

Experimental and Theoretical Investigation of Human Stability under Tilting Base Plate in the Sagittal Plane

D. Naderi^{1*}, M. Sadeghi-Mehr², N. Farahpour³, B. Miripour-Fard⁴

¹ Assistant Professor, Mechanical Engineering Department, Engineering School, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran

² Assistant Professor, Mechanical Engineering Department, Engineering School, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran,
msmehr@basu.ac.ir

³ Associate Professor, Physical Education and Sport Science Department, Literature and Humanities School, Bu-Ali Sina
University, Hamedan, Iran, naderfarahpour1@gmail.com

⁴ M.Sc Student of Mechanical Engineering, Engineering School, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran,
behnam_miripur@yahoo.com

Abstract

Cognition of human postural responses can provide valuable insight on the control of stability. Researchers can use this finding to design rehabilitation exercises to improve the patients, balance. This study was done with the aim of conducting theoretical and experimental investigations on human response to tilting base plate in the sagittal plane. A four-segment model with three degrees of freedom was used as a biomechanical model of human body and its motion was studied in the sagittal plane. The postures of model were found by optimization technique such that the stability of model to be optimum. Zero moment point stability criterion was applied to find the optimum posture against the tilting base plate. To verify the theoretical results experimentally, the stability measure device was designed and manufactured. In several trials, the responses of ten male healthy persons standing on a tilting platform under perturbations were recorded by using the motion analysis system. Through data analysis, the response of each subject was surveyed and the experimental and theoretical results were compared. Both the experimental and theoretical results showed that the human central nervous system evokes the ankle strategy to keep its balance under tilting base plate conditions. A good coincident between the experimental results and theoretical predictions was observed, indicating that the model basis optimization method can be well relied upon to predict the human joints angle trajectories in response to base plate tilting.

Keywords: Human stability; Tilting platform; Sagittal plane; Dynamic modeling; Optimization; Motion analysis system

*Corresponding author

Address: Davood Naderi Mechanical Engineering Department, Engineering School, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran

Tel: +98 811 8257410

Fax: +98 811 8257400

E-mail: d_naderi@basu.ac.ir

مطالعه فرضیه‌ای و تجربی پایداری انسان در اثر دوران سطح زیر پا در صفحه ساجیتال

داود نادری^۱، محسن صادقی‌مهر^۱، نادر فرهپور^۲، بهنام میری‌پور فرد^۳

^۱ استادیار گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان

^۲ استادیار گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان msmehr@basu.ac.ir

^۳ دانشیار گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده ادبیات، دانشگاه بوعلی سینا، همدان naderfarahpour1@gmail.com

^۴ دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان behnam_miripur@yahoo.com

چکیده

شناخت واکنش‌های حرکتی انسان علاوه بر کاربردهایی رایج در ریاتیک و گرافیک کامپیوتری، به محققان این امکان را می‌دهد که با تشریح و بررسی دقیق عکس‌العمل‌ها، ضمن کسب اطلاعات کاملی از فرایند حفظ پایداری و روند وقوع حرکت، الگوهای حرکتی مناسب و بهینه‌ای برای تقویت سیستم عصبی-عضلانی و کمک به حفظ پایداری انسان، پیشنهاد کنند. در این مقاله به دو روش فرضیه‌ای و تجربی به بررسی پایداری انسان در برابر اغتشاش ناپایدار کننده‌ای به صورت دوران سطح زیر پا، پرداخته شده است.

در روش فرضیه‌ای با در نظر گرفتن یک مدل ریاتیکی چهار لینیکی برای انسان و حل معادلات سینماتیکی و دینامیکی مدل با در نظر گرفتن اغتشاش خارجی، سعی شد به روش بهینه‌سازی و بر اساس معیار پایداری نقطه ممان صفر، الگوهای حرکتی برای حفظ پایداری انسان تعیین شود. در روش تجربی به منظور مشاهده عکس‌العمل واقعی انسان به اغتشاش دوران سطح زیر پا، دستگاه اعمال کننده اغتشاش دورانی طراحی و ساخته و آزمایش‌هایی بر روی ۱۰ فرد سالم انجام شد. با اجرای این آزمایش‌ها واکنش سینماتیکی انسان به اغتشاش ناپایدار کننده سطح زیر پا به وسیله دوربین‌های فرکانس بالا ضبط شد. پس از پردازش داده‌ها، مشاهدات تجربی با محاسبات فرضیه حاصل از روش بهینه‌سازی مقایسه شدند. بررسی نتایج دو روش- با نمایش انطباق خوب نتایج تجربی و فرضیه‌ای- توانایی بسیار بالای روش مدل‌سازی و بهینه‌سازی در تعیین واکنش‌های حرکتی انسان را نشان داد. همچنین نتایج هر دو روش نشان داد که سیستم کنترل عصبی-عضلانی انسان به طور عمده استراتژی میج پا را برای حفظ پایداری در برابر دوران سطح زیر پا فراخوانی می‌کند. بنابراین تقویت مفصل میج و عضلاتی که در بکارگیری استراتژی میج نقش کلیدی دارند یک گام مهم در جلوگیری از التادن افراد سالخورده در اثر چنین اغتشاشی خواهد بود.

واژه‌های کلیدی: پایداری انسان؛ پایه دوران کننده؛ صفحه ساجیتال؛ مدل‌سازی؛ بهینه‌سازی؛ سیستم تحلیل گر حرکت

*همه‌دار مکاتبات

نشانی: همدان، دانشگاه بوعلی سینا، دانشکده مهندسی، گروه مهندسی مکانیک

تلفن: ۰۸۱۱-۸۲۵۷۲۱۰، دورنگان: ۰۸۱۱-۸۲۵۷۲۰۰، پیام نگان: d_naderi@basu.ac.ir

۱- مقدمه

شده است. این استراتژی برای مقابله با اغتشاشات کوچک به کار می‌رود.

