

توسعه یک تابع هدف بهینه‌سازی برای تخمین معیار پایداری انسان در مواجهه با اغتشاشات سطح تکیه گاهی پا

داود نادری، محسن صادقی‌مهر، *بهنام میری‌پور فرد

دانشگاه بوعلی سینا همدان، دانشکده مهندسی، گروه مکانیک

E-mail: b-miripour@basu.ac.ir

چکیده

در اکثر تحقیقات تئوری که بر روی کنترل وضعیت تحت اغتشاشات سطح تکیه‌گاهی پا انجام شده، معیار بهینه‌سازی تنها قرار گرفتن مرکز فشار یا تصویر مرکز جرم یا بردار برون‌یابی شده آن در محدوده سطح تکیه‌گاهی پا است و توجهی به انرژی مصرفی و گشتاور مفاصل نشده است. در این مقاله با مدل‌سازی دینامیکی بدن انسان با بررسی معیارهای مختلف پایداری از قبیل معیار نیروی عمودی تکیه‌گاهها، مرکز فشار، بردار برون‌یابی شده مرکز جرم، نقطه ممان صفر و نیز کمینه سازی انرژی مصرفی در مفاصل، در نهایت تابع هدفی که به رفتار واقعی انسان در مواجهه با اغتشاشات تکیه‌گاهی نزدیک است معرفی شده است. همچنین با بررسی نتایج به دست آمده، مقایسه کمی و کیفی بین معیارهای فوق‌الذکر انجام شده است. نتایج حاصل از این تحقیق را می‌توان در بدست آوردن الگوهای حرکتی نزدیک به الگوهای افراد سالم و ارائه این مدل‌ها به متخصصین توانبخشی جهت طراحی تمرین‌های مناسب برای درمان افراد بیمار و نامتعادل و دوری از جراحات و صدمات به کار بست.

واژه‌های کلیدی: "اغتشاش سطح تکیه‌گاهی"، "معیارهای پایداری انسان"، "تخمین واکنش انسان"

۱- مقدمه

فرموله شده‌اند. از توابع هدف پیشنهاد شده دینامیکی می‌توان مجموع مربعات گشتاور اعمالی به مفصل را نام برد. معمولاً این مدل‌ها در بازتولید مسیرهای مشاهده شده در شرایط مختلف موفق بوده‌اند [۱].

در زمینه تعادل و کنترل وضعیت انسان، یکی از اغتشاشاتی که معمولاً اعمال می‌شود، حرکت انتقالی و یا دورانی سطح زیر پا می‌باشد [۲]. تحریکات سطح زیر پا از جمله تهدیداتی است که انسان در طول کارهای روزمره ممکن است با آن مواجه شود و باعث افتادن و ایجاد جراحات شود.

مطالعات زیادی بر روی پایداری انسان در مواجهه با اغتشاشات تکیه‌گاهی انجام شده است. ویلیام و همکاران [۳] فرض کردند که در حالت استاتیکی تا وقتی که تصویر مرکز جرم از سطح تکیه‌گاه خارج نشود شخص

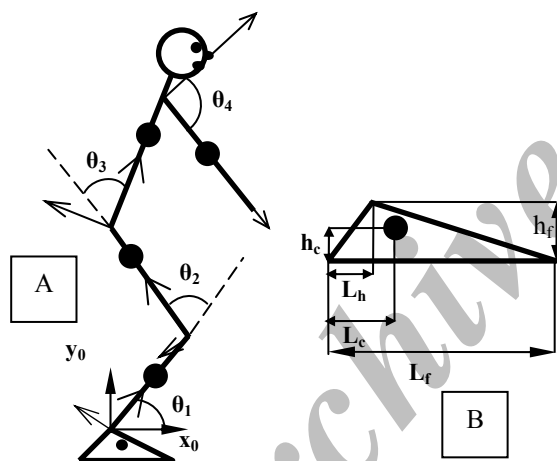
یکی از سوال‌های اساسی در بیومکانیک این است که در مدل‌سازی دینامیکی انسان، از میان بینهایت الگوی فعالیت عضلانی و یا معیار عملکرد، کدام را باید انتخاب کرد که به الگوی حرکتی انسان نزدیک باشد. فرضیه‌ای که در این مورد وجود دارد این است که CNS در انجام یک کار موتوری، فعالیت‌های هماهنگی تولید می‌کند تا برخی از مقادیر عملکردی مانند انرژی و همواری مسیر را بهینه سازد. بر این اساس دو نوع مختلف از توابع هدف پیشنهاد شده است: توابع هدف سینماتیکی و توابع هدف دینامیکی.

در توابع هدف سینماتیکی هدف همواری مسیر است. به عنوان مثال تابع هدف می‌تواند مربع اندازه جرک (Jerk) باشد. نوع دوم توابع هدف بر اساس مقادیر دینامیکی

دوران سطح زیر پا به مدل اعمال شده است. با بررسی معیارهای مختلف از قبیل نیروی عمودی تکیه‌گاهها، نقطه ممان صفر، مرکز فشار، قرارگیری بردار برون‌یابی شده مرکز جرم در داخل سطح تکیه‌گاهی و معیار کمینه کردن انرژی مصرفی در مفاصل و همچنین ترکیبی از این معیارها در نهایت معیاری که به رفتار واقعی انسان نزدیک است معرفی شده است.

