

A poszturális egyensúlyozás és a futás stabilizációjához felhasznált energiamennyiség viszonyának becslése

Estimation of the energetic costs of postural balancing and stabilization of running

PATKÓ Dóra¹, ZELEI Ambrus²

¹Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Műszaki Mechanikai Tanszék
1111 Budapest, Műegyetem rakpart 3. +36-70-672-4256, dorapatko94@gmail.com

²MTA_BME Lendület Emberi Egyensúlyozás Kutatócsoport
1111 Budapest, Műegyetem rakpart 3. +36-70-414-0110, zelei@mm.bme.hu

Absztrakt

Az egyensúlyozás és a futás vizsgálatának hosszútávú célja megahatározni a modellt, amely az agyban lezajló egyensúlyozási és mozgásszabályozási folyamatokat írja le. Munkánkban azt vizsgáltuk, hogy az állás illetve a futás mechanikai modelljét egységnyi energiával megzavarva a stabil állapotukban, mennyi energiát használ fel a rendszer a stabilitás visszenyerésére. Bizonyítottuk, hogy a futás során a stabilizálás energiaigénye a zavarásnál kisebb lehet. Ugyanez poszturális egyensúlyozáskor nem igaz.

Abstract

The long-term goal in our research of balancing and running is to get a grasp of the behaviour of the balancing and motion pattern generation process of the brain. In this paper, the mechanical models of the running and standing were examined. The goal was to calculate the required mechanical energy to get back to the stability after a disturbance. In case of running, we proven that the energy of stabilization can be less than the energy of disturbance. This is not true for postural balancing.

Kulcsszavak

Poszturális egyensúlyozás, futás, időkésés, szabályozás, izmok mechanikai teljesítménye

1. BEVEZETÉS

Az emberi egyensúlyozás vizsgálata során megszerzett tudás számos területen hasznosítható. Ilyen például a robotikában a helyváltoztató robotok tervezése és irányítása, illetve a mozgást, egyensúlyozást segítő eszközök tervezése sportolók, idősek illetve sérültek számára.

Mechanikai modellek vizsgálatával közelebb kerülhetünk az emberi egyensúlyozás megértéséhez. Elemezve a folyamat jellemzőit, képet kaphatunk arról, mely tényezők lehetnek kritikusak az egyensúly visszanyeréséhez. A megszerzett tapasztalatokat felhasználva olyan segédeszközök fejleszthetők a jövőben, melyek segítik meggátolni az esést stabilitásvesztés esetén.

Cikkünkben a futás illetve állás egyszerű, de a mozgásformákat jól közelítő mechanikai modelleket elemezve vizsgáltuk meg, hogy a stabilitás visszanyeréséhez mely esetben szükséges kevesebb energia. Mivel a modellek nagyon egyszerűek, a kapott eredmények korlátozott pontossággal írják le a valóságot, módszerünk azonban alkalmas a két mozgás összehasonlítására bonyolultabb modellek esetén is. A későbbiekben a modellek és az izmokat reprezentáló elemek fejlesztésével pontosabb következtetéseket fogunk tudni levonni.

2. MECHANIKAI MODELLEK

Ebben a fejezetben a mechanikai modelleket mutatjuk be, amelyeket az egy helyben való állás közbeni vagyis poszturális egyensúlyozás illetve a futás modellezésére alkalmazunk.

