

Analytical and Experimental Investigation of Human Balance Recovery in Response to Oscillations of the Base of Support in the Frontal Plane

M. Sadeghi-Mehr^{1*}, D. Naderi², N. Farahpour³, S. Davoudabadi Farahani⁴

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

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

³ Associate Professor, Group of Physical Education and sport science, Literature and Humanities School, Bu-Ali Sina University, Hamedan, naderfarahpour1@yahoo.ca

⁴ MSc. Graduated, Mechanical Engineering Group, Engineering School, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran, Saeed-davoudabadi@basu.ac.ir

Abstract

The present study was devoted to determine the standing human body reactions to perturbation of a base plate in the frontal plane, in order to preserve its stability. A base plate with sinusoidal fluctuation was designed and built and then markers were mounted on the specified locations on it and the skin of subjects before testing. During testing the subjects (N=10) tried to preserve their stability against perturbations. By using Motion Analysis System, the body responses of subjects were analysed. Using inverse dynamic methods and experimental kinematic results, forces and moments applied to the joints and between feet soles and the base plate were determined. In theoretical study, the kinematic and dynamic equations of motion of a robotic model of human body in frontal plane by using repetitive Newton-Euler method were obtained. Based on the stability of the model and supporting vertical forces criterion an object function was defined, in order to assure the stability of the model. By optimization of the object function, angle of the model joints under perturbation and its first and second derivatives were determined. The good agreement of the theoretical and experimental results states that in similar conditions a robotic model can be used instead of expensive and time-consuming experiments.

Keywords: Falling, Balance recovery, Base of support turbulence, Modeling, Optimization, Stability.

* Corresponding author

Address: Mohsen Sadeghi-Mehr, Mechanical Engineering Group, Engineering School, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran
Tel: +98 811 8257410-11
Fax: +98 811 8246408
E-mail: msmehr@basu.ac.ir

بررسی تحلیلی و تجربی واکنش تعادلی انسان در مواجهه با نوسانات تکیه‌گاهی در صفحه فرونتال

محسن صادقی مهر^{۱*}، داود نادری^۲، نادر فرهپور^۳، سعید داودآبادی فراهانی^۴

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

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

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

^۴ کارشناس ارشد، گروه مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان saeed-davoudabadi@basu.ac.ir

چکیده

مطالعه حاضر به بررسی واکنش انسان در حفظ تعادل بدن، در حالت ایستاده روی سطح تکیه‌گاهی با نوسانات سینوسی در صفحه فرونتال، پرداخته است. بعد از طراحی و ساخت دستگاه ایجاد آشفتگی، مارکرها در محل‌های لازم روی سطح تکیه‌گاهی و در هنگام آزمایش روی بدن افراد نصب گردیدند. در آزمایش‌های انجام شده افراد سالم (۱۰ نفر) سعی کردند با وجود نوسانات سطح تکیه‌گاهی، تعادل خود را حفظ کنند. عکس‌العمل این افراد با تعیین محل مارکرها به کمک سیستم آنالیز حرکت مورد تحلیل قرار گرفت. نیروها و گشتاورها در مفاصل و بین سطوح پاها و تکیه‌گاه با استفاده از دینامیک معکوس و نتایج سینماتیکی به دست آمده از روش تجربی تعیین شدند. در بررسی تحلیلی مدل رباتیکی بدن با استفاده از روش تکراری نیوتن-اولر، معادلات سینماتیکی و دینامیکی حرکت در صفحه فرونتال، استخراج گردید. برای تضمین پایداری مدل، تابع هدفی بر اساس پایداری مدل و معیار نیروهای عمودی تکیه‌گاه تعریف و زوایای مفصلی مدل تحت آشفتگی و مشتقات زمانی اول و دوم آنها، با بهینه کردن تابع هدف به دست آمد. تطابق خوب ناشی از مقایسه نتایج حاصل از مدل‌سازی و بهینه‌یابی، با نتایج تجربی بیانگر این است که در موارد مشابه می‌توان به جای انجام آزمایش‌های پرهزینه و زمانبر از مدل انسانی استفاده کرد.

کلیدواژگان: افتادن، بازبایی تعادل، آشفتگی سطح زیر پا، مدل‌سازی، بهینه‌یابی، پایداری.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی:

، پیام نگار: msmehr@basu.ac.ir

، دورنگار:

تلفن:

۱- مقدمه

مطالعات نشان داده است که دست کم یک سوم از افراد بالای ۶۵ سال، یک یا چند بار افتادن را در سال تجربه می‌کنند [۱]. روند رو به رشد جمعیت افراد سالخورده و لزوم حفظ تحرک و از بین رفتن سیستم کنترل تعادل در افراد سالخورده و آسیب دیده، محققان را به بررسی بیشتر عملکرد سیستم حفظ تعادل بدن واداشته است. آگاهی از الگوهای صحیح حرکات طبیعی انسان مانند: راه رفتن، دویدن، نشستن و سایر حرکات طبیعی انسان، اصلاح ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی بیماران به وسیله توانبخشان را ساده‌تر کرده است. در همین راستا پوپویچ^۱ و همکاران با اندازه‌گیری موقعیت مرکز فشار پا به یک معیار پایداری جدید برای تعیین وضعیت تعادلی بدن انسان دست یافته‌اند. این محققان برای یافتن رابطه بین موقعیت مرکز فشار و پایداری، آزمایش‌هایی را روی اشخاص سالم انجام دادند. این معیار قادر به ارزیابی وضعیت ایستایی در افراد نیمه فلج نیز است [۲]. همچنین درک چگونگی حفظ تعادل و نقش اعضای بدن در بیومکانیک ورزش نیز بسیار حائز اهمیت است. با آگاهی از فرایند صحیح حرکات ورزشی، تصحیح حرکت ورزشکار و اصلاح روش وی امکان‌پذیر بوده و نتایج حاصل از بررسی‌ها در آموزش دیگر ورزشکاران و افزایش کارایی آنها قابل استفاده است [۳].

