

Sledenje ravnotežnih parametrov pri hoji po stopnicah za vodenje robotske proteze

Luka Ambrožič¹, Roman Kamnik¹, Marko Munih¹

¹Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, Tržaška 25, 1000 Ljubljana
E-pošta: luka.ambrozic@robo.fe.uni-lj.si

Stability parameter tracking in stair climbing to control robotic prostheses

This paper describes stability parameters to control an active robotic prosthesis. Its focus is on determination of four characteristic parameters during stair climbing: Center of Pressure (COP) point, Zero-moment Point (ZMP), vertical projection of the center of mass to the ground surface (pCOM) and extrapolated center of mass (xCOM). By analysing experimental measurement results on seven healthy subjects, the paper presents trajectories of stability parameters during stair climbing. The trajectories of COP and ZMP are compared and the results show that the trajectories in a dynamically stable gait are similar. Our study also demonstrates that the zero-moment point can be determined for human motion using 3-D position measurements and an anthropometric model of the human body. Also, on the basis of the presented results, it is shown that stability tracking is possible by using only wearable sensors, such as inertial measurement units and instrumented insoles.

Keywords: Stair climbing, stability tracking, wearable sensors, active prosthesis

1 Uvod

Izguba dela spodnje okončine je lahko velika ovira v življenju amputiranca ter posledično vpliva tudi na njegovo splošno zdravje. Najbolj stresna je nadkolenska amputacija, s katero je okrnjeno tudi največje območje gibanja. V tem primeru amputiranci porabijo veliko več metabolične energije ter koncentracije za gibanje, obenem pa je njihovo gibanje manj stabilno. Ker trenutno razvite pasivne ali aktivne proteze napora in porabe energije bistveno ne izboljšajo, je namen projekta CYBERLEGS (The CYBERnetic LowEr-limb coGnitive orto-prosthesis) razvoj kognitivnega sistema za nadkolenske amputirance, ki bo omogočal opravljanje različnih gibanj ob minimalnemu miselnemu in energetskemu naporu. Vloga Laboratorija za robotiko Fakultete za elektrotehniko je razvoj nosljivega senzornega sistema, ki bo zagotavljal informa-

cijo o kinematičnih parametrih uporabnika proteze, informacijo o fazah in prehodih med različnimi načini gibanja ter informacijo o ravnotežnih pogojih za hojo po ravnem, po stopnicah ter za usedanje in vstajanje. Pričujoče delo se osredotoča na hojo po stopnicah in sledenje ravnotežnih parametrov.

2 Ravnotežni parametri pri gibanju človeka

Pokončno držo človeka definirajo vzajemna razmerja med segmenti človeškega telesa ter orientacija telesa glede na inercialni koordinatni sistem. Človeško telo je večsegmentni sistem, podprt samo z eno ali dvema nogama, ki tvorita majhen podporni lik - konveksno množico točk telesa, ki so v stiku s tlemi. Vrednotenje ravnotežja človeka v gibanju je pomembno pri načrtovanju algoritmov vodenja bipedalnih sistemov, kot je CYBERLEGS robotska proteza. Večina metod za vrednotenje stabilnosti človeka se opira na biomehanske parametre pri gibanju človeka. V tem delu jih imenujemo ravnotežni parametri.

2.1 Vertikalna projekcija težišča na podlago

Osnovni biomehanski parameter je položaj težišča telesa in njegova projekcija na podlago v smeri gravitacijskega polja. Slednjo označujemo z okrajšavo pCOM (ang. projection of the Center Of Mass). Čeprav je težišče eden osnovnih parametrov, je njegova določitev tudi najbolj kompleksna. Iz literature so znani antropometrični modeli, ki opisujejo porazdelitev mase po posameznih segmentih telesa ter pripravljajo položaje težišč segmentov. Pričujoče delo sledi modelu, ki sta ga predstavila Zatsiorsky in Seluyanov [1], priredil pa ga je de Leva [2]. Antropometrični model podaja relativne vrednosti mas, vztrajnostnih parametrov in položajev težišč segmentov človeškega telesa. Za določitev parametrov posameznih segmentov je potrebno poznati antropometrične podatke testnega subjekta, kot so dolžine, mase in orientacija segmentov. Težišče telesa, ki ga sestavlja več segmentov (glej sliko 1), smo določili glede na enačbo za določitev težišča večsegmentnega sistema (1):