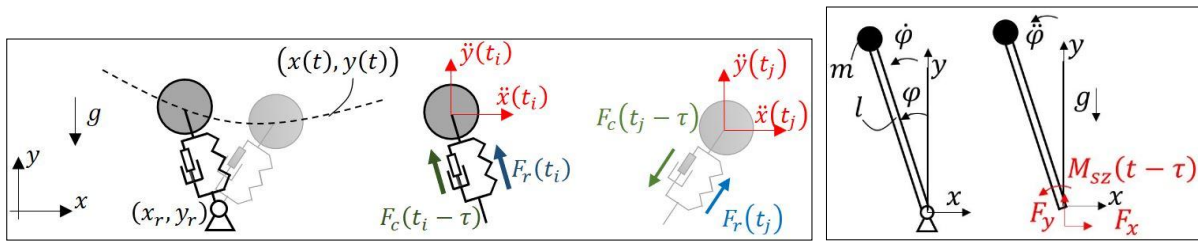
2.1 A futás SLIP modellje

Az 1. ábrán látható SLIP (spring loaded inverted pendulum) modell a futás egyik legegyszerűbb mechanikai modellje [1, 2]. A mozgása során a repülő és a támasz fázis váltakozik periodikusan. A modell egy tömegpontból és egy tömeg nélküli rugóból áll, mely alapállapotában a függőlegessel α szöget zár be. A rendszer önmagától stabil periodikus mozgásra képes. A rugóval párhuzamosan egy PD szabályozót kapcsolunk, amely zavarás esetén korrigálja az energiaszintet a megkívánt értékre. A szabályozó csak a támasz fázis során aktív, a repülő fázis egy ferde hajításnak feleltethető meg.

A rendszer paramétereit (rugómerevség és tömeg aránya, a rugó vízszintessel bezárt szöge) úgy választjuk meg, hogy stabil periodikus pálya vonzási tartománya a lehető legnagyobb legyen. Az energia alapú szabályozásra azért szükséges, mert a szabályozatlan rendszer konzervatív lenne. Az energia alapú PD szabályozó viszi vissza a megzavart rendszert a kijelölt stabil periodikus pálya energiaszintjére, ahonnan a rendszer önmagától áll vissza a stabil pályára. A szabályozó erő:

$$\begin{cases} F_c(t^*) = \text{sign}(x(t^*) - x_r)c_e(T(t^*) + U(t^*) - E_0), & \text{ha } l_r(t) > l \\ F_c(t^*) = \text{sign}(x(t^*) - x_r)c_e(T(t^*) + U(t^*) + U_r(t^*) - E_0), & \text{ha } l_r(t) < l, \end{cases} \quad (1)$$

ahol $l_r(t)$ a rugó jelenlegi hossza, $T(t^*)$ a szabályozó által feldolgozott kinetikus, $U(t^*)$ a potenciális energia, E_0 az elérni kívánt energiaszint és $t^* = t - \tau$ pedig a τ időkéssel terhelt időpillanatot [3].



1. ábra

Jobb oldal: SLIP modell a támasz fázisban – földet érés utáni és elrugaszkodás előtti időpillanatok.

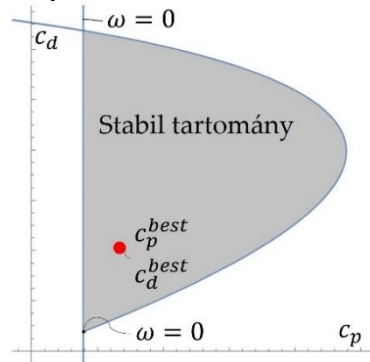
Bal oldal: inverz inga modellje szabályozással.

2.2 Szabályozással ellátott inverz inga a poszturális egyensúlyozás modellezésére

A rendszer függőleges állapotában nem stabil, azonban szabályozó nyomaték alkalmazásával azzá tehető [4]. A nyomaték, amelyet a lineáris szabályozó határoz meg a következő:

$$M_{sz}(t - \tau) = c_p(\varphi_0 - \varphi(t - \tau)) + c_d(\dot{\varphi}_0 - \dot{\varphi}(t - \tau)). \quad (2)$$

A szöghelyzet és a szögsebesség érzékelése valamint a beavatkozás között τ időkéssel van [3]. A pozíció és sebesség szabályozás c_p és c_d paramétereit úgy választjuk meg, hogy a rendszer a leggyorsabban álljon vissza a stabil állapotába [5]. A stabilitási diagram a 2. ábrán látható.

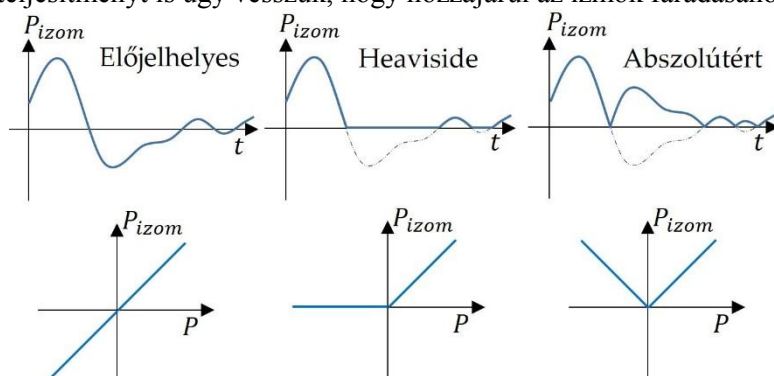


2. ábra

Stabilitási diagram a leggyorsabb beálláshoz tartozó paramétereket jelölő ponttal.

