$

$$Q_2 = -G_2 L_2 \sin \varphi_2 + M_2, \quad (5)$$

отримаємо такі рівняння руху у формі Лагранжа:

$$M_1 = (J_1 + m_2 L^2) \frac{d^2 \varphi_1}{dt^2} + m_2 L_2 L \cos(\varphi_1 - \varphi_2) \frac{d^2 \varphi_2}{dt^2} + m_2 L_2 L \sin(\varphi_1 - \varphi_2) \left(\frac{d\varphi_2}{dt} \right)^2 - (m_1 L_1 + m_2 L) \cos \varphi_1 \times \frac{d^2 x}{dt^2} + (m_1 L_1 + m_2 L) \sin \varphi_1 \frac{d^2 y}{dt^2} + g(m_1 L_1 + m_2 L) \sin \varphi_1, \quad (6)$$

$$M_2 = m_2 L_2 L \cos(\varphi_1 - \varphi_2) \frac{d^2 \varphi_1}{dt^2} + J_2 \frac{d^2 \varphi_2}{dt^2} - m_2 L_2 L \sin(\varphi_1 - \varphi_2) \left(\frac{d\varphi_1}{dt} \right)^2 - m_2 L_2 \cos \varphi_2 \frac{d^2 x}{dt^2} + m_2 L_2 \sin \varphi_2 \frac{d^2 y}{dt^2} + g m_2 L_2 \sin \varphi_2, \quad (7)$$

де m_1, m_2 , $J_1 = J_{C_1} + m_1 l_1^2$, $J_2 = J_{C_2} + m_2 l_2^2$ — маси й моменти інерції ланок, зведені до центрів шарнірів моделі O_1 і O_2 відповідно.

Отриманій системі нелінійних диференціальних рівнянь (6), (7) властива невизначеність, яка полягає в тому, що невідомі, потрібні для реального руху кінцівки оберталні моменти M_1 і M_2 . Отже, їхнє визначення можливе лише з врахуванням певних специфічних умов, властивих рухові. Такі умови можна отримати в результаті експериментальних досліджень, або ж на основі деяких евристичних припущень. Наприклад, аналіз результатів експериментів свідчить про наявність кінематичної і динамічної інваріантності при вільних рухах кінцівок не тільки людини, але й інших біологічних об'єктів, що може бути основою для їхніх математичних моделей. Відомі різні підходи до складання й аналізу таких моделей, але всі вони враховують, щонайменше, три важливі аспекти: базова точка кінцівки може переміщатися до цілі по кожній (з нескінченної кількості можливих) траєкторії, що задовольняє геометричним зв'язкам; переміщення по кожній з таких траєкторій може бути розраховано багатьма способами з урахуванням потрібної тривалості руху; кожне положення базової точки на траєкторії може визначатися нескінченною кількістю можливих конфігурацій кінцівки [4].

Так, Т. Flash і N. Hogan для планування траєкторії руху кисті багатоланкової руки запропонували математичну модель критерію мінімального ривка (minimum jerk model) [5]. Аналогічна модель мінімального кутового ривка (minimum angle jerk model) була запропонована D. Rosenbaum з колегами [6]. Основним недоліком цих критеріїв є неможливість врахування динамічних ефектів, властивих рухам кінцівок. Цей недолік, до певної міри, усунутий у запропонованому Y. Uno, M. Kawato та R. Suzuki критерії мінімальної зміни оберталних моментів у з'єднаннях (minimum torque-change model) [7]:

$$K_3 = \frac{1}{2} \int_0^{t_k} \sum_{i=1}^n \left(\frac{dM_i}{dt} \right)^2 dt \Rightarrow \min. \quad (8)$$

Відомо, що, перш ніж обґрунтувати переваги критерію (8) порівняно з іншими, автори зробили багато порівняльних оцінок, у тому числі й з критеріями мінімальних витрат метаболічної енергії, мінімальних оберталних моментів, мінімального часу позиціонування та ін. З'ясувалося, що критерій (8) найточніше відповідає експериментальним даним. Почасті автори висловилися й про його біологічну корисність, що складається в мінімізації спрацювання скелетно-м'язової системи.

