مقایسه تاثیر ارتفاع پاشنه بر روی شاخص‌های حفظ تعادل

اشرف واثق‌نیا I

دکتر اسماعیل ابراهیمی تکامجانی II

***دکتر جواد صراف‌زاده** III

چکیده

زمینه و هدف: وجود تعادل خوب برای انجام فعالیت‌های روزمره الزامی است. مطالعات اخیر در این زمینه، بر پایه تطابق‌پذیری تعادل به وسیله تجربیات قبلی و تمرین تمرکز یافته‌اند. مطالعه بر روی افرادی که به نوعی چنین تجربه‌ای را در دراز مدت داشته‌اند، می‌تواند ویژگی تطابق‌پذیری تعادل را روشن‌تر نماید. هدف از مطالعه حاضر، بررسی توانایی تعادلی افرادی بود که در طی فعالیت‌های روزانه به طور مستمر در معرض اغتشاش‌های تعادلی بوده اند تا بتوان تاثیرات و ماندگاری تمرینات تعادلی را که از موارد مهم و مورد بحث در توانبخشی می‌باشند، مورد تایید قرار داد.

روش بررسی: این مطالعه از نوع شبه تجربی ـ مقطعی است و بر روی ٦٠ فرد سالم در دو گروه که هر گروه شامل ٣٠ زن جوان که براساس معیارهای ورود به بررسی و به صورت غیراحتمالی انتخاب شده بودند، انجام گرفت. گروه ١، افرادی بودند که سابقه استفاده از کفش پاشنه‌دار را در ٦ ماه گذشته نداشتند و گروه ٢، افرادی بودند که سابقه استفاده ممتد از کفش پاشنه‌دار با ارتفاع حداقل ٣ سانتی‌متر(cm) و حداقل به مدت ٦ ماه را داشتند. شاخص کل ثبات دینامیک و شاخص کل محدوده ثبات با استفاده دستگاه بایودکس(Biodex) و در حالی که آزمودنی‌ها در نوبت‌های متفاوت کفش‌های طراحی شده با سه پاشنه ٠، ٣+، ٥+ سانتی‌متر را پوشیده بودند، ثبت گردیدند. متغیرهای وابسته، توسط آزمون آماری Repeated Measurment در هر گروه، توسط آزمون T مستقل بین دو گروه و توسط نرم‌افزار SPSS(نسخه ١٠) بررسی و مقایسه گردیدند.

یافته‌ها: در گروه ١، با افزایش پاشنه از ٠ سانتی‌متر به ٥+ سانتی‌متر، توانایی کنترل تعادل کاهش معنی‌داری داشت($p<0/05$). اما در گروه ٢، با افزایش ارتفاع پاشنه، اختلاف معنی‌داری در تغییر کنترل تعادل پیدا نشد($p>0/05$). علاوه بر این، «شاخص کل ثبات دینامیک» در بین دو گروه برای پاشنه ٥+ تفاوت معنی‌داری را نشان داد($p<0/05$).

نتیجه‌گیری: عوامل مختلف بیومکانیکی(مانند تغییر وضعیت بیومکانیکی مفصل مچ پا) و عصبی(مانند وابستگی به سیستم فیدبکی) می‌توانند توجیه کننده عدم وجود پاسخ‌های سریع و مناسب عضلانی و عدم کنترل مناسب تعادل در افراد گروه ١ باشند. گرچه در گروه ٢ همان تغییرات در ارتفاع پاشنه و تغییرات بیومکانیکی وجود داشت، اما به نظر می‌رسد دلیل تفاوت بین دو گروه، تغییرات در عملکرد سیستم عصبی گروه ٢ به خاطر استفاده طولانی مدت از کفش‌های پاشنه‌دار بوده باشد. ایجاد پاسخ‌های مناسب پیش‌بینی کننده تغییرات پاسچر(Posture) و کنترل کننده تعادل، با افزایش ارتفاع پاشنه و در طی فعالیت‌های روزانه در افراد این گروه باشد. به نظر می‌رسد، نوعی سازگاری در سیستم عصبی به دنبال استفاده مستمر از کفش‌های پاشنه بلند در این گروه اتفاق افتاده باشد. یافته‌های این بررسی، اثر تطابقی سیستم عصبی مرکزی و ایجاد تغییرات دائم در استراتژی‌های کنترل تعادل در طی فعالیت‌های حرکتی روزمره را تایید می‌کند.

کلیدواژه‌ها: ١ – ارتفاع پاشنه ٢ – تعادل ٣ – دستگاه بایودکس ۴ – پاسخ‌های پیش‌بینی کننده

تاریخ دریافت: ٨۴/٩/١٩، تاریخ پذیرش: ٨۵/٧/٣٠

I) کارشناس ارشد فیزیوتراپی.

II) PhD و استاد فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی ایران، تهران، ایران.

III) PhD و استادیار فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، میدان محسنی، خیابان شاه‌نظری، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی ایران، تهران، ایران(*مؤلف مسؤول).

مقدمه

تعادل(Balance)، به عنوان توانایی حفظ یک وضعیت برای انجام فعالیت‌های ارادی و مقابله با اغتشاش‌ها(درونی یا بیرونی)[۱] و از لحاظ بیومکانیکی، نگهداری مرکز جرم بدن در محدوده سطح اتکا تعریف می‌گردد.[۲] وجود و حفظ تعادل مناسب و طبیعی بدن، در بسیاری از فعالیت‌های روزانه و حین حرکت ورزشی از اهمیت بسیار بالایی برخوردار است و مستلزم تعامل سیستم‌های حسی(بینایی، وستیبولار و حسی ـ پیکری) و سیستم حرکتی توسط سیستم عصبی مرکزی می‌باشد.[۳]

مطالعات مختلف بر روی Plat Form نشان داده‌اند که تعادل، تنها یک پاسخ واکنشی(Reactive) به تحریک حسی نمی‌باشد بلکه کنترل تعادل، یک فعالیت سازمان یافته توسط سیستم عصبی مرکزی است که در کلیه فعالیت‌های واکنشی و یا از پیش تعیین شده(Preprogram) انجام می‌گیرد و توسط تجربیات(Experiences) و اهداف حرکتی قبلی می‌تواند تغییر و یا تطابق(Adaptation) یابد. بنابراین، به عنوان یک مهارت که توسط آموزش(Training) می‌تواند بهبود یابد، مطرح می‌باشد.[۲و ٤]

در بسیاری از فعالیت‌های روزانه اغتشاش‌های بیرونی از اولین ناحیه تماسی بدن با زمین، یعنی مچ پا، به بدن اعمال می‌گردند؛ بنابراین، مفصل مچ پا به عنوان اولین ناحیه‌ای که برای برگرداندن و حفظ تعادل فرد باید وارد عمل شود، مطرح می‌باشد. عملکرد مناسب ناحیه مچ پا و مطرح بودن این ناحیه برای فراهم ساختن حس عمقی(Properioception) مناسب، برای تصحیح پاسچر و بازگرداندن تعادل توسط آن و نواحی بالاتر، نقش این ناحیه را به عنوان ناحیه‌ای مهم و کلیدی در حفظ تعادل با اهمیت‌تر می‌سازد.[۵-۸] از این رو، نوع کفش مورد استفاده، مانند کفش پاشنه‌دار نیز می‌تواند نقش مهمی در کیفیت تعادل داشته باشد. در تحقیقات مختلفی اثرات پوشیدن کفش‌های پاشنه‌دار و بیومکانیک مفاصل مختلف، وضعیت افراد و همچنین الگوهای راه رفتن(Gait) بررسی شده است.[۹-۱۱]

