

## Analysis of Postural Control System Degeneration Using an Inverted Pendulum Model with PID Controller and Delayed Feedback

H. Ghomashchi<sup>1\*</sup>, A. Esteki<sup>2</sup>, A. Motie Nasrabadi<sup>3</sup>, F. Nowshiravan Rahatabad<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Mechanical and Industrial Engineering, Islamic Azad University, Qazvin Branch, Qazvin, Iran

<sup>2</sup> Professor, Department of Medical Physics and Engineering, Faculty of Medicine, Medical Campus, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran, aesteki@sbmu.ac.ir

<sup>3</sup> Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, Shahed University, Tehran, Iran, nasrabadi@shahed.ac.ir

<sup>4</sup> Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran, nooshiravan@gmail.com

---

### Abstract

In this study a simple inverted pendulum model with PID controller and delayed feedback is used to model standing-still postural control system for the purpose of achieving useful information about its underlying control structure. Using the Genetic algorithm and an experimental study results, the model and the controller parameters were estimated in a way that the model mimics real experimental sway patterns. The controller parameters found meaningful interpretations and it is shown that degeneration of postural control system affects the values of the parameters. Our findings indicate that although the simple models are not able to describe complexities of postural control system and interactions between its components, they can help us to improve our understanding of postural control system, its performance, its features and the way that the features change.

**Key words:** Modeling, Postural control system, Genetic algorithm, Neuromuscular impairments, Postural sway patterns.

---

\* Corresponding author

Address: Hamed Ghomashchi, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Mechanical and Industrial Engineering, Islamic Azad University, Qazvin Branch, Pajhoheshgaran Boulevard, Daneshgah Avenue, Qazvin, Iran

Tel: +98 21 88059164

Fax: +98 281 3670051

E-mail: ghomashchi@qiau.ac.ir

## بررسی زوال سیستم کنترل وضعیت با استفاده از مدل آونگ واژگون با کنترل کننده تناسبی - انتگرال‌گیری-مشتق‌گیری و بازخورد تأخیری

حامد قماشچی<sup>۱\*</sup>، علی استکی<sup>۲</sup>، علی مطیع نصرآبادی<sup>۳</sup>، فریدون نوشیروان راحت آباد<sup>۴</sup>

<sup>۱</sup> استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک و صنایع، دانشگاه آزاد اسلامی واحد قزوین، قزوین

<sup>۲</sup> استاد، گروه مهندسی و فیزیکی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران [aesteki@sbmu.ac.ir](mailto:aesteki@sbmu.ac.ir)

<sup>۳</sup> استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه شاهد، تهران [nasrabadi@shahed.ac.ir](mailto:nasrabadi@shahed.ac.ir)

<sup>۴</sup> استادیار، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران [nooshiravan@gmail.com](mailto:nooshiravan@gmail.com)

### چکیده

در این مطالعه از یک مدل ساده آونگ واژگون با کنترل کننده تناسبی-انتگرال‌گیری-مشتق‌گیری دارای بازخورد تأخیری برای مدلسازی سیستم کنترل وضعیت و شبیه‌سازی الگوهای نوسان‌های وضعیتی بهره گرفته شده است. هدف این بوده تا به جای استفاده از شاخص‌های متداول ارزیابی نوسان‌های وضعیتی که عمدتاً تعاریفی کیفی از سیستم کنترل وضعیت ارائه می‌دهند، با بهره‌گیری از این مدل بتوان به اطلاعاتی درباره نحوه عملکرد سیستم کنترل وضعیت دست یافت. با استفاده از اطلاعات و یافته‌های تجربی و به کارگیری الگوریتم ژنتیک، ضرایب مدل به گونه‌ای تعیین شدند که نتایج مشابه با نتایج شاخص‌های مرسوم ارزیابی نوسان‌های وضعیتی سیستم‌های کنترل وضعیت طبیعی و تغیریافته ایجاد کنند. ضرایب به کار گرفته شده در مدل و کنترل کننده، تعابیر معناداری منطبق بر ذات سیستم کنترل وضعیت می‌یابند که زوال این سیستم به واسطه ضایعات عصبی-عضلانی، آنها را هدف قرار می‌دهد. نتایج این مطالعه نشان دادند که اگرچه مدل‌های ساده سیستم کنترل وضعیت قادر به بیان پیچیدگی‌های سیستم کنترل وضعیت و تعامل بین اجزاء سیستم نیستند ولی می‌توانند به درک بهتر نحوه عملکرد سیستم کنترل وضعیت، ویژگی‌های کلی آن و نحوه تغیرات آنها کمک کنند.

کلیدواژگان: مدلسازی، سیستم کنترل وضعیت، الگوریتم ژنتیک، ضایعات عصبی عضلانی، الگوهای نوسان‌های وضعیتی.

\*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: قزوین، خیابان دانشگاه، بلوار نخبگان، بلوار پژوهشگران، دانشگاه آزاد اسلامی واحد قزوین، دانشکده مهندسی مکانیک و صنایع، گروه مهندسی مکانیک  
تلفن: ۰۲۱۸۸۰۵۹۱۶۴، ۰۹۱۲۶۰۳۷۴۱، دورنگار: ۰۲۸۱۳۶۷۰۰۵۱، پیام‌نگار: [ghomashchi@qiau.ac.ir](mailto:ghomashchi@qiau.ac.ir)

## ۱- مقدمه

حلقه بسته در بلند مدت در حفظ تعادل نقش دارند [۱۳، ۱۴]، اما نتایج این مطالعات با انتقاداتی مواجه شده است [۸، ۱۸، ۱۹] زیرا نشان داده شده است که مدل‌های کنترلی سیستم کنترل وضعیت با بازخورد تأخیری نیز می‌توانند نتایج مشابهی را برآورد نموده [۷، ۸] و توافق خوبی را با نتایج مطالعات تجربی ارائه دهند و علاوه بر آن متغیرهای مدلسازی نیز تعابیر فیزیولوژیک یابند [۷].

