Arch
10.22037/jrm.2018.111042.1716 Research Article

Effect of Balance Training on Balance and Electrical Muscle Activity Pattern of Some Lower Extremity Muscles in Females with Generalized Joint Hypermobility Syndrome

Torkan Abbasi[1*], Malihe Hadadnezhad[2], Fereshteh Eftekhari[3]

1. MA. in Sports Injuries and Corrective Exercises, Department of Physical Education and Sport Science, Kharazmi University, Tehran, Iran
2. Associate Professor, Biomechanics and Sport Injuries Faculty, Department of Physical Education and Sport Science, Kharazmi University, Tehran, Iran
3. Associate Professor, School of Physical Education and Sport Sciences, Shiraz University, Shiraz, Iran

Received: 2019.October.23 **Revised:** 2019.December.30 **Accepted:** 2019.March.06 **Published Online:** 2019.March.10

ABSTRACT

Background and Aims: Hypermobility is one of the medical problems all over the world, That causes pain, decreased function, and increased joint position sense error and ultimately these cause disturbances in balance. It has also been reported that these people have differences in the muscle activity patterns compared to healthy individuals. Therefore, the purpose of the present study was to determine the effect of six weeks of balance training on the balance and electrical activity patterns of some lower extremity muscles in hypermobile females.

Materials and Methods: A total of 24 female patients with generalized joint hypermobility syndrome, 22-26 years old, participated voluntarily in the current study. The participants were randomly divided into control and experimental groups. In the pre- and post-test sessions, the onset of muscle activity of some lower extremity muscles, vastus medialis, rectus femoris, vastus lateralis, semi tendinosus, biceps femoris, and medial gastrocnemius were measured during drop landing using surface electromyography and static and dynamic balance were assessed respectively using bass stick and Y test. Then, experimental group performed training program for six weeks. Finally Shapirovilk test and covariance analysis at 95% significance level were used for data analysis.

Results: The results showed that, the balance training program improved balance (static and dynamic in anterior and medial lateral direction) and decreased delayed onset of semitendinosus, biceps femoris, and vastus lateralis, significantly.

Conclusions: After six weeks of balance training, the increased sensitivity of the joint receptors and electrical muscle activity changed pattern and led to moderating balance responses. Considering the high impact of the training group, it is suggested that balance training program be used to improve the essential factors for the stability of females with generalized joint hypermobility syndrome.

Keywords: Electromyography; Balance training; Static balance; Dynamic balance; generalized joint hypermobility syndrome

How to cite this article: Torkan Abbasi, Malihe Hadadnezhad, Fereshteh Eftekhari. Effect of Balance Training on Balance and Electrical Muscle Activity Pattern of Some Lower Extremity Muscles in Females with Generalized Joint Hypermobility Syndrome. J Rehab Med. 2020; 9(3):141-153.

[*]**Corresponding Author**: Torkan Abbbai. MA. in Sports Injuries and Corrective Exercises, Department of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
Email: t.abbasi2@yahoo.com

www.SID.ir

Arch
10.22037/jrm.2018.111042.1716 مقاله پژوهشی

تاثیر شش هفته تمرین تعادلی بر تعادل و الگوی فعالیت الکتریکی برخی عضلات اندام تحتانی زنان دارای سندروم هایپرموبیلیتی عمومی

ترکان عباسی[1*]، ملیحه حدادنژاد[2]، فرشته افتخاری[3]

۱. کارشناس ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲. استادیار گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. استادیار بخش تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

دریافت مقاله ۱۳۹۸/۰۸/۰۱ **بازنگری مقاله** ۱۳۹۸/۱۰/۰۹ **پذیرش مقاله** ۱۳۹۸/۱۲/۱۶

چکیده

مقدمه و اهداف: هایپرموبیلیتی یکی از معضلات پزشکی در سرتاسر جهان است که باعث بروز درد، کاهش عملکرد و کاهش حس عمقی مفصل می شود و در نهایت این عوامل اختلالات تعادلی را در پی خواهند داشت. همچنین در این افراد تغییر الگوی فعالیت عضلانی نسبت به افراد سالم گزارش شده است. بنابراین هدف از تحقیق حاضر تعیین تاثیر شش هفته تمرین تعادلی بر تعادل و الگوی فعالیت الکتریکی برخی عضلات اندام تحتانی زنان دارای سندروم هایپرموبیلیتی عمومی بود.

