

Evaluation of Dynamical Structure of Postural Balance Control System during Quiet Standing in Normal and C.V.A. Subjects

H. Ghomashchi¹, A. Esteki^{2*}, A. Motie Nasrabadi³

¹ PhD Candidate, Biomedical Engineering School, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran,
h_ghomashchi@yahoo.com

² Associate Professor, Department of Biomedical Engineering, Medicine School, Shahid Beheshti University (Medical Campus), Tehran, Iran

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

Abstract

In this study, the underlying dynamics of postural control system during quiet standing were investigated. Single-subject (SS) analysis was used as the statistical technique to compare the results. Center of pressure (COP) trajectories of 21 trials of a standing healthy subject and 24 trials of a cerebrovascular attacked (CVA) patient were considered in our analysis. Complexity, dimensionality and stability of postural balance control system were evaluated using the first local minimum of auto mutual information (AMI) function, correlation dimension (Dc) and largest lyapunov exponent (LLE), respectively. The results indicated higher time delays (higher determinism), lower correlation dimension (lower active dynamical degrees of freedom) and lower LLE (increase of local stability) in the postural steadiness time series of the CVA patient in compare with the normal subject. The results showed that these measures not only can be used as pathologic measures to distinguish healthy subjects from CVA patient but also provide us new openings to disclose the postural control mechanism during a quiet standing.

Keywords: Postural control, Center of pressure fluctuations, Nonlinear dynamics, Stroke, Single subject analysis

* Corresponding author
Address: Ali Esteki, Department of Biomedical Engineering, Medicine School, Shahid Beheshti University (Medical Campus), Valenshak, Tehran, Iran
Tel: +98 21 23872566
Fax: +98 21 22414137
E-mail: aesteki@sbmu.ac.ir

ارزیابی دینامیک حاکم بر سیستم کنترل تعادل حین ایستادن کامل در فرد سالم و بیمار همی‌پلژی

حامد قماشچی^۱، علی استکی^{۲*}، علی مطیع نصرآبادی^۳

^۱ دانشجوی دکتری بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات تهران، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران

h_ghomashchi@yahoo.com

^۲ دانشیار گروه مهندسی و فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران

^۳ استادیار دانشکده فنی و مهندسی، گروه مهندسی پزشکی دانشگاه شاهد، تهران nasrabadi@shahed.ac.ir

چکیده

در این مطالعه ضمن بررسی نوسان‌های پوسچرال یک فرد جوان سالم و یک بیمار همی‌پلژی حین ایستادن کامل با استفاده از سری‌های زمانی نوسان‌های مرکز فشار به روش تک آزمودنی، سعی شد سلامت سیستم کنترل پوسچر با استفاده از معیارهای دینامیکی غیرخطی ارزیابی گردد. پیچیدگی، ابعاد و پایداری سیستم دینامیکی حاکم بر کنترل پوسچر با استفاده از شاخص‌های زمان وقوع اولین مینیمم موضعی تابع اطلاعات متقابل، بُعد همبستگی و بزرگترین نمای لیاپانوف مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج به دست آمده بیانگر بالاتر بودن تأخیر زمانی سری‌های زمانی نوسان‌های مرکز فشار (افزایش قطعیت) و پایین‌تر بودن بُعد همبستگی (کاهش درجات آزادی فعال) و پایین‌تر بودن بزرگترین نمای لیاپانوف (افزایش پایداری موضعی) در بیمار همی‌پلژی نسبت به فرد سالم است. این معیارها علاوه بر اینکه می‌توانند به عنوان معیارهای پاتولوژیک برای تشخیص بیماران از افراد سالم به کار گرفته شوند، دریچه‌های جدیدی را برای کشف دینامیک حاکم بر سیستم کنترل پوسچر می‌گشایند.

واژه‌های کلیدی: کنترل پوسچر؛ نوسان‌های مرکز فشار؛ دینامیک غیرخطی؛ سکنه مغزی؛ تحلیل تک آزمودنی

* همدار مکاتبات

نشانی: تهران، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، گروه مهندسی و فیزیک پزشکی

تلفن: ۲۳۸۷۵۶۶، دورنگار: ۲۲۴۱۴۱۳۷، پیام نگار: acesteki@sbmu.ac.ir

۱- مقدمه

حفظ تعادل در حالت ایستاده واکر از اهمیت ویژه ای برخوردار است. این فعالیت‌ها را می‌توان به دو دسته کلی تقسیم کرد: ایستادن ایستا و ایستادن پویا. ایستادن ایستا به حالتی گفته می‌شود که فرد در یک نقطه ثابت ایستاده باشد و هیچ حرکتی در بدن او وجود ندارد. ایستادن پویا به حالتی گفته می‌شود که فرد در حال حرکت باشد و تعادل خود را در حین حرکت حفظ می‌کند. در این مقاله به بررسی دینامیک تعادل در حالت ایستاده و ایستادن پویا پرداخته می‌شود. در ابتدا به تعاریف و مفاهیم پایه‌ای در زمینه دینامیک تعادل پرداخته می‌شود. سپس به بررسی روش‌های مختلف برای اندازه‌گیری و تحلیل دینامیک تعادل پرداخته می‌شود. در نهایت به نتیجه‌گیری و پیشنهادها برای بهبود تعادل در حالت ایستاده و ایستادن پویا پرداخته می‌شود.

سازوکارها و سیستم‌های حسی بوروفیزیولوژیکی متعددی از قبیل سیستم‌های بصری، شنیداری و سوماتوسنسوری^۱ در حفظ و کنترل تعادل در حالت ایستاده و همچنین در واکنش به اغتشاش‌های احتمالی و کسب مجدد تعادل نقش دارند اما از نظر بیومکانیکی نحوه کنترل تعادل و حفظ پایداری در حالت ایستاده ناشناخته باقی مانده است.

در بسیاری از مطالعات با در نظر گرفتن مدل‌های صلب چند عضوی و چند مفصلی با تک عضوی و تک مفصلی (مشهورترین آنها مدل پاندول معکوس در حال تعادل ناپایدار) برای بدن و سعی شد با شبیه‌سازی نوسان‌های پوسچرال^۲ به وسیله مدل‌های ارائه شده راهی را برای کشف و درک سازوکار کنترلی حاکم بر کنترل پوسچر و حفظ تعادل در حالت ایستادن کامل باز شود [۱-۶].

دسته‌ای دیگر از مطالعات به جای فرض مدلی برای بدن و ارزیابی نوسان‌های پوسچرال با استفاده از معیارهای کمی دینامیک حاکم بر مدل مفروض، سعی در تحلیل، بررسی، بیان و تعبیر سازوکار حاکم بر کنترل پوسچر داشته‌اند [۷-۱۰].

در این مطالعات برای بررسی کمی نوسان‌های بدن و درک سازوکار کنترلی تعادل طی ایستادن کامل، ارزیابی‌هایی با معیارهای خطی روی نوسان‌های مرکز جرم و مرکز فشار انجام گرفته و تغییرهایی نظیر طول مسیر، دامنه، سرعت و سطح نوسان بدن محاسبه و توانایی این شاخص‌ها برای بیان دینامیک حاکم بر سیستم و همچنین ارزیابی‌های پاتولوژیکی بررسی شده است. همچنین در بسیاری از موارد نیز از روش‌های مرسوم در حوزه فرکانس نظیر طیف فرکانسی

سیگنال، توان سیگنال و ... در این حوزه بهره گرفته شده است [۱۱، ۱۲].

با توجه به تغییرپذیری ذاتی سیستم‌های بیولوژیکی، هر دو دهه اخیر استفاده از مفاهیم دینامیک و روش‌های ارزیابی سیستم‌های دینامیکی در حوزه مطالعات سیستم‌های بیولوژیکی، مطالعات حرکات انسانی و بیومکانیک حرکت بسط و توسعه پیدا کرده است تا ضمن ارائه دیدگاه جدیدی در پایداری سیستم‌های بیولوژیکی و تغییرپذیری آنها، روش‌های جدیدی و جنبه‌هایی از دینامیک نهفته حاکم بر این سیستم‌ها را آشکارا کند [۱۳، ۱۴].

با توجه به موارد فوق و با فرض سیستمی یکپارچه که در آن فیوید بیومکانیکی، عصبی و فیزیولوژیکی در تعامل با یکدیگر قرار دارند، سیستم کنترل پوسچر^۳ حین ایستادن کامل را می‌توان سیستم دینامیکی چند بُعدی در نظر گرفت. در این حالت سیستم کوپلینگ غیرخطی^۴ بین متغیرهای سیستم برقرار است. در این راستا روش‌های ریاضی برخاسته از مکانیک آماری نظیر SDA^۵ و DFA^۶ برای بررسی نوسان‌های پوسچرال نیز از این گروه مشتقا نیوده و نوسان‌های بدن (به عنوان فرایندی تصادفی^۷ در گذشته) را به صورت حرکتی تصادفی^۸ اما کوپل شده^۹ و مرتبط به هم نظیر حرکات براونی^{۱۰} ارزیابی و میزان پیچیدگی سیستم را اندازه‌گیری کرده‌اند [۹، ۱۰، ۱۲، ۱۵-۱۸]. همچنین در بسیاری از مطالعات، نوسان‌های پوسچرال را با معیارهای ارزیابی سیستم‌های دینامیکی غیرخطی مورد بررسی قرار داده اند؛ به عنوان مثال در روش RQA^{۱۱} با فرض وجود الگوهای تکرار شونده در سری زمانی، به جای بررسی مستقیم سری زمانی اخذ شده از یک ویژگی سیستم دینامیکی، ساختار فضایی-زمانی آن بازسازی شده و با استفاده از معیار وقوع مجدد یک رویداد، پیچیدگی، بی‌نظمی و ایستایی سیستم بازسازی شده تعیین می‌شود [۱۹-۲۱].