از دیگر زمینه‌های کاربرد بررسی واکنش بدن انسان برای حفظ تعادل، طراحی و ساخت ربات‌های دو پاست. محققان بسیاری در زمینه رباتیک، تحقیقاتی را بر روی انسان انجام داده‌اند. با تحلیل سینماتیک حرکت انسان می‌توان یک الگوی حرکتی مناسب برای ربات تعریف کرد. هنگامی که به جای چرخ‌ها، از دو پا برای حرکت ربات استفاده شود مسئله پایداری اهمیت ویژه می‌یابد [۴]. ووکوبراتویچ^۲ و استفانکو^۳ مسئله پایداری ربات انسان‌نما را مطرح کردند [۵] و تواتیا^۴ و شال^۵ به بررسی سینماتیک و دینامیکی ربات دوپا پرداختند و نشان دادند که سینماتیک بهینه حرکت ربات دوپا مشابه سینماتیک حرکت انسان است [۶].

با توجه به نوع و شدت ناپایداری عکس‌العمل‌های بدن نیز در مقابل آن متنوع خواهد بود. هوراک^۶ و نشنر^۷ به

صورت تجربی حرکاتی را که برای حفظ تعادل در صفحه فرونتال^۸ در مواجهه با آشفتگی^۹‌های وضعی به‌کار گرفته می‌شود بررسی و با استفاده از الکترومایوگرافی نحوه تحریک ماهیچه‌ها را تعیین کردند و با مطالعه حرکت اعضاء (تحتانی و فوقانی) یک سری استراتژی‌های حرکتی را در صفحه فرونتال مشخص کردند [۷]. ماتیاسیک^{۱۰} با طراحی یک دستگاه چندمنظوره توانبخشی دو درجه آزادی، آشفتگی‌هایی را در دو صفحه فرونتال و ساجیتال بر افراد اعمال کرده و به بررسی واکنش تعادلی انسان ایستاده پرداخته است [۸]. بررسی بازیابی تعادل در مقابله با آشفتگی وارد بر بالاتنه در صفحه فرونتال در حالت ایستاده به وسیله رایت دیک^{۱۱} و همکاران نیز انجام شده است [۹].

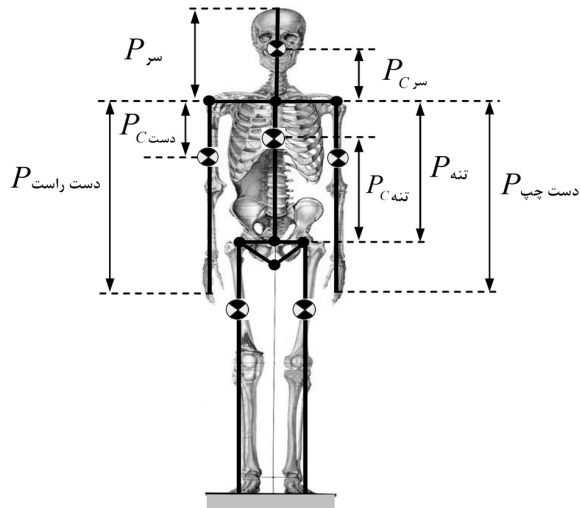
بررسی تغییرات مرکز فشار در صفحه فرونتال، خطر افتادن در افراد سالمند را بهتر از اندازه‌گیری‌های مرکز فشار در صفحه ساجیتال پیش‌بینی می‌کند، بنابراین بررسی تعادل در صفحه فرونتال مورد توجه قرار گرفته است [۱۰]. هنری^{۱۲} و همکاران، نتایج به‌دست آمده از الکترومایوگرافی، صفحه نیرو و مشخصه‌های مرکز جرم را در تلاش بدن برای حفظ تعادل بررسی کرده‌اند [۱۱]. کو^{۱۳} برای تشریح عکس‌العمل تعادلی انسان و تحلیل وضعیت دینامیکی بدن تحت آشفتگی خارجی از مدل سه درجه آزادی مفصلی استفاده کرده است [۱۲].

با بررسی مطالعات انجام شده در زمینه حفظ تعادل انسان، این نکته قابل توجه است که واکنش تعادلی انسان در مواجهه با نوسانات تکیه‌گاهی در صفحه فرونتال کمتر مورد تحلیل قرار گرفته است و بیشتر مطالعات مربوط به حالتی بوده که سطح زیر پای افراد تحت آزمایش، ثابت بوده است. در این مقاله مدل بیومکانیکی دوبعدی با پنج درجه آزادی به‌منظور مطالعه حرکات بدن در حفظ تعادل پیشنهاد شده و صحت مدل و نتایج حاصل از مدل با نتایج حاصل از آزمایش‌های حاصل از مواجهه افراد با نوسانات تکیه‌گاهی در صفحه فرونتال مورد مقایسه قرار گرفته است.

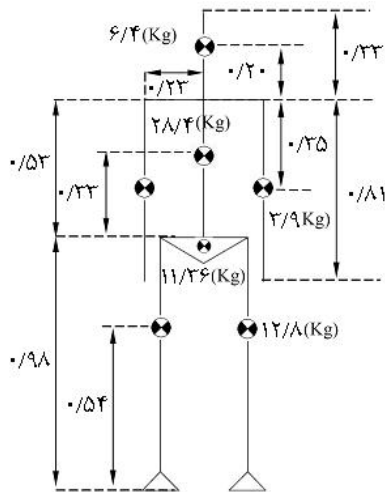
¹ Popovic² Vukobratovic³ Stepanenko⁴ Tevatia⁵ Schaal⁶ Horak⁷ Nashner⁸ Frontal⁹ Perturbation¹⁰ Matjacic¹¹ Rietdyk¹² Henry¹³ Kuo

۲- بررسی تحلیلی

۲-۱- مدل سازی بدن انسان



شکل ۱- مدل پنج درجه آزادی برای تحلیل عکس العمل انسان برای حفظ تعادل



شکل ۲- طول، جرم و مرکز جرم اعضاء برای یک نمونه مدل انسان با وزن ۸۰kg و قد ۱۸۵cm (واحد طولها بر حسب متر است)

۲-۲- معادلات سینماتیکی و دینامیکی حرکت

اعضای بالاتنه شامل کمر، دست‌ها، گردن و سر، قسمت‌های زنجیره سینماتیکی باز و اعضای پایین تنه یک زنجیره سینماتیکی بسته را تشکیل می‌دهند (شکل ۱). برای تعیین معادلات دینامیکی ابتدا به هر یک از رابط‌ها یک دستگاه مطابق شکل ۳ متصل می‌شود (دستگاه‌های {۰} تا {۴}). با تعیین دستگاه‌های مختصات متصل به اعضاء، جدول متغیرهای دناویت هارتنبرگ^{۱۵} مربوط به اعضای بالاتنه تعیین می‌گردد [۱۵].