3. IZMOK TELJESÍTMÉNYE

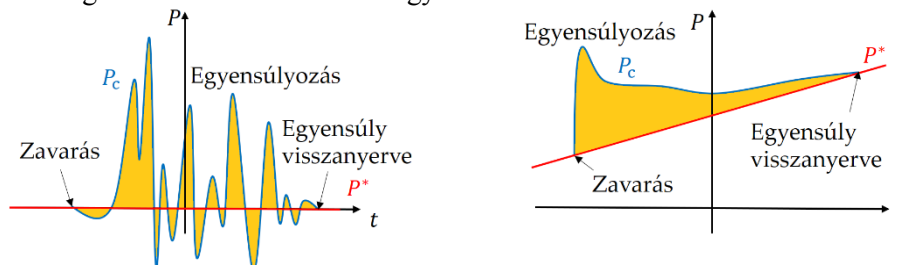
A modellek egyensúlyozásra fordított energiaszükségletét az izmoknak megfelelő elemek teljesítményéből számoljuk [6]. Az inverz inga esetében a szabályozó, a SLIP modellnél a rugó és a szabályozás teljesítményét vesszük figyelembe. A 3. ábrán látható háromféle módon modellezzük az izmok fáradását. Az első esetben az izmok teljesítménye megegyezik a mechanikai teljesítménnyel, amiről tudjuk, hogy nem lehetséges, hiszen akkor az izmokon keresztül energia lenne bevihető az emberi testbe. A második esetben a negatív teljesítményt figyelmen kívül hagyjuk, míg a harmadik esetben a negatív teljesítményt is úgy vesszük, hogy hozzájárul az izmok fáradásához.



3. ábra

A mechanikai és az izmok teljesítményének viszonya.

Állás esetén a stabil állapotban a szabályozás nem használ fel energiát és az egyensúly visszanyerésére fordított munka számítása egyértelmű. Futásnál viszont a stabil periodikus mozgás is igényel energiát. Az egyensúly visszanyerésére fordított energiamennyiséget úgy határozzuk meg, hogy a zavarástól a stabil állapotba való visszatérésig eltelt időintervallumot tekintjük, és ez alatt az izmoknak megfelelő elemek által felhasznált energiát hasonlítjuk össze azzal, mintha addig stabil periodikus pályán mozgott volna a rendszer. A magyarázó ábrák a 4. ábrán láthatók.



4. ábra

Az egyensúlyozás teljesítménynek szemléltetése állás (bal oldal) és futás (jobb oldal) esetén.

4. EREDMÉNYEK

A vizsgált kérdés az volt, hogy állás vagy futás esetén nagyobb-e az egyensúly fenntartására fordított energiamennyiség. A zavarást 1 J helyzeti energia formájában vittük be a rendszerbe. SLIP modell esetében két lehetőségünk volt – magasabbról illetve alacsonyabbról indíthatjuk a rendszert. Az alacsonyabbról indítás talajszint emelkedésnek, a magasabbról süllyedésnek felel meg. A stabilizálás energiaigényére kapott értékek az 1. táblázatban láthatók.

Izommodellek szerint az egyensúlyozásra fordított energiamennyiség 1. táblázat

Modell	Előjelhelyes	Heaviside	Abszolút	Mértékegység
Inverz inga	1	1.01	1.02	J
SLIP – alacsonyabbról indít	1	-4.029	-9.059	J
SLIP – magasabbról indít	-1	4.027	9.055	J

Megfigyelhető, hogy előjelhelyes integrálásnál azt kapjuk, hogy az egyensúlyozásra fordított energiamennyiség megegyezik a zavarásával, még hozzá szintén előjelhelyesen– energia elnyeléssel

vagy táplálással nyeri vissza a rendszer a stabilitását. Ez a megközelítés áll a három lehetőség közül a legtávolabb a valóságtól, ugyanis eszerint negatív teljesítménynél a rendszer energiát vesz fel.