مطالعات متعددی نیز نوسان‌های پوسچرال را آشوب‌گونه^{۱۲} ارزیابی کرده و با استفاده از کمی‌کننده‌های سیستم‌های آشوب‌گونه، سعی در شناسایی ویژگی‌های دینامیک حاکم بر سیستم داشته‌اند [۲۲-۲۴]. در چنین روشی

^۱ Vestibular
^۲ Postural control system
^۳ Detrended Fluctuation Analysis
^۴ Brownian motion

^۵ Somatosensory
^۶ Nonlinear coupling system
^۷ Stochastic
^۸ Recurrence Quantification Analysis

^۹ Perturbations
^{۱۰} Heterologous Diffusion Analysis
^{۱۱} Random walk
^{۱۲} Apatotemporal

^۱ Postural
^۲ Coupled
^۳ Chaotic

ارزیابی دینامیک حاکم بر سیستم کنترل تعادل حین ایستادن کامل در فرد سالم و بیمار همی‌پلژی

حامد قماشچی^۱، علی استکی^{۲*}، علی مطیع نصرآبادی^۳

^۱ دانشجوی دکتری بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات تهران، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران

h_ghomashchi@yahoo.com

^۲ دانشیار گروه مهندسی و فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران

^۳ استادیار دانشکده فنی و مهندسی، گروه مهندسی پزشکی دانشگاه شاهد، تهران nasrabadi@shahed.ac.ir

چکیده

در این مطالعه ضمن بررسی نوسان‌های پوسچرال یک فرد جوان سالم و یک بیمار همی‌پلژی حین ایستادن کامل با استفاده از سری‌های زمانی نوسان‌های مرکز فشار به روش تک آزمودنی، سعی شد سلامت سیستم کنترل پوسچر با استفاده از معیارهای دینامیکی غیرخطی ارزیابی گردد. پیچیدگی، ابعاد و پایداری سیستم دینامیکی حاکم بر کنترل پوسچر با استفاده از شاخص‌های زمان وقوع اولین مینیمم موضعی تابع اطلاعات متقابل، بُعد همبستگی و بزرگترین نمای لیاپانوف مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج به دست آمده بیانگر بالاتر بودن تأخیر زمانی سری‌های زمانی نوسان‌های مرکز فشار (افزایش قطعیت) و پایین‌تر بودن بُعد همبستگی (کاهش درجات آزادی فعال) و پایین‌تر بودن بزرگترین نمای لیاپانوف (افزایش پایداری موضعی) در بیمار همی‌پلژی نسبت به فرد سالم است. این معیارها علاوه بر اینکه می‌توانند به عنوان معیارهای پاتولوژیک برای تشخیص بیماران از افراد سالم به‌کار گرفته شوند، دریچه‌های جدیدی را برای کشف دینامیک حاکم بر سیستم کنترل پوسچر می‌گشایند.

واژه‌های کلیدی: کنترل پوسچر؛ نوسان‌های مرکز فشار؛ دینامیک غیرخطی؛ سکنه مغزی؛ تحلیل تک آزمودنی

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، گروه مهندسی و فیزیک پزشکی

تلفن: ۲۲۸۷۲۵۶۶، دورنگار: ۲۲۴۱۴۱۳۷، پیام‌نگار: ۲۲۴۱۴۱۳۷، aosteki@sabmu.ac.ir

ارزیابی دینامیک حاکم بر سیستم کنترل تعادل حین ایستادن کامل در فرد سالم و بیمار همی‌پلژی

حامد قماشچی^۱، علی استکی^۲، علی مطیع نصرآبادی^۳

^۱ دانشجوی دکترای بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات تهران، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران

h_ghomashchi@yahoo.com

^۲ دانشیار گروه مهندسی و فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران

^۳ استادیار دانشکده فنی و مهندسی، گروه مهندسی پزشکی دانشگاه شاهد، تهران nasrabadi@shahed.ac.ir

چکیده

در این مطالعه ضمن بررسی نوسان‌های پوسچرال یک فرد جوان سالم و یک بیمار همی‌پلژی حین ایستادن کامل با استفاده از سری‌های زمانی نوسان‌های مرکز فشار به روش تک آزمودنی، سعی شد سلامت سیستم کنترل پوسچر با استفاده از معیارهای دینامیکی غیرخطی ارزیابی گردد. پیچیدگی، ابعاد و پایداری سیستم دینامیکی حاکم بر کنترل پوسچر با استفاده از شاخص‌های زمان وقوع اولین مینیمم موضعی تابع اطلاعات متقابل، بُعد همبستگی و بزرگترین نمای لیاپانوف مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج به دست آمده بیانگر بالاتر بودن تأخیر زمانی سری‌های زمانی نوسان‌های مرکز فشار (افزایش قطعیت) و پایین‌تر بودن بُعد همبستگی (کاهش درجات آزادی فعال) و پایین‌تر بودن بزرگترین نمای لیاپانوف (افزایش پایداری موضعی) در بیمار همی‌پلژی نسبت به فرد سالم است. این معیارها علاوه بر اینکه می‌توانند به عنوان معیارهای پاتولوژیک برای تشخیص بیماران از افراد سالم به کار گرفته شوند، دریچه‌های جدیدی را برای کشف دینامیک حاکم بر سیستم کنترل پوسچر می‌گشایند.

واژه‌های کلیدی: کنترل پوسچر؛ نوسان‌های مرکز فشار؛ دینامیک غیرخطی؛ سکنه مغزی؛ تحلیل تک آزمودنی

همدمدار مکاتبات

نشانی: تهران، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، گروه مهندسی و فیزیک پزشکی

تلفن: ۲۳۸۷۲۵۶۶، دورنگار: ۲۲۴۱۲۱۳۷، پیام‌نگار: aostoki@sbmu.ac.ir

۱- مقدمه

سیگنال، توان سیگنال و ... در این حوزه بهره گرفته شده است [۱۱، ۱۲].

با توجه به تغییرپذیری ذاتی سیستم‌های بیولوژیک، طی دو دهه اخیر استفاده از مفاهیم دینامیک و روش‌های ارزیابی سیستم‌های دینامیکی در حوزه مطالعات سیستم‌های بیولوژیک، مطالعات حرکات انسانی و بیومکانیک حرکت بسط و توسعه پیدا کرده است تا ضمن ارائه درک بهتری از پایداری سیستم‌های بیولوژیک و تغییرپذیری آنها ارائه نموده و جنبه‌هایی از دینامیک نهفته حاکم بر این سیستم‌ها را ارائه کند [۱۳، ۱۴].

با توجه به موارد فوق و با فرض سیستمی یکپارچه که در آن فیود بیومکانیکی، عصبی و فیزیولوژیک در تعامل با یکدیگر قرار دارند، سیستم کنترل پوسچر^۱ حین ایستادن کامل را می‌توان سیستم دینامیکی چند بُعدی در نظر گرفت. در این حالت سیستم کوپلینگ غیرخطی^۲ بین متغیرهای سیستم برقرار است. در این راستا روش‌های ریاضی برخاسته از مکانیک آماری نظیر SDA^۳ و DFA^۴ برای بررسی نوسان‌های پوسچرال نیز از این گروه مستثنا نبوده و نوسان‌های بدن (به عنوان فرایندی تصادفی^۵ در گذشته) را به صورت حرکاتی تصادفی^۶ اما کوپل شده^۷ و مرتبط به هم نظیر حرکات براونی^۸ ارزیابی و میزان پیچیدگی سیستم را اندازه‌گیری کرده‌اند [۹، ۱۰، ۱۲، ۱۵-۱۸]. همچنین در بسیاری از مطالعات، نوسان‌های پوسچرال را با معیارهای ارزیابی سیستم‌های دینامیکی غیرخطی مورد بررسی قرار داده اند؛ به عنوان مثال در روش RQA^۹ با فرض وجود الگوهای تکرار شونده در سری زمانی، به جای بررسی مستقیم سری زمانی اخذ شده از یک ویژگی سیستم دینامیکی، ساختار فضایی-زمانی^{۱۰} آن بازسازی شده و با استفاده از معیار وقوع مجدد یک رویداد، پیچیدگی، بی‌نظمی و ایستایی سیستم بازسازی شده تعیین می‌شود [۱۹-۲۱].

مطالعات متعددی نیز نوسان‌های پوسچرال را آشوب‌گونه^{۱۱} ارزیابی کرده و با استفاده از کمی‌کننده‌های سیستم‌های آشوب‌گونه، سعی در شناسایی ویژگی‌های دینامیک حاکم بر سیستم داشته‌اند [۲۲-۲۴]. در چنین روشی

حفظ تعادل در حالت ایستاده یکی از ابتدایی‌ترین و اساسی‌ترین فعالیت‌هایی است که انسان‌ها به طور ناخودآگاه انجام می‌دهند. اغلب ناتوانایی‌ها و ضایعات مرتبط با حفظ تعادل در حالت ایستاده (ناشی از افزایش سن، قطع عضو، سکنه و ...) با افزایش خطر افتادن افراد همراه است. برخلاف سهولت ظاهری، حفظ تعادل در حالت ایستاده و سازوکار کنترلی حاکم بر آن از دیدگاه‌های متفاوتی مورد بحث و بررسی قرار گرفته است.

سازوکارها و سیستم‌های حسی نوروفیزیولوژیکی متعددی از قبیل سیستم‌های بینایی، وستیبولار^۱ و سوماتوسنسوری^۲ در حفظ و کنترل تعادل در حالت ایستاده و همچنین در واکنش به اغتشاش^۳‌های اعمالی و کسب مجدد تعادل نقش دارند اما از نظر بیومکانیکی نحوه کنترل تعادل و حفظ پایداری در حالت ایستاده ناشناخته باقی مانده است.

