Iranian Journal of Biomedical Engineering
12 (4) (2019) 331-340, www.ijbme.org
DOI: 10.22041/ijbme.2018.94617.1407

Effects of Cognitive Interference and Type of Support Surface on Postural Stability: A Biomechanical Analysis

M. Najafi-Ashtiani[1], M. R. Asghari Oskoei[2], M. N-Ashtiani[3*]

[1] M.Sc. Student, Department of Artificial Intelligence, Faculty of Mathematics and Computer Sciences, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran

[2] Assistant Professor, Department of Artificial Intelligence, Faculty of Mathematics and Computer Sciences, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran

[3] Assistant Professor, Department of Physiotherapy, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

Receipt in the Online Submission System: 28 September 2018, Received in Revised Form: 3 November 2018, Accepted: 27 November 2018

Abstract

Balance is essential for human daily activities. Standing on an unstable platform requires continuous effort of the neuro-musculoskeletal system. Cognitive interference and support surface perturbation may cause loss of balance. The aim of this study is to evaluate the ability of stability provision of individuals while standing in different levels of postural and cognitive difficulty. To this end, twelve healthy young women were participated in six levels (three levels of support surface × two levels of cognitive intereference). Three levels support surface were standing on a firm surface, unstable platform surface with and without spring support. Two levels of attentional cognitive involvements were considered with or without questions by presenting on a curtain and asking to response by a yes/no joystick. Motion analysis was used to measure joint angles by capturing body movements in the sagittal plane by a high-speed camera and active markers. To quantitatively investigate the stability, two linear (pathlength, root mean square) and two nonlinear (approximate entropy, fractal dimension) metrtics were calculated. Results showed that the ankle mechanism plays a more prominent role in keeping balance than the knee and hip joint mechanisms. Merely the approximate entropy indicated significant differences between the postural difficulty levels. Also, the mediocre level of support surface perturbation (spring-supported unstable platform) revealed multi-joint collaboration between the mechanisms. The inconsistence between postural and cognitive difficulty levels might vanish the role of cognitive questions in the present study. Therefore, considering consistent postural and cognitive tasks may highlight the effects of cognitive involvements on standing.

Keywords: ***Balance, Stability, Support Surface, Cognitive Interference, Joint Mechanisms***

[*] **Corresponding Author**
Address: Department of Physiotherapy, Facutly of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, P. O. Box: 14115-111, Tehran, Iran
Tel: *+98-21-82885053*
Fax: *+98-21-88006544*
E-mail: *mnashtiani@modares.ac.ir*

© Copyright 2019 ISBME, http://www.ijbme.org

مجله مهندسی پزشکی زیستی
دوره ۱۲، شماره ۴، زمستان ۱۳۹۷، ۳۴۰-۳۳۱
شناسه دیجیتال: 10.22041/ijbme.2018.94617.1407

تحلیل بیومکانیکی اثر درگیری شناختی و نوع سطح اتکا بر پایداری ایستادن

مائده نجفی آشتیانی[۱]، محمدرضا اصغری اسکوئی[۲]، محمد نجفی آشتیانی[۳]*

[۱] دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه هوش مصنوعی و محاسبات نرم، دانشکده‌ی علوم ریاضی و رایانه، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران
[۲] استادیار، گروه هوش مصنوعی و محاسبات نرم، دانشکده‌ی علوم ریاضی و رایانه، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران
[۳] استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده‌ی علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۷/۷/۶، بازنگری: ۱۳۹۷/۸/۱۲، پذیرش قطعی: ۱۳۹۷/۹/۶

چکیده

تعادل، یکی از فاکتورهای حیاتی در بسیاری از فعالیت‌های روزمره، مانند حرکت می‌باشد. ایستادن روی یک صفحه‌ی ناپایدار، به تلاش مستمر و تقویت سیستم عصبی-اسکلتی نیازمند است. درگیری شناختی و اغتشاش سطح اتکا در ایستادن، از عوامل موثر بر از دست دادن تعادل هستند. هدف از انجام این مطالعه، بررسی توانایی تامین پایداری افراد در هنگام ایستادن در سطوح مختلف فیزیکی و شناختی می‌باشد. بدین منظور، دوازده زن جوان و سالم برای شرکت در شش حالت از آزمون (سه حالت سطح اتکا در دو حالت درگیری شناختی) انتخاب شدند. سه حالت سطح اتکا، شامل ایستادن روی سطح صاف زمین، ایستادن روی یک صفحه‌ی ناپایدار با حمایت فنر و ایستادن روی یک صفحه‌ی ناپایدار بدون حمایت فنر، می‌باشد. درگیری شناختی نیز در دو سطح، با سوال توجه پایدار و بدون آن، از طریق نمایش روی پرده و پاسخ‌دهی با کلیدهای بله/خیر صورت گرفت. از روش تحلیل حرکت به وسیله‌ی یک دوربین با سرعت بالا و نشان‌گرهای فعال در صفحه‌ی سهمی، برای اندازه‌گیری زوایای مفصلی استفاده شد. برای بررسی کمی پایداری، معیارهای خطی (مانند طول مسیر و جذر میانگین مربعی) و معیارهای غیرخطی (مانند بی‌نظمی تقریبی و بعد فراکتالی) محاسبه شدند. نتایج به دست آمده نشان دادند که در بررسی سازوکار مفاصل، در راستای تامین پایداری، مچ پا، در سطحی بالاتر از دو مفصل زانو و ران، تاثیرگذار می‌باشد. صرفا بی‌نظمی تقریبی، به تفاوت معنی‌داری بین سطوح مختلف دشواری فیزیکی، منتهی شده است. هم‌چنین، هم‌کاری بین مفاصل در دشواری متوسط سطح اتکا (صفحه‌ی ناپایدار با حمایت فنر) بیش‌تر مشاهده شد. عدم تطابق میزان دشواری بین آزمون‌های فیزیکی و شناختی، منجر به کم‌رنگ شدن نقش سوال‌های شناختی در این آزمایش شده است. از این‌رو، برای بروز اثر درگیری شناختی در ایستادن، باید بین دشواری وظیفه‌ی فیزیکی و شناختی، تناسبی برقرار باشد.