۲- حل معادلات دینامیکی

مدل دوبعدی ۵ لینکی برای شبیه‌سازی سینماتیکی و سینتیکی بدن در صفحه ساجیتال استفاده شده است. ساختار آناتومیکی بصورت مجموعه‌ای از لینک‌های صلب فرض شده است که نشان دهنده سر و تنه، دست، ران، ساق و پا است (شکل ۱) این اجزاء به وسیله چهار مفصل قوزک، زانو، کمر و شانه به هم متصل‌اند.



شکل ۱: A- مدل ۵ لینکی بدن انسان B- پارامترهای پا

هر لینک با چهار خصوصیت آنترپومتریکی و اینرسی توصیف می‌شود که عبارتند از: جرم، طول، شعاع ژیراسیون و فاصله‌ی مرکز جرم نسبت به مفصل دورتر (Distal). محل مرکز جرم هر عضو در نقطه‌ای روی خط اتصال دهنده دو مفصل همسایه در نظر گرفته می‌شود. مقادیر پارامترهای فوق از جداول آنترپومتریکی [۱۲] بدست می‌آیند. (جداول ۱ و ۲)

پایدار است. اما پای و همکارانش [۴] پیشنهاد کردند برای اینکه بتوان دید بهتری نسبت به محدوده پایداری دینامیکی داشت باید اثر سرعت مرکز جرم نیز در محاسبات وارد شود. آنها بردار برون‌یابی شده مرکز جرم را تعریف کردند. در تحقیق دیگری اقبال و پای [۵] با استفاده از شبیه‌سازی و بهینه‌سازی روی یک مدل بیومکانیکی تاثیر حرکت زانو بر حفظ تعادل را بررسی کردند. کو و همکاران [۷و۶] به کمک یک مدل بیومکانیکی ماهیچه اسکلتی و با استفاده از تکنیکهای بهینه‌سازی، مجموعه‌ای از تمام شتابهای مچ و کمر را که می‌توانند با توجه به شدت ناپایداری پایه، با حداقل تحریک ماهیچه‌ها بدن را به حالت تعادل پایدار باز گردانند محاسبه کردند. این محاسبات برای دو هدف وضعیتی متفاوت انجام شدند. یک هدف موقعیت (مستقیم بودن راستای بدن) و دیگری هدف پایداری (حفظ مرکز جرم در مرز پایداری).

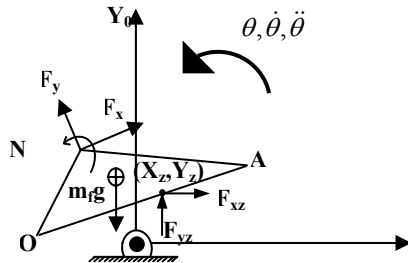
پای و پاتن [۸] با استفاده از این قید که در حین ایستادن، مرکز فشار در کف پا قرار می‌گیرد، یک مدل پاندولی برای پیشگویی تعادل پیشنهاد دادند. آنها نتایج آزمایش بر روی اشخاص را با پیشگویی‌های حاصل از مدل، در دو مورد با هم مقایسه کردند: ۱- محدوده امنیت مرکز فشار که به عنوان کمترین فاصله بین مرکز فشار و لبه پا تعریف می‌شود. ۲- خط سیر مرکز جرم با حالت‌های امکان‌پذیر. انطباق بسیار خوبی بین پیشگویی حاصل از مدل و نتایج آزمایش مشاهده شد. برای اینکه اشخاص در حالت ایستاده تعادل داشته باشند باید همواره مرکز فشار در کف پا قرار گیرد. پوپوویچ و همکارانش [۹] توانستند با اندازه‌گیری موقعیت مرکز فشار پا به یک معیار پایداری برای دست-یابی به وضعیت ایستایی اشخاص برسند.

همچنین در تحقیقات دیگری از معیار نیروی عمودی تکیه‌گاهها برای پایداری مدل انسانی در برابر اغتشاش دورانی سطح زیر پا استفاده شده است [۱۰ و ۱۱].

