

## تأثیر ارتفاع پاشنه‌ی کفش بر روی ثبات وضعیتی ایستا و پویا در زنان جوان سالم

آویشا نوروزی لرکی: کارشناس ارشد، شعبه بین الملل دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

مینو خلخالی زاویه: استادیار، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران - نویسنده رابط: minoo\_kh@yahoo.com

عباس رحیمی: دانشیار، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

صدیقه سادات نعیمی: استادیار، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

سید مهدی طباطبایی: مری، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۸۹/۵/۲۲ تاریخ پذیرش: ۸۹/۱۰/۹

### چکیده

زمینه و هدف: پوشیدن کفش‌های پاشنه بلند ارتفاع مرکز ثقل را بیشتر کرده و خط ثقل بدن نیز از مرکز سطح اتکا دور می‌گردد؛ لذا می‌توان گفت تعادل بدن در معرض خطر قرار خواهد گرفت. در این پژوهش اثر چند ارتفاع پاشنه‌ی کفش بر روی ثبات ایستا و پویا در افراد جوان مورد بررسی قرار گرفته است.

روش کار: در این مطالعه شبیه تجربی به روش اندازه‌گیری مکرر، در ۳۶ دختر سالم شاخص‌های ثبات پویا به وسیله دستگاه ثبات سنج باپویانکس و ثبات ایستا به وسیله آزمون Clinical Test of Sensory Interaction and Balance تغییر یافته ارزیابی شد. اندازه‌گیری ها به طور تصادفی در چهار وضعیت پابرهنه و پوشیدن کفش‌های پاشنه ۳، ۵ و ۷ سانتی‌متری انجام گرفت.

نتایج: میانگین شاخص ثبات ایستا در حالت‌های مختلف آزمون در مقایسه هر سه وضعیت کفسی با وضعیت پابرهنه تفاوت معنی دار آماری داشت و در حالتهای چشم بسته پاشنه ۷ سانتی ناپایدارترین بود. از نظر ثبات پویا نیز پاشنه ۷ سانتی‌متری ناپایدارترین در بین وضعیت‌های آزمون بود.

نتیجه گیری: نتایج این مطالعه افزایش بی‌ثباتی با بالارفتن ارتفاع پاشنه را مورد تایید قرار می‌دهد. در مجموع می‌توان پاشنه ۳ سانتی‌متری را به عنوان پاشنه‌ی بهینه از نظر ثبات در هر دو شرایط ایستا و پویا معرفی نمود.

واژگان کلیدی: وضعیت، ثبات ایستا، ثبات پویا، پاشنه‌ی کفش، زنان جوان، اندازه‌گیری مکرر.

### مقدمه

قرار گیرد. افتادن‌های غیر ارادی اغلب نتیجه از دست رفتن تعادل است. افتادن یکی از شایع ترین حوادث منجر به صدمه در فعالیت‌های روزمره و محیط‌های کاری است و صدمات مرتبط با افتادن اثرات مضر و مهمی بر روی توانایی عملکردی و کیفیت زندگی می‌گذارد (Qu and Nussbaum 2009). شکستگی‌های مفصل ران (Hip joint) معمولاً بعد از افتادن ایجاد می‌شوند (Davis et al. 1997). در سال ۲۰۰۳ شرینگتون و منز گزارش کردند ۷۵٪ از افرادی که شکستگی

امروزه شاهد استفاده زیاد و روز افزون کفش‌های پاشنه بلند توسط خانمهای هستیم. تاثیر این کفش‌ها بر روی بدن از جنبه‌های مختلفی حائز اهمیت است. با پوشیدن کفش‌های پاشنه بلند ارتفاع مرکز ثقل (Center of Gravity) بیشتر شده و خط ثقل (Line of Gravity) بدن نیز از مرکز سطح اتکا (Base of Support) BOS دور می‌گردد؛ لذا احتمال دارد تعادل بدن در معرض خطر

مختلف به جای کفش واقعی استفاده شده بود که به نظر می‌رسد خود می‌تواند عامل بی‌ثباتی، مستقل از ارتفاع پاشنه، باشد. لیندمان و همکارانش در سال ۲۰۰۳، تفاوتی در عملکرد تعادلی با کفش‌های پاشنه بلندتر در مقایسه با کفش‌های پاشنه کوتاه‌تر مشاهده نکردند و پیشنهاد کردند که افزایش ارتفاع تنها وقتی از یک حد بحرانی بگذرد می‌تواند بر ثبات فرد اثر بگذارد (Lindemann et al. 2003).

وان هو و یون یانگ (1997)، نشان دادند که داشتن تجربه طولانی مدت در پوشیدن کفش‌های پاشنه بلند ممکن است باعث کاهش توانایی تعادل ایستا شود (Won-ho and Eun-young 1997)؛ در حالی که واثق نیا نشان داد تجربه طولانی در پوشیدن کفش‌های پاشنه بلند، به واسطه عادت سیستم عصبی موجب افزایش توانایی تعادل ایستاده می‌شود (Vaseqnia 2004).

با توجه به اینکه جوان‌ها طبیعتاً از تحرک و فعالیت بیشتری برخوردار هستند و در کشور ما نیز استفاده از کفش‌های پاشنه بلند بیشتر در بین جمعیت جوان، حتی در محیط‌های کاری و به طور روزمره دیده می‌شود، بررسی تاثیر کفش بر روی تعادل در جمعیت جوان ضروری به نظر می‌رسد. از طرفی، مطالعات انجام شده در این زمینه عموماً تنها تاثیر یک‌دو ارتفاع مختلف را، آن‌هم نه به صورت کفش واقعی، بلکه با قرار دادن گوه‌هایی با ارتفاع‌های مختلف در زیر پای افراد بررسی کرده‌اند. اغلب بررسی‌های موجود نیز تنها در یکی از شرایط ایستا و یا پویا انجام گردیده است. لذا در مطالعه حاضر در نظر داریم تاثیر چند ارتفاع پاشنه را بر روی ثبات وضعیت (Posture) در هر دو شرایط ایستا و پویا در جمعیت جوان، با استفاده از کفش‌های واقعی و رایج (ونه طرح گوه)، مورد بررسی قرار دهیم و با حالت بدون کفش مقایسه نماییم. نتایج این مطالعه می‌تواند به تعیین ارتفاع بهینه پاشنه‌ی کفش در شرایط ایستا و پویا کمک نموده، اطلاعات حاصل از آن در پیشگیری از صدمات حاصل از بی‌ثباتی و افتادن و طراحی کفش مناسب برای جمعیت جوان موثر باشد.

