مقاله پژوهشی
مجله دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان
دوره ۱۳، فروردین ۱۳۹۳، ۴۰-۲۷

مقایسه اثر تمرین‌های کششی استاتیک و ویبریشن بر شاخص‌های ثبات پاسچرال در زنان سالم

اصغر اکبری[۱]، فریماه آسیایی[۲]، دکتر ابوالفضل فراهانی[۳]

دریافت مقاله: ۹۱/۱۰/۲۷ ارسال مقاله به نویسنده جهت اصلاح: ۹۱/۱۱/۲۹ دریافت اصلاحیه از نویسنده: ۹۲/۴/۱۹ پذیرش مقاله: ۹۲/۴/۲۹

چکیده

زمینه و هدف: تمرین‌های کششی با تحریک گیرنده‌های حس عمقی و افزایش انعطاف پذیری بافت‌ها و ویبریشن نیز با تحریک گیرنده‌های حس عمقی می‌توانند در بهبود ثبات پاسچرال نقش مهمی‌داشته باشند. مطالعه حاضر به منظور مقایسه تأثیر تمرین‌های کششی استاتیک با ویبریشن بر شاخص‌های ثبات پاسچرال در زنان سالم انجام شد.

مواد و روش‌ها: این کارآزمایی بالینی در سال ۱۳۹۰ در دانشگاه علوم پزشکی زاهدان انجام شد. چهل و پنج دانشجوی دختر سالم از طریق نمونه‌گیری در دسترس انتخاب و به صورت تصادفی در ۳ گروه مساوی قرار گرفتند. گروه اول به مدت ۴ هفته، هر هفته ۵ روز و هر روز به مدت ۲۰ دقیقه تمرین‌های کششی استاتیک ۵ ثانیه‌ای دریافت کردند. برای گروه دوم ویبریشن با فشار متوسط، فرکانس بالا و سرعت ۲۵۰۰ دور در دقیقه به مدت ۲۰ دقیقه با همان دوز استفاده شد. برای گروه کنترل مداخله انجام نشد. شاخص‌های ثبات کلی، قدامی- خلفی و جانبی با سیستم تعادلی بایودکس Biodex System SD 950-304 مدل Sw45-30D-E6N (New York, United States of America, Biodex Medical System, Inc) در وضعیت‌های مختلف قبل و بعد از مداخله اندازه‌گیری شد. از آزمون‌های آماری t زوجی و آنالیز واریانس یک‌طرفه برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد.

یافته‌ها: در گروه کشش استاتیک شاخص ثبات کلی در وضعیت ایستاده روی پای راست با چشمان باز از ۵/۰۸±۰/۴۴ به ۴/۹۸±۰/۴۴ (p=۰/۰۲۷) و شاخص ثبات جانبی در وضعیت ایستاده روی دو پا با چشمان بسته از ۱/۹۰±۰/۳۶ به ۱/۷۵±۰/۳۲ (p=۰/۰۰۶) کاهش یافتند. در گروه ویبریشن کلیه شاخص‌های تعادلی کاهش داشتند (P<۰/۰۰۱). اختلافی بین سه گروه از نظر کلیه متغیرهای مطالعه قبل و بعد از مداخله مشاهده نشد (P>۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: نتایج مطالعه نشان داد که ویبریشن در اکثریت وضعیت‌های مورد مطالعه سبب افزایش ثبات پاسچرال می‌شود.

واژه‌های کلیدی: تمرین‌های کششی استاتیک، ویبریشن، ثبات پاسچرال، بایودکس

۱- دانشیار مرکز تحقیقات ارتقاء سلامت، دانشگاه علوم پزشکی زاهدان، زاهدان، ایران
تلفن: ۳۴۲۴۶۷۵-۰۵۴۱، دورنگار: ۳۴۲۴۶۷۵-۰۵۴۱، پست الکترونیکی: *akbari_as@yahoo.com*
۲- کارشناس گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی زاهدان، زاهدان، ایران
۳- استاد گروه آموزشی تربیت بدنی، دانشگاه پیام نورتهران، تهران، ایران

Archive of SID
www.SID.ir

مقدمه

ثبات، ایجاد تعادل بین نیروهای ایجاد کننده و بر هم زننده آن است [۱]. کنترل پاسچر برای ثبات و جهت‌یابی نیاز به یکپارچگی اطلاعات حسی جهت ارزیابی وضعیت و حرکت بدن در فضا و توانایی ایجاد نیرو برای کنترل وضعیت بدن دارد. پاسچر، راستای هر قسمت از بدن نسبت به بردار جاذبه است. توانایی کنترل بدن در فضا ناشی از تعامل پیچیده سیستم‌های عضلانی اسکلتی و عصبی می‌باشد که این مجموعه را سیستم کنترل پاسچر می‌نامیم [۲]. اختلال تعادل ممکن است متعاقب ضایعه هر یک از عناصر درگیر در سه مرحله پردازش اطلاعات، یعنی ورودی حسی شامل سوماتوسنسوری، بینایی و وستیبولار، یکپارچگی اطلاعات حسی- حرکتی و خروجی حرکتی باشد [۳]. هرگونه نقص در سیستم عضلانی اسکلتی [۴]، از دست دادن بینایی [۵] و آسیب به بازال گانگلیا و مخچه [۶] نیز باعث بر هم خوردن تعادل می‌شوند. کاهش حس سوماتیک در اندام‌های تحتانی می‌تواند به علت آسیب نورون‌های محیطی در افراد سالخورده و خصوصاً در افراد دیابتی با نقص تعادل همراه باشد [۷].