مطالعات متعددی نیز که با استفاده از شاخص‌های خطی در حوزه زمان و فرکانس [۹، ۱۱، ۱۲، ۲۰-۲۶] و شاخص‌های غیرخطی و تصادفی [۱۱، ۱۲، ۱۷، ۱۸، ۲۶-۳۲] درباره نوسان‌های وضعیتی انجام شده‌اند؛ سعی در تمایز سیستم‌های کنترل وضعیت طبیعی و بیمارگون و همچنین تعیین بهترین شاخص متمایزکننده داشته‌اند. هرچند این شاخص‌ها تمایز بین گروهی را به خوبی بیان کرده و از لحاظ کیفی معنادارند، اما ارتباط بین شاخص‌های ارزیابی سیستم کنترل وضعیت و ویژگی‌های دینامیکی سیستم مورد نظر را به وضوح مشخص نمی‌کنند. در این مطالعه تلاش شد تا با استفاده از مدلی ساده از سیستم کنترل وضعیت، نوسان‌های وضعیتی شبیه‌سازی شده و پارامترهای مدل با استفاده از الگوریتم ژنتیک و براساس یافته‌های مطالعه تجربی انجام شده روی دو سیستم کنترل وضعیت طبیعی و تغییر یافته تعیین شوند. همچنین با تبیین ارتباط بین اجزای مدل و دینامیک نوسان‌های وضعیتی مشخص می‌شود چگونه زوال سیستم کنترل وضعیت پارامترهای مدل را دستخوش تغییر می‌سازد.

## ۲- روش

## ۲-۱- بیان مدل

در این مطالعه همچون مراجع [۷، ۸]، بدن انسان حین ایستادن کامل به صورت سازوکاری تک‌عضوی- تک‌مفصلی به شکل آونگ واژگون<sup>۸</sup> در صفحه ساجیتال<sup>۹</sup> در نظر گرفته شده که سیستم کنترل تعادل آن یک کنترل‌کننده تناسبی- انتگرال‌گیر- مشتق‌گیر<sup>۱۰</sup> با ضرایب تناسبی  $K_p$ ، انتگرال‌گیر  $K_I$  و مشتق‌گیر  $K_D$  و با بازخورد تأخیری  $\tau_d$  است (شکل ۱).

حفظ تعادل حین ایستادن کامل، یکی از ابتدایی‌ترین و اساسی‌ترین فعالیت‌هایی است که انسان‌ها در اوان کودکی فراگرفته و به‌طور ناخودآگاه به انجام می‌رسانند. حفظ تعادل در حالت ایستاده معمولاً یک عملکرد حرکتی ساده در نظر گرفته می‌شود و دلیل ساده انگاری این است که این وضعیت براساس یک دیدگاه اشتباه؛ ساکن و بدون حرکت فرض شده و فرد حین ایستادن کامل به عنوان سیستمی ایستا<sup>۱</sup> در نظر گرفته می‌شود. اما بدن انسان سازوکاری چند عضوی-چند مفصلی دارد که با توجه به اطلاعات ارسالی از گیرنده‌های بینایی، وستیبولار<sup>۲</sup> و سوماتوسنسوری<sup>۳</sup> ترکیبات حرکتی نامحدودی را در قالب نوسان‌های وضعیتی به‌طور همزمان و پیوسته در مفاصل مختلف بدن با دامنه حرکتی کم و فرکانس پائین، در تقابل با اختشاش‌های اعمالی به انجام می‌رساند [۱]. رفتار پیچیده سیستم کنترل وضعیت از دیدگاه‌های متعددی مورد توجه و بررسی قرار گرفته است. در بسیاری از مطالعات مدل‌های صلب مکانیکی<sup>۴</sup> چندعضوی- چندمفصلی [۲، ۳] یا تک‌عضوی- تک‌مفصلی [۴، ۵] و یا مدل‌های کنترلی<sup>۵</sup> [۶-۸] برای بدن در نظر گرفته شده و سعی شده است تا با شبیه‌سازی نوسان‌های وضعیتی راهی به‌سوی کشف و درک سازوکار کنترلی حاکم بر سیستم کنترل وضعیت گشوده شود. بسیاری دیگر از مطالعات به جای استفاده از مدل، نوسان‌های وضعیتی را کمی نموده و با استفاده از شاخص‌های خطی در حوزه زمان و فرکانس سعی در ارزیابی سیستم کنترل وضعیت داشته‌اند [۹-۱۲]. همچنین خروجی نامنظم سیستم کنترل وضعیت، محققان را بر آن داشته تا در کنار معیارهای خطی ارزیابی وضعیت از کمی‌کننده‌های برگرفته از پدیده‌های تصادفی<sup>۶</sup> [۱۱-۱۴] و سیستم‌های غیرخطی [۱۵-۱۷] نیز بهره گیرند.

نتایج مطالعاتی که نوسان‌های وضعیتی را به مثابه حرکات براونی<sup>۷</sup> در نظر گرفته و از شاخص‌های برگرفته از مکانیک آماری بهره‌جسته‌اند بیانگر وجود دو سازوکار کنترلی حلقه باز و حلقه بسته در سیستم کنترل وضعیت هستند که سازوکار کنترلی حلقه باز در کوتاه مدت و سازوکار کنترلی

<sup>1</sup> Static<sup>5</sup> Control based model<sup>9</sup> Sagittal<sup>2</sup> Vestibular<sup>6</sup> Stochastic<sup>3</sup> Somatosensory<sup>7</sup> Brownian motion<sup>4</sup> Dynamic mechanical<sup>8</sup> Inverted Pendulum

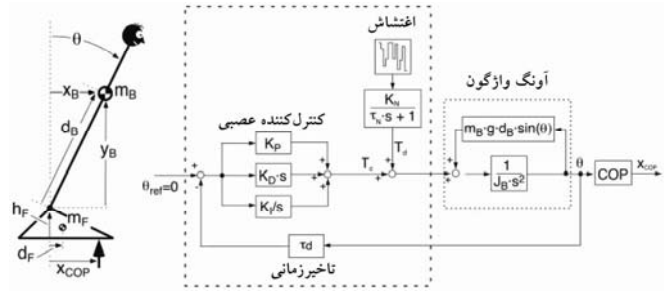
جدول ۱- ویژگی‌های آنترپومتریکی به کار گرفته شده

در مدل آونگ واژگون

علامت اختصاری	شرح	میانگین گروه سالم	میانگین گروه بیمار
$m_B$ (Kg)	جرم بدن به غیر از پا	۶۴/۹	۶۳/۸
$J_B$ (Kg.m <sup>2</sup> )	گشتاور اینرسی بدن حول مچ پا	۷۱/۳	۶۵/۱
$d_B$ (m)	فاصله مرکز جرم بدن از مچ پا	۱/۰۵	۱/۰۱
$m_F$ (Kg)	جرم پا	۰/۹۶	۰/۹۴
$h_F$ (m)	ارتفاع مچ پا از سطح زمین	۰/۰۶۵	۰/۰۶۳
$d_F$ (m)	فاصله افقی بین مچ پا و مرکز جرم پا	۰/۰۵۷	۰/۰۵۲