مرتبط با افتادن را در مفصل ران تجربه می‌کنند، هنگام افتادن، کفشی با حداقل یک مشخصه نامطلوب پوشیده‌اند (Sherrington and Menz 2003).

در زمینه تاثیر کفش بر تعادل مطالعات زیادی انجام نشده است. همچنین غالب کارهای انجام شده بر روی جمعیت مسن می‌باشد و در اکثر این مطالعات با افزایش ارتفاع پاشنه خطر سر خوردن و افتادن افزایش می‌یابد (Sherrington and Menz 2003; Lantz and Mecham 1995; Arnadottir and Mercer 2000; Franklin et al. 2002; Menant et al. 2008a; Menant et al. 2008b).

در مطالعات انجام شده در جمعیت جوان نیز تناظراتی موجود می‌باشد. منات و همکاران در سال ۲۰۰۸ در مطالعه خود به بررسی اثرات مشخصات کفش، از جمله ارتفاع پاشنه، بر روی کنترل تعادل پویا (Dynamic) و احساس راحتی و ثبات در راه رفتن در افراد جوان و مسن پرداختند و در هر دو گروه مشاهده کردند که افزایش ارتفاع پاشنه ثبات پویا و نیز احساس ثبات و راحتی فرد را کاهش می‌دهد؛ البته در این مطالعه تنها یک کفش پاشنه دار (دارای پاشنه ۴/۵ سانتیمتری) با کفش استاندارد مقایسه شده بود و ارتفاع‌های مختلف پاشنه مورد بررسی قرار نگرفته بود (Menant et al. 2008).

در سال ۱۹۹۹ کاظم خانی با ارزیابی جا به جایی مرکز فشار (Center of Pressure) COP (بر روی دانشجویان دختر سالم 1999) و در سال ۲۰۰۴ واثق نیا با ارزیابی شاخص ثبات پویای کلی (Overall Dynamic Stability Index) و محدوده ثبات (Overall Limits of Stability) به وسیله دستگاه Biodex Stability (BBS) ثبات سنج بایودکس (Vaseqnia System) در زنان جوان ۲۰-۳۰ سال (2004)، کاهش ثبات را با افزایش ارتفاع پاشنه تایید نمودند؛ ولی در مطالعه آنها از گوه‌های (Wedge)

در این مطالعه شبه تجربی که باروش اندازه گیری مکرر (Repeated Measure) صورت گرفت، در نمونه های مورد بررسی، ثبات ایستا و پویا در شرایط بدون کفش و پوشیدن کفش‌های با پاشنه های ۳، ۵ و ۷ سانتیمتر با ترتیب تصادفی مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفت.

وسایل و مواد مورد استفاده:

- ۱) دستگاه ثبات سنج بایودکس مدل ۹۴۵-۳۰۲، ساخت کارخانه Shirley آمریکا.
- ۲) سه جفت کفش (تهیه شده توسط کارخانه کفش Leatherly) با مشخصات یکسان شامل: رویه از جنس چرم، کف کفش (Shank) از نوع انعطاف پذیر، کفی داخل کفش از جنس بونتکس آلمانی، زیره از جنس دافوس عاج دار برای جلوگیری از لیز خوردن، قالب گرد که معمولاً برای کفش‌های راحت مورد استفاده قرار می‌گیرد، پاشنه‌های استاندارد (محصول کارخانه تاپ ترکیه) با ارتفاع های ۳، ۵ و ۷ سانتیمتر (شکل ۱).
- ۳) اسفنج پلی بورتان با چگالی متوسط به ابعاد ۵۰ در ۴۸ در ۱۰ سانتیمتر که بر سطح آن یک لایه اسفنج متراکم نازک برای جلوگیری از فرو رفتن پاشنه‌ها چسبانده شده است.

پیش از هر آزمون، ۲-۳ دقیقه به فرد فرصت داده می‌شد تا با کفش آزمون، جهت آشنایی با آن، قدم بزند. یک استراحت ۵ دقیقه ای در بین دو آزمون و یک استراحت ۱ دقیقه ای در بین وضعیت‌های هر یک از آزمونها نیز جهت جلوگیری از خستگی برای هر فرد در نظر گرفته شد. برای ارزیابی ثبات پویا، از دستگاه ثبات سنج بایودکس (CTSIB) (et al. 2008) و برای ارزیابی ثبات ایستا، از Clinical Test of Sensory Interaction and Balance (Whitney and Wrisley 2004) تغییر یافته استفاده گردید. پیش از انجام آزمونهای اصلی، یک آزمون آشنایی در وضعیت ایستاده بر روی دو پا (پای برهمه)، با چشمان باز (برای آزمون ثبات پویا) و چشمان بسته (برای آزمون ثبات ایستا)، از افراد به عمل آورده شد.

## روش کار

در این مطالعه ۳۶ دختر به روش غیرتصادفی ساده در دسترس، از میان دانشجویان دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی مورد بررسی قرار گرفتند. شرایط ورود به مطالعه: نمونه‌ها دانشجویان دختر سالم در سنین ۱۸ تا ۳۰ سال، با شاخص توده بدنی BMI (Body Mass Index) بین ۲۰ تا ۲۴ کیلوگرم بر متر مربع و با شماره کفش ۳۸ بودند و در ۶ ماه گذشته به طور معمول از کفش‌های با پاشنه کوتاه (حداکثر ۳ سانتیمتر) استفاده می‌کردند.

شرایط خروج از مطالعه: داشتن سابقه جراحی ستون فقرات (Lee et al. 2001)، داشتن سابقه کمردرد مزمن در ۶ ماه گذشته و وجود کمردرد در هنگام آزمون (Opila 1988)، داشتن سابقه صدمه به سر (Gribble et al. 2007)، بیماری گوش که ممکن است منجر به اختلال تعادل شده باشد، بیماری اعصاب محیطی (Neuropathy) مثل دیابت Hsue and El-Kashlan et al. 1998)، سرگیجه (Su Vuillerme et al. 2005)، بیماری یا آسیب عصبی- عضلانی- اسکلتی که دامنه حرکتی اندام تحتانی را محدود کرده و باعث شوند پوشیدن کفش‌های پاشنه بلند در دنای شود (Franklin et al. 1995)، اعتیاد به مصرف ترکیبات مخدر یا مسکن (Kazemkhani 1999)، انجام فعالیت بدنی و یا ورزشی خاص به صورت حرفه‌ای، شرکت در ارزیابی و تمرین تعادل در ۶ ماه گذشته که این موارد همگی براساس اظهارات خود بیمار می‌باشند و در نهایت وجود ضایعه و بدشکلی قابل مشاهده در ستون فقرات و اندام‌های Kazemkhani 1999; Yung-Hui and Wei-Hsien 2005; Speksnijder et al. 2005; (Lee et al. 2001; Pereira et al. 2008).

