Arak Medical University Journal (AMUJ) *Original Article*
2015; 18(95): 70-79

Comparing the amount of EMG activity of the selected involved muscles in ankle strategy in female athletes while standing on one leg on shuttle balance and wobble board

Mansouri R[1*], Rajabi R[2], Minoonejad H[2]

1- University of Tehran. Tehran. Iran.
2- Department of Sport Medicine, University of Tehran. Tehran. Iran

Received: 8 Oct 2014, Accepted: 17 Dec 2014

Abstract

Background: It seems that using shuttle balance which has recently been produced in Iran would be beneficial in exercise prescription for preventing sports injuries and recovery. The purpose of this study is comparing the amount of the electromyography activity of involved muscles in ankle strategy while standing on one leg on shuttle balance versus wobble board.

Materials and Methods: this study is a functional and cause-compare study. 15 female students 20-22 years of age having the enterance standards were selected meaningfully. The amount of EMG activity of selected muscles (Tibialis Anterior, Gastrocnemius, Rectus Femoris and Hamstring) was measured while standing on one leg on two devices. The difference in means of muscles activity in both of devices was estimated using multivariate analysis of variance.

Results: The results showed a significant difference between the amount of EMG activity of involved muscles (p=0.001). Also, the results of the intragroup effects showed that the electromyography activity of Tibialis Anterior, Rectus Femoris and Hamstring while standing on shuttle balance was significantly more than the activity while standing on wobble board (p<0/05). While the amount of activity on shuttle balance was higher as compared to wobble board, but there was no significant difference in Gastrocnemius EMG activity between two devices (p>0/05).

Conclusion: It seems that standing on shuttle balance can make higher electromyography activity in the muscles that are involved on ankle and thigh joints, i.e. Tibialis Anterior, Rectus Femoris and Hamstring. So it is recommended that shuttle balance can be used in balance training program.

Keywords: ankle strategy, balance, surface electromyography

*Corresponding Author:
Address: Faculty of Physical and sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran.
Email: mansouri1384@ut.ac.ir

مقاله پژوهشی

مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اراک

سال ۱۸، شماره ۲ (شماره پیاپی۹۵)، اردیبهشت ۱۳۹۴، ۷۹-۷۰

مقایسه میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب درگیر در استراتژی مچ پا در ورزشکاران دختر، هنگام ایستادن یک پا روی تاب تعادل و تخته تعادل

ریحانه منصوری[1*]، رضا رجبی[2]، هومن مینونژاد[3]

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

۲- استاد، گروه طب ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

۳- استادیار، گروه طب ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۹۳/۷/۱۶ تاریخ پذیرش: ۹۳/۹/۲۶

چکیده

زمینه و هدف: به نظر می‌رسد استفاده از تاب تعادل به عنوان وسیله‌ای که به تازگی در ایران ساخته شده است، در برنامه‌های تمرینی پیش‌گیری از آسیب‌های ورزشی و بازتوانی مفید باشد. هدف از پژوهش حاضر مقایسه میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات درگیر در استراتژی مچ پا در تاب تعادل با تخته تعادل است.

مواد و روش‌ها: تحقیق حاضر کاربردی و از نوع علی- مقایسه‌ای است. ۱۵ دانشجوی دختر بین ۲۰ تا ۲۲ سال به صورت هدفمند و با داشتن معیارهای ورود، انتخاب شدند. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات درشت نی‌قدامی، دوقلو، راست رانی و همسترینگ آنان، هنگام ایستادن یک پا روی دو وسیله سنجیده شد. اختلاف میانگین فعالیت عضلات در دو وسیله با استفاده از روش تحلیل واریانس چند متغیره انجام شد.

یافته‌ها: نتایج ، تفاوت معنی‌داری را در میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات روی دو وسیله($p=۰/۰۰۱$) نشان داد. هم‌چنین نتایج اثرات درون گروهی نشان داد که فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی، راست رانی و همسترینگ روی تاب تعادل به طور معنی‌داری نسبت به زمانی که فرد روی تخته تعادل ایستاده بیشتر است($p<۰/۰۵$). برای عضله دوقلو با وجود بالاتر بودن میزان فعالیت در تاب تعادل این اختلاف از نظر آماری معنی‌دار نبود($p>۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد ایستادن روی تاب تعادل باعث ایجاد فعالیت عضلانی بیشتر در عضلات درگیر در مفاصل مچ پا و ران (مثل درشت نی قدامی، راست رانی و همسترینگ) می‌شود. بنابراین پیشنهاد می‌شود از این وسیله در برنامه‌های تمرین تعادلی استفاده شود.