در این مقاله با مدلسازی دینامیکی بدن انسان به صورت یک مدل پنج لینکی دو بعدی در صفحه ساجیتال، ابتدا معادلات دینامیکی مدل حل و سپس اغتشاشی به صورت

$$F_{xz} = m_f(b + h_c)(\dot{\theta}^2 \sin \theta - \ddot{\theta} \cos \theta) + F_x \cos \theta - F_y \sin \theta \quad (1)$$

$$F_{yz} = -m_f(b + h_c)(\dot{\theta}^2 \cos \theta + \ddot{\theta} \sin \theta) + m_f g + F_y \cos \theta + F_x \sin \theta \quad (2)$$



شکل ۴: نیروهای وارده به کف پا و نقطه ممان صفر

$$X_z = (-F_{xz} \frac{\sin(\theta + \alpha_1) - \sin(\theta + \alpha_2)}{\cos(\theta + \alpha_1) - \cos(\theta + \alpha_2)} + F_{yz})^{-1} \times [F_{xz} l_1 (-\cos(\theta + \alpha_1) \frac{\sin(\theta + \alpha_1) - \sin(\theta + \alpha_2)}{\cos(\theta + \alpha_1) - \cos(\theta + \alpha_2)} + \sin(\theta + \alpha_1) - \sin(\theta + \alpha_2)) + F_{yz} l_1 \cos(\theta + \alpha_2) + N - F_x h_f + F_y L_h - m_f g (h_c \sin \theta - a \cos \theta) + I_f \ddot{\theta} - m_f (-a(b \dot{\theta}^2 + a \ddot{\theta}) + h_c(a \dot{\theta}^2 - b \ddot{\theta}))]$$

در معادله ۳، عبارت‌های a , b , α_1 , α_2 , l_1 مربوط به پارامترهای هندسی صفحه زیرپا هستند.

مختصات مرکز جرم و سرعت افقی مرکز جرم را هم می‌توان با استفاده از روابط زیر بدست آورد:

$$X_{com} = \frac{\sum_{i=1}^5 m_i X_i}{M_{total}}, \dot{X}_{com} = \frac{\sum_{i=1}^5 m_i \dot{X}_i}{M_{total}} \quad (4)$$

$$Y_{com} = \frac{\sum_{i=1}^5 m_i Y_i}{M_{total}}, \dot{Y}_{com} = \frac{\sum_{i=1}^5 m_i \dot{Y}_i}{M_{total}}$$

۳- بهینه سازی

از آنجا که معادلات دینامیکی مدل غیرخطی هستند، با یک مسئله بهینه‌سازی غیرخطی و مقید مواجه هستیم. قبل از انجام بهینه‌سازی باید تابع هدف و قیود مشخص

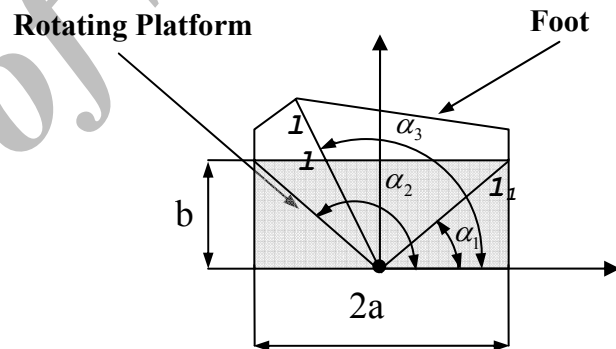
جدول ۱: مقادیر آنتروپومتریک پا

h_f (m)	h_c (m)	L_f (m)	L_h (m)	L_{cf} (m)
0.065	0.0325	0.25	0.075	0.125

جدول ۲: مقادیر آنتروپومتریک اعضاء

Segment	Foot	Shank	Thigh	Trunk	Hand
Length(m)	0.25	0.405	0.405	0.475	0.810
Mass(kg)	2.01	6.433	13.83	39.986	6.918
Length of CoM(m)	0.125	0.230	0.230	0.160	0.380

برای تعریف اغتشاش خارجی و اعمال آن صفحه زیر پا را به صورت شکل ۲ در نظر می‌گیریم.



شکل ۲: صفحه زیر پا و پارامترهای آن

با استفاده از نمادگذاری دناویت هارتنبرگ و استفاده از الگوریتم تکراری نیوتن اوایلر [۱۳] معادلات دینامیکی برای اعضای ساق، ران، تنه و سر و دست حل شدند تا نیروها و گشتاورهای حاصل از آن بر روی مفصل قوزک بدست آیند. در مرحله بعد با توجه به معیار پایداری انتخابی معادلات مربوط به عضو پا حل می‌شود. به عنوان مثال برای بدست آوردن نقطه ممان صفر با توجه به شکل ۴ و با نوشتن سه معادله تعادل و یک معادله قیدی (نقطه ممان صفر بر روی خط OA قرار دارد) محل نقطه ممان صفر و مولفه‌های عمودی و افقی نیروهای وارده بر پا بدست می‌آیند.

تعریف می شوند:

$$F_{goal} = \sum_{i=1}^4 |\tau_i|, \quad F_{goal} = \sum_{i=1}^4 |\tau_i \cdot \dot{\theta}_i| \quad (9)$$

در معادله فوق τ_i معرف گشتاور مفصل i ام است.

در این تحقیق علاوه بر توابع فوق، ترکیبی از این توابع نیز به عنوان تابع هدف در نظر گرفته شده است به عنوان مثال می توان به تابع هدف زیر اشاره کرد:

$$\left(W_1 |X_{zmp} - X_{0zmp}| + W_2 \sum_{i=1}^4 W_{n+2} |\tau_i| \right)^n = 0 \quad (10)$$

مقادیر W ضرایب وزنی هستند.