Слід зазначити, що й критерій (8) не позбавлений недоліків. Так, наприклад, немає підстав вважати, що сумарна енергія, затрачувана на здійснення рухів ланок, мінімальна, а, отже, можливе протиріччя із загальноприйнятою гіпотезою, якою користуються при оцінці рухів біологічних об'єктів. Однак його безсумнівна перевага полягає в можливості планування траєкторій руху з найменшими інерційними навантаженнями, що важливо, наприклад, при синтезі механічних і біомеханічних об'єктів. Крім цього, використання критерію побічно дає змогу отри-

мати розв'язок зворотньої задачі кінематики біомеханічної системи з надлишковою кількістю ступенів вільності.

Критерій (8) прийнятий надалі для планування оптимальної траєкторії руху умовної точки стопи кінцівки в період одноопорної фази руху та визначення відповідних обертальних моментів M_1 і M_2 .

З урахуванням параметрів моделі задача оптимізації траєкторії зводиться до мінімізації критерію (8) і її можна подати так:

$$K = \frac{1}{2} \int_0^{t_k} F(t, \varphi_1, \varphi_2, \dot{\varphi}_1, \dot{\varphi}_2, \ddot{\varphi}_1, \ddot{\varphi}_2, \ddot{\varphi}_1, \ddot{\varphi}_2) dt \Rightarrow \min, \quad (9)$$

де функція F будується відповідно до рівняннями динаміки керованого руху моделі (6), (7).

Рівняння Ейлера-Пуасона дають потрібні умови екстремуму функціонала (9); достатність може бути перевірена шляхом порівняння результатів оптимізації з експериментальними спостереженнями, які в цьому випадку легко доступні, якщо вважати їх оптимальними. У цій задачі рівняння Ейлера-Пуасона мають вигляд (10) і, з урахуванням (6), (7), перетворюються в систему двох нелінійних диференціальних рівнянь шостого порядку.

$$\begin{aligned} \frac{\partial F}{\partial \varphi_1} - \frac{d}{dt} \frac{\partial F}{\partial \dot{\varphi}_1} + \frac{d^2}{dt^2} \frac{\partial F}{\partial \ddot{\varphi}_1} - \frac{d^3}{dt^3} \frac{\partial F}{\partial \ddot{\varphi}_1} &= 0; \\ \frac{\partial F}{\partial \varphi_2} - \frac{d}{dt} \frac{\partial F}{\partial \dot{\varphi}_2} + \frac{d^2}{dt^2} \frac{\partial F}{\partial \ddot{\varphi}_2} - \frac{d^3}{dt^3} \frac{\partial F}{\partial \ddot{\varphi}_2} &= 0. \end{aligned} \quad (10)$$

Згідно з методикою, викладеною у [8], розв'язки системи (10) отримані чисельно з використанням ортогональних поліномів Якобі $P_n^{(\alpha, \beta)}(x)$, що задовольняють таку умову:

$$\int_{-1}^1 w(x) P_m^{(\alpha, \beta)}(x) P_n^{(\alpha, \beta)}(x) dx = 0, \quad m \neq n,$$

де $w(x) = (1-x)^\alpha (1+x)^\beta$ вагова функція.

Зазначимо, що вказані поліноми автоматично генеруються комп'ютерними програмами Maple, Matlab та ін. Нехай $\alpha = \beta = 6$. Тоді $C_k(x) = \sqrt{w(x)} P_k^{(6,6)}(x)$ задовольняє умови:

$$\begin{aligned} C_k(-1) = C_k(1) = \frac{dC_k(x)}{dx} \Big|_{x=-1} = \frac{dC_k(x)}{dx} \Big|_{x=1} &= \\ = \frac{d^2 C_k(x)}{dx^2} \Big|_{x=-1} = \frac{d^2 C_k(x)}{dx^2} \Big|_{x=1} &= 0. \end{aligned} \quad (11)$$