مواد و روش‌ها: در مطالعه حاضر، ۲۴ دانشجوی زن دارای سندروم هایپرموبیلیتی عمومی با دامنه سنی ۲۲-۲۶ سال از بین دانشجویان زن دانشگاه خوارزمی به‌صورت هدفمند انتخاب و به‌صورت تصادفی به دو گروه کنترل و تجربی تقسیم شدند. اندازه‌گیری زمان شروع فعالیت الکتریکی عضله با دستگاه الکترومایوگرافی سطحی از عضلات واستوس‌مدیالیس، واستوس‌لترالیس، رکتوس‌فموریس، سمی‌تندونیس، بایسپس‌فموریس و گاستروکنمیوس داخلی حین تکلیف فرود دراپ و تعادل ایستا و پویا به‌ترتیب با آزمون‌های باس استیک و وای در پیش‌آزمون و پس‌آزمون به عمل آمد. پس از اجرای شش هفته تمرین تعادلی بر روی گروه تجربی برای تجزیه‌وتحلیل آماری از آزمون تحلیل کوواریانس در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها: یافته‌ها نشان داد پس از اجرای شش هفته تمرین تعادلی بین گروه کنترل و تجربی در زمان شروع فعالیت الکتریکی عضلات سمی‌تندونیس، بایسپس‌فموریس و واستوس‌لترالیس، تعادل ایستا و تعادل پویا در جهت قدامی و خلفی-داخلی تفاوت معناداری وجود داشت.

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد پس از اجرای برنامه تمرینی، افزایش حساسیت گیرنده‌های مفصلی و الگوی فعالیت الکتریکی عضلانی به ترتیبی بوده که منجر به تعدیل پاسخ‌های تعادلی شده‌است. با در نظر گرفتن تاثیرگذاری بالای به‌دست‌آمده در گروه تمرین، انجام این تمرینات می‌تواند در کسب فواید جسمی و بهبود در تعادل و کنترل پاسچرال در فعالیت‌های روزانه این افراد حائز اهمیت باشد؛ لذا به‌عنوان یک روش پیشنهادی و مکمل در درمان قابل توصیه است.

واژه‌های کلیدی: الکترومایوگرافی؛ تمرین تعادلی؛ تعادل ایستا؛ تعادل پویا؛ سندروم‌های هایپرموبیلیتی عمومی

نویسنده مسئول: ترکان عباسی، کارشناس ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
آدرس ایمیل: t.abbasi2@yahoo.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