در مقابل استراتژی کمر^۱ به صورت پیچ و تاب خوردن بدن شبیه به یک پاندول معکوس دوتکه‌ای دارای مفصل در کمر، توصیف شده است. استراتژی اخیر برای پاسخ به اغتشاشات سریع سطح زیر پا توسط بدن به کار گرفته می‌شود گرچه ترکیبی از استراتژی‌های فوق نیز ممکن است برای حفظ پایداری به کار رود [۲]. در زمینه مطالعات تجربی مربوط به پایداری انسان، مدل‌هایی نیز برای شبیه‌سازی و پیش‌بینی رفتارهای حرکتی انسان ارائه شده است. از آنجا که بدن انسان هر حرکت را بر اساس یک معیار بهینه انجام می‌دهد، کنترل حرکت را می‌توان به یک تابع هزینه بهینه‌سازی وابسته کرد. در نتیجه روش بهینه‌سازی برای تعیین حالت‌های وضعی هماهنگ، مطالعه شده است و به نظر می‌رسد این روش برای درک بهتر کنترل حرکتی عصبی عضلانی راه‌گشا باشد [۷].

محققان روش بهینه‌سازی را برای محاسبه و تحلیل حرکات متفاوتی مانند اشاره با دست، بلندکردن بار با دست [۸، ۹] و راه رفتن [۱۰] استفاده کرده‌اند. پای و اقبال^۴ [۱۱] با رهیافت فرضیه‌ای^۵ و بر اساس نظریه به کارگیری استراتژی میچ، یک مدل دو درجه آزادی به صورت یک پاندول معکوس همراه با پایه (با یک درجه آزادی) ارائه کردند و به وسیله آن محدوده‌های پایداری انسان تحت تأثیر جابجایی سطح زیر پا را شناسایی کردند. بر اساس نظریه به کارگیری استراتژی کمر مدل سه درجه آزادی دیگری به صورت پاندول معکوس ارائه شده است که مفصل کمر را نیز شامل می‌شود. اما تحقیقات دیگری نیز وجود دارند که به مطالعه اثر مفصل زانو به عنوان استراتژی دیگری پرداخته است. آنها از مدلی با سه درجه آزادی استفاده کرده و نشان داده‌اند که استفاده از مفصل زانو می‌تواند تأثیر مثبتی در جلوگیری از حرکت بدن به سمت جلو داشته باشد. تحت شرایطی مانند حالتی که مرکز جرم در عقب بدن قرار دارد، استفاده از زانو حفظ تعادل را آسان می‌سازد [۱۲، ۱۳]. در مطالعات انجام شده معمولاً اغتشاش وارد شده به شکل حرکت انتقالی سطح زیر پا است. همچنین معیار قرار گرفتن مرکز فشار و یا تصویر مرکز جرم (یا بردار

کسب مهارت‌های حرکتی در جنبه‌های مختلف زندگی به‌ویژه در ورزش و توانبخشی بعد از آسیب و بیماری اهمیت فوق‌العاده‌ای دارد. افتادن یکی از علل مرگ در سال‌خوردگان است [۱]. افتادن در حالات مختلف رخ داده و تعاریف مختلفی برای پایداری وجود دارد. تحقیق بر روی تعادل انسان در حالت ایستادن و بدون اغتشاش^۱ موضوع تحقیقات بسیاری بوده است [۲]. محققان زیادی سعی کرده‌اند تا واکنش انسان را در حالت اغتشاش در تعادلش به‌دست آورند. اغلب این مطالعات به شکل تجربی و با هدف ارزیابی سازوکار کنترل در افراد سالم و بیمار انجام شده‌اند.

در زمینه مطالعه تعادل و کنترل وضعیت انسان، یکی از اغتشاشاتی که به‌طور معمول اعمال می‌شود، حرکت انتقالی سطح زیر پا است [۳]. کارهای اولیه نشنر^۲ [۴] بیشتر درباره اغتشاشاتی است که به وسیله سطح متحرک زیر پا ایجاد می‌شود. سطح زیر پا می‌تواند جابه‌جایی افقی، عمودی یا دورانی داشته باشد. تحقیقات نشنر به صورت تجربی در صفحه ساجیتال انجام شده است.

هنری^۳ و همکاران [۵] پاسخ‌های وضعی به انتقال سطح زیر پا در جهات جانبی و خلفی-قدامی را تبیین کرده‌اند. این کار به صورت تجربی و از طریق مشخص کردن موقعیت مفاصل، نیروی عکس‌العمل زمین، فعالیت الکترومایوگرافی ماهیچه‌های اعضای پایینی و تنه انجام گرفته است. از یک سیستم تحلیل‌گر حرکت^۴ برای محاسبه سینماتیک سه‌بعدی اعضای بدن استفاده شده است. نتایج این تحقیق پیشنهاد کرده است که کنترل تعادل وضعی برای انتقال سطح زیر پا در جهات جانبی و خلفی-قدامی یکسان است؛ اگرچه تفاوت‌های خاصی در الگوها وجود دارد که ناشی از قیود بیومکانیکی مختلف تنه و پایین تنه است.

بر اساس مطالعات رانگ^۵ و همکاران دو استراتژی مجزا برای کنترل وضعیت در صفحه ساجیتال^۶، مشروط بر این که پاها از زمین جدا نشود، شناسایی شده است [۶]. استراتژی اول، استراتژی میچ پا^۷ است که به صورت پیچ و تاب خوردن بدن همانند یک پاندول معکوس حول مفصل میچ توصیف

¹ Perturbation
⁵ Rung
⁹ Pai & Iqbal

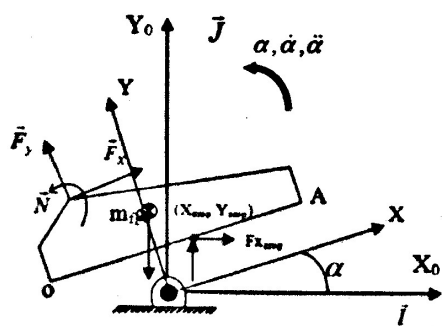
² Nashner
⁶ Sagittal plane
¹⁰ Theoretical approach