Lee و همکاران در سال ۱۹۹۰ بر روی تغییرات فعالیت عضلات ساق در هنگام پوشیدن کفش‌های پاشنه‌دار، تحقیقی را بر روی دو گروه از افراد با کفش‌هایی به ارتفاع ۰، ۲/۵، ۵و ۷ سانتی‌متر انجام دادند: یک گروه مرد، بدون سابقه استفاده از کفش پاشنه‌دار و گروه دوم، زن‌هایی با سابقه استفاده از کفش پاشنه‌دار بودند. در هر دو گروه با افزایش ارتفاع پاشنه، فعالیت عضله گاستروکنمیوس کاهش پیدا می‌کرد. آنها، این مساله را به کاهش تنشن(Tension) تاندون آشیل نسبت دادند و نتیجه گرفتند که پوشیدن کفش‌های پاشنه‌دار در درمان بورسیت تاندون آشیل، تانوسینوویت تاندون آشیل و درمان پارگی تاندون آشیل مناسب است.[۱۲]

Ebbeling و همکاران در سال ۱۹۹٤ مکانیسم اندام تحتانی و میزان مصرف انرژی را در پاشنه‌های مختلف، بر روی دو گروه از زنان با سابقه و بدون سابقه استفاده از کفش پاشنه‌دار مورد مطالعه قرار دادند. تفاوت‌های بیومکانیکی از جمله افزایش پلانتار فلکشن مچ، فلکشن زانو، نیروی واکنشی زمینی و افزایش مصرف انرژی در زنان با سابقه استفاده از کفش پاشنه‌دار، از پاشنه ۵/۰۸ سانتی‌متر به بالاتر و در زنان بدون این سابقه، از پاشنه ۳/۸۱ سانتی‌متر به بالاتر دیده شد.[۱۳]

Lee و همکاران در سال ۲۰۰۱، اثرات بیومکانیکی کفش‌های پاشنه بلند را با دادن سه کفش با پاشنه‌های ۵، ٤/۵ و ۱۰ سانتی‌متر بررسی کردند و کاهش میزان زاویه فلکشن تنه و افزایش میزان فعالیت عضله تیبالیس آنتریور و عضلات اطراف کمر را با افزایش ارتفاع پاشنه نتیجه گرفتند.[۱٤]

Li و همکاران در سال ۲۰۰۲، عملکرد عضله گاستروکنمیوس را به عنوان فلکسور زانو بر روی زوایای مختلف زانو و مچ پا بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که فعالیت عضله گاستروکنمیوس از وضعیت دورسی فلکشن به پلانتار فلکشن کاهش می‌یابد و این کاهش از وضعیت دورسی فلکشن به خنثی بسیار چشمگیرتر از کاهش فعالیت از وضعیت خنثی به پلانتار فلکشن است.[۱۵]

Ensenyel در سال ۲۰۰۲ بیان کرد که با پوشیدن کفش‌های پاشنه‌دار قدرت و moment عضلات پلانتار فلکسور مچ پا کاهش پیدا می‌کند و کفش‌های پاشنه‌دار نه تنها

باعث تغییرات عملکرد کینماتیک مفاصل اندام تحتانی می‌شوند، بلکه باعث کاهش کارایی عضلات پلانتار فلکسور پا نیز می‌شود.[۱۶] Rodriguez و Aurin در سال ۲۰۰۵ با استفاده از کفش‌هایی با پاشنه‌های ۰/۶، ۰/۹ و ۱/۲ سانتی‌متر در زیر اندام تحتانی سمت سالم بیماران سکته مغزی، الگوی وزن‌اندازی غیر متقارن را در این بیماران تصحیح نمودند.[۱۷]

تحقیقات انجام شده اکثراً جنبه‌های بیومکانیکی و استاتیک تعادل را مورد توجه قرار داده‌اند؛ در صورتی که شرایط استاتیک تنها بخشی از موقعیت‌هایی است که افراد در طی فعالیت‌های روزمره با آن مواجه می‌شوند و شاید بخش مهمی از این فعالیت‌ها، در شرایط دینامیک رخ می‌دهند. همچنین، نتایج بدست آمده در شرایط استاتیک را نمی‌توان به تمام موقعیت‌ها تعمیم داد. بنابراین و با توجه به تاکید این بررسی بر روی بحث تطابق و آموزش پذیری تعادل هدف از مطالعه حاضر، بررسی تعادل توسط انجام آزمون‌های تعادلی داینامیک در خانم‌هایی که به طور مستمر و طولانی از کفش‌های پاشنه بلند استفاده می‌کرده‌اند و در فعالیت‌های روزانه به طور مستمر در معرض اغتشاش‌های تعادلی قرار داشته‌اند، بود تا از این طریق به توان تاثیرات و ماندگاری تمرینات تعادلی را که از موارد مهم و مورد بحث در توانبخشی می‌باشند، مورد بررسی قرار داد.

روش بررسی

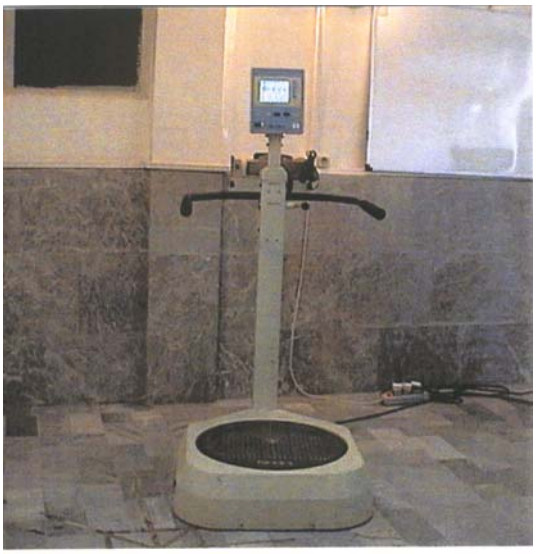
این تحقیق از نوع شبه تجربی ـ مقطعی (Experimentaloid-Profile) و نمونه‌گیری به صورت غیراحتمالی ـ ساده(Non Probability Convenience Sampling) از جمعیت در دسترس بوده و بر روی تعداد ۶۰ نفر از دانشجویان دختر دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه ایران که ما بین سنین ۳۰-۲۰ سال و دارای سلامت کامل جسمی و روانی بودند، صورت گرفت.