یکی از مواردی که می‌توان آن را سبب ایجاد ناهنجاری و آسیب در مفاصل بدن دانست، هایپرموبیلیتی عمومی مفصل است. معمولا از هایپرموبیلیتی مفصلی به‌عنوان یک فاکتور مستعدکننده یاد می‌شود که می‌تواند در مفاصل ایجاد بی‌ثباتی کرده و طبعا میزان فشارهای وارده بر مفصل را افزایش داده، این امر تولید درد می‌کند و فرد را در معرض آسیب قرار می‌دهد.[۱] هایپرموبیلیتی عمومی به دلیل اختلال ژنتیکی در کلاژن بافت‌های پیوندی رخ می‌دهد[۲] که می‌تواند موضعی یا عمومی باشد.[۳] در صورتی که شلی مفصلی در اکثر مفاصل سینوویال بدن مشاهده گردد، اصطلاحا به آن هایپرموبیلیتی عمومی مفصل اطلاق می‌شود و چنانچه با علامت نیز همراه باشد، سندروم هایپرموبیلیتی مفصلی نامیده می‌شود.[۴] هایپرموبیلیتی مفصلی اغلب مادرزادی است، اگرچه در برخی از افراد ورزشکار و با سابقه تمرینات کششی طولانی‌مدت می‌تواند اکتسابی نیز باشد.[۵] از عوارض هایپرموبیلیتی عمومی در بزرگسالان، دوره‌های رماتیسمی بازگشتی، دردهای گسترده یا متمرکز مفصلی، درد ستون مهره‌ها، افسردگی و استئوآرتریت نابهنگام، خستگی، کاهش عملکرد حرکتی و ضعف عضلانی گزارش شده است.[۶] میزان شیوع با توجه به سن، جنس و نژاد متفاوت و معمولا بین ۱۰/۵ تا ۲۵ درصد بین کودکان، زنان بیشتر از مردان و نژاد آفریقایی و آسیایی بیشتر از سایر نژاد ها است[۳]؛ بنابراین می‌توان نتیجه گرفت درصد بالایی از دختران درگیر هایپرموبیلیتی عمومی هستند.[۸]

یکی از عوامل مهم آسیب‌پذیری زانو، کمبود پایداری مفصل زانو می‌باشد که در افراد مبتلا به سندروم هایپرموبیلیتی مشاهده شده است.[۸] افزایش پایداری مفصل زانو با تمرینات در درمان افراد هایپرموبایل منطقی است زیرا گزارش شده است ثبات دینامیک که توسط فرآیند هم‌انقباضی حفظ می‌شود، ممکن است با پیام‌های آوران غیرطبیعی مهار شوند که در نهایت منجر به سازگاری بیومکانیکی در موقعیت نادرست و آسیب‌های میکروتروما گردد.[۸] تحقیقات نشان دادند که افراد هایپرموبایل دارای تعادل ضعیف، اختلال در راه رفتن، افزایش خطر سقوط‌های مکرر، اضطراب و ترس بیش‌ازحد می‌باشند. ترس از سقوط در آنان باعث محدود شدن فعالیت‌هایشان می‌شود که به دنبال آن دچار ضعف عضلانی، بی‌ثباتی پوسچر و نقص در راه رفتن می‌شود.[۹] همچنین کاهش فعالیت جسمانی تاثیر منفی بر مهارت‌های حرکتی مانند تعادل دارد. یافته‌ها حاکی از آن است که افراد دارای هایپرموبیلیتی الگوی غیرطبیعی در حرکت زانو طی راه رفتن در مقایسه با افراد سالم دارند که این بی‌ثباتی مفصل در ترکیب با درد موجب کاهش تعادل می‌شود.[۱۰]

با توجه به اینکه انسان برای انجام فعالیت‌های روزمره، ایستادن و راه رفتن نیازمند تعادل است، لذا هرگونه نقص در تعادل، انجام این امور و استقلال فرد را با مشکل مواجه می‌کند و عدم تعادل می‌تواند منجر به آسیب به پاسچر شده و در نهایت منتهی به خستگی، عدم تقارن اسکلتی، درد و استرین عضلانی به منظور حفظ پاسچر گردد.[۱۱] با توجه به اینکه هایپرموبیلیتی عمومی باعث بروز درد، کاهش عملکرد، نقص در حس عمقی می‌گردد و در نهایت این عوامل اختلالات تعادلی را در پی خواهد داشت[۶]، بهبود تعادل به‌وسیله روش‌های تمرینی منجر به کاهش آسیب‌دیدگی در افراد دارای هایپرموبیلیتی می‌شود.[۱۲] از طرفی دیگر، داشتن کنترل پاسچر مناسب و تعادل برای حمایت از ساختارهای حمایتی بدن در برابر آسیب و پیشرفت ناهنجاری دارای اهمیت می‌باشد.[۱۱]