برای تحلیل حرکت مدل بدن انسان، یک مدل پنج درجه آزادی در نظر گرفته شده است. فرض‌های حاکم بر مدل عبارت‌اند از:

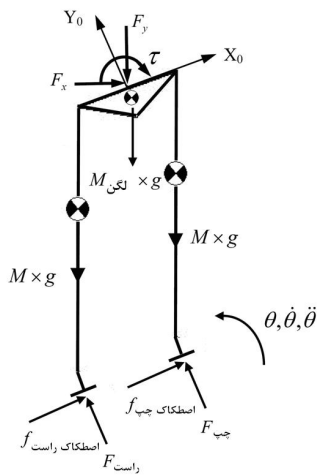
۱. اعضاء به صورت صلب فرض می‌شوند؛
۲. اعمال گشتاور در مفاصل به وسیله کارانداز موتوری^{۱۴} در نظر گرفته می‌شود؛
۳. مفاصل لولایی هستند؛
۴. مفاصل بدون اصطکاک بوده و میرایی‌ها ناچیز است؛
۵. جرم‌ها به صورت متمرکز در محل مراکز جرم اعضا در نظر گرفته می‌شود؛

۶. گشتاورهای ایجاد شده در مچ پا حین برقراری تعادل در مواجهه با آشفتگی‌های خارجی، به عنوان عامل ضعیفی در استراتژی‌های سینماتیکی و سینماتیکی معرفی شده‌اند [۹]. در تحقیق حاضر نیز از گشتاورهای مچ پا صرف نظر شده است. کل نیروی عکس العمل به مچ پا اعمال شده و از پهنای کف پا صرف نظر شده است؛
۷. حرکت پاها همانند فرضی که در طراحی ربات‌های انسان‌نما لحاظ می‌شود، به صورت هم‌صفحه هستند [۱۳]؛
۸. در مدل مورد بررسی تمامی نیروهای گسترده وارد بر کف هر یک از پاها از سوی تکیه‌گاه به صورت یک نیروی متمرکز در نظر گرفته شده است؛
۹. با توجه به مدلسازی در صفحه فرونتال مفصل زانو ثابت در نظر گرفته شده است.

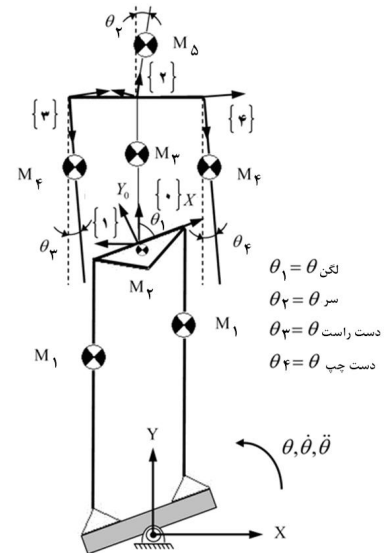
پایین تنه شامل ساق و ران است و لگن به عنوان عضو میانی و تنه شامل شکم، سینه و شانه‌ها است. گردن و سر به عنوان یک عضو و هر کدام از دست‌ها نیز به عنوان یک عضو در نظر گرفته شده‌اند (شکل ۱). طول، جرم و مرکز جرم هر یک از اعضای بدن با توجه به قد و وزن افراد، به کمک اطلاعات آنتروپومتریک [۱۴] تعیین شده‌اند. در شکل ۲ طول، جرم، و موقعیت مرکز جرم هر یک از اعضاء استفاده شده در مدلسازی، آمده است.

¹⁴ Motor actuator

¹⁵ Denavit-Hartenberg



شکل ۴- اعمال گشتاور و نیروی حاصل از حذف اعضای بالاتنه



شکل ۳- تخصیص دستگاه‌های مختصات به اعضای مدل انسان

به هر عضو علاوه بر نیرو و گشتاور لختی، نیروها و گشتاورهایی از اعضای مجاور آن اعمال می‌گردد، مطابق روابط (۷) و (۸) خواهیم داشت:

$${}^i f_i = {}^i R^{i+1} f_{i+1} + {}^i F_i \quad (۷)$$

$${}^i n_i = {}^i N_i + {}^i R^{i+1} n_{i+1} + {}^i P_{C_i} \times {}^i F_i + {}^i P_{i+1} \times {}^i R^{i+1} f_{i+1} \quad (۸)$$

به کمک روابط ارائه شده قادر خواهیم بود مطابق شکل ۴ اثر اعضای بالاتنه را به صورت نیرو و گشتاور وارد بر لگن در نظر بگیریم. با استفاده از کد نوشته شده در نرم افزار MAPLE محاسبات تکراری لازم برای به دست آوردن نیرو و گشتاور وارد بر لگن را انجام گرفت.

۳-۲- بهینه یابی

معیارهای مختلفی برای بررسی پایداری بازوهای مکانیکی به وسیله محققان استفاده شده است. در این تحقیق از معیار نیروی عمودی تکیه‌گاه برای بررسی پایداری مدل انسان استفاده گردید [۱۷]. بر اساس این معیار اگر نیروی عمودی عکس‌العمل تکیه‌گاه‌های یک ربات صفر شود، ربات در آستانه ناپایداری و واژگونی قرار می‌گیرد.