از مهمترین قیود بهینه سازی می توان به محدوده حرکتی مفاصل اشاره کرد که برای مدل دویعدی استفاده شده مطابق جدول زیر خواهد بود:

جدول ۳: محدوده حرکتی مفاصل

Joint	Min(deg)	Max(deg)
Ankle	-20	35
Knee	0	150
Hip	-110	30
Hand	-240	10

لازم به ذکر است که برای بهینه سازی از جعبه ابزار بهینه سازی نرم افزار MATLAB استفاده شده است [۱۷].

۴- بحث بر روی نتایج

در مدل مورد استفاده چهار مفصل وجود دارد که برای هر مفصل سه پارامتر موقعیت زاویه ای، سرعت و شتاب زاویه ای بهینه برای حفظ پایداری باید مشخص شود. پس در حالت کلی تابع هدف، یک تابع ۱۲ متغیره خواهد بود. اما برای وابسته کردن مقادیر مفصلی به یکدیگر و همچنین تسریع در روند انجام بهینه سازی ها و مقایسه آنها با یکدیگر، بهینه سازی تنها بر اساس موقعیت های زاویه ای انجام شده و در هر بازه زمانی مقادیر متوسط سرعت و شتاب های زاویه ای برای رسیدن به این موقعیت ها محاسبه شده است.

گردند.

بر اساس معیار نیروی عمودی تکیه گاهها، برای حفظ پایداری در مقابل اغتشاش خارجی، شخص باید با تغییر موقعیت اعضاء و یا با تغییر سرعت و شتاب های زاویه ای آنها کاری کند که نسبت بین نیروهای پنجه و پاشنه برابر با مقدار این نسبت در هنگام ایستایش در حالت عادی شود [۱۴]. بر اساس این معیار تابع هدف به صورت زیر است:

$$F_{goal} = \left(\left(\frac{F_{heel0}}{F_{toe0}} \right) \times F_{toe} - F_{heel} \right)^2 \quad (5)$$

نقطه ممان صفر نقطه ای است که در آن برآیند تمامی گشتاورهای وارد بر مدل صفر است. این معیار بیشتر در مبحث پایداری ربات های انسان نما استفاده می شود [۱۵]. برای حفظ تعادل استاتیکی مدل، لازم است که مرکز ثقل آن در محوطه تکیه گاه قرارگیرد ولی برای تعادل دینامیکی، امکان دارد مرکز ثقل خارج از این منطقه واقع شود و در این هنگام ضرورت دارد که نقطه ممان صفر در منطقه مورد نظر قرارگیرد. بر اساس این معیار تابع هدف به صورت زیر تعریف می شود:

$$F_{goal} = (X_{zmp} - X_{0zmp})^2 \quad (6)$$

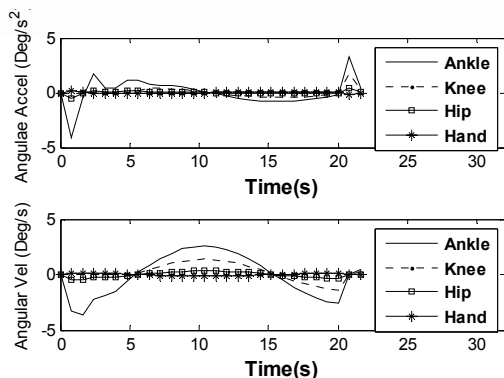
از معیارهای دیگر پایداری دینامیکی، قرار گرفتن بردار برون یابی شده موقعیت مرکز جرم در محدوده تکیه گاهی پا است. بردار برون یابی شده موقعیت افقی مرکز جرم به صورت زیر تعریف می شود [۱۶]:

$$X_{com} = x + \frac{\dot{x}}{\omega_0}, \quad \omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}} \quad (7)$$

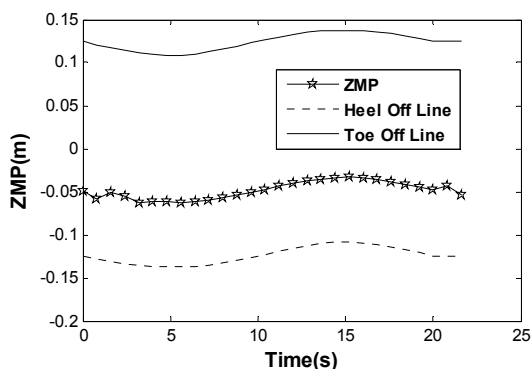
که در آن g شتاب گرانش و l طول پاندول معکوس است که در این تحقیق برابر با موقعیت عمودی مرکز جرم در حالت ایستایش عادی در نظر گرفته می شود. با این معیار تابع هدف را می توان به شکل زیر در نظر گرفت:

$$F_{goal} = (X_{com} - X_{0com})^2 \quad (8)$$

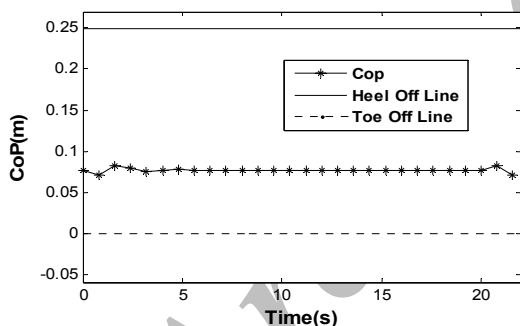
از معیارهای دیگر می توان انرژی مصرفی در مفاصل و یا گشتاورهای ایجاد شده در آن را نام برد که به صورت زیر