$$C\vec{O}M = \frac{\sum_{i=1}^n m_i \cdot C\vec{O}M_i}{\sum_{k=1}^n m_k} \quad (1)$$

kjer je n število segmentov. Parametri m_i , m_k predstavljajo mase posameznih segmentov, $C\vec{O}M_i$ pa koordinate težišč i oz. k -tega segmenta.

2.2 Ekstrapolirano težišče

Ekstrapolirano težišče se označuje na kratko z xCOM (ang. eXtrapolated Center Of Mass) [3], [4]. Parameter upošteva trenutno smer gibanja težišča in pripadajoči model inverznega nihala, s katerim lahko poenostavljeno opišemo gibanje telesa (kot nasprotje večsegmentnemu modelu, kjer se opisuje vsak segment posebej). Predpostavke, na katerih je zgrajen model so: (1) ravnotežje človeka lahko opišemo z gibanjem težišča telesa in (2) odmiki težišča od premice v smeri gibanja so majhni glede na razdaljo težišča od osi rotacije [5], [6]. Inverzno nihalo dolžine l ob delovanju gravitacije niha z lastno frekvenco ω_0 , ki jo določimo po enačbi

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}} \quad (2)$$

Pri aplikaciji poenostavljenega modela inverznega nihala človeške hoje, dolžino nihala l predstavlja razdalja od gležnja noge, ki nosi večino teže, do težišča telesa. Pozicijo točke xCOM določimo tako, da hitrost, normirano z lastno frekvenco nihala, prištejemo točki pCOM:

$$\vec{x}_{COM} = \vec{p}_{COM} + \frac{\vec{v}_{COM}}{\omega_0} \quad (3)$$

Za določitev točke xCOM je potrebno poznavanje pozicije in hitrosti težišča telesa. xCOM upošteva poleg položaja težišča še osnovni vpliv vztrajnosti z upoštevanjem njegove hitrosti gibanja.

2.3 Središče pritiska - prijemališče reakcijske sile podlage

Središče pritiska oziroma prijemališče reakcijskih sil podlage označujemo kot COP (ang. Center of Pressure). Kadarkoli je v dotiku s podlago več segmentov, kar se zgodi v fazi dvojne opore, določimo za vsak segment v stiku s podlago svojo točko COP in nato še skupno točko COP telesa. Pri meritvah smo za vsako podporno nogo uporabili svoj senzor sil in navorov, ki meri silo \vec{F} in navor \vec{M} v treh oseh. Iz ravnotežne enačbe navora izračunamo prijemališče sile pod posameznim stopalom r_A .

Skupna točka COP je točka, v kateri prijemlje rezultanta podpornih sil posameznih segmentov v stiku s podlago $\vec{F}_R = \sum_i \vec{F}_i$. Ko telo podpirata obe nogi, je s samostojnimi meritvami sil in navorov pod vsakim podpornim stopalom mogoče izračunati skupno točko COP, če poznamo medsebojno lego obeh senzorjev. V široki stoji (pri hoji ali stoji, ko obe stopali podpirata telo in sta v dotiku s podlago), točka COP leži med stopali, znotraj podpornega lika. Ker sta pri hoji po stopnicah ravnini podlage vzporedni, za izračun položaja skupne točke COP uporabimo enačbo (4):