با توجه به معیار پایداری انتخابی (نیروی عمودی تکیه‌گاه‌ها) برای بررسی پایداری مدل ابتدا باید تغییرات نیروی عمودی وارد بر کف پاها را در هر لحظه محاسبه کرد و تابع هدف را بر حسب نیروهای عمودی تکیه‌گاه‌ها تعریف نمود. نیروی عمودی تکیه‌گاه‌ها با در نظر گرفتن نیرو و

با داشتن اطلاعات سینماتیکی حاصل از نتایج آزمایش‌ها و توزیع جرم و طول اعضاء در مدل انسان، گشتاورهای مفصلی لازم برای حفظ تعادل در برابر آشفتگی ایجاد شده، محاسبه می‌شود [۱۵]. با استفاده از روابط نیوتن-اویلر^{۱۶} معادلات سینماتیکی و دینامیکی حرکت به دست آمده است [۱۶]. به منظور محاسبه نیروهای لختی وارد بر اعضاء، باید در هر لحظه سرعت دورانی، و شتاب خطی و دورانی مرکز جرم هر عضو را به دست آورد. اشاعه سرعت و شتاب زاویه‌ای از عضوی به عضو دیگر مطابق روابط (۱) و (۲) است. همچنین شتاب خطی مبداء هر دستگاه مختصات به همراه شتاب خطی مرکز جرم هر عضو مطابق روابط (۳) و (۴) بیان می‌شود (متغیرها و زیرنویس و بالانویس‌ها بر اساس قرارداد مرجع ۱۵ است):

$${}^{i+1} \omega_{i+1} = {}^{i+1} R^i \omega_i + \dot{\theta}_{i+1} {}^{i+1} Z_{i+1} \quad (۱)$$

$${}^{i+1} \dot{\omega}_{i+1} = {}^{i+1} R^i \dot{\omega}_i + {}^{i+1} R^i \omega_i \times \dot{\theta}_{i+1} {}^{i+1} Z_{i+1} + \ddot{\theta}_{i+1} {}^{i+1} Z_{i+1} \quad (۲)$$

$${}^{i+1} \dot{v}_{i+1} = {}^{i+1} R^i ({}^i \dot{\omega}_i \times {}^i P_{i+1} + {}^i \omega_i \times ({}^i \omega_i \times {}^i P_{i+1})) + \dot{v}_i \quad (۳)$$

$${}^{i+1} \dot{v}_{C_{i+1}} = {}^{i+1} \dot{\omega}_{i+1} \times {}^i P_{C_{i+1}} + {}^{i+1} \omega_{i+1} \times ({}^{i+1} \omega_{i+1} \times {}^i P_{C_{i+1}}) + {}^{i+1} \dot{v}_{i+1} \quad (۴)$$

به کمک این روابط می‌توان نیرو و گشتاور لختی وارد بر مرکز جرم هر عضو را مطابق با روابط (۵) و (۶) محاسبه کرد:

$${}^{i+1} F_{i+1} = M_{i+1} {}^{i+1} \dot{v}_{C_{i+1}} \quad (۵)$$

$${}^{i+1} N_{i+1} = {}^{C_{i+1}} I_{i+1} {}^{i+1} \dot{\omega}_{i+1} + {}^{i+1} \omega_{i+1} \times {}^{C_{i+1}} I_{i+1} {}^{i+1} \omega_{i+1} \quad (۶)$$

¹⁶ Newton-Euler

روابط دینامیک معکوس، نیروی عمودی تکیه‌گاه‌ها محاسبه و تغییرات مرکز فشار بدن تعیین گردید.



شکل ۵- نحوه نصب و شماره‌گذاری مارکرها در صفحه فرونتال

۳-۱- روش انجام آزمایش

آزمایش‌ها روی ۱۰ مرد سالم (با میانگین وزن ۷۲/۱Kg، میانگین قد ۱۷۲/۴cm و میانگین سن ۲۶/۷ سال) بدون سابقه بیماری‌های اسکلتی- ماهیچه‌ای و عصبی انجام شد. قبل از انجام آزمایش توضیحات لازم در زمینه انجام آزمایش ارائه شد و همه افراد فرم‌های مربوط به اجازه آزمایش را امضاء کردند. از شرکت‌کننده‌ها درخواست شد روی سیستم ایجاد کننده آشفستگی به صورت ایستاده قرار بگیرند و در حین اعمال آشفستگی، پاها را روی صفحه تکیه‌گاه ثابت نگهدارند. در طول آزمایش‌ها از هر یک از افراد درخواست شد با چشمان باز به دیوار روبرو خیره شود. این افراد باید طی نوسان سطح تکیه‌گاه تعادل خود را حفظ نموده و مجاز به استفاده از دست‌ها بودند. برای هر فرد سه بار آزمایش و در هر آزمایش ده نوسان هارمونیک با فرکانس ۰/۲۶Hz اجرا شد. بعد از هر آزمایش یک دقیقه استراحت اعمال گردید.

گشتاور حاصل از حذف اعضای بالاتنه؛ دیگرام آزاد اعضای پایین‌تنه و نهایتاً حل یک حلقه سینماتیکی بسته به‌دست می‌آید. این نیروها تابع زاویه، سرعت و شتاب زاویه‌ای سطح تکیه‌گاه و متغیرهای مفصلی اعضای بالاتنه (شامل زوایا، سرعت‌ها و شتاب‌های زاویه‌ای تنه، دست‌ها و سر) هستند. برای حل دستگاه معادلات حرکت، فرض شد نیروی اصطکاک زیر هر دو پا با هم یکسان‌اند. اگر نسبت نیروهای عمودی تکیه‌گاه‌ها k باشد، مطابق رابطه (۹)، آنگاه تابع هدف مطابق رابطه (۱۰) تعریف می‌شود.

$$k = (F_{right(0)} / F_{left(0)}) \quad (9)$$

$$F_{GOAL} = (k \times F_{left} - F_{right})^2 \quad (10)$$

صفر شدن یکی از نیروهای عکس‌العمل پای چپ یا راست نشانگر جدا شدن یکی از پاها از روی تکیه‌گاه و خارج شدن مرکز فشار از محدوده تعادل و از دست دادن پایداریست (طبق تعریف معیار نیروی عمودی تکیه‌گاه).

تابع هدف تابعی از متغیرهای مفصلی اعضای بالاتنه $(\theta_i, \dot{\theta}_i, \ddot{\theta}_i (i=1,2,3,4))$ و شتاب زاویه‌ای سطح نوسان‌کننده $(\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta})$ است (رابطه ۱۱).