نمودند و همینطور با کثرت وضعیت های آزمون احتمال خستگی نمونه ها وجود داشت، این مرحله نیز از آزمون ثبات ایستاده حذف شد و CTSIB به CTSIB تغییر یافته تغییر نام پیدا کرد. CTSIB تغییر یافته شامل سه وضعیت است: ۱) ایستاده با چشمها بسته بر روی سطح سفت، ۲) ایستاده با چشمها باز بر روی اسفنج و ۳) ایستاده با چشمها بسته بر روی اسفنج.

در مطالعه حاضر از افراد خواسته شد به جای ایستادن بر روی دو پا، بر روی پای غالب بایستند؛ در حالی که پای دیگر از زانو در ۹۰ درجه خم شدن قرار دارد تا آزمون حساسیت کافی برای کشف اختلال تعادل در افراد سالم را داشته باشد. به نمونه ها یادآوری شد که در هنگام باز بودن چشمها به علامت ضربدر مشخص شده روی دیوار روبرو نگاه کنند. جهت انجام آزمون، از افراد خواسته شد با قرار دادن دستها در عرض سینه در هر یک از چهار وضعیت آزمون (پابرهن، پاشنه ۳ سانتی، پاشنه ۵ سانتی و پاشنه ۷ سانتی) بایستند. حداکثر زمانی که افراد می توانستند در هر یک از وضعیت ها بایستند، توسط زمان سنج ثبت می شد. زمان خاتمه آزمون وقته بود که فرد عکس العمل سقوط نشان می داد؛ یعنی دستها را باز می کرد، پا را حرکت می داد یا بر زمین می گذاشت. حداکثر زمان آزمون ۳۰ ثانیه بود و پس از این مدت به آزمون خاتمه داده می شد. قبل از مطالعه اصلی، تکرار پذیری آزمون ثبات ایستا و پویا نیز در طی دو تکرار با فاصله ۱۵ دقیقه بر روی ۷ زن جوان سالم مورد بررسی قرار گرفت.

تجزیه و تحلیل آماری: برای انجام محاسبات آماری در این مطالعه، از نرم افزار SPSS16 استفاده گردیده است. برای مقایسه متغیرهای دارای توزیع طبیعی که به وسیله آزمون Kolmogorov Smirnov تعیین شد، از آزمون تحلیل پراکندگی با اندازه Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA) گیری مکرر "زمین-چشم باز" آزمون ثبات ایستا را با امتیاز کامل طی

آزمون ثبات پویا (شکل ۲): قبل از شروع آزمون، دستگاه بایودکس طبق دستورالعمل آن تنظیم (Calibrated) می شد. سطح ناپایداری صفحه ۵ انتخاب گردید. فرد دستها را به صورت ضربدری بر روی سینه خود قرار می داد و در حالت ایستاده بر روی دوپا سعی می کرد تعادل خود را بدون جایه جایی وضعیت پاها حفظ نماید. مدت زمان انجام این آزمون نیز ۲۰ ثانیه انتخاب شد. این دستگاه واریانس جایه جایی صفحه را بعنوان میزان ثبات فرد به صورت سه شاخص ثبات (شاخص ثبات پویای قدامی - خلفی Mediolateral)، طرفی (Antero-Posterior) و شاخص ثبات پویای کلی) ارائه می دهد که میزان ثبات را به ترتیب در جهت قدامی - خلفی ، طرفی و کلی نشان می دهد و هرچه میزان شاخص بزرگتر باشد نشانه ناپایداری بیشتر فرد در هنگام آزمون می باشد.

آزمون ثبات ایستا (شکل ۳): در آزمون اصلی CTSIB، زمان ایستادن فرد در شش وضعیت حسی مختلف اندازه گیری می شود: ۱) ایستاده با چشمها باز بر روی سطح سفت، ۲) ایستاده با چشمها بسته بر روی سطح سفت، ۳) ایستاده با چشمها باز با یک گند تناقض بینایی Visual Conflict Dome (VCD) روی سر بر روی سطح سفت، ۴) ایستاده با چشمها باز بر روی اسفنج (Foam)، ۵) ایستاده با چشمها بسته بر روی اسفنج و ۶) ایستاده با چشمها باز با یک گند تناقض بینایی روی سر بر روی اسفنج (Whitney and Wrisley 2004).

از آنجا که اندازه های بدست آمده با گند تناقض بینایی (وضعیت ۳ و ۶) با اندازه های حاصل از وضعیت نگاری همبستگی نشان نداده اند و نیز با اندازه های بدست آمده با چشمها بسته تفاوت معنی داری ندارند، به تبعیت از ویتنی و ریسلی، وضعیت ۳ و ۶ حذف شد (Whitney and Wrisley 2004). همچنین از آنجا که در مطالعه آزمایشی، تقریبا همه نمونه های سالم و جوان ما، مرحله "زمین-چشم باز" آزمون ثبات ایستا را با امتیاز کامل طی

در مقایسه دو به دو، تنها در مقایسه وضعیت پاپرهنه با هریک از وضعیت‌های کفشهای این کاهش‌ها معنی دار است (در مقایسه وضعیت پاپرهنه با کفش پاشنه ۳ سانتیمتری:  $p=0.003$ ، در مقایسه وضعیت پاپرهنه و کفش پاشنه ۵ سانتیمتری:  $p=0.001$ ، در مقایسه وضعیت پاپرهنه و کفش ۷ سانتیمتری:  $p=0.001$ ).

ثبت ایستاده در حالت اسفنج-چشم بسته: میانگین شاخص ثبات ایستاده در این حالت از وضعیت پاپرهنه تا وضعیت‌های کفشهای پاشنه ۳، ۵ و ۷ سانتیمتری، به ترتیب کاهش می‌یابد و بین این وضعیتها تفاوت معنی دار وجود دارد ( $p=0.0001$ ). (جدول ۲).

در مقایسه دو به دو، این کاهش‌ها در مقایسه وضعیت پاپرهنه و کفش پاشنه ۳ سانتیمتری ( $p=0.01$ )، پاپرهنه و کفش پاشنه ۷ سانتیمتری  $5$  سانتیمتری ( $p=0.01$ )، پاپرهنه و کفش پاشنه ۷ سانتیمتری و پاشنه  $7$  سانتیمتری ( $p=0.03$ ) و مقایسه کفشهای پاشنه ۳ سانتیمتری و پاشنه ۷ سانتیمتری ( $p=0.01$ ) از نظر آماری معنی دار بود.