همچنین در افراد مبتلا به سندروم هایپرموبیلیتی عمومی استراتژی‌های فعالیت عضلانی متفاوتی جهت ثبات مفصل زانو گرفته می‌شود. برای مثال، فعال شدن زودهنگام عضله گلوتئوس‌ماکزیموس، کاهش فعالیت عضلات همسترینگ قبل و بعد از فرود و افزایش هم‌انقباضی عضلات جانب خارجی زانو در پرش تک‌پا در کودکان دارای سندروم هایپرموبیلیتی عمومی می‌باشد.[۱۳] به‌طور کلی، به علت وجود تفاوت‌های نوروماسکولار یا استراتژی‌های جبرانی در افراد دارای سندروم هایپرموبیلیتی عمومی حین اجرای تست‌های دینامیک مانند جهش و فرود که موقعیت‌هایی با سطح بار اضافی بر مفصل را شبیه‌سازی می‌کنند[۱۴]، پیشنهاد شده است که برای شناسایی مکانیزم‌های درونی آسیب‌های زانو در این گروه جهت مداخلات پیشگیرانه، کنترل نوروماسکولار مفصل زانو حین حرکت دینامیک و شرایط اعمال بار مورد بررسی قرار بگیرد.

در مطالعات اخیر، به بررسی تاثیرگذاری برنامه‌های تمرینی متفاوت بر روی افراد مبتلا به هایپرموبیلیتی عمومی پرداخته شده است. به‌عنوان مثال، ساهین و همکاران (۲۰۰۸) کاهش معناداری در مقیاس درد افراد مبتلا به هایپرموبیلیتی عمومی با انجام تمرینات حس عمقی مشاهده کردند.[۱۲] همین‌طور می‌توان به تحقیقات پاسی و همکاران (۲۰۱۳) اشاره کرد که کاهش معنادار در شدت درد و بهبود در کیفیت زندگی این افراد با برنامه تمرینی طراحی‌شده مشاهده کردند.[۱۵] اگرچه تمرین، به‌طور گسترده به‌عنوان جزء اصلی در درمان سندروم هایپرموبیلیتی مورد توجه قرار گرفته است[۱۶]، با این حال توافق واضحی از تاثیرگذاری تمرین و نوع تمرین در درمان هایپرموبیلیتی وجود ندارد. اسماعیلی و همکاران (۱۳۸۴) نشان دادند که برنامه تمرینی تعادلی می‌تواند به‌عنوان روشی مناسب برای تقویت لیگامان‌های اندام‌ها و مفاصل، بهبود فرآیند تعادل و جلوگیری از مشکلات لیگامانی استفاده شود.[۱۷] از آنجا که تمرینات تعادلی هم باعث تقویت مفاصل و رباط‌ها می‌شود و هم باعث تقویت و کشش عضلات درگیر می‌شود، موجب می‌شود تا خط ثقل

www.SID.ir

Archive of SID

در راستای طبیعی خود قرار گیرد و تعادل و پاسچر بدن وضعیت مطلوبی پیدا کند[۱۸]؛ از این رو، در صورتی که تمرینات تعادلی تاثیر مثبتی بر تعادل فرد داشته باشد می‌تواند به‌عنوان یک روش بسیار ساده و غیرتهاجمی در افراد درگیر با سندروم هایپرموبیلیتی عمومی مورد استفاده قرار بگیرد؛ لذا با توجه به تحقیقات پیشین، به دلیل نبود تحقیقات کافی در جهت بررسی تاثیرپذیری تمرین بر حس عمقی و تعادل افراد مبتلا به سندروم هایپرموبیلیتی عمومی و همچنین عدم بررسی تاثیر تمرین بر الگوی فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی زنان هایپرموبایل، بررسی تاثیرگذاری تمرینات تعادلی دسته‌ای از تمرینات نوروماسکولار می‌تواند حائز اهمیت باشد؛ بنابراین هدف از تحقیق حاضر، بررسی تاثیر تمرین تعادلی بر تعادل ایستا، تعادل پویا و الگوی فعالیت الکتریکی برخی عضلات اندام تحتانی زنان دارای سندروم هایپرموبیلیتی عمومی می‌باشد.

