مجله دانشکده بهداشت و انستیتو تحقیقات بهداشتی
دوره ۹ ، شماره ۱ بهار ۱۳۹۰، صفحه۵۸ - ۴۷

تاثیر ارتفاع پاشنه ی 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: مربی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران ، ایران
تاریخ دریافت : ۸۹/۵/۲۷ تاریخ پذیرش : ۸۹/۱۰/۹

چکیده

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

روش کار: در این مطالعه شبه تجربی به روش اندازه گیری مکرر، در ۳۶ دختر سالم شاخص های ثبات پویا به وسیله دستگاه ثبات سنج بایودکس و ثبات ایستا به وسیله آزمون Clinical Test of Sensory Interaction and Balance تغییر یافته ارزیابی شد. اندازه گیری ها به طور تصادفی در چهار وضعیت پابرهنه و پوشیدن کفش های پاشنه ۳، ۵ و ۷ سانتیمتری انجام گرفت.

نتایج: میانگین شاخص ثبات ایستا در حالت های مختلف آزمون در مقایسه هر سه وضعیت کفشی 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 وضعیت های آزمون بود.

نتیجه گیری: نتایج این مطالعه افزایش بی ثباتی با بالارفتن ارتفاع پاشنه را مورد تایید قرار می دهد. در مجموع می توان پاشنه ۳ سانتیمتری را به عنوان پاشنه ی بهینه از نظر ثبات در هر دو شرایط ایستا و پویا معرفی نمود.

واژگان کلیدی: وضعیت، ثبات ایستا، ثبات پویا، پاشنه ی کفش، زنان جوان ، اندازه گیری مکرر .

مقدمه

امروزه شاهد استفاده زیاد و روز افزون کفش های پاشنه بلند توسط خانمها هستیم. تاثیر این کفش ها بر روی بدن از جنبه های مختلفی حائز اهمیت است. با پوشیدن کفش های پاشنه بلند ارتفاع مرکز ثقل (Center of Gravity) بیشتر شده و خط ثقل (Line of Gravity) بدن نیز از مرکز سطح اتکاBOS (Base of Support) دور می گردد؛ لذا احتمال دارد تعادل بدن در معرض خطر قرار گیرد. افتادن های غیر ارادی اغلب نتیجه از دست رفتن تعادل است. افتادن یکی از شایع ترین حوادث منجر به صدمه در فعالیت های روزمره و محیط های 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) معمولا بعد از افتادن ایجاد می شوند (Davis et al. 1997). در سال ۲۰۰۳ شرینگتون و منز گزارش کردند ۷۵٪ از افرادی که شکستگی

[Downloaded from sjsph.tums.ac.ir on 2026-03-26]

مرتبط با افتادن را در مفصل ران تجربه می کنند، هنگام افتادن، کفشی با حداقل یک مشخصه نامطلوب پوشیده اند (Sherrington and Menz 2003).

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

درمطالعات انجام شده در جمعیت جوان نیز تناقضاتی موجود می باشد. منانت 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 می دهد؛ البته در این مطالعه تنها یک کفش پاشنه دار (دارای پاشنه ٤/٥ سانتیمتری) با کفش استاندارد مقایسه شده بود و ارتفاع های مختلف پاشنه مورد بررسی قرار نگرفته بود (Menant et al. 2008).

در سال ۱۹۹۹ کاظم خانی با ارزیابی جا به جایی مرکز فشارCOP(Center of Pressure) بر روی دانشجویان دختر سالم (Kazemkhani 1999) و در سال ۲۰۰٤ واثق نیا با ارزیابی شاخص ثبات پویای کلی(Overal Dynamic Stability Index) و محدوده ثبات کلی(Overal Limits of Stability) به وسیله دستگاه ثبات سنج بایودکسBBS (Biodex Stability System) در زنان جوان ۳۰-۲۰ سال (Vaseqnia 2004)، کاهش ثبات را با افزایش ارتفاع پاشنه تایید نمودند؛ ولی در مطالعه آنها از گوه های (Wedge) مختلف به جای کفش واقعی استفاده شده بود که به نظر می رسد خود می تواند عامل بی ثباتی، مستقل از ارتفاع پاشنه، باشد. لیندمان و همکارانش در سال ۲۰۰۳، تفاوتی در عملکرد تعادلی با کفش های پاشنه بلندتر در مقایسه با کفش های پاشنه کوتاه تر مشاهده نکردند و پیشنهاد کردند که افزایش ارتفاع تنها وقتی از یک حد بحرانی بگذرد می تواند بر ثبات فرد اثر بگذارد (Lindemann et al. 2003).