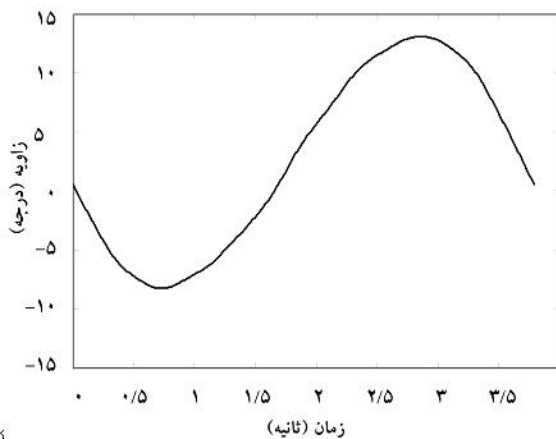
$$F_{GOAL} = F(\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}, \theta_1, \dot{\theta}_1, \ddot{\theta}_1, \theta_2, \dot{\theta}_2, \ddot{\theta}_2, \theta_3, \dot{\theta}_3, \ddot{\theta}_3, \theta_4, \dot{\theta}_4, \ddot{\theta}_4) \quad (11)$$

مقادیر بهینه متغیرهای مفصلی در مواجهه با آشفستگی پایه با اجرای کد نوشته شده در نرم افزار MATLAB محاسبه شده‌اند. در هر گام از بهینه‌یابی از تمامی متغیرهای مفصلی مربوط به اعضای بالاتنه، برای کمینه‌سازی تابع هدف استفاده شده و مقادیر بهینه آنها طی آشفستگی سطح تکیه‌گاه به‌دست آمده است.

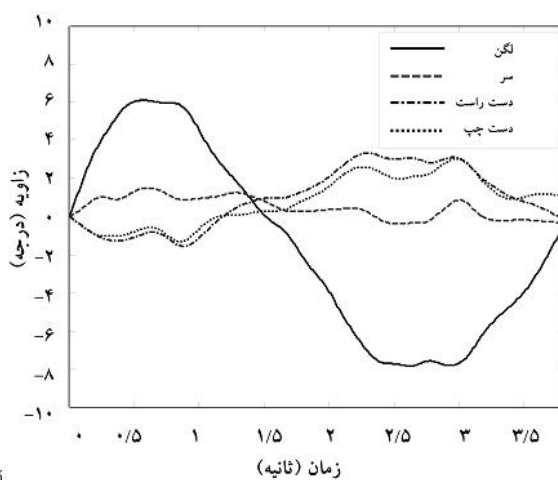
۳- بررسی تجربی

به کمک سیستم تحلیل حرکت^{۱۷} واکنش افراد در مواجهه با آشفستگی سطح زیر پا بررسی شده و الگوهای سینماتیکی مربوط به اعضای به کمک مارکرهای نصب شده روی بدن افراد و پردازش آنها به‌دست آمده است. در شکل ۵ نحوه اتصال مارکرها بر روی بدن فرد ایستاده روی صفحه نوسان‌کننده مشاهده می‌شود. با استفاده از نتایج سینماتیکی و

¹⁷ Motion Analysis



شکل ۶- آشفته‌گی مبنا



شکل ۷- به‌وسیله تغییرات زاویه‌ای مربوط به مفاصل لگن، سر و دست‌های یک شرکت‌کننده با وزن ۸۰kg، قد ۱۸۵cm و سن ۲۷ سال

پس از آنکه متغیرهای مفصلی مربوط به فرد محاسبه شد، با استفاده از روابط دینامیک معکوس نیروهای عمودی تکیه‌گاه پای چپ و راست و تغییرات مرکز فشار محاسبه شد. تغییرات مربوط به نیروی عمودی تکیه‌گاه‌ها و همچنین تغییرات مرکز فشار در شکل‌های ۸ و ۹ نشان داده شده‌اند. علت یکسان نبودن نیروی عمودی تکیه‌گاه پاها قبل از شروع آشفته‌گی، نوسانات طبیعی بدن در حالت سکون است. ویتسر^{۲۰} و همکاران [۱۸] نشان داده‌اند در حالت مستقیم ایستادن (در غیاب هر نوع آشفته‌گی خارجی) در لحظه شروع ضبط داده‌های آزمایش، نیروی عمودی تکیه‌گاه‌ها با هم برابر نبوده و در حین اعمال آشفته‌گی تغییراتشان به صورت غیرهمفاز است.

برای بررسی تغییرات زاویه‌ای پیکره‌بندی هر فرد، پس از فیلتر کردن نتایج به‌دست آمده از هر سه تکرار میانگین گرفته شد. هدف از این کار دستیابی به یک الگوی حرکتی مناسب برای هر یک از اعضای فوقانی بدن فرد (در طول زمان اعمال آشفته‌گی) بود. نهایتاً از نتایج به‌دست آمده همه افراد شرکت‌کننده در آزمایش میانگین‌گیری به‌عمل آمد. در شکل ۶ آشفته‌گی وارد بر افراد پس از نرمالیزه کردن مشاهده می‌شود. این آشفته‌گی مبنای مقایسه تغییرات تمامی متغیرهای مفصلی قرار گرفته است.

۳-۲- فیلتر کردن و بهبود داده‌های ضبط شده

اطلاعاتی که در وهله اول به‌وسیله نرم‌افزار تحلیل حرکت ضبط می‌شود، دچار اغتشاش^{۱۸} است. این اغتشاشات که ناشی از خطای تشخیص مرکز ماکرها است طی داده‌برداری به‌وسیله دوربین‌ها به‌وجود می‌آید. یک روش مناسب برای رفع اغتشاش در نمودارهای حاصل از داده‌های خام در مطالعات سینماتیکی استفاده از فیلترهای دیجیتال پایین‌گذر مرتبه دوم یا چهارم است. در این تحقیق، فیلترهای دیجیتال پایین‌گذر مرتبه دوم با استفاده از کد نوشته شده در نرم‌افزار MATLAB به‌کار رفته است.