مواد و روش‌ها

با توجه به اعمال مداخله، وجود گروه کنترل و انتخاب هدفمند آزمودنی‌ها، روش تحقیق حاضر از نوع نیمه-تجربی است. به منظور انتخاب آزمودنی‌ها آزمون ۹ امتیازی بیتون (کسب امتیاز بیتون≤۵) بر روی دانشجویان زن دانشگاه خوارزمی در سال ۱۳۹۶ اجرا شد. جامعه آماری تحقیق حاضر، دانشجویان زن دانشگاه خوارزمی با دامنه سنی ۲۲-۲۶ سال مبتلا به سندروم هایپرموبیلیتی عمومی بوده و نمونه آماری شامل ۲۴ دانشجوی زن با دامنه سنی ۲۲-۲۶ سال مبتلا به سندروم هایپرموبیلیتی عمومی با توجه به معیارهای ورود و خروج به‌صورت هدفمند انتخاب و به‌صورت تصادفی به دو گروه تجربی (۱۲ نفر) و کنترل (۱۲ نفر) تقسیم شدند. آزمودنی‌های تحقیق حاضر با استفاده از نرم‌افزار G*POWER با α=۰/۰۵، اندازه اثر ۰/۶ و توان آزمون β=۰/۸۰ تعیین گردید.

معیارهای ورود و خروج از تحقیق

معیارهای ورود تحقیق

۱. زنان غیرفعال ۲۲-۲۶ سال
۲. دارای هایپرموبیلیتی عمومی که به‌وسیله شاخص بیتون تعیین می‌شود (امتیاز بیتون≤۵).
۳. دارای شاخص توده بدنی نرمال، دامنه ۲۰-۲۵ باشند.
۴. آزمودنی‌ها سابقه هیچ‌گونه اختلال عصبی-عضلانی نداشته باشند.
۵. عدم وجود مشکل بینایی و شنوایی در آزمودنی‌ها
۶. عدم شرکت در برنامه تمرینی تعادلی در یک سال گذشته
۷. عدم وجود هرگونه ناهنجاری قابل بررسی با ارزیابی بصری در اندام تحتانی مانند زانوی ضربدری، زانوی پرانتزی، کف پای صاف و کف پای گود
۸. عدم وجود درد، سابقه دررفتگی و نیمه‌دررفتگی در زانو، هرگونه سابقه شکستگی و جراحی در مفصل زانو
۹. عدم مصرف داروهای تاثیرگذار بر تعادل

شرایط خروج از تحقیق

۱. غیبت ۲ جلسه متوالی و ۳ جلسه غیرمتوالی در تمرینات
۲. عدم تمایل به ادامه مشارکت در تحقیق
۳. افزایش یا به وجود آمدن دردهای عضلانی و اسکلتی حین تست و تمرین