Зробивши заміну змінної $t = (x+1)/2$, отримаємо

$$C_k^*(t) = 64t^3 (1-t)^3 P_k^{*(6,6)}(t). \quad (12)$$

Поліноми (12), їх перші й другі похідні подібно до (11) згортаються в 0 при $t=0$ і $t=1$. Використовуючи цю властивість, розв'язок системи (10) подамо у вигляді

$$\varphi_i = \sum_{j=0}^5 b_{ij} t^j + \sum_{k=0}^K a_{ik} C_k^*(t), \quad (13)$$

де $i=1,2$ — номер ланки моделі; a_{ik} — невизначені коефіцієнти; b_{ij} — коефіцієнти, обумовлені з урахуванням граничних умов задачі; t — поточний час; K — степінь полінома Якобі. Число K визначає точність задачі, а, отже, і її розмірність.

За потреби отримати інші відрізки часу, що визначають середню швидкість руху ланок моделі від точки до точки, заміна змінної здійснюється за формулою $t = (x+1)/d_{t_k}$, де d_{t_k} — число, яке вибираємо залежно від t_k — часу руху. Зрозуміло, що при цьому поліном (12) набуває іншого вигляду.

Після дискретизації відрізка часу $t \in [0,1]$, розбиття його на K рівних частин, для кожного значення t_k обчислені значення лівих частин рівнянь системи (10) з урахуванням підставлення в них поліномів (13). У такий спосіб отримана система $2(K+1)$ трансцендентних рівнянь з $2(K+1)$ невідомими a_{ik} ($i=1,2; k=0..K$). Встановлено, що зі збільшенням степеня полінома (13) його коефіцієнти швидко зменшуються зі збільшенням відповідного степеня t і вже поліноми дев'ятого степеня відображають розв'язок задачі, що практично не відрізняється від розв'язку у вигляді поліномів 50-го степеня. Ілюстрації розв'язків задачі, подані нижче, отримані саме з використанням поліномів дев'ятого степеня.

У статті [9] зазначено, що на підставі численного статистичного матеріалу можуть бути прийняті параметри ланок моделі, що відповідають антропометричним параметрам нижньої кінцівки людини:

$$\begin{aligned} G_1 &= (0,125 \pm 0,014)G; \quad G_2 = (0,061 \pm 0,010)G; \\ L_1 &= (0,387 \pm 0,032)L; \quad L_2 = (0,490 \pm 0,022)L_{20}; \\ L_{20} &= (1,100 \pm 0,022)L, \end{aligned}$$

де G — загальна вага людини; L_{20} — повна довжина нижнього елемента кінцівки.

Прийнявши масу людини $m = 80$ кг, довжину стегна $L = 0,54$ м, отримаємо деякі усереднені параметри розглянутої моделі, прийняті при розрахунках. Значення параметрів, що відповідають природній кінцівці й відновленій шляхом імплантації ендопротеза з порожньою голівкою, наведені в табл. 2. Параметри, що відповідають кінцівці з імплантованим ендопротезом традиційної конструкції, приймалися з урахуванням того, що центр мас стегна зміщується вгору відносно природного на величину рівну $\Delta = 0,01$ м при масі суцільної голівки ендопротеза $m_g = 0,4$ кг.

Розв'язки отримані в системі Maple для різних середніх швидкостей руху. Граничні умови визначалися відповідно до можливих положень елементів кінцівки на фазі перенесення на початку й наприкінці кроку.