## ۲-۲- مطالعه تجربی

در مطالعه تجربی انجام شده به وسیله نویسندگان مقاله حاضر [۳۳]، دو گروه کاملاً متفاوت برای ارزیابی ویژگی‌های دینامیکی سیستم کنترل وضعیت سالم و تغییر یافته و ارزیابی توان شاخص‌ها در تمایز بین گروهی در نظر گرفته شدند. دینامیک حاکم بر سیستم کنترل وضعیت افراد جوان سالم به عنوان دینامیک طبیعی و سیستم کنترل وضعیت افراد سالمند مبتلا به سکتة مغزی با ضایعات شدید تعادلی به عنوان سیستمی با دینامیک غیرطبیعی در نظر گرفته شد. ۳۰ فرد جوان سالم (۱۷ مرد و ۱۳ زن) بدون سابقه بیماری‌های عصبی-عضلانی-اسکلتی با وزن  $65/87 \pm 11/45$  kg و قد  $166/93 \pm 8/4$  cm، در محدوده سنی  $25/83 \pm 3/28$  سال و ۳۳ بیمار مبتلا به سکتة مغزی (۱۸ مرد و ۱۵ زن) با گذشت زمان  $6/9 \pm 4/2$  ماه از سکتة، وزن  $64/72 \pm 11/81$  kg، قد  $160/90 \pm 8/5$  cm و  $61/00 \pm 8/81$  سال سن در این مطالعه شرکت کردند و نوسان‌های مرکز فشار پای آنها با استفاده از صفحه نیرو اکوبی‌تست ساخت شرکت نوروکام<sup>۱۴</sup> با نرخ نمونه برداری ۱۰۰ Hz اندازه‌گیری و ثبت شد. شرکت‌کنندگان به صورت چشم باز، سر روبرو و پابرنه در حالی که دست‌ها به راحتی در طرفین بدن آویزان بودند روی جای پای استاندارد مشخص شده براساس قدشان روی صفحه نیرو



شکل ۱- مدل آونگ واژگون و کنترل‌کننده شبیه‌سازی شده برای سیستم کنترل تعادل (با کسب اجازه از مؤلفان برای بازنشر) [V]

مشخصات آنترپومتریکی<sup>۱۱</sup> مدل فوق به شرح مندرج در جدول ۱ است. در این مدل‌سازی فرض بر این است که سیستم کنترل عصبی، انحراف زاویه‌ای از راستای قائم را حس کرده و گشتاور اصلاحی را در راستای مقاومت در برابر انحراف زاویه‌ای و اصلاح موقعیت بدن ارسال می‌کند. در این مدل دو نوع گشتاور روی مفصل مچ پا اعمال می‌شود: یکی گشتاور اغتشاشی  $T_D$  است که هدف آن ایجاد رفتار ظاهراً تصادفی نوسان‌های وضعیت‌یست و دیگری گشتاور کنترلی  $T_C$  است که انحراف زاویه‌ای ناشی از گشتاورهای اغتشاشی و اینرسی را اصلاح می‌کند. گشتاور اغتشاشی، اغتشاش گوسی<sup>۱۲</sup> فیلتر شده پائین‌گذر با ثابت زمانی  $\tau_N = 100$  s و با شدت اغتشاش  $K_N$  در نظر گرفته شده است. اغتشاش گوسی به این علت فیلتر شده تا ویژگی‌هایی نظیر پدیده گام تصادفی<sup>۱۳</sup> مشهود در نوسان‌های وضعیت‌ی را ایجاد کند [۷، ۸]. همچنین برای محاسبه نوسان‌های قدامی-خلفی مرکز فشار از روی نوسان‌های زاویه‌ای مدل آونگ واژگون از رابطه (۱) استفاده شده است [V]:

$$x_{COP} = \frac{(m_B d_B^2 - J_B) \ddot{\theta}_B + m_B x_B (g + \ddot{y}_B) - m_B y_B \ddot{x}_B - m_B h_F \ddot{x}_B + m_F d_F g}{m_B (g + \ddot{y}_B) + m_F g} \quad (1)$$

در رابطه (۱)  $x_{COP}$  موقعیت مرکز فشار در راستای قدامی-خلفی،  $m_B$  جرم بدن بدون پنجه پا،  $m_F$  جرم پنجه پا،  $J_B$  گشتاور اینرسی بدن حول مچ پا،  $d_B$  فاصله مرکز جرم بدن از مچ پا،  $d_F$  فاصله افقی بین مچ پا و مرکز جرم پنجه پا،  $h_F$  ارتفاع مچ پا از سطح زمین،  $\ddot{x}_B$  شتاب افقی مرکز جرم بدن،  $\ddot{y}_B$  شتاب عمودی مرکز جرم بدن،  $\ddot{\theta}_B$  شتاب زاویه‌ای بدن در نوسان حول مچ پا و  $g$  شتاب جاذبه است.

<sup>10</sup> Proportional-Integral-Derivative

<sup>11</sup> Anthropometric

<sup>12</sup> Gaussian noise

<sup>13</sup> Random walk

<sup>14</sup> SOT#1, EquiTest testing system, NeuroCom International Inc., Clackmas, OR

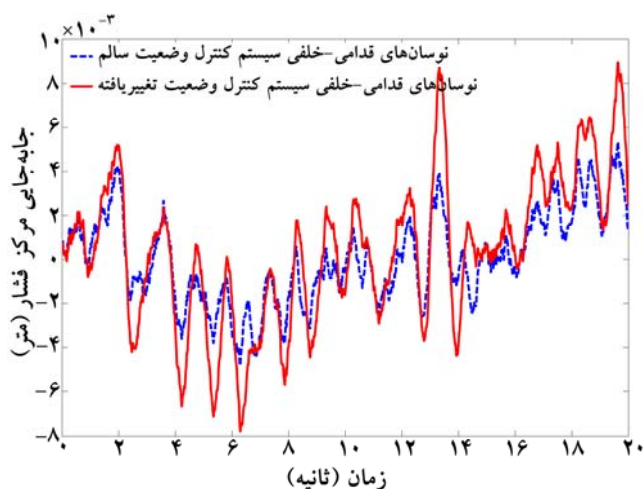
زمانی ثابت ۰/۱S استفاده شده است. برای تعیین ثابت‌های مدل‌سازی براساس به حداقل رساندن مقدار تابع هدف، از ابزار الگوریتم ژنتیک نرم‌افزار MATLAB نسخه ۷/۱ بهره گرفته شده است. مقادیر نامی ضرایب کنترل‌کننده، شدت اغتشاش و تأخیر زمانی براساس مرجع [۷] انتخاب شده‌اند (جدول ۲) و در الگوریتم ژنتیک به کار گرفته شده برای ارضاء تابع هدف (رابطه ۲)، این پارامترها از ۰/۵ تا ۱/۵ برابر مقدار نامی مجاز به تغییرند. همچنین ابعاد مدل برای شبیه‌سازی نوسان‌های وضعیتی سیستم‌های کنترل وضعیت سالم و بیمار براساس متوسط ابعاد آنروپومتیک هر گروه (جدول ۱) در نظر گرفته شدند.