کلیدواژه‌ها: ایستادن، پایداری، سطح اتکا، درگیری شناختی، سازوکار مفصلی

***نویسنده مسئول**
نشانی: گروه فیزیوتراپی، دانشکده‌ی علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران، کد پستی: ۱۱۱-۱۴۱۱۵
تلفن: ۸۲۸۸۵۰۵۳(۲۱)۹۸+،
دورنگار: ۸۸۰۰۶۵۴۴(۲۱)۹۸+،
پست الکترونیکی: mnashtiani@modares.ac.ir

© Copyright 2019 ISBME, http://www.ijbme.org

۱- مقدمه

ایستادن در وضعیت طبیعی، مهم‌ترین وظیفه‌ی دستگاه عصبی-عضلانی بدن به شمار می‌آید، چرا که سایر فعالیت‌های روزانه به اجرای صحیح آن وابسته هستند [۱]. ایستادن، بیش‌ترین بخش از فعالیت‌های روزمره‌ی انسان را به خود اختصاص می‌دهد [۲]. کنترل وضعیت در هنگام ایستادن، در گرو توالی فعالیت‌های سیستم‌های عصبی و عضلانی است که با هدف تامین پایداری بدن صورت می‌پذیرد [۳-۵]. سیستم عصبی، که دستگاه عصبی مرکزی[۱] در راس آن قرار دارد، به جمع‌آوری و پردازش داده‌ها می‌پردازد. جمع‌آوری داده‌ها از طریق سه مجموعه‌ی بینایی [۶]، گوش میانی[۷] و حس محیطی [۸] صورت می‌پذیرد. داده‌های به دست آمده از این سه مجموعه، به بخش پردازش دستگاه عصبی مرکزی می‌روند. درگیری‌های ذهنی مغز (دستگاه عصبی مرکزی) از طریق اعمال یک وظیفه‌ی دوم و با درگیری‌های شناختی، مانند پرسش‌های کلامی یا تصویری ریاضی، توجه پایدار[۲]، یادآورانه، زبانی و غیره، منجر به کاهش تمرکز در انجام وظیفه‌ی اول (ایستادن) می‌شوند، که این امر به عنوان نوعی از اغتشاش غیرفیزیکی در ایستادن به حساب می‌آید [۹،۱۰]. هم‌چنین، ناپایدار کردن سطح اتکا نیز به عنوان یک نوع از اغتشاش‌های فیزیکی، می‌تواند به از دست دادن تعادل منجر شود [۹، ۱۱-۱۴]. اعمال هر گونه اغتشاش، سطح بالاتری از تلاش را از دستگاه عصبی و عضلانی درخواست نموده و موجب به کارگیری ظرفیت‌های دستگاه اسکلتی-عضلانی می‌گردد. واکنش سریع و مناسب این دستگاه، در دو راه‌کار نمود پیدا می‌کند. راه‌کار اول، حرکات مفصلی بوده که سعی در اصلاح وضعیت فرد دارد و راه‌کار دوم، افزایش هم‌انقباضی است که منجر به سفت شدن مفاصل و حفظ تعادل می‌گردد [۱۵]. از این‌رو، بررسی سازوکارهای مفصلی، به عنوان راه‌بردی برای تامین پایداری، شناخته شده است [۱۶-۱۹].

مطالعه روی وضعیت ایستادن و عوامل موثر بر حفظ تعادل، با این هدف انجام می‌شود که پس از ارزیابی راه‌بردهای ایستادن، به ارائه‌ی یک راه‌کار برای درمان مشکلات تعادلی، ایستادن و سازوکار مفاصل، برای پیش‌گیری از افتادن، منجر شود. مقایسه‌ی شرایط مختلف ایستادن و حفظ تعادل به روش آزمون‌های عملی، به درک بهتر عوامل موثر بر ایستادن کمک می‌کند. نحوه‌ی عمل‌کرد تعادلی گروه‌های مختلف جامعه و کمک به بهبود آن، مورد توجه بسیاری از محققان بوده است. تنها تعداد اندکی از تحقیقات، از اثر درگیری ذهنی بر افزایش پایداری در ایستادن، سخن به میان آورده‌اند [۲۰،۲۱]. در مطالعه‌ی ویرم و ونسان در سال ۲۰۰۶، که روی افراد در حالت ایستادن آرام صورت گرفت، از یک آزمون با دخالت شناختی به روش پرسیدن سوال ریاضی دو وظیفه‌ای، استفاده شده است. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که در کل، اثر وظیفه‌ی شناختی دوم، تصحیح‌کننده بوده و بازه‌ی تغییرات حرکتی با درگیری ذهنی دشوار، کاهش یافته است. سوال‌های سطح دشوارتر به ناپایداری کم‌تری منتهی شده، اما سوال‌های ساده‌تر، تاثیری بر معیارهای ایستادن نداشته است [۱۰]. اشمید و هم‌کارانش، در سال ۲۰۰۷، با اعمال یک وظیفه‌ی دوم یادآورانه، ایستادن آرام کودکان را ارزیابی کرده و داده‌های مرکز فشار آن‌ها را با یک نیروسنج صفحه‌ای، اندازه گرفتند. اعمال درگیری ذهنی، اثر مخربی بر تعادل کودکان داشته و طول مسیر را به صورت معنی‌داری افزایش داده است [۲۰]. افزودن درگیری شناختی، به عنوان وظیفه‌ی دوم داوطلبان و ثبت داده‌های مرکز فشار آن‌ها، در پژوهش دونکر و هم‌کارانش در سال ۲۰۰۷، انجام شده، که نتایج به دست آمده، بیان‌گر اثر مخرب وظیفه‌ی دوم روی ایستادن بوده است. طول مسیر و بعد فراکتالی، افزایش قابل توجهی داشته‌اند [۲۲]. در سال ۲۰۱۰، هولمز و هم‌کارانش، دو نوع درگیری شناختی زبانی (سخن گفتن) و یادآورانه را به داوطلبان اعمال کردند. آن‌ها سپس با اندازه‌گیری جابه‌جایی مرکز فشار در ایستادن آرام، نتیجه گرفتند که طول مسیر و بازه‌ی حرکت در افراد، تحت تاثیر قرار نگرفته است [۲۳]. در سال ۲۰۱۷، آشتیانی و آذغانی نیز با مطالعه روی ایستادن افراد پس از اعمال اغتشاش، به این نتیجه رسیدند که درگیری شناختی ریاضی، باعث افزایش جابه‌جایی مرکز جرم در افراد سالم می‌شود [۲۴].

از سوی دیگر، تعدادی از محققان برای بررسی ایستادن و حفظ تعادل، از یک سطح ناپایدار استفاده کرده‌اند [۱۱-۱۳، ۲۵]. در سال ۱۹۹۷، ایوانکو و هم‌کارانش با بررسی ایستادن روی صفحات ناپایدار در ارتفاع‌های مختلف، بر نقش سازوکار مچ پا تاکید کردند [۱۳]. چیمادورو و هم‌کارانش در سال ۲۰۱۳، نشان دادند که ایستادن روی صفحات ناپایدار، به جابه‌جایی بیش‌تر مرکز فشار و انقباض بیش‌تر عضلات پا، منجر شده است [۲۶]. در سال ۲۰۱۸، اولیایی و هم‌کارانش با استفاده از دو سطح سفتی فنری در زیر یک سطح اتکای ناپایدار، به این نتیجه رسیدند که اثر بینایی در پایداری افراد سالم و جوان، بیش‌تر از اثر درگیری شناختی یادآورانه است [۹].

