

МОДЕЛЮВАННЯ ХОДИ ЛЮДИНИ З ЕЛЕКТРОМЕХАНІЧНИМ ЕКСОСКЕЛЕТОМ

Мирослав Демидюк, Богдан Литвин

Інститут прикладних проблем механіки і математики ім. Я.С.Підстригача

Вступ. Досліджуємо задачу математичного моделювання ходи людини з активно керованим електромеханічним екзоскелетом. Екзоскелет – це спеціальний ортопедичний пристрій, одним із призначень якого є відновлення локомоторних функцій людини (наприклад, при пониженому тонусі м'язів ніг) [1]. При паралічі нижніх кінцівок активно керований екзоскелет (наприклад, екзоскелет ReWalk фірми ARGO Medical Technologies, Ізраїль) дає можливість людині стати на ноги та ходити, опираючись на палки для підтримання рівноваги [2]. Також у разі пошкоджених суглобів ніг саме екзоскелет може бути альтернативою хірургічному ендопротезуванню, яке часто є протипоказаним людям з ослабленим здоров'ям [3].

Схематично екзоскелет складається із корсета і пари шарнірно зв'язаних з ним триланкових шарнірних важелів. Корсет закріплюють на корпусі людини, ланки важелів послідовно фіксують на стегні, гомілці та стопі. Під час ходи людини екзоскелет синхронно повторює рух нижніх кінцівок. Керування екзоскелетом відбувається у шарнірах за допомогою електромеханічних приводів, до складу яких входить електродвигун та редуктор.

Задачі математичного моделювання ходи людини з екзоскелетом вивчали у низці праць, зокрема, [4–7]. У статті [4] наведено огляд екзоскелетів з активними та пасивними приводами (пружини, демпфери), описано підходи до реабілітації пацієнтів. У [5] проведено цикл експериментальних досліджень ходи людини з пасивним екзоскелетом, у результаті яких зроблено висновок, що під час ходи з екзоскелетом енерговитрати зростають на 10% порівняно зі звичайною ходьбою, хода з екзоскелетом без приводів приводить до зростання енерговитрат на 23%. Деякі підходи до моделювання ходи людини з екзоскелетом розглянуто у праці [6]. Тут наведено біомеханічні вимоги до ходи, описано кінематичні і динамічні параметри ходи та структуру приводів екзоскелета. Також тут досліджено екзоскелет з пасивними приводами, які змодельовано пружинами Бельвілля з різними характеристиками на фазах ходи. У статті [7] розглядають ходу людини з екзоскелетом з пасивними приводами, які представляють невагомими пружинами з кусково-постійною жорсткістю. Ходу моделюють на проміжку подвійного кроку, де враховують основні “природні” фази руху стоп. Запропоновано алгоритм розрахунку таких параметрів пасивних приводів, які мінімізують м'язові сили (у межах квадратичного функціоналу) за накладених кінематичних та динамічних обмежень. В основі алгоритму лежать енергетично-оптимізаційний підхід до моделювання ходи людини (як у „нормі”, так й з різними ортопедичними пристроями) та методика параметричної оптимізації [8–11].

Описані нижче дослідження є подальшим розвитком методики, наведеної в [7]. Метою цих досліджень є побудова математичної моделі ходи людини з активно керованим електромеханічним екзоскелетом та розробка алгоритму

розрахунку керувань (електричної напруги) приводів екзоскелета за умови антропоморфності руху всієї біотехнічної системи.

Математична модель ходи людини з екзоскелетом. Розглядаємо ходу

людини з екзоскелетом по нерухомій горизонтальній поверхні [7]. Обмежимо дослідженням її руху у вертикальній (сагітальній) площині OXY (рис.1). Опорно-руховий апарат людини представляємо плоскою системою дев'яти твердих тіл. Тіло NG моделює корпус людини, тіла NK_i , K_iA_i , $A_iH_iM_i$, M_iS_i – відповідно стегно, гомілку та дволанкову стопу i -ої ноги; тіла зв'язані між собою циліндричними шарнірами N , K_i , A_i , M_i , $i = 1, 2$. Екзоскелет моделюємо двома шарнірними триланковиками, ланки яких послідовно закріплені на стегні, гомілці та стопі відповідної ноги. Осі шарнірів екзоскелета співпадають з осями відповідних шарнірів опорно-рухового апарату. Біля k -го шарніра екзоскелета розміщено електромеханічний привід Π_k , який складається із електродвигуна (постійного струму з незалежним збудженням), регулятора обертів та редуктора, $k = 1, 6$. Приводи $\Pi_i, \Pi_{i+2}, \Pi_{i+4}$ відповідають шарнірам N, K_i, A_i , $i = 1, 2$. Всі шарніри вважаємо ідеальними, стопу $A_iH_iM_i$ – безінерційною, а її масу зосередженою у шарнірі A_i , $i = 1, 2$. Інерційні властивості ланок екзоскелета враховуємо у характеристиках відповідних сегментів опорно-рухового апарату. Моментами інерції роторів двигунів (відносно осі власного обертання) нехтуємо, вважаючи їх малими.

