Age Effect on Static Balance: Center-of-Pressure Analysis in Chaotic and Frequency Domains

Khayat O[1], Zargarchi M[2], Razjouyan J[3], Siahi M[3], Nowshiravan Rahatabad F[4]

Abstract

Purpose: The aim of this study was to characterize prolonged standing and its effect on postural control in elderly individuals in comparison with adults. It is unknown how elderly individuals behave during standing and how demanding such a task is for them.

Methods: We recorded the center of pressure (COP control signal) position of 12 elder participants and 12 young individuals while they performed standing for time duration of 30 seconds. The COP's displacement of a subject can be used to quantify the postural stability; from this measure, we deduced the stabilogram which is the representation of the COP time series in anteroposterior and mediolateral direction. The stabilogram is known to be nonlinear and nonstationary signal. Some features are defined first and an analysis is then performed to find the most appropriate and discriminative features for elder and young subjects posture signals discrimination. Features are selected in frequency and time domains. In addition, largest Lyapunov exponents of the COP control signals are computed to show the impact of chaotic behavior in static balance characterization relative to the age.

Results: Implementations on the normal subjects demonstrate that working in frequency domain is preferred compared to the time domain analysis. Moreover largest Lyapunov exponent of the posture signals can be representatively used for COP signal discrimination between two groups.

Conclusion: For an investigation and analysis of static balance for elders and unhealthy subjects, the signal of COP can be studied in chaotic domain beside frequency domain and characteristic features can be extracted from the signal in both chaotic and frequency domains.

Keywords: Static balance, Posture control signal, Age relation, Largest Lyapunov exponent, Low frequency power ratio, Standard deviation

دریافت مقاله:۹۲/۸/۱۴ تایید مقاله:۹۲/۱۰/۲۴

بررسی اثر سن بر تعادل استاتیک: تجزیه و تحلیل مرکز فشار در حوزه فرکانس و آشوب

امید خیاط[۱]، سید مصطفی زرگرچی[۲]، جواد رازجویان[۳]، مهدی سیاهی[۳]، فریدون نوشیروان راحت آباد[۴]

هدف: از این تحقیق به دست آوردن مشخصه ایستادن ثابت و طولانی مدت و همچنین اثر آن بر کنترل پاسچر در افراد مسن در مقایسه با بزرگسالان می باشد. اثر سن بر روی مشخصه های سیگنال پاسچر افراد در این تحقیق مورد مطالعه است.

روش بررسی: در این پژوهش اطلاعات اندازه گیری شده سیگنال کنترل پاسچر ۱۲ نمونه سالمند و ۱۲ نمونه فرد جوان را در یک آزمون ایستایش ۳۰ ثانیه ای مورد مطالعه قرار می دهیم. تعدادی ویژگی آماری و آشوبی از سیگنال های ثبت شده را استخراج نموده و از این ویژگی ها برای افتراق و تمایز سیگنال کنترل برای دو گروه بزرگسال و جوان استفاده می نماییم. ویژگی ها هم در حوزه زمان و هم در حوزه فرکانس بوده و از سری زمانی سیگنال تعادل استخراج می شوند. با ویژگی های مورد نظر دینامیک سیگنال پاسچر افراد مدل شده و می توان اثر سن را بر روی آن بررسی نمود.

یافته ها: نتایج تحلیل و مشخصه گذاری سیگنال پاسچر افراد سالم نشان داد که تحلیل در حوزه فرکانس بر تحلیل در حوزه

زمان برتری داشته و همچنین ویژگی های آشوبی سیگنال برای تمایز و افتراق سیگنال های بر اساس گروه های سنی بسیار مناسب می باشند.

نتیجه گیری: برای آنالیز تعادل استاتیک و کنترل پاسچر افراد سالمند و تحلیل نوسانات و جابجایی های مرکز ثقل افراد مسن می توان از مشخصه های فرکانسی و آشوبی در کنار یکدیگر برای کلاسه بندی، افتراق بر اساس سن و تشخیص بیماری های مرتبط با تعادل استفاده نمود.