### ۳- نتایج

نتایج مدل‌سازی نوسان‌های مرکز فشار دو سیستم کنترل وضعیت سالم و تغییر یافته با استفاده از ضرایب محاسبه شده به وسیله الگوریتم ژنتیک در شکل‌های ۲ و ۳ نمایش داده شده‌اند. برای مقایسه بهتر شکل‌های تولید شده، دانه‌بندی اغتشاش گوسی اعمال شده یکسان در نظر گرفته شده است.

جدول ۲- مقادیر نامی پارامترهای مدل‌سازی

پارامتر	$K_N$ N.m	$K_P$ N.m.deg <sup>-1</sup>	$K_I$ N.m.s <sup>-1</sup> .deg <sup>-1</sup>	$K_D$ N.m.s.deg <sup>-1</sup>	$\tau_d$ s
مقدار	۴۶۲	۱۶/۷	۰/۶۰	۴/۸۳	۰/۱۷۱



شکل ۲- نوسان‌های مرکز فشار شبیه‌سازی شده برای سیستم‌های کنترل وضعیت سالم و تغییر یافته

ایستادند [۳۴]. از شرکت کنندگان درخواست شد که مستقیم به نقطه مشخص شده براساس قدشان در روبرو نگاه کرده، راحت بایستند و طی ایستادن روی حفظ تعادل خود تمرکز کرده و هیچ‌گونه فعالیت ذهنی دیگری نداشته باشند. هر شرکت‌کننده سه بار و هر بار به مدت ۲۰S این آزمون را به انجام رساند. نتایج محاسبه شاخص‌های خطی ارزیابی وضعیت در حوزه زمان و فرکانس نشان داد اگرچه هر یک از شاخص‌ها حاوی اطلاعاتی درباره میزان و کیفیت نوسان‌های وضعیتی هستند، اما در میان شاخص‌های حوزه زمان، شاخص تغییرپذیری و از میان شاخص‌های حوزه فرکانس، شاخص فرکانس میانگین را می‌توان به عنوان شاخص‌های بارز در بیان نوسان‌های وضعیتی، تمایز بین گروهی و نماینده‌ای از هر گروه در نظر گرفت [۳۳]. بنابراین در تعریف تابع هدف از این دو شاخص بهره گرفته شد. تابع هدف به صورت رابطه (۲) تبیین و از الگوریتم ژنتیک برای به حداقل رساندن مقدار خطا استفاده شد:

$$Error = |V(x_{cop}) - AP\_V(Eachgroup)| + (MF(x_{cop}) - AP\_MF(Eachgroup))^2 \quad (2)$$

در رابطه فوق  $V(x_{COP})$  تغییرپذیری نوسان‌های وضعیتی شبیه‌سازی شده،  $AP\_V$  میانگین تغییرپذیری نوسان‌های وضعیتی قدامی-خلفی گروه‌های سالم و بیمار (به دست آمده از نتایج مطالعه تجربی)،  $MF(x_{COP})$  فرکانس میانگین نوسان‌های وضعیتی شبیه‌سازی شده و  $AP\_MF$  فرکانس میانگین نوسان‌های وضعیتی قدامی-خلفی گروه‌های سالم و بیمار (حاصل شده از نتایج مطالعه تجربی) هستند.

### ۳-۲- شبیه‌سازی نوسان‌های وضعیتی و تعیین ثابت‌های مدل‌سازی با استفاده از الگوریتم ژنتیک روی نتایج آزمون‌های تجربی

شبیه‌سازی‌ها در محیط سیمولینک<sup>۱۸</sup> نرم‌افزار MATLAB<sup>۱۹</sup> نسخه ۷/۱ انجام شده است. مدت شبیه‌سازی متناسب با زمان انجام آزمون‌های تجربی ایستادن کامل به مدت ۲۰S و زمان نمونه‌برداری ۰/۱S در نظر گرفته شده است. برای حل معادلات دیفرانسیل مدل از الگوریتم بگاک-شمپاین<sup>۲۰</sup> با پله

<sup>15</sup> Variability

<sup>19</sup> Matrix Laboratory

<sup>16</sup> Anterior-Posterior

<sup>20</sup> Bogacki-Shampine (ODE3)

<sup>17</sup> Mean frequency

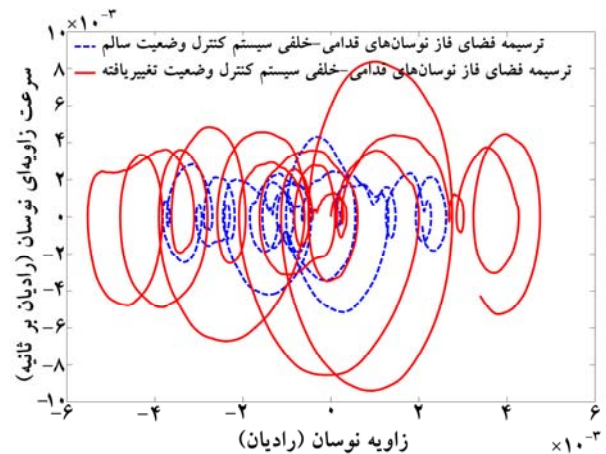
<sup>18</sup> Simulink

مقایسه نتایج حاصل از آزمون‌های تجربی و نتایج مدلسازی نوسان‌های مرکز فشار با تکیه بر الگوریتم ژنتیک که در جدول ۴ نمایش داده شده‌اند؛ از نزدیکی یافته‌ها حکایت دارد. نتایج مندرج در جدول ۳ نشان می‌دهند که ضریب تناسبی  $K_p$  در سیستم کنترل وضعیت بیمار به میزان ۲۱٪ کاهش یافته درحالی که به واسطه زوال سیستم کنترل وضعیت ضریب انتگرال‌گیر  $K_I$  و تأخیر زمانی  $\tau_d$  سیستم عصبی عضلانی هر یک به ترتیب ۱۴۳٪ و ۷۳٪ افزایش یافته‌اند. این درحالیست که بهره گشتاور اغتشاشی  $K_N$  و ضریب مشتق‌گیر  $K_D$  تغییرات محسوسی را نداشته‌اند.