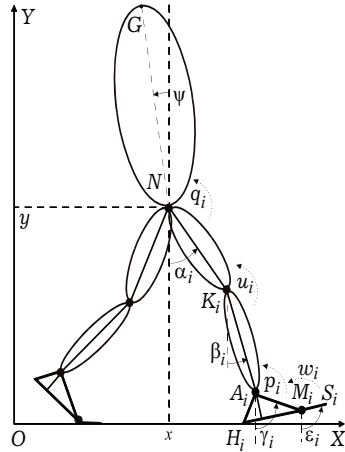


Рис. 1

розміщено електромеханічний привід Π_k , який складається із електродвигуна (постійного струму з незалежним збудженням), регулятора обертів та редуктора, $k = 1, 6$. Приводи $\Pi_i, \Pi_{i+2}, \Pi_{i+4}$ відповідають шарнірам N, K_i, A_i , $i = 1, 2$. Всі шарніри вважаємо ідеальними, стопу $A_iH_iM_i$ – безінерційною, а її масу зосередженою у шарнірі A_i , $i = 1, 2$. Інерційні властивості ланок екзоскелета враховуємо у характеристиках відповідних сегментів опорно-рухового апарату. Моментами інерції роторів двигунів (відносно осі власного обертання) нехтуємо, вважаючи їх малими.

Рух досліджуваної механічної моделі відбувається внаслідок взаємодії моментів м'язових сил q_i, u_i, p_i, w_i , прикладених у шарнірах N, K_i, A_i, M_i відповідно, моментів електромагнітних сил f_k^e , $k = \overline{1, 6}$, які генеруються електродвигунами екзоскелета (приведені до осей відповідних шарнірів системи), а також сил реакцій опорної поверхні R_i та сили тяжіння, $i = 1, 2$.

Рівняння руху біотехнічної системи запишемо у такому вигляді:

$$\mathbf{A}(\xi)\ddot{\xi} + \mathbf{B}(\xi)\mathbf{b}(\dot{\xi}) + \mathbf{g}(\xi) = \mathbf{C}(\xi)(\mathbf{f}^m + \mathbf{f}^e), \quad (1)$$

$$\mathbf{S}(\xi, x_{R1}, x_{R2})(\mathbf{f}^m + \mathbf{f}^e) = 0, \quad (2)$$

де позначено: $\xi = (x, y, \psi, \alpha_1, \alpha_2, \beta_1, \beta_2, \gamma_1, \gamma_2, \varepsilon_1, \varepsilon_2)$ – вектор узагальнених координат системи, (x, y) – координати точки N в інерційній системі відліку OXY , $\psi, \alpha_i, \beta_i, \gamma_i, \varepsilon_i$ – кути відхилення ланок $NG, NK_i, K_iA_i, A_iH_iM_i, M_iS_i$ від вертикал, $\mathbf{f}^m = (q_1, q_2, u_1, u_2, p_1, p_2, w_1, w_2, R_{1x}, R_{1y}, R_{2x}, R_{2y})$ – вектор м'язових сил, R_{ix}, R_{iy}, x_{Ri} – координати вектора \mathbf{R}_i у системі відліку OXY та абсциса точки його прикладення, $\mathbf{f}^e = (f_1^e, f_2^e, f_3^e, f_4^e, f_5^e, f_6^e, 0, 0, 0, 0, 0, 0)$ – вектор моментів електромагнітних сил, $\mathbf{A}, \mathbf{B}, \mathbf{C}, \mathbf{S}$ – матриці розмірностей $7 \times 11, 7 \times 11, 7 \times 12, 4 \times 12$ відповідно, $\mathbf{b} = (\xi_1^2, \xi_2^2, \dots, \xi_{11}^2)$, \mathbf{g} – вектор розмірності 7. Компоненти матриць $\mathbf{A}, \mathbf{B}, \mathbf{C}, \mathbf{S}$ і вектора \mathbf{g} можна одержати із розгорнутого запису співвідношень (1), (2), наведеного в [8, 9]. Тут крапкою (над величиною) позначено диференціювання за часом t .