آزمودنی‌ها فرم رضایت‌نامه شرکت در تحقیق حاضر را تکمیل کردند و اطلاعات فردی آنها که شامل قد، وزن، سن، نمره شاخص بیتون و شاخص توده بدنی بود، ثبت گردید. در جلسه پیش‌آزمون قبل از اجرای آزمون‌ها، پنج دقیقه گرم کردن که شامل حرکات کششی اندام تحتانی بود، انجام شد. ابتدا فعالیت عضلانی عضلات واستوس‌مدیالیس، رکتوس‌فموریس، واستوس‌لترالیس، سمی‌تندونیس، بایسپس‌فموریس و گاسترکنمیوس داخلی برای پای برتر (پایی که فرد از آن برای ضربه زدن به توپی که در مقابل پاهای وی قرار داده می‌شود، استفاده می‌کند.) حین تکلیف فرود دراپ از سکویی به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر به‌وسیله دستگاه الکترومایوگرافی سطحی اندازه‌گیری شد.[۱۹] لازم به ذکر است برای تعیین لحظه فرود، شتاب‌سنج بر روی تروکانتر بزرگ ران پای مورد آزمون قرار گرفته شد، طوری که لحظه فرود فرد زمانی تعریف شد که شتاب از ۵g تجاوز کند.[۱۳] بعد از اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی عضلات، تعادل ایستا و تعادل پویای آزمودنی‌ها برای پای برتر با استفاده از آزمون تعادل ایستا باس استیک[۲۰] و آزمون تعادل پویا وای[۲۱] سنجیده شد. سه روز پس از اجرای پیش‌آزمون، گروه تجربی برنامه تمرینی را به مدت شش هفته و به-صورت سه جلسه در هفته بر اساس پروتکل تمرینی تعدیل‌شده فرال و همکاران (۲۰۰۴)[۲۱] آغاز نمودند. در نهایت دو روز پس از اجرای شش هفته تمرین، پس‌آزمون در شرایط پیش‌آزمون از هر دو گروه به عمل آمد. لازم به ذکر است محقق در تمام آزمون‌های تحقیق حضور داشت و روش اجرای آن‌ها بدین‌صورت بود:

آزمون بیتون: بیتون و همکاران با تعدیل روش ویلکینسون و کارتر برای تعیین میزان شلی مفاصل این معیار را معرفی کردند. برای هر یک از آزمون‌های زیر در صورت مثبت بودن در هر یک از دو طرف بدن یک امتیاز قائل شدند؛ بنابراین امتیاز افراد مورد مطالعه بین صفر تا ۹ تقسیم‌بندی شد. آزمون‌های ذکرشده شامل اکستنشن پاسیو بیش از ۹۰ درجه انگشت کوچک (یک امتیاز برای هر سمت)، اپوزیشن پاسیو انگشت شست بر ساعد (یک امتیاز برای هر سمت)، هایپر اکستنشن بیش از ۱۰ درجه در آرنج (یک امتیاز برای هر سمت)، هایپر اکستنشن بیش از ۱۰ درجه در زانو (یک امتیاز برای هر سمت) و فلکسیون تنه به‌گونه‌ای که کف دست‌ها بر

www.SID.ir

سطح زمین قرار بگیرد، بود. در تحقیق حاضر آزمودنی هایی که حداقل ۵ امتیاز از ۹ امتیاز بیتون را کسب کردند، وارد تحقیق شدند (تصویر ۱).[۴]

تصویر ۱. آزمون ۹ امتیازی بیتون

فعالیت الکتریکی برخی عضلات اندام تحتانی که شامل فعالیت الکتریکی عضلات واستوس‌مدیالیس، رکتوس‌فموریس، واستوس‌لترالیس، سمی‌تندونیس، بایسپس‌فموریس و گاستروکنمیوس داخلی بود، به‌وسیله دستگاه الکترومایوگرافی سطحی مدل Noraxon Wireless DTS ساخت کشور آمریکا اندازه‌گیری شد؛ بدین‌صورت که روی هر شش عضله ۳ الکترود (۲ ثبات و ۱ الکترودرفرنس) قرار داده شد (شکل ۲). الکترودهای ثبات به‌طور موازی با فیبرهای عضلانی قرار گرفت. لازم به ذکر است که قبل از نصب الکترودها موارد لازم جهت آماده‌سازی سطح بین پوست و الکترود رعایت شده است، موهای زائد قسمتی که قرار بود الکترودها نصب گردد، کاملا تراشیده شد، سپس جایگاه‌های قرارگیری الکترودها سنباده خورده و با الکل و پنبه تمیز شد. این امر باعث می‌شود مقاومت سطحی پوست کاهش یابد و لیدها راحت‌تر و بهتر با سطح پوست در تماس باشند. محل قرارگیری الکترودها طبق استاندارد گزارش‌شده سایت SENIAM می‌باشد.[۲۳]