افراد، به دو گروه ۳۰ نفری شامل گروه ۱(افرادی بدون سابقه استفاده از کفش پاشنه‌دار) و گروه ۲(افرادی با سابقه استفاده از کفش پاشنه‌دار) تقسیم شدند. عدم استفاده از کفش‌های پاشنه‌دار، حداقل برای مدت یکسال برای گروه ۱ و استفاده طولانی مدت و ممتد از کفش پاشنه‌دار با ارتفاع حداقل ۳ سانتی‌متر و برای مدت بیشتر از ۶ ماه، برای گروه ۲ و داشتن سلامت جسمی و روانی برای هر دو گروه، معیارهای ورود به بررسی بودند. اظهار درد در ناحیه اندام‌های تحتانی و تنه توسط آزمودنی، وجود هر گونه ضایعه و دفرمیتی در اندام‌های تحتانی و تنه و یا سابقه جراحی در این نواحی، طبیعی نبودن قوس‌های کف پا، و اختلاف طول اندام‌ها از جمله مهمترین معیارهای خروج از بررسی برای هر دو گروه بودند.

کفش‌های ویژه‌ای با پاشنه‌های ۵+ سانتی‌متر، ۳+ سانتی‌متر و ۰ سانتی‌متر، که با توجه به اهداف این بررسی تهیه شده بودند و دستگاه بایودکس از ابزارهای مورد استفاده اصلی در این بررسی بودند. اندازه‌های تعیین شده برای پاشنه کفش‌ها بر اساس فاصله پاشنه آزمودنی از خط افق و بر حسب سانتی‌متر بودند. پاشنه‌های ۵+، ۳+ و ۰ سانتی‌متر به عنوان متغیرهای مستقل، در این بررسی در نظر گرفته شدند.

ابزار دیگر مطالعه، دستگاه بایودکس مدل Sw45-30D-E6N ساخت کشور آمریکا بود. با انجام آزمون‌های دینامیک توسط این دستگاه، می‌توان شاخص کل ثبات دینامیک(Overall Dynamic Stability Index=ODSI) و شاخص کل محدوده ثبات(Overall Limits of Stability Index-OLSI) را به صورت مقادیر عددی مشخص نمود. این دو پارامتر در مطالعاتی که هدف آنها بررسی تغییرات تعادلی دینامیک آزمودنی‌ها بوده، مورد استفاده قرار گرفته و تکرارپذیری نتایج به دست آمده از این وسیله بالا بوده است.[۱۸-۲۰]

این دستگاه شامل یک صفحه نیروی متحرک دایره‌ای شکل به قطر ۵۴ سانتی‌متر است که در ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری از زمین و داخل بدنه دستگاه قرار می‌گیرد. این صفحه نیرو، در جهات مختلف حداکثر ۲۰ درجه نسبت به وضعیت افقی می‌چرخد(شکل شماره ۱). یک رایانه کوچک با کلیدها و صفحه نمایش مخصوص نیز توسط پایه‌ای به صورت قائم روبروی آزمودنی قرار گرفته است.



شکل شماره ۱- سیستم تعادلی بایودکس

با شروع آزمون، صفحه نیرو از وضعیت ثبات به حالت متحرک در آمده و با اتمام زمان آزمون دوباره به حالت ثبات در می‌آید. میزان سفتی صفحه نیرو نیز قابل تنظیم است که این سفتی توسط سیستم Micro Processor based actuator کنترل می‌شود.

در این دستگاه، می‌توان درجه سفتی صفحه نیرو را از عدد ۱(کم ثبات‌ترین حالت) تا عدد ۸(سفت‌ترین حالت) تغییر داد. در مطالعه حاضر و بر اساس نتایج مطالعه اولیه(Pilot Study)، میزان سفتی عدد ٤ تعیین شد که در این سطح حداکثر بی‌ثباتی در دامنه کاملاً ایمن و بدون آسیب به فرد داده می‌شده است.

این دستگاه می‌تواند شاخص کل ثبات دینامیک و شاخص کل محدوده ثبات را جهت بررسی تغییرات تعادل دینامیک آزمودنی‌ها به صورت مقادیر عددی مشخص نماید. شاخص کل ثبات دینامیک، واریانس جابجایی زاویه‌ای صفحه نیروی دستگاه نسبت به وضعیت افقی در تمام جهات و شاخص کل محدوده ثبات، حداکثر زاویه‌ای است که آزمودنی می‌تواند بدون از دست دادن تعادل و یا استراتژی گام برداشتن، از حالت عمودی فاصله بگیرد. در این بررسی، این دو پارامتر به عنوان متغیرهای وابسته در نظر گرفته شدند. افزایش شاخص کل ثبات دینامیک و کاهش شاخص کل محدوده ثبات، نشان دهنده کاهش کنترل تعادل در آزمودنی می‌باشند. قبل از ورود به مطالعه رضایت نامه کتبی و پرسشنامه برای هر فرد پر می‌شد و فرد به صورت عملی و توصیفی با روش انجام آزمون آشنا می‌گردید.

در هنگام انجام هر یک از آزمون‌ها، به آزمودنی ۳ کفش با پاشنه‌های ٥+ سانتی‌متر، ۳+ سانتی‌متر و ۰ سانتی‌متر داده می‌شد.

آزمودنی، بدون جوراب و با شلوارک کوتاهی جهت مشاهده وضعیت زانوها و مچ پا در حین آزمون‌ها، هر یک از کفش‌ها را پوشیده و روی صفحه نیروی دستگاه می‌ایستاد. استفاده از هر یک از کفش‌ها برای آزمودنی‌ها به صورت اتفاقی بود. زیر هر یک از کفش‌ها، لایه‌ای از فوم قرار داده شده بود تا از لیز خوردن آنها بر روی صفحه نیرو جلوگیری شود. وضعیت پاهای آزمودنی، برای یکسان بودن وضعیت ایستادن در آزمون‌های بعدی، ثبت می‌گردید تا از خطای ایجاد شده توسط تغییر وضعیت ایستادن جلوگیری شود. در هنگام انجام دو آزمون ثبات دینامیک و محدوده ثبات، آزمودنی دست‌ها را در کنار بدن خود قرار می‌داد تا از آنها به عنوان گشتاوری برای حفظ تعادل استفاده نکند. انجام هر یک از آزمون‌های ثبات دینامیک و محدوده ثبات نیز به صورت یک در میان بود.

برای تعیین ثبات دینامیک، آزمودنی روی صفحه نیروی کم ثبات می‌ایستاد و سعی می‌کرد که تعادل خود را حفظ کند. در این آزمون روی نمایشگر دستگاه، ٤ دایره متحدالمرکز رسم شده است که دایره اول A، دایره دوم B، دایره سوم C و دایره چهارم D نام‌گذاری شده‌اند. تمام دوایر توسط دو خط به ٤ قسمت تقسیم شده‌اند و فرد باید سعی می‌کرد مکان نما را در مرکز ناحیه A که همان مرکز دوایر بود، نگه می‌داشت. مدت زمان انجام این آزمون ۲۰ ثانیه بود. با اتمام این آزمون، گزارش آن به صورت شاخص ثبات دینامیک توسط سیستم چاپ می‌شد.