مقایسه میانگین شاخص‌های ثبات ایستاده در سه حالت زمین-چشم بسته، اسفنج-چشم باز و اسفنج-چشم بسته برای هر وضعیت:

در تمام وضعیت‌ها، حالت ایستاده بر روی اسفنج با چشم باز پایدارترین حالت و ایستاده بر روی زمین با چشم باز در درجه دوم از نظر پایداری و بدترین حالت ایستاده بر روی فوم با چشم بسته بود. بین همه حالتها تفاوت معنی دار آماری با  $p<0.001$  وجود داشت.

ثبت پویا: شاخص ثبات پویای قدمایی-خلفی: شاخص ثبات پویای قدمایی-خلفی در وضعیت کفش پاشنه ۳ سانتیمتری نسبت به وضعیت پاپرهنه کاهش یافت و با افزایش ارتفاع پاشنه تا ۵ سانتیمتر نسبت به ۳ سانتیمتر و ۷ سانتیمتر نسبت به ۵ سانتیمتر افزایش داشت. البته هیچکدام از این تغییرات از نظر آماری معنی دار نبودند ( $p>0.05$ ). (جدول ۳).  
شاخص ثبات پویای طرفی: شاخص ثبات پویای طرفی در وضعیت کفش پاشنه ۳ سانتیمتری نسبت به وضعیت

متغیر استفاده گردید و در صورت معنی دار بودن آن، آزمون بون فرونی (Bonferroni) جهت مقایسه های دو به دو انجام می‌شد. در صورتی که توزیع متغیرها طبیعی نبود، آزمون ناپارامتری معادل آن، یعنی فریدمن (Friedman)، مورد استفاده قرار گرفت. در مورد مقایسه های دو متغیری نیز با توجه به مرتبط بودن متغیرهای مورد نظر، در صورت طبیعی بودن توزیع آنها از آزمون  $t$  زوجی (Paired T-test) و در غیر این صورت از معادل ناپارامتری آن ویلکاکسون (Wilcoxon)، استفاده شد. همچنین از آزمون ICC (Intraclass Correlation Coefficient) برای بررسی تکرار پذیری استفاده گردید.

## نتایج

مشخصات نمونه‌های مورد بررسی در جدول ۱ آورده شده است. جهت تعیین تکرار پذیری، میزان ICC برای آزمون ثبات ایستاده و پویابه دست آمد که مقادیر آن قابل قبول بود ( $0.753-0.972$ ).

ثبت ایستاده: ثبات ایستاده در حالت زمین-چشم بسته: همانطور که در جدول ۲ مشاهده می‌شود میانگین شاخص ثبات ایستاده وضعیت پاپرهنه تا وضعیت‌های کفشهای پاشنه ۳، ۵ و ۷ سانتیمتری، به ترتیب، کاهش داشته است و بین این وضعیتها تفاوت معنی دار وجود دارد ( $p=0.0001$ ). (جدول ۲).

در مقایسه دو به دوی وضعیت پاپرهنه نسبت به هر سه وضعیت کفشهای (در هر سه مورد  $p<0.001$ ) و نیز در مقایسه وضعیت‌های کفشهای پاشنه ۳ و ۷ سانتیمتری ( $p=0.02$ ) این کاهش معنی دار بود.

ثبت ایستاده در حالت اسفنج-چشم باز: شاخص ثبات ایستاده وضعیت پاپرهنه تا وضعیت‌های کفشهای پاشنه ۳، ۵ و ۷ سانتیمتری، به ترتیب، کاهش یافته و بین این وضعیتها تفاوت معنی دار وجود دارد ( $p=0.0001$ ). (جدول ۲).

آن را جبران نماید. پاشنه بلند مرکز جرم کل بدن را به سمت جلو جابه جا کرده، وضعیت و همچنین توزیع فشار کف پایی را تغییر می دهد (Menant et al. 2008). یک دلیل احتمالی دیگر برای کاهش تعادل با کفش های پاشنه بلند شاید کاهش دور شدن (abduction) پا با این کفش ها باشد که طبق Snow and Williams (1994)، قاعده تکیه گاه را کاهش می دهد (Williams 1994, Lindemann et al. 2003).

در مقایسه شاخص ثبات ایستا بین وضعیت های مختلف آزمون، یعنی زمین- چشم بسته، اسفنج- چشم باز و اسفنج- چشم بسته، برای تمام وضعیت های کفشوی و همینطور پابرنه تفاوت معنی دار وجود داشت و در تمام موارد بی ثبات ترین حالت، وضعیت ایستاده بر روی اسفنج با چشم بسته، سپس ایستاده با چشم بسته بر روی زمین و با ثبات ترین حالت، ایستاده بر روی اسفنج با چشم باز است. این نتایج نیز موید نقش مهم بینایی در کنترل ثبات ایستا، چه در حالت پابرنه و چه در حالت های کفشوی مختلف می باشد و به نظر می رسد نقش بینایی بیش از نقش اطلاعاتی باشد که از سطح اتکا به سیستم عصبی مرکزی منتقل می گردد (اطلاعات حسی- پیکری). خلخالی نیز در مورد افراد سالم همین نتیجه را گزارش کرده بود (Khalkhali Zavieh 2005). هر چند، نتایج اغلب مطالعات تحقیقاتی نشان می دهد که در پاسخ به اغتشاشات تعادلی گذرا، سیستم عصبی احتمالا بر اطلاعات حسی- پیکری بیشتر از رودهای بینایی/ دهلیزی تکیه می کند (Shumway-Cook and Woollacott 2007; Ditz and Hekman 1991) و همچنین ناشر و همکارش وولاکات در سال ۱۹۷۹، اظهار کرده اند که تاخیرات پاسخ عضلانی به راهنمایی بینایی ناشی از اغتشاشات تعادلی، نسبتاً آهسته هستند (۲۰۰ هزارم ثانیه)؛ در عوض پاسخ های حسی- پیکری ظرف ۸۰ تا ۱۰۰ هزارم ثانیه فعال می شوند و از آنجا که به نظر می رسد پاسخهای حسی- پیکری به جایه جایی های سطح اتکا خیلی سریع تر از پاسخ های بینایی هستند، هنگامی که عدم تعادل ناشی از

پابرنه کاهش یافت و با افزایش ارتفاع پاشنه تا ۵ و ۷ سانتیمتر نسبت به ۳ سانتیمتر افزایش داشت. هیچکدام از این تغییرات از نظر آماری معنی دار نبودند ( $p > 0.05$ ) (جدول ۳).