با توجه به اهمیت تعادل در انجام فعالیت‌های روزمره و اجرای مؤثر مهارت‌های حرکتی تاکنون مطالعات زیادی در مورد تعادل، کنترل پاسچر و عوامل مؤثر در بهبود آن انجام شده است. محققین معتقدند تمرین‌های تعادلی با بهبود ارتباطات عصبی عضلانی موجب کاهش خطای حس عمقی می‌گردند [۸]. روش دیگر بهبود حس عمقی استفاده از تیپ می‌باشد [۹]. علاوه بر روش‌های مذکور، دو روش دیگر نیز برای بهبود کنترل پاسچر پیشنهاد شده است. روش اول اعمال کشش استاتیک البته بر اساس اصول نظری می‌باشد [۱۰]. Roberts و همکارش نشان دادند که ۱۵ ثانیه کشش سبب بهبود بیشتر دامنه حرکتی اکتیو نسبت به کشش ۵ ثانیه می‌شود. آن‌ها تحلیل نمودند که زمان ۱۵ ثانیه زمان مناسبی برای متأثر کردن ارگان‌های وتری گلژی و دوک‌های عضلانی و تسهیل انعطاف‌پذیری عضله است [۱۱]. Handrakis و همکاران نشان دادند که ۱۰ دقیقه کشش استاتیک حاد باعث افزایش تعادل دینامیک در افراد میانسال فعال می‌شود [۱۲]. روش دوم پیشنهادی برای بهبود حس عمقی استفاده از ویبریشن می‌باشد. واکنش پیچیده بدن انسان به ویبریشن ناشی از ساختار بیومکانیکی پیچیده بدن و همین‌طور ناشی از حساسیت گیرنده‌های مکانیکی می‌باشد [۱۳]. Sorensen و همکاران با اعمال ویبریشن مکانیکی خروجی دوک عضلانی را در پایی که در حال تحمل وزن است، تغییر داده و مشارکت گیرنده‌های عمقی عضلات مچ پا را در کنترل ثبات دینامیک و کینماتیک اندام تحتانی در حین راه رفتن تطابقی مطالعه کردند. نتایج مطالعه شواهد قوی نشان داده مبنی بر این که پایانه‌های اولیه دوک‌های عضلانی مفصل مچ با ارسال اطلاعات در مورد حرکت مرکز جرم نسبت به پای ساپرت نقش مهمی در کنترل پاسچر و تعادل در طی فاز سوینگ راه رفتن دارند [۱۴]. Bogaerts و همکاران در یک مطالعه کنترل شده تصادفی نشان دادند که ویبریشن کل بدن میتواند سبب بهبود بعضی جنبه‌های کنترل پاسچر و کاهش خطر زمین خوردن افراد سالمند شود [۱۵].

با مرور مطالعات مشخص گردید که هر دو روش تمرین‌های کششی استاتیک کوتاه مدت و ویبریشن منجر به بهبود کنترل پاسچر از طریق بهبود ورودی‌های حس

Archive of SID
www.SID.ir

عمقی می‌شوند. تاکنون هیچ‌گونه پژوهشی اثرات این دو روش را بر شاخص‌های تعادلی مقایسه ننموده است. در حالی‌که مقایسه اثرات آن‌ها برای انتخاب درمان مناسب برای اختلالات حس عمقی چالشی علمی و جالب برای فیزیوتراپیست‌ها می‌باشد. نکته دوم اینکه در این مطالعه ثبات دینامیک اندازه‌گیری شده است، بر خلاف بسیاری از مطالعات که ثبات استاتیک را بررسی کرده‌اند و نتایج آن‌ها قابل تعمیم به وضعیت‌های دینامیک نیستند. نکته سوم این که ویبریشن فقط از طریق اثرگذاری بر دوک‌های عضلانی در بهبود پاسچر نقش دارد [۱۶]، در حالی‌که کشش علاوه بر اثر بر دوک‌های عضلانی می‌تواند با تأثیر بر سیستم عضلانی اسکلتی و در نتیجه استراتژی‌های مورد نیاز تعادل اثر تجمعی در بهبود کنترل پاسچر داشته باشد [۱۶، ۱۲]. با توجه به مطالب مذکور انتظار می‌رود که کشش کوتاه مدت بتواند تأثیر بیشتری در بهبود شاخص‌های پاسچرال نسبت به ویبریشن داشته باشد. هدف از این مطالعه، مقایسه تأثیر تمرین‌های کششی استاتیک با ویبریشن بر شاخص‌های ثبات پاسچرال در زنان سالم بود.

مواد و روش‌ها

این کارآزمایی بالینی تصادفی در سال ۱۳۹۰ در دانشگاه علوم پزشکی زاهدان انجام شد. مطالعه حاضر در مرکز ثبت کارآزمایی‌های بالینی ایران با کدIRCT201304221675N11 به ثبت رسیده است. چهل و پنج دانشجوی دختر سالم از میان کلیه دانشجویان دانشگاه علوم پزشکی زاهدان از طریق نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شده و به صورت تصادفی (قرعه‌کشی) در سه گروه کشش استاتیک ۵ ثانیه‌ای (۱۵ نفر)، ویبریشن (۱۵ نفر) و کنترل (۱۵ نفر) قرار گرفتند. افراد از تئوری مطالعه اطلاعی نداشتند و به آن‌ها توضیح داده شده بود که "ما در این مطالعه بنا داریم اختلاف اثر تمرین‌های کششی استاتیک را با ویبریشن که هر دو روش سبب بهبود ثبات پاسچرال می‌شوند مشخص نماییم". تمرین‌های کششی استاتیک ۵ ثانیه‌ای به مدت ۴ هفته، هر هفته ۵ روز و هر روز به مدت ۲۰ دقیقه برای گروه کشش [۱۹-۱۷] و ویبریشن با فشار متوسط، فرکانس بالا و سرعت ۲۵۰۰ دور در دقیقه به مدت ۲۰ دقیقه با همان دوز گروه کشش برای گروه ویبریشن انجام شد. برای گروه کنترل مداخله انجام نشد. متغیرهای مطالعه قبل و بعد از خاتمه مداخله اندازه‌گیری و ثبت گردیدند.

قبل از ورود افراد به مطالعه ابتدا از لحاظ سلامت عضلات اطراف مفصل و مفصل مچ پا و عدم وجود آسیب در لیگامان‌های مفصل مچ پا با آزمون‌های کشویی قدامی و خلفی و گلایدها توسط متخصص فیزیوتراپی ارزیابی شدند. معیارهای ورود به مطالعه عبارت بودند از: سن بین ۲۵-۱۸ سال، عدم احساس درد در مچ پا، عدم انجام فعالیت ورزشی خاص به طور همزمان با مطالعه، نداشتن سابقه اختلال حسی- حرکتی در اندام تحتانی و عدم وجود سابقه مواردی همانند بیماری‌های عصبی عضلانی، دامنه حرکتی غیرطبیعی و دفرمیتی در اندام تحتانی، سرگیجه، مشکلات بینایی اصلاح نشده، آسیب مچ پا و جراحی در اندام تحتانی، مصرف داروهای مسکن و آرام بخش، بیماری‌های قلبی و نورولوژیک و تنفسی، اختلال تعادل، بیماری‌های روماتولوژیکی. شرایط خروج از مطالعه عبارت بودند از: احساس درد در مچ پا طی مطالعه، ناتوانی در انجام آزمون‌های قبل و پس از مداخله، انجام تمرین‌های مؤثر در بهبود تعادل و کامل نشدن جلسات مداخله. افراد واجد شرایط مطالعه بعد از امضای فرم

Archive of SID
www.SID.ir

رضایت‌نامه وارد مطالعه گردیدند. این مطالعه توسط کمیته اخلاق مرکز تحصیلات تکمیلی دانشگاه پیام نور تهران تأیید شده بود. حقوق افراد تحت مطالعه در همه زمان‌های مطالعه حفظ گردید.