در آزمون محدوده ثبات، آزمودنی روی صفحه نیروی کم ثبات می‌ایستاد و سعی در حفظ تعادل خود می‌کرد. در

مانیتور دستگاه، مربع‌های چشمک‌زنی هستند که در ۸ جهت(٤ جهت اصلی و ٤ جهت فرعی) قرار دارند. فرد با حرکت به صفحه نیرو و به ثبات رساندن آن، مکان نما را روی هر یک از مربع‌ها به مدت ۳ ثانیه نگه می‌داشت تا مربع از حالت چشمک‌زدن خارج شود و سپس به سراغ مربع بعدی می‌رفت. فرد می‌بایست تمام مربع‌ها را در تمام جهات تکمیل می‌کرد. ترتیب تکمیل مربع‌ها توسط نرم‌افزار دستگاه و به طور تصادفی برای فرد تعیین می‌شد. زمان انجام این تست تا تکمیل ۸ جهت اصلی و فرعی بود و نتایج حاصله به صورت شاخص محدوده ثبات گزارش و چاپ می‌شد.

کلیه اعداد ثبت شده از دستگاه بایودکس به عنوان داده‌های خام در نظر گرفته شدند و از برنامه نرم‌افزاری SPSS(نسخه ۱۰) به منظور تجزیه و تحلیل این داده‌ها استفاده شد.

در بررسی توصیفی داده‌ها، شاخص‌های تمایل مرکزی شامل میانگین و نیز شاخص‌های پراکندگی شامل انحراف معیار، برای متغیرهای قد، وزن و شاخص‌های تعادلی هر یک از پاشنه‌ها محاسبه شدند(جدول شماره ۱). از آزمون K-S (Kolmogorov-Smirnov) به منظور بررسی میزان انطباق توزیع فراوانی متغیرهای یاد شده با توزیع نظری نرمال، از آزمون آماری repeated measurement برای بررسی تحلیلی داده‌ها و از آزمون T مستقل برای مقایسه میانگین داده‌ها در دو گروه استفاده گردید.

جدول شماره ۱- آمار توصیفی

متغیر	میانگین		انحراف معیار	
	گروه ۱	گروه ۲	گروه ۱	گروه ۲
وزن(kg)	۵۳/۰۷	۵۲/۵۳	۹/۱٤	۵/۸
قد(cm)	۱٦۱/٤۰	۱۵۸/۹۳	٤/۹۳	٤/٦٤
O.D.S.I. 0	۳/٦۵۷	۳/۰۵۷	۱/۸۸٦	۱/۳۲
O.L.S.I. 0	۱٤/٦۷	۱۲/۳۰	۹/۳۷	۷/۷٦
O.D.S.I. +3	۳/۷۸۷	۳/۱۳۷	۱/۲۰۳	۱/٤٤
O.L.S.I. +3	۱٤/۱۰	۱۲/٤۳	۸/۷۷	۷/۱۲
O.D.S.I. +5	٤/۳۳۳	۲/۹٦۷	۱/۰۲۲	۱/٤۸۳
O.L.S.I +5	۱۱/۲۳	۱۳/۳۳	۵/۹۵	۸/٤۸

یافته‌ها

با توجه به آزمون K-S، هر دو گروه به طور قابل قبولی از توزیع نرمال برخوردار بودند. بنابراین از آزمون‌های پارامتریک برای بررسی متغیرها استفاده گردید. قبل از بیان نتایج، علایم اختصاری که در جداول آورده شده است توضیح داده شده است:

O.D.S.I.0:(Overall Dynamic Stability Index.0cm) شاخص کل ثبات دینامیک در وضعیتی که فرد با کفت بدون پاشنه ایستاده است.

O.L.S.I.0:(Overall limits of Stability Index.0cm) شاخص کل محدوده ثبات در وضعیتی که فرد با کفش بدون پاشنه ایستاده است.

O.D.S.I.+3:(Overall Dynamic stability Index +3cm) شاخص کل ثبات دینامیک در وضعیتی که فرد با پاشنه ۳+ سانتی‌متر ایستاده است.

O.L.S.I+3:(Overall limits of Stability Index +3cm) شاخص کل محدوده ثبات در وضعیتی که فرد با پاشنه ۳+ سانتی‌متر ایستاده است.

O.D.S.I.+5:(Overall Dynamic Stability Index +5 cm) شاخص کل ثبات دینامیک در وضعیتی که فرد با پاشنه ۵+ سانتی‌متر ایستاده است.

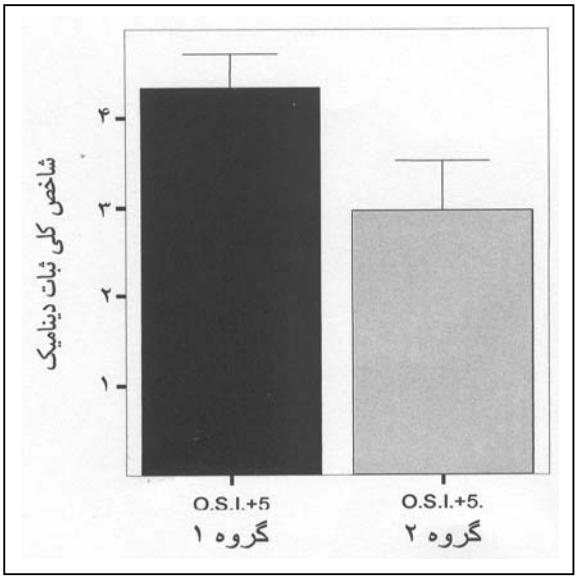
O.L.S.I+5:(Overall limits of Stability Index +5cm) شاخص کل محدوده ثبات در وضعیتی که فرد با پاشنه ۵+ سانتی‌متر ایستاده است.

در گروه ۱(عدم استفاده از کفش پاشنه‌دار) با افزایش ارتفاع پاشنه به ۳+ سانتی‌متر نسبت به ۰ سانتی‌متر، شاخص کل ثبات دینامیک افزایش داشته ولی این افزایش معنی‌دار نبوده است($p>0/05$) و با افزایش ارتفاع پاشنه به ۵+ سانتی‌متر نسبت به ۰ سانتی‌متر، شاخص کل ثبات دینامیک افزایش معنی‌دار داشت($p<0/05$). از آنجایی که هر چه شاخص کل ثبات دینامیک کمتر شود فرد از تعادل بالاتری برخوردار است، با افزایش ارتفاع پاشنه به ۳+ سانتی‌متر و ۵+ سانتی‌متر نسبت به ۰ سانتی‌متر، تعادل کلی فرد کمتر شده که این کاهش تعادل کلی در ۵+ سانتی‌متر معنی‌دار بوده

است. در مقایسه با شاخص کل محدوده ثبات در گروه ۱ دیده شد که با افزایش ارتفاع پاشنه به ۳+ سانتی‌متر نسبت به ۰ سانتی‌متر، شاخص کل محدوده ثبات کاهش یافته ولی این کاهش معنی‌دار نبوده است($P>0/05$) و با افزایش ارتفاع پاشنه به ۵+ سانتی‌متر نیز شاخص کل محدوده ثبات کاهش معنی‌دار داشت($P<0/05$). از آنجایی که هر چه شاخص کل محدوده ثبات فرد به عدد ۱۰۰ نزدیک‌تر باشد، فرد از محدوده ثبات کلی بهتری برخوردار است، با افزایش ارتفاع پاشنه به ۳+ سانتی‌متر نسبت به ۰ سانتی‌متر شاخص کل محدوده ثبات فرد و در واقع تعادل کاهش یافته، گرچه این کاهش معنی‌دار نبوده و فقط با افزایش ارتفاع به ۵+ سانتی‌متر شاخص کل محدوده ثبات معنی‌دار شده است.