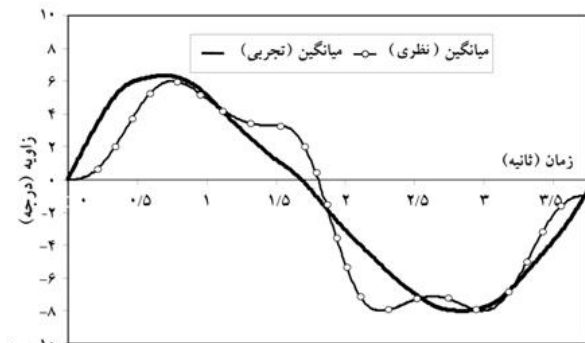
۳-۳- تحلیل داده‌های حاصل از آزمایش

محاسبه و تحلیل متغیرهای مفصلی افراد شرکت‌کننده به کمک داده‌های حاصل از آزمایش، در دو بعد و از روی مختصات کارتزینی مفاصل انجام یافت. در شکل ۷ تغییرات زوایای مفصلی مربوط به لگن، سر و دست‌های یک فرد شرکت‌کننده در آزمایش پس از میانگین‌گیری از سه تکرار نمایش داده شده است.

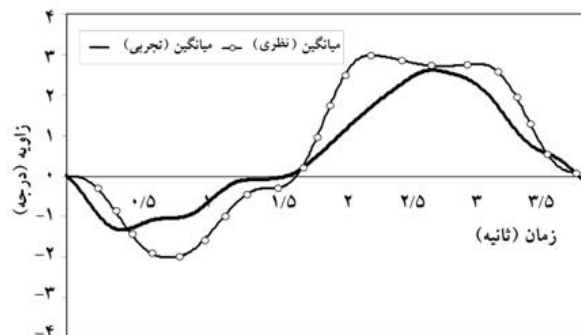
تغییرات زاویه‌ای کمر به عنوان اثرگذارترین عامل در جبران‌سازی بوده و به مراتب از تغییرات زاویه‌ای گردن و دست‌ها بیشتر است که نشانگر استفاده از استراتژی کمر در جبران‌سازی آشفته‌گی سطح زیر پاست (شکل ۷). تغییرات زاویه‌ای دست‌ها به صورت هم‌فازند و تغییرات زاویه‌ای گردن نسبت به سایر اعضا کمتر است.

¹⁸ Noise¹⁹ Low pass butterworth filter²⁰ Winter

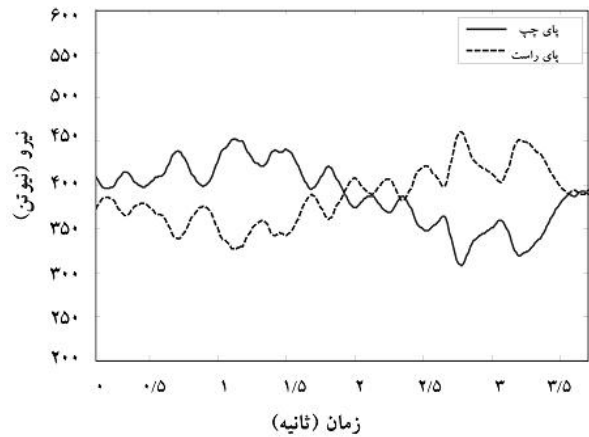
دارد. برخی از گام‌های بهینه‌یابی نتایج نظری با نتایج تجربی اختلاف‌های ناچیزی دارد، که می‌تواند به علل خطای مدل‌سازی (تعداد درجات آزادی مدل، متمرکز بودن جرم اعضاء، صلب بودن اعضاء، مدل کردن اتصالات به صورت مفصل کامل و استفاده هم‌زمان از استراتژی‌های گوناگون حسی حرکتی برای حفظ تعادل به‌وسیله افراد شرکت کننده) باشد. انطباق قابل قبول بین نتایج تجربی و نظری مؤید این است که نتایج نظری در زمینه مدل‌سازی و تحلیل تعادل مدل انسان می‌تواند عکس‌العمل واقعی انسان را پیش‌بینی کند. در شکل‌های ۱۱ و ۱۲ تغییرات زاویه‌ای دست‌ها رسم شده‌اند. تغییرات زاویه‌ای دست‌ها در دو حالت تجربی و نظری به صورت هم‌فاز بوده و انطباق خوبی بین نتایج تجربی و نظری وجود دارد. تغییرات زاویه‌ای دست‌ها در مقایسه با تغییرات زاویه‌ای کمر کمتر است. ولی تغییرات زاویه‌ای دست‌ها هرچند اندک، روی تغییرات مرکز فشار اثر می‌گذارد. این امر به علت ایجاد شتاب‌های زاویه‌ای جبران‌ساز است.



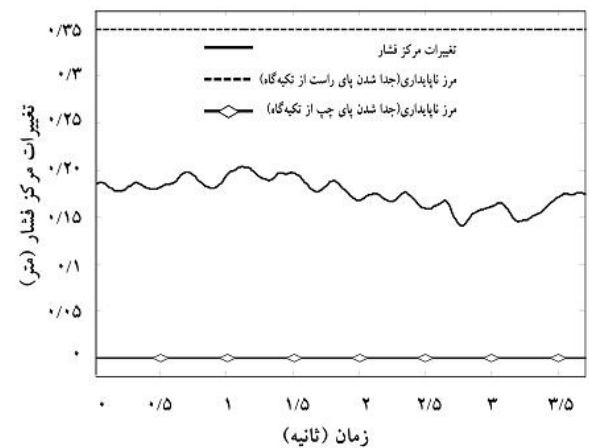
شکل ۱۰- مقایسه میانگین تغییرات زاویه‌ای کمر در دو حالت تجربی و نظری



شکل ۱۱- مقایسه میانگین تغییرات زاویه‌ای دست راست در دو حالت تجربی و نظری



شکل ۸- تغییرات نیروی عمودی تکیه‌گاه پای چپ و راست



شکل ۹- تغییرات مرکز فشار

طبق شکل ۹، دامنه تغییرات مرکز فشار محدود به ناحیه‌ای بین تکیه‌گاه‌های دو پا است. با توجه به موقعیت مرکز فشار که در محدوده سطح اتکاء باقی مانده، فرد شرکت کننده پایداری خود را حفظ کرده است. بنابراین نتایج تجربی تغییرات مرکز فشار را که به کمک دینامیک معکوس به‌دست آمده است، تأیید می‌کند.