Ілюстрації розв'язків, як приклад, наведені для різних значень відрізків часу руху кінцівки t_k на фазі перенесення і таких граничних умов:

$$\begin{aligned} \varphi_1(0) &= -65^\circ; & \varphi_2(0) &= -115^\circ; & \varphi_1(t_k) &= -80^\circ; \\ \varphi_2(t_k) &= -90^\circ; & \dot{\varphi}_1(0) &= \dot{\varphi}_2(0) = \dot{\varphi}_1(t_k) = \dot{\varphi}_2(t_k) &= 0; \\ \ddot{\varphi}_1(0) &= \ddot{\varphi}_2(0) = \ddot{\varphi}_1(t_k) = \ddot{\varphi}_2(t_k) &= 0. \end{aligned}$$

Таблиця 2

Значення параметрів моделі

| Параметр | Значення параметра | |
|---------------------------------------|---------------------|----------------------|
| | Ланка 1 (стегно) | Ланка 2 (гомілка) |
| m , кг | 10,50 | 4,88 |
| J_i , кг·м ² , $i = 1,2$ | 0,242 | 0,142 |
| L_i , м, $i = 1,2$ | 0,21 | 0,29 |
| L , м | 0,54 | 0,59 |

Досліджувалися також рухи кінцівки при виконанні елементарних операцій у випадках, коли тіло перебувало в стані спокою.

На рис. 7 подані графіки зміни узагальнених координат: φ_1 (рис. 7,а), φ_2 (рис. 7,б) і обертальних моментів у шарнірах ланок моделі: M_1 (рис. 7,в), M_2 (рис. 7,г). Послідовні положення елементів кінцівки й відповідні їм траєкторії опорної точки $y_k = y_k(t)$; $x_k = x_k(t)$ для різних відрізків часу t_k при русі з різними швидкостями V_0 зображені на рис. 8. Поєднання t_k і V_0 дали можливість досліджувати рух кінцівки на фазі перенесення з різними за величиною кроками, а також оцінити вплив швидкості на динаміку руху. Аналізувалися розв'язки, отримані при середніх швидкостях $V_0 = 0,5; 1,0; 1,5$ м/с і часові руху $t_k = 0,125; 0,5; 1,0$ с. Крім цього, було враховано, що центр обертання стегна в процесі руху кінцівки на фазі перенесення описує криву, близьку до синусоїди з частотою $\omega = \pi/t_k$.

Аналіз отриманих розв'язків засвідчив, що оптимальні, з погляду критерію (8), рухи елементів кінцівки на фазі перенесення характеризуються різними кінематичними й динамічними характеристиками, що істотно змінюються залежно від часу кроку (див. рис. 7). У той же час істотних змін цих характеристик при зміні середніх швидкостей руху не спостерігається.

Встановлено, що характеристики руху змінюються залежно від параметрів ланок моделі кінцівки відповідно для моделей з ендопротезами традиційних конструкцій і з порожньою голівкою. Найпомітніша ця зміна при відносно великому часі кроку, але в цілому спостерігається при всіх досліджених значеннях t_k (див. рис. 7). При цьому слід зазначити, що обертальні моменти в з'єднанні стегна й гомілки (у шарнірі, що з'єднує ланки 1 і 2) практично не залежать від зміни маси стегна при імплантації ендопротезів традиційних конструкцій із суцільною голівкою (криві, отримані при різних значеннях параметрів і подані на рис. 7,г практично зливаються).

Траєкторії базової опорної точки кінцівки, отримані при різних поєднаннях t_k і V_0 за прийнятих значень параметрів і граничних умовах руху характеризуються подібністю (див. рис. 8,а,б). Крім цього, їх аналіз дає змогу припустити, що протягом певного відрізка часу руху кінцівки (наприкінці фази перенесення) близькі до балістичних і здійснюються, в основному, за рахунок перенесення корпусу моделі.