در گروه ۲(استفاده ممتد از کفش پاشنه‌دار)، با افزایش ارتفاع پاشنه به ۳+ سانتی‌متر و به ۵+ سانتی‌متر نسبت به ۰ سانتی‌متر، اختلاف معنی‌داری در شاخص کل ثبات دینامیک دیده نشد($P>0/05$). همچنین، با افزایش ارتفاع پاشنه به ۳+ سانتی‌متر و به ۵+ سانتی‌متر نسبت به ۰ سانتی‌متر، اختلاف معنی‌داری در شاخص کل محدوده ثبات دیده نشد($P>0/05$). یعنی در گروهی که سابقه استفاده از کفش پاشنه‌دار داشتند، افزایش ارتفاع پاشنه تغییر معنی‌داری در تعادل کلی و محدوده ثبات فرد ایجاد نکرد.

آزمون T مستقل، برای مقایسه میانگین داده‌ها در بین دو گروه نشان داد که مقادیر مربوط به شاخص کل ثبات دینامیک و شاخص کل محدوده ثبات در پاشنه ۰ سانتی‌متر معنی‌دار نیستند($p>0/05$) و مقادیر مربوط به شاخص کل ثبات دینامیک و محدوده ثبات در پاشنه ۳+ سانتی‌متر نیز معنی‌دار نیستند($p>0/05$). ولی، مقادیر شاخص کل ثبات دینامیک در پاشنه ۵+ سانتی‌متر معنی‌دار بود($p>0/05$). یعنی، در افرادی که سابقه استفاده از کفش پاشنه‌دار داشتند این شاخص به طور معنی‌داری کاهش پیدا کرده بود و این افراد از ثبات کلی دینامیک بالاتری در پاشنه ۵+ سانتی‌متر نسبت به گروه ۱ برخوردار بودند(نمودار شماره ۱). مقادیر مربوط به شاخص کل محدوده ثبات در پاشنه ۵+ سانتی‌متر در بین دو گروه معنی‌دار نبود($p>0/05$).



نمودار شماره ۱– مقایسه شاخص ثبات دینامیک در پاشنه ۵+ سانتی‌متر بین دو گروه

بحث

نتایج بدست آمده در این تحقیق نشان دادند که در خانمهایی که سابقه استفاده از کفش پاشنه‌دار را حداقل در ٦ ماه گذشته نداشتند، با افزایش ارتفاع پاشنه به ۳+ سانتی‌متر و به ۵+ سانتی‌متر نسبت به ۰ سانتی‌متر، میانگین شاخص ثبات دینامیک کلی افزایش و میانگین شاخص محدوده ثبات کلی کاهش یافته است. از این یافته‌ها اینگونه می‌توان نتیجه‌گیری نمود که با افزایش ارتفاع پاشنه، توانایی افراد گروه ۱ در حفظ تعادل دینامیک و محدوده ثبات کاهش یافته است.

در حالت ایستاده و آرام(quiet stance) بر روی یک سطح صاف و محکم، نیروی جاذبه زمین مهمترین نیرویی است که سیستم‌های کنترل و حفظ تعادل باید با آن مقابله نمایند. در این حالت، نیروهای عضلانی و تصحیحی کمی برای حفظ تعادل کافی است.

هر گونه تغییر در حالتهای ایستادن یا تغییر در جنس و یا ویژگی‌های سطح اتکا، شرایط جدیدی را فراهم می‌آورند که سیستم‌های کنترل کننده تعادل، باید برای مقابله با آنها الگوهای فعالیت عضلانی را تغییر دهند. برای

کنترل تعادل، سیستم عصبی همیشه سعی در فعال کردن حداقل تعداد عضلات لازم[۲۱] و از طریق سینرژیهای عضلانی (muscle synergies) یا عضلاتی که همراه یکدیگر و به طور مناسب و در پاسخ به اغتشاش‌های وارده به سیستم تعادلی فعال می‌گردند، می‌باشد.[٤]

افزایش ارتفاع پاشنه می‌تواند به عنوان یک اغتشاش بیرونی مطرح شود و شرایط جدیدی را به سیستم کنترل تعادل تحمیل نماید. در گروه ۱، ایجاد اختلال در تعادل ایستاده با افزایش ارتفاع پاشنه از دیدگاه‌های مختلف بیومکانیکی و عصبی قابل بررسی می‌باشد.

با افزایش ارتفاع پاشنه، مرکز ثقل فرد به سمت بالا و جلو حرکت کرده و همچنین نوسان قدامی ـ خلفی فرد در حالت ایستاده افزایش پیدا می‌کند. حرکت مرکز ثقل به سمت بالا و جلو و افزایش حرکات نوسانی فرد، زمینه‌ای برای تغییر نحوه فعالیت عضلات پاسخ‌دهنده به اغتشاش بیرونی و در واقع فعالیت بیشتر عضلات ضد جاذبه، مخصوصاً عضلات خلفی ساق، برای حفظ مرکز ثقل در داخل سطح اتکا و حفظ تعادل فرد ایجاد می‌کند.

کنترل مناسب تعادل انسان، محصول عملکرد رضایت‌بخش سیستم حسی ـ حرکتی می‌باشد. حس پیکری، نقش بسیار مهمی در تأمین ثبات عملکردی مفصل ایفا نموده و به عنوان مهمترین جزء آوران از آن یاد می‌شود. حس پیکری شامل تمام اطلاعات گیرنده‌های مکانیکی، حرارتی و درد بوده که از نواحی محیطی بدن منشاء می‌گیرد. حس عمقی، بخشی مهمی از حس پیکری محسوب می‌شود.