برای اطمینان از رعایت معیارهای ورود و خروج از مطالعه، افراد مورد مصاحبه و بررسی قرار گرفتند. از متر با دقت سانتی متر جهت اندازه‌گیری قد افراد، ترازوی دیجیتال جهت اندازه‌گیری وزن افراد با دقت گرم (برای محاسبه شاخص توده بدن) و سیستم تعادلی بایودکس جهت اندازه‌گیری شاخص‌های کلی، قدامی‌خلفی و جانبی تعادل استفاده شد.

گروه اول، تمرین‌های کششی استاتیک ۵ ثانیه‌ای به مدت ۴ هفته، هر هفته ۵ روز و هر روز به مدت ۲۰ دقیقه برای عضلات پلانتار فلکسور و دورسی فلکسور دریافت کردند. هر جلسه با چند دقیقه راه رفتن آرام شروع و با برنامه پیشرونده کشش عضلات مذکور ادامه می‌یافت [۱۷-۱۹].

برای گروه دوم از دستگاه ویبراتور مدل ۷۱۷A ساخت ژاپن با فشار متوسط، فرکانس بالا و سرعت ۲۵۰۰ دور در دقیقه بمدت ۲۰ دقیقه طی ۴ هفته، هر هفته ۵ روز بر روی عضلات پلانتار فلکسور و دورسی فلکسور استفاده شد [۲۰]. شاخص‌های ثبات کلی، قدامی-خلفی و جانبی توسط سیستم تعادلی بایودکس اس دی اندازه‌گیری شد [۲۱]. با استفاده از سیستم بایودکس می‌توانیم کنترل نوروموسکولار را از طریق کمی نمودن توانایی فرد در حفظ ثبات پاسچر دینامیک روی دو پا یا یک پا و روی سطح ثابت یا بی ثبات ارزیابی کنیم. همچنین، این سیستم یک ابزار ارزشمند تمرینی برای افزایش توانایی کینستتیک می‌باشد که تا حدودی سبب جبران مکانیسم آسیب دیده حس عمقی متعاقب ضایعه می‌شوند [۲۱]. با صفحه‌ای که در چندین جهت تیلت (Tilt) می‌کند خط عمل مرکز فشار و در نتیجه بردار قائم نیروی جاذبه پایدار می‌ماند. چنانچه خط عمل از بردار قائم نیروی جاذبه فاصله بگیرد نیروی جاذبه به سمت مخالف محور چرخش مفصل ساب‌تالار (Subtalar) عمل می‌کند. برای این که مرکز فشار و بردار قائم نیروی جاذبه در یک خط بمانند تنها چند درجه حرکت مفصل برای آوردن مفصل توسط نیروهای به سمت خلف در راستای خود مورد نیاز است. به این دلیل ۲۰ درجه تیلت صفحه ساپورت‌کننده برای استرس به گیرنده‌های مکانیکی مفصل کافی است در حالی‌که محدودیت کافی نیز برای جلوگیری از جا به جایی شدید مچ وجود دارد [۲۱]. میزان سختی نیرو نیز قابل تنظیم است، به این معنی که سیستم قادر است درجه سختی را از ۱ (کم ثبات‌ترین وضعیت) تا ۱۲ (با ثبات‌ترین وضعیت) تغییر دهد [۲۱]. از آزمون ثبات پاسچرال دستگاه برای این مطالعه استفاده شد. این آزمون نشانه توانایی فرد برای حفظ مرکز تعادل است. این توانایی تحت عنوان شاخص ثبات شناخته می‌شود. شاخص ثبات کلی نمایانگر واریانس جابجایی صفحه دستگاه بر حسب درجه نسبت به سطح افق می‌باشد. شاخص ثبات قدامی-خلفی نمایانگر واریانس جابجایی صفحه دستگاه بر حسب درجه نسبت به سطح افق برای حرکات سطح ساژیتال می‌باشد. شاخص ثبات جانبی نمایانگر واریانس جابجایی صفحه دستگاه بر حسب درجه نسبت به سطح افق برای حرکات سطح فرونتال می‌باشد. نمره فرد در این آزمون میزان انحراف از مرکز را نشان می‌دهد. بنابراین، نمره کمتر مطلوب‌تر از نمره بالاتر است. نحوه قرارگیری افراد برروی صفحه به این صورت بود که ابتدا افراد کفش و جوراب خود را در آورده و سپس برروی صفحه متحرک دستگاه قرار می‌گرفتند و پاشنه پای راست بر روی نقطه‌ای که از

Archive of SID
www.SID.ir

تقاطع خطوط E و ۹ به دست می‌آید قرار می‌گرفت و پاشنه پای چپ نیز در محل تلاقی خطوط F و ۱۲ قرار می‌گرفت و پاها طوری قرار می‌گرفتند که اگر خطی فرضی که از انگشت دوم پا عبور کند بر روی زاویه ۲۰ درجه قرار می‌گرفت. در حین انجام آزمون، دست‌ها به صورت ضربدر بر روی قفسه سینه قرار داده می‌شد [۲۱]. در این مطالعه میزان تغییر سختی دستگاه در وضعیت روی ۲ پا با چشمان باز و بسته از درجه ۸ به درجه ۲ انتخاب شده بود. یعنی میزان سختی صفحه در ۲۰ ثانیه آزمون از درجه ۸ به سمت درجه ۲ تغییر می‌کرد. به طوری که ابتدای هر ترایال با سختی ۸ شروع و به تدریج با کاهش سختی با سختی ۲ خاتمه می‌یافت. در وضعیت یک پا با چشمان باز و بسته میزان سختی از درجه ۶ به درجه ۴ تغییر می‌کرد که در اینجا نیز مانند حالت قبل سختی به تدریج کاهش می‌یافت [۲۲]. قبل از آزمون و پیش از مداخله، افراد برای آشنایی با دستگاه و نحوه آزمون تحت پیش آزمون قرار گرفتند. آزمون ثبات پاسچرال دینامیک در وضعیت ایستاده روی ۲ پا با چشمان باز و بسته و ایستاده روی یک پا (راست و چپ) با چشمان باز و بسته انجام شد. هر آزمون شامل ۳ ترایال بود که هر ترایال ۲۰ ثانیه طول می‌کشید و بین هر ترایال نیز ۱۰ ثانیه استراحت داده می‌شد. بین هر آزمون نیز ۵ دقیقه فاصله زمانی وجود داشت [۲۱].

