

ПАРАМЕТРИ НАДІЙНОСТІ БІОМЕХАНІЧНИХ СИСТЕМ З УШКОДЖЕНИМИ КІСТКАМИ ЛЮДИНИ

Методологічну основу параметрів, що характеризують надійність біомеханічних систем з ушкодженими кістками людини визначено на основі фундаментальних положень механіки твердого деформівного тіла, біомеханічних даних фізичних експериментів та комп'ютерної томографії.

Ключові слова: біомеханічна система, кістки, міцність, надійність

Вступ

Розробка нових типів оперативних втручань призводить до того, що біомеханічні системи (БС) для кісток кінцівок та щелепи людини з пошкодженнями мають унікальні конструкційні характеристики лікувальних пристроїв, що визначаються особливостями клінічної ситуації у конкретного хворого.

Більшість методів дослідження міцності БС [1-3] базується на ідеї імітаційного моделювання, що здебільшого використовують математичні (аналітичні, комп'ютерні) моделі, так і експериментального напрямку, що застосовують предметні (фізичні) моделі в натурних випробовуваннях. Прогрес інформаційних технологій зумовив появу нового напрямку – комп'ютерного моделювання, що якісно змінило методологію досліджень міцності та оцінки надійності БС. Сучасні комп'ютерні технології дозволяють створювати моделі БС надзвичайної складності з високим ступенем деталізації та забезпечити високу точність розрахунків [3].

Розрахунки надійності і довговічності БС в заданих умовах функціонального силового навантаження у даний час в медичній практиці, як правило, не застосовуються. Тут наявні лише окремі види таких досліджень [4-6], що представляють по суті розрізнені етапи комплексних рішень. Таке положення пояснюється надзвичайною складністю дослідження параметрів біомеханічного стану БС, що змінюються у часі та прогнозування довговічності кожного її елементу.

Мета роботи – дослідження методів комп'ютерного контролю параметрів надійності біомеханічних систем з ушкодженими кістками кінцівок, щелепи, суглобів людини та елементами конструкцій неорганічного походження (фіксуєчі пластини і арматура з'єднань, імплантати, протези), що використовуються для відновлення їх функціональності.

Матеріали і методи досліджень

Структура кістки визначається не лише біологічними чинниками, але й суттєво залежить від умов силового навантаження, в яких вона перебуває. Цей вплив відображено в законі Юліуса Вольфа (1892), згідно якого кісткова тканина здатна адаптуватися до умов зовнішнього силового навантаження: форма і структурна організація кісток трансформується залежно від величин напружень і деформацій, що виникають в кістці.

До основних чинників, що визначають пошкодження кісток та суглобів людини, можна віднести: переломи від надмірного статичного або періодичного навантаження, втрата механічної міцності біологічних тканин внаслідок тривалого ненавантаження або з природних причин (старіння, неправильне зростання кісток), недостатньої зволоженості та мінералізації кісток, вивихів в суглобах.

Повну або часткову втрату функціональності кінцівок людини, щелепи або суглобів визначають за показниками ступеня пошкодження біологічних тканин. За аналізом вихідних характеристик тіла кістки можна встановити повну втрату її несівної спроможності, – переломи або пародонтоз кісток, незворотні деформації хрящів, розриви зв'язок суглобів та інші або часткову, – фактичні зміни за віком біофізичних та механічних властивостей матеріалу (щільність, електричний опір, міцність, пружність). Вихідні характеристики пошкодження тіла кісток при повній втраті їх несівної спроможності являються детермінованими величинами, а при часткових ступенях пошкодження випадковими величинами.

Інформація про вид пошкодження кісток біологічних об'єктів слугує основою для подальшого відтворення їх функціональності у вигляді БС.

Конструкції неорганічного походження різної форми, що застосовуються для ліквідації даного типу пошкодження [3, 5, 7], мають іншу порівняно з біологічними тканинами структуру і фізико-механічні властивості матеріалу. Встановлення таких конструкцій здатне значною мірою спотворювати природний розподіл напружень і деформацій в кісткових тканинах, що нерідко призводить до негативних клінічних наслідків.

Матеріали таких конструкцій, сплави титану (Grade 4, 5), цирконію (ZrO_2) та композити, повинні мати необхідну механічну міцність та забезпечити біосумісність фізичних властивостей і необхідну функціональність БС (пружність, жорсткість, міцність, надійність).

Основними силовими факторами, що діють на БС являються сили скорочення м'язів, сили гравітаційного тяжіння та сили інерції. Функціональні навантаження визначеного типу БС представлені силами скорочення м'язів, які необхідні для виконання функцій згинання, розгинання, жування, фіксації, тощо в процесі життєдіяльності людини.