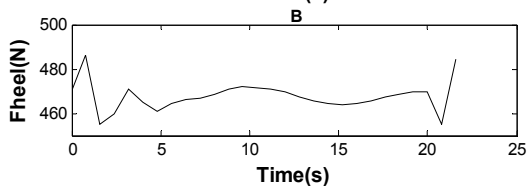
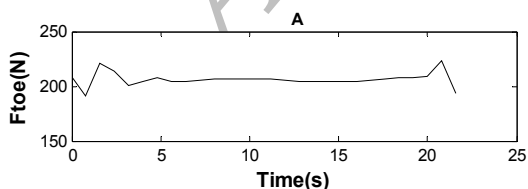
شکل ۷: سرعت‌ها و شتاب‌های بهینه مفاصل



شکل ۸: موقعیت نقطه ممان صفر (در دستگاه مرجع)

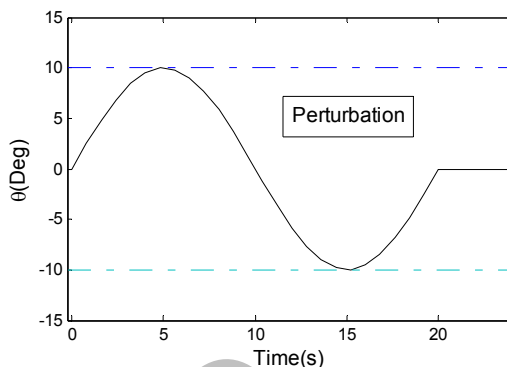


شکل ۹: موقعیت مرکز فشار



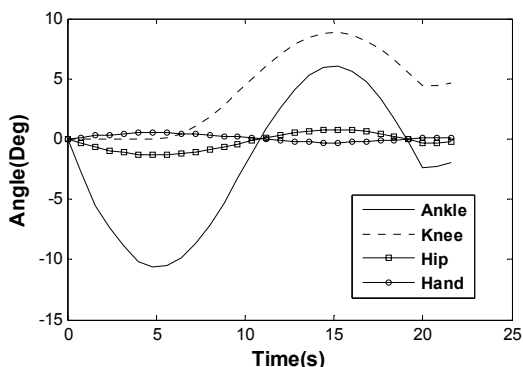
شکل ۱۰: A- نیروی وارده بر پنجه B- نیروی وارده بر پاشنه (بدست آمده با معیار ZMP)

اغتشاشی دورانی به صورت شکل ۵ به پایه وارد می‌شود:



شکل ۵: تابع اغتشاش دورانی وارد بر صفحه زیرپا

بهینه‌سازی موقعیت زاویه‌ای مفاصل بر اساس معیارهای مختلف انجام شده و نمودارهای مربوط به مقادیر بهینه زوایا و سرعت‌ها و شتاب‌های زاویه‌ای تخمین زده شده بر اساس موقعیت زاویه‌ای و موقعیت مرکز فشار، مرکز جرم و بردار برون یابی شده آن، نقطه ممان صفر، گشتاور و توان مصرفی مفاصل، نیروهای پنجه و پاشنه و تغییرات انرژی مکانیکی مدل رسم می‌شود. به عنوان مثال در شکل‌های ۶ تا ۱۳ نتایج حاصل برای بهینه‌سازی بر اساس معیار نقطه ممان صفر را مشاهده می‌کنید.



شکل ۶: موقعیت های زاویه‌ای بهینه برای معیار نقطه ممان صفر

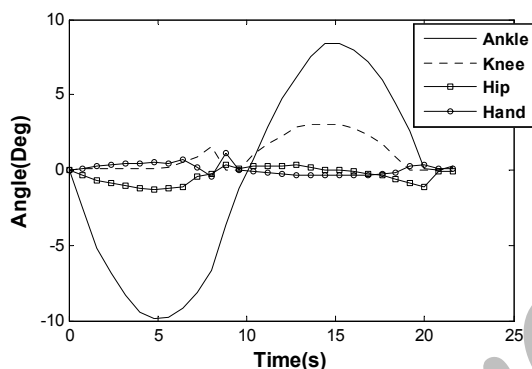
بهینه سازی انجام شده نمایشگر الگوی واکنشی واقعی انسان نمی باشد و برای بدست آوردن الگوی واقعی باید تابع هدف را تغییر داد.