Для отримання повної розрахункової моделі співвідношення (1), (2) доповнити рівняннями електромагнітних процесів у двигунах [12]

$$f_k^e = n_k \mu_k^e z_k^e, \quad L_k^e \dot{z}_k^e + R_k^e z_k^e + \mu_k^e \omega_k = u_k^e, \quad k = \overline{1, 6}, \quad (3)$$

$$\omega_i^e = n_i \dot{\eta}_{N_i}, \quad \omega_{i+2}^e = n_{i+2} \dot{\eta}_{K_i}, \quad \omega_{i+4}^e = n_{i+4} \dot{\eta}_{A_i}, \quad i = 1, 2. \quad (4)$$

Тут z_k^e, u_k^e – електричний струм та напруга в обмотці ротора електродвигуна привода Π_k , μ_k^e, L_k^e, R_k^e – параметри двигуна (коефіцієнти пропорційності та індуктивності, омичний опір обмотки ротора), ω_k^e – кутова швидкість ротора, n_k – передавальне число редуктора привода Π_k , $k = \overline{1, 6}$; $\eta_{N_i} = \alpha_i - \psi$, $\eta_{K_i} = \alpha_i - \beta_i$, $\eta_{A_i} = \gamma_i - \beta_i - \bar{\gamma}_i$ – міжланкові кути у шарнірах системи N, K_i, A_i , $\bar{\gamma}_i = 90^\circ - \varphi_{M_i}$, $\varphi_{M_i} = \angle A_i M_i H_i$, $i = 1, 2$. Зазначимо, що кут η_{N_i} описує відхилення стегна NK_i відносно корпусу NG , кут η_{K_i} – відхилення гомілки K_iA_i відносно стегна NK_i , кут η_{A_i} – відхилення нормалі до основи стопи H_iM_i відносно гомілки A_iK_i .

Ходу людини досліджуємо на проміжку подвійного кроку $[0, T]$ з врахуванням реальної послідовності фаз руху стоп. Позначивши через T_1 – тривалість першого кроку, задамо фази руху 1-ої стопи: $t \in [0, \tau_{h1})$ – переكات через п'ятку, $t \in [\tau_{h1}, \tau_{m1})$ – опора на всю стопу, $t \in [\tau_{m1}, T_1]$ – плеснофаланговий переكات, $t \in (T_1, \tau_{s1})$ – переكات через носок, $t \in [\tau_{s1}, T)$ – перенесення стопи (над поверхнею опори). Визначимо фази руху 2-ої стопи: $t \in (0, \tau_{s2})$ – переكات через

носок, $t \in [\tau_{s2}, T_1]$ – перенесення стопи, $t \in [T_1, \tau_{h2}]$ – переكات через п'ятку, $t \in [\tau_{h2}, \tau_{m2}]$ – опора на всю стопу, $t \in [\tau_{m2}, T]$ – плеснофаланговий переكات.

Із антропоморфності руху механічної системи слідує [7]:

а) ритмічні умови на часові параметри фаз переміщення стоп

$$0 < \tau_{s2} < \tau_{m1} < T_1 < \tau_{s1} < \tau_{m2} < T; \quad (5)$$

б) кінематичні умови контактування точок H_i , M_i , S_i з опорною поверхнею

$$\begin{aligned} x_{hi}(t) &\equiv x_{hi}^{\circ}, y_{hi}(t) \equiv 0, y_{si} > y_{mi} > 0, t \in [\tau_i, \tau_{hi}), \\ x_{hi}(t) &\equiv x_{hi}^{\circ}, y_{hi}(t) \equiv y_{mi}(t) \equiv y_{si}(t) \equiv 0, t \in [\tau_{hi}, \tau_{mi}), \\ x_{mi}(t) &\equiv x_{mi}^{\circ}, y_{hi} > 0, y_{mi}(t) \equiv y_{si}(t) \equiv 0, t \in [\tau_{mi}, \tau_{1+i}), \\ x_{si}(t) &\equiv x_{si}^{\circ}, y_{hi} > y_{mi} > 0, y_{si}(t) \equiv 0, t \in (\tau_{3-i}, \tau_{si}), \\ y_{hi} &> 0, y_{mi} > 0, y_{si} > 0, t \in [\tau_{si}, \tau_{4-i}), \quad i = 1, 2, \end{aligned} \quad (6)$$