[۱] Central Nervous System (CNS)

[۲] Sustained Attention

© Copyright 2019 ISBME, http://www.ijbme.org

بررسی اثر درگیری شناختی در مطالعات پیشین، به نتایج یک‌سانی در پایداری ایستادن منجر نشده که ممکن است به شرایط فیزیکی آزمون و نوع درگیری شناختی بستگی داشته باشد. از این‌رو، مطالعه‌ی حاضر در پی آن است تا سطوح مختلفی از دشواری فیزیکی در ایستادن را به طور هم‌زمان با درگیری شناختی، به دستگاه اسکلتی-عضلانی اعمال کرده و تاثیر آن‌ها را بر سازوکارهای حرکتی مشخص نماید. برای بررسی این آثار بر پایداری در سطوح مفصلی، از شاخص‌های پایداری خطی و غیرخطی استفاده شده است. فرضیه‌ی اصلی این پژوهش، بر وجود تفاوت بین سازوکارهای مفصلی در تامین پایداری در حالات مختلفی از دشواری ایستادن، استوار است. به عبارت دیگر، این پژوهش در پی آن است تا به سوال‌های زیر پاسخ دهد:

۱) آیا تمام سازوکارهای مفصلی در ایستادن، به یک اندازه ایفای نقش می‌کنند؟ سهم هر یک در تامین پایداری چه میزان است؟

۲) آیا درگیری شناختی از نوع توجه پایدار، به تغییر نقش سازوکارهای مفصلی در ایستادن منتهی می‌شود؟

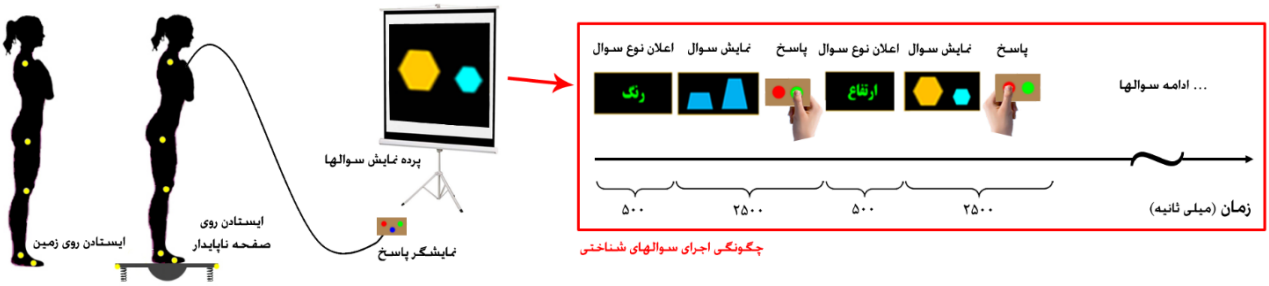
۳) آیا نوع ایستادن در به‌کارگیری سازوکارهای مفصلی موثر است؟

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- شرکت کنندگان

دوازده زن جوان و سالم، با میانگین سنی ۳/۸±۲۵/۳، میانگین وزنی ۷/۳±۵۵/۴ کیلوگرم و میانگین قدی ۰/۰۵±۱/۶۲ متر، در این آزمون شرکت کردند. داوطلبان از بینایی طبیعی برخوردار بودند. هم‌چنین با یک پرسش‌نامه، از عدم سابقه‌ی اختلالات عضلانی، شکستگی و جراحی در اندام تحتانی و ستون فقرات آن‌ها، اطمینان حاصل شد. تمامی افراد، فرم رضایت‌نامه‌ی شرکت آگاهانه در این پژوهش را امضا کردند. تصادفی‌سازی، با پرسش از خود داوطلبان (بدون آگاهی از ترتیب آزمون‌ها) صورت گرفت.

شش آزمون ایستادن، شامل سه حالت سطح اتکا (ایستادن روی سطح صاف زمین، ایستادن روی صفحه‌ی ناپایدار با حمایت فنر و ایستادن روی صفحه‌ی ناپایدار بدون حمایت فنر با سفتی ۳۲۰۰ نیوتون بر متر) و دو حالت درگیری شناختی (با و بدون درگیری) طراحی شد. صفحه‌ی ناپایدار، تخته‌ای به عرض ۳۵ و طول ۴۵ سانتی‌متر بود که روی سه نیم‌بیضی با قطر کوچک ۱۳ سانتی‌متر قرار گرفته بود، به طوری که تنها در صفحه‌ی سهمی[1] دوران داشته باشد. درگیری شناختی، عبارت بود از سوالی تصویری که روی یک نمایش‌گر برای داوطلب نمایش داده می‌شد. دو نوع سوال، شامل تشخیص رنگ و ارتفاع اشکال هندسی، به صورت تصویری، طی مدت ۳ ثانیه (۵۰۰ میلی‌ثانیه زمان سوال، ۲۵۰۰ میلی‌ثانیه زمان مشاهده‌ی اشکال و پاسخ، به تعداد ۱۰ سوال) از داوطلب پرسیده شده و از آن‌ها خواسته می‌شد تا جواب بله یا خیر خود را با فشردن دو دکمه‌ی سبز و قرمز (نمایش با روشن شدن دو لامپ به همین رنگ‌ها برای شخص) اعلام کند. در تمام حالت‌ها، داوطلبان با پای برهنه ایستاده بودند، دست‌های آن‌ها به صورت ضربدر روی سینه قرار داشت و از آن‌ها خواسته شده بود تا کم‌ترین میزان نوسان در ایستادن را از خود بروز دهند. نحوه‌ی ایستادن افراد و چگونگی اجرای سوال‌های شناختی، در شکل (۱) نشان داده شده است. هر آزمون در سه کوشش[2] و با زمان ۳۰ ثانیه تکرار شد. برای جلوگیری از خستگی افراد شرکت کننده، حداقل فاصله‌ی زمانی یک دقیقه بین کوشش‌ها، به عنوان زمان استراحت، در نظر گرفته شد.