#### ۴- بحث

در این مطالعه براساس نتایج مطالعه تجربی انجام شده به وسیله همین نویسندگان [۳۳]، از الگوریتم ژنتیک برای تعیین پارامترهای مدل‌های سیستم کنترل وضعیت طبیعی و زوال یافته استفاده شده است. یافته‌ها حاکی از این هستند که با استفاده از این روش می‌توان پارامترهای مدلسازی را به گونه‌ای تعیین کرد که مدل به‌کار گرفته شده نتایج شاخص‌های خطی ارزیابی نوسان‌های وضعیتی سیستم کنترل وضعیت را تکرار نموده و الگوهای نوسانی مشابه با نوسان‌های وضعیتی واقعی ایجاد کند.

شایان ذکر است که از میان گستره‌ای از شاخص‌های خطی ارزیابی سیستم کنترل وضعیت در حوزه زمان و فرکانس [۳۳]، در این تحقیق تنها دو شاخص تغییرپذیری و فرکانس میانگین به عنوان شاخص‌های بارز به نمایندگی از هر گروه انتخاب شده‌اند. این انتخاب در حالی صورت گرفته که در مطالعه تجربی انجام شده شاخص فرکانس میانگین نوسان‌های قدامی-خلفی (راستای مورد نظر در مدلسازی سیستم کنترل وضعیت) از نظر آماری قادر به تمایز دو سیستم کنترل وضعیت سالم و تغییر یافته نبوده است (تفاوت آماری بزرگتر از ۰/۰۵) که این البته به دلیل نوع ضایعه سیستم عصبی عضلانی بیماران است، زیرا فلج نیمه از بدن که ضایعه عمده ناشی از سکته مغزی است نوسان‌های راستای جانبی را بیشتر متأثر ساخته و به همین دلیل است که فرکانس میانگین



شکل ۳- ترسیمه فضای فاز نوسان‌های زاویه‌ای مرکز جرم مدل سیستم کنترل وضعیت سالم و تغییر یافته

ضرایب به‌کار گرفته شده در مدلسازی دو سیستم کنترل وضعیت طبیعی و تغییر یافته که از ارضاء تابع هدف تبیین شده به دست آمده‌اند، در جدول ۳ گزارش شده و مقادیر شاخص‌های تغییرپذیری و فرکانس میانگین نوسان‌های مرکز فشار شبیه‌سازی شده به همراه آماره‌های توصیفی نتایج محاسبه شاخص‌های تغییرپذیری و فرکانس میانگین راستای قدامی-خلفی هر دو گروه مورد مطالعه در آزمون تجربی [۳۳] نیز در جدول ۴ ارائه شده‌اند.

جدول ۳- ضرایب به دست آمده برای مدلسازی دو سیستم کنترل وضعیت با استفاده از روش الگوریتم ژنتیک روی

نتایج آزمون‌های تجربی

ضرایب	$K_N$	$K_p$	$K_I$	$K_D$	$\tau_d$	مدل
طبیعی	۲۳۲	۲۵/۱۳۱۷	۰/۳۶۶۵	۶/۵۱۰۱	۰/۱۰۱۲	
تغییر یافته	۲۳۱/۰۰۹۰	۱۹/۹۳۲۰	۰/۸۹۱۲	۶/۵۲۵۷	۰/۱۷۵۰	

جدول ۴- آماره‌های توصیفی نتایج محاسبه شاخص‌های تغییرپذیری و فرکانس میانگین آزمون‌های تجربی و نوسان‌های مرکز فشار شبیه‌سازی شده

سیستم کنترل وضعیت	نتایج آزمون تجربی [۳۳]			
	تغییرپذیری (cm)	فرکانس میانگین (Hz)	تغییرپذیری (Cm)	فرکانس میانگین (Hz)
طبیعی	۰/۲۰۷۱	۰/۴۲۷۸	۰/۲۰۶۸	۰/۴۲۷۲
تغییر یافته	±۰/۰۴۹۰	±۰/۱۱۹۰	۰/۳۳۰۵	۰/۴۳۶۵
				±۰/۱۵۸۵

جدول ۵- ضرایب همبستگی بین شاخص‌های ارزیابی نوسان‌های وضعیتی افراد جوان سالم و ضرایب مدلسازی مطالعه (با کسب اجازه

از مؤلفان برای بازنشر) [V]

شاخص	$K_I$	$K_P$	$K_D$	$\tau_d$	$K_N$
تغییرپذیری	-۰/۱۵	-۰/۸۱	-۰/۱۶	۰/۱۵	۰/۵۰
فرکانس میانگین	۰/۱۲	۰/۹۳	-۰/۱۳	۰/۳۲	—

در این راستا همبستگی برخی از شاخص‌های حوزه فرکانس با ضریب مشتق‌گیر کنترل کننده سیستم کنترل وضعیت در مطالعه [V] نشان داده شده‌اند اما در مطالعه حاضر به دلیل اینکه شاخص فرکانس میانگین نوسان‌های قدامی- خلفی دو گروه با یکدیگر تفاوت قابل توجهی نداشته‌اند بنابراین ضریب مشتق‌گیر کنترل کننده سیستم کنترل وضعیت نیز تغییرات آشکاری را نشان نداده است.

در مطالعه حاضر ارتباط خطی بین تأخیر زمانی سیستم کنترل وضعیت و پارامترهای نوسان در حوزه زمان مشاهده می‌شود و نتایج نشان می‌دهند که به دلیل افزایش تأخیر سیستم کنترل وضعیت، دامنه نوسان‌های وضعیتی و سایر شاخص‌های منشعب از آن افزایش می‌یابند. این نتیجه موافق نتایج مطالعه [V] (همبستگی مثبت تأخیر زمانی و شاخص تغییرپذیری مندرج در جدول ۵) و نتایج مطالعاتی است که افزایش تأخیر زمانی سیستم عصبی-عضلانی را به دلیل زوال سیستم کنترل وضعیت گزارش کرده‌اند [۳۵]. همچنین نتایج این مطالعه ارتباط مثبت خطی ضریب انتگرال‌گیر کنترل کننده عصبی-عضلانی و عدم ارتباط بهره گشتاور اغتشاشی با شاخص تغییرپذیری را نشان می‌دهند که در تناقض با نتایج مطالعه [V] است که از همبستگی منفی ضریب انتگرال‌گیر و همبستگی مثبت بهره گشتاور اغتشاشی با شاخص تغییرپذیری حکایت دارند. علل این تناقض به تفصیل در ادامه شرح داده شده است.