وان هو و یون یانگ (۱۹۹۷)، نشان دادند که داشتن تجربه طولانی مدت در پوشیدن کفش های 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 کفش های پاشنه بلند، به واسطه عادت سیستم عصبی موجب افزایش توانایی تعادل ایستاده می شود (Vaseqnia 2004).

با توجه به اینکه جوان ها طبیعتا از تحرک وفعالیت بیشتری برخوردار هستند و در کشور ما نیز استفاده از کفش-های پاشنه بلند بیشتر در بین جمعیت جوان، حتی در محیط های کاری و به طور روزمره دیده می شود، بررسی تاثیر کفش برروی تعادل در جمعیت جوان ضروری به نظر می رسد. از طرفی، مطالعات انجام شده در این زمینه معمولا تنها تاثیر یک یا دو ارتفاع مختلف را، آن هم نه به صورت کفش واقعی، بلکه با قرار دادن گوه هایی با ارتفاع‌های مختلف در زیر پای افراد بررسی کرده اند. اغلب بررسی های 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 کفش های واقعی و رایج (و نه طرح گوه)، مورد بررسی قرار دهیم و با حالت بدون کفش مقایسه نماییم. نتایج این مطالعه می تواند به تعیین ارتفاع بهینه پاشنه ی کفش در شرایط ایستا و پویا کمک نموده،اطلاعات حاصل از آن در پیشگیری از صدمات حاصل از بی ثباتی و افتادن و طراحی کفش مناسب برای جمعیت جوان موثر باشد.

[Downloaded from sjsph.tums.ac.ir on 2026-03-26]

روش کار

در این مطالعه ۳٦ دختر به روش غیرتصادفی ساده در دسترس، از میان دانشجویان دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی مورد بررسی قرارگرفتند.

شرایط ورود به مطالعه: نمونه ها دانشجویان دختر سالم در سنین ۱۸ تا ۳۰ سال،باشاخص توده بدنی BMI (Body Mass Index) بین ۲۰ تا ۲٤ کیلوگرم بر متر مربع و باشماره کفش ۳۸ بودند و در ٦ ماه گذشته به طور معمول از کفش های با پاشنه کوتاه (حداکثر ۳ سانتیمتر) استفاده می کردند.

شرایط خروج از مطالعه: داشتن سابقه جراحی ستون فقرات (Lee et al.2001) ، داشتن سابقه کمردرد مزمن در ٦ 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 (El-Kashlan et al.1998) ، سرگیجه (Hsue and Su) مشکلات بینایی اصلاح نشده توسط عینک (Vuillerme et al. 2005)، بیماری یا آسیب عصبی- عضلانی- اسکلتی که دامنه حرکتی اندام تحتانی را محدود کرده و باعث شوند پوشیدن کفش های پاشنه بلند دردناک شود (Franklin et al.1995)، اعتیاد به مصرف ترکیبات مخدر یا مسکن (Kazemkhani 1999)، انجام فعالیت بدنی و یا ورزشی خاص به صورت حرفه ای، شرکت در ارزیابی و تمرین تعادل در ٦ ماه گذشته که این موارد همگی براساس اظهارات خود بیمار می باشند و در نهایت وجود ضایعه و بدشکلی قابل مشاهده در ستون فقرات و اندام های تحتانی (Kazemkhani 1999; Yung-Hui and Wei-Hsien 2005; Speksnijder et al. 2005; Lee et al. 2001; Pereira et al. 2008).

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 سانتیمتری با ترتیب تصادفی مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفت.

وسایل و مواد مورد استفاده:

۱) دستگاه ثبات سنج بایودکس مدل ۳۰۲-۹٤۵، 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 عاج‌دار برای جلوگیری از لیز خوردن، قالب گرد که معمولا برای کفش های راحت مورد استفاده قرار می گیرد، پاشنه‌های استاندارد (محصول کارخانه تاپ ترکیه) با ارتفاع های ۳، ۵ و ۷ سانتیمتر (شکل ۱).