شکل (۱)- نحوه‌ی ایستادن افراد در آزمایش، روی سطح صاف زمین و صفحه‌ی ناپایدار (با و بدون فنر) حین پاسخ‌دهی به وظیفه‌ی دوم. نقاط زرد رنگ روی بدن فرد، محل نصب نشان‌گرها را نشان می‌دهد. در سمت راست تصویر، چگونگی اجرای سوال‌های شناختی، ترتیب و زمان‌بندی مربوط به هر بخش از تصاویر آزمایش نشان داده شده است. تعداد ۱۰ سوال شناختی در هر کوشش از داوطلبان پرسیده شده است

[1] Sagittal Plane

[2] Trial

© Copyright 2019 ISBME, http://www.ijbme.org

۲-۲- اندازه‌گیری

برای ثبت پاسخ حرکتی بدن، از روش تحلیل حرکت استفاده شد. بدین منظور، از ۹ نشان‌گر فعال و یک دوربین[۱]، برای ثبت تصاویر با نرخ ۱۲۰ فریم‌برثانیه در صفحه‌ی سهمی، استفاده شد. پنج نشان‌گر، روی بدن و در نواحی زایده‌ی آکرومیون (شانه)، تروکانتر بزرگ (ران)، کوندیل جانبی فمور (زانو)، قوزک جانبی (مچ پا) و استخوان متاتارسال پنجم (پا)، دو نشان‌گر، روی دو انتهای صفحه‌ی ناپایدار و دو نشان‌گر ثابت، به عنوان مقیاس، روی دیوار قرار داده شد (شکل ۱). از این نشان‌گرها برای محاسبه‌ی زاویه‌ی مفصل ران، زانو و مچ پا استفاده شد. شرایط ایمنی مناسب نیز برای جلوگیری از افتادن افراد فراهم گردید. از یک کد پردازش تصویر در نرم‌افزار متلب برای محاسبه‌ی میزان حرکت نشان‌گرها و نیز زوایای مفصلی استفاده شد.

۲-۳- تحلیل داده‌ها

چهار معیار ارزیابی برای تحلیل رفتار حرکتی داوطلبان مورد استفاده قرار گرفت. تعاریف و روابط مربوط به این معیارها در جدول (۱) ارائه شده است. دو متغیر خطی طول مسیر و جذر میانگین مربعی، برای ارزیابی مصرف انرژی و سطح تغییرات در مشخصه‌های حرکتی انتخاب شدند. دو متغیر غیرخطی، جهت بررسی تکرارپذیری و نوسان‌های ناپایدارکننده‌ی مفاصل حین ایستادن، به کار گرفته شدند.

جدول (۱)- تعاریف ریاضی معیارهای ارزیابی

معیار	رابطه
طول مسیر	$\sum_t \lvert x_{t+1} - x_t \rvert$
جذر میانگین مربعی	$\sqrt{\sum_i \frac{x_i^2}{n}}$
بی‌نظمی تقریبی	$\Phi^m(r) - \Phi^{m+1}(r)$ که $\phi^m(r) = \frac{1}{N-m+1}\sum_{i=1}^{N-m+1} \ln(C_i^m(r))$ که $C_i^m(r)$ مقدار احتمال عددی بردارهای m-تایی است که فاصله‌ی بیشینه‌ی مولفه‌های بردارش، بزرگ‌تر از r باشد
بعد فراکتالی	$\frac{d\log(pl(k))}{d\log(k)}$

۲-۴- تحلیل آماری

برای تحلیل آماری، از روش تحلیل واریانس[۲] استفاده شد که عملیات آماری آن، به روش مدل مخلوط خطی، در نرم‌افزار SPSS 16 انجام شد. متغیرهای مستقل، شامل درگیری شناختی و سطح اتکای ایستادن و متغیرهای وابسته، شامل معیارهای خطی و غیرخطی محاسبه شده از زوایای اندام تحتانی بودند. بازه‌ی اطمینان در تحلیل آماری، برابر با ۹۵٪ در نظر گرفته شد.

۳- یافته‌ها و نتایج

طول مسیر، بعد فراکتالی، بی‌نظمی تقریبی و جذر میانگین مربعی، طبق روابط جدول (۱)، برای هر یک از مشخصه‌های حرکتی محاسبه شدند. در شکل (۲)، طول مسیر، بی‌نظمی تقریبی و جذر میانگین مربعی، برای شش حالت آزمون نمایش داده شده است. در هیچ یک از حالت‌های آزمون، درگیری شناختی منجر به بروز تفاوت معنی‌دار نشده است ($p>۰/۰۵$).

در نمودار شکل (۲-الف)، حضور یا عدم حضور فنر در زیر صفحه‌ی ناپایدار، در طول مسیر، منجر به بروز تفاوت معنی‌داری ($p>۰/۰۵$) در هیچ یک از مشخصه‌های حرکتی نشده است. اما در سازوکار مفاصل، به جز در دو حالت سطح صاف زمین- با سوال و صفحه‌ی ناپایدار با حمایت فنر- بدون سوال، در سایر حالت‌ها، مفصل مچ پا به مقادیر بیش‌تری از معیار طول مسیر منتهی شده که تفاوت‌های معنی‌داری را با دو مفصل دیگر ایجاد کرده است. مقادیر طول مسیر زانو و ران، تفاوت معنی‌داری نسبت به هم نداشتند ($p>۰/۰۵$).

در نمودار شکل (۲-ب)، که مربوط به جذر میانگین مربعی است، هیچ یک از مشخصه‌های حرکتی در ایستادن روی صفحه‌ی ناپایدار، نسبت به بودن یا نبودن فنر، حساس نبوده و تفاوت معنی‌داری بین حالت‌های مختلف آزمون مشاهده نشده است ($p>۰/۰۵$). به جز در حالت صفحه‌ی ناپایدار با حمایت فنر- بدون سوال، در سایر حالت‌ها، مچ پا مقدار بیش‌تری را نسبت به دو مفصل دیگر به خود اختصاص داده است ($p<۰/۰۵$).