در بررسی نتایج مطالعه ماورر و پترکا [V] برای مقایسه سیستم‌های کنترل وضعیت طبیعی و غیرطبیعی، ملاحظه می‌شود علاوه بر اینکه روش بهینه‌سازی به کارگرفته شده در مواردی نتوانسته است نتایجی نزدیک به نتایج تجربی به دست آورد (جدول ۶ و ۷)، تناقضاتی در نتایج ایشان نیز ملاحظه می‌شود.

نوسان‌های راستای جانبی دو گروه تفاوت آماری قابل توجهی را با یکدیگر نشان می‌دهند (فرکانس میانگین نوسان‌های راستای جانبی سیستم کنترل وضعیت تغییر یافته  $0/2516 \pm 0/5735$  و طبیعی  $0/2848 \pm 0/8727$  با تفاوت آماری  $0/00$ ). بنابراین به دلیل اینکه انتخاب شاخص‌ها به صورت تجمعی (برایند دو راستای جانبی و قدامی-خلفی) صورت گرفته، دو شاخص ذکر شده به عنوان شاخص‌های بارز دو حوزه زمان و فرکانس انتخاب شده‌اند [۳۳].

نتایج مدلسازی نشان می‌دهند که به واسطه زوال سیستم کنترل وضعیت که پیرو آن شاخص‌های نوسان وضعیتی افزایش یافته‌اند؛ ضریب تناسبی  $K_P$  کاهش یافته است. این نتیجه موافق با یافته‌های مطالعه ماورر و پترکا<sup>۲۱</sup> بوده که همبستگی منفی شاخص تغییرپذیری را با ضریب تناسبی کنترل کننده سیستم عصبی-عضلانی گزارش کرده‌اند [V]. ماورر و پترکا با استفاده از کنترل کننده یاد شده و روش بهینه‌سازی با تغییر پارامترها از  $0/9$  تا  $1/1$  مقادیر نامی ذکر شده در جدول ۲ و بر پایه اطلاعات شاخص‌های ارزیابی نوسان‌های وضعیتی افراد جوان سالم برگرفته از مطالعات تجربی، ضرایب همبستگی بین شاخص‌های نوسان‌های وضعیتی و ضرایب مدل سیستم کنترل وضعیت را محاسبه کرده‌اند که برای سهولت دسترسی در جدول ۵ ذکر شده‌اند.

همچنین ایشان همبستگی پائینی را بین شاخص نوسان‌های وضعیتی در حوزه زمان و ضرایب مشتق‌گیر  $K_D$ ، انتگرال‌گیر  $K_I$  و همچنین تأخیر زمانی سیستم کنترل وضعیت برآورد کرده‌اند (جدول ۵) [V]. در این مقاله نیز نظیر مرجع [V] ارتباطی بین ضریب مشتق‌گیر کنترل کننده و شاخص تغییرپذیری نوسان‌های وضعیتی مشاهده نمی‌شود و به رغم تغییر معنادار شاخص تغییرپذیری به دلیل زوال سیستم کنترل وضعیت، تغییر محسوس در مقدار ضریب  $K_D$  دیده نمی‌شود. البته ارتباط خطی هرچند نامحسوس ضریب  $K_D$  با فرکانس میانگین نوسان‌های وضعیتی (جدول ۵)، نشان می‌دهد که تأثیر تغییرات  $K_D$  در حوزه فرکانس ممکن است قابل مشاهده باشد.

<sup>21</sup> Maurer and Peterka

نباید این نکته را فراموش کرد که ضربان قلب، تنفس، ناتوانی عضلات اسکلتی در تولید نیروی ثابت و از این قبیل موارد منشاء شناخته شده گشتاورهای اغتشاشی هستند. حال باید پرسید آیا این اغتشاشات در سیستم کنترل وضعیت افراد سالمند سالم، تا ۵۰٪ رشد می‌کند (جدول ۶)؟ در پاسخ باید گفت که مطمئناً این اغتشاشات در افزایش شاخص‌های نوسان‌های وضعیتی نقش دارند اما رشد ۵۰ درصدی آنها به دلیل افزایش سن تاحدی بعید به نظر می‌رسد. در این مطالعه، سکنه مغزی در مقایسه با سایر ضایعات سیستم عصبی اثر کمتری بر منابع اغتشاشی شناخته شده داشته است (عمده تأثیر آن روی ناتوانی عضلات اسکلتی است که استراتژی مچ در کنترل نوسان‌های وضعیتی را متأثر می‌سازد) و نتایج نشان داده‌اند که بدون تغییرات بهره گشتاور اغتشاشی (جدول ۳) و با تغییر ضرایب  $K_p$ ،  $K_I$  و تأخیر زمانی سیستم عصبی-عضلانی می‌توان الگوهای نوسان وضعیتی غیرطبیعی را شبیه‌سازی کرد که ویژگی‌های نوسان‌های غیرطبیعی واقعی را دارند. این نتیجه نشان می‌دهد که برای تولید نوسان‌های وضعیتی با دامنه نوسان بیشتر، الزاماً به گشتاورهای اغتشاشی قوی‌تر نیاز نیست بلکه آسیب‌های کنترل کننده عصبی-عضلانی خود می‌توانند دلیل آن باشند.