Az állás mechanikai modellje 1-2%-kal igényel több energiát a zavarásnál ahhoz, hogy visszanyerjük a stabilitást. A futásnál többszörös energiára van szükségünk. Megjegyzendő, hogy habár a zavarásnak többszörösét kell befektetnünk az egyensúlyozás folyamata során, a stabil periodikus pályán való haladásnak ez az érték csupán 0.3%-a. Tehát a munkavégzés egyensúlyozáskor a periodikus pályán való haladásnak 100.3 vagy 99.7%-a is lehet, attól függően, milyen irányú a zavarás. A második esetben tehát kevesebb energia szükséges a mozgás stabilizációjához, mint amennyi a stabil pályán történő mozgáshoz egyébként szükséges lenne.

5. ÖSSZEFOGLALÁS

Munkánkban módszert kerestünk arra, hogy két különböző mozgásforma– a futás illetve az állás– egyensúlyozásra fordított energiaigényét összehasonlítsuk egyszerű mechanikai modellek vizsgálatával. A zavarást a helyzeti energia megváltoztatásával vittük be. Azt az eredményt kaptuk, hogy futás során előfordulhat, hogy lényegesen kevesebb munkabefektetéssel térhetünk vissza a stabil periodikus pályára, mint amekkora a zavarás volt. Azonban amennyiben a rendszer alacsonyabbról indul– a rendszer magasabb talajszinten mozog, mint ami a periodikus pályához kellene– több munkát kell befektetni, hogy megtaláljuk az egyensúlyt, mint az állás modelljénél. Heaviside megközelítés esetén nagyjából négyszer, abszolút értelemben vett teljesítményszámításnál közelítőleg kilencszer több munkába kerül a folyamat.

Az eredmények a modellek egyszerűségei miatt vélhetően pontatlanul írják le a valóságot. Azonban a probléma vizsgálatával képet kaphattunk arról, miként hasonlíthatjuk össze az álláshoz illetve a futáshoz igényelt izommunkákat. A mechanikai és izommodellek fejlesztésével pontosabb következtetések vonhatók majd le azzal kapcsolatban, hogy a két mozgásforma milyen arányban igényel izommunkát a stabilizációjukhoz.

6. Köszönetnyilvánítás

A kutatást a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Hivatal (NKFI FK 128636), az MTA-BME Lendület Emberi Egyensúlyozás Kutatócsoport támogatta, az eredmények közzétételéhez anyagi hozzájárulást nyújtott a BME Tudományos Diákköri Bizottságának TDK pályázata.

7. Acknowledgments

This work was supported by the Hungarian National Research, Development and Innovation Office (Project id.: NKFI-FK18128636), the MTA-BME Lendület Human Balancing Research Group, the publication of the work reported herein has been supported by ETDB at BME.

8. Irodalmi hivatkozások

- [1] P. Holmes and R. J. Full and D. E. Koditschek and J. Guckenheimer: The Dynamics of Legged Locomotion: Models, Analyses, and Challenges, *SIAM Review*, 2006, **48(2)**:207-304, doi:10.1137/S0036144504445133.
- [2] Hartmut Geyer, Andre Seyfarth, Reinhard Blickhan, Spring-mass running: simple approximate solution and application to gait stability. in *Journal of Theoretical Biology*, **232**, 2005., pp. 315-325.
- [3] T. Insperger, G. Stépán *Semi-Discretization for Time-Delay Systems*, Springer, 2011.
- [4] Molnar, Csenge A. and Zelei, Ambrus and Insperger, Tamas *Egyensúlyozó deszkán való egyensúlyozási képességek modellezése a sagittalis síkban*, 25th Nemzetközi Gépészeti Konferencia (OGET 2017), 2017. 04. 27-30.
- [5] Stépán G., Delay effects in the human sensory system during balancing. in *Transactions of the Royal Society*, 2009., **367**, pp. 1195-1212
- [6] Kotaro Sasaki, Richard R. Neptune, Steven A. Kautz The relationships between muscle, external, internal and joint mechanical work during normal walking in *Journal of Experimental Biology*, **212**, 2009., pp. 738-744