در بسیاری از مطالعات با در نظر گرفتن مدل‌های صلب چند عضوی و چند مفصلی یا تک عضوی و تک مفصلی (مشهورترین آنها مدل پاندول معکوس در حال تعادل ناپایدار) برای بدن و سعی شد با شبیه‌سازی نوسان‌های پوسچرال^۴ به وسیله مدل‌های ارائه شده راهی را برای کشف و درک سازوکار کنترلی حاکم بر کنترل پوسچر و حفظ تعادل در حالت ایستادن کامل باز شود [۱-۶].

دسته‌ای دیگر از مطالعات به جای فرض مدلی برای بدن و ارزیابی نوسان‌های پوسچرال با استفاده از معیارهای کمی دینامیک حاکم بر مدل مفروض، سعی در تحلیل، بررسی، بیان و تعبیر سازوکار حاکم بر کنترل پوسچر داشته‌اند [۷-۱۰].

در این مطالعات برای بررسی کمی نوسان‌های بدن و درک سازوکار کنترلی تعادل طی ایستادن کامل، ارزیابی‌هایی با معیارهای خطی روی نوسان‌های مرکز جرم و مرکز فشار انجام گرفته و متغیرهایی نظیر طول مسیر، دامنه، سرعت و سطح نوسان بدن محاسبه و توانایی این شاخص‌ها برای بیان دینامیک حاکم بر سیستم و همچنین ارزیابی‌های پاتولوژیک بررسی شده است. همچنین در بسیاری از موارد نیز از روش‌های مرسوم در حوزه فرکانس نظیر طیف فرکانسی

¹ Vestibular

² Postural control system

³ Detrended Fluctuation Analysis

⁴ Brownian motion

⁵ Somatosensory

⁶ Nonlinear coupling system

⁷ Stochastic

⁸ Recurrence Quantification Analysis

⁹ Perturbations

¹⁰ Stabilogram Diffusion Analysis

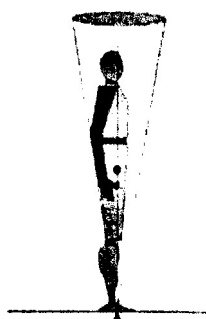
¹¹ Random walk

¹² Spatiotemporal

¹³ Postural

¹⁴ Coupled

¹⁵ Chaotic



شکل ۱- مخروط تعادل [۳۶]

به طور معمول برای ارزیابی پایداری پوسچرال و عملکرد سیستم تعادلی سه نوع اندازه گیری روی افراد انجام می گیرد: اندازه گیری میزان نوسان های پوسچرال، تقارن وزن اندازی روی پاها و اندازه گیری مرز پایداری^{۱۶} [۳۵]. مرز پایداری مرز ناحیه ای است که شخص می تواند بدون تغییر جای پا در تمام جهات متمایل شده و تعادل خود را حفظ کند. مرز پایداری عموماً ۸° به جلو، ۴° به عقب و ۸° به طرفین است که مخروطی را حول پاها شکل می دهد (شکل ۱) [۳۶، ۳۵]. بطور کلی، توانایی جابجایی در یک پوسچر معین بدون از دست دادن تعادل، پایداری دینامیک^{۱۷} نامیده شده و بنابراین حفظ تعادل حین ایستادن کامل در چنین ناحیه ای (مخروط تعادل)^{۱۸} نیز پایداری دینامیک نامیده می شود [۳۴، ۳۵].

با توجه به موارد گفته شده این ناحیه (و هر ویژگی از سیستم کنترل پوسچر که نمایانگر این ناحیه باشد، نظیر موقعیت تصویر مرکز جرم یا موقعیت مرکز فشار حین جابجایی پوسچرال در این ناحیه) بستر جذب سیستم کنترل پوسچر حین ایستادن کامل است. این بستر نمایانگر مجموعه شرایط اولیه ای است که اگر سیستم از آن شرایط راه اندازی شود فرد توانایی حفظ تعادل خود و پایداری در این ناحیه را دارد. بنابراین سیستم کنترل پوسچر پایدار مداری است. اما سایر ویژگی های دینامیک سیستم کنترل پوسچر از قبیل ابعاد سیستم، کوپلینگ بین متغیرها و پایداری موضعی سیستم ناشناخته باقی مانده است.

نیز به جای بررسی مستقیم سری زمانی اخذ شده، ابعاد سیستم تعیین و ساختار فضایی- زمانی آن بازسازی شده و تعداد متغیرهای حالت کوپلینگ بین آنها و پایداری سیستم مورد بحث و بررسی قرار می گیرد [۲۵]. در سیستم های دینامیکی، پایداری به عنوان توانایی پاسخگویی متغیرهای حالت سیستم به اغتشاش های اعمالی و کسب مجدد آن تعریف می شود. در سیستم های پرودیک که دارای چرخه حدی بوده و رفتاری کاملاً قابل پیش بینی دارند، پایداری مداری^{۱۹} بر اساس تئوری فلوکت^{۱۷} تعریف می شود [۲۵]. نوسان های مرکز فشار حین ایستادن کامل، کاملاً پرودیک^{۱۸} نیست؛ این عدم تناوب خود دلیل مهمی برای سلامت سیستم تعادلی در حالت ایستادن کامل است. زیرا بسیاری از مطالعات نشان داده اند که میزان پیچیدگی یک سیستم بیولوژیک بر سلامت آن سیستم دلالت دارد. نشان داده شده است. افزایش سن و بسیاری از بیماری ها سبب کاهش میزان پیچیدگی سیستم شده و سیستم قطعیت^{۱۹} بیشتری خواهد داشت [۳۰-۲۶]. برای سیستم های غیرپرودیک پایداری به صورت پایداری موضعی^{۲۰} و با نمای لیاپانوف (نرخ واگرایی تراژکتوری^{۲۱} های نزدیک به هم) طی زمان محدود^{۲۲} ارزیابی می شود [۳۱، ۳۲]. در نهایت سیستمی پایدار سراسری^{۲۳} است که بتواند در برابر کلیه اغتشاش های اعمالی مقاومت کرده و پایداری خود را حفظ کند [۳۳].

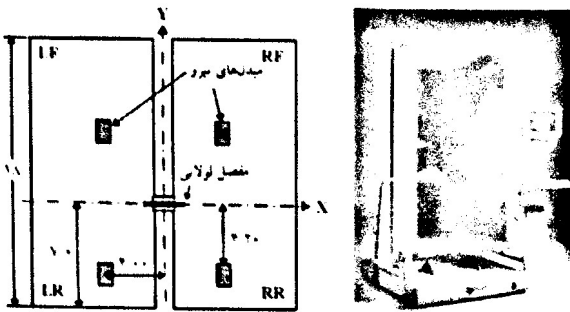
تعادل فرد حین ایستادن کامل حاصل یک سیستم پایدار سراسری نیست زیرا نمی تواند در برابر کلیه اغتشاش های داخلی و خارجی اعمال شده مقاومت کند. بنابراین اگر تعادل یک فرد سالم را محکم و آگاهانه یا آرام و ناآگاهانه برهم بزنیم (اغتشاش خارجی) تعادل پایدار وی برهم خورده و خواهد افتاد؛ یا از استراتژی دیگری (نظیر استراتژی گام برداشتن^{۲۴}) بهره گرفته تا مرکز جرم را داخل محدوده سطح تکیه گاهی^{۲۵} نگاه داشته و در وضعیت دیگری تعادل خود را حفظ کند [۳۴]. این شرایط در بیماران دچار ضعف تعادلی شدیدتر بوده به گونه ای که با اعمال یک اغتشاش کوچک (داخلی یا خارجی) تعادل آنها برهم می خورد.

¹⁶ Orbital stability
²⁰ Local stability
²⁴ Step strategy
²⁶ Cone of stability

¹⁷ Floquet theory
²¹ Trajectory
²² Base of support

¹⁸ Periodic
²² Finite time Lyapunov exponent
²⁶ Limits of stability

¹⁹ Determinism
²⁴ Globally stable
²⁷ Dynamic stability



شکل ۲- سمت راست دستگاه آکونی تست و سمت چپ سکوهای نیرو، ابعاد و آرایش حسگرها را نمایش داده شده است [۴۲]

این دستگاه دارای دیواره و سطح تکیه‌گاهی متحرکی است که هر دو قابلیت دوران $\pm 10^\circ$ در راستای قدامی-خلفی به منظور ارزیابی سیستم‌های حسی^{۳۵} دخیل در حفظ تعادل فرد را دارند. سطح تکیه‌گاهی این دستگاه متشکل از دو سکوی نیرو به ابعاد $22/9 \times 45/7 \text{ cm}$ است که با استقرار در مجاورت یکدیگر، به وسیله یک اتصال لولایی به یکدیگر متصل شده‌اند (شکل ۲).

ثبت اطلاعات در مرکز ارزیابی اختلالات حس تعادل مرکز جامع توانبخشی سازمان هلال احمر جمهوری اسلامی ایران انجام شده و به منظور رعایت اخلاق در پژوهش فرم رضایت شرکت در مطالعه از شرکت کنندگان اخذ گردید.

هر دو نمونه چندین بار (۲۱ بار شخص سالم و ۲۴ بار بیمار همی‌پلژی) روی سکوی نیرو به مدت ۲۰۵ استاندارد و نوسان‌های مرکز فشار با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰ ثبت گردید. افراد به صورت چشم باز، سر روبرو و پا برهنه در حالی که دست‌ها در طرفین بدن به راحتی آویزان‌اند روی جای پای استاندارد مشخص شده به وسیله سازنده، روی سکو استاندارد [۳۷]. از هریک درخواست شد که مستقیم به نقطه‌ای روبرو و مشخص شده براساس قدشان نگاه کنند، راحت بایستند و طی ایستادن روی حفظ تعادل خود تمرکز کرده و هیچ‌گونه فعالیت ذهنی دیگری نداشته باشند (شکل ۳). بین هر دو آزمون زمان استراحت ۶۰ ثانیه‌ای در نظر گرفته شد.