۳) اسفنج پلی یورتان با چگالی متوسط به ابعاد ۵۰ در ٤۸ در ۱۰سانتیمتر که بر سطح آن یک لایه اسفنج متراکم نازک برای جلوگیری از فرو رفتن پاشنه ها چسبانده شده است.

پیش از هر آزمون، ۳-۲ دقیقه به فرد فرصت داده می شد تا با کفش آزمون، جهت آشنایی با آن، قدم بزنند. یک استراحت ۵ دقیقه ای در بین دو آزمون و یک استراحت ۱ دقیقه ای در بین وضعیت های 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 (Pereira et al. 2008) و برای ارزیابی ثبات ایستا، از (CTSIB) Clinical Test of Sensory Interaction and Balance تغییر یافته (Whitney and Wrisley 2004) استفاده گردید. پیش از انجام آزمونهای اصلی، یک آزمون آشنایی در وضعیت ایستاده بر روی دو پا (پای برهنه)، با چشمان باز (برای آزمون ثبات پویا) و چشمان بسته (برای آزمون ثبات ایستا)، از افراد به عمل آورده شد.

[Downloaded from sjsph.tums.ac.ir on 2026-03-26]

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 درحالت ایستاده بر روی دوپا سعی می کرد تعادل خود را بدون جابه جایی وضعیت پاها حفظ نماید. مدت زمان انجام این آزمون نیز ۲۰ ثانیه انتخاب شد. این دستگاه واریانس جابه جایی صفحه را بعنوان میزان ثبات فرد به صورت سه شاخص ثبات (شاخص ثبات پویای قدامی- خلفی (Antero-Posterior)، طرفی (Mediolateral) و شاخص ثبات پویای کلی) ارائه می دهد که میزان ثبات را به ترتیب در جهت قدامی- خلفی ، طرفی و کلی نشان می دهند وهرچه 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 چشمهای باز بر روی سطح سفت، ۲) ایستاده با چشمهای بسته بر روی سطح سفت، ۳) ایستاده با چشمهای باز با یک گنبد تناقض بینایی Visual Conflict Dome (VCD) روی سر بر روی سطح سفت، ٤) ایستاده با چشمهای باز بر روی اسفنج (Foam) ، ۵) ایستاده با چشمهای بسته بر روی اسفنج و ٦) ایستاده با چشمهای باز با یک گنبد تناقض بینایی روی سر بر روی اسفنج (Whitney and Wrisley 2004).

از آنجا که اندازه های بدست آمده با گنبد تناقض بینایی (وضعیت ۳ و ٦) با اندازه های حاصل از وضعیت نگاری همبستگی نشان نداده اند و نیز با اندازه های بدست آمده با چشمهای بسته تفاوت معنی داری ندارند، به تبعیت از ویتنی و ریسلی، وضعیت ۳ و ٦ 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 نمودند و همینطور با کثرت وضعیت های آزمون احتمال خستگی نمونه ها وجود داشت، این مرحله نیز از آزمون ثبات ایستا حذف شد و CTSIB به CTSIB تغییر یافته تغییر نام پیدا کرد . CTSIB تغییر یافته شامل سه وضعیت است: ۱) ایستاده با چشمهای بسته بر روی سطح سفت، ۲) ایستاده با چشمهای باز بر روی اسفنج و ۳) ایستاده با چشمهای 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 راداشته 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 (پابرهنه، 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 وقتی 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، تکرارپذیری آزمون ثبات ایستا و پویا نیز در طی دو تکرار با فاصله ۱۵ دقیقه بر روی ۷ زن جوان سالم موردبررسی قرارگرفت.

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 ناپارامتری کولموگروف- اسمیرنوف (Kolmogorov Smirnov) تعیین شد، از آزمون تحلیل پراکندگی با اندازه گیری مکرر Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA). برای مقایسه های بیشتر از دو

[Downloaded from sjsph.tums.ac.ir on 2026-03-26]

متغیر استفاده گردید و در صورت معنی دار بودن آن، آزمون بون فرونی (Bonferroni) جهت مقایسه های دو به دو انجام می شد. 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 آزمونICC (Intraclass Correlation Coefficient) برای بررسی تکرار پذیری استفاده گردید.