واژگان کلیدی: استراتژی مچ پا، تعادل، الکترومیوگرافی سطحی

* **نویسنده مسئول:** تهران، دانشگاه تهران، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی

Email: mansouri1384@ut.ac.ir

مقدمه

هنگام ایستادن راحت یا بروز اغتشاشات کوچک برای برگرداندن مرکز جرم فرد به حالت پایدار و حرکاتی در مفصل مچ پا صورت می‌گیرد. در صورت به هم خوردن تعادل رو به جلو (اعمال اغتشاش از عقب)«عضلات دوقلو، همسترینگ و پاراسپینال‌ها» و هنگام بهم خوردن تعادل رو به عقب (اعمال اغتشاش از جلو) «درشت نی قدامی، چهار سر و عضلات شکمی» از دیستال به پروگزیمال فعال می‌شوند؛ به گونه‌ای که در به هم خوردن تعادل رو به جلو ۹۰ تا ۱۰۰ میلی ثانیه بعد از اغتشاش عضله دوقلو و ۲۰ تا ۳۰ میلی ثانیه بعد از آن همسترینگ و در نهایت عضلات پارا اسپینال شروع به فعالیت می‌کنند(۱). عضلات درگیر در این استراتژی در حرکات مفاصل مچ پا و زانو نقش دارند.

تحقیقات نشان دادند که تعادل و حس عمقی در نتیجه تمرین روی سطوح ناپایدار ۱۰۵ درصد بهبود می‌یابد و این نه تنها برای کاهش حوادثی مثل افتادن‌ها مفید است، بلکه ویژگی‌هایی مثل قدرت و توان و نیز فعالیت‌های عملکردی را بهبود می‌بخشد(۲). بنابراین به نظر می‌رسد تمرین‌های تعادلی روی سطوح ناپایدار فعالیت عضلات را افزایش می‌دهند و از طریق تقویت ورودی‌های حس عمقی و آگاهی حرکتی منجر به بالا رفتن ثبات مرکزی دینامیکی و کنترل بهتر پوسچر شده و در بهبود اجرای عملکرد ورزشکاران و پیش‌گیری از آسیب‌های ورزشی تأثیر ویژه‌ای دارند(۱۰-۳). در پژوهش‌هایی که تاکنون صورت گرفته، نشان داده شده است که فعالیت الکترومیوگرافی عضلات درگیر هنگام تمرین روی سطوح ناپایدار بیشتر از تمرین روی سطح پایدار است(۱، ۱۱). در برنامه‌های تمرین تعادلی، تمرین‌ها و وسایل مختلفی برای ایجاد ناپایداری در پوسچر مورد استفاده قرار می‌گیرند. به عنوان مثال می‌توان از تیلت بردها و تخته تعادل‌های مختلف(۹-۷، ۱۷-۱۲)، توپ‌های سوئیسی و توپ‌های BOSU نام برد(۶، ۱۸).

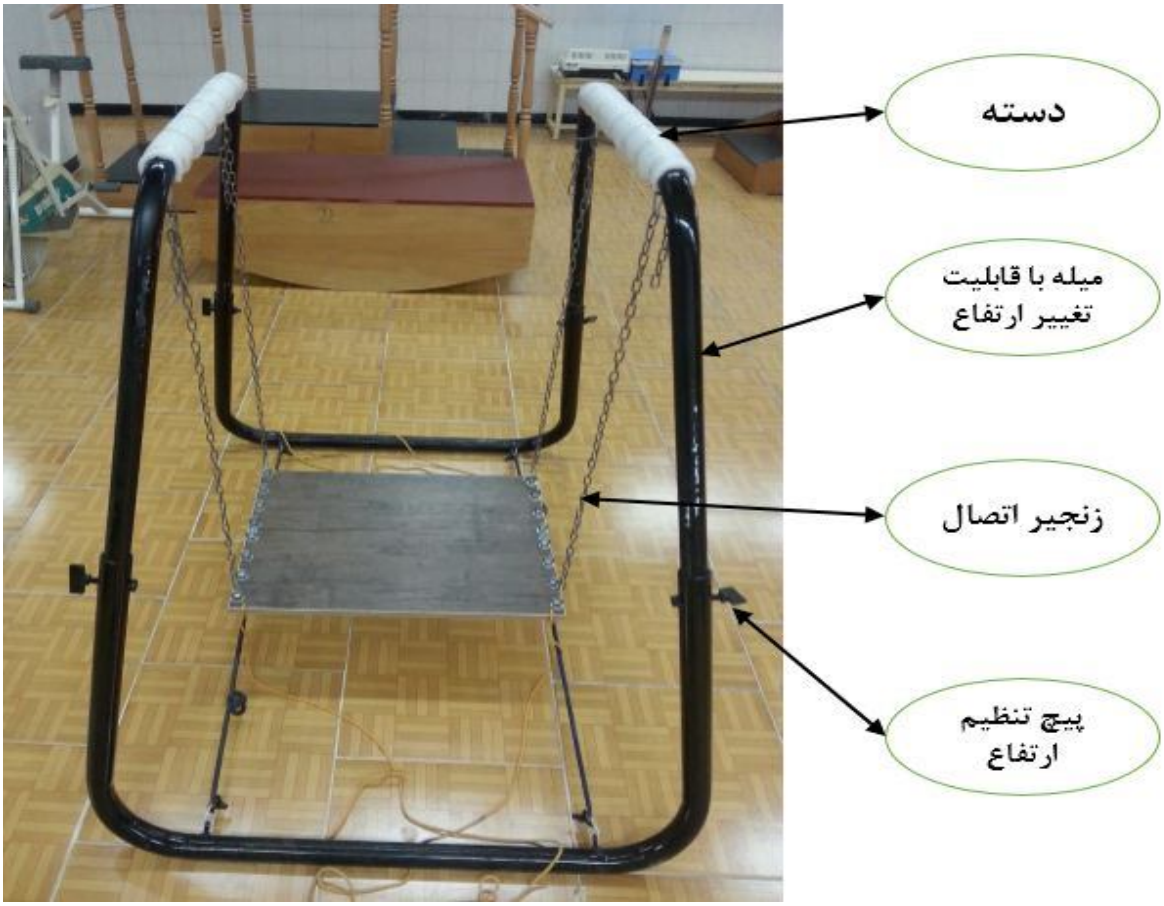
نتایج تحقیقات نشان می‌دهد که قسمت اعظم آسیب‌های ورزشی مربوط به اندام تحتانی است(۱۹). در این میان، مچ پا شایع‌ترین موضع بروز بوده و ۲۵ درصد از کل آسیب‌های ورزشی را به خود اختصاص می‌دهد(۲۱-۱۹). اگر چه پارگی رباط‌های زانو (از جمله رباط متقاطع قدامی) شایع‌ترین آسیب ورزشی نیست، ولی یکی از مهم‌ترین دلایل دوری از میادین ورزشی، درد و ناتوانی محسوب می‌شود(۱۹).