ثبات پویای کلی: میانگین این شاخص در وضعیت های مختلف تفاوت معنی دار داشت ( $p = 0.04$ ) (جدول ۳). مقایسه دو به دو وضعیتها نشان داد که این شاخص در کفش پاشنه ۳ سانتیمتری نسبت به پابرنه کاهش داشت که این کاهش معنی دار نبود ( $p > 0.05$ ). با افزایش ارتفاع پاشنه تا ۵ سانتیمتر نسبت به ۳ سانتیمتر و ۷ سانتیمتر نسبت به ۵ سانتیمتر شاخص مورد نظر افزایش پیدا کرد که این افزایش در مقایسه وضعیت های کفش های پاشنه ۳ و ۷ سانتیمتری از نظر آماری معنی دار ( $p = 0.03$ ) و در سایر موارد بی معنی بود ( $p > 0.05$ ).

## بحث

ثبات ایستا: در حالت ایستاده روی زمین و همینطور بر روی اسفنج با چشممان بسته، وضعیت پابرنه به طور معنی داری با ثبات ترین حالت بود. در این دو حالت چشم بسته تفاوت فقط در مقایسه کفش های پاشنه ۳ سانتیمتر و ۷ سانتیمتر معنی دار بود، یعنی در شرایط ایستا و چشم بسته، با پوشیدن کفش پاشنه ۷ سانتیمتر در مقایسه با کفش پاشنه ۳ سانتیمتر، ثبات کاهش می یابد.

در حالتی که ثبات با چشم باز و بر روی اسفنج در شرایط ایستا اندازه گیری شده بود نیز پابرنه به طور معنی داری با ثبات ترین حالت بود. به نظر می رسد با توجه به Shumway-Cook and Woollacott 2007; Lephart and Freddie 2000; Fransson et al. 2007; Aydog (et al. 2006) این نتیجه گیری قابل توجیه باشد و احتمالا افزایش بی ثباتی در اثر ارتفاع پاشنه آنقدر زیاد نیست که حس بینایی (چه بر روی زمین و چه بر روی اسفنج) نتواند

بیشتر می‌توانند موجب ناپایداری و افزایش خطر سقوط گردند.

ثبات پویا: بررسی نتایج مربوط به ارزیابی ثبات پویا در جهت قدامی- خلفی و همین طور جهت طرفی، تفاوت معنی داری بین هیچیک از وضعیت‌های کفشه و همین طور وضعیت پابرهنه نشان نداد. شاخص ثبات پویای کلی گرچه تفاوتی بین وضعیت پابرهنه و وضعیت‌های کفشه نشان نداد، ولی در وضعیت کفش ۷ سانتیمتری در مقایسه با ۳ سانتیمتری بسی ثباتی به طور معنی داری بیشتر بود. در این مورد وضعیت پابرهنه در مقایسه با وضعیت‌های کفشه ۳ و ۵ سانتیمتر بسی ثبات تر بود؛ گرچه معنی دار نبود. کفش پاشنه ۳ سانتیمتری بهترین حالت و کفش پاشنه ۷ سانتیمتری بی ثبات ترین حالت را داشت. نتایج مطالعه حاضر به خوبی با نتایج مطالعه واشق نیا قابل مقایسه است (Vaseqnia 2004). سیستم اندازه گیری ثبات پویا در هر دو پژوهش ثبات سنج بایودکس بوده، جمعیت مورد مطالعه نیز در هر دو مورد جوان می‌باشد؛ با این تفاوت که واشق نیا کفش پاشنه ۷ سانتیمتری را بررسی نکرده و همینطور از طرح گوه به جای کفش واقعی استفاده کرده بود. علاوه بر این تنها شاخص کلی ثبات پویا را مورد ارزیابی قرار داده بود. ایشان از نظر این شاخص در مورد پاشنه ۵ سانتیمتری در مقایسه با پاشنه صفر کاهش ثبات معنی دار دیده بود و در مورد پاشنه ۳ سانتیمتری در مقایسه با پاشنه صفر، با وجود کاهش ثبات، تفاوت معنی داری مشاهده نکرده بود. همان طور که ذکر شد، واشق نیا در مطالعه خود مقایسه‌ها را با وضعیت پاشنه صفر انجام داده بود، نه وضعیت پابرهنه. با این توجه، عدم مشاهده تفاوت معنی دار در مورد پاشنه ۵ سانتیمتری در مطالعه حاضر شاید به خاطر این باشد که اولاً کفش‌ها در این مطالعه از نوع واقعی و دارای کانتر پاشنه بودند که این می‌تواند علاوه بر ایجاد ثبات مکانیکی بیشتر، با تحریک پوستی ناحیه اطراف مفصل مچ، سبب ایجاد رودی‌های حسی اضافی و تسهیل حس عمقی شده و مانع بروز تفاوت معنی دار با اختلاف کم در ارتفاع پاشنه شود؛ چنانکه لیندمان و همکاران نیز این مطلب را با عنوان طراحی مشابه نگهدارنده پاشنه (Heel-hold) مطرح