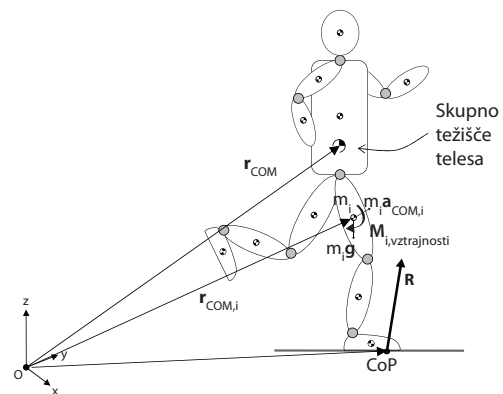
$$\begin{aligned} COP_x &= \frac{-M_{Ry}}{F_{Rz}} \\ COP_y &= \frac{+M_{Rx}}{F_{Rz}} \end{aligned} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} COP_z &= \alpha \cdot h_1 + (1 - \alpha) \cdot h_2 \\ COP_z &= F_{z1}/(F_{Rz}) \cdot h_1 + F_{z2}/(F_{Rz}) \cdot h_2, \end{aligned} \quad (5)$$

kjer so (F_{Rx}, F_{Ry}, F_{Rz}) in (M_{Rx}, M_{Ry}, M_{Rz}) komponente rezultančne sile \vec{F}_R in rezultančnega navora \vec{M}_R reakcijskih sil in navorov podlage podanih v referenčnem koordinatnem sistemu in COP_z utežena funkcija obeh višin dotika segmentov s tlemi. Izračun prijemališča reakcijske sile podlage zahteva predhodno določitev višine podlage. Ker se pri hoji po stopnicah višina podlage spreminja, a so ravnine vzporedne, je potrebno v fazi dvojne opore določiti vertikalno koordinato prijemališča sile kot uteženo funkcijo obeh višin dotika segmentov s tlemi (višina stopnic h_1 in h_2)(enačba (5)). Interpolacija ponazarja prenos teže [7]. F_{z1} ter F_{z2} označujeta vertikalni komponenti reakcijske sile pod vsakim stopalom.

2.4 Točka ničelnega momenta

Točka ničelnega momenta (ang. ZMP - Zero Moment Point) je točka, v kateri sta horizontalni komponenti reakcijskega navora enaki nič. V pričujočem delu izračun točke ZMP poteka preko izmerjenih in izračunanih kinematičnih podatkov parametrov gibanja segmentov telesa. V izračunu vse segmente obravnavamo kot toge. Predpostavimo tudi, da so tla vodoravna, toga in v mirovanju ter, da podplati po podlagi ne drsijo. Točko ZMP



Slika 1: Določanje lege ZMP - vplivne veličine

lahko izračunamo preko momentne ravnotežne enačbe, ki se glasi [8]:

$$\begin{aligned} M_R &= [0 \ 0 \ M_{Rz}]^T = \\ &= \sum_{i=1}^n (r_{COM,i} \times (m_i \cdot \vec{a}_i) + \\ &I_i \cdot \dot{\omega}_i + \omega_i \times (I_i \cdot \omega_i)) - \\ &r_{COM} \times m_{skupna} \cdot g + \\ &(\sum_{i=1}^n m_i \cdot \vec{a}_i - m_{skupna} \cdot g) \times \vec{r}_{ZMP}. \end{aligned} \quad (6)$$

V enačbi (6) indeks i predstavlja veličino i -tega segmenta. m označuje mase, a translacijske pospeške, ω in $\dot{\omega}$ pa kotne hitrosti in kotne pospeške segmentov. Vztrajnostne tenzorje segmentov I določimo preko antropometričnih podatkov človeka glede na večsegmentni model. M_R je rezultančni navor na podlagi, g gravitacijski pospešek ter \vec{r}_{ZMP} pozicija točke ZMP glede na referenčni koordinatni sistem. Vertikalno koordinato ZMP določimo po enačbi (5), podobno kot pri COP. Točki COP in ZMP sta pravzaprav ena in ista točka - poimenovanje s COP se

ponavadi podaja za točko izračunano preko merjenja reakcijskih podpornih sil, medtem, ko se izraz ZMP uporablja za izračunan položaj prijemališča reakcijske sile preko prispevkov gravitacijskih in vztrajnostnih sil [7].