باتوجه به ارئه نتایج معناداری در حوزه مطالعه نوسان‌های پوسچرال به وسیله روش‌های ارزیابی سیستم‌های دینامیکی، پیش‌بینی می‌شود که کمتی کننده‌های سیستم‌های دینامیکی غیرخطی به عنوان معیارهای پاتولوژیک، نتایج ارزشمندی را درباره تفاوت‌های بین دینامیک حاکم بر سیستم کنترل پوسچر افراد سالم و بیمار ارائه کنند. بدین منظور نوسان‌های پوسچرال دو فرد سالم و بیمار سخته مغزی که با معیارهای متداول ارزیابی پوسچر^{۳۹} به وسیله همین نویسندگان مورد بررسی قرار گرفته‌اند [۳۸] به طور مجدد با استفاده از کمتی‌کننده‌های سیستم‌های غیرخطی ارزیابی شده تا درک بهتری از دینامیک حاکم بر سیستم کنترل پوسچر ارائه نمایند. بر اساس نتایج مطالعات انجام شده با معیارهای متداول ارزیابی پوسچر، بیماران سخته مغزی بی‌ثباتی، ضمن برخورداری از عدم قرینگی توزیع وزن و ناپایداری دینامیک بیشتر [۳۵]، دامنه و سرعت نوسان بیشتری را نسبت به گروه کنترل همسان نشان می‌دهند [۳۹].

۲- روش تحقیق

در این مطالعه با هدف بررسی کمتی دینامیک حاکم بر سیستم، از روش آنالیز تک آزمودنی^{۳۰} استفاده شد [۱۴]. در انتخاب نمونه‌ها سعی بر این بوده که حداکثر تفاوت مابین دو سیستم کنترل پوسچر وجود داشته باشد. بنابراین دو فرد مونث، یک خانم جوان سالم ۲۴ ساله با 157 cm قد و وزن 59 kg مابین دینامیک طبیعی حاکم بر سیستم کنترل پوسچر و یک خانم مسن دچار همی‌پلژی ناشی از سخته مغزی ایسکمیک، ۶۳ ساله با 155 cm قد و وزن 68 kg نشان دهنده دینامیک پوسچرال تغییر یافته در این مطالعه شرکت نمودند. هیچ یک از دو فرد شرکت کننده آثار و سابقه بیماری‌های سیستم اسکلتی عضلانی را نداشتند. نوسان‌های پوسچرال به صورت جابجایی مرکز فشار در راستای قدامی-خلفی^{۳۱} و جانبی^{۳۲} با استفاده از سکوی نیروی دستگاه آکونی تست^{۳۳} ساخت شرکت نوروکام^{۳۴} آمریکا ثبت شد (شکل ۲).

^{۳۰} Posturography
^{۳۱} F. qui Test

^{۳۰} Single subject analysis
^{۳۴} NeuroCom

^{۳۱} Anterior-Posterior
^{۳۳} Sensory Organization Test

^{۳۲} Mediolateral

استفاده شده است.

۲-۱- تعیین تأخیر زمانی، بُعد همبستگی و ابعاد

فضای بازسازی

بُعد همبستگی، بُعد جاذب سیستم بوده و نشانه‌ای از تعداد درجات آزادی فعال سیستم است. برای بازسازی جاذب سیستم دو مسأله باید مورد توجه قرار گیرد:

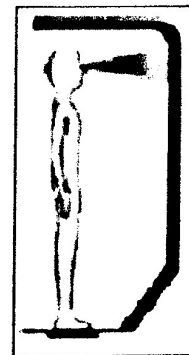
الف) تعیین تأخیر زمانی^{۳۸} برای تشکیل بردارهای تأخیر یافته از روی سری زمانی؛

ب) تعیین بُعد فضای بازسازی^{۳۹}.

در این مطالعه برای تعیین تأخیر زمانی مناسب از دو معیار براساس زمان وقوع اولین مینیمم موضعی^{۴۰} تابع اطلاعات متقابل^{۴۱} بهره گرفته شده و برای تعیین ابعاد فضای بازسازی از معیار اشباع بُعد همبستگی استفاده شده است.

در روش اول، با توجه به اینکه در موارد متعددی اشباع بُعد همبستگی با تأخیر زمانی مقارن با زمان وقوع اولین مینیمم موضعی تابع اطلاعات متقابل مشاهده نگردید، بنابراین برای اشباع بُعد همبستگی و عدم وابستگی آن به ابعاد فضای بازسازی، مقادیر دیگری در حوالی مقدار تعیین شده به وسیله تابع اطلاعات متقابل برای تأخیر زمانی در نظر گرفته شده تا اشباع بُعد همبستگی به دست آید و ابعاد فضای فاز با دقت بیشتری تعیین گردد.

در روش دوم برای ارزیابی مقاوم بودن کمی‌کننده‌های سیستم‌های آشوب‌گونه به متغیرهای ورودی (تأخیر زمانی و ابعاد فضای بازسازی) تأخیر زمانی ثابتی متناسب با میانگین زمان وقوع اولین مینیمم موضعی تابع اطلاعات متقابل در نظر گرفته شده در بازسازی فضای فاز، محاسبه بُعد همبستگی و بزرگترین نمای لیابانوف استفاده گردیده است. هرچند در این روش در مواردی اشباع کامل بُعد همبستگی و عدم وابستگی آن به افزایش ابعاد فضای بازسازی مشاهده نمی‌شود اما استفاده از این روش احتمال وابستگی نتایج به تأخیر زمانی متغیر را از بین می‌برد.



شکل ۳- روش انجام آزمون ایستادن کامل

با توجه به بیشتر بودن دامنه و طول مسیر نوسان در راستای قدامی-خلفی [۳۸]، تغییرات بارز بُعد سیستم در این راستا به سبب بروز سکنه مغزی [۴۲] و ناپایداری بیشتر در راستای قدامی-خلفی به همین سبب [۳۹]؛ در این مطالعه محاسبه کمی‌کننده‌های غیرخطی با تمرکز بر نوسان‌های مرکز فشار در راستای قدامی-خلفی صورت گرفته است. همچنین در این مورد شایان ذکر است که شرایط مختلف ایستایی، نوسان‌های پوسچرال در راستای قدامی-خلفی را تحت تاثیر قرار داده و در راستای جانبی نشان دهنده وضعیت قرینگی توزیع وزن روی اندامهای تحمل کننده وزن است [۷، ۳۵].

در این مطالعه برای ارزیابی دینامیک حاکم بر سیستم کنترل پوسچر از کمی‌کننده‌های بُعد همبستگی^{۳۶} و بزرگترین نمای لیابانوف^{۳۷} استفاده شده است. مقاوم بودن این کمی‌کننده‌ها به متغیرهای ورودی، توانایی آنها در آشکارسازی دینامیک نهفته سیستم کنترل پوسچر از روی سری های زمانی نوسان‌های مرکز فشار و تفکیک فرد بیمار از سالم، از دو روش مورد بررسی قرار گرفته است.

مدت زمان هر آزمون در مطالعه حاضر، ۲۰s در نظر گرفته شد. این زمان، زمان پیش‌فرض دستگاه مورد استفاده بوده و براساس ملاحظات بالینی، به وسیله سازندگان دستگاه پیشنهاد شده است زیرا انجام آزمون‌های طولانی مدت سبب تغییر واکنش طبیعی فرد و تغییرات ذات سیستم کنترل پوسچر طی آزمون می‌شود [۱۸]. همچنین در این مطالعه از نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰Hz که نرخ نمونه‌برداری پیش‌فرض دستگاه بوده و در مطالعات کنترل پوسچر معمول است،

^{۳۶} Correlation dimension (D_c)
^{۴۰} Local Minimum

^{۳۷} Largest Lyapunov Exponent
^{۴۱} Auto mutual information function

^{۳۸} Time delay (τ)

^{۳۹} Embedding dimension (d)

۲-۲- تعیین بزرگترین نمای لیاپانوف

نمای لیاپانوف مثبت نشان‌دهنده وجود آشوب و واگرایی نمایی تراکتوری‌های نزدیک به هم در فضای حالت است که سبب ناپایداری سیستم می‌شود. بزرگترین نمای لیاپانوف نشان‌دهنده میزان حساسیت به شرایط اولیه، مقاومت در برابر اغتشاش‌های موضعی کوچک (نظیر نوسان‌های طبیعی بدن حین ایستادن کامل) و پایداری موضعی سیستم است.

در این مطالعه زمان وقوع اولین مقدار مینیم موضعی تابع اطلاعات متقابل با استفاده از نرم‌افزار ^{۳۳}TSTOOL نسخه ۱۱،۱ تحت نرم‌افزار ^{۳۴}MATLAB نسخه ۷،۱ محاسبه شد و برای محاسبه بُعد همبستگی، ابعاد فضای بازسازی و بزرگترین نمای لیاپانوف از نرم‌افزار ^{۳۵}CDA Pro نسخه ۲،۱ استفاده شد. این نرم‌افزار برای محاسبه بُعد همبستگی از الگوریتم ارائه شده به وسیله گراسبرگر^{۳۵} و پروکاکسیا^{۳۶} و برای محاسبه بزرگترین نمای لیاپانوف از الگوریتم ارائه شده توسط ولف^{۳۷} و همکاران استفاده می‌کند [۴۰]. با توجه به نبود روشی یکسان برای تعیین تأخیر زمانی و تنوع روش‌های برآورد آن و اینکه کمتی‌کننده‌های سیستم‌های غیرخطی و آشوب‌گونه به تغییرات کم تأخیر زمانی (در حد چند نقطه داده با توجه به نرخ نمونه‌برداری) حساسیت زیادی نشان نمی‌دهند، در این نرم‌افزار تأخیرهای زمانی به ترتیب یک، دو و سپس به صورت مضاربی از دو قابل افزایش‌اند.