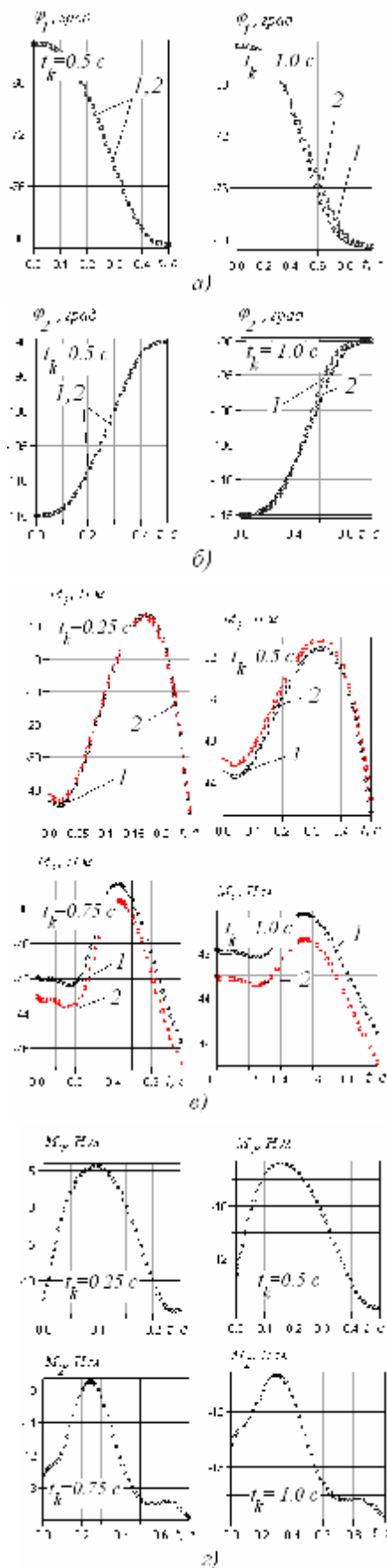


Рис. 7. Графіки зміни кінематичних і динамічних параметрів руху моделі кінцівки з різними конструкціями ендопротезів: 1 — ендопротез із порожньою голівкою; 2 — ендопротез традиційної конструкції

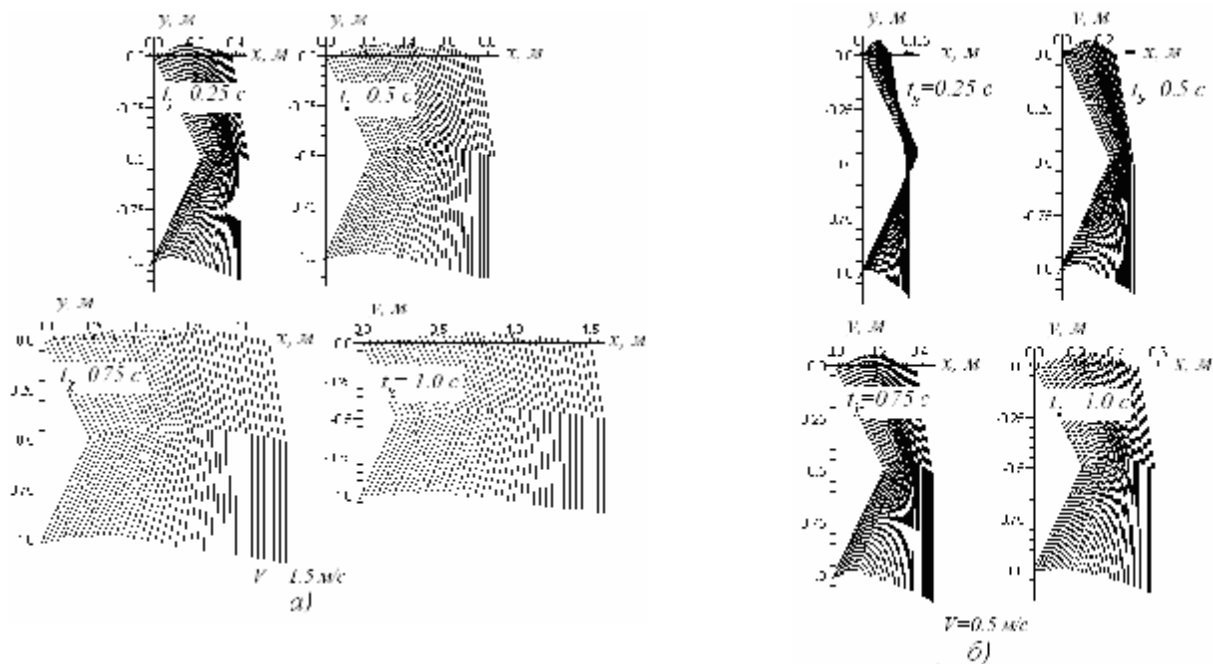


Рис. 8. Траєкторії руху опорної точки кінцівки при різних швидкостях і часі руху: а — $V=1,5$; б — $V=0,5$ м/с