де (x_{hi}, y_{hi}) , (x_{mi}, y_{mi}) , (x_{si}, y_{si}) – координати точок H_i , M_i , S_i у системі відліку OXY , $x_{mi}^{\circ} = x_{hi}^{\circ} + l_1$, $x_{si}^{\circ} = x_{mi}^{\circ} + l_2$, $x_{h1}^{\circ} = 0$, $x_{h2}^{\circ} = x_{h1}^{\circ} + L_2$, $l_1 = |H_1M_1| = |H_2M_2|$, $l_2 = |M_1S_1| = |M_2S_2|$, $\tau_1 = 0$, $\tau_2 = T_1$, $\tau_3 = T$;

в) обмеження динамічного характеру

$$\begin{aligned} R_{iy} &> 0, |R_{ix}| \leq \mu R_{iy}, t \in [\tau_i, \tau_{i+1}) \cup [\tau_{3-i}, \tau_{si}), \\ R_{iy}(t) &\equiv R_{ix}(t) \equiv 0, t \in [\tau_{si}, \tau_{4-i}), \\ x_{hi}^{\circ} &\leq x_{Ri} \leq x_{si}^{\circ}, t \in [\tau_i, \tau_{mi}), \\ x_{mi}^{\circ} &\leq x_{Ri} \leq x_{si}^{\circ}, t \in [\tau_{mi}, \tau_{1+i}) \cup [\tau_{3-i}, \tau_{si}), \quad i = 1, 2, \end{aligned} \quad (7)$$

де μ – коефіцієнт тертя між стопою та опорною поверхнею. Співвідношення (7) виражають вільне упирання стоп на поверхню крокування та їх непроковзування, а також задають межі розміщення точки прикладання головного вектора опорних реакцій.

Задамо умови періодичності руху системи, а також умови взаємного розміщення стоп у початковий $t = 0$ і кінцевий $t = T$ моменти часу:

$$\begin{aligned} \xi(T) &= \xi(0) + \mathbf{L}, \dot{\xi}(T) = \dot{\xi}(0), \\ x_{m2}(0) &= x_{h1}^{\circ} + l_1 - L_1, y_{m2}(0) = 0, x_{h1}(T) = x_{h1}^{\circ} + L, y_{h1}(T) = 0, \end{aligned} \quad (8)$$

де $\mathbf{L} = (L, 0, \dots, 0)$ – вектор розмірності 11, $L = L_1 + L_2$ – довжина подвійного кроку, L_1, L_2 – довжини першого та другого кроків.

Розрахунок електричної напруги приводів екзоскелета. Припустимо, що рівень м'язових сил в основних суглобах ніг (шарніри N , $K_{1,2}$, $A_{1,2}$) є малим і недостатнім для здійснення ходи людини (наприклад, при парпарезі нижніх

кінцівки). На сьогодні єдиним способом забезпечити процес ходи таких пацієнтів є використання активно керованих екзоскелетів [2].

Нижче пропонуємо алгоритм розрахунку таких керувань екзоскелета u_k^e , $k = \overline{1, 6}$, за яких переміщення біотехнічної системи буде антропоморфним. Зазначимо, що згідно припущення про рівень м'язових сил у рівняннях (1) – (4) покладаємо $q_i(t) \equiv u_i(t) \equiv p_i(t) \equiv 0$, $t \in [0, T]$, $i = 1, 2$.

Нехай задано двосторонні обмеження на міжланкові кути моделі

$$\eta_k^{(0)}(t) \leq \eta_k(t) \leq \eta_k^{(1)}(t), \quad t \in [0, T], \quad k \in \{N_i, K_i, A_i\}, \quad i = 1, 2. \quad (9)$$

Тут $\eta_k^{(0)}$, $\eta_k^{(1)}$ – задані на проміжку $[0, T]$ функції, які визначають області допустимих значень міжланкових кутів. Ці функції побудовано в праці [13] на підставі усереднення результатів експериментальних досліджень ходи людини. Також їх можна обчислити за методикою, наведеною в [10] для ходи людини на протезі гомілки.