³ Henry
⁷ Ankle strategy

⁴ Motion Analyzing System
⁸ Hip strategy

۲-۱- حل معادلات دینامیکی مدل و بهینه‌سازی

معادلات دینامیکی مدل در دو مرحله حل شد، در مرحله اول مجموعه اعضای ساق، ران و تنه از پا جدا گردید و معادلات آنها با استفاده از الگوریتم تکراری نیوتن-اویلر^{۱۳} [۱۷] حل شد، در مرحله دوم با انتقال عکس‌العمل نیرو و گشتاور حاصل از حل مرحله اول بر روی پا، معادلات تعادل دینامیکی آن با در نظر گرفتن اغتشاش و معیار پایداری نقطه ممان صفر^{۱۴} (ZMP) محاسبه شد. نقطه ممان صفر نقطه‌ای است که در آن برآیند تمام گشتاورهای وارد بر مدل صفر است. برای حفظ تعادل استاتیکی مدل، لازم است که تصویر مرکز ثقل آن در محوطه تکیه‌گاه^{۱۵} (BoS) قرارگیرد اما برای تعادل دینامیکی، امکان دارد تصویر مرکز ثقل خارج از این منطقه واقع شود. در این هنگام ضرورت دارد نقطه ممان صفر در منطقه مورد نظر قرارگیرد. این معیار بیشتر در مبحث پایداری ربات‌های انسان‌نما استفاده می‌شود [۱۸]. بر اساس معیار نقطه ممان صفر، هدف از حل معادلات پا، به دست آوردن موقعیت نقطه ممان صفر است. با انجام بهینه‌سازی سعی می‌شود نقطه ممان صفر در داخل سطح تکیه‌گاهی پا قرار گیرد. برای به دست آوردن نقطه ممان صفر با توجه به شکل‌های ۲ و ۳ با نوشتن سه معادله تعادل و یک معادله قیدی (نقطه ممان صفر همواره بر روی خط OA قرار داشته باشد)، محل نقطه ممان صفر و مولفه‌های عمودی و افقی نیروهای وارد شده بر پا در نقطه ممان صفر به دست می‌آیند. نیروی اصطکاک کف پا در نیروهایی که در نقطه ZMP در نظر گرفته شده، در نظر گرفته شده است.



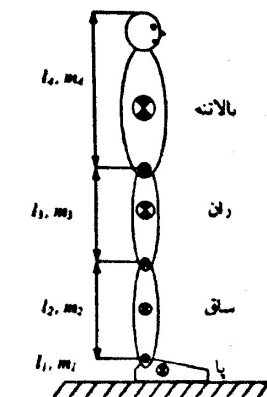
شکل ۲- پیکره آزاد پا و محل ZMP

برونبایی شده آن) در داخل سطح تکیه‌گاهی پاست. توابع هدف استفاده شده درچنین معیارهایی تابع شتاب‌های زاویه‌ای مفاصل و اثرات دینامیکی متقابل اعضای بدن بر یکدیگر نیستند. در مطالعات دیگری [۱۴، ۱۵] با به کارگیری مدل چهار درجه آزادی و استفاده از روش بهینه‌سازی دینامیکی به شکل فرضیه‌ای، به بررسی پایداری انسان تحت دوران سطح زیر پا پرداخته شده است.

در این مقاله با به کارگیری روش بهینه‌سازی بر اساس مدل دینامیکی انسان، یک روش برای پیش بینی واکنش انسان در برابر اغتشاش دوران سطح زیر پا ارائه شده است و نتایج فرضیه به منظور اعتبارسنجی با نتایج تجربی به دست آمده، مقایسه شده است.

۲- مدل‌سازی بدن انسان

شکل ۱ مدل رباتیکی دوبعدی چهار لینکی^{۱۱} بدن را در صفحه ساجیتال نشان می‌دهد. ساختار آناتومیکی به صورت مجموعه‌ای از لینک‌های صلب فرض شده است که نشان دهنده پا، ساق، ران و تنه (تنه شامل سر- تنه و دست‌ها) است. این اجزا به وسیله مفصل‌های قوزک، زانو و کمر به هم متصل شده‌اند. از اصطکاک مفاصل صرف‌نظر شده است. هر لینک با خصوصیت‌های آنترپومتریکی^{۱۲} توصیف می‌شود که عبارت‌اند از: جرم، طول، و موقعیت مرکز جرم. محل مرکز جرم هر لینک در نقطه‌ای روی خط اتصال دهنده دو مفصل مجاور در نظر گرفته می‌شود. مقادیر فوق بر اساس قد و وزن فرد از جداول آنترپومتریکی [۱۶] به دست می‌آیند.



شکل ۱- مدل دینامیکی انسان

^{۱۱} Four linkage 2D model
^{۱۳} Base of Support

^{۱۲} Anthropometric
^{۱۶} Free Body

^{۱۳} Newton-Euler

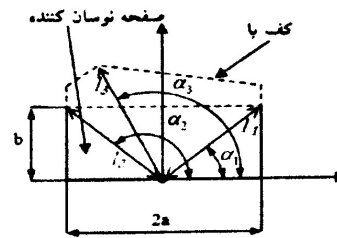
^{۱۴} Zero Moment Point

$$F_{\text{total}} = F(\alpha, \dot{\alpha}, \ddot{\alpha}, \theta_i, \dot{\theta}_i, \ddot{\theta}_i, a, b) \quad i=1,2,3 \quad (6)$$

در رابطه فوق $\alpha, \dot{\alpha}, \ddot{\alpha}$ مربوط به اغتشاش پایه و a و b مربوط به ابعاد صفحه زیر پاست. با جایگذاری ثوابت و متغیرهای آنتروپومتریکی و پارامترهای مربوط به اغتشاش، تابع هدف فقط تابعی از $\theta_i, \dot{\theta}_i, \ddot{\theta}_i, i=1,2,3$ (زاویه‌ها، سرعت‌های زاویه‌ای و شتاب‌های زاویه‌ای مفاصل) خواهد بود. بنابراین در هر بازه زمانی با توجه به قیود مسئله می‌توان مقادیر بهینه متغیرهای مورد نظر را محاسبه کرد. ذکر این نکته لازم است که به منظور به دست آوردن نتایج واقعی برای مفاصل، قیود مربوط به محدوده حرکتی آنها در نظر گرفته شده است. پس از مشخص کردن تابع هدف و قیود، مساله بهینه‌سازی غیر خطی مقید به کمک نرم‌افزار MATLAB^{۱۷} حل گردید.