جابجاییهای سریع سطح اتکا باشد، سیستم عصبی برای کنترل نوسان بدن ابتدا بر ورودی‌های حسی- پیکری تکیه می‌کند. Dietz et al. 2009; Woolacott and Nashner (2007) گرچه تحت شرایط خاصی ورودی-های دهلیزی و بینایی در کنترل پاسخ‌ها به اغتشاشات گذرا مهم هستند. به عنوان مثال، هنگامی که سطح اتکا در جهت "پنجه‌های پا به سمت بالا" (Toes-upward) چرخانده می‌شود، کشیدگی و فعال شدن عضله گاستروکنمیوس بی ثبات کننده بوده و بدن را به سمت عقب می‌کشد (Shumway-Cook and Woollacott 2007) فالتر (1985)، نشان داده اند که پاسخ جبرانی ایجاد شده در عضله تیبیالیس قدامی که برای بازگرداندن تعادل است، وقتی که چشمها بازنده، به وسیله سیستمهای بینایی و دهلیزی فعال می‌شود و هنگامی که چشمها بسته هستند، به طور اولیه (۸۰٪) توسط مجاری نیمدایره ای دهلیزی فعال می‌گردد. Allum and Pfaltz 2007 ادواردز در ۱۹۴۶ اظهار می‌کند در دسترس بودن اطلاعات بینایی می‌تواند بی ثباتی وضعیتی را بیش از ۵۰٪ کاهش دهد. Edwards et al. 2007 از طرفی نیز فرانسون و همکاران (۲۰۰۷) نشان دادند که بینایی حرکات بدن را که فرکانس‌شان بالای ۰/۱ هرتز است کاهش داده، در حالی که بر حرکات زیر این فرکانس اثر ندارد. این یافته نشان می‌دهد که بعضی از حرکات ایجاد شده در حال ایستاده بر روی اسفنج و با چشم باز، می‌توانند سریعاً با چشمها بیان ناپذید شوند. با این وجود در مطالعه فرانسون و همکاران، افزایش ثبات ایجاد شده به وسیله اطلاعات بینایی نتوانست تغییرات وضعیتی تحمیل شده با ایستادن بر روی اسفنج را کاملاً جبران کند که با گزارش‌های دیگر نیز همخوانی دارد؛ با این حال آنها بر لزوم تحقیقات بیشتر برای بررسی نقش بینایی در کنترل وضعیت تاکید کردند (Fransson et al. 2007) در هر صورت به نظر می‌رسد که کفش‌های پاشنه بلند در شرایطی که اطلاعات بینایی به دلایلی نظیر تاریکی محیط یا وجود نقایص بینایی در دسترس نیستند یا اختلال دارند، مثلاً مشابه شرایطی که در افراد مسن وجود دارد،

صفر سانتیمتری را نیز در این مطالعه مورد بررسی قرار نگرفت. زیرا اضافه کردن پاشنه موجب تغییر قالب کفش شده و استفاده از قالبهای متفاوت موجب می‌گردد که کفش‌ها از نظر ساختاری متفاوت شوند؛ بنابراین نمی‌توان تفاوت‌های مشاهده شده را صرفاً به تفاوت ارتفاع پاشنه منسوب نمود. بنابراین دلیل کفش پاشنه تخت را از مطالعه حذف گردید. پیشنهاد می‌کنیم در مطالعات آتی مقایسه‌ای بین کفش پاشنه تخت و وضعیت پابرهنه از نظر ثبات ایستا و پویا انجام شود. همینطور پیشنهاد می‌شود وضعیت پابرهنه بدون جوراب و با جوراب با هم مقایسه گردد تا تاثیر تغییر اطلاعات حس عمقی در اثر پوشیدن جوراب و همینطور نقش جوراب در تغییر میزان لغزنده‌گی و سر خوردن مشخص گردد. همچنین مطالعات آتی می‌توانند تاثیر انواع مدل‌های پاشنه و همینطور کفش را بر روی ثبات بررسی نمایند. با توجه به اینکه دستگاه ثبات سنج باشد که ارزیابی پراکنده‌گی جابه جایی صفحه، متاثر از میزان نوسان وضعیتی، می‌باشد و قادر نیست سرعت نوسان را اندازه گیری کند، لذا پیشنهاد می‌گردد دیگر نظیر وضعیت نگاری پویا و یا در شرایط عملکردی مانند راه رفتن نیز صورت گیرد تا جنبه‌های مختلف این تاثیر روش‌تر شود.

## نتیجه گیری

نظریه نتایج مطالعه حاضر و همینطور مشاهدات لیندمان و همکارانش (Lindemann et al. 2003)، شاید بتوان گفت که یک حد بحرانی برای ارتفاع پاشنه از نظر ثبات وجود دارد و تفاوت‌ها آنقدر کوچک است که اگر ارتفاع از این حد بحرانی بگذرد، اختلال ثبات و ناپایداری آشکار می‌گردد که این حد بحرانی احتمالاً به ۷ سانتیمتری نزدیک است. با توجه به مجموعه نتایج مشاهده شده در این مطالعه، می‌توان پاشنه ۳ سانتیمتری را به عنوان پاشنه‌ی بهینه از نظر

کرده‌اند (Lindemann et al. 2003). ثانیاً اگر در این مطالعه هم وضعیت کفش پاشنه صفر در نظر گرفته می‌شد، احتمالاً شاید این معنی داری مشاهده می‌گردید؛ کما اینکه بین وضعیت‌های پاشنه ۳ و ۷ سانتیمتری تفاوت معنی‌دار وجود داشت. در مطالعه حاضر مختصات قرارگیری پاها برای هر وضعیت کفسی بر روی صفحه ثبات سنج باشد که به طور مجزا ثبت شده و سپس آزمون انجام می‌گردد؛ در حالی که واقع‌نیا مختصات پاها را در وضعیت پابرهنه به دست آورده و در مورد وضعیت‌های کفسی دیگر نیز همان را در نظر می‌گرفت که این نیز خود می‌تواند دلیلی برای عدم تشابه نتایج باشد. گرچه مطالعه ما تفاوت معنی‌داری بین وضعیت پابرهنه و پاشنه‌های مختلف نشان نداد، وضعیت پابرهنه از نظر سه شاخص ثبات پویا، لاقل در مقایسه با وضعیت کفسی پاشنه ۳ سانتیمتری، بسی ثباتی بیشتری را ایجاد می‌کرد. شاید بتوان بسی ثباتی حاصل از وضعیت پابرهنه با جوراب را که در این مطالعه دیده شد، با احساس سرخوردن ناشی از جوراب توضیح داد. ثبات به وسیله عواملی مثل ترس از افتادن و احساس اینمی نیز تحت تاثیر قرار می‌گیرد (Shumway-Cook and Woollacott 2007). نکته قابل توجه اینکه مطالعه در زمینه بررسی علل افتادن در جمعیت مسن، به این نتیجه رسیده‌اند که بیشترین خطر هنگام راه رفتن با پای برهنه یا با جوراب و یا دمپایی (Slipper) و بدون کف (Koepsell et al. 2004; Larsen et al. 2006; Menz et al. 2006) کوپسل و همکاران عنوان می‌کنند پای بدون کفس نسبت به صدمه پیش‌بینی نشده آسیب پذیرتر است. علاوه بر این، پای جوراب پوشیده ضربی اصطکاک را کمتر و لذا فرد را مستعدتر به لیز خوردن می‌کند (Koepsell et al. 2004). در این مطالعه بسی ثباتی ایجاد شده در اثر افزایش ارتفاع پاشنه آنقدر زیاد نبود که بتواند هیچیک از شاخص‌های قدامی-خلفی و طرفی را افزایش دهد، گرچه شاخص ثبات پویای کلی را تغییرداده بود. به دلیل محدودیت‌هایی که از نظر طراحی قالب وجود داشت، نتوانستیم کفس پاشنه تخت یا

ثبات در هر دو شرایط ایستا و پویا، با روش‌های ارزیابی که در این مطالعه استفاده گردیده است، معرفی نمود.