۴-۳- مقایسه نتایج تجربی با نتایج نظری

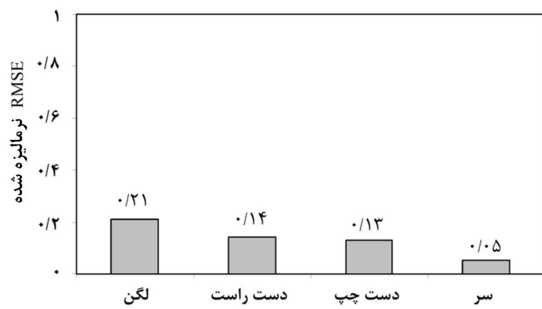
به منظور مقایسه نتایج حاصل از آزمایش و نتایج به‌دست آمده از بهینه‌یابی، یک آشفتنگی مطابق با شکل ۶ به ۱۰ مدل پنج درجه آزادی، اعمال شد و پس از انجام بهینه‌سازی مقایسه به عمل آمد. شایان ذکر است برای مدل‌سازی از مقادیر آنتروپومتریک افراد شرکت کننده استفاده شده است. در شکل ۱۰ تغییرات زاویه‌ای کمر در دو حالت تجربی و نظری آورده شده است. این تغییرات از نظر دامنه با نتایج تجربی همخوانی

در شکل ۱۵ خطاهای محاسبه شده به کمک روش ریشه دوم میانگین مجذور تفاضلات^{۲۱}، مطابق رابطه (۱۲)، در دو روش تجربی و نظری نمایش داده شده است.

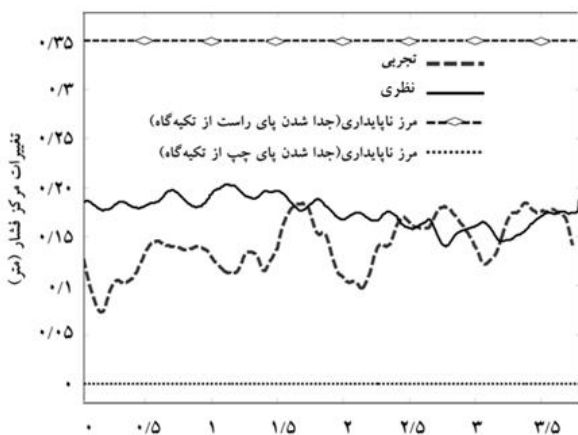
$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{t_f - t_0} \sum_{i=0}^{N} \frac{1}{N} \left(\frac{Theta_{experimental} - Theta_{optimization}}{Theta_{experimental}} \right)^2} \quad (12)$$

در رابطه فوق t_0 و t_f زمان شروع و خاتمه آشفستگی، Δt بازه زمانی اعمال آشفستگی و N تعداد فریم‌های داده برداری به وسیله سیستم آنالیز حرکت است. با توجه به این امر که دامنه تغییرات مفاصل با یکدیگر متفاوت‌اند، رابطه (۱۲) را به صورت نرمالیزه شده مورد استفاده قرار داده ایم تا از این طریق بتوان مقایسه صحیحی میان خطاها داشته باشیم.

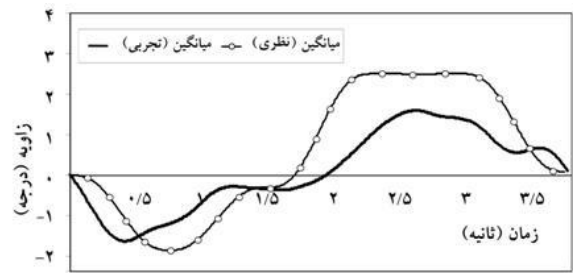
تغییرات مرکز فشار حاصل از بهینه‌یابی کمتر از حالت تجربی است (شکل ۱۶). زیرا در مدل‌سازی فرض شد که در حالت ایستاده کامل در هیچ‌یک از مفاصل گشتاور فعال وجود ندارد. در حالی که مرکز فشار انسان در حالت ایستادن کامل، دارای نوسانات طبیعیست [۱۸].



شکل ۱۵- خطاهای محاسبه شده به کمک روش ریشه دوم میانگین مجذور تفاضلات



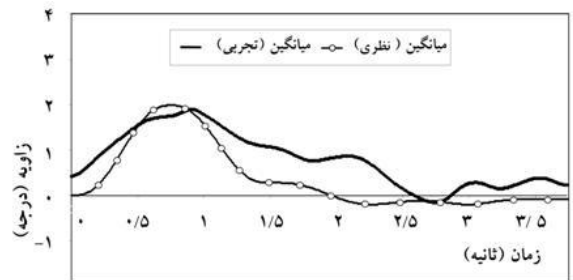
شکل ۱۶- مقایسه تغییرات مرکز فشار در دو حالت تجربی و نظری



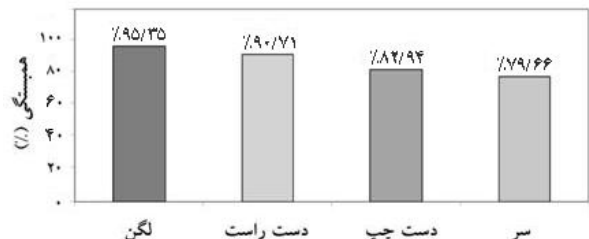
شکل ۱۲- مقایسه میانگین تغییرات زاویه‌ای دست چپ در دو حالت تجربی و نظری

تغییرات زاویه‌ای گردن ناچیز است و نتایج تجربی، نتایج حاصل از بهینه‌یابی را در مورد تغییرات زاویه‌ای اندک گردن تأیید می‌کند (شکل ۱۳). تغییرات زاویه‌ای گردن اثر بسزایی در روند حفظ تعادل ندارد که به علت اینرسی حرکتی کم مجموعه سر و گردن است به بیان دیگر اثر جابه‌جایی سر بر تغییرات مرکز فشار اندک است.

میزان همبستگی مربوط به میانگین تغییرات زاویه‌ای اعضاء در شکل ۱۴ نشان داده شده است. ضریب همبستگی در مورد تغییرات زاویه‌ای کمر به عدد یک (حد مطلوب) بسیار نزدیک است. اختلاف اندکی که بین ضریب همبستگی در مورد تغییرات زاویه‌ای دست راست و چپ وجود دارد می‌تواند ناشی از تبحر فرد در استفاده از دست‌های خود باشد (همه افراد راست‌دست بودند).