کلمات کلیدی: سیگنال پاسچر، تعادل استاتیک، مرکز فشار، استخراج ویژگی، کلاسه بندی

نویسنده مسئول: امید خیاط، Khayat@aut.ac.ir

آدرس: تهران، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تهران جنوب، باشگاه پژوهشگران جوان و نخبگان

۱- دانشجوی دکترا، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تهران جنوب، باشگاه پژوهشگران جوان و نخبگان، تهران، ایران

۲- کارشناس ارشد، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

۳- استادیار دانشگاه آزاد اسلامی، واحد گرمسار، دانشکده فنی و مهندسی، گرمسار، ایران

۴- استادیار دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات تهران، دانشکده مهندسی پزشکی، تهران، ایران

مقدمه

تعادل پاسچر به صورت توانایی برای ایجاد ثبات در مرکز فشار بدن در ایستادن های ثابت و طولانی مدت یا راه رفتن تعریف می شود. در زندگی روزمره، افراد اغلب برای مدت طولانی (بیشتر از چند دقیقه) در حالت ایستایش قرار گرفته که این وضعیت در طی صحبت کردن، ایستادن در صف یا ایستادن در محیط کار پیش می‌آید (۲،۱). در این حالت نوسانات مکانی مداوم و آهسته مرکز فشار بدن با دامنه و سرعت کم گاهی با حرکات سریع و آنی ناشی از عوض شدن حالت پاسچر همراه می شود (۳-۵). این تغییرات پاسچر به منظور کاهش ناراحتی ناشی از عوامل روانی از قبیل افزایش تنش، استرس روانی، کاهش توجه و آگاهی و همچنین عوامل فیزیولوژیکی از قبیل افزایش تجمع وریدی در اندام تحتانی، انسداد جریان خون سرخرگی، سرگیجه، خستگی عضلانی و افزایش فشار در مفاصل می باشد (۴-۹).

بسیاری از جنبه های کنترل پاسچر با بالا رفتن سن کاهش می یابد و سپس این کاهش پاسچر یک عامل مهم در افزایش احتمال عدم تعادل و زمین خوردگی در بسیاری از سالمندان می شود (۱۰). یک سوم تا نیمی از افراد بالای ۶۵ سال حداقل یک بار در سال به زمین می خورند (۱۱). وجود ترس از افتادن باعث می شود تا سالمندان سطح فعالیت های فیزیکی خود را کاهش دهند (۱۲). به عنوان یک نتیجه، کاهش تحرک ناشی از ترس یا آسیب می تواند باعث کاهش در استقلال فرد شود (۱۱).

در بسیاری از مطالعات، بهبود در ثبات پاسچر پس از آموزش های تعادلی مبتنی بر بازخوردهای بصری گزارش شده است (۱۶-۱۸). با این حال، هنوز اینکه کدام اطلاعات مربوط به مکانیزم بیوفیدبک می تواند بهبود در تعادل ایجاد کند دقیقا مشخص نیست.

استفاده از ابزارهای تعادل سنجی اجازه می دهد تا جابه جایی مرکز فشار یک نمونه در طول زمان اندازه گیری و ترسیم شود. این جابه جایی می تواند به منظور تعیین میزان ثبات مورد استفاده قرار گیرد. از این کمیت میتوان پارامترهای تعادل را محاسبه نمود. استابیلوگرام[1] نمایش سری زمانی مرکز فشار در جهت قدامی-خلفی[2] و داخلی- خارجی[3] است (۱۱).

قابل ذکر است که استابلیوگرام یک سیگنال غیر خطی و غیر ایستاست (۱۸). بنابراین برای تجزیه و تحلیل استابلیوگرام، از روشهایی مانند تبدیل موجک (۱۸)، EMD[4] (۲۱،۲۰،۱۱) و تجزیه CPA[5] (۲۲) استفاده می شود. در بعضی از مطالعات سیگنال استابلیوگرام را تجزیه نکرده اند، بلکه از پارامترهای خاصی مانند جذر مربع خطاها، میانگین سرعت نوسان بدن و میانگین دامنه

[1] Stabilogram
[2] Anterioposterior
[3] Mediolateral
[4] Empirical Mode Decomposition
[5] Compensatory Postural Adjustments

مرکز فشار به منظور بررسی اثر سن روی تعادل استفاده کرده اند (۲۴،۲۳،۳).