نتایج مطالعه ماورر و پترکا همبستگی شدید و مثبتی را بین ضریب تناسبی کنترل کننده عصبی-عضلانی و شاخص فرکانس میانگین نوسان‌های وضعیتی نشان می‌دهد (جدول ۵) [۷] که با نتیجه مقایسه دو گروه جوان و سالمند (جدول ۶) نیز سازگاری دارد. البته این نتیجه در تضاد با یافته‌های مقاله حاضر است زیرا کاهش ۲۱٪ ضریب  $K_p$ ، تغییر محسوسی در شاخص فرکانس میانگین ایجاد نکرده است. همچنین ماورر و پترکا همبستگی منفی نسبتاً ضعیفی را بین ضریب مشتق‌گیر کنترل کننده و فرکانس میانگین گزارش کرده‌اند (جدول ۵). از سوی دیگر در سیستم کنترل وضعیت تغییر یافته به دلیل افزایش سن، افزایش ۲۸٪ ضریب مشتق‌گیر کنترل کننده و فرکانس میانگین توأمان مشاهده می‌شود (جدول ۶ و ۷) که این دو نتیجه با یکدیگر توافق ندارند [۷] که البته در مباحث گذشته به طور کلی به آن اشاره شد

جدول ۶- مقایسه ضرایب کنترل کننده سیستم‌های کنترل وضعیت طبیعی (جوان) و غیرطبیعی (سالمند) به دست آمده در مطالعه (با

کسب اجازه از مؤلفان برای بازنشر) [۷]

ضرایب مدل	$K_N$	$K_p$	$K_I^*$	$K_D$	$\tau_d$
جوان	۴۶۲	۱۶/۷	۰/۶	۴/۸۳	۰/۱۷۱
سالمند	۶۹۳	۱۹/۷	۰/۶	۶/۱۸	۰/۱۶۳

\* در این مطالعه به دلیل تأثیر ناچیز تغییرات ضریب انتگرال‌گیر روی شاخص‌های ارزیابی نوسان‌های وضعیتی، این ضریب مجاز به تغییر نبوده است.

جدول ۷- مقایسه نتایج شبیه‌سازی و آزمون‌های تجربی مطالعه (با

کسب اجازه از مؤلفان برای بازنشر) [۷]

شاخص	نتایج	
	نتایج آزمون‌های تجربی میانگین (دامنه تغییرات)	نتایج شبیه‌سازی
تغییرپذیری (mm)	جوان	۵/۲۳
	سالمند	۵/۷۴
فرکانس میانگین (Hz)	جوان	۰/۵۴
	سالمند	۰/۶۹

همان‌طور که مشاهده می‌شود ضرایب همبستگی تعیین شده بر اساس شاخص‌های نوسان‌های وضعیتی افراد جوان سالم (جدول ۵) با روند تغییرات ضرایب مدل‌های سیستم کنترل وضعیت افراد جوان سالم و افراد سالمند موافقت ندارد (جدول ۶) [۷]. البته شایان توجه است که ایشان طیف وسیعی از شاخص‌های ارزیابی نوسان‌های وضعیتی را در مطالعه خود بررسی کرده‌اند که همگرایی پاسخ‌ها را دشوارتر می‌سازد.

با توجه به این موارد، علت تفاوت نتایج دو مطالعه در برآورد تأثیر ضریب  $K_I$  روی شاخص‌های نوسان‌های وضعیتی را می‌توان بی‌ثباتی نتایج ناشی از تغییر  $K_I$  دانست. درباره تأثیر تغییر بهره گشتاور اغتشاشی باید گفت که هر دو جدول ۵ و ۷ برگرفته از مطالعه [۷]، نتایج یکسانی را گزارش کرده‌اند و افزایش شاخص‌های نوسان‌های وضعیتی را متناسب با افزایش  $K_N$  دانسته‌اند. این نتیجه به دلیل آن است که افزایش دامنه نوسان نیازمند افزایش دامنه اغتشاش اعمالی روی سیستم است و در سیستم کنترل وضعیت افراد سالمند در مرجع [۷] این دامنه اغتشاش ۵۰٪ افزایش داشته است. اما



در این مقاله به هیچ عنوان ادعا نشده است که مدل به کار گرفته شده مدل واقعی سیستم کنترل وضعیت بوده و سیستم کنترل وضعیت از چنین راهکار کنترلی برای حفظ تعادل بهره می‌گیرد و نتایج به دست آمده نشان‌دهنده آنچه که در واقع در سیستم کنترل وضعیت و به دلیل زوال آن رخ می‌دهد، نیستند. اما این مدل می‌تواند توصیف مناسبی از نحوه پردازش اطلاعات حسی ارسال شده به سیستم کنترل وضعیت و نمایی از آنچه به واسطه زوال آن رخ می‌دهد، ارائه نماید.

### مراجع

- [1] Davids K., Bennett S., Newell K., Movement System Variability, First ed., Human Kinetics, USA, 2006.
- [2] Hof A.L., The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance, *Journal of Biomechanics*, 2007; 40: 451-457.
- [3] Edwards W.T., Effect of joint stiffness on standing stability, *Gait & posture*, 2007; 25: 432-439.
- [4] Winter D.A., Human balance and posture control during standing and walking, *Gait & Posture*, 1995; 3: 193-214.
- [5] Winter D.A., Patla A.E., Prince F., Ishac M., Gielo-Perczak K., Stiffness control of balance in quiet standing, *Journal of Neurophysiology*, 1998; 80: 1211-1221.
- [6] Johansson R., Magnusson M., Akesson M., Identification of human postural dynamics, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1988; 35: 858-869.
- [7] Maurer C., Peterka R.J., A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control, *Journal of Neurophysiology*, 2005; 93: 189-200.
- [8] Peterka R.J., Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis, *Biol Cybern*, 2000; 82: 335-343.
- [9] Prieto T.E., Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1996; 43(9): 956-966.
- [10] Chiari L., Rocchi L., Cappello A., Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement, *Clinical Biomechanics*, 2002; 17: 666-677.
- [11] Norris J.A., Marsh A.P., Smith I.J., Kohut R.I., Miller M.E., Ability of static and statistical mechanics posturographic measures to distinguish between age and fall risk, *Journal of Biomechanics*, 2005; 38: 1263-1272.
- [12] Raymakers J.A., Samson M.M., Verhaar H.J.J., The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s), *Gait & posture*, 2005; 21: 48-58.
- [13] Collins J.J., DeLuca C.J. Random Walking during Quiet Standing. *Physical Review Letters*. 1994; 73(5): 764-7.
- [14] Collins J.J., DeLuca C.J., Open loop and closed loop control of posture: a random walk analysis of center of pressure trajectories, *Experimental Brain Research*, 1993; 95: 308-318.

(مقایسه جداول ۵ و ۶). در مطالعه حاضر نیز به نظر می‌رسد که شاخص فرکانس میانگین از ضریب مشتق‌گیر کنترل‌کننده سیستم کنترل وضعیت متأثر بوده و سایر ضرایب مدل اثر کمتری روی شاخص فرکانس میانگین داشته باشند.