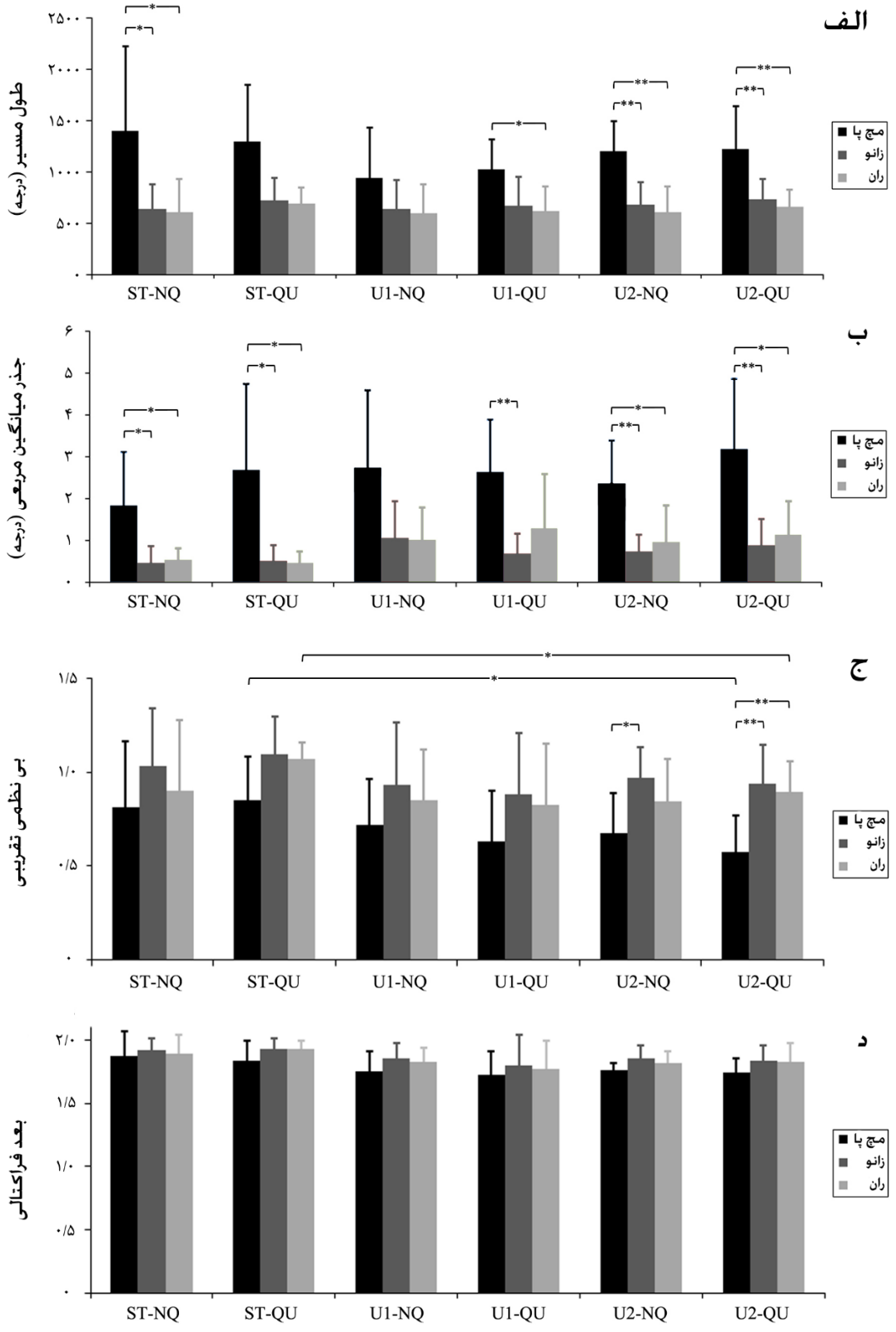
نمودار شکل (۲-ج)، بی‌نظمی تقریبی را نمایش داده است. در آزمون‌هایی که از داوطلبان سوال‌های شناختی پرسیده می‌شد، بی‌نظمی تقریبی مچ پا و ران، در حالت ایستادن روی صفحه‌ی ناپایدار بدون حمایت فنر نسبت به حالت سطح صاف زمین، به طور معنی‌داری کاهش پیدا کرد ($p<۰/۰۵$). سازوکار مفاصل، تنها در حالت ایستادن روی صفحه‌ی ناپایدار بدون حمایت فنر، دارای تفاوت‌های معنی‌داری است ($p<۰/۰۵$).

در شکل (۲-د)، در معیار بعد فراکتالی، تغییر محسوس آماری ایجاد نشده و این معیار نسبت به هیچ یک از اغتشاش‌های فیزیکی و سازوکار مفاصل، تغییر زیادی نداشته است ($p>۰/۰۵$).

[۱] Casio, Model: EX-ZR20, Japan

[۲] ANOVA

© Copyright 2019 ISBME, http://www.ijbme.org



شکل (۲)- طول مسیر، جذر میانگین مربعی، بی‌نظمی تقریبی و بعد فراکتالی، برای شش حالت آزمون، در سه مشخصه‌ی حرکتی داوطلبان
ستون بالای هر نمودار میله‌ای، نشان‌گر انحراف معیار است. سطح صاف زمین-بدون سوال (ST-NQ)، سطح صاف زمین-با سوال (ST-QU)،
صفحه‌ی ناپایدار با حمایت فنر-بدون سوال (U1-NQ)، صفحه‌ی ناپایدار با حمایت فنر-با سوال (U1-QU)،
صفحه‌ی ناپایدار بدون حمایت فنر-بدون سوال (U2-NQ)، صفحه‌ی ناپایدار بدون حمایت فنر-با سوال (U2-QU)
* نشان‌گر سطح معنی‌داری $p<۰/۰۵$ و ** سطح معنی‌داری $p<۰/۰۱$ است

© Copyright 2019 ISBME, http://www.ijbme.org

۴- بحث

هدف از تحقیق حاضر، بررسی الگوی ایستادن افراد سالم بود، تا تاثیر دشواری فیزیکی در ایستادن به طور هم‌زمان با درگیری شناختی، روی دستگاه اسکلتی-عضلانی بررسی شود. ایستادن روی صفحه‌ی ناپایدار، به طور ذاتی برای افراد سالم دشوار است، چرا که برای حفظ پایداری، باید همواره تصویر مرکز جرم خود را بر نقطه‌ی تماس انحنای پایه‌ی صفحه‌ی ناپایدار بر زمین قرار دهند [۱۳]. از آن‌جا که این نقطه به طور مداوم در حال جابه‌جایی بوده و میزان آن وابسته به انحراف بدن است، کنترل وضعیت دشوارتر شده و به فعالیت بیش‌تر عضلات نیازمند است. نتیجه‌ی فعالیت عضلات، ممکن است به شکل جابه‌جایی مفاصل بروز پیدا کند. از این‌رو، بررسی سازوکار مفصلی، بیان‌گر تلاش دستگاه اسکلتی-عضلانی برای تامین پایداری در شرایط دشوار ایستادن است. دو معیار خطی طول مسیر و جذر میانگین مربعی و دو معیار غیرخطی بعد فراکتالی و بی‌نظمی تقریبی، محاسبه شده و تحلیل آماری روی آن‌ها صورت گرفت.