نتایج

مشخصات نمونه های موردبررسی در جدول ۱ آورده شده است. جهت تعیین تکرارپذیری، میزان ICC برای آزمون ثبات ایستا و پویابه دست آمد که مقادیر آن قابل قبول بود (۰/۷۵۳-۰/۹۷۲).

ثبات ایستا: ثبات ایستا در حالت زمین- چشم بسته: همانطور که در جدول ۲ مشاهده می شود میانگین شاخص ثبات ایستااز وضعیت پابرهنه تا وضعیت های کفشی پاشنه ۳، ۵ و ۷ سانتیمتری، به ترتیب، کاهش داشته است وبین این وضعیتها تفاوت معنی دار وجود دارد (p=۰/۰۰۰۱) (جدول۲).

در مقایسه دوبه دوی وضعیت پابرهنه نسبت به هر سه وضعیت کفشی (در هر سه مورد p<۰/۰۰۱) و نیز در مقایسه وضعیت های کفشی پاشنه ۳ و ۷ سانتیمتری (p=۰/۰۲) این کاهش معنی‌دار بود.

ثبات ایستا در حالت اسفنج- چشم باز: شاخص ثبات ایستااز وضعیت پابرهنه تا وضعیت های کفشی پاشنه ۳، ۵ و ۷ سانتیمتری، به ترتیب، کاهش یافته وبین این وضعیتها تفاوت معنی دار وجود دارد(p=۰/۰۰۰۱)(جدول۲).

درمقایسه دو به دو، تنها در مقایسه وضعیت پابرهنه با هریک از وضعیت های کفشی این کاهش ها معنی دار است (در مقایسه وضعیت پابرهنه با کفش پاشنه ۳ سانتیمتری: p=۰/۰۰۳، در مقایسه وضعیت پابرهنه و کفش پاشنه ۵ سانتیمتری: p=۰/۰۰۱، در مقایسه وضعیت پابرهنه و کفش ۷ سانتیمتریp=۰/۰۰۱).

ثبات ایستا در حالت اسفنج- چشم بسته: میانگین شاخص ثبات ایستا در این حالت از وضعیت پابرهنه تا وضعیت‌های کفشی پاشنه۳، ۵ و ۷ سانتیمتری، به ترتیب کاهش می یابد وبین این وضعیتها تفاوت معنی دار وجود دارد(p=۰/۰۰۰۱)(جدول ۲).

در مقایسه دو به دو،این کاهش ها در مقایسه وضعیت پابرهنه و کفش پاشنه ۳ سانتیمتری (p=۰/۰۱)، پابرهنه و کفش پاشنه ۵ سانتیمتری (p=۰/۰۱)، پابرهنه و کفش پاشنه ۷سانتیمتری (p=۰/۰۰۳) و مقایسه کفش های پاشنه ۳ سانتیمتری و پاشنه ۷ سانتیمتری (p=۰/۰۱) از نظر آماری معنی دار بود.

مقایسه میانگین شاخص های ثبات ایستا در سه حالت زمین- چشم بسته، اسفنج- چشم باز و اسفنج- چشم بسته برای هر وضعیت:

درتمام وضعیت ها ،حالت ایستاده بر روی اسفنج با چشم باز پایدارترین حالت و ایستاده بر روی زمین با چشم بازدر 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<۰/۰۰۱ وجود داشت.

ثبات پویا: شاخص ثبات پویای قدامی- خلفی: شاخص ثبات پویای قدامی- خلفی در وضعیت کفش پاشنه ۳ سانتیمتری نسبت به وضعیت پابرهنه 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>۰/۰۵)(جدول۳).

شاخص ثبات پویای طرفی: شاخص ثبات پویای طرفی در وضعیت کفش پاشنه ۳ سانتیمتری نسبت به وضعیت

[Downloaded from sjsph.tums.ac.ir on 2026-03-26]

پابرهنه 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>۰/۰۵)(جدول۳).

ثبات پویای کلی: میانگین این شاخص در وضعیت های مختلف تفاوت معنی دار داشت(p=۰/۰٤)(جدول۳).

مقایسه دو به دوی وضعیتها نشان داد که این شاخص در کفش پاشنه ۳ سانتیمتری نسبت به پابرهنه کاهش داشت که این کاهش معنی دار نبود (p>۰/۰۵). 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=۰/۰۳) و در سایر موارد بی معنی بود (p>۰/۰۵).