۳- روش تجربی

در این تحقیق برای مطالعه عکس‌العمل واقعی انسان به اغتشاش دورانی سطح زیر پا از سیستم تحلیل گر حرکت استفاده شده است. سیستم تحلیل گر حرکت استفاده شده در این تحقیق می‌تواند وضوح، دقت و تفکیک‌پذیری بالایی را فراهم کند به گونه‌ای که می‌تواند با پوشش منطقه با ۳ دوربین و سرعت نمونه‌برداری ۰/۱ تا ۲۴۰ Hz و وضوح تصویر^{۱۸} 1024×1280 کار کند. در این سیستم دوربین‌ها حرکت مارکر^{۱۹} های نصب شده به وسیله چسب دوطرفه روی اعضای مورد نظر را با فرکانس ۱۲۰ Hz ثبت می‌کنند. دستگاه اعمال کننده اغتشاش به منظور آزمایش تجربی طراحی و ساخته شد. همان‌طور که در شکل ۴ مشاهده می‌شود صفحه متحرک این دستگاه، قابلیت دوران حول یک محور را دارد. زاویه دوران به شکل سینوسی تغییر می‌کند و دامنه نوسان قابل تنظیم است. فرکانس نوسان نیز به وسیله اینورتر^{۲۰} تنظیم می‌شود.



شکل ۳- متغیرهای هندسی سطح زیر پا

$$Y_{zmp} = \frac{\sin(\alpha + \alpha_1) - \sin(\alpha + \alpha_2)}{\cos(\alpha + \alpha_1) - \cos(\alpha + \alpha_2)} \times (X_z - l_1 \cos(\alpha + \alpha_1)) + l_1 \sin(\alpha + \alpha_1) \quad (1)$$

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

$$F_{yz} = -m_f(b + h_c)(\dot{\alpha}^2 \cos \alpha + \ddot{\alpha} \sin \alpha) + m_f g + F_y \cos \alpha + F_x \sin \alpha \quad (3)$$

در رابطه (۴)، X_z نشان دهنده موقعیت افقی نقطه ممان صفر در چارچوب صفر است. موقعیت عمودی نقطه ممان صفر در مختصات مرجع (صفر) را می‌توانیم از رابطه (۱) محاسبه کنیم. X_{zmp} موقعیت افقی ZMP در حالتی است که شخص در حالت عادی و بدون اغتشاش ایستاده است. بر اساس معیار ZMP می‌خواهیم که X_{zmp} در ناحیه تکیه‌گاهی قرار گیرد بنابراین تابع هدف به صورت معادله (۵) تعریف می‌شود:

$$X_{zmp} = (-F_{xz} \frac{\sin(\alpha + \alpha_1) - \sin(\alpha + \alpha_2)}{\cos(\alpha + \alpha_1) - \cos(\alpha + \alpha_2)} + F_{yz})^{-1} \times [F_{xz} l_1 (-\cos(\alpha + \alpha_1)) \times \frac{\sin(\alpha + \alpha_1) - \sin(\alpha + \alpha_2)}{\cos(\alpha + \alpha_1) - \cos(\alpha + \alpha_2)} + \sin(\alpha + \alpha_1) - \sin(\alpha + \alpha_2)] + \quad (4)$$

$$F_{xz} l_1 \cos(\alpha + \alpha_2) + N - F_x h_f + F_y l_h - m_f g (h_c \sin \alpha - a \cos \alpha) + I_f \ddot{\alpha} - m_f (-a(b \dot{\alpha}^2 + a \ddot{\alpha}) + h_c(a \dot{\alpha}^2 - b \ddot{\alpha}))$$

$$F_{total} = (X_{zmp} - X_{0zmp})^2 \quad (5)$$

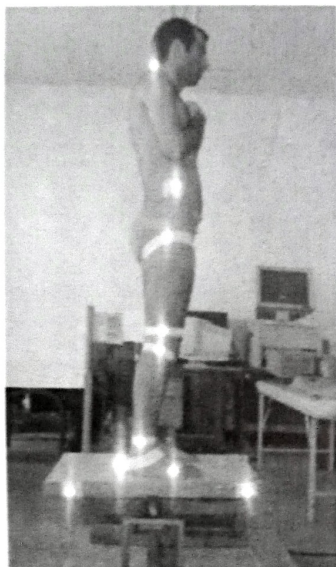
مدل مورد استفاده در این پژوهش سه مفصل (قوزک، زانو، کمر) دارد که باید برای هر مفصل سه متغیر موقعیت زاویه‌ای، سرعت و شتاب زاویه‌ای بهینه به منظور حفظ پایداری مشخص شود. بنابراین در حالت کلی تابع هدف به شکل رابطه (۶) خواهد بود.