با توجه به اینکه هدف این مطالعه ارزیابی روند تغییرات پارامترهای مدل سیستم کنترل وضعیت به دلیل زوال آن بوده و ضایعه مورد بررسی در این مطالعه متفاوت با ناتوانی‌های ناشی از افزایش سن است؛ مقایسه نتایج این مطالعه با نتایج مندرج در جداول ۶ و ۷ مناسب به نظر نمی‌رسد. ضعف دیگر اینکه در مرجع [۷] ابعاد آنروپومتریکی گروه‌های مورد بررسی در مطالعات تجربی، در مقایسه بین گروهی اعمال نشده و از ابعاد یکسان برای مدل هر دو گروه جوان و سالمند استفاده شده است. بنابراین بهتر است نتایج این مطالعه با نتایج مندرج در جدول ۵ مقایسه شوند که تأثیر تغییر این متغیرها را با توجه به گروه هدف (افراد جوان سالم)، به صورت جداگانه در مدلی با مشخصات آنروپومتریکی یک فرد جوان سالم نشان داده است.

### ۵- نتیجه‌گیری

هدف این مطالعه استفاده از مدلی ساده برای شبیه‌سازی نوسان‌های وضعیتی به جای استفاده از شاخص‌های مرسوم ارزیابی نوسان‌های وضعیتی بوده که عمدتاً تعاریفی کیفی از سیستم کنترل وضعیت ارائه می‌دهند. با بهره‌گیری از یافته‌های مطالعه تجربی و به کارگیری الگوریتم ژنتیک ضرایب مدل به گونه‌ای تعیین شدند که مدل بتواند نتایج مشابه با نتایج شاخص‌های مرسوم ارزیابی نوسان‌های وضعیتی طبیعی و تغییر یافته ایجاد نماید تا بتوان به این طریق تا حد امکان ضعف‌هایی را که سیستم‌های کنترل وضعیت زوال یافته با آنها مواجه‌اند، شناسایی کرد.

در این مدل‌سازی تلاش شد تا برای ضرایب مدل تعابیر معناداری منطبق بر ذات سیستم کنترل وضعیت یافت شود تا به واسطه آن بتوان ضایعات سیستم عصبی-عضلانی را ریشه‌یابی کرد.

- [27] Roerdink M., DeHaart M., Daffertshofer A., Donker S.F., Geurts A.C.H., Beek P.J., Dynamical structure of center of pressure trajectories in patients recovering from stroke, *Experimental Brain Research*, 2006; 174: 256-269.
- [28] Schmit J.M., Riley M.A., Dalvi A., Sahay A., Shear P.K., Shockley K.D., Pun R.Y.K., Deterministic center of pressure patterns characterize postural instability in Parkinson's disease, *Experimental Brain Research*, 2006; 168: 357-367.
- [29] Pascolo P.B., Marini A., Carniel R., Barazza F., Posture as a chaotic system and an application to the Parkinsons disease, *Chaos, Solitons and Fractals*, 2005; 24: 1343-1346.
- [30] Cavanaugh J.T., Guskiewicz K.M., Giuliani C., Marshall S., Mercer V., Stergiou N., Detecting altered postural control after cerebral concussion in athletes with normal postural stability, *Br J Sports Med*, 2005; 39: 805-811.
- [31] Cavanaugh J.T., Guskiewicz K.M., Giuliani C., Marshall S., Mercer V.S., Stergiou N., Recovery of postural control after cerebral concussion: new insights using approximate entropy, *Journal of Athletic Training*, 2006; 41(3): 305-313.
- [32] Cavanaugh J.T., Mercer V.S., Stergiou N., Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: a methodological report, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2007; 4(42): 1-7.
- [۳۳] رجبعلی ساناز، ارزیابی شاخص‌های تعادلی خطی وضعیت ایستاده در بیماران سکته مغزی همی‌پلژی و بررسی روند بهبود بیماران در دو گروه با و بدون تمرینات تعادلی، پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی - بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات؛ دانشگاه آزاد اسلامی، ۱۳۸۸.
- [34] NeuroCom Internatinal Inc., EquiTest System Version 8.0, Operator's Manual, Clackamas, Oregon; 2001.
- [35] Shumway-Cook A., Woollacott M.H., Motor control: Translating research into clinical practice, Third ed., Lippincott Williams & Wilkins, USA, 2006.
- [15] Yamada N., Chaotic swaying of upright posture, *Human movement science*, 1995; 14: 711-726.
- [16] Ladislao L., Fioretti S., Nonlinear analysis of posturographic data, *Med Bio Eng Comput*, 2007; 45: 679-688.
- [۱۷] قماشچی حامد، استکی علی، مطیع نصرآبادی علی، ارزیابی دینامیک حاکم بر سیستم کنترل تعادل حین ایستادن کامل در فرد سالم و بیمار همی‌پلژی، *مجله مهندسی پزشکی زیستی*، ۱۳۸۷؛ ۲(۲): ۹۵-۱۰۸.
- [18] Newell K.M., Slobounov S.M., Slobounova E.S., Molenaar P.C.M., Stochastic processes in postural center of pressure profiles. *Experimental Brain Research*, 1997; 113: 158-164.
- [19] Riley M.A., Balasubramaniam R., Mitra S., Turvey M.T., Visual influences on center of pressure dynamics in upright posture, *Ecological Psychology*, 1998; 10(2): 65-91.
- [20] Nichols D.S., Balance retraining after stroke using force platform biofeedback, *Physical Therapy*, 1997; 77(5): 553-558.
- [21] Nichols D.S., Glenn T.M., Hutchinson K.J., Changes in mean center of balance during balance testing in young adults, *Physical Therapy*, 1995; 75(8): 699-706.
- [22] DeHaart M., Geurts A.C., Huidekoper S.C., Fasotti L., Limbeek J.V., Recovery of standing balance in postacute stroke patients: A rehabilitation cohort study, *Arch Phys Med Rehabil*, 2004; 85: 886-895.
- [23] Esteki A., Ghomashchi H., Rajabali S., Can linear posturographic measures discriminate healthy subject from CVA patient during quiet standing?, 15th Iranian Conference on Biomedical Engineering, Mashhad, Iran, 2009.
- [24] Maki B.E., Holliday P.J., Fernie G.R., Aging and postural control: A comparison of spontaneous and induced sway balance tests, *J Amer Geriatr Soc.*, 1990; 38: 1-9.
- [25] Nagy E., Feher-Kiss A., Barnai M., Domjan-Preszner A., Angyan L., Horvath G., Postural control in elderly subjects participating in balance training, *Eur J Appl Physiol*, 2007; 100: 97-104.
- [26] Newell K.M., VanEmmerik R.E.A., Lee D., Sprague R.L., On postural stability and variability, *Gait & Posture*, 1993; 4: 225-230.