در حال حاضر تخته تعادل یکی از رایج‌ترین وسایل تمرینی مورد استفاده است و در مطالعات مختلف آثار استفاده از آن بر میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مورد بررسی قرار گرفته است(۴). همان طور که گفته شد نتیجه بیشتر این تحقیقات نشان داده است که فعالیت عضلانی در هنگام استفاده از این وسیله نیز نسبت به سطح زمین افزایش می‌یابد و میزان اثر بخشی تمرین روی سطوح ناپایدار (از جمله تخته تعادل) بیشتر از سطوح ثابت است(۷، ۱۲، ۱۵، ۲۲، ۲۳). این در حالی است که باید توجه داشت امروزه پیشرفت علم و تکنولوژی بر تمام جنبه‌های زندگی انسان تأثیرات شگرفی گذاشته است و علوم ورزشی نیز از این قاعده مستثنی نبوده و هر روزه شاهد تولید وسایل تمرینی جدیدی در این زمینه هستیم. به عنوان مثال «تاب تعادل» یکی از وسایل تمرینی است که به تازگی و در داخل کشور ساخته شده و هنوز استفاده از آن رواج چندانی نیافته است. بنابر ماهیت و ساختار دستگاه تاب تعادل به نظر می‌رسد این دستگاه نیز مانند سایر سطوح ناپایدار، می‌تواند در بازگرداندن مجدد ثبات دینامیکی، بازتوانی آسیب‌های اندام تحتانی، بهبود عملکردهای خاص ورزشی و پیش‌گیری از افتادن سالمندان مورد استفاده قرار گیرد و مؤثر واقع شود. با توجه به تفاوت‌ها و شباهت‌ها در ساختار مکانیکی تاب تعادل (به عنوان یک وسیله جدید) و تخته تعادل (به عنوان متداول‌ترین وسیله مورد استفاده در تمرین‌های تعادلی ورزش‌کاران، فیزیوتراپی و توان‌بخشی)، این پرسش مطرح می‌شود که آیا فعالیت عضلات هنگام حفظ تعادل روی این دو وسیله متفاوت است یا خیر؟ بنابر موارد گفته شده، پژوهش حاضر، امید دارد با مقایسه میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب در استراتژی مچ پا هنگام استفاده از این دو دستگاه، بتواند برای انتخاب وسیله مناسب

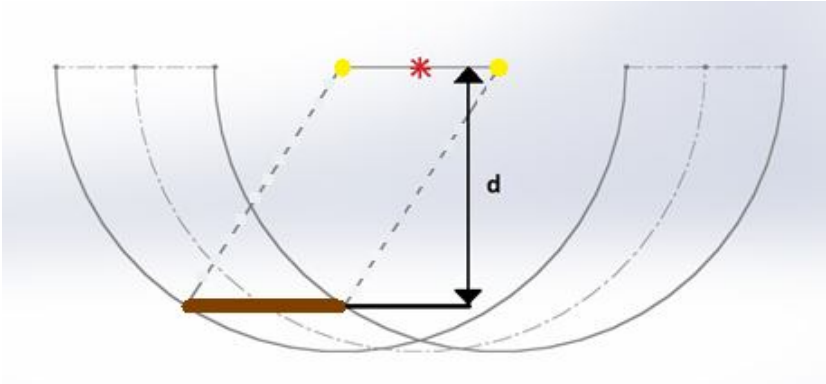
تمرینی در موقعیت‌های مختلف، پیشنهادهایی را به مربیان، ورزش‌کاران و مراکز توان‌بخشی ارائه نماید.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر، تحقیقی کاربردی از نوع علی-مقایسه‌ای است و جامعه آماری آن را دانشجویان دختر دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران تشکیل می‌دهد که حداقل ۲ سال سابقه فعالیت ورزشی منظم در سطح دانشگاهی داشتند. نمونه‌ها به صورت هدفمند انتخاب و پس از مطالعه و تکمیل آگاهانه فرم رضایت‌نامه و فرم اطلاعات فردی وارد مطالعه شدند (پیوست ۱ و ۲). معیارهای خروج از تحقیق شامل ناهنجاری قابل تشخیص با روش‌های بصری در اندام تحتانی، سابقه آسیب در اندام تحتانی طی یک سال گذشته، سابقه تمرین با تاب تعادل و تخته تعادل، سابقه اختلالات تعادلی و وستیبولار و اختلالات بینایی اصلاح نشده بود. میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات دوقلو، درشت‌نی قدامی، راست رانی، همسترینگ، راست شکمی و ارکتور اسپاین کمری با دستگاه الکترومیوگرافی سطحی ۱۶ کاناله، مدل ام ای ۶۰۰۰ ساخت شرکت مگاوین از کشور فنلاند ثبت شد. تمامی اندازه‌گیری‌ها و آزمون‌ها در آزمایشگاه حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران انجام گرفت. شایان ذکر است تاب تخته‌ای است که با ۴ زنجیر از گوشه‌ها به میله‌هایی با قابلیت تنظیم ارتفاع متصل شده است (شکل ۱). این وسیله ۳ درجه آزادی و ۲ مرکز دوران در محل اتصال زنجیرها به میله‌ها دارد (شکل ۲).



