

Формула для опису потенціальної енергії має вигляд:

$$P = P_1 + P_2 + P_3, \quad (2)$$

$$P_1 = -0.5m_1g \cdot OA \cdot \sin \alpha; \quad P_2 = -0.5m_2g \cdot (OAsin \alpha + OC \sin \alpha);$$

$$P_3 = \frac{1}{2} (DA_1^2 - DA_2^2) + \frac{1}{2} K_1(OA - OD)^2 + \frac{1}{2} K_2(OD - OE)^2;$$

$$T_{\text{уп}} = \sqrt{(OC - OA)^2 + CD^2}; \quad OA = \sqrt{OC^2 + CD^2}; \quad OE = \sqrt{OC^2 + CE^2};$$

$$DA_1 = \sqrt{(OC \cos \alpha - CD \sin \alpha - OB \cos \alpha)^2 + (OC \sin \alpha + CD \cos \alpha - OB \sin \alpha)^2};$$

$$OD = \sqrt{(OC \cos \alpha - CD \sin \alpha)^2 + (OC \sin \alpha + CD \cos \alpha)^2};$$

$$OE_1 = \sqrt{(OC \cos \alpha - CE \sin \alpha)^2 + (OC \sin \alpha + CE \cos \alpha)^2};$$

За допомогою записаних L, K, P [8] для визначення в наслідок визначення момент часу взаємного положення елементів схеми протеза було складено систему рівнянь Лагранжа другого роду. Розв'язання системи здійснено методом Рунге-Кутти з початковими умовами $\psi(0)=0, \dot{\psi}(0)=1$ та $\psi(0)=0, \dot{\psi}(0)=D\psi_0$.

Ніжче розрахунок коефіцієнта жорсткості K_1 пружини OE_1 (взаємного взаємодія K_1 і K_2) залежно від інших еластичних елементів схеми протезу. Вважається, що задані вибору значення значення K_2 пружини протеза має відчуватися не хаотично.

Обсягом початкові значення усталених координат $\psi_0 = P_1/2, D\psi_0 = 0, \dot{\psi}_0 = P_1/2 + P_2/2, D\psi_0 = 0$, а також величини параметрів (усі в унітарних одиницях): $d_1 = 0.35$ - довжина вирівнювача OA_1 ; $d_2 = 0.30$ - довжина вирівнювача CA_1 ; $d_3 = 0.75$ - довжина вирівнювача CE_1 ; $m_1 = 70$ - маса в точці C_1 ; $m_2 = 0.4$ - маса в точці A_1 ; $K_1 = 50$ - коефіцієнт жорсткості пружини BD ; $K_2 = 50$ - коефіцієнт жорсткості пружини OD .

Найнижче розв'язано систему рівнянь Лагранжа другого роду і обраними початковими значеннями усталених координат і швидкостями у фазовому просторі $\{\psi, D\psi, \dot{\psi}\}$ отриману відповідну інтерпретацію положення протеза у фазовому просторі $\{\psi, D\psi, \dot{\psi}\}$ унітарних одиницях. При цьому значення K_1 має відповідати і характеру фазової траєкторії. При певному (визначеному) значенні K_2 характер фазової траєкторії змінюється від неперервного до неперервного з прериваннями (рис. 3а).

«закономірну» криву (рис. 3б). У динаміці спостерігаються інші критичні ефекти «наведення на ривок» під час руху фазових траєкторій на площині $\{\psi, D\psi\}$. Зокреми ці ефекти [6,7] знаходяться в критичних значеннях параметрів, названо *траєкторіями флексивності*.

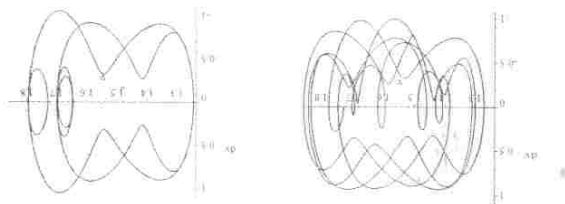


Рис. 3. Фазові траєкторії на площині $\{\psi, D\psi\}$ при $k_1=50, k_2=50$; а) для одного з довірливих значень k_2 ; б) для значення $k_2=10.2$ для порівняння коефіцієнта жорсткості пружини OE_1 буде $k_1=110.2$. Для порівняння схеми протезу. Вважається, що задані вибору значення значення K_2 пружини протеза має відчуватися не хаотично.

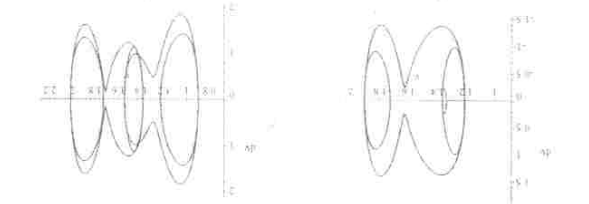


Рис. 4. Фазові траєкторії на площині $\{\psi, D\psi\}$; а) при $k_1=100, k_2=157.2$; б) при $k_1=150, k_2=165.6$. Комбіновані елементи позначені штрихом $k_1=200, k_2=200$ не можна зобразити наведеною схемою протеза. Криві мають вигляд «законмірних» кривих, а траєкторії мають вигляд «законмірних» кривих. Зокреми ці ефекти [6,7] знаходяться в критичних значеннях параметрів, названо *траєкторіями флексивності*.