بحث

ثبات ایستا: در حالت ایستاده روی زمین و همینطور بر روی اسفنج با چشمان بسته، وضعیت پابرهنه به طور معنی داری باثبات 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 پابرهنه به طور معنی داری باثبات ترین حالت بود. به نظر می رسد با توجه به اهمیت حس بینایی در حفظ ثبات وضعیت (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 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 مشاهدات Snow و Williams (۱۹۹٤) (Snow and Williams 1994)، قاعده تکیه گاه را کاهش می دهد (Lindemann et al. 2003).

در مقایسه شاخص ثبات ایستا بین وضعیت‌های مختلف آزمون، یعنی زمین- چشم بسته، اسفنج- چشم باز و اسفنج- چشم بسته، برای تمام وضعیت‌های کفشی و همینطور پابرهنه تفاوت معنی‌دار 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 باثبات ترین حالت، ایستاده بر روی اسفنج با چشم باز است. این نتایج نیز موید نقش مهم بینایی در کنترل ثبات ایستا، چه در حالت پابرهنه و چه در حالتهای کفشی 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 ورودیهای بینایی/ دهلیزی تکیه می کند (Shumway-Cook and Woollacott 2007). دیتز و همکاران (۱۹۹۱) و همچنین ناشنر و همکارش وولاکات در سال ۱۹۷۹، اظهار کرده اند که تاخیرات پاسخ عضلانی به راهنماهای بینایی ناشی از اغتشاشات تعادلی، نسبتا آهسته هستند (۲۰۰ هزارم ثانیه)؛ در عوض پاسخ‌های حسی- پیکری ظرف ۸۰ تا ۱۰۰ هزارم ثانیه فعال می‌شوند و از آنجا که به نظر می رسد پاسخهای حسی- پیکری به جابه جایی‌های سطح اتکا خیلی سریع‌تر از پاسخ‌های بینایی هستند، هنگامی که عدم تعادل ناشی از

[Downloaded from sjsph.tums.ac.ir on 2026-03-26]

جابجاییهای سریع سطح اتکا باشد، سیستم عصبی برای کنترل نوسان بدن ابتدا بر ورودی‌های حسی- پیکری تکیه می کند. (Dietz et al. 2009; Woolacott and Nashner 2007) اگرچه تحت شرایط خاصی ورودی-های دهلیزی و بینایی در کنترل پاسخ ها به اغتشاشات گذرا مهم هستند. به عنوان مثال، هنگامی که سطح اتکا در جهت "پنجه‌های پا به سمت بالا" (Toes-upward) چرخانده می شود، کشیدگی و فعال شدن عضله گاستروکنمیوس بی ثبات کننده بوده و بدن را به سمت عقب می کشد (Shumway-Cook and Woollacott 2007). آلوم و فالتز (۱۹۸۵)، نشان داده اند که پاسخ جبرانی ایجاد شده در عضله تیبیالیس قدامی که برای بازگرداندن تعادل است، وقتی که چشمها بازند، به وسیله سیستمهای بینایی و دهلیزی فعال می شود و هنگامی که چشمها بسته هستند، به طور اولیه (۸۰٪) توسط مجاری نیمدایره ای دهلیزی فعال می گردند.(Allum and Pfaltz 2007) ادواردز در ۱۹٤٦، اظهار می کند در دسترس بودن اطلاعات بینایی می تواند 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 می دهد که بعضی از حرکات ایجاد شده در حال ایستاده بر روی اسفنج و با چشم باز، می توانند سریعا با چشمهای باز ناپدید 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 کاملا جبران کند که با گزارش های 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 می رسد که کفش های پاشنه بلند در شرایطی که اطلاعات بینایی به دلایلی نظیر تاریکی محیط یا وجود نقایص بینایی در دسترس نیستند یا اختلال دارند، مثلا مشابه شرایطی که در افراد مسن وجود دارد، بیشتر می توانند 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 وضعیت های کفشی و همین طور وضعیت پابرهنه نشان نداد. شاخص ثبات پویای کلی گرچه تفاوتی بین وضعیت پابرهنه و وضعیت های کفشی نشان نداد، ولی در وضعیت کفش ۷ سانتیمتری در مقایسه با ۳ سانتیمتری بی ثباتی به طور معنی داری بیشتر بود. در این مورد وضعیت پابرهنه در مقایسه با وضعیت های کفشی ۳ و ۵ سانتیمتر بی 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 واثق 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 می باشند؛ با این تفاوت که واثق 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 معنی‌دار دیده بود و در مورد پاشنه ۳ سانتیمتری در مقایسه با پاشنه صفر، با وجود کاهش ثبات، تفاوت معنی‌داری مشاهده نکرده بود. همان طور که ذکر شد، واثق نیا در مطالعه خود مقایسه ها را با وضعیت پاشنه صفر انجام داده بود، نه وضعیت پابرهنه. با این توجه، عدم مشاهده تفاوت معنی‌دار در مورد پاشنه ۵ سانتیمتری در مطالعه حاضر شاید به خاطر این باشد که اولا کفش‌ها در این مطالعه از نوع واقعی و دارای کانتر پاشنه بودند که این می تواند علاوه بر ایجاد ثبات مکانیکی بیشتر، با تحریک پوستی ناحیه اطراف مفصل مچ، سبب ایجاد ورودی‌های حسی اضافی و تسهیل حس عمقی شده و مانع بروز تفاوت معنی‌دار با اختلاف کم در ارتفاع پاشنه شود؛ چنانکه لیندمان و همکاران نیز این مطلب را با عنوان طراحی مشابه نگهدارنده پاشنه (Heel-hold) مطرح