Результати та обговорення

В процесі життєдіяльності структурні елементи БС зазнають різноманітних змін силових навантажень, причому їх режими змінюються від статичних (функціональні навантаження) до квазістатичних (при наявності компресійних пластин лікувальних пристроїв, ортодонтичної апаратури, компресійно-дистракційних апаратів, тощо). Кісткова тканина та матеріали штучного походження у БС при змінах швидкостей деформування поведуть себе по-різному. При функціональних навантаженнях БС, що відбуваються в секундних інтервалах часу, тут мають місце домінуючі пружні деформації. У БС, що перевищують хвилинний діапазон часу силового навантаження механічні характеристики головним чином пов'язані із вираженими в'язко-пружними властивостями кісток та пружними властивостями матеріалів лікувальних пристроїв.

Фізико-механічні характеристики та граничні величини міцності та кісток та матеріалів штучного походження (границі міцності та втоми для металів), що визначають біомеханічний стан структурних елементів БС частково встановлені та опубліковані в роботах, наприклад [1, 3, 8]. Проте у загальному випадку для кожного типу кістки їх величини представляють систему з випадковими міцністними характеристиками, що залежать від просторової орієнтації та біомеханічного стану дослідних взірців.

Основні поняття предметної області теорії надійності («дефект», «пошкодження», «руйнування», «відмова» і т.д.) характеризують різні стани технічних систем. Кожне поняття може бути розгорнуте в дерево більш конкретних станів, що визначають втрату працездатності БС [1-5].

Критерії надійності складної БС на практиці звичайно представляють собою деяку комбінацію показників для її компонентів та методику їх розрахунку. Застосування теорії параметричної

надійності [9] для БС можливе при використанні гіпотез про те, що умови функціональних навантажень тут є відносно однорідні та піддаються відтворенню. Відмову тут трактують як вихід параметрів надійності об'єктів за встановлені межі у просторі заданих функцій, що характеризують умови їх функціональності.

У відмінності від багатьох технічних систем втрата надійності у БС з пошкодженнями, що пов'язані з повною втратою несівної спроможності, проявляється в ситуаціях, коли такий об'єкт може експлуатуватись до першої відмови, що ототожнюється з її граничним станом. Власивість БС виконувати задані функції на протязі визначеного відрізка часу або напрацювання (години, кількість циклів напрацювання) охарактеризуємо терміном міцнісна надійність.

Основна задача міцнісної надійності для БС з пошкодженнями визначеного типу складається з оцінки надійності системи за розрахунковими показниками міцності та ресурсу працездатності для її окремих елементів упродовж життєвого циклу. Практичне застосування тут має ймовірнісна модель Вейбула [9], що заснована на концепції «найбільш слабкої ланки» для моделі руйнування твердого деформівного тіла. За аналогією граничний стан сполучених деформівних елементів БС, що мають пошкодження тіл з біологічними матеріалами та лікувальні пристрої без ушкоджень при функціональних навантаженнях можна ототожнити з граничним станом ланцюжка, ресурс працездатності якого визначається найменш слабкою ланкою в просторі заданих функцій параметричної надійності.

Застосування розробленого в середині 50-х років ХХ століття методу граничних станів дозволяє врахувати специфіку роботи різних конструкцій БС і фактичну мінливість механічних властивостей матеріалів, тобто дає можливість вимірювання параметрів міцнісної надійності сполучених елементів конструкцій, що становлять єдине ціле. Цей метод в першому наближенні оцінки міцнісної надійності БС може спиратися на статистичне визначення величин її силових навантажень, механічних властивостей суцільних середовищ для заданих типів деформування матеріалів. Загальну умову неперевищення граничного стану БС може бути представлено у вигляді

$$\psi(F_p, R_p, \gamma_a, c) > 0, \quad (1)$$

У співвідношенні (1) введені позначення: F_p — розрахункове значення величин навантаження, F_n — нормативне значення величин навантаження, γ_f — коефіцієнт надійності по наван-

таженням; $R_p = R_n / \gamma_m$ – розрахункове значення величин опору матеріалу, R_n – нормативне значення опору матеріалу, γ_m – коефіцієнт надійності по матеріалу; γ_a – коефіцієнт надійності за точністю проведення розрахунків; c – постійні, що включають попередньо вибрані розрахункові обмеження, що задаються для деяких видів граничних станів БС, що визначають допустимі прогини, кути повороту або деформації біологічних тіл без пошкоджень.