طول مسیر هر کدام از مفاصل اندام تحتانی در مواجهه با شش سطح مختلف دشواری در ایستادن، بدون تغییر بوده است. طول مسیر می‌تواند به عنوان معیار مصرف انرژی در کل بدن یا مفاصل باشد که صرف غلبه بر اغتشاش شده است، اما لزوما معیاری برای موفقیت یا عدم موفقیت در دست‌یابی به پایداری نیست. عمده‌ی مطالعه‌های پیشین، بیش‌تر شدن طول مسیر را تحت عنوان ناپایداری بیش‌تر تلقی کرده‌اند. از نظر آن‌ها، اگر بدن می‌توانست سطح بالاتری از پایداری را فراهم آورد، نوسانات کم‌تری حین این فرایند رقم می‌خورد. البته توجه به این نکته ضروری است که مطالعاتی که کم‌تر بودن طول مسیر را به عنوان شاخصی از پایداری بیش‌تر معرفی کرده‌اند، عمدتا طول مسیر جابه‌جایی مرکز فشار کف پا را سنجیده‌اند، که این برداشت، با مفهوم اصلاح وضعیت در ایستادن با اغتشاش، در تضاد است. اگر چه جابه‌جایی مرکز فشار، برایند مناسبی از پایداری کل بدن نیست [۲۷]، اما در مطالعات قیاسی بالینی، کم‌تر شدن آن به عنوان معیاری از پایداری بوده است. هنگامی که طول مسیر بیش‌تری برای مفاصل بدن محاسبه می‌شود، همواره به معنی ناپایداری نبوده و ممکن است به تلاش بیش‌تر سازوکار مفاصل مربوط باشد.

در بررسی سازوکار مفاصل، معیار طول مسیر برای مچ پا از دو مفصل دیگر بیش‌تر است. مفاصل زانو و ران حین حفظ تعادل در ایستادن، نسبت به مچ پا، با تاخیر به تامین پایداری می‌پردازند [۲۸]. این تاخیر در واکنش، موجب کسب مقادیر کم‌تری از طول مسیر می‌شود. در مقابل، مچ پا با طول مسیر بیش‌تر، به عنوان اولین مشخصه‌ی حرکتی، همواره سعی در حفظ تعادل دارد. این موضوع، به ویژه در حالت صفحه‌ی ناپایدار بدون حمایت فنر که حفظ تعادل در آن دشوارتر است، به طور معنی‌داری آشکارتر است ($p<۰/۰۱$) که در تطابق با سایر مطالعات نیز بوده است [۱۸،۱۷،۹].

در جذر میانگین مربعی نیز هیچ یک از مشخصه‌های حرکتی حین ایستادن، نسبت به سطوح مختلف دشواری حساس نبوده‌اند، که منجر به عدم وجود تفاوت معنی‌دار بین حالت‌های آزمون شده است ($p>۰/۰۵$).

بررسی سازوکار مفاصل در این معیار نیز به نقش بیش‌تر مچ پا تاکید دارد. جذر میانگین مربعی بیش‌تر در مفصل نزدیک‌تر به سطح اعمال اغتشاش، نشان می‌دهد که بدن، ناگزیر از واکنش‌های شدید و سریع نسبت به اغتشاش است، از این‌رو، نمی‌تواند به مفاصل بالاتر، که با کندی به فرایند تامین پایداری می‌پیوندند، تکیه کند. این‌که عضلات پشت و جلوی ساق هم محل دریافت اطلاعات حسی و هم محل ایجاد نیرو برای جلوگیری از افتادن هستند، باعث شده تا نوسان‌های مچ پا در یک کنترل حلقه-بسته، به صورت متناوب و در سطحی بالاتر (جذر میانگین مربعی بیش‌تر) فعالیت کنند.

سطوح دشواری مختلف در صفحه‌ی ناپایدار، به نتایج متفاوتی از بی‌نظمی تقریبی منجر شد. زوایای مفصلی، در حالت صفحه‌ی ناپایدار بدون حمایت فنر-با سوال نسبت به حالت سطح صاف زمین-با سوال، به مقادیر کم‌تری منتهی شده است. کم‌تر شدن زوایا در آزمون دشوارتر، ممکن است به دلیل عمل‌کرد محافظه‌کارانه‌تر سازوکارهای مفصلی در مواجهه با آزمونی سخت‌تر باشد. در این حالت، داوطلبان در همان ابتدا با انقباض عضلات خود، سفتی مفصلی را بالا برده و محافظه‌کارانه‌تر نسبت به تامین پایداری دینامیکی اقدام می‌کنند. اما در آزمون صفحه‌ی ناپایدار با حمایت فنر، که پشتیبانی از جانب فنر برای داوطلبان صورت گرفته است، فرد با امید کاهش جابه‌جایی خود و کاهش آگاهانه‌ی سفتی مفاصل، سعی کرده تا به وسیله‌ی راه‌بردهای ایستادن بر نوسان‌های کم‌دامنه‌تر سطح ناپایدار غلبه کند. بی‌نظمی، معیاری از تکرارپذیری الگوهای تغییر است. کم‌تر شدن بی‌نظمی، به معنای تکرار الگوهای متغیر در نوسان است. کاهش بی‌نظمی در مفصل مچ پا، بیان‌گر این موضوع است که این مفصل، که سهم عمده‌ای در تامین پایداری بر عهده دارد، با تکرارپذیری بیش‌تری تغییر کرده است. به نظر می‌رسد که الگوهای تکراری در انقباض عضلات و نیز نوع کنترل متناوب

© Copyright 2019 ISBME, http://www.ijbme.org

[۲۹]، دلیل این کاهش بی‌نظمی در تامین‌کننده‌ی اصلی پایداری در این آزمون باشد.

مقادیر به دست آمده برای بعد فراکتالی در شش حالت آزمایش، به دلیل حساس نبودن به لرزش‌های جزیی، به تفاوت‌های معنی‌داری منتهی نشد، اما به دست آوردن مقادیری نزدیک به عدد دو، دلیلی بر غیرخطی بودن آن است. مقدار بعد فراکتالی بزرگ‌تر، به معنی زبری بیش‌تر تغییرات است. مقدار بعد فراکتالی برای یک نمودار دو بعدی، مقداری بین ۱ تا ۲ است که در آن مرز پایین‌تر، نشان دهنده‌ی یک خط کاملا صاف بوده و مقادیر نزدیک به دو، نشان دهنده‌ی تغییرات بسیار زیاد است [۳۰،۹].