Наведені вище оцінки функціонування нижньої кінцівки людини з імплантованими ендопротезами різних конструкцій є наближеними, бо отримані на основі моделі, що відповідає гіпотетичному критерію (8). Крім цього, у прийнятій моделі не враховуються деякі ефекти, властиві оперованій кінцівці, зокрема, можлива зміна довжини стегна при імплантації ендопротеза. Така ситуація цілком реальна, бо всі ендопротези поставляються у вигляді комплекту з дискретним рядом розмірів голівок і довжин шийок, а у процесі операції вибираються для кожного пацієнта індивідуально.

Проте, траєкторії руху ланок моделі цілком відповідають реальним рухам кінцівки на фазі перенесення, що може бути досить просто перевірено кінометрією руху, що задовольняє прийняті при аналізі граничні умови. Такі траєкторії реалізуються за дії на ланки обертальних моментів у з'єднаннях, що задовольняють критерій (8). Якщо врахувати, що при виборі стратегії руху людина може використати різні критерії якості, то одним з них може бути і критерій (8). Слід також зазначити, що отримані результати багато в чому відповідають отриманим раніше іншими дослідниками [10, 11 та ін.]. Таким чином, можна вважати, що прийнята модель цілком адекватно відтворює функціонування реальної кінцівки.

Висновки. 1. Імплантація ендопротеза традиційної конструкції із суцільною голівкою сприяє перерозподілу сил у м'язах кінцівки та зміні умов опори кінцівки на підставу, що може з часом призвести до варусних або вальгусних скривлень.

2. Навіть при незначній зміні положення центра мас стегна відносно природного при імплантації ендопротеза із суцільною голівкою змінюються кінематичні й динамічні характеристики руху кінцівки. Особливо це помітно при відносно повільних рухах і характерно для кроків різної довжини. Нерівномірність роботи м'язів оперованої

і неоперованої кінцівок у процесі реабілітації може стати нормою і в перспективі призвести до кульгавості пацієнтів та погіршення якості їхнього життя.

3. Використання ендопротеза з порожньою голівкою для реабілітації хворих з порушеннями функцій тазостегнового суглоба дає змогу виключити перерозподіл маси стегна після його імплантації.

4. Скінченноелементний аналіз і лабораторні випробування ендопротеза свідчать про його достатню міцність і твердість при товщині стінки голівки $\delta = 3$ мм. Технологічно можуть бути отримані голівки з товщиною стінки меншою, ніж 3 мм, однак їхні випробування не проводилися. При розробленні програми таких випробувань варто враховувати інтенсивність їхнього спрацювання й можливість втрати стійкості.

4. Результати клінічних випробувань ендопротезів з порожньою голівкою свідчать про їхню якість і підвищену надійність у короткотерміновий період (2004 — 2007 р.р.) порівняно з подібними однополусними ендопротезами традиційних конструкцій.

Література

1. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека. — Рига: Зинатне, 1975. — 324 с.
2. Патент 62786А України, МПК⁷ А 61 F 2/32. Однополусный эндопротез тазостегнового суглоба / М.І. Калінін, В.І. Пахалюк, О.М. Поляков, Г.Д. Олиниченко. — №2003054917; Заявл. 29.05.03; Опубл. 15.12.03. Бюлл. №12 // Промислова власність. — 2003.
3. Лур'є А.И. Аналитическая механика. — М.: Наука, 1961. — 824 с.
4. Engelbrecht S.E. Minimum Principles in Motor Control // Journal of Mathematical Psychology. — 2001. — V.45. — P. 497—542.

5. *Flash T*. The coordination of arm movements; an experimentally confirmed mathematical model // *Journal of Neuroscience*. — 1985. — Vol. 5. — P.1688—1703.