3 Nosljivi senzorstvi

Za sprotno določitev predstavljenih ravnotežnih parametrov je potrebno meriti kinematiko in vertikalno komponento reakcijske sile podlage brez ožičenih povezav. V praksi za ta namen predvidevamo uporabo nosljivih senzorjev, ki so sposobni meriti reakcijske sile podlage in položaj COP pod stopali ter orientacijo segmentov (kote v sklepih). Za merjenje kinematike gibanja so uporabni inercialni senzorstvi (slika 2 levo), ki sestojijo iz večih MEMS senzorjev (pospeškometri, žiroskopi ter magnetometri), vgrajena pa je tudi procesna enota. Nosljive inercialne senzorstve odlikuje majhna velikost, brezžično oddajanje senzorne informacije in odprta arhitektura za integracijo dodatnih zmogljivosti. Primerni so za integracijo v nosljive robotske sisteme, ob primerni namestitvi na telo pa tudi za splošen opis kinematike gibanja človeka. Nosljive inercialne senzorstve je potrebno namestiti na segment telesa, ki ga želimo opazovati. Poznati je potrebno relativno postavitev inercialnega senzorstva glede na človeški segment (orientacijo in oddaljenost od proksimalnega sklepa). Senzorne informacije se preko senzorne fuzije z uporabo Kalmanovega filtra združijo v izhodno informacijo. Ta informacija je orientacija posamezne merilne enote glede na nek referenčni koordinatni sistem. Iz znane namestitve inercialnih senzorjev na subjekt so poznane orientacije segmentov ter prostorski koti v sklepih. Za mer-



Slika 2: Slika levo prikazuje popolnoma nosljivo miniaturno inercialno merilno enoto z lastnim napajanjem (izdelano s komponentami MEMS). Slika desno prikazuje brezžične merilne podplate, vgrajene v merilno obutev.

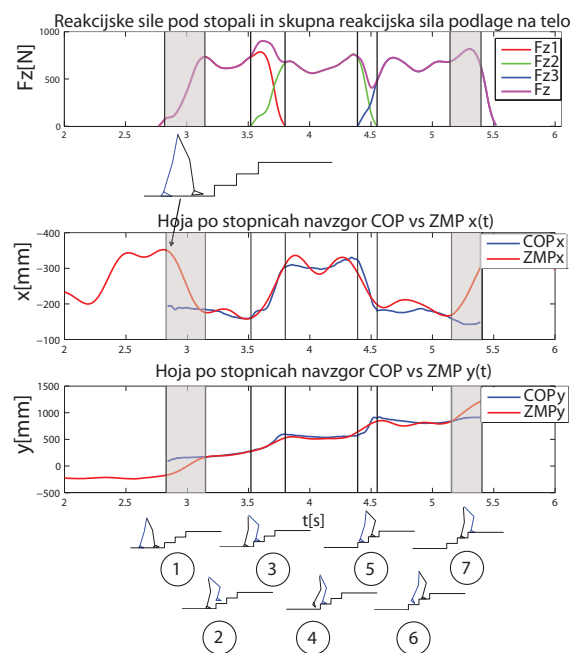
jenje reakcijskih sil pod stopali so uporabni merilni podplati (glej sliko 2 desno), ki delujejo na podlagi različnih principov merjenja pritiska ali deformacij. Novejši merilni podplati informacijo prenašajo brezžično do sprejemnika. Z združevanjem obeh vrst senzorjev je mogoče slediti človeškemu gibanju in reakcijskim silam pod platmi tudi izven laboratorijskega okolja, brezžično.

4 Določitev ravnotežnih parametrov v laboratorijskem okolju

Zgradili smo merilno okolje, ki sestoji iz sistema za merjenje kinematike gibanja ter instrumentaliziranega stopnišča, ki ima pod površino dostopa in prvih dveh stopnic vgrajene merilnike sile in navora. Instrumentalizirano