بررسی سازوکار مفاصل، به بررسی تعیین هم‌کاری بین مفاصل در هنگام حفظ پایداری بین شش سطح دشواری در آزمون‌ها، کمک می‌کند. در سطح صاف زمین، به دلیل درگیر نبودن داوطلب با اغتشاش‌های فیزیکی، غلبه‌ی سازوکار مفصل مچ پا بر دو مفصل دیگر برای تامین پایداری، منجر به بروز تفاوت‌های معنی‌داری شده است که این امر گویای عدم هم‌کاری بین مفاصل می‌باشد. در حالت صفحه‌ی ناپایدار بدون حمایت فنر، که در آن برای تامین پایداری به تلاش بیش‌تر و سریع‌تری نیاز است، با توجه به تاخیر واکنش دو مفصل بالایی بدن نسبت به مفصل مچ پا، زمان مناسب برای ایجاد هم‌کاری در بین مفاصل فراهم نمی‌شود. اما حالت صفحه‌ی ناپایدار با حمایت فنر، به دلیل غیرمعنی‌دار بودن تفاوت مقادیر مفاصل، مناسب‌ترین حالت آزمون برای نمایش هم‌کاری بین مفاصل است.

درگیر کردن دستگاه عصبی مرکزی با پرسیدن سوال‌های توجه پایدار، به منظور بررسی هماهنگی عصبی عضلات در ایستادن انجام می‌شود. در مطالعات پیشین، طیف وسیعی از آزمون‌ها و نحوه‌ی درگیری شناختی مورد بررسی قرار گرفته است. تنوع زیاد نوع درگیری، باعث شده تا نتایج نیز گستره‌ی وسیعی از اثرگذاری‌ها را شامل شوند. در این پژوهش، ذهن افراد سالم با درگیر شدن در پاسخ‌گویی به سوال‌های توجه پایدار، معطوف به انجام دو وظیفه‌ی هم‌زمان شده است. نتایج اعمال درگیری شناختی از نوع توجه پایدار در این پژوهش با نتایج پژوهش هولمز و هم‌کارانش (۲۰۱۰) هم‌سو بود. اگر چه برخی از محققان، درگیری‌های شناختی را به عنوان تهدیدی برای ایستادن پایدار تعریف کرده‌اند [۳۲،۳۱،۲۲،۲۰]، تعداد اندکی از بررسی‌ها از اثر درگیری ذهنی بر بالا رفتن پایداری در ایستادن سخن به میان آورده‌اند [۲۱،۲۰]. در مطالعه‌ی ویبرم و ونسان (۲۰۰۶) که روی افراد در ایستادن آرام متمرکز بود، معیار طول مسیر، با درگیری ذهنی دشوار، کاهش داشته است [۱۰]. علت وجود تفاوت در برخی نتایج، از چند عامل سرچشمه می‌گیرد. نخست، درگیری شناختی در ذات ممکن است نتیجه‌ی یک‌سانی به دست ندهد. آمادگی ذهنی داوطلبان در پاسخ‌گویی، به راحتی متغیرهای بدنی، قابل پیش‌سنجش یا کنترل نیست. دوم، هر نوع از درگیری می‌تواند به نتیجه‌ای خاص منتهی شود. با این وجود، علت اصلی بی‌اثر بودن سوال‌های درگیری شناختی بر معیارهای محاسبه شده در این پژوهش، می‌تواند به دلیل دشواری یا سادگی بیش از حد آزمون فیزیکی باشد. عموما اثر درگیری شناختی، در وظایف فیزیکی اولیه با سطح دشواری متوسط، بهتر نمایان می‌شود. به علاوه، درگیری شناختی در اعمال اغتشاش‌های ضربه‌ای اثر بیش‌تری دارد [۲۸،۲۴]. بسامد پردازش داده‌های اسکلتی-عضلانی در مغز، حدود ۴۰ تا ۱۰۰ هرتز است [۳۳]. به نظر می‌رسد که اگر بسامد ارسال داده‌های حسی در آزمون عملی از این مقدار فاصله‌ی زیادی داشته باشد، اعمال درگیری شناختی به عنوان وظیفه‌ی دوم، اثر کم‌تری بر خروجی دارد.

۵- نتیجه‌گیری

نتایج به دست آمده در این پژوهش، نشان می‌دهد که مچ پا در یک کنترل حلقه-بسته، به صورت متناوب و در سطحی بالاتر از دو مفصل دیگر، به تامین پایداری اقدام می‌نماید. هم‌چنین، در میان معیارهای محاسبه شده، تنها معیار بی‌نظمی تقریبی مچ پا و ران، بین حالت‌های سطح صاف زمین و صفحه‌ی ناپایدار بدون حمایت فنر به همراه سوال شناختی، دارای تفاوت معنی‌داری بود. هم‌چنین، هم‌رده نبودن سطح دشواری بین آزمون‌های فیزیکی و شناختی، باعث بی تاثیر شدن سوال‌های شناختی در این آزمایش شد. هم‌کاری بین مفاصل در حالت سختی متوسط این آزمون (صفحه‌ی ناپایدار با حمایت فنر)، بیش‌تر از سایر حالت‌ها بود. پیشنهاد می‌شود که طیف گسترده-تری از دشواری وظیفه‌ی اول، برای بروز اثر درگیری شناختی، بررسی شود. به علاوه، انتظار می‌رود که معیارهای غیرخطی دیگری نیز بتوانند اثر تفاوت ایستادن در سطوح مختلف دشواری را نشان دهند.

۶- سپاس‌گزاری

نویسندگان، از جناب آقای دکتر پورطاهری (معاونت آموزشی دانشکده‌ی علوم ریاضی و رایانه)، برای در اختیار قرار دادن محیط آزمایش، کمال سپاس‌گزاری را دارند.

© Copyright 2019 ISBME, http://www.ijbme.org

۷- مراجع

[1] M. Mazaheri, P. Coenen, M. Parnianpour, H. Kiers, J.H. van Dieën, "Low back pain and postural sway during quiet standing with and without sensory manipulation: a systematic review," Gait Posture, vol. 37, no. 1, pp. 12-22, Jan. 2013.

[2] D.G.E. Robertson, G. Caldwell, J. Hamill J, G. Kamen G, S. Whittlesey, "Research methods in biomechanics," Human Kinetics, 2004.

[3] A. Mansfield A, B. Maki, "Are age-related impairments in change in-support balance reactions dependent on the method of balance perturbation?" J. Biomech., vol. 42, no. 8, pp. 1023-1031, May. 2009.

[4] P.B. De Freitas, C.A. Knight, J.A. Barela, "Postural reactions following forward platform perturbation in young, middle-age, and old adults," J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 20, no. 4, pp. 693-700, Jan. 2010.

[5] A. Shumway-Cook, M.H. Woollacott, "Motor control: theory and practical applications," Williams & Wilkins, 1995.