Аналогічно [7] розрахунок шуканих керувань проводимо у два етапи. На першому для заданих значень масоінерційних параметрів сегментів тіла людини моделюємо її ходу без екзоскелета (в „нормі”). Для цього згідно енергетично-оптимізаційного підходу формулюємо і розв'язуємо **задачу**: для заданих довжин та тривалостей одинарних кроків, а також обмежень на міжланкові кути (9) знайти такий рух системи $\xi^*(t)$, $t \in [0, T]$, який з огляду на рівняння (1), (2) та умови (5)–(8) мінімізує функціонал

$$E = \frac{1}{L} \int_0^T \sum_{i=1}^2 \left(|q_i \dot{\eta}_{N_i}| + |u_i \dot{\eta}_{K_i}| + |p_i \dot{\eta}_{A_i}| + |w_i \dot{\eta}_{M_i}| \right) dt. \quad (10)$$

Функціонал (10) характеризує питомі (на одиницю довжини) механічні енерговитрати системи на проміжку подвійного кроку.

Для розв'язання сформульованої задачі використовуємо методику параметричної оптимізації, в якій за апроксимуючі функції вибираємо кубічні згладжувальні сплайни [7–11]. Такий підхід дає можливість звести вихідну задачу оптимального керування до задачі мінімізації функцій багатьох змінних. Для розв'язання останньої застосовуємо числові процедури нелінійного програмування.

На другому етапі для знайденого оптимального руху системи $\xi^*(t)$ із співвідношень (1), (2) обчислюємо відповідні моменти електромагнітних сил $f_k^e(t)$, $k = \overline{1, 6}$. Далі, використовуючи (3), (4), остаточно отримуємо керування $u_k^e(t)$, $k = \overline{1, 6}$, які забезпечують антропоморфний рух системи $\xi^*(t)$.

Описаний вище алгоритм розрахунку кінематичних та динамічних характеристик ходи людини з електромеханічним екзоскелетом реалізовано у вигляді комплексу програм (у середовищі Inprise Delphi 7). Числові експерименти

підтвердили ефективність запропонованого підходу до моделювання ходи людини з активно керованим екзоскелетом.

Числове моделювання ходи людини з екзоскелетом. Наведемо окремі результати розв'язання сформульованої вище задачі. Параметри механічної моделі та розрахункової схеми алгоритму параметричної оптимізації приймали значення, аналогічні таким у [7]. Використовували ту ж саму числову процедуру мінімізації функції багатьох змінних – гібридний генетичний алгоритм з дійсним кодуванням. Параметри приводів екзоскелета задавали рівними: $n_k = 163$, $L_k^e = 0.03$ Гн, $R_k^e = 3.6$ Ом, $\mu_k^e = 0.216$ Н□м/А, $k = \overline{1, 6}$.

Побудований оптимальний закон руху біотехнічної системи $\xi^*(t)$ характеризується енерговитратами $E^* = 145$ Дж/м. Графіки відповідних кінематичних та динамічних характеристик зображено на рис. 2 – рис.7 (суцільні лінії). Тут час t виражено у відсотках щодо тривалості подвійного кроку T , кути – в градусах, моменти сил віднесено до сумарної маси системи та виражено в Нм/кг. Тонкими лініями на рис. 3 – рис. 7 показані межі областей допустимих значень відповідних характеристик, побудовані за результатами праці [13]. На рис. 8 – рис. 10 показані графіки отриманих оптимальних електричних напруг $u_1^e(t)$, $u_3^e(t)$, $u_5^e(t)$, які подаються на двигуни екзоскелета у шарнірах N , K_1 , A_1 відповідно. Максимальні значення напруг (за абсолютною величиною) відповідно рівні 71 В, 89 В, 171 В. Проміжки часу з від'ємними значеннями напруги відповідають реверсному режиму роботи двигуна.