روش های مختلفی برای تجزیه و تحلیل جابجایی و نوسانات سیگنال مرکز فشار استفاده شده اند. برخی از این روشها از پارامترهای معمولی از قبیل جابه جایی کل، متوسط سرعت، مقدار مؤثر، فرکانس متوسط و اطمینان منطقه بیضوی استفاده می کنند (۲۱،۱۹،۱۴،۱۳).

روشهای دیگری نیز از تکنیک های ریاضی و مکانیک آماری استفاده می کنند. در این دسته از روش ها جابجایی مرکز فشار یک فرآیند تصادفی فرض می شود (۲۲،۲۰،۷،۴،۲). از این دسته می توان تجزیه و تحلیل انتشار استابلیوگرام، تجزیه و تحلیل کاهش نوسانات و تجزیه و تحلیل R/S را مثال زد.

اگر چه ممکن است پژوهش های زیادی را در این زمینه یافت، اما فقدان مطالعاتی که به دنبال ویژگی های جامع محاسبه شده از جابجایی مرکز فشار در واحد زمان باشند، حس می شود. این ویژگیها ممکن است منعکس کننده تغییرات سیگنال کنترل پاسچر بر اثر افزایش سن باشند. در این راستا، این مطالعه به بررسی چگونگی استفاده از ابزارهای کلاسیک (ویژگی های آماری) و تحلیل های آشوبی- فرکانسی برای مشخصه گذاری نوسانات مرکز فشار به منظور بررسی همبستگی تغییرات و نوسانات مرکز فشار در اثر افزایش سن می پردازد.

هدف از این مطالعه، توصیف الگوهای تعادل در حوزه فرکانس و آشوب است. پس از آن، اثر سن روی تعادل پاسچرال توسط تجزیه و تحلیل ویژگی های استخراج شده مورد مطالعه قرار می گیرد.

روش بررسی

داده ها

۲۴ نمونه از افراد سالم شامل ۱۲ زن و ۱۲ مرد در آزمون تعادل استابیلوگرام شرکت کردند. اطلاعات آنها شامل نام، سن، قد و وزن ثبت شد. سن نمونه ها بین ۱۸ تا ۵۴ سال بوده، وزن نمونه بین ۶۱ تا ۱۱۲ کیلوگرم و قد آنها بین ۱۶۸ تا ۱۸۳ سانتیمتر بود. نمونه ها به دو دسته جوان (محدوده سنی ۱۸ تا ۲۴ سال شامل ۱۲ نفر) و مسن (محدوده سنی ۲۵ تا ۵۴ سال شامل ۱۲ نفر) تقسیم شدند. هیچ فردی دارای نقص عضو ظاهری، اختلالات آناتومیکی و عضلانی- اسکلتی و یا اختلال در تعادل نبوده و پیش از آزمون از همه نمونه ها رضایت کتبی برای انتشار نتایج آزمون بصورت بی نام اخذ شد. زمان هر آزمون ۳۰ ثانیه در نظر گرفته شد و ۱۰ آزمون برای گروه جوان و ۵ آزمون برای گروه مسن اجرا شد. برای آنالیز، تجزیه و تحلیل سیگنال ها، ۵ آزمون ۳۰ ثانیه ای از هر گروه انتخاب شد. آزمون های تعادل بوسیله دستگاه تست تعادل استاتیک مدل Biosway ساخت کمپانی بایودکس[1] آمریکا اجرا شده است.

روش تجزیه و تحلیل

در این مقاله نسبت توان فرکانس پایین، انحراف معیار طیف توان فرکانس بالا، انحراف معیار سیگنال و بزرگترین مولفه لیاپانوف برای افتراق سیگنالهای دو گروه استفاده شد. پارامترهای مذکور به صورت جداگانه محاسبه شدند و برای مقایسه دو گروه ویژگی های برای دو جهت داخلی- خارجی و قدامی-خلفی استخراج شدند. از شبکه عصبی مصنوعی نوع پرسپترون چندلایه[2] با یک لایه پنهان و ۴ نورون در لایه پنهان برای دسته بندی نمونه ها بر اساس ویژگی ها استفاده شد. کلیه شبیه سازی ها به وسیله نرم افزار متلب انجام داده شده اند.