با بررسی توابع هدف مختلف، تابعی که به نظر می آید با عکس العمل واقعی انسان هم خوانی داشته باشد به صورت زیر معرفی می شود:

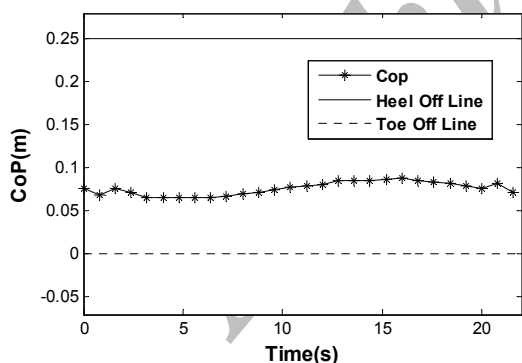
$$F_{goal} = (X_{zmp} - X_{0zmp})^2, \quad (11)$$

$$ceq = (10|\tau_1| + |\tau_2| + |\tau_3| + |\tau_4|)$$

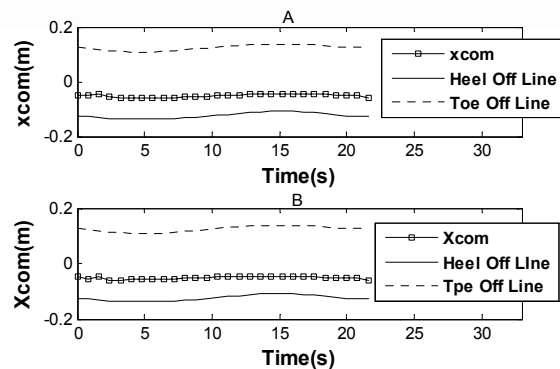
در شکل های ۱۴ تا ۲۱، نتایج حاصل از بهینه سازی ها بر اساس تابع هدف فوق را مشاهده می کنید:



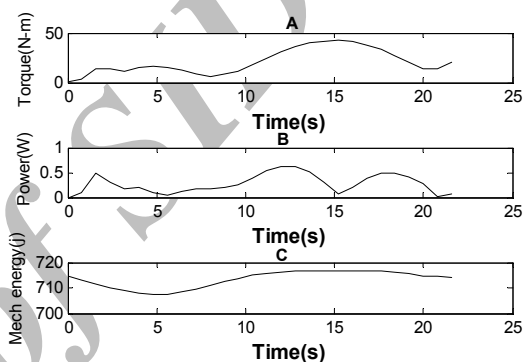
شکل ۱۴: موقعیت های زاویه ای بهینه برای تابع هدف پیشنهادی



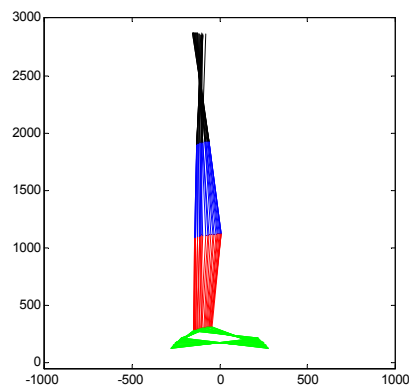
شکل ۱۵: موقعیت مرکز فشار بر اساس تابع هدف پیشنهادی در دستگاه متصل به پا



شکل ۱۱: A- موقعیت افقی مرکز جرم B- موقعیت افقی بردار برون یابی شده مرکز جرم

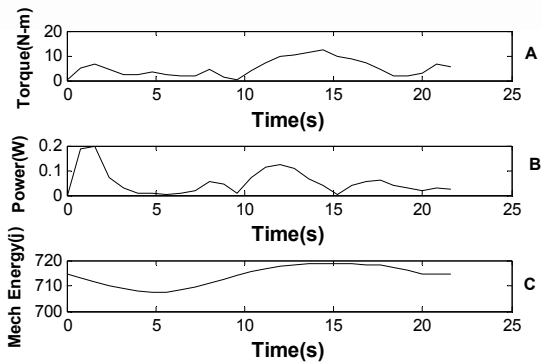


شکل ۱۲: مجموع گشتاور مفاصل B- مجموع توان مصرفی مفاصل C- انرژی مکانیکی مدل

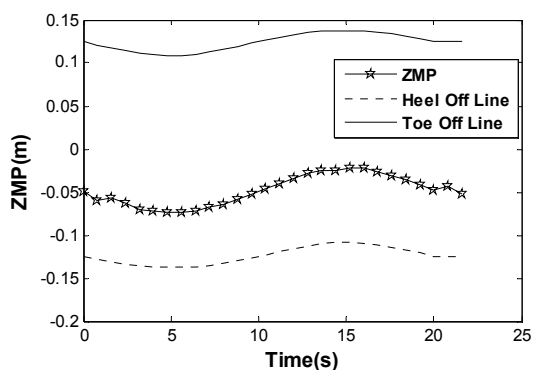


شکل ۱۳: نمایش موقعیت اعضا (بدون دست) در طول اغتشاش (Stick Figure)