6. *Planning* reaches by evaluating stored posture / D.A. Rosenbaum, L.D.Loukopoulos, R.G.Meulenbrok, J.Vaughan, S.E.Engelbrecht // *Psychological Review*. —1995. — Vol. 102. — P. 28—67.

7. *Formation* and control of optimal trajectory in human arm movement — minimum torque-change model / Y. Uno, M. Kawato, R. Suzuki // *Biological Cybernetics*. — 1989. — Vol. 61. — P. 89—101.

8. *Quantitative* examination for multi joint arm trajectory planning — using a robust calculation algorithm of the minimum commanded torque / Y.Wada, Y.Kaneko, E.Nakano, R.Osu, M.Kawato // *Neural networks*. — 2001. — Vol. 14. — P. 381—393.

9. *Морейнис I.Ш.* Биомеханические исследования исследования некоторых элементов ходьбы на протезе // АН СРСР. Тр. семинара с теории машин и механизмов. — 1960. — Т. 25. — Вып. 81 — 82. — С. 110—131.

10. *Self-organized* control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment / G. Taga, Y.Yamaguchi,

H. Shimizu // *Biological Cybernetics*. — 1991. — Vol. 65. — P. 147—159.

11. *Simulations* and optimizations of gait for a bipedal robot / P.H. Channon, S.H. Hopkins, D.T. Pham // *Math. Comp. Modelling*. — 1990. — Vol. 14. — P. 463—467.

Отримана 15.02.08

M. Kolesova, O. Poliakov, M. Kalinin

Comparative estimation of functioning of lower extremity timber-toe by different constructions endoprothesis hip joint

Sevastopol National Technical University, Sevastopol

Within the limits of a state budgetary theme "Endart" the original design of unipolar endoprothesis of a hip joint with a hollow head is developed and patented. Advantages of use of the given design in comparison with traditional are shown at walking of the person. With the purpose of their estimation the mathematical model of functioning of a human leg is developed at movement of its elements in the sagittal plane, based on use of minimum torque change criterion. The results showing distinctions in dynamics of leg at installation of various of endoprothesis types that testifies to advantages described above a design from the medical point of view are received.

21 01 01 0030

1-а Міжнародна науково-технічна конференція

ТЕОРІЯ ТА ПРАКТИКА РАЦІОНАЛЬНОГО ПРОЕКТУВАННЯ, ВИГОТОВЛЕННЯ І ЕКСПЛУАТАЦІЇ МАШИНОБУДІВНИХ КОНСТРУКЦІЙ

Мінісимпозіуми:

„Проблеми проектування, ресурсу та безпеки експлуатації конструкцій, споруд і машин”

„Стан і перспективи впровадження комп’ютерно-інтегрованого
виробництва у машинобудуванні”

22 — 24 жовтня 2008 р.

м. Львів, Україна

Тематика конференції:

1. Конкурентоспроможність продукції машинобудування України в умовах глобалізації.

2. Автоматизація проектування, підготовки і управління виробництвом.

3. Моделювання механічних систем.

4. Структурно-параметричний синтез і оптимізація машинобудівних конструкцій.

5. Теорія машин і механізмів.

6. Динаміка та міцність машин.

7. Теорія коливань і захист від вібрацій.

8. Матеріалознавство.

9. Трибологія.

10. Механіка руйнування матеріалів та міцність конструкцій.

11. Новітні технології у машинобудуванні.

12. Проектування і технологія виготовлення зварних конструкцій.

13. Діагностика та прогнозування залишкового ресурсу конструкцій та споруд тривалої експлуатації.

14. Проблеми якості та контролю в машинобудуванні.

Адреса для кореспондування:

Кіндрацькому Б. І.

А/с 6758, м. Львів, 79058, Україна

E-mail: me@in.lviv.ua

<http://znc.com.ua/ukr/conf/index.php>

Тел.: 38 (032) 258-23-81; 38 (032) 231-92-99;

(38) 0679998734