اهمیت حس عمقی در فعال نمودن(triggering) مناسب پاسخ‌های تعادلی در نواحی مچ پا و یا نواحی بالاتر مانند عضلات ران(استراتژی رانی) مورد تایید محققین مختلف می‌باشد.[۲۳-۲۱] اعتقاد بر این است که فراهم بودن حس عمقی از تمامی نواحی بدن، نقش مهمی را در کنترل پوسچر ایفا می‌کند.[٤]

به نظر می‌رسد با افزایش ارتفاع پاشنه، مفصل به سمت وضعیت loose-paked-position می‌رود و در این وضعیت کپسول و لیگامان‌های مفصل در حالت شل(Lax) قرار دارند و حداقل تماس مفصلی در سطوح مفصلی استخوان وجود دارد. در این وضعیت، حس عمقی ناحیه مچ پا برای کنترل تعادل کافی نخواهد بود.[۲٤]

نامناسب بودن حس عمقی مفصل با افزایش ارتفاع پاشنه، باعث کاهش دقت و حساسیت حس تشخیص وضعیت و حرکت می‌شود. این مشکل سبب می‌شود که با اعمال نیروهای بر هم زننده تعادل، گیرنده‌های حس عمقی در این ناحیه نتواند زمان و میزان اغتشاش مکانیکی رخ داده را به صورت صحیح و دقیق به سیستم عصبی ـ مرکزی مخابره نمایند. بنابراین، در صورتی که از سیستم فیدبکی برای تصحیح و یا حفظ تعادل استفاده شود و با توجه به وابستگی این سیستم به حس عمقی و ماهیت تاخیری این سیستم برای پیدا و تصحیح کردن خطاها، می‌توان انتظار داشت که کنترل تعادل همراه با تاخیر و نوسان زیاد همراه باشد.[۲۵] از سوی دیگر هنگامی که فرد کفش پاشنه‌دار می‌پوشد عضله‌های خلف ساق در طول کوتاه شده خود قرار می‌گیرند و باعث کاهش سطح فعالیت نرون‌های حرکتی گاما و کاهش حساسیت دوک‌های عضلانی می‌شود؛ در نتیجه باعث اختلال در تنظیم تون عضلات پاسچرال و کاهش سفتی عضلانی و مفصلی می‌گردد و مقاومت مفصل نسبت به نیروهای ناگهانی وارده و سرعت واکنش عصبی ـ عضلانی نسبت به اعمال بار بر بدن کاهش یافته و باعث کاهش ثبات می‌گردد. هر چند، بلافاصله از طریق مراکز فوق نخاعی، میزان حساسیت سیستم گاما در وضعیت جدید تنظیم می‌شود ولی این وضعیت وابسته به فیدبک‌های محیطی بوده و باعث کاهش سرعت واکنش عضلات وضعیتی نسبت به اغتشاش‌های پیش‌بینی نشده‌ای که توسط صفحه نیروی دستگاه ایجاد می‌شود، خواهد شد و عضلات با تأخیر زمانی بیشتری وارد عمل می‌شوند.

نتایج بدست آمده در گروه زنانی که سابقه استفاده ممتد از کفش‌های پاشنه‌دار را حداقل به مدت ٦ ماه متوالی را داشتند، نتایج گروه قبل را تأیید نمی‌کند. در این گروه با افزایش ارتفاع پاشنه به ۳+ و به ٥+ سانتی‌متر نسبت به

۰ سانتی‌متر، تغییر معنی‌داری در میانگین شاخص‌های ثبات دینامیک کلی و محدوده ثبات کلی دیده نشد. بنابراین، گرچه با افزایش ارتفاع پاشنه در گروه ۲، همان تغییرات بیومکانیکی و یا تغییر در ارسال آوران‌های حس عمقی گروه ۱ بر روی مفصل مچ پا ایجاد گردیده بوده، اما با توجه به عدم تغییرات معنی‌دار در متغیرهای وابسته، این تغییرات نتوانستند کنترل تعادل افراد این گروه را در مقایسه با گروه ۱ دچار اختلال نماید.

برای توجیه نتایج بدست آمده از گروه ۲، باید گفت که علاوه بر کنترل تعادل در حالت ایستاده و آرام، سیستم‌های کنترل کننده تعادل باید بتواند پاسخ‌های از پیش برنامه‌ریزی شده را برای مقابله با تغییرات احتمالی که در حین انجام یک فعالیت حرکتی اتفاق خواهند افتاد، فراهم سازند.

چنین پاسخ‌های پیش‌بینی کننده تنظیم پوسچر (Anticipatory Postural Adjustment responses) که در سیستم فیدفوروارد(feed forward) عمل می‌نمایند، در کیفیت و نحوه انجام حرکاتی که صورت خواهند گرفت، بسیار تعیین کننده و تاثیرگذار هستند.[۲۶]

به نظر می‌رسد که افراد گروه ۲ با قرار گرفتن در شرایط محیطی متفاوت با گروه ۱(افزایش ارتفاع پاشنه) در دراز مدت، پاسخ‌های پیش‌بینی کننده متفاوتی را نسبت به گروه ۱ از قبل یاد گرفته بوده‌اند. بنابراین، در طی انجام آزمون‌های این بررسی، اتکای آنها به فیدبک‌های لحظه‌ای سیستم حس عمقی کمتر از گروه ۱ بوده است. می‌توان گفت که افراد این گروه، با استفاده از فرایند یادگیری و به دنبال قرار گرفتن در شرایط مختلف محیطی، استراتژی مناسب تعادلی را پیدا کرده و به هدف خود که همان ایجاد حفظ تعادل در شرایط جدید محیطی می‌باشد، دست پیدا کرده‌اند. این افراد، با پوشیدن کفش‌های پاشنه‌دار در طول روز و قرار گرفتن در شرایط مختلف مانند ایستادن در اتوبوس و مترو، لغزیدن روی زمین، پریدن از جوی آب و یا مانع و حتی گاهی اوقات راه رفتن بر روی لبه‌های باریک و ... به طور نا آگاهانه تحت تاثیر اغتشاش‌های مکرر قرار داشته‌اند.

توجه به تعادل و پاسخ‌های تعادلی، به عنوان فرایندهای قابل یادگیری و آموزش‌پذیر، امروزه مورد توجه محققین است. چنین تحقیقاتی، تعادل را یک فعالیت کاملاً اتوماتیک نمی‌دانند، بلکه آن را فرایندهایی فعال می‌دانند که به طور مستمر تحت تاثیر سیستم عصبی مرکزی قرار دارد. Anderson و همکاران[۲۷] و Pellechia[۲۸] در بررسی‌های خود، تاثیر فعالیت‌های ثانویه ذهنی(dual task) با درجات سختی متفاوت بر ثبات پاسچرال و تعادل آزمودنی‌ها را نشان دادند. آنها بر تأثیر سیستم عصبی و الزام بر وجود منابع توجیهی، تاکید کردند و اظهار نمودند که کنترل تعادل، فعالیتی کاملاً اتوماتیک نمی‌باشد.

حتی Konradsen انقباض محافظتی عضلات پرونئال جهت جلوگیری از ضایعه اینورژنال مچ پا را، یک پاسخ مرکزی می‌داند.[۲۹]

Rodriguez و Aruin استفاده از پاشنه‌های ۰/۵ سانتی‌متری را برای تغییر الگوی وزن‌اندازی غیر متقارن، که با گذشت زمان در افراد سکته مغزی مزمن غالب می‌گردند، پیشنهاد می‌کنند و معتقدند که به این وسیله می‌توان وزن‌اندازی مناسب را دوباره به بیمار آموزش داد.[۱۷] Tjernstrom و همکاران[۳۰] نیز در مطالعه خود، سازگاری در پاسخ‌های پاسچرال و تعادلی را بر حسب تغییر شرایط محیطی و نیازهای ایجاد شده برای سیستم عصبی مطرح کرده‌اند.