به منظور محاسبه نسبت توان فرکانس پایین ابتدا سیگنال توسط رابطه ۱ نرمالیزه می شود.

$$(1) \rightarrow S = \frac{s - M}{\delta}$$

در این رابطه S سیگنال نرمالیزه شده است؛ s سیگنال اصلی، M میانگین و δ انحراف معیار سیگنال اصلی می باشد. ابتدا از سیگنال اصلی تبدیل فوریه می گیریم و سپس نسبت توان سیگنال در محدوده فرکانس صفر تا ۲/۳ هرتز را به توان کل سیگنال، محاسبه می نماییم. با توجه به افزایش ارتعاشات فرکانس بالای بدن، ناشی از پیری در افراد مسن، این پارامتر در سالمندان مقدار بالاتری دارد. بنابراین از این فاکتور جهت افتراق سیگنال-های افراد مسن و افراد جوان استفاده می نماییم. این نسبت در بین افراد جوان مقدار کمتری دارد. علت این است که این افراد دارای مقداری لرزش با فرکانس بالا در بدن می باشند.

انحراف معیار طیف توان ویژگی انتخابی دوم است. این

[1] Biodex
[2] Multi-Layer Perceptron

پارامتر به صورت نسبت انحراف معیار طیف توان سیگنال از فرکانس یک هرتز تا بالاترین فرکانس به انحراف معیار طیف توان کل سیگنال است. برای محاسبه طیف توان مانند مرحله قبل از سیگنال نرمالیزه شده استفاده می کنیم. انحراف معیار سیگنال یا همان دلتا به عنوان یک مشخصه دیگر از رابطه ۲ به دست می آید.

$$(2) \rightarrow \delta = \sqrt{\frac{\Sigma(x_i - M)^2}{n}}$$

علت استفاده از این پارامتر این است که با بالا رفتن دامنه ارتعاشات، انحراف معیار سیگنال در افراد مسن بالاتر از بزرگسالان می شود. میانگین سیگنال نیز یک معیار کلی از سیگنال به ما می دهد. از این مشخصه نیز جهت افتراق دو گروه استفاده می شود. در حوزه آشوب، بزرگترین مولفه لیاپانوف سیگنال به عنوان نماینده ای از میزان آشوبی سیگنال در یک سری زمانی معرفی میشود. این مولفه با استفاده از روش ارائه شده توسط آقای رازجویان و همکاران محاسبه می شود (۲۵).

برای بازه های زمانی ۳۰ ثانیه ای از سیگنال، سه ویژگی معرفی شده در جدول۱ برای دو گروه جوان و مسن در جهت قدامی-خلفی مقایسه شده اند. جدول ۲ نیز مقادیر سه ویژگی را برای دو گروه در جهت داخلی-خارجی نشان می دهد. هدف یافتن بهترین ویژگی ها جهت افتراق دو گروه جوان و مسن برای مطالعه اثرات سن بر روی تعادل استاتیک می باشد.

یافته ها

در آزمایشات ابتدا مشخصه ها برای افراد جوان و پیر در ۳۰ ثانیه پنجم آزمون در حالت قدامی- خلفی مقایسه می شوند. جدول۱ و جدول۲ نتایج مقایسه سه ویژگی انحراف معیار، نسبت توان فرکانس پایین و بزرگترین مولفه لیاپانوف را برای دو گروه سنی نمونه ها به ترتیب برای جهت های قدامی- خلفی و داخلی- خارجی نشان می دهند.

آزمایشات برای جهت های قدامی- خلفی و داخلی-خارجی مشابه انجام شده است. همانطور که نتایج جداول ۱ و ۲ نشان می دهد ویژگی فرکانسی و ویژگی آشوبی نسبت به ویژگی انحراف معیار تمایز بهتری برای جداسازی افراد جوان و پیر دارد. در واقع ویژگی انحراف معیار به تنهایی قادر به تفکیک نمونه های مربوط به دو کلاس نبوده و عملا نمی توان آنرا ویژگی افتراقی مرتبط با سن نمونه در نظر گرفت. لذا در دسته بندی نمونه ها بر اساس مجموعه ویژگی های مذکور بالاترین نرخ دسته بندی با دقت ۷۸/۲٪ مربوط به دو ویژگی نسبت توان فرکانس پایین و بزرگترین مولفه لیاپانوف بوده و کمترین نرخ دسته بندی مربوط به ویژگی انحراف معیار با نرخ کلاسه بندی ۳۱/۴٪ می باشد. در صورتی که هر سه ویژگی را برای دسته بندی نمونه ها بکار ببریم شبکه عصبی مورد استفاده نمونه ها را با نرخ دقت ۷۹/۱٪ کلاسه بندی می نماید که عملا با افزایش حجم محاسبات برای در نظرگیری سه ویژگی در فضای سه بعدی توفیق چندانی در نرخ دسته بندی حاصل نشده است.