داده‌ها پس از جمع‌آوری توسط نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۷ تجزیه و تحلیل گردیدند. طبیعی بودن توزیع داده‌ها با آزمون Kolmogorov-Smirnov بررسی شد. برای برابری واریانس‌ها از آزمون Levene استفاده شد. از آزمون آماری t زوجی برای مقایسه نتایج قبل و بعد مداخله (درون گروهی) و از آنالیز واریانس یک‌طرفه برای مقایسه نتایج قبل و بعد مداخله (بین‌گروهی) استفاده شد. برای مقایسه‌های آماری سطح معناداری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

نتایج

اطلاعات دموگرافیک افراد مورد مطالعه شامل: سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی در سه گروه تمرین‌های کششی استاتیک، ویبریشن و کنترل در جدول ۱ آمده است. مقایسه سه گروه نشان داد که اختلافی بین آنها از لحاظ متغیرهای دموگرافیک وجود ندارد (جدول ۱). تطابق توزیع داده‌ها با توزیع طبیعی با آزمون Kolmogorov-Smirnov بررسی شد و نتایج نشان داد که توزیع تمام داده‌ها نرمال است ($p>0/05$).

جدول ۱- مقایسه ویژگی های دموگرافیک سه گروه تمرین‌های کشش استاتیک، ویبریشن و کنترل

متغیر	کششی استاتیک (۱۵ نفر)	ویبریشن (۱۵ نفر)	کنترل (۱۵ نفر)	مقدار p
سن (سال)	۲۱/۹۳±۱/۸۷*	۲۱/۹۳±۱/۵۸	۲۰/۹۰±۱/۷۹	۰/۲۸۱
قد (سانتی متر)	۱۵۸/۳۳±۳/۶۵	۱۵۷/۶۷±۳/۱۳	۱۵۹/۰۰±۳/۷۴	۰/۵۸۷
وزن (کیلوگرم)	۵۴/۹۳±۴/۱۱	۵۳/۳۳±۳/۹۲	۵۴/۹۰±۶/۲۸	۰/۶۴۴
شاخص توده بدنی(BMI) (کیلوگرم بر متر مربع)	۲۱/۸۹±۱/۱۰	۲۱/۴۴±۱/۲۴	۲۱/۶۵±۱/۷۰	۰/۶۵۰

داده‌ها به‌صورت انحراف معیار ± میانگین گزارش شده‌اند آزمون آماری: آنالیز واریانس یکطرفه

www.SID.ir

جدول ۲- مقایسه میانگین داده‌های بعد با قبل از مداخله شاخص‌های ثبات کلی، قدامی- خلفی و طرفی در وضعیت‌های ایستاده روی دو پا و یک پا با چشمان باز و بسته در سه گروه کشش استاتیک، ویبریشن و کنترل

متغیر	کشش استاتیک			ویبریشن			کنترل		
	قبل درمان	بعد درمان	مقدار p*	قبل درمان	بعد درمان	مقدار p*	قبل درمان	بعد درمان	مقدار p*
OSIBSEO	۱/۹۳±۰/۲۷**	۱/۸۰±۰/۲۷	۰/۰۶۰	۱/۸۷±۰/۲۱	۱/۷۱±۰/۱۹	<۰/۰۰۱	۱/۷۹±۰/۲۹	۱/۷۹±۰/۲۷	۰/۹۹۹
APSIBSEO	۱/۵۲±۰/۲۴	۱/۵۰±۰/۲۴	۰/۶۶۳	۱/۴۸±۰/۲۰	۱/۳۰±۰/۱۹	<۰/۰۰۱	۱/۳۰±۰/۱۷	۱/۳۲±۰/۱۳	۰/۷۱۶
MLSIBSEO	۱/۰۱±۰/۱۸	۱/۰۴±۰/۱۷	۰/۱۷۸	۱/۱۳±۰/۱۴	۰/۹۹±۰/۱۲	<۰/۰۰۱	۱/۰۶±۰/۱۲	۱/۰۱±۰/۱۳	۰/۴۲۷
OSIBSEC	۴/۰۸±۰/۳۱	۴/۰۰±۰/۲۹	۰/۲۹۹	۴/۱۷±۰/۲۸	۴/۰۳±۰/۲۱	۰/۰۰۱	۴/۱۰±۰/۲۷	۴/۰۶±۰/۲۵	۰/۵۶۵
APSIBSEC	۲/۶۱±۰/۳۴	۲/۵۶±۰/۳۱	۰/۴۰۴	۲/۷۰±۰/۳۵	۲/۵۶±۰/۳۱	۰/۰۰۱	۲/۶۹±۰/۲۳	۲/۵۸±۰/۲۸	۰/۲۵۳
MLSIBSEC	۱/۹۰±۰/۳۶	۱/۷۵±۰/۳۲	۰/۰۰۶	۱/۸۶±۰/۲۴	۱/۷۴±۰/۲۲	<۰/۰۰۱	۱/۶۴±۰/۳۷	۱/۶۰±۰/۲۴	۰/۵۷۴
OSIRSEO	۵/۰۸±۰/۴۴	۴/۹۸±۰/۴۴	۰/۰۲۷	۵/۱۲±۰/۴۲	۴/۹۶±۰/۴۳	<۰/۰۰۱	۵/۰۹±۰/۳۳	۵/۰۴±۰/۳۲	۰/۳۸۱
APSIRSEO	۳/۹۴±۰/۲۳	۳/۹۱±۰/۲۳	۰/۴۴۲	۳/۸۸±۰/۲۸	۳/۷۴±۰/۲۷	<۰/۰۰۱	۳/۸۰±۰/۲۸	۳/۸۲±۰/۲۵	۰/۷۲۶
MLSIRSEO	۲/۵۲±۰/۲۸	۲/۴۰±۰/۳۳	۰/۰۳۴	۲/۴۶±۰/۲۲	۲/۳۱±۰/۲۲	<۰/۰۰۱	۲/۴۳±۰/۲۷	۲/۳۹±۰/۲۳	۰/۵۳۴
OSIRSEC	۶/۲۵±۰/۶۶	۶/۱۶±۰/۵۸	۰/۱۸۲	۶/۳۹±۰/۴۷	۶/۳۲±۰/۴۶	<۰/۰۰۱	۶/۲۹±۰/۴۹	۶/۲۳±۰/۵۴	۰/۴۱۵
APSIRSEC	۴/۵۱±۰/۴۸	۴/۴۶±۰/۵۲	۰/۴۱۳	۴/۷۷±۰/۴۱	۴/۵۷±۰/۴۲	<۰/۰۰۱	۴/۶۷±۰/۴۶	۴/۶۳±۰/۶۰	۰/۶۱۳
MLSIRSEC	۳/۰۶±۰/۴۰	۲/۹۲±۰/۴۹	۰/۱۱۰	۲/۹۲±۰/۱۹	۲/۷۶±۰/۲۲	<۰/۰۰۱	۳/۰۹±۰/۲۷	۲/۹۳±۰/۲۲	۰/۰۱۱
OSILSEO	۵/۵۹±۰/۶۳	۵/۵۲±۰/۵۳	۰/۱۶۶	۶/۰۰±۰/۴۲	۵/۸۶±۰/۳۶	<۰/۰۰۱	۵/۶۷±۰/۵۱	۵/۶۶±۰/۵۱	۰/۸۸۲
APSILSEO	۴/۰۶±۰/۴۳	۴/۰۱±۰/۴۳	۰/۳۲۶	۴/۳۰±۰/۳۰	۴/۱۵±۰/۲۶	<۰/۰۰۱	۴/۱۱±۰/۲۸	۴/۰۸±۰/۳۱	۰/۶۳۸
MLSILSEO	۲/۹۰±۰/۳۹	۲/۷۷±۰/۴۵	۰/۰۵۵	۲/۸۸±۰/۲۸	۲/۷۱±۰/۳۱	<۰/۰۰۱	۲/۹۲±۰/۴۲	۲/۹۳±۰/۴۹	۰/۹۹۹
OSILSEC	۷/۵۵±۰/۸۶	۷/۴۶±۰/۷۷	۰/۱۹۱	۷/۶۸±۰/۶۴	۷/۴۹±۰/۶۰	<۰/۰۰۱	۷/۹۰±۰/۲۲	۷/۸۲±۰/۳۱	۰/۳۴۳
APSILSEC	۵/۲۶±۰/۷۰	۵/۲۲±۰/۷۲	۰/۵۱۹	۵/۷۷±۰/۵۸	۵/۶۰±۰/۵۷	<۰/۰۰۱	۵/۴۳±۰/۵۸	۵/۴۵±۰/۵۹	۰/۷۵۸
MLSILSEC	۳/۸۶±۰/۵۸	۳/۷۲±۰/۶۰	۰/۰۳۴	۳/۶۵±۰/۵۳	۳/۴۸±۰/۴۸	<۰/۰۰۱	۳/۶۵±۰/۴۳	۳/۵۹±۰/۳۸	۰/۲۹۷