Shadmehr و Brashers-Krug اذعان می‌کنند که حافظه‌های حرکتی تازه شکل یافته از یک وضعیت شکننده و بی‌ثبات اولیه می‌توانند به یک حالت پایدار و ماندگار، که همان برنامه حرکتی است، تبدیل گردند.[۳۱و ۳۲]

بنابراین، می‌توان انتظار داشت که سیستم کنترل کننده تعادل در افراد گروه ۲ بررسی حاضر نیز، براساس شرایط تحمیل شده به آن در دراز مدت، تغییرات لازم را در جهت کنترل تعادل فراهم کرده باشد؛ به طوری که تفاوتی در شاخص‌های تعادلی بدست آمده در این افراد وجود نداشت. در واقع این گروه، برای حالت افزایش ارتفاع پاشنه به طور طبیعی از قبل تمرین شده و آزموده بودند و دارای استراتژی

کنترلی متفاوتی برای حفظ تعادل خود نسبت به گروه ۱ بوده‌اند. این گروه را می‌توان نمونه‌هایی دانست که سیستم اعصاب مرکزی آنها، از طریق پدیده سازگاری و ایجاد استراتژی‌هایی به منظور سازش با وضعیت‌های روبرو شده، دستخوش تغییر گردیده است. کاهش میزان نوسان فرد، کاهش دامنه حرکتی مفاصل و پاسخ ملایم‌تر و کمتر به اغتشاش نسبت به زمانی که فرد برای اولین بار تجربه پوشیدن کفش پاشنه‌دار دارد، می‌توانند نتایج این تطابق حرکتی باشند.

یادگیری پاسخ های مناسب و از قبل برنامه‌ریزی شده که توسط تمرینات توانبخشی مناسب می‌توان به آنها دست یافت، به ویژه در سالمندان که با افزایش سن سیستم‌های حسی ـ حرکتی آنها دچار اختلال عملکردی می‌گردند و نمی‌توانند به موقع به اغتشاش‌های محیطی پاسخ دهند، می‌توانند ارزشمند و به عنوان یک اقدام پیشگیری کننده مطرح باشند. به نظر می‌رسد که این تمرینات باید در صفحات مختلف حرکتی(multidirectional) و در شرایط متفاوتی از اغتشاش‌های بیرونی و داخلی باشند، تا فرد بتواند پاسخ‌های تعادلی مناسب را یاد بگیرد.

در این مطالعه، به اثرات نامطلوبی که پوشیدن طولانی مدت کفش‌های پاشنه‌دار(به ویژه بیشتر از ۳ سانتیمتر) روی بیومکانیک مفاصل مختلف می‌گذارد پرداخته نشده است[۳۳و ۳٤]، بلکه افرادی که از این کفش‌ها استفاده می‌کرده‌اند به عنوان شواهدی برای تغییرات احتمالی ایجاد شده بر روی شاخص‌های مختلف تعادلی آنها در دراز مدت، مورد بررسی قرار گرفته‌اند. بنابراین، توصیه به استفاده از کفش‌های پاشنه بلند توسط این بررسی مورد تایید نمی‌باشد.

اما طراحی و استفاده از کفش‌های ویژه‌ای که اثرات نامطلوب بیومکانیکی کفش‌های پاشنه بلند را نداشته باشند، آن هم برای تمرینات تعادلی، می‌تواند در نظر گرفته شوند. همچنین، در این مطالعه اثر خالص ارتفاع پاشنه مورد بررسی قرار گرفته است و پارامترهای دیگری از جمله طول، عرض، شیب پاشنه و یا باریکی پنجه، دخالت داده نشده است.

نتیجه‌گیری

پاسخ‌های ایجاد شده برای کنترل تعادل، یک روند از قبل تعریف شده و قابل تطبیق بوده که توسط سیستم اعصاب مرکزی سازمان‌بندی و هدایت شده و در عین حال وابسته به تجارب قبلی، تمرکز فرد، ویژگی‌های محیط و انتظارات حرکتی فرد نیز می‌باشد. بنابراین، نمی‌توان آنها را صرفاً یک دسته پاسخ‌های واکنشی ثانویه حسی دانست. ایجاد پاسخ‌های مناسب پیش‌بینی کننده تنظیم پاسچر و حفظ تعادل در افراد گروه ۲ بررسی حاضر به دنبال تغییر ارتفاع پاشنه در طی فعالیت‌های روزانه، می‌تواند توجیه کننده نتایج به دست آمده در این گروه باشند. بنابراین، می‌توان به اثر تطابقی سیستم عصبی مرکزی بر اثر تکرار پیام‌های حسی محیطی و ایجاد تغییرات دائم در استراتژی‌های کنترل تعادل در طی فعالیت‌های حرکتی به دنبال آموزش و تمرین سیستم عصبی در توانبخشی تاکید کرد.

تقدیر و تشکر

بدین وسیله نویسندگان مقاله مراتب تقدیر و تشکر خود را از اساتید محترم دپارتمان فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران جناب آقای دکتر اکبری، سرکار خانم رحمتی مسئول محترم اتاق بیومکانیک شهید رعیت، سرکار خانم مستوفی و فیزیوتراپیست خانم زینب واشقانی ابراز می‌دارند.

فهرست منابع

1- Brownstein B, Bronner S. Functional movement in Orthopedic and Sports physical therapy: evaluation, treatment & outcome. 1st ed. New York: Churchill Livingstone; 1997. P. 169-174.

2- Shumway-Cook A. Motor Control, theory and practical application. 2 nd ed. Maryland. William & Wilkins; 1995. P. 222-8.

3- Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle responses times in patients with chronic idiopathic low back pain. Spine 2000; 26(7): 724-730.

۱۸- صلواتی مهیار، باقری حسین، ابراهیمی تکامجانی اسماعیل، مبینی بهرام. مقایسه آزمونهای تعادلی و محدوده ثباتی پویا در افراد سالم و بیماران مبتلا به کمر درد مزمن با استفاده از سیستم تعادلی بایودکس، مجله دانشگاه علوم پزشکی ایران، ۱۳۸۱؛ (۹)۳۲: صفحات ۷۰۸-۶۹۹.

19- Wendy JC. Reliability of Biodex Balance System measures. Measurement in physical educating and exercise science 2001; 5(2): 97-108.

20- Lephart SM, Pincivero D, Henry T. Learning effects and reliability of the Biodex stability system. J Sport Medicine 2000; 23: 118-120.

21- Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective actions shown during single-leg stance on firm, foam and multiaxial surfaces. Arch Phys Med Rehabil 2003; 84: 90-5.

22- Bloem BR, Allum JHJ, Carpenter MG. Is lower leg proprioception essential for triggering human automatic postural responses? Exp. Brain Res 2000; 130: 375-391.

23- Swanik CB, Lephart SM, Giannantonio FP, Fu FH. Reestablishing proprioception and neuromuscular control in the ACL-injured athlete. Journal of Sport Rehabilitation 1997; 6: 182-206.