بحث و نتیجه گیری

سه عامل دستگاه دهلیزی، اطلاعات بینایی و گیرنده های حسی پیکری در حفظ تعادل استاتیک بیشترین اثر را دارا هستند. افرادی که سیگنال پوسچر آنها در این پروژه مورد تحلیل قرار داده شد (همانطور که در بخش دوم اشاره شد)، از بین افرادی انتخاب شده بودند که مشکل قابل تشخیصی از لحاظ توانایی حفظ تعادل نداشتند و چشمان آن ها نیز در هنگام انجام آزمایش ها بسته بوده است. بنابراین فاکتوری که بیشترین تأثیر را در این سیگنال ها داشته همان گیرنده های حسی پیکری هستند که در نقاط مختلف بدن به خصوص گردن و کف پا پراکنده شده اند. با این توضیح نتایج و جدول های به دست آمده در بخش نتایج از چند جهت قابل بررسی و تأمل است:

نتیجه اول اینکه از بین سه متغیر بررسی شده برای جداسازی سیگنال پوسچر افراد سالم جوان و مسن، دو متغیر "میانگین سیگنال" و "انحراف از معیار" روی سیگنال خام اعمال شده اند. این متغیرهای آماری نتوانستند مبنای مناسبی برای ایجاد افتراق بین سیگنال های پوسچر باشند. اما دو متغیر "نسبت توان فرکانس پایین" و "بزرگترین مولفه لیاپانوف" روی سیگنال نرمالیزه شده اعمال شدند. این دو متغیر نشان دادند که ابزار قوی‌تری برای جداسازی سیگنال پوسچر ارائه می دهند. بنابراین تحلیل در حوزه فرکانس و آشوب می تواند ایده‌ی مناسب‌تری نسبت به بررسی مشخصات حوزه زمانی سیگنال پوسچر افراد باشد.

جدول۱: مقایسه سه ویژگی انحراف معیار، نسبت توان فرکانس پایین و بزرگترین مولفه لیاپانوف در بعد قدامی- خلفی

	افراد پیر			افراد جوان		
	بزرگترین مولفه لیاپانوف	نسبت توان فرکانس پایین	انحراف معیار	بزرگترین مولفه لیاپانوف	نسبت توان فرکانس پایین	انحراف معیار
نمونه شماره ۱	۰/۳۰۱۸	۰/۹۳۶۳	۰/۰۱۸۱	۱/۴۵۷۰	۰/۹۵۸۵	۰/۰۲۰۱
نمونه شماره ۲	۲/۵۱۶۱	۰/۹۰۱۳	۰/۰۱۸۷	۱/۵۸۱۱	۰/۹۶۷۸	۰/۰۰۹۹
نمونه شماره ۳	۰/۲۷۸۵	۰/۸۹۱۱	۰/۰۳۹۰	۰/۷۶۷۳	۰/۸۶۸۹	۰/۰۲۵۱
نمونه شماره ۴	۰/۸۱۵۶	۰/۹۷۸۹	۰/۰۰۶۴	۰/۸۷۷۱	۰/۹۴۵۹	۰/۰۰۸۲
نمونه شماره ۵	۱/۲۱۳۸	۰/۹۵۷۰	۰/۰۱۲۶	۰/۹۵۰۴	۰/۹۶۴۶	۰/۰۱۴۲
نمونه شماره ۶	۰/۴۸۱۱	۰/۷۴۲۴	۰/۰۴۵۷	۱/۴۹۱۹	۰/۹۷۰۳	۰/۰۰۳۰
نمونه شماره ۷	۰/۳۴۱۷	۰/۸۷۰۵	۰/۰۶۵۹	۰/۹۶۵۳	۰/۹۸۳۷	۰/۰۰۲۷
نمونه شماره ۸	۰/۷۵۶۲	۰/۸۴۹۲	۰/۰۷۲۰	۰/۸۳۹۱	۰/۹۶۶۳	۰/۰۱۰۸
نمونه شماره ۹	۰/۶۷۰۰	۰/۹۲۶۰	۰/۰۰۹۸	۱/۴۴۳۶	۰/۹۸۳۹	۰/۰۰۳۰
نمونه شماره ۱۰	۰/۳۶۹۴	۰/۶۷۹۵	۰/۲۰۳۸	۱/۰۲۳۹	۰/۹۸۳۳	۰/۰۰۳۱
نمونه شماره ۱۱	۰/۵۲۶۷	۰/۹۱۱۲	۰/۰۱۸۶	۰/۶۰۱۷	۰/۹۴۱۳	۰/۰۳۷۰
نمونه شماره ۱۲	۱/۳۷۵۲	۰/۹۳۶۴	۰/۰۱۶۰	۱/۵۶۲۹	۰/۹۵۷۲	۰/۰۲۷۸