: معنادار است. $p<۰/۰۵$ **: انحراف معیار ± میانگین آزمون آماری: t زوجی

Archive of SID
www.SID.ir

میانگین و انحراف معیار داده‌های مربوط به شاخص‌های ثبات کلی، قدامی-خلفی و جانبی در حالت ایستاده روی یک پا و دو پا در دو وضعیت چشمان باز و بسته، مقایسه نتایج بعد با قبل از درمان و مقدار P مربوط به سه گروه در جدول ۲ آمده است. برای آگاهی از درست بودن روند تصادفی‌سازی، داده‌های قبل از مطالعه سه گروه را با هم مقایسه نمودیم. نتایج نشان داد که اختلافی بین سه گروه از نظر متغیرهای مورد مطالعه وجود ندارد و افراد از نظر متغیرهای مورد مطالعه در سه گروه مشابه بودند ($p>۰/۰۵$).

مقایسه‌های درون گروهی: در گروه تمرین‌های کششی استاتیک آزمون t زوجی نشان داد که فقط میانگین شاخص ثباتی جانبی در حالت ایستاده روی دو پا با چشمان بسته، شاخص ثباتی کلی در حالت ایستاده روی پای راست با چشمان باز، شاخص ثباتی جانبی در حالت ایستاده روی پای راست با چشمان باز و شاخص ثباتی جانبی در حالت ایستاده روی پای چپ با چشمان بسته کاهش یافته است ($p<۰/۰۵$). آزمون t زوجی اختلافی بین نتایج بعد با قبل از مداخله سایر متغیرهای مطالعه نشان نداد ($p>۰/۰۵$) (جدول ۲).

در گروه ویبریشن آزمون t زوجی نشان داد که داده‌های بعد از مداخله کلیه شاخص‌های مطالعه اعم از شاخص ثباتی کلی، شاخص ثباتی جانبی و شاخص ثباتی قدامی–خلفی در هر سه وضعیت ایستاده روی دو پا، ایستاده روی پای چپ و راست و در هر دو حالت آزمایش با چشمان بسته و باز نسبت به نتایج قبل از مداخله کاهش معنی داری یافته‌اند ($p<۰/۰۰۱$) (جدول ۲).

در گروه کنترل آزمون t زوجی اختلافی بین داده‌های بعد از مداخله کلیه شاخص‌های مطالعه، به استثناء شاخص ثباتی جانبی در حالت ایستاده روی پای راست با چشمان بسته ($p=۰/۰۱۱$)، نسبت به نتایج قبل از مداخله نشان نداد ($p>۰/۰۵$) (جدول ۲).

مقایسه‌های بین گروهی: اختلافی بین نتایج بعد از مداخله سه گروه از نظر کلیه متغیرهای مطالعه وجود نداشت ($p>۰/۰۵$). همچنین، مقایسه میانگین تغییرات کلیه متغیرها بعد از مداخله نسبت به قبل از مداخله بین سه گروه از نظر آماری اختلافی نشان نداد ($p>۰/۰۵$).

بحث

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که ویبریشن در همه وضعیت‌های مطالعه سبب افزایش ثبات پاسچرال می‌شود. درحالی‌که تمرین‌های کششی استاتیک فقط در تعداد کمی‌از وضعیت‌های مطالعه سبب کاهش میانگین شاخص ثبات پاسچرال شدند. تمرین‌های کششی استاتیک از بعد افزایش ثبات پاسچرال برتری نسبت به ویبریشن نداشتند. در گروه کنترل نیز تنها شاخص ثباتی جانبی در حالت ایستاده روی پای راست با چشمان بسته بهبود یافت.