24- Hertling D, Kessler RM. Management of common musculoskeletal disorders. 3rd ed. Philadelphia: William & Wilkins; 1996. p. 28-35.

25- Hay L, Redon C. Feed forward versus feed back control in children and adults subjected to postural disturbance. Exp. Brain res 1999; 125: 153-162.

26- Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. Principle of Neural Science, 4th ed. New York. McGraw-Hill; 2000. P. 816-821.

27- Anderson G, Hagman J, Talianzadeh R, Svedbery A, Larsen HC. Effects of cognitive load on postural control. Brain Res 2002; 1: 135-9.

28- Pellechia Gl. Postural sway increase with attentional demands of concurrent cognitive task. Gait & Posture 2003; 18: 29-34.

29- Konradsen L. Sensorimotor control of the uninjured and injured human ankle. J Electromyogra Kinesiol 2002; 12: 199-203.

30- Tjernstrom F, Fransson PA, Halfstrom A, Magnusson M. Adaptation of postural control to perturbation-a process that initiates long-term motor memory. Gait & Posture 2002; 15: 75-82.

4- Horack FB, Henry SM, Shumway-Cook A. Postural perturbations: New insights for treatment of balance disorders. Physical Therapy 1997; 77(5): 517-532.

5- Karlsson A, Persson T. The ankle strategy for postural control- A Comparison between a model-based and a marker-based method. J Biomech 1997; 52: 165-173.

6- Bernier J, Perrin D. The effect of coordination training on properioception of the functionally unstable ankle. J Sport Phy Ther 1998; 27(4): 264-275.

7- Hoffman M, Payre G. The effect of properioceptive ankle disc training on healthy subject. JOSPT 1995; 27(2): 30-33.

8- Testerman C. Evaluation of ankle instability using the Biodex stability system. Foot Ankle Int 1999; 20(5): 317-321.

9- Lee CM, Jeong EH, Freivalds A. Biomechanical effects of wearing high-heeled shoes. International Journal of Industrial Ergonomics 2001; 28(6): 321-6.

10- Gehelson G, Braatz JS, Assmann N. Effect of heel hight on knee rotation and gait. Human Movement Science 1996; 5(2): 149-155.

11- Kramer I.A, Attinger BD, Muller R, Stussi E. Trunk and Pelvic Postural adapation during high heeled gait. Gait & Posture Journal 1996; 4(2): 196-197.

12- Lee KH, Shieh JC, Matteliano A, Smiehorwskit J. Electromyographic changes of leg muscles with heel lifts in woman: therapeutic implications. Phys Med Rehabil 1990; 71(1): 31-3.

13- Ebbeling CJ, Hamill J, Crusemeyer JA. Lower extremity mechanics and energy cost of walking in high-heeled shoes. J Orthop Sports Phys Ther 1994; 19(4): 190-6.

14- Lee CM, Jeong EH, Freivalds A. Biomechanical effects of wearing high-heeled shoes. International Journal of Industrial Ergonomics 2001; 28(6): 321-6.

15- Li L, Landin D, Grodesky J, Myers J. The function of gastrocnemius as a knee flexor at selected knee and ankle angles. Journal of Electromyography and Kinesiology 2002; 12(2): 385-390.

16- Ensenyel M, Walsh K, Walden JC, Gitler A. Kinetics of high-heeled gait. J Am Padiatr Med Assoc 2003; 3(1): 27-32.

17- Rodriguez MG, Aruin A. The effect of shoe wedges and lifts on symmetry of stance and weight bearing in hemiparetic individuals. Arch Phys Med Rehabil 2002; 83: 478-482.

31- Shadmehr R, Brashers-Krug T. Functional stages in the formation of human long-term motor memory. J Neurosci 1997; 17: 409-19.

32- Brashers-Krug T, Shadmehr R, Bizzi E. Consolidation in human motor memory. Nature 1996; 382: 252-4.

33- Delateur BJ, Giaconi RM, Questad K, Lehmann JF. Footwear and posture. Compensatory strategies for heel hight. Am J phys Med Rehabil 1991; 70(5): 246-254.

34- Franklin ME, Chenier TC, Brauninger L, Cook H. Effect of positive heel inclination on posture. J Orthop Sports Phys Ther 1995; 21(2): 94-9.

The Effect of Heel Height on Standing Balance Indices

A. Vaseghnia, MS [I] ***I. Ebrahimi Takamjani, PhD*** [II] ****J. Sarrafzadeh, PhD*** [III]

Abstract

Background & Aim: Good balance is essential to do daily activities. Recent studies have focused on the adaptability of balance through previous experiences and training. Study of the balance of people who have had some kind of these experiences can clarify the nature of the adaptability of balance. The aim of the present study is to evaluate balance ability in persons who are exposed to balance perturbations during daily activities for a long time in order to confirm the effects and durability of balance training exercises that are important in rehabilitation.

Patients and Method: This is a cross-sectional experimentalloid study conducted on 60 healthy subjects divided into 2 groups, each containing 30 adult women who were selected by simple random sampling and inclusive criteria. Group 1 had no experience of using high-heeled shoes during 6 months prior to the experiment and group 2 had the experience of continuous use of high-heeled shoes(more than 3 cm) for at least 6 months. Using Biodex Stability System, Overall Dynamic Stability Index(ODSI) and Overall Limits of Stability Index(OLSI) were recorded while the subjects were wearing shoes designed at three heel heights(0cm, +3cm, +5cm) in different trials. ODSI and OLSI were dependent variables that were compared in each group by repeated measurement test and between the groups by independent t-test. The data analysis was done by SPSS version 10.

Results: In group 1, with increasing heel height to +5cm as compared with 0cm or +3cm, the ability of balance control decreased significantly($p<0.05$), but in group 2, with increasing heel height, no significant difference was detected in the ability of balance control. Besides, the two groups were significantly different in terms of ODSI for +5cm heel height($p<0.05$).

Conclusion: Different biomechanical factors such as changing the position of ankle joint and neural factors such as dependency on feedback system could explain lack of rapid and suitable muscular responses and balance control with increasing heel height in the subjects of group 1. Although there were the same changes in heel height and biomechanical factors in group 2, it seems that the changes in neural factors which are due to the prolonged use of high-heeled shoes might be the reason for the difference between the two groups. Suitable anticipatory responses to control the balance with increasing heel height could explain the results in this group. There might be some kind of adaptation and learning in group 2 due to the prolonged use of high-heeled shoes. The findings support the adaptation in C.N.S and permanent changes in the strategies of balance control during daily motor activities.

Key Words: **1) Heel Height** **2) Balance** **3) Biodex Stability System** **4) Anticipatory Response**

***I*)** *MS in Physical Therapy.*
***II*)** *Professor of Physical Therapy. Faculty of Rehabilitation Sciences. Iran University of Medical Sciences and Health Services. Tehran, Iran.*
***III*)** *Assistant Professor of Physical Therapy. Faculty of Rehabilitation Sciences. Shahid Shah Nazari St., Mohseni Square. Iran University of Medical Sciences and Health Services. Tehran, Iran.(*Corresponding Author)*