شکل ۱۳- مقایسه میانگین تغییرات زاویه‌ای گردن در دو حالت تجربی و نظری



شکل ۱۴- میزان همبستگی بین میانگین تغییرات زاویه‌ای اعضاء در دو حالت تجربی و نظری

²¹ Root Mean Square

۴- نتیجه گیری

در این تحقیق واکنش تعادلی ۱۰ فرد ایستاده بر صفحه نوسان‌کننده مورد بررسی قرار گرفت. استراتژی غالب برای حفظ تعادل، تغییرات زاویه‌ای کمر شناخته شد. با توجه به دامنه و فرکانس تحریک ایجاد شده به وسیله سیستم ایجاد کننده آشفتگی، مجموعه سر و گردن و دست‌ها به سبب جرم کمتری که نسبت به سایر اعضای بالاتنه دارند نقش کمتری در حفظ تعادل خواهند داشت. نوسان موقعیت مرکز فشار در محدوده سطح اتکاء نشانگر صحت انتخاب معیار نیروی عمودی تکیه‌گاه است.

مقایسه بین بررسی‌های نظری و نتایج تجربی، همخوانی سینماتیک به دست آمده از طریق بهینه‌یابی با سینماتیک حاصل از تجربه را نشان می‌دهد. نتایج تجربی با تغییرات مرکز فشار به دست آمده به کمک بهینه‌یابی نیز تطابق دارد. مقایسه سینماتیک واکنش تعادلی افراد بیمار با الگوی حرکتی افراد سالم به تشخیص نوع و میزان عارضه‌های اسکلتی-ماهیچه‌ای این بیماران کمک می‌نماید.

علائم اختصاری

$\theta_i, \dot{\theta}_i, \ddot{\theta}_i$	زاویه، سرعت و شتاب زاویه‌ای مفصل
$M_i, {}^{ci}I_i$	جرم و ممان اینرسی اصلی لینک i
${}^j\omega_i, {}^j\dot{\omega}_i$	سرعت و شتاب‌های زاویه‌ای لینک‌ها
${}^jv_i, {}^j\dot{v}_i$	سرعت و شتاب‌های خطی لینک‌ها
${}^jN_i, {}^jF_i$	گشتاور و نیروهای اینرسی
${}^jn_i, {}^jf_i$	گشتاور و نیروهای تبادلی
P, P_c	موقعیت دستگاه مختصات و مراکز جرم

مراجع

- [4] Vukobratovic M., Stepanenko J., Mathematical Models of General Anthropomorphic Systems, Mathematical Biosciences, 1973; 17:191-242.
- [5] Tevatia G., Schaal S., Inverse Kinematics for Humanoid Robots, IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2000; 1: 294-299.
- [6] Lee Y. S., Choi Y. J., Han K. H., Chae J. W., Choi E. J., Kim I. W., A Study on the Human Impulse Characteristics of the Standing Shooting Posture, KSME, 2003; 2314-2319.
- [7] Horak F. B., Nashner L. M., Central Programming of Postural Movements: Adaptation to Altered Support-Surface Configurations, Journal of Neurophysiology, 1986; 55: 1369-1381.
- [8] Matjacic Z., A multi-purpose rehabilitation frame: an apparatus for experimental investigations of human balance and postural control, Journal of Medical Engineering & Technology, 2000; 6: 250-254.
- [9] Rietdyk S., Patla A.E., Winter D.A., Ishac M.G., Little C.E., Balance recovery from medio-lateral perturbations of the upper body during standing, Journal of Biomechanics, 1999; 32: 1149-1158.
- [10] Maki B.E., Holliday P.J., Topper A.K., A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population, Journal of Gerontology Medical Sciences, 1994; 49: 72-84.
- [11] Henry S.M., Fung J., Horak F.B., Control of stance during lateral and anterior/posterior surface translations, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1998; 6: 32-42.
- [12] Kuo A.D., Zajac, F. E., Human standing posture: multi-joint Movement strategies based on biomechanical constraints, Brain Research, 1993; 97: 349-58.
- [13] Morisawa M., Fujimoto Y., Murakami T., A Walking Pattern Generation for Biped Robot with Parallel Mechanism by Considering Contact Force, Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics society, 2001; 3: 2184-2189.
- [14] Winter D. A., Biomechanics and Motor Control of Human Movement, J. Wiley, New York, 1990.
- [۱۵] کریگ جان؛ مکانیک و کنترل در رباتیک؛ ترجمه: علی مقداری، فائزه میرفخرایی، انتشارات علمی دانشگاه صنعتی شریف، ۱۳۷۷، ۷۷-۸۶
- [۱۶] صادقی مهر محسن، نادری داوود، داوودآبادی فراهانی سعید؛ مدل‌سازی، شبیه‌سازی و بهینه‌یابی استاتیکی و دینامیکی عکس‌العمل انسان جهت برقراری تعادل در برابر اعمال نیروی خارجی در صفحه فرونتال؛ چهاردهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، تهران، اسفند ۱۳۸۶.
- [17] Meghdari A., Naderi D., Alam M. A., Neural-network-based Observer for Real-Time Tipover Estimation; Mechatronics, 2005; 15: 989-1004.
- [18] Winter D., Prince A. F., Frank J. S., Powell C., Zabjek K. F., Unified Theory Regarding A/P and M/L Balance in Quiet Stance, Journal of Neurophysiology, 1996; 75: 2334-2343
- [1] Campbell A.J., Reinken J., Allan B.C., Martinez G.S., Falls in old age: a study of frequency and related clinical factors, Age and Ageing, 1981; 10: 264-270.
- [2] Popovic M. R., Pappas I. P. I., Nakazawa K., Keller T., Morari M., Dietz V., Stability criterion for controlling standing in able-bodied subjects, Journal of Biomechanics, 2000; 33: 1359-1368.
- [3] Azevedo Ch., Poignet Ph., Espiau B., Artificial locomotion control: from human to robots, Robotics and Autonomous System, 2004; 47: 203-223.