واکنش به ویبریشن عمدتاً بستگی به فرکانس آمپلی تود، جهت اعمال ویبریشن و همچنین، مدت زمان اعمال آن دارد. اما عوامل دیگری نیز همچون موضع سگمان‌های مختلف بدن (پاسچر)، جرم سگمان‌های مختلف بدن، سطح انقباض عضلانی و خستگی و وجود حمایت کننده‌های خارجی بدن در این رابطه مهم هستند. ماهیت پاسخ انسان به ویبریشن می‌تواند مکانیکی، حسی حرکتی، فیزیولوژیکی و یا سایکولوژیک باشد. زمانی که اثرات

Archive of SID
www.SID.ir

ویبریشن بررسی می‌شود سه دامنه فرکانسی باید مجزا شوند. این دامنه‌ها ناشی از حساسیت‌های متفاوت سیستم‌های بدن انسان به ویبریشن هستند. بنابراین، حساسیت سیستم بر پاسخ اثر می‌گذارد. بر همین مبنا، سه دامنه فرکانسی مشخص شده‌اند. دامنه فرکانسی پایین (۰ تا ۲-۱ هرتز) که سیستم وستیبولار، مجموعه گیرنده‌های حسی که در گوش داخلی قرار دارند و به شتاب واکنش نشان می‌دهند، به آن حساس است. دامنه فرکانسی میانی (۲ تا ۳۰-۲۰ هرتز) که سبب رزنانس در بیشتر بافت‌های بدن می‌شود. دامنه فرکانسی بالا (۲۰ تا ۳۰۰ هرتز) که گیرنده‌های مکانیکی سوماستاتیک همانند گیرنده‌های پروپریوسپتور واقع در عضلات و تاندون‌ها و گیرنده‌های اکستروسپتیو در بافت‌های پوستی به آن حساس هستند. این دامنه فرکانسی بر خلاف دو دامنه اول باید توسط ماشین تولید شوند [۱۳]. مطالب زیادی در مورد اثرات ویبریشن بر توانایی عملکرد انسان و کنترل دستی نوشته شده است. علاوه بر اثرات مکانیکی مستقیم ویبریشن بر ساختارهای بیومکانیکی انسان، نافذترین اثرات ویبریشن ناشی از توانایی اثرگذاری آن بر شبکه عصبی از طریق تحریک گیرنده‌های حسی در ساختارهایی همچون پوست، عضلانی تاندونی و مفصلی است [۲۳]. نشان داده شده است که ویبریشن با فرکانس بالا اثرات تعیین کننده‌ای بر توانایی حسی حرکتی انسان همانند ثبات پاسچرال دارد [۲۴].

Torvinen و همکاران اثر ۴ دقیقه ویبریشن کل بدن را بر عملکرد عضلات و تعادل بدن در افراد سالم بررسی کردند. آزمون‌های مربوط به عملکرد عضلات و تعادل در بازه‌های زمانی مختلف انجام شد. نتایج مطالعه نشان داد که ویبریشن نمی‌تواند نقشی در بهبود عملکرد عضلات و تعادل داشته باشد [۲۵]. نتایج مطالعه حاضر بر خلاف یافته‌های تحقیق Torvinen و همکاران بود. بر خلاف آن‌ها ما نشان دادیم ویبریشن سبب بهبود کنترل پاسچر و ثبات کلی، قدامی‌خلفی و جانبی در تمام شرایط مطالعه می‌شود. شاید مطالعه Torvinen و همکاران از معدود مطالعاتی است که در آن هیچ‌گونه بهبودی متعاقب اعمال ویبریشن دیده نشد. تنها علتی را که می‌شود برای آن ذکر کرد زمان کوتاه اعمال ویبریشن است. همسو با نتایج مطالعه حاضر یافته‌های چندین مطالعه دیگر حاکی از اثرات مفید ویبریشن بر شاخص‌های تعادلی می‌باشد. نتایج مطالعه Sorensen و همکاران نشان داد که پایانه‌های اولیه دوک‌های عضلانی مفصل مچ با ارسال اطلاعات در مورد حرکت مرکز جرم نقش مهمی‌در کنترل پاسچر و تعادل دارند [۱۴]. همچنین، نتایج مطالعه Bogaerts و همکاران نیز نشان داد که ویبریشن کل بدن میتواند سبب بهبود بعضی جنبه‌های کنترل پاسچر و کاهش خطر زمین خوردن افراد سالمند شود [۱۵]. Spiliopoulou و همکاران با مقایسه تأثیر ویبریشن و تمرین‌های تقویتی عضلات فلکسور و اکستانسور زانو بر نوسانات پاسچرال و قدرت عضلات در زنان میانسال و همسو با مطالعه حاضر و دو تحقیق مذکور نشان دادند که ویبریشن نسبت به تمرین‌های تقویتی و کنترل در بهبود تعادل استاتیک و کاهش نوسانات پاسچرال مؤثرتر است. اما افزایش قدرت عضلات در دو گروه مداخله یکسان بود [۲۶]. همچنین، Kawanabe و همکاران نیز با مقایسه ترکیب تمرین‌های متداول و ویبریشن کل بدن با تمرین‌های متداول بر توانایی راه رفتن افراد مسن نشان دادند که بعد از ۲ ماه از

Archive of SID
www.SID.ir

شروع برنامه درمان سرعت راه رفتن، طول گام، و زمان ایستادن روی یک پا در گروه تمرین‌های متداول و ویبریشن کل بدن بهبود یافت. درحالی‌که چنین نتیجه‌ای در گروه تمرین‌های متداول دیده نشد [۲۷]. و بالاخره Thompson و همکاران اثرات الگوهای مختلف ویبریشن تاندون آشیل و بخش پوستی عضلانی کف پایی را بر استراتژی‌های پاسچرال طی ایستادن آرام و ایستادن توأم با اغتشاش بررسی کردند. نتایج مطالعه همسو با مطالعه حاضر نشان داد که سیستم عصبی مرکزی از اطلاعات گیرنده‌های پوستی عضلانی و آوران‌های دوک‌های عضلانی مچ پا به عنوان مرجعی برای قائم بودن استفاده می‌کنند و در نتیجه سبب بهبود کنترل تعادل در هر دو حالت ایستادن آرام و ایستادن توأم با اغتشاش می‌شوند. با بررسی مطالعات مذکور مشخص می‌شود که علت بهبود تعادل بعد از استفاده از ویبریشن در افراد تحریک گیرنده‌های حس عمقی بخصوص دوک‌های عضلات می‌باشد [۲۸].

تمرین‌های کششی با بهبود دامنه حرکتی مفاصل، انعطاف‌پذیری عضلات و روابط بیومکانیکی قسمت‌های مختلف بدن و در نتیجه افزایش کارآیی استراتژی‌های مورد نیاز تعادل، به خصوص استراتژی مچ، سبب بهبود تعادل و کنترل پاسچر می‌شوند. از طرف دیگر، اگر مدت زمان اعمال کشش کوتاه باشد سبب تحریک گیرنده‌های عمقی در عضلات و تاندون‌ها می‌شوند و به این طریق می‌توانند بر جزء دوم مکانیسم کنترل پاسچر یعنی بخش عصبی کنترل پاسچرال تأثیر بگذارند. بنابراین، تمرین‌های کششی با بهبود عملکرد سیستم اسکلتی عضلانی و افزایش خروجی‌های دوک عضلانی می‌توانند باعث بهبود ثبات پاسچرال و تعادل در افراد شوند [۳].