[Downloaded from sjsph.tums.ac.ir on 2026-03-26]

کرده‌اند(Lindemann et al. 2003) . ثانیا اگر در این مطالعه هم وضعیت کفش پاشنه صفر در نظر گرفته می‌شد، احتمالا شاید این معنی داری مشاهده می گردید؛ کما اینکه بین وضعیت های پاشنه ۳ و ۷ سانتیمتری تفاوت معنی‌دار وجود داشت. در مطالعه حاضر مختصات قرارگیری پاها برای هر وضعیت کفشی بر روی صفحه ثبات سنج بایودکس به طور مجزا ثبت شده و سپس آزمون انجام می گردید؛ در حالی که واثق نیا مختصات پاها را در وضعیت پابرهنه به دست آورده و در مورد وضعیت‌های کفشی دیگر نیز همان را در نظر می گرفت که این نیز خود می تواند دلیلی برای عدم تشابه نتایج باشد. گرچه مطالعه ما تفاوت معنی داری بین وضعیت پابرهنه و پاشنه های مختلف نشان نداد، وضعیت پابرهنه از نظر سه شاخص ثبات پویا، لااقل در مقایسه با وضعیت کفش پاشنه ۳ سانتیمتری، بی ثباتی بیشتری را ایجاد می کرد. شاید بتوان بی 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 ایمنی نیز تحت تاثیر قرار می گیرد (Shumway-Cook and Woollacott 2007). نکته قابل توجه اینکه مطالعه در زمینه بررسی علل افتادن در جمعیت مسن، به این نتیجه رسیده اند که بیشترین خطر هنگام راه رفتن با پای برهنه یا با جوراب و یا دمپایی (Slipper) و بدون کف (Sole) وجود دارد (Koepsell et al. 2004; Larsen et al. 2004; Menz et al. 2006). کوپسل و همکاران عنوان می کنند پای بدون کفش نسبت به صدمه پیش بینی نشده آسیب پذیرتر است. علاوه بر این، پای جوراب پوشیده ضریب اصطکاک را کمتر و لذا فرد را مستعدتر به لیز خوردن می کند (Koepsell et al. 2004). در این مطالعه بی 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 محدودیت هایی که از نظر طراحی قالب وجود داشت، نتوانستیم کفش پاشنه تخت یا 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 می گردد که کفش ها از نظر ساختاری متفاوت شوند؛ بنابراین نمی توان تفاوتهای مشاهده شده را صرفا به تفاوت ارتفاع پاشنه منسوب نمود. بنابراین دلیل کفش پاشنه تخت را از مطالعه حذف گردید. پیشنهاد می‌کنیم در مطالعات آتی مقایسه ای 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 گردند تا تاثیر تغییر اطلاعات حس عمقی در اثر پوشیدن جوراب و همینطور نقش جوراب در تغییر میزان لغزندگی و سر خوردن مشخص گردد. همچنین مطالعات آتی می توانند تاثیر انواع مدلهای پاشنه و همینطور کفش را بر روی ثبات بررسی نمایند. باتوجه به اینکه دستگاه ثبات سنج بایودکس تنها قادر به ارزیابی پراکندگی جابه جایی صفحه، متاثر از میزان نوسان وضعیتی، می باشد و قادر نیست سرعت نوسان را اندازه گیری کند، لذا پیشنهاد می گردد ارزیابی تاثیر ارتفاع پاشنه بر ثبات در شرایط پویا با روشهای دیگر نظیر وضعیت نگاری پویا و یا در شرایط عملکردی مانند راه رفتن نیز صورت گیرد تا جنبه های مختلف این تاثیر روشن تر شود.