به عنوان نتیجه دوم می توان اعلام نمود که با توجه به اختلاف بیشتر نسبت توان فرکانس پایین سیگنال پوسچر افراد مسن و جوان، در بعد قدامی-خلفی (آنتروپوستریور)، استفاده از این پارامتر نسبت به استفاده از آن در بعد داخلی-خارجی (مدیولترال) دارای ارجحیت بیشتری خواهد بود. می توان جهت توجیه این امر از یک شاهد فیزیولوژیکی استفاده کرد: گیرنده های پروپریوسپتیو قرار گرفته در کف پاها در هنگام ایستادن فیدبک هایی را مبنی بر اینکه آیا وزن بیشتر بر روی جلو یا عقب پاها وارد میشود را به مغز می فرستند. بنابراین فرمان های تصحیح وضعیت که از مغز صادر می شوند عضلات را در بیشتر دربعد آنتروپوستریور تحت تأثیر قرار می دهند. به همین علت با افزایش سن و کاهش کارایی گیرنده های پروپریوسپتیو، تعادل استاتیک در در بعد آنتروپوستریور بیشتر تحت تأثیر قرار می گیرد. همچنین فرد مسن اگر در هنگام راه رفتن تعادل خود را از دست دهد افتادن او در جهت جلو خواهد بود بنابراین با افزایش سن مشکل کنترل تعادل بیشتر در بعد آنتروپوستریور پیش می‌آید.

نتیجه سوم بیان می دارد که مثبت بودن نمای لیاپانوف سیگنال پوسچر افراد جوان و مسن نشان دهنده این است که سیستم کنترل تعادل بدن، یک سیستم دینامیک منظم نمی باشد. یعنی دارای یک یا چند فرکانس خاص نیست و در واقع دارای بی نهایت دوره تناوب است. یعنی حتی وقتی شخص بی حرکت بایستد در اثر یک تغییر کوچک در حالت اولیه سیستم کنترل تعادل بدن می‌تواند یک عکس العمل بسیارسریع را برای حفظ تعادل انجام دهد. بالاتر بودن نمای لیاپانوف سیگنال پوسچر افراد جوان نسبت به افراد مسن نشان از سالم تر بودن سیستم تعادلی بدن آنها به عنوان یک سیستم پیچیده ی غیر خطی و توانایی و سرعت بالاترشان برای حفظ تعادل درحالی که یک عامل برهم زننده‌ی تعادل به آنها وارد می‌شود را دارد.

در نهایت به عنوان نتیجه چهارم می توان اعلام نمود که از بین پارامتر هایی که در این پروژه مورد بررسی قرار

جدول۲: مقایسه سه ویژگی انحراف معیار، نسبت توان فرکانس پایین و بزرگترین مولفه لیاپانوف در بعد داخلی-خارجی