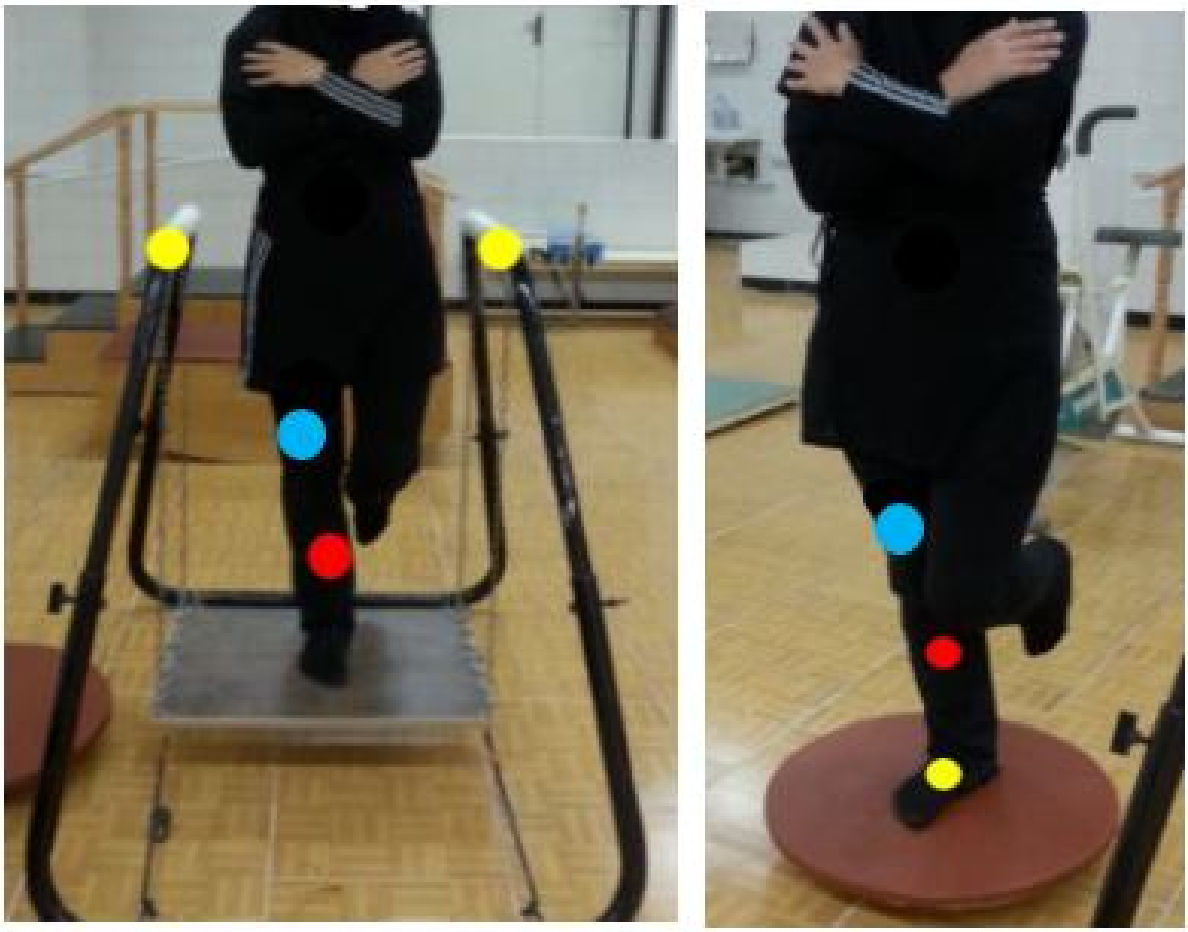
شکل ۱. تاب تعادل ساخته شده در ایران و موجود در آزمایشگاه حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی



شکل ۲. تصویر شماتیک تاب تعادل که مرکز دوران و مسیر حرکت تخته تاب تعادل در این نما نیز در آن مشخص شده است.