¹⁷ Matrix Laboratory

¹⁸ Resolution

¹⁹ Marker

²⁰ inverter

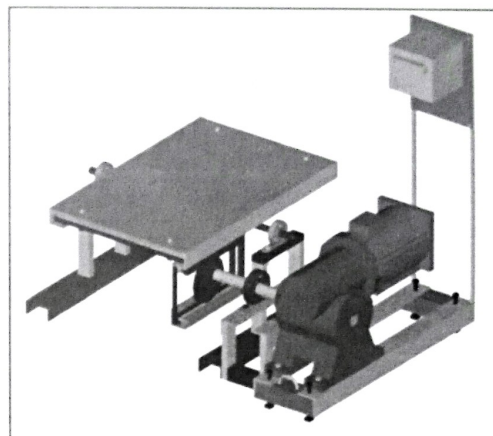


شکل ۵- نحوه استقرار آزمودنی بر روی دستگاه

هر آزمودنی ۱۰ نوسان کامل را انجام داد اما موقعیت مارکرها، از نوسان پنجم تا نوسان هفتم ثبت شد. پس از یک دقیقه استراحت آزمودنی دوباره بر روی دستگاه قرار می‌گرفت و آزمایش دوم به همان شکل قبلی انجام می‌شد. این عمل برای بار سوم نیز تکرار گردید. برای ثبت سینماتیک اعضای آزمودنی و اغتشاش وارد شده، از ده مارکر بازتابنده نور استفاده شد. مارکرها در طرف راست بدن و در محل‌های نشان داده شده در شکل ۶ قرار گرفتند. مارکرها ۹ و ۱۰ برای مشخص شدن میزان اغتشاش استفاده شدند. دو دوربین فالکن^۲ با فرکانس ۱۲۰Hz به مدت ۲۰s موقعیت مارکرها را ثبت کردند.



شکل ۶- موقعیت مارکرها در بازتابنده نور



شکل ۴- دستگاه اعمال کننده اغتشاش

۳-۱- روش انجام آزمایش

در این مطالعه ۱۰ مرد سالم بدون سابقه بیماری‌های اسکلتی-عضلانی و عصبی مورد آزمایش قرار گرفتند. جدول ۱ مشخصات کلی آزمودنی‌ها را نشان می‌دهد. برای اجرای هر آزمایش، از فرد آزمودنی درخواست شد بدون کفش بر روی صفحه دوران کننده بایستد و دست‌ها را بر روی سینه قرار دهد؛ همچنین حین اغتشاش، پاها را روی صفحه تکیه‌گاه ثابت نگه داشته، به طوری که نقاط پنجه و پاشنه حرکت نداشته باشند و از صفحه جدا نشوند (شکل ۵). در همه آزمایش‌ها چشم‌ها باز و پاها در حالت عادی ایستادن قرار داشتند. از آزمودنی خواسته شد که به صورت مستقیم به دیوار روبرو خیره شود و سعی کند پایداری خود را حفظ کند. هر آزمایشی که در آن فرد از فرضیات مدل عدول کرد (مثلاً گام برداشتن یا پریدن)، حذف شد.

جدول ۱- مشخصات کلی آزمودنی‌ها

مشخصه آزمودنی‌ها	میانگین	انحراف معیار (SD)
سن (yr)	۲۴.۴	۱.۸۳
وزن (kg)	۷۰.۳	۵.۷۹
قد (m)	۱۷۸.۲۹	۳.۷۸

³⁵ Falcon Camera

۳-۲- آماده‌سازی داده‌های آزمایش برای تحلیل

مختصات مکانی و زمانی ۱۰ مارکر پس از انجام هر آزمایش ثبت شد. این داده‌ها به طور مستقیم برای تحلیل قابل استفاده نبوده و لازم است تا نواقص رفع گردد. یکی از این نواقص نویز^{۲۱} موجود در داده‌ها است. این نویزها به علت اغتشاش در انعکاس نور مارکرهاست که سبب ایجاد خطای جزئی در تشخیص موقعیت مرکز مارکرها می‌شود. برای رفع این نویزها، داده‌های مربوط به مختصات مارکرها به روش فیلترهای دیجیتال پایین‌گذر باترورث^{۲۲} فیلتر شدند. برای تحلیل حرکات انسان و به دست آوردن وضعیت بدن نیاز به متغیرهای مفصلی مانند زاویه، سرعت و شتاب زاویه‌ای مفاصل مختلف است. با داشتن مختصات مارکرهایی که در دو سر یک عضو (شامل کف پا، ساق، ران و تنه) قرار گرفته‌اند، زوایای مطلق هر یک از اعضا به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\beta = A \tan 2 \left(\frac{z_i - z_{i+1}}{x_i - x_{i+1}} \right) \quad (7)$$

در رابطه فوق z_i مختصه عمودی و x_i مختصه افقی مارکرها است و β زاویه مطلق لینک است. با کم کردن زوایای مطلق دو لینک مجاور، زاویه مفصلی بین آنها محاسبه می‌شود. با به دست آمدن زوایای مفصلی، سرعت و شتاب‌های زاویه‌ای مفاصل نیز با معادلات تفاضل محدود نوع مرکزی (روابط ۸ و ۹) به دست می‌آیند:

$$\dot{\alpha} = \frac{\alpha_{i+1} - \alpha_{i-1}}{2\Delta t} \quad (8)$$

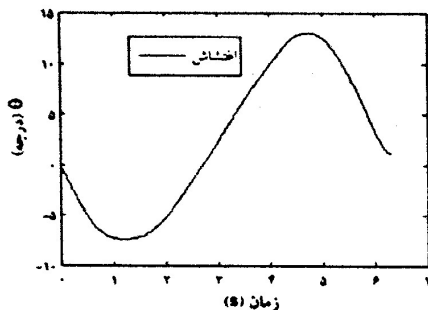
$$\ddot{\alpha} = \frac{\dot{\alpha}_{i+1} - \dot{\alpha}_{i-1}}{2\Delta t} \quad (9)$$

از آنجا که هر آزمایش سه بار تکرار شده است، برای انجام تحلیل نیاز به میانگین‌گیری است. اما قبل از این عمل باید همه تکرارها نرمال شوند تا نقاط مشابه (نقاط شروع و پایان) در همه آنها، بر هم منطبق گردد. برای پیدا کردن این نقاط، لحظه‌ای که در آن اغتشاش سطح دوران کننده صفر است به عنوان نقطه شروع و پایان چرخه^{۲۳} کامل نوسان سینوسی به عنوان نقطه پایان انتخاب شد. این نقاط در همه تکرارها محاسبه شد و تعداد فریم‌ها و زمان بین این نقاط نیز در همه تکرارها یکسان گردید. به این ترتیب امکان

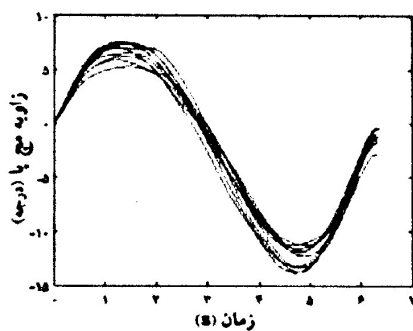
میانگین‌گیری از داده‌ها نیز فراهم شد.