	افراد جوان			افراد پیر		
	انحراف معیار	نسبت توان فرکانس پایین	بزرگترین مولفه لیاپانوف	انحراف معیار	نسبت توان فرکانس پایین	بزرگترین مولفه لیاپانوف
نمونه شماره ۱	۰/۰۱۰۶	۰/۹۶۲۵	۱/۵۳۴۱	۰/۰۱۵۱	۰/۹۴۳۱	۰/۱۶۱۷
نمونه شماره ۲	۰/۰۰۴۲	۰/۹۶۲۹	۱/۹۰۰۸	۰/۰۷۲۰	۰/۸۳۱۳	۰/۱۵۷۲
نمونه شماره ۳	۰/۰۱۲۲	۰/۹۵۰۸	۱/۶۴۴۱	۰/۰۳۳۲	۰/۹۳۰۹	۰/۱۳۳۴
نمونه شماره ۴	۰/۰۰۶۱	۰/۹۷۳۷	۰/۷۴۰۵	۰/۰۰۸۶	۰/۹۴۸۳	۰/۴۶۷۱
نمونه شماره ۵	۰/۰۳۱۷	۰/۸۷۵۲	۰/۸۶۹۷	۰/۰۰۱۹	۰/۹۷۹۱	۰/۲۷۲۱
نمونه شماره ۶	۰/۰۰۴۸	۰/۹۵۷۷	۱/۱۳۶۲	۰/۱۹۸۲	۰/۶۶۸۶	۰/۴۸۹۵
نمونه شماره ۷	۰/۰۲۴۳	۰/۸۸۲۳	۰/۹۸۵۱	۰/۰۱۸۴	۰/۹۱۱۳	۰/۱۶۳۱
نمونه شماره ۸	۰/۰۰۱۹	۰/۹۸۳۳	۱/۹۵۳۱	۰/۰۳۵۴	۰/۸۶۸۱	۰/۲۵۹۲
نمونه شماره ۹	۰/۰۰۳۹	۰/۹۸۱۶	۱/۷۸۷۳	۰/۰۰۵۸	۰/۹۷۷۲	۰/۹۳۳۲
نمونه شماره ۱۰	۰/۰۱۴۰	۰/۹۳۱۷	۰/۹۵۲۷	۰/۰۱۴۱	۰/۹۳۱۸	۰/۲۳۴۷
نمونه شماره ۱۱	۰/۰۱۱۰	۰/۹۵۵۸	۱/۸۴۱۱	۰/۰۴۸۹	۰/۸۰۸۷	۰/۴۴۹۶
نمونه شماره ۱۲	۰/۰۰۶۵	۰/۹۶۱۷	۰/۸۴۳۱	۰/۰۳۱۱	۰/۹۱۲۴	۰/۶۴۷۹

گرفتند دو پارامتر "نمای لیاپانوف" و "نسبت توان فرکانس پایین سیگنال" نسبت به بقیه ابزار قدرتمند تریبرای جداسازی سیگنال پوسچر افراد مسن و جوان به حساب می‌آیند. از مهمترین جنبه های نوآوری در این پژوهش نیز استفاده از نماهای لیاپانوف سیگنال تعادل افراد برای مشخصه گذاری سیگنال ها می باشد. علت بکار بردن این ویژگی نیز همانگونه که در مقدمه به آن اشاره شد اثرات افزایش سن بر روی ویژگی های آشوبی سیگنال تعادل افراد می باشد که در حوزه زمان براحتی قابل استخراج نیست. ویژگی های آشوبی یک سیگنال تعادل که رفتار دینامیکی غیرخطی سیگنال را مدل می نماید ابزار بسیار قدرتمندی برای مشخصه گذاری این سیگنال ها بود بنحوی که مشاهده نمودیم ویژگی های میانگین، انحراف معیار و حتی ویژگی های فرکانسی تا این حد قادر به متمایز ساختن سیگنال افراد بر اساس سن آنها نمی باشد. (۳، ۱۳-۱۶) لذا در این مقاله مقایسه بین ویژگی های آماری و مشخصه آشوبی صورت گرفت که این مقایسه و استفاده از یک ویژگی آشوبی در تجزیه و تحلیل سیگنال های تعادلی تاکنون در مرجعی به آن پرداخته نشده است.

سپاسگزاری

این پژوهش با شماره طرح ۹۱۱۸۱ تحت حمایت مالی باشگاه پژوهشگران جوان و نخبگان دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تهران- جنوب قرار گرفته است.

منابع

1. Stoffregen TA, Pagulayan RJ, Bardy BG, Hettinger LJ. Modulating postural control to facilitate visual performance. Human Movement Sci 2000; 19: 203–20.

2. Freitas S. M, Wieczorek S. A, Marchetti P. H, & Duarte M. Age-related changes in human postural control of prolonged standing. Gait & posture 2005; 22(4): 322-330.