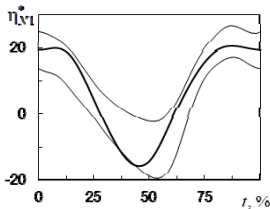


Рис. 2

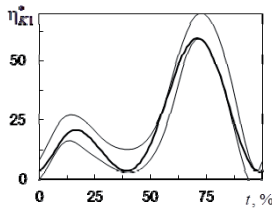


Рис. 3

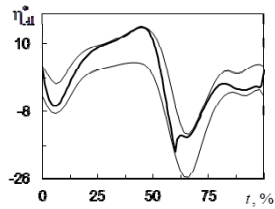


Рис. 4

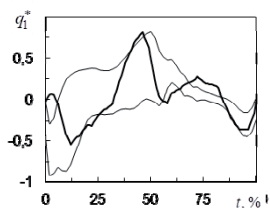


Рис. 5

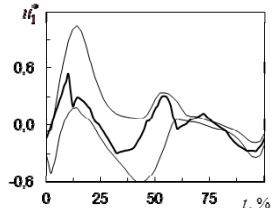


Рис. 6

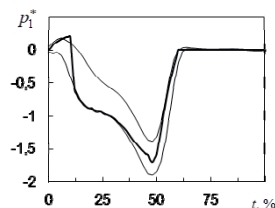


Рис. 7

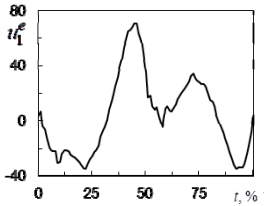


Рис. 8

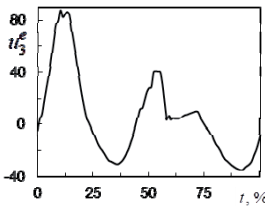


Рис. 9

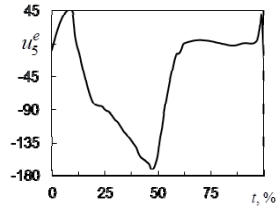


Рис. 10

Висновки. Побудовано математичну модель ходи людини з активно керованим електромеханічним екзоскелетом. У межах моделі розроблено алгоритм розрахунку керувань (електричної напруги) приводів екзоскелета, які забезпечують ходу людини при відсутніх м'язових зусиллях у основних суглобах ніг. Алгоритм реалізовано у вигляді відповідного програмного комплексу, який може бути використаний у клінічній практиці реабілітації нижніх кінцівок людини.

Список літератури

1. *Hugh Herr.* Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions // *J. of NeuroEngineering and Rehabilitation.* – 2009. – **6.** – P. 21–29.
2. *Воробьев А.А., Петрухин А.В., Засыпкина О.А., Кривоножкина П.С., Поздняков А.М.* Экзоскелет как новое средство в абилитации и реабилитации инвалидов (обзор) // *Современные технологии в медицине.* – 2015. – **7,** №2 – С. 185-197.
3. *Яцун С.Ф., Рукавицын А.Н.* Разработка биоинженерного мехатронного модуля для экзоскелета нижних конечностей человека // *Изв. Самарского научного центра РАН.* – 2012. – **14,** №4 (5). – С. 1351-1354.
4. *Antonio J. del-Ama, Aikaterini D. Koutsou, Juan C. Moreno et al.* Review of hybrid exoskeletons to restore gait following spinal cord injury // *J. of Rehabilitation Research & Development.* – 2012. – **49,** No.4. – P. 497–514.
5. *Conor James Walsh, Ken Endo, Hugh Herr.* A quasi-passive leg exoskeleton for load-carrying augmentation // *Intern. J. of Humanoid Robotics.* – 2007. – **4,** No. 3 – P. 487–506.
6. *Pons J.L., Moreno J.C., Brunetti F.J., Rocon E.* Lower-Limb Wearable Exoskeleton // *Rehabilitation Robotics* /book edited by Sashi S. Kommu: I-Tech Education and Publishing, Vienna, Austria, 2007. – P. 471–498.
7. *Демидюк М.В., Литвин Б.А.* Математичне моделювання ходи людини з екзоскелетом // *Прикл. проблеми мех. і мат.* – 2014. – Вип. 12. – С.120-129
8. *Бербюк В.Є., Демидюк М.В. Литвин Б.А.* Математическое моделирование и оптимизация ходьбы человека с протезированой голенью // *Проблемы управления и информатики.* – 2005. – № 3. – С. 128–144.
9. *Бербюк В. Є., Демидюк М. В., Литвин Б. А.* Математичне моделювання ходи людини на підставі експериментальних даних // *Вісн. Львів. ун-ту. Сер. Прикл. математика та інформатика.* – 2000. – Вип. 3. – С. 88–93.

10. Демидюк М.В., Литвин Б.А. Математическое моделирование ходьбы человека с голеностопным шарнирным ортезом // Проблемы управления и информатики. – 2015. – № 2. – С. 46–57.
11. Демидюк М.В., Литвин Б.А. Задачі математичного моделювання ходи людини з врахуванням біомеханічних експериментальних даних // Прик. проблеми мех. і мат. – 2012. – Вип. 10. – С. 51–62.
12. Бербюк В.Е., Демидюк М.В., Ивах Г.Ф. Задачи оптимизации конструкций и законов управления движением электромеханических манипуляторов // Изв. АН СССР. Техн. кибернетика. – 1987. – № 3. – С. 113–123.
13. Winter D. A. Biomechanics and motor control of human movement / Fourth Edition. – Waterloo: University of Waterloo, Canada, 2009. – 384 p.