نتیجه گیری

نظربه 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 احتمالا 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

[Downloaded from sjsph.tums.ac.ir on 2026-03-26]

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

جدول۱- آمار توصیفی مشخصات نمونه ها تعداد=۳۶

متغیرها	حداقل	حداکثر	میانگین	انحراف معیار	واریانس
سن (سال)	۱۹	۲۷	۲۱/۱۷	۱/۵٤	۲/۳۷
قد (سانتی متر)	۱۵۵	۱۷۳	۱٦۲/۳۹	٤/۲۹	۱۸/٤۱
وزن(کیلوگرم)	۵۰	٦۵	۵۵/۹٤	۳/٦۹	۱۳/٦۵
شاخص توده بدن (مترمربع/کیلوگرم)	۲۰/۰	۲۳/۸	۲۱/۲۱	۱/۳۲	۱/۷۵

جدول ۲- ثبات ایستا در وضعیت های مختلف

تعداد=۳٦

		ایستاده بر روی زمین با چشم بسته(ثانیه)		ایستاده بر اسفنج با چشم باز(ثانیه)		ایستاده بر اسفنج با چشم بسته(ثانیه)
		انحراف معیار±میانگین		انحراف معیار±میانگین		انحراف معیار±میانگین
پابرهنه		۲۱/٦٦±۹/۵٤		۲۹/٤۲±۲/۲۲		۷/٤۳±۷/۳۹
کفش ۳ سانتیمتری	$P=$ ۰/۰۰۰۱	۱۲/٤۲±۱۰/٤۰	P=۰/۰۰۰۱	۲٦/۰۲±٦/٦۲	P=۰/۰۰۰۱	۳/۸۲±۲/٤۹
کفش ۵ سانتیمتری		۹/٤۸±۸/۷٦		۲٤/۳٦±۸/۸۵		۳/۳٤±۲/۳۷
کفش ۷ سانتیمتری		۸/٦۹±۸/۳۷		۲۳/۷۰±۸/۹۵		۲/۸٤±۱/۳۷

[Downloaded from sjsph.tums.ac.ir on 2026-03-26]

جدول۳ -ثبات پویا در وضعیت های مختلف

تعداد=۳۶		شاخص ثبات قدامی خلفی انحراف معیار ± میانگین		شاخص ثبات طرفی انحراف معیار± میانگین		شاخص ثبات کلی انحراف معیار ± میانگین
پابرهنه	F =۱/۷	۱/۱٤±۰/٤٦	F = ۱/۲	۱/۱۰±۰/۳۸	F = ۳/۰۱	۱/٤۷±۰/۵٦
کفش ۳ سانتیمتری	P = ۰/۱	۱/۰۱±۰/۳٦	P =۰/۳	۰/۹٦±۰/۲۸	P = ۰/۰٤	۱/۲۸±۰/٤۱
کفش ۵ سانتیمتری		۱/۰۷±۰/٤۵	F = ۱/۲	۱/۰٦±۰/٤٦		۱/۳۹±۰/٦۱
کفش ۷ سانتیمتری		۱/۱۹±۰/٤٤		۱/۰٦±۰/۳۷		۱/۵۰±۰/۵۱

شکل۱- نماهای مختلف کفش های آزمون

شکل۲- آزمون ثبات پویا

شکل۳ = آزمون ثبات ایستا

[Downloaded from sjsph.tums.ac.ir on 2026-03-26]

References

Allum and Pfaltz., 2007. In: Shumway-cook, A. and Woollacott, H.M. Motor Control: Translating Research inti 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 inti 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., Brauninger, 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

[Downloaded from sjsph.tums.ac.ir on 2026-03-26]

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

[Downloaded from sjsph.tums.ac.ir on 2026-03-26]