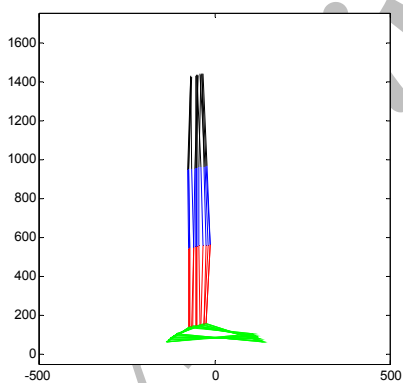
همانگونه که در شکل ۹ مشاهده می شود با انجام بهینه سازی مرکز فشار پا همواره در یک نقطه ثابت باقی مانده است در صورتی که بر اساس نتایج تجربی [۱۸] می دانیم که مرکز فشار حتی در حالت ایستادن عادی، به علت تنفس همواره نوسان داشته و ثابت نیست. بنابراین



شکل ۱۹: A- مجموع گشتاور مفاصل B- مجموع توان مصرفی مفاصل C- انرژی مکانیکی مدل

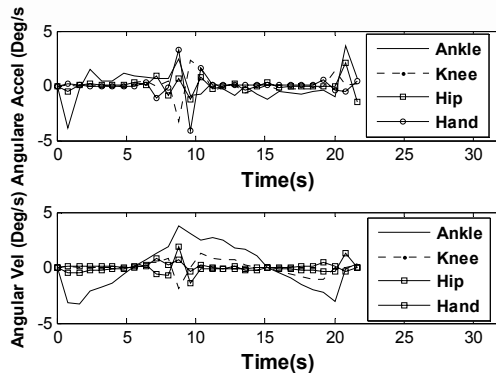


شکل ۲۰: موقعیت نقطه ممان صفر (در دستگاه مرجع)

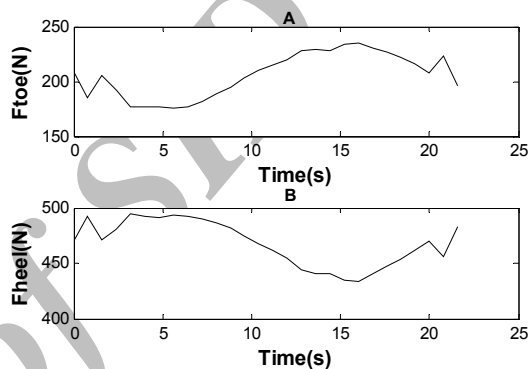


شکل ۲۱: نمایش موقعیت اعضا (بدون دست) در طول اغتشاش (Stick Figure)

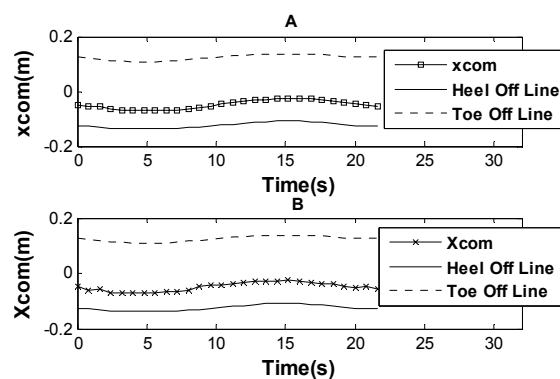
با تابع هدف جدید مجموع گشتاورهای مفصلی مدل و توان مصرفی در کل زمان بهینه سازی به ترتیب برابر با ۱۴۰/۴ نیوتن متر و ۱/۴۵ وات می شود در صورتی که در تابع هدف قبلی مجموع گشتاورهای مفصلی مدل و توان مصرفی به ترتیب ۵۷۵/۲۴ نیوتن متر و ۷/۶۱۳ وات بود. یعنی با تابع هدف جدید ۷۵/۶ درصد کاهش گشتاور و



شکل ۱۶: سرعت‌ها و شتاب‌های بهینه مفاصل



شکل ۱۷: A- نیروی وارده بر پنجه B- نیروی وارده بر پاشنه (بدست آمده با تابع هدف پیشنهادی)