پس از محاسبه کمتی‌کننده‌های سیستم‌های دینامیکی غیرخطی، توزیع آماری نتایج به دست آمده مورد بررسی قرار گرفت. با توجه به نرمال بودن توزیع نتایج حاصل، از روش‌های آماری پارامتریک^{۳۸} برای مقایسه آزمون‌های فرد سالم و بیمار استفاده گردید. نتایج به دست آمده به صورت آماری طی آزمون ^{۳۹}T نمونه‌های مستقل با فاصله اطمینان ۹۵٪ برای بررسی اختلاف متغیرها بین فرد سالم و بیمار، با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۱،۵ مورد بررسی قرار گرفتند.

۳- نتایج

شاخص‌های آمار توصیفی نتایج محاسبه تأخیر زمانی، ابعاد فضای بازسازی، بُعد همبستگی و بزرگترین نمای لیاپانوف با استفاده از تأخیرهای زمانی تعیین شده در محدوده زمان وقوع اولین مینیم موضعی تابع اطلاعات متقابل (روش اول)، در جدول ۱ و نتایج آزمون T نمونه‌های مستقل مربوط با فاصله اطمینان ۹۵٪ در جدول ۲ گزارش شده است.

همچنین شاخص‌های آمار توصیفی نتایج محاسبه کمتی‌کننده‌های فوق با استفاده از میانگین زمان وقوع اولین مینیم موضعی تابع اطلاعات متقابل (تأخیر زمانی ثابت-روش دوم) و نتایج آزمون T نمونه‌های مستقل با فاصله اطمینان ۹۵٪ به ترتیب در جداول ۳ و ۴ گزارش شده‌اند.

جدول ۱- شاخص‌های آمار توصیفی معیارهای غیرخطی هر دو نمونه سالم و بیمار با تأخیر زمانی تعیین شده در محدوده زمان وقوع اولین مینیم موضعی تابع اطلاعات متقابل (روش اول)

متغیر	گروه	تعداد	میانگین	انحراف معیار
AMI (نقطه داده ^{۴۰})	سالم	۲۱	۸/۵۲	۲/۰۲
	بیمار	۲۴	۱۰/۵۰	۲/۹۶
APP (نقطه داده)	سالم	۲۱	۷/۶۲	۲/۳۲
	بیمار	۲۴	۶/۳۳	۲/۰۱
d	سالم	۲۱	۵/۵۲	۰/۷۵
	بیمار	۲۴	۵/۲۹	۰/۶۲
D _c	سالم	۲۱	۴/۳۰	۰/۳۳
	بیمار	۲۴	۳/۵۱	۰/۲۶
LLE	سالم	۲۱	۰/۲۵	۰/۰۵
	بیمار	۲۴	۰/۱۶	۰/۰۳

جدول ۲- نتایج آزمون T نمونه‌های مستقل با فاصله اطمینان ۹۵٪ برای اختلاف بین شاخص‌های غیرخطی با تأخیر زمانی تعیین شده در محدوده زمان وقوع اولین مینیم موضعی

تابع اطلاعات متقابل (روش اول)

متغیر	AMI	APP	d	D _c	LLE
P	۰/۰۱۳	۰/۱۱۹	۰/۲۶۳	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰

^{۳۳} Nonlinear Time Series Analysis Toolbox

^{۳۴} Procaccia

^{۳۵} Data points

^{۳۶} MATrix Laboratory

^{۳۷} Wolf

^{۳۸} Chaos Data Analyzer

^{۳۹} Parametric Statistic method

^{۴۰} Grassberger

^{۴۱} T-Test

بُعد همبستگی) و بزرگترین نمای لیاپانوف از نظر آماری به طور کامل متفاوت است (جدول ۲).

شاخص‌های آمار توصیفی نتایج محاسبه کمی‌کننده‌های سیستم‌های دینامیکی غیرخطی با تأخیر زمانی ثابت (روش دوم) در جدول ۳ ارائه شده است. نتایج این روش نیز نشان می‌دهد که تفاوت آماری قابل‌توجهی بین شاخص‌های بُعد همبستگی و بزرگترین نمای لیاپانوف فرد بیمار و فرد سالم وجود دارد؛ اما تفاوت بین ابعاد فضای بازسازی از نظر آماری قابل توجه نیست (جدول‌های ۳ و ۴).

مقایسه نتایج دو روش به کارگرفته شده در این مطالعه نشان می‌دهد اگرچه هر دو روش ابعاد بالاتری را برای بُعد همبستگی فرد سالم برآورد می‌کند؛ اما استفاده از تأخیر زمانی ثابت، واریانس بُعد همبستگی را افزایش داده در حالی که کاهش تفاوت بین میانگین بزرگترین نمای لیاپانوف را در برداشته است (جدول‌های ۱ و ۳). بر اساس نتایج آنالیز حساسیت بزرگترین نمای لیاپانوف به متغیرهای بازسازی فضای فاز، تأخیر زمانی کوچک و ابعاد پایین فضای بازسازی، بزرگترین نمای لیاپانوف را بیشتر برآورد می‌کنند [۴۳].

در روش دوم، به دلیل استفاده از تأخیر زمانی ثابتی (میانگین زمان وقوع اولین مینیمم موضعی تابع اطلاعات متقابل) که در تمام موارد به‌جز از دو مورد، برابر یا بزرگتر از تأخیر زمانی استفاده شده در روش اول بوده است، اشباع تقریبی بُعد همبستگی در ابعاد بالاتر فضای پوششی مشاهده شده است؛ همچنین به دلیل بالاتر بودن ابعاد فضای بازسازی، بُعد همبستگی افزایش پیدا کرده و مقدار بزرگترین نمای لیاپانوف نیز کاهش پیدا کرده است (جدول ۱ و ۳).

۴- بحث

تابع اطلاعات متقابل، با ارزیابی وابستگی خطی و غیرخطی بین سری زمانی و نسخه‌های تأخیر یافته آن، تخمین می‌زند که در یک سری زمانی به طور متوسط تا چه حد می‌توان مقادیر یک سری زمانی را از روی مقادیر پیشین آن پیش‌بینی نمود. این معیار در موارد متعددی برای

جدول ۳- شاخص‌های آمار توصیفی معیارهای غیرخطی هر دو نمونه سالم و بیمار با تأخیر زمانی ثابت (روش دوم)

متغیر	گروه	تعداد	میانگین	انحراف معیار
d	سالم	۲۱	۶/۱۰	۱/۰۹
	بیمار	۲۴	۵/۶۳	۰/۸۸
D _c	سالم	۲۱	۴/۴۰	۰/۴۶
	بیمار	۲۴	۳/۸۰	۰/۴۳
LLE	سالم	۲۱	۰/۲۲	۰/۰۵
	بیمار	۲۴	۰/۱۵	۰/۰۳

جدول ۴- نتایج آزمون T نمونه‌های مستقل با فاصله اطمینان ۹۵٪ برای اختلاف بین شاخص‌های غیرخطی با تأخیر زمانی ثابت (روش دوم)

متغیر	d	D _c	LLE
P	۰/۱۱۶	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰

بر اساس نتایج به دست آمده از آزمون T نمونه‌های مستقل هر دو روش، تفاوت آماری قابل توجهی بین شاخص‌های آشوب‌گونه فرد سالم و فرد بیمار وجود دارد (جدول‌های ۲ و ۴).

نتیجه آزمون آماری تأخیرهای زمانی محاسبه شده با معیار زمان وقوع اولین مینیمم موضعی تابع اطلاعات متقابل (شاخص ۴AMI)، با فاصله اطمینان ۹۵٪، نشان می‌دهد تأخیرهای زمانی سری‌های زمانی نوسان‌های مرکز فشار در این دو گروه آزمون از نظر آماری به طور قابل توجهی از یکدیگر متمایزند. در برخی موارد تأخیر زمانی محاسبه شده از روش اطلاعات متقابل برای بازسازی فضای فاز مناسب نبوده بنابراین در روش اول، برای اشباع بُعد همبستگی از تأخیرهای زمانی متفاوتی به‌جز زمان وقوع اولین مینیمم موضعی تابع اطلاعات متقابل اما در محدوده آن بهره گرفته شده است. بر اساس نتایج بررسی آماری، تأخیرهای زمانی مورد استفاده برای بازسازی فضای حالت (شاخص ۴APP) بین دو گروه از نظر آماری نیستند (جدول‌های ۱ و ۲).

نتایج به دست آمده از روش اول حاکی از این است که ابعاد فضای حالت سیستم بین آزمون‌های فرد بیمار و فرد سالم تفاوت قابل ملاحظه‌ای ندارد اما بُعد جاذب سیستم

نتیجه گرفت سری‌های زمانی اخذ شده، خروجی‌های سیستمی آشوب‌گونه اند و جاذب فرد سالم بزرگتر از بیمار همی‌پلزی است. اما برای ادعای وجود آشوب جبرگرایانه^{۵۲} باید محتاط بود زیرا تمییز آشوب از فرایند تصادفی از روی سری‌های زمانی کوتاه و محدود دشوار است. در هر حال، هدف این مقاله بررسی تفاوت بین آزمون‌ها و تمایز بین دینامیک حاکم بر سیستم کنترل پوسچر فرد بیمار و فرد سالم است، نه طبیعت آشوب‌گونه حاکم بر سیستم‌ها.

بر اساس نتایج، بیمار همی‌پلزی بُعد همبستگی کمتری را نسبت به فرد سالم داشته که این امر نشان‌دهنده کاهش توانایی او در مقابله با اغتشاش‌های کوچک (داخلی و/یا خارجی) است. با توجه به کاهش یا محدود شدن^{۵۳} درجات آزادی (به عنوان مثال عدم توانایی بهره‌گیری کافی از استراتژی مچ پا در سمت درگیر)، به نظر می‌رسد فرد بیمار با کنترل مقید^{۵۴} متغیرهای ضروری ممکن (درجات آزادی موجود) سعی در پایدار کردن سیستم پوسچرال داشته باشد، و بنابراین پایداری موضعی بیشتری را نشان خواهد داد. (پایین‌تر بودن نمای لیاپانوف)، بنابراین الگوهای تکرارشونده و رفتار قابل پیش‌بینی‌تری نسبت به فرد سالم دارد (بالاتر بودن تأخیر زمانی).