مرکز دوران تاب تعادل با توجه به ویژگی‌های ساختاری و با بالا و پایین بردن دسته‌های آن قابلیت جابجایی دارد و بدین ترتیب با استفاده از یک وسیله به سادگی می‌توان میزان ناپایداری متفاوتی را در وضعیت فرد ایجاد کرد. مکان قرارگیری مرکز دوران شعاع حرکتی قسمت‌های مختلف بدن را مشخص می‌کند و بدین ترتیب بر میزان جا به جایی آنها تأثیر می‌گذارد؛ به گونه‌ای که هرچه فاصله از مرکز دوران بیشتر شود شعاع دوران و در نتیجه گشتاور و جابجایی بیشتر می‌شود(۲۴). در پژوهش حاضر به منظور یکسان سازی موقعیت همه افراد مورد آزمایش، میله‌ها در ارتفاع یکسان و تقریباً در راستای مرکز ثقل آنها (۵۵ درصد قد افراد) قرار داده شد. بنابراین تمامی نتایج حاصل از تحقیق حاضر در شرایطی است که ارتفاع میله‌های تاب تعادل در حدود مرکز ثقل فرد بوده است.

در مرحله اول، نمونه‌ها به صورت هدفمند و در صورت داشتن معیارهای ورود به تحقیق از بین افراد واجد شرایط انتخاب شدند. سپس قد و وزن آنها مورد سنجش قرار گرفت. برای عدم تأثیر خستگی‌های عصبی- عضلانی بر آزمون، از افراد مورد آزمایش خواسته شد که حد اقل ۲۴ ساعت قبل از آزمون از انجام فعالیت شدید اجتناب کنند. در روز آزمون برای آشنا شدن افراد با نحوه آزمون، ابتدا از هر یک از آنان خواسته شد که دو بار در حالت ایستادن با یک پا به مدت ۲۰ ثانیه روی تاب تعادل و تخته تعادل بایستند. سپس الکترود گذاری روی پوست تمیز و آماده شده و در محل‌هایی که از قبل توسط آزمون‌گر مشخص شده بود (با استفاده از پیشنهادهای سنیام) انجام گرفت. در این مرحله با شرایط زیر روی هر دو دستگاه (روی هر دستگاه ۳ بار) آزمایش مورد نظر توسط نمونه‌ها اجرا شد (شکل ۳):



شکل ۳. نحوه اجرای آزمون. نقاط زرد در هر دو شکل مرکز دوران کفه وسیله‌ها را نشان می‌دهد که در تخته تعادل روی تخته و در محل تماس پای فرد با وسیله و در تاب تعادل در راستای میله‌ها و محل اتصال زنجیرها قرار دارد. نقاط قرمز، محل تقریبی شکم عضلات درشت نی قدامی و دو قلو و نقاط آبی محل تقریبی شکم عضلات راست رانی و همسترینگ را نشان می‌دهند.

فرد مورد آزمایش بدون کفش و در حالت ایستاده روی پای غالب، در حالی که پای دیگر از ناحیه زانو به پای غالب چسبیده و ۹۰ درجه خم شده بود، ابتدا روی وسیله اول و (پس از ۳۰ ثانیه استراحت) روی وسیله دوم می‌ایستاد. در این حالت دست‌ها به صورت ضربدر روی سینه قرار داشت و در عین حال تأکید می‌شد تا فرد بر روی یک نقطه علامت زده شده که برابر با ارتفاع چشمان وی بود، متمرکز شود.

برای یکسان نمودن شرایط آغاز اغتشاش افراد مورد آزمایش روی دو وسیله، فرد مورد آزمایش پای آزاد خود را روی پله‌ای هم‌سطح کفه تخته تعادل و تاب تعادل قرار داد و دست‌ها را به میله‌های تعبیه شده برای هر وسیله گرفت. با علامت محقق و هم‌زمان با این که فرد پای خود را بلند کرده و دست‌ها را به سینه می‌زد، ثبت فعالیت عضلات شروع شد و به مدت ۲۰ ثانیه ادامه یافت. در انتها میانگین نتایجِ سه بار اجرا روی هر دستگاه به عنوان نتیجه نهایی در نظر گرفته شد. هنگام پردازش سیگنال‌های ثبت شده، ۵ ثانیه اول و ۵ ثانیه آخر حذف شد و ۱۰ ثانیه میانی مورد تحلیل قرار گرفت.

به منظور نرمال سازی داده‌های الکترومیوگرافی از روش «حداکثر انقباض ارادی» استفاده شد. بدین ترتیب که هر یک از عضلات مورد مطالعه ۲ بار آزمون حداکثر انقباض ارادی گرفته شد و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات در ۷ ثانیه ثبت گردید. برای پردازش اطلاعات، ۲ ثانیه اول و آخر آن حذف و ۳ ثانیه میانی انتخاب شد. بیشترین مقدار حاصل از ۲ بار اندازه‌گیری برای تحلیل استفاده شد. در

نهایت میزان فعالیت الکترومیوگرافی هر عضله حین ایستادن یک پا روی دو وسیله بر میزان حداکثر انقباض ارادی همان عضله تقسیم شد تا اعداد حاصل به صورت نرمال و درصدی از حداکثر انقباض ارادی ارائه شود. برای بررسی داده‌ها از نرم‌افزار مگاوین نسخه ۳/۱ استفاده شد.