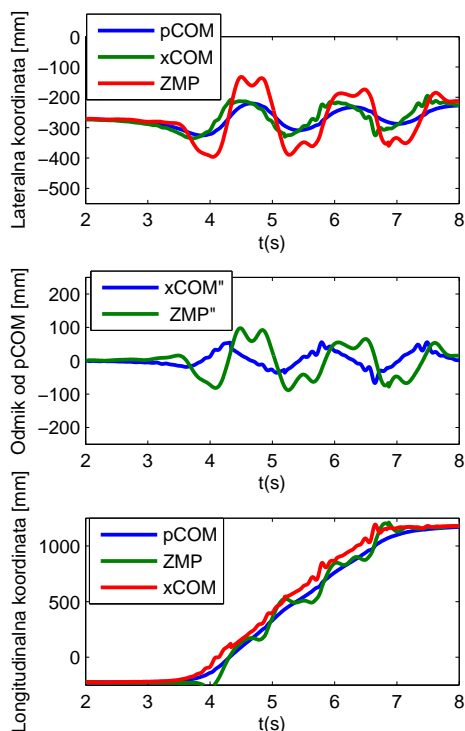
stopnišče sestoji iz treh stopnic, tretja se nadaljuje kot zgornja ploščad. Stopnišče je brez ograje, da zagotovimo samostojno hojo brez opore. S pomočjo optoelektronskega sistema Optotrak Certus in aktivnih markerjev pritrjenih na telo so bile izmerjene pozicije anatomskih točk telesa pri hoji po stopnicah. V študiji je sodelovalo 7 testnih oseb, 3 ženskega in 4 moškega spola. Nobena oseba ni imela predhodnih poškodb, ki bi vplivale na hojo. Protokol meritve je bilo 6-kratno vzpenjanje osebe po stopnicah.

5 Rezultati



Slika 3: Slika prikazuje trajektorije x in y komponente točke COP telesa in točke ZMP osebe 3 pri hoji po stopnicah navzgor. Hoja je bila začeta z desno nogo, spodaj so prikazane in oštevilčene faze enojne (soda števila) in dvojne (liha števila) opore. Zgornji graf prikazuje potek vertikalne komponente reakcijske sile podlage, izmerjen s pritiskovnimi ploščami. Z navpičnimi črtami so na grafih označeni dogodki začetka ter konca dotika ene izmed stopal s tlemi. Pri fazah dvojne opore, oštevilčenih s števili 1 in 7 in na grafu obarvanih s sivo, COP telesa ni reprezentativna, saj manjkajo podatki o sili in navoru za nasprotno okončino (v prejšnjem koraku ni bilo na voljo pritiskovne plošče).

Na sliki 3 sta prikazana časovna poteka trajektorij točk COP in ZMP v horizontalni ravnini. Trajektorija COP je v fazi dvojne opore na začetku in koncu hoje po stopnicah napačna, saj ne upošteva prispevkov druge oporne noge (ker ni podatkov o reakcijski sili pod tem stopalom). Znotraj intervala, ko poznamo podatke o reakcijskih silah za obe stopali, sta trajektoriji podobni z minimalnimi razlikami. Opravili smo statistično analizo razlik trajektorij COP in ZMP. Povprečna absolutna napaka trajektorij znaša 54 mm. V nadaljevanju predpostavimo, da je izračunana točka ZMP dovolj verna estimacija COP, kjer podatki iz pritiskovnih plošč niso na voljo. Slika 4 prikazuje primerjavo trajektorij ravnotežnih



Slika 4: Slika prikazuje trajektorije (1) točk pCOM, xCOM in ZMP v lateralni smeri, (2) točk ZMP in xCOM glede na položaj pCOM, v lateralni smeri ter (3) točk pCOM, ZMP in xCOM v smeri hoje

parametrov v odvisnosti od časa. Prvi graf (slika 4 zgoraj) prikazuje gibanje projekcije težišča pCOM in točke ničelnega momenta ZMP v lateralni smeri. Drugi graf (slika 4 v sredini) prikazuje gibanje točk xCOM ter ZMP glede na položaj pCOM. Prikazan je torej prispevek hitrosti k trajektoriji xCOM. Na srednjem grafu slike 4 je opaziti, da subjekt preide v ustaljeno stanje na drugi stopnici (približno ob času 5,5 sekunde) [10], [11], [12]. Opazimo tudi, da trajektorija točke xCOM nakazuje smer in amplitudo gibanja točke ZMP. V ustaljeni hoji po stopnicah je opaziti, da hitrost gibanja težišča dominantno vpliva na ravnotežje v lateralni smeri. Podobnost amplitud ter dejstvo, da izračun ZMP upošteva vztrajnostne prispevke vsakega segmenta posebej, kaže na to, da lahko pri hoji po stopnicah ravnotežne razmere zadovoljivo opišemo le z upoštevanjem hitrosti gibanja težišča in ne prispevkov vseh segmentov telesa. Trajektorija xCOM fazno prehiteva trajektorijo ZMP, kar je razvidno na sliki 4 spodaj, ki prikazuje trajektorije točk COM, xCOM ter ZMP v smeri gibanja. Koordinata xCOM prehiteva položaj ZMP, kar kaže, da je upoštevanje trenutne hitrosti gibanja težišča smiselno uporabiti pri vrednotenju stabilnosti človeka pri hoji po stopnicah.