فرد سالم با به‌کارگیری درجات آزادی دینامیکی بیشتر (بالاتر بودن بُعد همبستگی) می‌تواند ناپایداری موضعی بیشتری داشته و در مقابله با اغتشاش‌های کوچک، درحین ناپایداری موضعی، پایداری مداری خود را حفظ کند. این در حالی است که بیمار همی‌پلزی برای حفظ پایداری مداری باید از پایداری موضعی بیشتری نسبت به فرد سالم برخوردار باشد.

نتایج حاصل تطبیق خوبی را با نتایج مطالعات مشابه انجام شده در این زمینه دارد و بر تظاهرات آشوب‌گونه نوسان‌های بدن حین ایستادن کامل صحه می‌گذارد [۲۲-۲۴] و [۴۱-۴۴]. یامادا^{۵۵} مقادیر بُعد همبستگی در افراد سالم را بین ۲/۱ تا ۲/۵ [۲۳]، نویل^{۵۶} و همکاران [۲۴]، دانکر^{۵۷} و همکاران [۴۱] و روردینک^{۵۸} و همکاران [۴۲]، به ترتیب بُعد همبستگی را برای افراد سالم $۰/۵۲ \pm ۰/۲۳$ ، ۲/۲۳ و در حدود

ارزیابی‌های پاتولوژیک و بررسی پیچیدگی سیگنال‌ها مورد استفاده قرار گرفته است [۲۹، ۳۰]. نتیجه آزمون آماری تأخیرهای زمانی محاسبه شده با معیار اولین مینیمم موضعی تابع اطلاعات متقابل نشان می‌دهد که تأخیرهای زمانی نوسان‌های مرکز فشار سری آزمون‌های فرد سالم و فرد بیمار به طور قابل توجهی از هم متمایزند.

نتایج نشان می‌دهد بیمار همی‌پلزی تأخیر زمانی بیشتری را نسبت به فرد سالم داشته و با توجه به اینکه تأخیر زمانی معیاری از وابستگی آماری و وجود الگوهای تکرار شونده در سری زمانی است، می‌توان نتیجه گرفت نوسان‌های پوسچرال بیمار همی‌پلزی قابل پیش‌بینی‌تر است و از پیچیدگی کمتری برخوردار است. البته این فرضیه را می‌توان با معیارهای ارزیابی پیچیدگی سیگنال نظیر معیارهای آنتروپی نیز مورد بررسی قرارداد.

بر اساس نتایج به دست آمده از هر دو روش (جدول‌های ۲ و ۴)، ابعاد فضای حالت سیستم بین آزمون‌های فرد بیمار و فرد سالم تفاوت قابل ملاحظه‌ای ندارد بُعد جاذب سیستم (بُعد همبستگی) از نظر آماری به طور کامل متفاوت است و سیستم کنترل پوسچر شخص سالم در تمام آزمون‌ها ابعاد بالاتری را نسبت به فرد بیمار نشان می‌دهد. این امر مبین آن است که در سیستم کنترل پوسچر فرد سالم درجات آزادی دینامیکی بیشتری فعال اند.

نتایج حاصل را می‌توان این گونه تفسیر نمود که در سیستم کنترل پوسچر فضای حالت سیستم تغییر نکرده اما نحوه ارتباط و تعامل بین متغیرها (کوپلینگ بین متغیرها) تغییر یافته است. همچنین بزرگترین نمای لیاپانوف نوسان‌های مرکز فشار فرد سالم به طور قابل ملاحظه‌ای بزرگتر از بیمار همی‌پلزی بوده که نشان می‌دهد بیمار همی‌پلزی از پایداری موضعی بیشتری نسبت به فرد سالم برخوردار است.

ابعاد همبستگی به دست آمده در جداول ۱ و ۳ را از دیدگاه تئوری سیستم‌های آشوب‌گونه نیز می‌توان مورد بررسی قرار داد. با توجه به اشباع رفتن تمام ابعاد همبستگی در مقادیر اعشاری (جاذب، بُعد فرکتالی^{۵۱} دارد) می‌توان

^{۵۴} Tightening
^{۵۵} Koerdunk

^{۵۳} Freeze
^{۵۷} Donker

^{۵۲} Deterministic chaos
^{۵۶} Newell

^{۵۱} Fractal dimension
^{۵۳} Yamada

۲/۵ برآورد کرده‌اند.

در هر چهار مطالعه سیگنال‌های نوسان‌های مرکز فشار برای حذف فرکانس‌های بالا با فیلترهای پایین‌گذر فیلتر شده‌اند. یامادا [۲۳] از فیلتر پائین‌گذر با فرکانس قطع ۵Hz، نویل و همکاران [۲۴] از فیلتر پائین‌گذر با فرکانس قطع ۱۰/۵Hz و دانکر و همکاران [۴۱] از فیلتر پائین‌گذر با فرکانس قطع ۱۲/۵ Hz استفاده کرده‌اند. روردینک و همکاران [۴۲] نیز از اطلاعات نوسان‌های مرکز فشار مطالعه انجام شده به وسیله دی‌هارت^{۴۹} و همکاران [۳۹] استفاده نموده که سیگنال‌های نوسان‌های مرکز فشار در مطالعه مذکور با فرکانس قطع ۶ Hz فیلتر شده‌اند.

با توجه به حساسیت کمی‌کننده‌های غیرخطی به فیلترسازی و کاهش نویز سیگنال‌های اخذ شده و تاثیر آن در تخمین ابعاد سیستم و سایر محاسبات [۱۴، ۲۵] به‌خصوص حساسیت بزرگترین نمای لیپانوف حتی به استفاده از فیلتر غیرخطی در فضای فاز [۲۳]، روی سیگنال‌های نوسان‌های مرکز فشار در مطالعه حاضر هیچ‌گونه فیلترسازی صورت نگرفته، به همین دلیل مقادیر بُعد همبستگی بیشتر از مقادیر گزارش شده در مطالعات مشابه به دست آمده‌اند.

نتایج به دست آمده در مطالعات مشابه [۲۳، ۲۴، ۴۱-۴۴] نیز بزرگترین نمای لیپانوف را به طور قابل‌توجهی بزرگتر از صفر محاسبه کرده‌اند که این امر نشان‌دهنده آشوب‌گونه بودن سیستم کنترل پوسچر حین ایستادن کامل است. اما به دلیل اینکه برای محاسبه بزرگترین نمای لیپانوف از الگوریتم یکسانی استفاده نشده است و همچنین به دلیل وابستگی بزرگترین نمای لیپانوف به تأخیر زمانی و ابعاد فضای بازسازی، نتایج مطالعات انجام شده با یکدیگر و همچنین با نتایج این مطالعه قابل‌قیاس نیستند.

در مطالعه دیگری که برای بررسی کنترل پوسچر حین ایستادن کامل و تمکیک بیماران مبتلا به پارکینسون^{۴۰} از افراد سالم انجام شده است، پاسکولا^{۴۱} و همکاران به رغم عدم استفاده از فیلتر پائین‌گذر روی سیگنال‌های نوسان‌های مرکز فشار، مقادیر بُعد همبستگی را بسیار کوچکتر از مقادیر گزارش شده در مطالعات مشابه و همچنین مطالعه حاضر به

دست آورده‌اند. ایشان بزرگترین مقدار بُعد همبستگی بین افراد سالم را ۱/۵۱۴ گزارش کرده‌اند [۴۴]. این پژوهشگران نیز به پایین‌تر بودن مقدار بُعد همبستگی نسبت به مقادیر مندرج در سایر مطالعات اذعان داشته‌اند و استفاده از پنجره تیلر^{۴۲} در روش به‌کارگرفته شده را علت آن دانسته‌اند، درحالی‌که به نظر می‌رسد ابعاد پایین فضای بازسازی دلیل دیگری برای پایین‌تر بودن مقدار بُعد همبستگی در این مطالعه نسبت به سایر مطالعات است.

مقایسه نتایج مطالعه مذکور [۴۴] با مطالعه انجام شده به وسیله لادیسلاو^{۴۳} و همکاران [۴۳] نشان می‌دهد علی‌رغم اینکه هر دو مطالعه برای محاسبه بزرگترین نمای لیپانوف از الگوریتم یکسانی (بسته نرم‌افزاری TISEAN^{۴۴}) استفاده نکرده‌اند اما تفاوت بین بزرگترین نماهای لیپانوف به دست آمده قابل توجه است. پاسکولا و همکاران [۴۴] میانگین بزرگترین نماهای لیپانوف برای افراد سالم را ۰/۵۹۰۲±۰/۱۵۴۷ به دست آوردند درحالی‌که لادیسلاو و همکاران [۴۳] این مقدار را برای افراد سالم ۰/۳۰۳±۰/۱۵۴ گزارش کرده‌اند.

مقایسه نتایج نشان می‌دهد پاسکولا و همکاران مقادیر بزرگتری را برای نمای لیپانوف به دست آورده‌اند. این امر نه تنها احتمال دارد به دلیل عدم تطابق سنی گروه‌های آزمون باشد (گروه سنی افراد شرکت کننده در مطالعه لادیسلاو و همکاران ۲۴±۱ سال و گروه سنی افراد شرکت کننده در مطالعه پاسکولا و همکاران گزارش نشده است)، بلکه ممکن است به دلیل استفاده از ابعاد پایین‌تر فضای بازسازی در مطالعه [۴۴] نسبت به مطالعه [۴۳] باشد.