اطلاعات به دست آمده از طریق اندازه‌گیری متغیرها با نرم افزار SPSS نسخه ۱۶ و با استفاده از آمار توصیفی و استنباطی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. به دلیل کم بودن حجم نمونه، برای تعیین نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. در نهایت برای مقایسه میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات روی دو وسیله از روش آماری تحلیل واریانس چند متغیره استفاده شد. از مجذور اتا برای بررسی اندازه اثر هریک از متغیرها استفاده شد که در آن مجذور اتای ۰/۰۱ اندازه اثر کوچک، ۰/۰۶ اندازه اثر متوسط و ۰/۱۴ اندازه اثر بزرگ است. در تحقیق حاضر سطح معنی‌داری برابر با ۹۵ درصد و میزان آلفای آن نیز کوچک‌تر یا مساوی با ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

تعداد ۱۵ نفر دانشجوی دختر با میانگین سنی ۱/۰۰۴±۲۱/۴۰ سال، میانگین قد ۶/۴۸±۱۶۱/۸۸ سانتی‌متر و میانگین وزن ۶/۵۵±۵۳/۲۱ کیلوگرم، به صورت هدفمند انتخاب و پس از پر کردن آگاهانه فرم رضایت‌نامه شرکت در تحقیق وارد مطالعه شدند.

نتایج حاصل از تحلیل واریانس چند متغیره نشان داد که وقتی فعالیت هر ۴ عضله توأم با هم در نظر گرفته شود، بین دو وسیله اختلاف معنی‌داری در میزان فعالیت عضلات وجود خواهد داشت (P=0/001, Wilks' λ=0/352, F=11/506). مقدار مجذور اتا سهمی ۰/۶۴۸ نشان دهنده اثر زیاد وسایل در میزان فعالیت عضلات است.

نتایج اثرات درون گروهی نشان داد که فعالیت عضلات درشت نی قدامی، راست رانی و همسترینگ هنگام ایستادن روی تاب تعادل نسبت به زمانی که فرد روی تخته تعادل ایستاده به طور معنی‌داری بیشتر است(p<۰/۰۵). ولی برای عضله دوقلو با وجود بالاتر بودن میزان فعالیت در تاب تعادل این اختلاف از نظر آماری معنی‌دار نبود(p>۰/۰۵) (جدول ۱).

جدول ۱. نتایج اثرات درون گروهی آزمون مانووا برای مقایسه فعالیت عضلات منتخب در استراتژی مچ پا هنگام ایستادن یک پا روی دو وسیله تاب تعادل و تخته تعادل

متغیر وابسته	عضله	وسیله	میانگین ± انحراف معیار (درصد حداکثر انقباض ایزومتری ارادی)	Df	F	Sig.	Partial 2η
میزان فعالیت	درشت‌نی قدامی	تخته تعادل	۰/۲۶±۰/۱۴	۱	۱۲/۶۵	۰/۰۰۱*	۰/۳۱۱
		تاب تعادل	۰/۴۴±۰/۱۲				
	دوقلو	تخته تعادل	۰/۵۲±۰/۲۶	۱	۱/۰۳	۰/۳۱۹	۰/۰۳۵
		تاب تعادل	۰/۶۲±۰/۲۶				
	راست رانی	تخته تعادل	۰/۱۰±۰/۲۲	۱	۸/۱۹	۰/۰۰۸*	۰/۲۲۶
		تاب تعادل	۰/۱۳±۰/۲۱				
	همسترینگ	تخته تعادل	۰/۱۳±۰/۰۷	۱	۴۱/۰۱	۰/۰۰۱*	۰/۵۹۴
		تاب تعادل	۰/۳۳±۰/۱۰				

در مواردی که با علامت * مشخص شده‌اند اختلاف معنی‌دار مشاهده شده است.

بحث

چنان چه گفته شد پژوهش حاضر با هدف مقایسه میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب در استراتژی مچ پا حین تمرین تعادلی روی تاب تعادل و میزان فعالیت همان عضلات هنگام تمرین روی تخته تعادل انجام شد. نتایج تحقیق نشان داد که تفاوت میزان فعالیت

الکترومیوگرافی عضلات روی دو وسیله معنی‌دار است. این تفاوت در عضله دوقلو معنی‌دار نبود و در عضلات درشت نی قدامی، راست رانی و همسترینگ، میزان فعالیت الکترومیوگرافی روی تاب تعادل از تخته تعادل به طور معنی‌داری بیشتر بود.

به نظر می‌رسد این تفاوت در میزان فعالیت عضلات، ناشی از تفاوت‌های مکانیکیِ ساختار تاب تعادل و تخته تعادل باشد. تخته تعادل مورد استفاده در تحقیق حاضر دارای ۳ درجه آزادی بود؛ بدین معنا که هر سه جا به جاییِ قدامی-خلفی، جانبی و چرخشی را ایجاد می‌کند و بدین ترتیب باعث اختلال در تعادل فرد می‌شود. مرکز دوران روی سطح تخته تعادل و در محل برخورد پای فرد با آن قرار دارد.