۴- بررسی نتایج

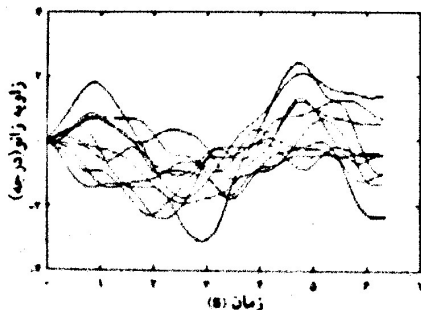
در شکل ۷ نمودار زاویه دوران سطح زیر پا بر حسب زمان مشاهده می‌شود که در آزمایش تجربی بر آزمودنی اعمال شد. شکل‌های ۸ و ۹ نمودار عکس‌العمل مفاصل معج پا و زانو را برای ۱۰ آزمودنی نشان می‌دهند. در همه آزمایش‌ها مفصل معج ابتدا دورسی فلکسیون^{۲۴} و سپس پلنتار فلکسیون^{۲۵} می‌کند. بر اساس شکل ۸ تقریباً همه افراد از الگوی حرکتی یکسانی در مفصل معج پا برای حفظ تعادل در برابر دوران سطح زیر پا استفاده نموده‌اند.



شکل ۷- اغتشاش دورانی اعمال شده به انسان و مدل



شکل ۸- تغییرات زاویه‌ای مفصل معج پا همه آزمودنی‌ها



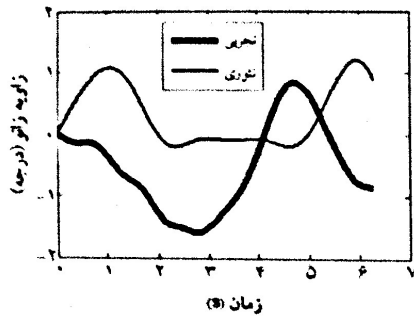
شکل ۹- تغییرات زاویه‌ای مفصل زانوی همه آزمودنی‌ها

²¹ Noise
²⁵ Plantar flexion

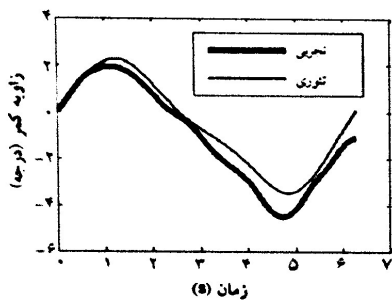
²² Butterworth

²³ Cycle

²⁴ Dorsi Flexion



شکل ۱۲- مقایسه نتایج فرضیه و تجربی برای مفصل زانو یک آزمودنی

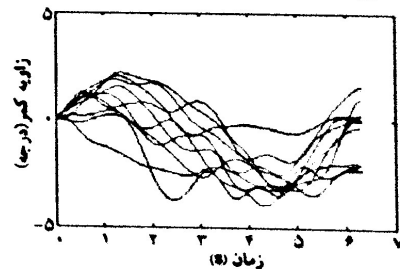


شکل ۱۳- مقایسه نتایج فرضیه و تجربی برای مفصل کمر یک آزمودنی

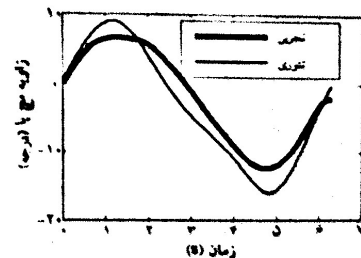
همان‌طور که در شکل‌های ۱۱ و ۱۳ مشاهده می‌شود، روش بهینه‌سازی برای تغییرات زاویه‌ای دو مفصل مچ و کمر نتایج بسیار خوبی را ارائه می‌دهد. هم نحوه تغییرات و هم اندازه زوایای محاسبه شده در فرضیه با تجربی تطابق خوبی دارد. هر چند تغییرات زاویه‌ای محاسبه شده برای مفصل زانو (شکل ۱۲) با نتایج تجربی انطباق کمتری دارد، زیرا مقدار تغییرات زاویه‌ای زانو مقدار بسیار ناچیزی است.

شکل ۱۴ جابجایی نقطه ZMP را بر اساس نتایج فرضیه‌ای و تجربی نشان می‌دهد. این شکل سینماتیک تجربی و نیز سینماتیک به دست آمده بر اساس بهینه‌سازی، ZMP را در ناحیه امن تکیه‌گاه (بین خط واصل پنجه و پاشنه) نمایش می‌دهد. شکل ۱۴ نشان می‌دهد نتایج تجربی نسبت به نتایج فرضیه‌ای به دست آمده حاشیه پایداری بیشتری دارد. شایان ذکر است تغییرات ZMP تجربی با اعمال نتایج سینماتیک تجربی به مدل (با مشخصات آنروپومتریکی آزمودنی) و حل دینامیک معکوس آن محاسبه شده است.