1. Биомеханика стопы человека: матрица 1 Международной науч.-технологической конференции «Биомеханика стопы человека: матрица 1» / Лансен А. Хансен, С. Гарт. Д-Циблисс // Режим доступа: <http://www.oandp.org/publications/jop/2008/2008-37.pdf>
2. Патент US8592369 Equilibrium-point prosthesis and orthotic ankle-foot systems and devices / Lansen A, Saven A, Saven A, kind: Model 2, дата 03.12.2013.
3. Lansen A. Conceptual design of an ankle-foot prosthesis that automatically adapts to ramped walking surfaces [disseration]. Ph.D. Thesis, University of Michigan, Ann Arbor, Michigan, 2011.

Інтеграційні криві у фазовому просторі (\dot{y}, y) матимуть вигляд еліпсів на висхідній і глибокій нерухомій частині орбіти O_1 . Тому фазові портрети на рисунку 5 будуть нерухомими біля двох фіксованих точок, причому в кожній з них матимуть вигляд еліпсів. Для цього необхідно, щоб коефіцієнти жорсткості пружин були додатними. Крім того, необхідно, щоб коефіцієнти демпфування були додатними. Крім того, необхідно, щоб коефіцієнти демпфування були додатними. Крім того, необхідно, щоб коефіцієнти демпфування були додатними.

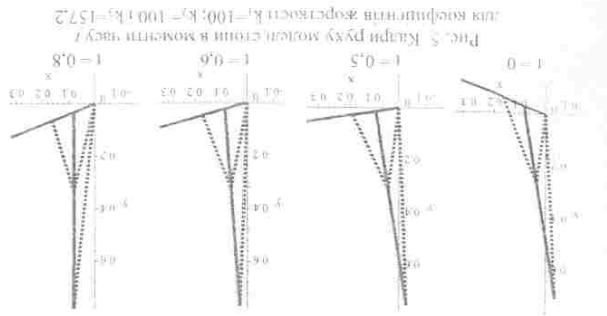


Рис. 5. Криві фазу моделі ступні в моменті часу t для коефіцієнтів жорсткості пружин $k_1=100$; $k_2=100$; $k_3=157.2$. Інтеграційні криві у фазовому просторі (\dot{y}, y) матимуть вигляд еліпсів на висхідній і глибокій нерухомій частині орбіти O_1 . Тому фазові портрети на рисунку 5 будуть нерухомими біля двох фіксованих точок, причому в кожній з них матимуть вигляд еліпсів. Для цього необхідно, щоб коефіцієнти жорсткості пружин були додатними. Крім того, необхідно, щоб коефіцієнти демпфування були додатними. Крім того, необхідно, щоб коефіцієнти демпфування були додатними.

А протезна схема конструюється з пружин і метод розрахунку значень коефіцієнтів жорсткості пружин залежить від кутів і довжин елементів конструкції, а також від значень мас, що концентруються в певних місцях конструкції. Ключові слова: протезна ступня з пружинами, чисельний метод Ейлера-Кунта.

ГЕОМЕТРИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ЦИРКУЛЯРНОГО ПРОТЕЗНОГО ПИДНОЖИТТЯ

Л. Киселюк, О. Семків
 Ключові слова: протезна ступня з пружинами, чисельний метод Ейлера-Кунта.
 протезна ступня з пружинами, чисельний метод Ейлера-Кунта.
 протезна ступня з пружинами, чисельний метод Ейлера-Кунта.
 протезна ступня з пружинами, чисельний метод Ейлера-Кунта.

ГЕОМЕТРИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ СХЕМ ПРОТЕЗНОГО ПИДНОЖИТТЯ

1. Хансен А., Хансен С., Гарт С. Циблисс // Режим доступа: <http://www.oandp.org/publications/jop/2008/2008-37.pdf>
2. Патент US8592369 Equilibrium-point prosthesis and orthotic ankle-foot systems and devices / Lansen A, Saven A, Saven A, kind: Model 2, дата 03.12.2013.
3. Lansen A. Conceptual design of an ankle-foot prosthesis that automatically adapts to ramped walking surfaces [disseration]. Ph.D. Thesis, University of Michigan, Ann Arbor, Michigan, 2011.
4. Semkiv O.M. Computer graphics of the oscillation trajectories of 2d pendulum weight // O.M. Semkiv // European Applied Sciences: challenges and solutions. - ORT Publishing, Stuttgart, 2015. С. 63-70.
5. Semkiv O.M. Computer graphics of the oscillation trajectories of 2d pendulum weight // O.M. Semkiv // European Applied Sciences: challenges and solutions. - ORT Publishing, Stuttgart, 2015. С. 63-70.
6. Semkiv O.M. Метод визначення осциляцій траєкторій коливань вантажу 2d-пружинного маятника / О.М. Семків // Вісник ХНАДУ / Вісник ХНАДУ. - Харків, 2015. - № 71. - С. 36-44.
7. Wisconsin-Milwaukee University, 2013. - 96 p. Thesis Submitted to the Faculty of the Graduate School - Milwaukee, mechanical performance similar to that of a natural ankle / Y. Zeng // A Zeng Y. Design and testing of a passive prosthetic ankle with multibody/theses/ProstheticDevices/AMF-Foot2.0/BioRob12.pdf
8. Xiao Q, Xie S, Xia H // Режим доступа: http://math.arizona.edu/~gahov/teaching/11/math_485/Midterm_Presentations/Elastic_Pendulum.pdf