6 Zaključek

V delu smo analizirali trajektorije ravnotežnih parametrov pCOM, xCOM, COP ter ZMP, ki smo jih izmerili v

laboratorijskem okolju. Pokazali smo, da je potek točk COP in ZMP skoraj identičen, kar pomeni, da sta ta parametra pravzaprav enaka. Primerjava trajektorij kaže, da je pri analizi stabilnosti pri hoji po stopnicah smiselno upoštevati hitrost gibanja težišča, ki preko vztrajnosti prispeva k vzdrževanju ravnotežja. Potrdili smo, da je sledenje ravnotežnim parametrom mogoče tudi pri hoji po stopnicah brez uporabe pritiskovnih plošč, česar v literaturi nismo zasledili. Na osnovi predstavljenih rezultatov bomo razvili sistem za sledenje ravnotežnih parametrov s nosljivimi senzorji. Brezžičen senzorčni sistem za vodenje proteze bo deloval popolnoma neodvisno od laboratorijskega okolja. Del projekta je implementacija sledenja ravnotežnih parametrov v vodenje proteze, da bi tekom izvajanja vodenja zagotavljali stabilno hojo uporabnika proteze.

7 Zahvala

Projekt CYBERLEGS je financiran iz 7. okvirnega programa evropske supnosti (FP7/2007-2013), številka pogodbe 287894.

8 Literatura

- [1] V. Zatsiorsky and V. Seluyanov, "The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body," *Biomechanics VIII-B*, vol. 56, no. 2, pp. 1152–1159, 1983.
- [2] P. De Leva, "Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters," *Journal of biomechanics*, vol. 29, no. 9, pp. 1223–1230, 1996.
- [3] A. Hof, M. Gazendam, and W. Sinke, "The condition for dynamic stability," *Journal of biomechanics*, vol. 38, no. 1, pp. 1–8, 2005.
- [4] A. Hof, "The 'extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking," *Human movement science*, vol. 27, no. 1, pp. 112–125, 2008.
- [5] J. Geursen, D. Altena, and C. Massen, "A model of the standing man for the description of his dynamic behaviour," *Agressologie*, vol. 17, no. 63–69, 1976.
- [6] D. Winter, "Human balance and posture control during standing and walking," *Gait & Posture*, vol. 3, no. 4, pp. 193–214, 1995.
- [7] P. Sardain and G. Bessonnet, "Forces acting on a biped robot. center of pressure-zero moment point," *Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans, IEEE Transactions on*, vol. 34, no. 5, pp. 630–637, 2004.
- [8] M. Dekker, "Zero-moment point method for stable biped walking," *Internship report DCT Nr.: 2009.072*, 2009.
- [9] D. Winter, *ABC (anatomy, biomechanics and control) of balance during standing and walking*. Waterloo Biomechanics, 1995.
- [10] R. Riener, M. Rabuffetti, and C. Frigo, "Stair ascent and descent at different inclinations," *Gait & posture*, vol. 15, no. 1, pp. 32–44, 2002.
- [11] B. McFadyen and D. Winter, "An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent," *Journal of biomechanics*, vol. 21, no. 9, pp. 733–744, 1988.
- [12] A. Stacoff, C. Diezi, G. Luder, E. Stüssi, and I. Kramers-de Quervain, "Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age," *Gait & posture*, vol. 21, no. 1, pp. 24–38, 2005.