ورودی سوماتوسنسوری دو نوع پیام مخابره می‌کند: وضعیت نسبی و حرکت اندام‌های بدن در فضا نسبت به سطح حمایت کننده و رابطه اندام‌ها نسبت به هم. ورودی‌های سوماتوسنسوری از گیرنده‌های فشاری پوست، عمقی عضله و مفصل (به خصوص از پا و مچ پا) شروع می‌شوند [۱]. بنابراین، با کاربرد کشش استاتیک کوتاه مدت حجم اطلاعات ارسالی از این گیرنده‌ها به سیستم عصبی مرکزی افزایش یافته و تنظیم دقیق تر حرکات مفصلی امکان‌پذیر می‌شود. در نتیجه می‌توان گفت از طریق افزایش درون داده‌های حس عمقی و پوستی می‌تواند باعث بهبود کنترل پاسچر شود [۲۹].

با علم به مطالب ذکر شده و همچنین، مطالعات انجام شده ما نیز فرض کرده بودیم که کشش استاتیک تأثیر مطلوبی بر روند کنترل پاسچر خواهد گذاشت. ولی نتایج مطالعه چنین فرضی را تأیید نکرد. انجام کشش استاتیک فقط سبب بهبود ۴ شاخص ثباتی از کل شاخص‌های مطالعه گردید. همچنین، یافته‌های مطالعه حاضر نه تنها نشان نداد که تمرین‌های کششی استاتیک هیچ‌گونه برتری نسبت به ویبریشن دارند بلکه بهبود شاخص ثباتی قدامی-خلفی در حالت ایستاده روی دو پا با چشمان باز در گروه ویبریشن بیشتر از گروه کشش بود. مرور اکثر مطالعات نشان می‌دهد که کشش سبب تحریک گیرنده‌های عمقی (مکانیسم عصبی کنترل پاسچر) شده و فعالیت آن‌ها را که از عوامل مهم تعادل هستند افزایش می‌دهد [۱۱]. همچنین، برخی معتقدند که کشش عضلات کالف سبب افزایش دورسی فلکشن شده و به این ترتیب با بهبود

Archive of SID
www.SID.ir

مکانیسم استراتژی مچ پا (مکانیسم اسکلتی عضلانی کنترل پاسچر) سبب حفظ تعادل می‌شوند [۱۶]. مطالعات دیگر نیز حاکی از تأثیر کشش استاتیک بر تعادل و کاهش بی‌ثباتی پاسچرال است [۳۰، ۱۲]. یافته‌های هر ۴ مطالعه مذکور بر خلاف نتایج مطالعه حاضر بود. هر چند در بعضی از این مطالعات فقط صرف افزایش فعالیت گیرنده‌های عمقی مطرح بوده و همچنین، روش اندازه‌گیری کنترل پاسچر متفاوت بوده است و در هیچ مطالعه‌ای از سیستم تعادلی بیودکس برای اندازه‌گیری شاخص‌های ثباتی استفاده نشده است. اما همسو با مطالعه حاضر Behm و همکاران تأثیر استفاده از کشش حاد استاتیک را بر روی تعادل، حس عمقی، زمان حرکت و عکس العمل بررسی کردند. نتایج آن‌ها نیز نشان داد که کشش تأثیر چشم‌گیری بر روی تعادل، میزان انقباض ارادی عضلات، حس عمقی و زمان حرکت ندارد. هر چند در این مطالعه نیز ابزار اندازه‌گیری و روش کار متفاوت از کارهای قبلی بود [۳۱]. در دومین مطالعه همسو با مطالعه حاضر، Lewis و همکاران اثرات کشش عضلات اندام تحتانی را بر پارامترهای نوسان پاسچرال و متغیرهای کینماتیکی کنترل تعادل دینامیک در زنان و مردان مطالعه نموده و نشان دادند که کشش هیچ تأثیر قابل توجهی بر روی پاسخ‌های عضلانی و بهبود عملکرد کنترل دینامیکی تعادل نداشته است [۳۲]. کوچک بودن حجم نمونه تنها محدودیت این مطالعه می‌باشد.

نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه نشان داد که ویبریشن در تمام وضعیت‌های مطالعه و کشش استاتیک فقط در موارد محدودی از وضعیت‌های مطالعه سبب بهبود تعادل در زنان سالم می‌شوند.

تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله بر خود لازم می‌دانند که از همکاران بخش فیزیوتراپی بیمارستان خاتم‌الانبیاء (ص) و کلینیک فیزیوتراپی رزمجومقدم زاهدان به خاطر مساعدت و همکاری در انجام این پروژه و همینطور از تمام دانشجویانی که در طرح مشارکت داشتند، قدردانی نمایند.

Archive of SID

www.SID.ir

References

[1] Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the influnce of sensory interaction on balance. Suggestion from the field. *Phys Ther* 1986; 66(10): 1548-50.

[2] Alison L. Balance disorders. In: Umphred DA, editor. Neurological Rehabilitation. 1st ed., St Louis: Mosby. 1995; pp: 802-37.

[3] Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor Control: Theory and Practical Applications. 1st ed. Baltimore: Williams & Wilkins. 1995; pp: 119-21.

[4] Nashner LM. Sensory, neuromuscular, and biomechanical contribution to human balance. In: Duncan P, editor. Balance: Proceedings of the APTA Forum. Alexandria, VA: APTA. 1989: pp: 5-12.

[5] Chandler JM, Duncan PW. Balance and falls in the elderly: issues in evaluation and treatment. In: Guccione AA, editor. Geriatric Physical Therapy. 1st ed., St. Louis: Mosby. 1993; pp: 237-51.

[6] Horak FB, Nutt JG, Nashner LM. Postural inflexibility in Parkinsonian subjects. *J Neurol Sci* 1992; 111(1): 46-58.

[7] Richardson JK, Ashton-miller JA, lee SG, Jacobs K. Moderate peripheral neuropathy impairs weight transfer and unipedal balance in the elderly. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77(11): 1152-6.

[8] Bouët V, Gahéry Y. Muscular exercise improves knee position sense in humans. *Neurosci Lett* 2000; 289(2): 143-6.

[9] Brooks SC, Potter BT, Rainey JB. Treatment for partial tears of the lateral ligament of the ankle: a prospective trial. *Br Med J* 1981; 282(6264): 606-7.

[10] Bandy WD, Iron JM. The effect of time on static stretch on the flexibility of hamstring muscle. *Phys Ther* 1994; 74: 845-50.

[11] Roberts JM, Wilson K. Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. *Br J Sports Med* 1999; 33(4): 259-63.