زمانی که فرد روی تاب تعادل ایستاده، فاصله مرکز دوران تاب تعادل از عضلات درگیر در استراتژی مچ پا (که در حرکات دو مفصل زانو و مچ پا نقش دارند) بیشتر از این فاصله در تخته تعادل است (شکل ۳). بنابراین میزان گشتاور وارد بر ناحیه مفصل مچ پا و زانو هنگام ایستادن روی تاب تعادل بیشتر از تخته تعادل است و در نتیجه عضلات این ناحیه برای حفظ تعادل روی تاب تعادل نسبت به زمانی که فرد روی تخته تعادل ایستاده است، نیاز به فعالیت بیشتری دارند

با توجه به تحقیق‌های پیشین، تأیید شده است که فعالیت الکترومیوگرافی عضلات هنگام استفاده از سطوح ناپایدار نسبت به سطح زمین افزایش می‌یابد(۲، ۷، ۲۷-۲۵). این افزایش در عضلات اندام تحتانی باعث حمایت بیشتر از مفاصل این ناحیه در برابر نیروها و بارهای وارده می‌شود(۱).

موهاپاترا و همکاران، در مطالعه‌ای در سال ۲۰۱۴ با ثبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات به بررسی تأثیر سطح اتکا بر کنترل فیدبکی و فیدفورواردی پوسچر ایستاده پرداختند. آنها در این پژوهش فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مورد مطالعه شامل درشت نی قدامی، دوقلو، راست رانی، پهن داخلی، پهن خارجی، دوسر رانی، همسترینگ، راست شکمی و ارکتور اسپاین را هنگام تمرین روی سطوح مختلف به ثبت رساندند و با هم مقایسه کردند. یافته‌های تحقیق در زمینه میزان فعالیت عضلات پس از اغتشاش نشان داد که فعالیت عضلات درشت نی قدامی، دوقلو، راست رانی، پهن داخلی و پهن خارجی هنگام تمرین روی تخته تعادل بیش از سطح زمین بود(۲۸). بدین ترتیب با در نظر گرفتن نتایج موهاپاترا و همکاران و از آنجا که در تحقیق حاضر فعالیت عضلات منتخب در تاب تعادل بیشتر از تخته تعادل بود، این گونه می‌توان استنباط کرد که فعالیت عضلات هنگام ایستادن روی تاب تعادل (مانند سایر سطوح ناپایدار) نسبت به سطح زمین بیشتر است.

با جست و جوهای صورت گرفته به وسیله محقق به نظر می‌رسد اثرات تمرین روی تاب تعادل بر میزان فعالیت عضلات و مقایسه آن با سایر سطوح ناپایدار مورد بررسی قرار نگرفته است. البته اولیویرا و همکاران در تحقیقی مشابه برای مقایسه دو وسیله تخته تعادل و راکر (این وسیله از نظر ظاهری مشابه تاب تعادل استفاده شده در پژوهش حاضر است، ولی میله‌هایی که زنجیرها به آن متصل شده بودند قابلیت تغییر ارتفاع نداشته ودر ارتفاعی حدود زانوی فرد قرار داشتند) و بررسی تأثیر سیستم بینایی بر میزان استفاده از عضلات، به ثبت فعالیت الکترومیوگرافی دو عضله درشت نی قدامی و راست رانی هنگام ایستادن یک پا روی این دو وسیله پرداختند(۲۹). یافته‌های اولیویرا و همکاران تفاوت معنی‌داری را بین دو وسیله هنگام اجرای آزمون با چشم باز نشان نداد. شاید دلیل این تفاوت در نتایج را بتوان در تفاوت‌های مکانیکی ساختار راکر مورد استفاده آنان با تاب تعادل جستجو کرد. چرا که مرکز دوران در راکر (در حدود ارتفاع زانوی افراد مورد آزمایش) پایین‌تر از تاب تعادل (در حدود مهره یک کمری) است و این سبب می‌شود جا به جایی کمتر و فعالیت عضلانی کم‌تری در ناحیه مچ پا نیاز باشد. بنابراین مغایرت نتایج پژوهش حاضر با نتایج اولیویرا و همکاران قابل درک است. هم‌چنین این دو پژوهش از نظر تعداد نمونه‌ها، جنسیت، سن و میزان فعالیت متفاوت بودند. اولیویرا و همکاران مشخصات دقیق آنتروپومتریک نمونه‌های مورد آزمایش خود را ارائه نکرده‌اند.

نتیجه گیری

با توجه به موارد ذکر شده، به نظر می‌رسد در تمرین‌های مربوط به ناحیه مچ پا و زانو استفاده از تاب تعادلی که ارتفاع میله‌های آن درحدود مرکز ثقل فرد است، می‌تواند نسبت به تخته تعادل باعث فعالیت عضلانی بیشتر شود و در مواردی که هر دو وسیله در دسترس هستند، استفاده از آن برای ورزش‌کارن پیشنهاد می‌شود.

با در نظر گرفتن یافته‌های تحقیق حاضر و این که تحقیقات بسیاری نشان داده‌اند که تمرین‌های تعادلی برای طراحی برنامه‌های تمرینی ورزش‌کاران، بازتوانی پس از آسیب و کاهش میزان خطر آسیب مفید هستند، تاب تعادل می‌تواند به عنوان وسیله‌ای جدید در برنامه‌های تمرینی تعادلی برای پیش‌گیری از آسیب و بازتوانی استفاده شود.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد در رشته حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی به نگارش ریحانه منصوری، راهنمایی دکتر رضا رجبی و مشاوره دکتر هومن مینونژاد است. بدین‌وسیله از راهنمایی‌های استادان و تمامی عزیزانی که در به سرانجام رساندن این پژوهش به ما یاری رساندند سپاس‌گزاری و قدردانی می‌شود.