جدول ۱- آمار توصیفی مشخصات نمونه‌ها تعداد=۳۶

| متغیرها  |       |        |         |              |                                    |
|----------|-------|--------|---------|--------------|------------------------------------|
| سن (سال) | حداقل | حداکثر | میانگین | انحراف معیار | واریانس                            |
| ۲/۳۷     | ۱/۵۴  | ۲۱/۱۷  | ۲۷      | ۱۹           |                                    |
| ۱۸/۴۱    | ۴/۲۹  | ۱۶۲/۳۹ | ۱۷۳     | ۱۵۵          | قد (سانتی متر)                     |
| ۱۳/۶۵    | ۳/۶۹  | ۵۵/۹۴  | ۶۵      | ۵۰           | وزن(کیلوگرم)                       |
| ۱/۷۵     | ۱/۳۲  | ۲۱/۲۱  | ۲۳/۸    | ۲۰/۰         | شاخص توده بدن<br>(مترمربع/کیلوگرم) |

جدول ۲- ثبات ایستا در وضعیت‌های مختلف

| تعداد=۳۶ |                 |                 |                 |                            |                            |
|----------|-----------------|-----------------|-----------------|----------------------------|----------------------------|
| پابرهنه  | کفش ۳ سانتیمتری | کفش ۵ سانتیمتری | کفش ۷ سانتیمتری | انحراف معیار $\pm$ میانگین | انحراف معیار $\pm$ میانگین |
|          |                 |                 |                 | ۷/۴۳ $\pm$ ۷/۳۹            | ۲۹/۴۲ $\pm$ ۲/۲۲           |
|          |                 |                 |                 | $P=0/0001$                 | $P=0/0001$                 |
|          |                 |                 |                 | ۳/۸۲ $\pm$ ۲/۴۹            | ۲۶/۰۲ $\pm$ ۶/۶۲           |
|          |                 |                 |                 | $P=0/0001$                 | $P=0/0001$                 |
|          |                 |                 |                 | ۳/۳۴ $\pm$ ۲/۳۷            | ۲۴/۳۶ $\pm$ ۸/۸۵           |
|          |                 |                 |                 | $P=0/0001$                 | $P=0/0001$                 |
|          |                 |                 |                 | ۲/۸۴ $\pm$ ۱/۳۷            | ۲۳/۷۰ $\pm$ ۸/۹۵           |
|          |                 |                 |                 |                            |                            |

### جدول ۳- ثبات پویا در وضعیت های مختلف

| شاخص ثبات کلی<br>انحراف معیار $\pm$<br>میانگین | شاخص ثبات طرفی<br>انحراف معیار $\pm$<br>میانگین | شاخص ثبات<br>قدامی خلفی<br>انحراف معیار $\pm$<br>میانگین | تعداد=۳۶           |
|--|---|--|--------------------|
| $1/47 \pm 0/56$                                | $F = 3/01$                                      | $1/10 \pm 0/38$  | $F = 1/2$          |
| $1/28 \pm 0/41$                                | $P = 0/04$                                      | $0/96 \pm 0/28$  | $P = 0/3$          |
| $1/39 \pm 0/61$                                |   | $1/06 \pm 0/46$  | $F = 1/2$          |
| $1/50 \pm 0/51$                                |   | $1/06 \pm 0/37$  | $1/14 \pm 0/46$    |
|  |   |  | $F = 1/7$          |
|  |   |  | پابرهنه            |
|  |   |  | کفشهای ۳ سانتیمتری |
|  |   |  | کفشهای ۵ سانتیمتری |
|  |   |  | کفشهای ۷ سانتیمتری |



شکل ۱- نماهای مختلف کفشهای آزمون



شکل ۲- آزمون ثبات پویا

## References

- Allum and Pfaltz., 2007. In: Shumway-cook, A. and Woollacott, H.M. Motor Control: Translating Research into Clinical Practice, *Lippincott Williams and Wilkins*, pp: 158-185.
- Arnadottir, S.A. and Mercer, V.S., 2000. Effects of footwear on measurements of balance and gait in women between the ages of 65 and 93 years. *Phys Ther*, **80**, pp. 17-27.
- Aydog, E., Aydog, S.T., Cakci, A. and Doral, M.N., 2006. Dynamic postural stability in blind athletes using the biodex stability system. *Int J Sports Med*, **27**, pp. 415-8.
- Davis, J.W., Ross, P.D., Nevitt, M.C. and Wasnich, R.D., 1997. Incidence rates of falls among Japanese men and women living in Hawaii. *J Clin Epidemiol*, **50**, pp. 589-94.
- Dietz E.T., Woolacott, A.L., Nashner, IN: Shumway-Cook, A. and Woollacott, H.M., 2007. Motor Control: Translating Research into Clinical Practice, *Lippincott Williams and Wilkins*, pp. 158-185.
- Edwards., 2007. In: Fransson, P.A., Gomez, S., Patel, M. and Johansson, L. Changes in multi-segmented body movements and EMG activity while standing on firm and foam support surfaces. *Eur J Appl Physiol*, **101**, pp. 81-89.
- El-Kashlan, H.K., Shepard, N.T., Asher, A.M., Smith-Wheelock, M. and Telian, S.A., 1998. Evaluation of clinical measures of equilibrium. *Laryngoscope*, **108**, pp. 311-9.
- Franklin, M.E., Chenier, T.C., Braunerger, L., Cook, H. and Harris, S., 1995. Effect of positive heel inclination on posture. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, **21**, pp. 94-99.
- Franklin, M.E., Chong, R., Bundy, S., Mathis, K., Stickel, A. and Wentworth, L., 2002. effects of high heels on balance control in elderly women. *Journal Of the American Physical Therapy Association*.
- Fransson, P.A., Gomez, S., Patel, M. and Johansson, L., 2007. Changes in multi-segmented body movements and EMG activity while standing on firm and foam support surfaces. *Eur J Appl Physiol*, **101**, pp. 81-9.
- Gribble, P.A., Tucker, W.S. and White, P.A., 2007. Time-of-day influences on static and dynamic postural control. *J Athl Train*, **42**, pp. 35-41.
- Hsue, B.J. and SU, F.C., 2000. Kinematics and kinetics of the lower extremities of young and elder women during stairs ascent while wearing low and high-heeled shoes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, In Press, Corrected Proof.
- Kazmkhani, S., 1999. Effect of heel height on mechanical characteristics of standing posture in women [thesis]. MSc, Tarbiat Modarres university, Faculty of Medical Sciences [In Persian].
- Khalkhali Zavieh, M., 2005. The effect of postural hyperkyphosis on proprioception and postural stability [dissertation]. PhD, Tarbiat Modarres university, Faculty of Medical Sciences [In Persian].
- Koepsell, T.D., Wolf, M.E., Buchner, D.M., Kukull, W.A., Lacroix, A.Z., Tencer, A. F., Frankenfeld, C.L., Tautvydas, M. and Larson, E.B., 2004. Footwear style and risk of falls in older adults. *J Am Geriatr Soc*, **52**, pp. 1495-501.
- Lantz, S.A. and Mecham, W.A., 1995. Kick off your high heels. *SWE Magazine*, P. 41.
- Larsen, E.R., Mosekilde, L. and Foldspang, A., 2004. Correlates of falling during 24 h among elderly Danish community residents. *Prev Med*, **39**, pp. 389-98.
- Lee, C.-M., Jeong, E.-H. and Freivalds, A., 2001. Biomechanical effects of wearing high-heeled shoes. *International Journal of Industrial Ergonomics*, **28**, pp.321-326.
- Lephart, S.M. and Freddie, H.F.U., 2000. Proprioception And Neuromuscular Control