شکل ۱۸: A- موقعیت افقی مرکز جرم B- موقعیت افقی بردار برون یابی شده مرکز جرم

- forward movement", Journal of biomechanics, Volume 33, Issue 12, pp. 1619-1627, 2000.
- [6] A. Kuo, F. Zajac, "Human standing posture: multijoint movement strategies based on biomechanical constraints", in: Allum JHJ, Allum-Mecklenburg DJ, Harris FP, Probst R, editors. Progress in Brain Research: Vol. 97: Natural and Artificial Control of Hearing and Balance. Amsterdam: Elsevier, pp. 349-58. 1993.
- [7] C. F. Runge, C. L. Shupert, F. B. Horak, F.E. Zajac, "Ankle and hip postural strategies defined by joint torques", Gait and Posture 10, pp. 161-170, 1999.
- [8] J. L. Patton, "Global Modeling of Adaptive, Dynamic Balance Control", Master's thesis, Northwestern University, 1998.
- [9] M. R. Popovic, I. P. I. Pappas, K. Nakazawa, T. Keller, M. Morari, V. Dietz, "Stability criterion for controlling standing in able-bodied subjects", Biomechanics, No. 33, 2000.
- [۱۰] بهنام میری پور فرد، داود نادری، محسن صادقی مهر، "مدلسازی انسان و بهینه‌یابی پایداری استاتیکی و دینامیکی آن در اثر دوران سطح زیر پا در صفحه ساجیتال"، مجموعه مقالات پانزدهمین کنفرانس سالانه (بین المللی) مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، اردیبهشت ۱۳۸۶.
- [۱۱] سعید داودآبادی فراهانی، محسن صادقی مهر، داود نادری، "مدلسازی و بهینه‌یابی استاتیکی حرکت تعادلی انسان روی صفحه نوسان‌کننده در صفحه فرانتال"، مجموعه مقالات پانزدهمین کنفرانس سالانه (بین المللی) مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، اردیبهشت ۱۳۸۶.
- [12] D.A. Winter, "Biomechanics and Motor Control of Human Movement", Wiley, Inc., New York, NY, pp. 51-74, 1990.
- [13] j. j. Craig, "Introduction to robotics mechanics and control", 2th edition, Addison-Wesley, 1989.
- [14] A. Meghdari, D. Naderi and M. A. Alam, "Neural-network-based Observer for Real-Time Tipover Estimation", Mechatronics 15: 989-1004, 2005.
- [15] J. Kim, K. Chung, Y. Youm and B. H. Lee, "Real-Time ZMP Compensation Method Using Null Motion for Mobile Manipulators", Proc. IEEE. Int. Conf. On Robotics & Automation, PP. 1976-1972.
- [16] A. L. Hof, M. G. J. Gazendam, W. E. Sinke, "The condition for dynamic stability". Journal of Biomechanics 38, pp. 1-8, 2005.
- [17] Math Works Inc, "Optimization Toolbox for Use with MATLAB", User's Guide, 2001.
- [18] D. Winter, F. Prince, J. S. Frank, C. Powell, K. F. Zabjek, "Unified Theory Regarding A/P and M/L Balance in Quite Stance", Journal of Neurophysiology, Vol. 75, No. 6, june 1996.

۸۰٫۹ درصد کاهش مصرف توان در مفاصل خواهیم داشت. از طرفی همانگونه که در شکل ۱۵ مشاهده می‌کنیم، مرکز فشار همانند تابع هدف قبلی در یک نقطه ثابت نمانده است بلکه با نوساناتی در محدوده پایداری قرار می‌گیرد. این امر در حالت ایستادن عادی مورد تایید نتایج تجربی است [۱۸]. بر اساس تابع هدف جدید تغییرات زاویه‌ای زانو کمتر از حالت قبلی شده است و مدل به کمک استراتژی مچ و کمر (در واقع با ترکیبی از این دو) سعی در حفظ تعادل دارد که این موضوع نیز در اغتشاشات سطح زیر پا مورد تایید نتایج تجربی است [۷]. تنها اشکال تابع هدف جدید این است که همواری مسیر اندکی نسبت به توابع هدف قبلی کمتر می‌شود.

۵- نتیجه‌گیری

الگوی حرکتی به دست آمده با معیار نقطه ممان صفر بسیار مشابه با معیار نیروی عمودی تکیه‌گاه‌ها است. در برابر اغتشاش آرام، برای حفظ بردار برون‌یابی شده مرکز جرم در ناحیه پایداری توان بیشتری باید مصرف شود. همچنین این معیار حاشیه پایداری بیشتری نسبت به معیارهای دیگر ارائه می‌کند. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که معیار بردار برون‌یابی شده مرکز جرم نیز می‌تواند برای به دست آوردن الگوهای حرکتی پایدار مناسب باشد.

بر اساس نتایج تجربی، تابع هدف توسعه داده شده، الگوهای حرکتی بسیار نزدیک به رفتار واقعی انسان ارائه می‌کند و استفاده از این تابع هدف در بهینه‌سازی‌های تئوری پیشگویی‌ها و نتایج بهتری بدست خواهد داد.

مراجع

- [1] D. J. Newman, J. H. Saleh, "Optimization principles in motor control", Department of Aeronautics and Astronautics Massachusetts Institute of Technology.
- [2] Z. Matjacic, "A multi purpose rehabilitation frame: an apparatus for experimental investigations of human balance and postural control", Journal of medical engineering & Technology, Volume 24, Number 6, 2000.
- [3] A. Shumway-Cook, M.H. Woolacott, "Motor Control: Theory and Practical Applications", Williams & Wilkins, Baltimore, MD, 1995.
- [4] Y.-C. Pai, J.L. Patton, "Center of mass velocity-position predictions for balance control", Journal of Biomechanics 30, pp. 347-354, 1997.
- [5] K. Iqbal, Y.C. Pai, "Predicted region of stability for balance recovery: motion at the knee joint can improve termination of