منابع

1. Colby LA, Kisner C, Exercise T. Foundations and Techniques": FA Davis Company Philadelphia; 2007.
2. Behm D, Colado JC. The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. International journal of sports physical therapy. 2012;7(2):226-7.
3. Cimadoro G, Paizis C, Alberti G, Babault N. Effects of different unstable supports on EMG activity and balance. Neuroscience letters. 2013;548:228-32.
4. Hrysomallis C. Relationship between balance ability, training and sports injury risk. Sports Medicine. 2007;37(6):547-56.
5. Emery C, Meeuwisse W. The effectiveness of a neuromuscular prevention strategy to reduce injuries in youth soccer: a cluster-randomised controlled trial. British Journal of Sports Medicine. 2010;44(8):555-62.
6. Filipa A, Byrnes R, Paterno MV, Myer GD, Hewett TE. Neuromuscular training improves performance on the star excursion balance test in young female athletes. Journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2010;40(9):551-8.
7. Kean CO, Behm DG, Young WB. Fixed foot balance training increases rectus femoris activation during landing and jump height in recreationally active women. Journal of sports science & medicine. 2006;5(1):138-9.
8. Caraffa A, Cerulli G, Projetti M, Aisa G, Rizzo A. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy. 1996;4(1):19-21.
9. Taube W, Gruber M, Gollhofer A. Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. Acta Physiologica. 2008;193(2):101-16.
10. Bird SP, Stuart W. Integrating Balance and Postural Stability Exercises into the Functional Warm-up for Youth Athletes. Strength & Conditioning Journal. 2012;34(3):73-9.
11. Lederman E. Neuromuscular rehabilitation in manual and physical therapies: principles to practice: Churchill Livingstone/Elsevier; 2010.
12. Granacher U, Roth R, Muehlbauer T, Kressig RW, Laser T, Steinbrueck K. Effects of a new unstable sandal construction on measures of postural control and muscle activity in women. Swiss medical weekly. 2011; 141:w13182-3.
13. Emery CA, Cassidy JD, Klassen TP, Rosychuk RJ, Rowe BH. Effectiveness of a home-based balance-training program in reducing sports-related injuries among healthy adolescents: a cluster randomized controlled trial. Canadian Medical Association Journal. 2005; 172(6): 749-54.
14. Gioftsidou A, Malliou P, Pafis G, Beneka A, Tsapralis K, Sofokleous P, et al. Balance training programs for soccer injuries prevention. 2012.
15. Kibele A, Behm DG. Seven weeks of instability and traditional resistance training effects on strength, balance and functional

performance. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2009; 23(9):2443-50.
16. Šimek S, Milanović D, Jukić I. The effects of proprioceptive training on jumping and agility performance. Kineziologija. 2008; 39(2): 131-41.
17. Söderman K, Werner S, Pietilä T, Engström B, Alfredson H. Balance board training: prevention of traumatic injuries of the lower extremities in female soccer players? Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy. 2000; 8(6): 356-63.
18. Norwood JT, Anderson GS, Gaetz MB, Twist PW. Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2007;21(2):343-7.
19. Bahr R, Engebretsen L. 1st ed. Malagsia: IOC publishers; 2009.
20. Dastmanesh S, Shojaeddin S. The Effect of core stabilization training on postural control in subjects with chronic ankle instability. J Jah Uni Med Sci. 2011;9:1-2.
21. Fong DT, Chan Y-Y, Mok K-M, Yung PS, Chan K-M. Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation. 2009; 1(1):14-5.
22. Kisner C, Colby LA. Therapeutic exercise: foundations and techniques: FA Davis; 2012.
23. Escamilla RF, Lewis C, Bell D, Bramblet G, Daffron J, Lambert S, et al. Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2010; 40(5):265-76.
24. Walker J, Resnick R, Halliday D. Fundamentals of physics: Wiley; 2008.
25. Cimadoro G, Paizis C, Alberti G, Babault N. Effects of different unstable supports on EMG activity and balance. Neuroscience letters. 2013; 548: 228-32.
26. Feldwieser F, Sheeran L, Meana-Esteban A, Sparkes V. Electromyographic analysis of trunk-muscle activity during stable, unstable and unilateral bridging exercises in healthy individuals. European Spine Journal. 2012; 21(2):171-86.
27. Zech A, Hübscher M, Vogt L, Banzer W, Hänsel F, Pfeifer K. Balance training for neuromuscular control and performance enhancement: a systematic review. Journal of athletic training. 2010;45(4):392-3.
28. Mohapatra S, Kukkar KK, Aruin AS. Support surface related changes in feedforward and feedback control of standing posture. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2014; 24(1):144-52.
29. Oliveira DCSd, Rezende PAMdS, Silva MRd, Lizardo FB, Sousa GdC, Santos LAd, et al. Electromyographic analysis of lower limb Muscles in proprioceptive exercises performed With eyes open and closed. Revista Brasileira de Medicina do Esporte. 2012;18(4):261-6.