[12] Handrakis JP, Southard VN, Abreu JM, Aloisa M, Doyen MR, Echevarria LM, et al. Static stretching does not impair performance in active middle-aged adults. *J Strength Cond Res* 2010; 24(3): 825-30.

[13] Chaffin DB, Andersson GBJ, Martin BJ. Occupational Biomechanics. 3rd ed. New York: John Wiley and Sons. 1999; pp: 463-500.

[14] Sorensen KL, Hollands MA, Patla E. The effects of human ankle muscle vibration on posture and balance during adaptive locomotion. *Exp Brain Res* 2002; 143(1): 24-34.

[15] Bogaerts A, Verschueren S, Delecluse C, Claessens AL, Boonen S. Effects of whole body vibration

Archive of SID

www.SID.ir

training on postural control in older individuals: a 1 year randomized controlled trial. *Gait Posture* 2007; 26(2): 309-16.

[16] Gajdosik RL. Relation of age and passive properties of an ankle dorsiflexion stretch to the timed one-leg stance test in older women. *Percept Mot Skills* 2006; 103(1): 177-82.

[17] Akbari A, Moodi H, Moein AA, Nazok R. The effect of therapeutic ultrasound and duration of stretching of the hamstring muscle group on the passive knee extension. *J Med Sci* 2006; 6(6): 968-73.

[18] Kendall FP. Muscle length tests and stretching exercises. In: Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, editors. Muscle Testing and Function. 4th ed. Baltimore: Williams & Wilkins. 1993; pp. 27-68.

[19] Roberts JM, Wilson K. Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. *Br J Sports Med* 1999; 33(4): 259-63.

[20] Ebersbach G, Edler D, Kaufhold O, Wissel J. Whole body vibration versus conventional physiotherapy to improve balance and gait in Parkinson's disease. *Arch Phys Med Rehabil* 2008; 89(3): 399-403.

[21] Biodex stability system, Instruction manual system. Biodex Medical Systems. New York. 1999.

[22] Arnold BL, Schmitz RJ. Examination of balance measures produced by the biodex stability system. *J Athl Train* 1998; 33(4): 323-7.

[23] Roll JP, Vedel JP, Ribot E. Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurogaphic study. *Exp Brain Res* 1989; 76(1): 213-22.

[24] Martin BJ, Park HS. Analysis of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *Eur J Appl Physiol* 1997; 75(6): 504-11.

[25] Torvinen S, Sievänen H, Järvinen TA, Pasanen M, Kontulainen S, Kannus P. Effect of 4-min vertical whole body vibration on muscle performance and body balance: a randomized cross-over study. *Int J Sports Med* 2002; 23(5): 374-9.

[26] Spiliopoulou SI, Amiridis IG, Tsigganos G, Economides D, Kellis E. Vibration effects on static balance and strength. *Int J Sports Med* 2010; 31(9): 610-6.

[27] Kawanabe K, Kawashima A, Sashimoto I, Takeda T, Sato Y, Iwamoto J. Effect of whole-body vibration exercise and muscle strengthening, balance, and walking exercises on walking ability in the elderly. *Keio J Med* 2007; 56(1): 28-33.

[28] Thompson C, Bélanger M, Fung J. Effects of plantar cutaneo-muscular and tendon vibration on posture and balance during quiet and perturbed stance. *Hum Mov Sci* 201; 30(2): 153-71.

Archive of SID

www.SID.ir

[29] Ghez C. Posture. In: Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM, editors. Principles of neural science. 3rd ed., New York: Elsevier. 1991; pp: 596-607.

[30] Costa PB, Graves BS, Whitehurst M, Jacobs PL. The acute effects of different durations of static stretching on dynamic balance performance. *J Strength Cond Res* 2009; 23(1):141-7.

[31] Behm DG, Bambury A, Cahill F, Power K. Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36(8): 1397-402.

[32] Lewis NL, Brismée JM, James CR, Sizer PS, Sawyer SF. The effect of stretching on muscle responses and postural sway responses during computerized dynamic posturography in women and men. *Arch Phys Med Rehabil* 2009; 90(3): 454-62.

Archive of SID

www.SID.ir

Comparison of the Effect of Static Stretching Exercises and Vibration on Postural Stability Indices in Healthy Women

A. Akbari[1], F. Asiaei[2], A. Farahani[3]

Received: 16/01/2013 Sent for Revision: 17/02/2013 Received Revised Manuscript: 10/07/2013 Accepted: 20/07/2013

Background and Objective: Stretching exercises with stimulation of proprioceptors and increasing flexibility of soft tissues and vibration with stimulation of proprioceptors can play an important role in improving postural stability. The purpose of this study was to compare the effect of static stretching exercises and vibration on postural stability indices in healthy women.

Materials and Methods: This clinical trial was performed in Zahedan University of Medical Sciences in 2011. Forty-five healthy female students were selected through available sampling and they were randomly assigned into three equal groups. The first group received 5 seconds duration static stretching exercises for 4 weeks, 5 sessions per week, and each session lasting 20 minutes. The second group received vibration with moderate pressure, high- frequency range, 2500 cycles per minute with the same dosage as the first group. The control group did not receive any protocol. Before and after the intervention, overall anteroposterior, and mediolateral stability indices were measured by Biodex Balance System in different positions. Paired t-test and one-way ANOVA were used for data analyses.

Results: In static stretching group, overall stability index in right unilateral standing with eyes open decreased from 5.08±0.44 to 4.98±0.44 ($p=0.027$), and mediolateral stability index in bilateral standing with eyes closed decreased from 1.90±0.36 to 1.75±0.32 ($p=0.006$). All stability indices decreased in vibration group ($p<0.001$). However, before and after the intervention, no significant differences was found across the groups regarding all the study variables ($p>0.05$).

Conclusion: The results showed that vibration increases postural stability in the majority of the studied balance situations.

Key words: Static stretching exercise, Vibration, Postural stability, Biodex

Funding: This research was funded by Zahedan University of Medical Sciences.

Conflict of interest: None declared.

Ethical approval: The Ethics Committee of Payam-e-Noor University approved the study.

How to cite this article: Akbari A, Asiaei F, Farahani A. Comparison of the Effect of Static Stretching Exercises and Vibration on Postural Stability Indices in Healthy Women. *J Rafsanjan Univ Med Sci* 2014; 13(1): 27-40. [Farsi]

1- Associate Prof., Health Promotion Center, Zahedan University of Medical Sciences, Zahedan, Iran (Corresponding Author): Tel: (541) 3424675, Fax: (541) 3424675, E-mail: akbari_as@yahoo.com
2- BSc, of Physiotherapy, Zahedan University of Medical Sciences, Zahedan, Iran
3- Prof., Dept. of Physical Education, Payam-e- Noor University, Tehran, Iran

Archive of SID
www.SID.ir