[6] S. Hwang, P. Agada, T. Kiemel, J.J. Jeka, "Identification of the unstable human postural control system," Front. Syst. Neurosci., vol. 10, pp. 10, Mar. 2016.

[7] F.B. Horak, J. Kluzik, F. Hlavacka, "Velocity dependence of vestibular information for postural control on tilting surfaces," J. Neurophysiol., vol. 116, no. 3, pp. 1468-1479, Sep. 2016.

[8] A. Shumway-Cook, F.B. Horak, "Assessing the influence of sensory interaction on balance: suggestion from the field," Phys. Ther., vol. 66, no. 10, pp. 1548-1450, Oct. 1986.

[9] S. Oliaei, M.N. Ashtiani, K. Azma, S. Saidi, M.R. Azghani, "Effects of postural and cognitive difficulty levels on the standing of healthy young males on an unstable platform," Acta Neurobiol. Exp., vol. 78, no. 1, pp. 60-68, Jan. 2018.

[10] N. Vuillerme, H. Vincent, "How performing a mental arithmetic task modify the regulation of centre of foot pressure displacements during bipedal quiet standing," Exp. Brain Res., vol. 169, no. 1, pp. 130-134, Feb. 2006.

[11] A.J. Strang, J. Haworth, M. Hieronymus, M. Walsh, L.J. Smart, "Structural changes in postural sway lend insight into effects of balance training, vision, and support surface on postural control in a healthy population," Eur. J. Appl. Physiol., vol. 111, no. 7, pp. 1485-1495, Jul. 2011.

[12] C.J. Hausbeck, M.J. Strong, L.S. Tamkei, W.A. Leonard, K.I. Ustinova, "The effect of additional hand contact on postural stability perturbed by a moving environment," Gait Posture, vol. 29, no. 3, pp. 509-513, Apr. 2009.

[13] Y.P. Ivanenko, Y.S. Levik, V.L. Talis, V.S. Gurfinkel, "Human equilibrium on unstable support: the importance of feet-support interaction," Neurosci. Lett., vol. 235, no. 3, pp. 109-112, Oct. 1997.

[14] V. Amori, M. Petrarca, F. Patane, E. Castelli, P. Cappa, "Upper body balance control strategy during continuous 3D postural perturbation in young adults," Gait Posture, vol. 41, no. 1, pp. 19-25, Jan. 2015.

[15] A. Lamontagne, C.L. Richards, F. Malouin, "Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke," J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 10, no. 6, pp. 407-415, Dec. 2000.

[16] L.M. Nashner, G. McCollum, "The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis," Behav. Brain Sci., vol. 8, no. 1, pp. 135-150, Mar. 1985.

[17] F.B. Horak, L.M. Nashner, "Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations," J. Neurophysiol., vol. 55, no. 6, pp. 1369-1381, Jun. 1986.

[18] F.B. Horak, L.M. Nashner, H.C. Diener, "Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss," Exp. Brain Res., vol. 82, no. 1, pp. 167-177, Aug. 1990.

[19] W.L. Hsu, J.P. Scholz, G. Schoner, J.J. Jeka, T. Kiemel, "Control and estimation of posture during quiet stance depends on multijoint coordination," J. Neurophysiol., vol. 97, no. 4, pp. 3024-3035, Apr. 2007.

[20] M. Schmid, S. Conforto, L. Lopez, T. D'Alessio, "Cognitive load affects postural control in children," Exp. Brain Res., vol. 179, no. 3, pp. 375-385, May. 2007.

[21] Z. Shorer, B. Becker, T. Jacobi-Polishook, L. Oddsson, I. Melzer, "Postural control among children with and without attention deficit hyperactivity disorder in single and dual conditions," Eur. J. Pediatr., vol. 171, no. 7, pp. 1087-1094, Jul. 2012.

[22] S.F. Donker, M. Roerdink, A.J. Greven, P.J. Beek, "Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control," Exp. Brain Res., vol. 181, no. 1, pp. 1, Jul. 2007.

[23] J.D. Holmes, M.E. Jenkins, A.M. Johnson, S.G. Adams, S.J. Spaulding, "Dual-task interference: the effects of verbal cognitive tasks on upright postural stability in Parkinson's disease," Parkinson Dis., vol. 2010, 696492, Feb. 2010.

[24] M.N. Ashtiani, M.R. Azghani, "Nonlinear dynamics analysis of the human balance control subjected to physical and sensory perturbations," Acta Neurobiol. Exp., vol. 77, no. 3, pp. 168-175, Jan. 2017.

[25] R. Creath, T. Kiemel, F. Horak, R. Peterka, J.J. Jeka, "A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes," Neurosci. Lett., vol. 377, no. 2, pp. 75-80, May. 2005.

[26] G. Cimadoro, C. Paizis, G. Alberti, N. Babault, "Effects of different unstable supports on EMG activity and balance," Neurosci. Lett., vol. 548, pp. 228-232, Aug. 2013.

© Copyright 2019 ISBME, http://www.ijbme.org

[27] I.D. Loram, C.N. Maganaris, M. Lakie, "Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius," J. Physiol., vol. 564, no. 1, pp. 295-311, Apr. 2005.

[28] M.N. Ashtiani, M.R. Azghani, "Open- and closed-loop responses of joint mechanisms in perturbed stance under visual and cognitive interference," Biomed. Signal Process. Control., vol. 42, no. 1, pp. 1-8, Feb. 2018.

[29] A. Bottaro, Y. Yasutake, T. Nomura, M. Casadio, P. Morasso, "Bounded stability of the quiet standing posture: an intermittent control model," Human Mov. Sci., vol. 27, no. 3, pp. 473-495, Jun. 2008.

[30] J.W. Blaszczyk, W. Klonowski, "Postural stability and fractal dynamics," Acta Neurobiol. Exp., vol. 61, pp. 105-112, Jan. 2001.

[31] T. Deschamps, O. Beauchet, C. Annweiler, C. Cornu, J.B. Mignardot, "Postural control and cognitive decline in older adults: position versus velocity implicit motor strategy," Gait Posture, vol. 39, no. 1, pp. 628-630, Jan. 2014.

[32] I. Melzer, N. Benjuya, J. Kaplanski, "Age-related changes of postural control: effect of cognitive tasks," Gerontol., vol. 47, no. 4, pp. 189-94, Jan. 2001.

[33] A. Bragin, J. Engel Jr, C.L. Wilson, I. Fried, G. Buzsaki, "High-frequency oscillations in human brain," Hippocampus, vol. 9, no. 2, pp. 137-142, Jan, 1999.

© Copyright 2019 ISBME, http://www.ijbme.org