علی‌رغم اینکه هر دو مطالعه بالا برای تعیین ابعاد فضای بازسازی از روش نزدیکترین همسایگی اشتباه^{۴۵} استفاده کرده‌اند، اما پاسکولا و همکاران ابعاد فضای بازسازی را ۳ و لادیسلاو و همکاران ابعاد فضای بازسازی را ۶ به دست آورده‌اند. بنابراین بزرگتر بودن نمای لیپانوف در مطالعه [۴۴] نسبت به مطالعه مشابه [۴۳] و همچنین کوچکتر بودن بُعد همبستگی در مطالعه [۴۴] (با توجه به عدم استفاده از فیلتر پایین‌گذر روی سیگنال‌های نوسان‌های مرکز فشار)

^{۳۹} Dellaart
^{۴۰} Ladislao

^{۴۱} Parkinson
^{۴۲} Nonlinear Time Series Analysis

^{۴۳} Pascolo
^{۴۴} False Nearest Neighbors

^{۴۵} Theiler

است که به ترتیب نشان‌دهنده کاهش ابعاد سیستم، افزایش پایداری موضعی و کاهش پیچیدگی در نوسان‌های پوسچرال فرد بیمار خواهد بود. روردینک و همکاران [۴۲]، بالاتر بودن بُعد همبستگی در بیماران همی‌پلژی در مقایسه با گروه کنترل همسال را محتمل به دو دلیل دانسته‌اند: اول اینکه این بیماران برای جبران ضعف سیستم کنترل پوسچر سازوکارهای کنترلی اضافی را به خدمت گرفته‌اند و درجات آزادی بیشتری را وارد عمل می‌کنند؛ اینکه در این بیماران حین کنترل مقید درجات آزادی در اختیار، درجات آزادی غیر ضروری از کنترل خارج می‌شود. این امر سبب افزایش ابعاد سیستم می‌گردد. همچنین ایشان افزایش بزرگترین نمای لیاپانوف در بیماران همی‌پلژی را نشان‌دهنده کاهش پایداری موضعی و ضعف سیستم کنترل عصبی عضلانی دانسته و بیان می‌دارند کاهش توانایی این سیستم برای غلبه بر اغتشاش‌های اعمالی بیماران را مجبور به کنترل آگاهانه^{۶۹} سیستم پوسچرال می‌نماید. نتیجه این امر به‌کارگیری درجات آزادی بیشتر یا کنترل مقید سیستم پوسچرال خواهد بود که در مورد اخیر طی کنترل مقید درجات آزادی در اختیار، درجات آزادی غیر ضروری به نحو کنترل نشده‌ای رها می‌شوند. نتایج مطالعه حاضر ضمن برآورد مطلوب کاهش درجات آزادی فعال سازوکار کنترل پوسچر در بیمار همی‌پلژی (کاهش بُعد همبستگی) و کنترل مقید سیستم پوسچرال (کاهش بزرگترین نمای لیاپانوف) در مقایسه با فرد سالم، فرضیات زمینه‌ای روردینک و همکاران را در بیان تغییرات سیستم کنترل پوسچر تأیید می‌کند. تفاوت بین نتایج این دو مطالعه می‌تواند به دلیل نوع مطالعه انجام شده (آزمون آماری گروهی در مقایسه با روش تک آزمودنی) و همچنین عدم تطابق سنی گروه کنترل دو مطالعه باشد.

نویسندگان مطالعه حاضر اذعان دارند که در انجام این مطالعه نظیر بسیاری از مطالعات انجام شده روی سیستم‌های بیولوژیک با محدودیت‌هایی روبرو بوده‌اند که از جمله می‌توان به روش انجام مطالعه (روش تک آزمودنی) و کوتاه بودن زمان آزمون اشاره کرد. انتقاد اصلی به روش تک‌آزمودنی، عدم تعمیم‌پذیری نتایج است. موافقان طرح‌های

نسبت به نتایج مطالعه کنونی به دلیل استفاده از ابعاد پائین فضای بازسازی در مطالعه [۴۴] است.

در هر صورت نتایج مطالعه پاسکولا و همکاران حاکی از این است که کمی‌کننده‌های بُعد همبستگی و بزرگترین نمای لیاپانوف نتوانسته‌اند افراد سالم و بیماران پارکینسونی را از یکدیگر متمایز کنند. البته ممکن است عواملی از قبیل تعداد نمونه‌های کم (۴ نفر در هر گروه که از نظر سن و جنس نیز با یکدیگر همخوانی ندارند) و عدم بررسی آماری نتایج حاصل نیز علاوه بر موارد یاد شده در عدم تمایز دو گروه سالم و بیمار مؤثر بوده باشد.

در مطالعه انجام شده به وسیله نویل علاوه بر اینکه معیار بُعد همبستگی بیماران دچار اختلالات حرکتی^{۶۶} از افراد سالم متمایز شده است، بر اساس نتایج بیماران دچار اختلالات حرکتی بُعد همبستگی کمتری نسبت به افراد سالم دارند [۲۴]. نتایج این مطالعه با نتایج مطالعه کنونی و نتایج مطالعاتی که حاکی از کاهش بُعد سیستم و بزرگترین نمای لیاپانوف به واسطه عملکرد غیرطبیعی سیستم‌های فیزیولوژیک است، توافق خوبی دارد [۲۸-۲۶].

همچنین نتایج مطالعه روردینک و همکاران [۴۲] روی نوسان‌های مرکز فشار افراد سالم و بیماران همی‌پلژی به دلیل سکتی مغزی به منظور تفکیک افراد سالم و بیماران و همچنین ارزیابی روند بازتوانی این بیماران حاکی از بالاتر بودن بُعد همبستگی، بزرگترین نمای لیاپانوف در هر دو راستا و بالاتر بودن آنتروی^{۶۷} در راستای قدامی خلفی در بیماران همی‌پلژی نسبت به افراد سالم همسال است. این امر به ترتیب نشان‌دهنده افزایش ابعاد سیستم^{۶۸} به‌خصوص در راستای قدامی-خلفی، افزایش ناپایداری و افزایش بی‌نظمی در راستای قدامی-خلفی سری‌های زمانی نوسان‌های مرکز فشار هستند.

نتایج مطالعه روردینک و همکاران [۴۲] در تضاد با یافته‌های نویسندگان مطالعه حاضر است. نتایج مطالعه کنونی حاکی از پائین‌تر بودن مقادیر بُعد همبستگی و بزرگترین نمای لیاپانوف و همچنین بالاتر بودن تأخیر زمانی سری‌های زمانی نوسان‌های مرکز فشار فرد بیمار در مقایسه با فرد سالم

^{۶۹} Tardive dyskinesia

^{۶۷} Sample entropy

^{۶۸} Dimensionality

^{۶۶} Acute

ملاحظات بالینی به وسیله سازندگان دستگاه تعیین گردیده است.

علاوه بر این در مطالعات انجام شده اخیر [۴۱-۴۴]، زمان نمونه برداری از ۳۰S تا حداکثر ۱۰۰S، نرخ نمونه برداری از ۶۰ تا ۲۰۰ Hz و تأخیرهای زمانی از حداقل ۱۰ نقطه داده تا حداکثر ۲۳۵ نقطه داده در نظر گرفته شده است. با توجه به زمان و نرخ نمونه برداری، تأخیرهای زمانی استفاده شده نشان دهنده محدود و ناکافی بودن نقطه داده‌های مفید در این مطالعات برای انجام تحلیل‌های غیرخطی است. بنابراین زمان نمونه برداری از محدودیت‌های اصلی انجام تحلیل‌های غیرخطی روی سیستم‌های بیولوژیک است و با توجه به عدم امکان انجام آزمون‌های بلندمدت به دلیل تغییرات دینامیک سیستم در طول زمان، باید بین انتخاب زمان مناسب برای آزمون و نقطه داده‌های مورد نیاز مصالحه به عمل آورد.

هدف از انجام این مطالعه ذکر ناتوانی‌های معیارهای متداول پوسچروگرافی در ارزیابی وضعیت تعادل نبود زیرا این معیارها نیز به راحتی می‌توانند افراد بیمار و سالم را در وضعیت ایستادن کامل از یکدیگر تفکیک نمایند؛ در واقع انگیزه استفاده از معیارهای ارزیابی سیستم‌های دینامیکی غیر خطی و آشوب‌گونه، کشف توانایی این معیارها در گشودن راه‌های جدیدی برای ارزیابی کنترل پوسچر و درک بهتر از دینامیک حاکم بر آن است. همان‌گونه که مشاهده شد این مطالعه دستاوردهای مهمی را درباره دینامیک حاکم بر سیستم کنترل پوسچر، درجات آزادی فعال سیستم و پایداری آن ارائه می‌نماید.

۵- نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه حاکی از این است که بیمار همی‌پلژی محدودیت بیشتری در کنترل تعادل حین ایستادن کامل دارد و درجات آزادی حرکت خود را محدودتر می‌کند. این در حالی است که فرد سالم از درجات آزادی بیشتری برای کنترل تعادل بهره می‌گیرد. بیمار همی‌پلژی در مقایسه با فرد سالم توانایی کمتری برای مقابله با اغتشاش‌های کوچک اعمالی داشته و برای حفظ پایداری مداری باید از پایداری

مطالعاتی گروهی بر این عقیده اند که آزمودنی‌های زیادی باید در مطالعه شرکت کنند تا تغییرپذیری بین آزمودنی‌ها کنترل شده و نتایج معتبر قابل تعمیم به جامعه بزرگتری را به دست آورد. استرگیو^{۲۰} نقل می‌کند عمومیت داشتن بر پایه تکرار مطالعه استوار است و نه حجم نمونه. او همچنین نظر افراط‌گرایانه‌ای مبنی بر این امر دارد که تکرار یک آزمایش با دو نمونه نسبت به زمانی که تکرار آن با دو گروه از نمونه‌ها که اطلاعات آنها با هم ترکیب می‌شود، عمومیت بیشتری را برای اطلاعات اخذ شده بین افراد فراهم می‌کند [۱۴]. برای تعمیم ویژگی‌های نمونه به جامعه (روایی بیرونی) نمونه باید معرف جامعه باشد که برای این امر نیازمند گروهی بسیار همگن و معمولاً عدم وجود تفاوت‌های چشمگیر درون‌گروهی در نتایج هستیم. این امر تعمیم‌پذیری نتایج را محدود می‌کند و میزان این محدودیت به پیچیدگی‌های هر آزمودنی، الگوی حرکت انتخابی برای انجام یک فعالیت یا هر دو بستگی دارد. در بسیاری از مطالعات سیستم پیچیده عصبی-عضلانی-اسکلتی با درجات آزادی متعدد همراه با مداخله‌گرهای درک، مهارت و انتظارات متفاوت افراد از آزمون که تغییرپذیری بین فردی (درون‌گروهی) مسأله‌ساز می‌گردد، انجام مطالعات تک آزمودنی توجیه‌پذیر شده و مفید خواهند بود.