با توجه به شکل ۹، افراد مختلف الگوهای حرکتی گوناگونی در مفصل زانو دارند. الگوی محاسبه شده برای مفصل زانو به برخی از عکس‌العمل‌های تجربی نزدیک است. از طرف دیگر بررسی حرکات انسان در حالت ایستادن عادی به خصوص هنگامی که فرد خسته است، نشان داده است که نوساناتی با دامنه‌ای نزدیک به یک درجه در زوایای مفاصل وجود دارد [۱۹]. بنابراین تفاوت اندک بین نتایج فرضیه و تجربی در مورد مفصل زانو ناشی از همین نوسانات عادی است. عامل دیگر اختلاف بین نتایج، عوامل کنترلی‌اند. در واقع فرض بر این است که مفاصل به سرعت به مقادیر دقیق بهینه می‌رسند (ایدئال بودن کنترل‌گر) در صورتی که در واکنش بدن انسان، یک تاخیر زمانی کوتاه وجود دارد. در شکل ۱۰ نمودار عکس‌العمل مفصل کمر برای ۱۰ آزمودنی مشاهده می‌شود. با وجود تفاوت‌هایی که در مقدار تغییرات وجود دارد اما از نظر نحوه تغییرات می‌توان به الگوی یکسان حرکتی دست یافت؛ به این معنا که با اعمال اغتشاش، کمر در همه آزمودنی‌ها ابتدا تا شده و سپس با رسیدن اغتشاش به بیشترین مقدار دامنه، باز می‌شود. پس از بهینه‌سازی بر اساس معیار پایداری ZMP نتایج فرضیه حاصل با نتایج تجربی مقایسه شد. در شکل‌های ۱۱ تا ۱۳ نمودارهای مربوط به مقایسه نتایج تجربی و فرضیه‌ای ترسیم شده است.



شکل ۱۰- تغییرات زاویه‌ای مفصل کمر همه آزمودنی‌ها



شکل ۱۱- مقایسه نتایج فرضیه و تجربی برای مفصل مچ یک آزمودنی

RMSE با استفاده از رابطه (۱۰) محاسبه شده است:

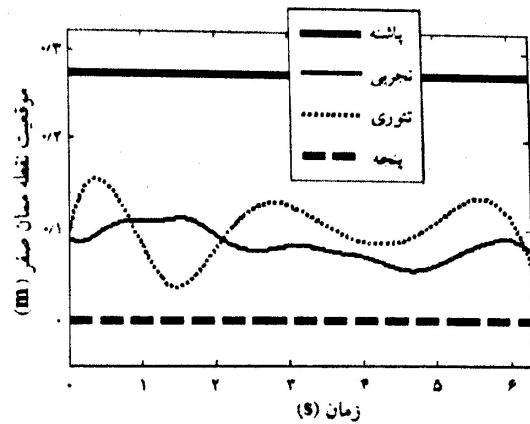
$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{t_f - t_0} \sum_0^N (E(t) - T(t))^2 \Delta t} \quad (10)$$

که در این رابطه، $E(t)$ و $T(t)$ به ترتیب نشان‌دهنده داده‌های تجربی و داده‌های فرضیه‌ای است. t_0 زمان شروع و t_f زمان پایان اغتشاش و Δt بازه زمانی است. N نیز تعداد فریم‌هاست. در شکل ۱۶ ضریب همبستگی (توان دوم همبستگی) با استفاده از تحلیل‌های آماری نرم‌افزار اکسل^{۲۷} نشان داده شده است.

۵- نتیجه‌گیری

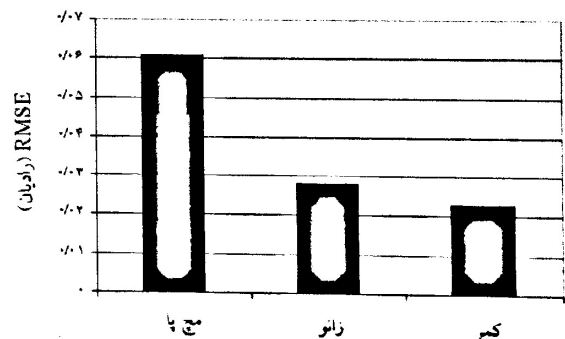
بر اساس نتایج تجربی و فرضیه‌ای، افراد برای حفظ پایداری در برابر اغتشاش دوران سطح زیر پا، بیشترین تغییر زاویه‌ای را در مفصل مچ ایجاد می‌کنند. بنابراین در سطح سینماتیکی، استراتژی اصلی برای حفظ پایداری، استراتژی مچ است. شکل تغییرات زاویه‌ای مچ برای تمام افراد یکسان است. برای مفصل کمر هم می‌توان چنین نتیجه‌گیری را عنوان کرد. به عبارت دیگر می‌توان الگوهای کلی برای تغییرات زاویه‌ای مچ و کمر برای همه انسان‌ها ارائه کرد. نتیجه قابل ذکر دیگر این است که در سطح سینماتیکی، مفصل زانو نقش چندانی در حفظ پایداری در برابر دوران سطح زیر پا ندارد. مدل چهار لینکی و سه درجه آزادی انسان همراه با روش بهینه‌سازی بر اساس معیار ZMP در محاسبه واکنش انسان در برابر اغتشاش دوران سطح زیر پا، کارآمد و موفق است و می‌تواند جایگزین خوبی برای آزمایش‌های پرهزینه و وقت‌گیر باشد.