3. Bridger RS. Some fundamental aspects of posture related to ergonomics. Int J Ind Ergonomics 1991; 8: 3–15.

4. Duarte M, Harvey W, Zatsiorsky VM. Stabilographic analysis of unconstrained standing. Ergonomics 2000; 43:1824–39.

5. Whistance RS, Adams LP, van Geems BA, Bridger RS. Postural adaptations to workbench modifications in standing workers. Ergonomics 1995; 38:2485–503.

6. Cavanagh PR, Rodgers MM, Iiboshi A. Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. Foot Ankle 1987; 7: 262–76.

7. Duarte M, Zatsiorsky VM. Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing. Motor Control 1999; 3: 12–27.

8. Edwards RH. Hypotheses of peripheral and central mechanisms underlying occupational muscle pain and injury. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 1988; 57:275–81.

9. Kraemer WJ, Volek JS, Bush JA, Gotshalk LA, Wagner PR, Gomez AL, et al. Influence of compression hosiery on physiological responses to standing fatigue in women. Med Sci Sports Exerc 2000; 32:1849–58.

10. Shumway-Cook A, Woollacott M. Attentional demands and postural control: the effect of sensory context. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 2000; 55: M10–6.

11. Geiger RA, Allen JB, O'Keefe J, Hicks RR. Balance and mobility following stroke: effects of physical therapy interventions with and without biofeedback/forceplate training. Phys Ther 2001; 81: 995–1005.

12. Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. N Engl J Med 1988; 319: 1701-7.

13. Giansanti D, Dozza M, Chiari L, Maccioni G, Cappello A. Energetic assessment of trunk postural modifications induced by a wearable audio-biofeedback system. Medical Engineering & Physics 2009; 31: 48–54.

14. Vuillerme N, Bertrand R, Pinsault N. Postural effects of the scaled display of visual foot center of pressure feedback under different somatosensory conditions at the foot and the ankle. Arch Phys Med Rehabil 2008a; 89: 2034–6.

15. Vuillerme N, Pinsault N, Chenu O, Demongeot J, Payan Y, Danilov Y. Sensory supplementation system based on electrotactile tongue biofeedback of head position for balance control. Neurosci Lett 2008b; 431: 206–10.

16. Rose DJ, Clark S. Can the control of bodily orientation be significantly improved in a group of older adults with a history of falls? J Am GeriatrSoc 2000; 48: 275–282.

17. Sihvonen S, Sipila S, Taskinen S, Era P. Fall incidence in frail older women after individualized visual feedback-based balance training. Gerontology 2004; 50: 411–416.

18. Hatzitaki V, Amiridis IG, Nikodelis T, Spiliopoulou S. Direction-induced effects of visually guided weight-shifting training on standing balance in the elderly. Gerontology 2009; 55: 145–152.

19. Dozza M, Chiari L, Chan B, Rocchi L, Horak FB, Cappello A. Influence of a portable audio-biofeedback device on structural properties of postural sway. J Neuroeng Rehabil 2005; 2: 13.

20. Dozza M, Horak FB, Chiari L. Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance. Exp Brain Res 2007; 178: 37–48.

21. Zijlstra A, Mancini M, Chiari L, Zijlstra W. Biofeedback for training balance and mobility tasks in older populations: a systematic review. J Neuroeng Rehabil 2010; 7: 58.

22. Halicka Z, Lobotkova J, Buckova K, Bzduskova D, Hlavacka F. Age-related effect of visual biofeedback on human balance control, Activitas Nervosa Superior Rediviva 2011; 53 (2): 67-71.

23. Amoud H, Abadi M, Hewson DJ, Michel-Pellegrino V, Doussot M, Duchene J: Fractal time series analysis of postural stability in elderly and

control subjects. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation 2007; 4: 12.

24. Bosek M, Grzegorzewski B, Kowalczyk A, Lubinski I: Degradation of postural control system as a consequence of Parkinson's disease and ageing. Neuroscience Letters 2005; 376: 215-220.

25. Razjouyan J, Gharibzadeh S, Fallah A, Khayat O, Ghergherehchi M, Afarideh H, & Moghaddasi, M. .A Neuro-Fuzzy Based Model for Accurate Estimation of the Lyapunov Exponents of AN Unknown Dynamical System. International Journal of Bifurcation and Chaos 2012; 22(3).