درباره محدودیت زمان نمونه برداری می‌توان گفت، زمان آزمون ۲۰S برای انجام مطالعات غیرخطی زمان مناسبی نیست؛ این زمان نقطه داده‌های مفید محدودی را در اختیار می‌گذارد که برای انجام محاسبات غیرخطی کافی نیست. تأخیرهای زمانی گزارش شده نشان‌دهنده نرخ نمونه برداری بیش از حد^{۲۱} نوسان‌های مرکز فشارند. این امر حاکی از این است که داده‌های متوالی حاوی اطلاعات مفیدی نیستند. اما از طرف دیگر انجام آزمون‌های بلندمدت سبب تغییر واکنش طبیعی فرد و سیستم کنترل پوسچر حین ایستادن کامل می‌شود که تغییرات دینامیک سیستم مورد بررسی را دربردارد

در این مطالعه زمان نمونه برداری، زمان پیش فرض دستگاه اکونی‌تست در نظر گرفته شده است که براساس

^{۲۰} Stergiou

^{۲۱} Oversampling

[14] Stergiou N., Innovative analyses of human movement, Human Kinetics, 2004; Chs. 1 and 3.

[15] Collins J.J. and Luca C.J.D., Open loop and closed loop control of posture: a random walk analysis of center of pressure trajectories, Experimental Brain Research 1993; 95: 308-318.

[16] Newell K.M., Slobounov S.M., et al, Stochastic processes in postural center-of-pressure profiles, Experimental Brain Research 1997; 113: 158-164.

[17] Duarte M. and Zatsiorsky V.M., On the fractal properties of natural human standing, Neuroscience Letters 2000; 283: 173-176.

[18] Amoud H., Abadi M., et al, Fractal time series analysis of postural stability in elderly and control subjects, Journal of neuroengineering and rehabilitation 2007 May 1;4:12.

[19] Riley M.A. and Orden G.C.V., Tutorials in contemporary nonlinear methods for the behavioral sciences, Retrieved March 1, 2005, from <http://www.nsf.gov/sbe/bcs/pac/nmbs/nmbs.jsp>.

[20] Riley M. A., Balasubramaniam R., et al, Recurrence quantification analysis of postural fluctuation, Gait & Posture 1999; 9: 65-78.

[21] Hasson C. J., Van Emmerik R. E. A., et al, Influence of embedding parameters and noise in center of pressure recurrence quantification analysis, Gait & Posture 2007; doi:10.1016/j.gaitpost.2007.05.010.

[22] Myklebust J. B., Prieto T., et al, Evaluation of nonlinear dynamics in postural steadiness time series, Annals of Biomedical Engineering 1995; 23: 711-719.

[23] Yamada N, Chaotic swaying of upright posture, Human movement science 1995; 14: 711-726.

[24] Newell K. M., Van Emmerik R. E. A., et al, On postural stability and variability, Gait & Posture 1993; 4: 225-230.

[25] Hilborn R.C., Chaos and nonlinear dynamics: An introduction for scientists and engineers, OXFORD UNIVERSITY PRESS. 2000; Chs. 4, 9 and 10.

[26] Pincus S.M. and Goldberger A. L., Physiological time series analysis: What does regularity quantify?, Am J Physiol (The American Physiological Society) 1994; H1643_H1656.

[27] Kaplan D.T., Furman M.I., et al, Aging and the complexity of cardiovascular dynamics, Journal of Biophysics 1991; 59: 945-949.

[28] Kunhimangalam R., Joseph P. K., et al, Nonlinear analysis of EEG signals: Surrogate data analysis, ITBM-RBM 2007; doi:10.1016/j.rbmret.2007.09.006.

[29] Jeong J., Gore J.C., et al, Mutual information analysis of the EEG in patients with Alzheimer's disease, Clinical Neurophysiology 2001; 112(5): 827-835.

[30] Ahlstrom C., Ask P., et al., Assessment of suspected aortic stenosis by auto mutual information analysis of murmurs. Engineering in medicine and biology society EMBS 2007, 29th annual international conference of the IEEE.

[31] Rosenstein M.T., Collins J.J., et al, A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets, Physica D 1993, 65: 117-134.

[32] Kantz H. and Schreiber S., Nonlinear Time Series Analysis. Cambridge, Cambridge University Press, 2004, Ch. 3.

[33] Su, J.L. S. and Dingwell J. B., Dynamic stability of passive dynamic walking on an irregular surface, Journal of Biomechanical Engineering 2007, In Press, Manuscript# B10-05-1382.

موضعی بیشتری نسبت به فرد سالم برخوردار باشد. مقایسه دو روش استفاده شده برای محاسبه کمی کننده‌های سیستم‌های آشوب‌گونه، مؤید این مطلب است: کمی کننده‌های سیستم‌های آشوب‌گونه معیارهای مقاومی^{۷۳} برای ارزیابی مطلوب دینامیک حاکم بر سیستم‌اند و تمایز بین سیستم‌های دینامیکی را نشان می‌دهند. مقایسه این دو روش همچنین نشان می‌دهد نتایج، حساسیت زیادی به تأخیرهای زمانی کوچک در حدود چند نقطه داده (در مقایسه با نرخ نمونه‌برداری) ندارد و اگر متغیرهای ورودی مورد نیاز نظیر تأخیر زمانی، نه خیلی دقیق اما هوشمندانه و براساس تئوری‌های حاکم انتخاب گردند، نتایج معتبری ارائه را می‌دهند.

مراجع

[1] Winter D.A., Human balance and posture control during standing and walking. Gait & Posture 1995; 3: 193-214.

[2] Winter D.A., Patla A.E., et al., Stiffness control of balance in quiet standing, Journal of Neurophysiology 1998; 80: 1211-1221.

[3] Winter D.A., Biomechanics and motor control of human movement, John Wiley & Sons, Inc., 2005; Ch.4.

[4] Maurer C. and 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

[5] Hof A. L., Gazendam M.G.J., et al., The condition for dynamic stability, Journal of Biomechanics 2005, 38: 1-8.

[6] Edwards W.T., Effect of joint stiffness on standing stability, Gait & posture 2007, 25: 432-439.

[7] Nichols D.S., Glenn T.M., et al., Changes in mean center of balance during balance testing in young adults, Physical Therapy 1995, 75(8): 699-706.

[8] Blaszczyk J.W., Orawiec R., et al., Assessment of postural instability in patients with Parkinson disease, Experimental Brain Research 2007; 183: 107-114

[9] Norris, J.A., Marsh A.P., et al., Ability of static and statistical mechanics posturographic measures to distinguish between age and fall risk, Journal of Biomechanics 2005; 38: 1263-1272.

[10] Raymakers J.A., Samson M.M., et al, The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s), Gait & posture 2005, 21: 48-58

[11] Nagy E., Feher-Kiss A., et al, Postural control in elderly subjects participating in balance training, Eur J Appl Physiol 2007, 100: 97-104.

[12] Duarte, M. and Zatsiorsky V.M., Long-range correlations in human standing, Physics Letters A 2001, 283: 124-128.

[13] Emmerik R.E.A.V., Rosenstein M.T., et al, A nonlinear dynamics approach to human movement, Journal of Applied Biomechanics 2004, 20: 396-420

⁷³ Robust

- cohort study, *Arch Phys Med Rehabil* 2004, 85: 886-895
- [40] Sprott J C and Rowlands G, *Chaos Data Analyzer User's Manual* Raleigh, North Carolina, Physica Academic Software, 2003
- [41] Donker S F, Roerdink M, et al, Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control, *Experimental Brain Research* 2007, 181: 1-11
- [42] Roerdink M, Haart M D, et al, Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke, *Experimental Brain Research* 2006, 174: 256-269.
- [43] Ladislao L and Fioretti S, Nonlinear analysis of posturographic data, *Med Bio Eng Comput* 2007, 45: 679-688
- [44] Pascolo P B, Marin A, et al, Posture as a chaotic system and an application to the Parkinson's disease, *Chaos, Solitons and Fractals* 2005, 24: 1343-1346.
- [34] Shumway-Cook, A and Woollacott M H, *Motor control Translating research into clinical practice*, Lippincott Williams & Wilkins, 2006, Ch 7
- [35] Nichols D S, Balance retraining after stroke using force platform biofeedback, *Physical Therapy* 1997, 77(5): 553-558
- [36] NeuroCom International, Inc. *EquiTest System Version 8.0, Data Interpretation Manual* Clackamas, Oregon, (2001)
- [37] NeuroCom International, Inc. *EquiTest System Version 8.0, Operator's Manual* Clackamas, Oregon, 2001
- [38] Esteki A, Ghomashchi H, et al, Can linear posturographic measures discriminate healthy subject from CVA patient during quiet standing?, 15th Iranian Conference on Biomedical Engineering, 2009, Mashhad, Iran.
- [39] De Haart M, Geurts A C, et al, Recovery of standing balance in postacute stroke patients. A rehabilitation