Умова (1) визначає межу області допустимих станів надійної працездатності конструкцій БС. Фактори, що входять в цю умову можна умовно розділити на дві групи, що залежать від оцінки параметрів міцності та жорсткості конструкцій БС при силових навантаженнях

$$\begin{cases} \psi_q(F_p, \gamma_a) < \psi_r(R_p) \\ \psi(F_p, R_p, \gamma_a) < c. \end{cases}$$

Резерв міцності S деформівних сполучених тіл при навантаженні БС може бути визначений з умови неперевикнення межі області допустимих станів

$$S = R - F > 0,$$

де F – узагальнений параметр зовнішнього навантаження, найбільше значення зусилля (або напруження) в конструкції, (тобто задача визначення напруженого стану передбачається вирішеною); R – узагальнена міцність, несуча здатність (виражена в тих же одиницях, що і параметр F) та відповідає граничному стану конструкції за відомими величинами межі міцності, текучості, пружності.

При будь-яких законах розподілу випадкових величин R і F математичне очікування і дисперсія резерву міцності S може бути визначена як

$$\langle S \rangle = \langle R \rangle - \langle F \rangle; \sigma(S) = \sqrt{\sigma^2(R) + \sigma^2(F)}.$$

Для функції нормального розподілу резерву міцності S ймовірність втрати міцнісної надійності представлена виразом:

$$Q = Q(S < 0) = P_s(0) = \frac{1}{\sigma(S)\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^0 \exp\left[-\frac{(S - \langle S \rangle)^2}{2\sigma^2(S)}\right] dS.$$

Висновки

1. Визначено методологічну основу параметрів, що характеризують функціональність та надійність біомеханічних систем з ушкодженими кістками людини.

2. Наведено аналітичну оцінку ймовірності втрати надійності біомеханічних систем за умовою неперевикнення межі допустимих станів резерву міцності матеріалів.

Література

1. Мандзюк Т. Обзор проблемы компьютерного моделирования биомеханических систем у стоматологии. / Т. Мандзюк, В. Вовк // – Вісник Львів, Ун-ту, – 2008, вип. 14. С.105-122.
2. Kazemi M. Recent Advances in Computational Mechanics of the Human Knee Joint. / M.Kazemi, Y.Dabiri, L.P.Li. // – Computational and Mathematical Methods in Medicine. Vol. 2013.
3. Маланчук В.О., Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії. / В.О. Маланчук, М.Г. Кришук, А.В. Копчак. // – К.: Видавничий дім «Асканія», 2013. – 231с.
4. Кришук М.Г. Оцінка адекватності імітаційної моделі напружено-деформованого стану сегмента кінцівки з фіксацією перелому стержневим апаратом зовнішньої фіксації. / М.Г. Кришук, М.С. Шидловський, А.М. Лакша, В.О. Єщенко // Вісник НТУУ КПІ «Машинобудування», 2011 р. випуск 61 – С.76-80.
5. Бушманов А.В.. Проектирование фиксирующих устройств в травматологии на основе CAD/CAE/CAM-технологий. / Медицинская информатика. 2008, №1(15), С. 74-80.
6. Kayabasi O. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. / Oguz Kayabasi, Emir Yuzbasıoglu, Fehmi Erzincanli // – Advances in Engineering Software. – 2006, No. 37, С. 649–658.
7. Леоненко П.В. Скінчено-елементний аналіз імітаційної трьохвимірної моделі біомеханічної системи «кісткова тканина – дентальний імплантат – супраконструкція». / П.В. Леоненко, В.О. Єщенко. // – Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут». Серія машинобудування. – 2012. – №65. – С. 105-109.
8. Schwartz-Dabney C.L. Variations in Cortical Material Properties Throughout the Human Dentate Mandible. / C.L. Schwartz-Dabney, P.C. Dechow // – American journal of physical anthropology. – 2003, С. 252–277.
9. Болотин В. В. Прогнозирование ресурса машин и конструкций. М.: Машиностроение, 1984. – 312 с.

Кришук Н.Г.¹, Копчак А.В.², Єщенко В.О.¹

¹ НТУУ «Киевский политехнический институт», Украина

² Национальный медицинский университет им. О.О. Богомольца, Украина

Параметры надежности биомеханических систем с поврежденными костями человека

Методологическая основа параметров, характеризующих надежность биомеханических систем с поврежденными костями человека определена на основе фундаментальных положений механики твердого деформируемого тела, биомеханических данных физических экспериментов и компьютерной томографии.

Ключевые слова: биомеханическая система, кости, прочность, надежность

Kryshchuk M.G.¹, Kopchak A.V.², Ieshchenko V.A.¹

¹ NTUU "Kyiv Polytechnic Institute", Ukraine

² National Medical University named after A.A.Bogomolets, Ukraine

Reliability parameters of biomechanical systems with damaged human bones

Methodological basis of parameters that characterize the reliability of biomechanical systems with damaged human bones identified on the basis of the fundamental provisions of the mechanics of solid deformable body biomechanical, data of physical experiments and computer tomography.

Keywords: biomechanical system, bone, strength, reliability