- In Joint Stability. 1st ed., Human Kinetics. *the United States of America*. pp: 37-49.
- Lindemann, U., Scheible, S., Sturm, E., Eichner, B., Ring, C., Najafi, B., Aminian, K., Nikolaus, T. and Becker, C., 2003. Elevated heels and adaptation to new shoes in frail elderly women. *Z Gerontol Geriatr*, **36**, pp. 29-34.
- Menant, J.C., Perry, S.D., Steele, J.R., Menz, H.B., Munro, B.J. and Lord, S.R., 2008a. Effects of Shoe Characteristics on Dynamic Stability When Walking on Even and Uneven Surfaces in Young and Older People. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **89**, pp. 1970-1976.
- Menant, J.C., Steele, J.R., Menz, H.B., Munro, B.J. and Lord, S.R., 2008b. Effects of footwear features on balance and stepping in older people. *Gerontology*, **54**, pp.18-23.
- Menz, H.B., Morris, M.E. and Lord, S.R. 2006. Footwear characteristics and risk of indoor and outdoor falls in older people. *Gerontology*, **52**, pp. 174-80.
- Opila, K.A. 1988. Gender and somatotype differences in postural alignment: Response to high-heeled shoes and simulated weight gain. *Clinical Biomechanics*, **3**, pp.145-152.
- Pereira, H.M., Campos, T.F.D., Santos, M.B., Cardoso, J.R., Garcia, M.D.C. and Cohen, M., 2008. Influence of knee position on the postural stability index registered by the Biodex Stability System. *Gait & Posture*, **28**, pp. 668-672.
- Qu, X. and Nussbaum, M.A., 2009. Effects of external loads on balance control during upright stance: experimental results and model-based predictions. *Gait Posture*, **29**, pp. 23-30.
- Sherrington, C. and Menz, H.B., 2003. An evaluation of footwear worn at the time of fall-related hip fracture. *Age Ageing*, **32**, pp. 310-4.
- Shumway-Cook, A. and Woollacott, H.M., 2007. Motor Control: Translating Research into Clinical Practice. 3rd ed. , Lippincott Williams and Wilkins. *The United States of America*. pp: 158-185.
- Snow, R.E. and Williams, K.R., 1994. High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rearfoot motion, and ground reaction forces. *Arch Phys Med Rehabil*, **75**, pp. 568-76.
- Speksnijder, C.M., VD Munckhof, R.J.H., Moonen, S.A.F.C.M. and Walenkamp, G.H.I.M., 2005.The higher the heel the higher the forefoot-pressure in ten healthy women. *The Foot*, **15**, pp.17-21.
- Vaseqnia, A. 2004. *Comparing the effect of heel height on standing balance in two groups of 20-30 year old healthy women [thesis]*. MSc, Iran Medical Sciences university, Faculty of Rehabilitation sciences [In Persian].
- Vuillerme, N., Pinsault, N. and Vaillant, J., 2005. Postural control during quiet standing following cervical muscular fatigue: effects of changes in sensory inputs. *Neuroscience Letters*, **378**, pp.135-139.
- Whitney, S.L. and Wrisley, D.M., 2004. The influence of footwear on timed balance scores of the modified clinical test of sensory interaction and balance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **85**, 439-443.
- Won-ho, K. and Eun-young, P., 1997. effects of the high-heeled shoes on the sensory system and balance in women. *Kautpt*, **4**.
- Yung-hui, L. and Wei-Hsien, H., 2005. Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. *Applied Ergonomics*, **36**, pp. 355-362

## The effect of shoe-heel height on the static and dynamic postural stability in healthy young women

**Norouzi Larki, A., MS.c.** International Branch of Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

**Khalkhali Zaviyeh M., Ph.D.** Assistant Professor, Faculty of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran- Corresponding author: minoo\_kh@yahoo.com

**Rahimi, A., Ph.D.** Associate Professor, Faculty of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

**Naimi S., Ph.D.** Assistant Professor, Faculty of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

**Tabatabaii M., MS.c.** Instructor, Faculty of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Received: Aug 18, 2010

Accepted: Dec 30, 2010

### ABSTRACT

**Background and Aim:** Wearing high-heeled shoes increases the height of the center of gravity and takes the line of gravity away from the center of the base of support. This may result in the loss of body balance. In this study the effect of 3 heel heights on the static and dynamic postural stability in healthy young women was investigated.

**Materials and Methods:** In this cross-over quasi-experimental study with repeated measures, three dynamic indices of anteroposterior, mediolateral, and overall stability were determined using Bidex stabilometer and static stability using a modified CTSIB test. The measurements were made at 4 conditions of the feet, i. e., barefoot, and wearing shoes with a heel height of 3, 5, or 7 centimeters.

**Results:** The mean static stability index in the barefoot condition was significantly different from that in any the 3 conditions of wearing heels. With the eyes closed, the most unstable condition was in the case of the 7-cm heel, which caused also the most unstable dynamic condition; the differences were all statistically significant.

**Conclusion:** The findings indicate that postural instability increases with increases in the height of shoe heels. On the whole, considering both the static and dynamic stability, the 3-cm heel can be recommended as the optimum-height heel.

**Key words:** Static stability, Dynamic stability, Shoe heel, Young women, Repeated measures