دینامیک بدن انسان و رفتار تعادلی آن بسیار پیچیده‌تر از آن است که بتوان به طور کامل آن را مدل کرد. تفاوت بین عکس‌العمل افراد مورد مطالعه در این تحقیق بیشتر مربوط به تفاوت متغیرهای آنروپومتریک آنهاست و از نظر نحوه تغییرات یا استراتژی به کار رفته تفاوت زیادی وجود ندارد. (البته غیر از مفصل زانو که دامنه تغییرات آن اندک است). شکل ۹ عکس‌العمل افراد مختلف را در مفصل مچ نشان

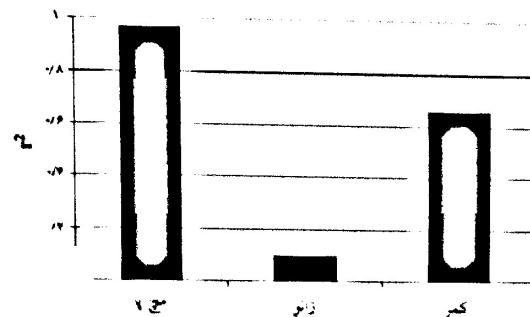


شکل ۱۴- مقایسه نتایج فرضیه‌ای و تجربی برای یک آزمودنی ZMP

به منظور مقایسه کمی نتایج فرضیه‌ای و تجربی برای همه افراد مورد آزمایش از دو شاخص آماری RMSE^{۲۶} و ضریب همبستگی استفاده شده است. در واقع عکس‌العمل واقعی هر آزمودنی با مدل او مقایسه شده است. دو شاخص فوق را برای همه افراد و بین زوایای همه مفاصل محاسبه کرده و سپس میانگین آنها را محاسبه کرده‌ایم. نتایج در شکل‌های ۱۵ و ۱۶ نشان داده شده‌اند.



شکل ۱۵- مقایسه نتایج فرضیه‌ای و تجربی برای همه آزمودنی‌ها و مدل‌های مناظر (میانگین RMSE)



شکل ۱۶- مقایسه نتایج فرضیه‌ای و تجربی برای همه آزمودنی‌ها و مدل‌های مناظر (میانگین m²)

^{۲۶} Root Mean Square Error

^{۲۷} Excel

- [10] Anderson F.C., Pandy M.G., Dynamic optimization of human walking, *Journal of Biomechanical Engineering* 2001; 5: 381-390.
- [11] Pai Y.C., Iqbal K., Simulated movement termination for balance recovery: can movement strategies be sought to maintain stability even in the presence of slipping or force sliding? *Journal of Biomechanics* 1999; 32: 779-786.
- [12] Kuo A.D., Zajac F.E., Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints, *Brain Research* 1993; 97: 349-358.
- [13] Kuo A.D., An optimal control model for analyzing human postural balance, *IEEE Trans Biomed Eng* 1995; 42: 87-101.

- [۱۴] میری پور بهنام، نادری داود، صادقی مهر محسن؛ مدلسازی انسان و بهینه‌یابی پایداری استاتیکی و دینامیکی آن در اثر دوران سطح زیر پا در صفحه ساجیتال؛ پانزدهمین کنفرانس سالانه (بین‌المللی) مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، اردیبهشت ۱۳۸۶؛ لوح فشرده مجموعه مقالات.
- [۱۵] نادری داود، صادقی مهر محسن، میری پور فرد بهنام؛ توسعه یک تابع هدف بهینه‌سازی برای تخمین معیار پایداری انسان در مواجهه با اغتشاشات سطح تکیه‌گاهی پا؛ چهاردهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، دانشگاه شاهد، بهمن ۱۳۸۶؛ لوح فشرده مجموعه مقالات.
- [16] Winter D.A., *Biomechanics and motor control of human movement*, New York: Wiley, Inc: 1990: 51-74.
- [17] Craig j.j., *Introduction to robotics mechanics and control*; 2th edition: Addison-Wesley: 1989: 196-205.
- [18] Kim J., Chung W.K., Youm Y., Lee B.H., Real-time zmp compensation method using null motion for mobile manipulators, *Proc. IEEE. Int. Conf. On Robotics & Automation* 2002: 1967-1972.
- [۱۹] مختاری مسعود، زارعی پرویز، عنبریان مهرداد؛ تأثیر کشش عضله دوقلو بر تغییرات سینماتیکی مفاصل مچ پا، زانو و هیپ؛ ششمین همایش بین‌المللی تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه کیش، اسفند ۱۳۸۶؛ لوح فشرده مجموعه مقالات.

می‌دهد که استراتژی عمده برای حفظ پایداری است. اگر چه مدل‌های چند لینکی برای مدلسازی رفتار انسان کامل نیست اما به منظور بررسی رفتار انسان در برابر اغتشاش دورانی از دیدگاه حفظ تعادل نتایج قابل قبولی ارائه می‌دهد. بدیهی است با در نظر گرفتن درجات آزادی بیشتر در این مدل‌ها به خصوص برای بالاتنه می‌توان به نتایج بهتری دست یافت؛ اما افزایش حجم معادلات، زمان بهینه‌سازی را بسیار افزایش می‌دهد.

مراجع

- [1] Patton J.L., Pai Y.Ch., Lee W.A., Evaluation of a model that determines the stability limits of dynamic balance, *Gait and Posture* 1999; 9: 38-49.
- [2] Winter D.A., Human balance and posture control during standing and walking, *Gait & Posture* 1995; 3: 193-214.
- [3] Matjacic Z., A multi purpose rehabilitation frame: an apparatus for experimental investigations of human balance a postural control, *Journal of Medical Engineering & Technology* 2000; 24: 250-254.
- [4] Nashner L.M., Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance, *Exp Brain Res* 1977; 30: 13-24.
- [5] Henry S.M., Fung J. and Horak F.B; Control of stance during lateral and anterior/posterior surface translations, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 1998; 6: 1: 32-42.
- [6] Runge C.F., Shupert C. L., Horak F. B., Zajac F. E., Ankle and hip postural strategies defined by joint torques, *Gait and Posture* 1999; 10: 161-170.
- [7] Martin L., Cahouet V., Ferry M., Fouque F., Optimization model predictions for postural coordination modes, *Journal of Biomechanics* 2006; 39: 170-176.
- [8] Lin C.J., Ayoub M.M., Bernard T.M., Computer motion simulation for sagittal plane lifting activities, *International Journal of Industrial Ergonomics* 1999; 24: 141-155.
- [9] Chang C.C., Brown D.R., Bloswick D.S., Hsiang S.M., Biomechanical simulation of manual lifting using spacetime optimization, *Journal of Biomechanics* 2001; 34: 527-532.