تصویر ۲. نحوه الکترودگذاری روی عضلات

در ادامه، اطلاعات الکترومایوگرافی حاصل از عضلات به کمک دستگاه و با اعمال حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (MIVC) توسط آزمودنی‌ها جمع‌آوری شد و در نرمال‌سازی اطلاعاتی که در مرحله بعد و در حین آزمون فرود دراپ حاصل شد، استفاده گردید. آزمودنی‌ها تکلیف فرود دراپ را با یک پا از روی جعبه به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر اجرا کردند. به آزمودنی‌ها آموزش داده شد تا دست‌ها را روی مفاصل ران قرار دهند و پای فرود را در وضعیت اکستنشن کامل و بدون پرش رو به بالا از روی جعبه با کنترل فرود بیایند (شکل ۳).[۲۴] آزمون سه بار تکرار شد و در نهایت میانگین سه تکرار مورد استفاده قرار گرفت.

www.SID.ir

Archive of SID

تصویر ۳. نحوه اجرای تکلیف فرود دراپ

پس از ثبت داده‌های الکترومایوگرافی، زمان شروع فعالیت الکتریکی عضلات با استفاده از نرم‌افزار MATLABR2016b محاسبه گردید. در این تحقیق از فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز استفاده شده است. برای محاسبه RMS، بر پایه‌ی محاسبه ریشه دوم میانگین با پنجره ۱۵۰تایی انجام شد. RMS نشان‌دهنده میانگین توان سیگنال است و برای هموارسازی توصیه می‌شود.[۲۵] در ادامه برای به دست آوردن زمان شروع فعالیت عضله نسبت به زمان برخورد پا با زمین حالت ۲/۵ انحراف استاندارد بیشتر از میانگین ولتاژ پایه محاسبه شد.[۱۳]

آزمون Bass Stick Test (Cross Wise): آزمودنی پای برتر (پای برهنه) را بر روی پهنا و مرکز چوبی با عرض ۲/۵ سانتی‌متر، ارتفاع ۲/۵ سانتی‌متر و طول ۳۰ سانتی‌متر قرار داد، به‌طوری که سینه پا در تماس با چوب و پاشنه پا در تماس با زمین باشد. زمانی که آزمونگر فرمان شروع می‌داد، آزمودنی پاشنه پا را از روی زمین بلند می‌کرد و بر روی سینه پا قرار می‌گرفت، پای دیگر خود را از ناحیه زانو اندکی به عقب خم می‌کرد و دست‌ها را برای کمک به حفظ تعادل از ناحیه شانه به طرفین باز می‌کرد. از زمانی که پاشنه پا از زمین بلند می‌شد، زمان با استفاده از کرنومتر برای وی محاسبه می‌شد. زمانی که تعادل آزمودنی بهم می‌خورد یا پاشنه پای تحمل‌کننده وزن با زمین تماس پیدا می‌کرد، کوشش پایان می‌پذیرفت (شکل ۴). این آزمون سه مرتبه برای هر آزمودنی تکرار شد. در نهایت امتیاز هر فرد میانگین زمانی است که از سه کوشش به دست می‌آید.[۲۰]

تصویر ۴. آزمون تعادل ایستا باس استیک

آزمون تعادل پویا اصلاح‌شده ستاره یا Y: در این آزمون تعداد سه خط با زاویه ۱۲۰ درجه نسبت به یکدیگر روی زمین رسم شد و جهات سه خط بر اساس پای آزمون نام‌گذاری شد که عبارتند از: A جهت قدامی، PM جهت خلفی-داخلی، PL جهت خلفی-خارجی. در این آزمون زمانی که با پای راست عمل دستیابی انجام شد، آزمون در جهت عقربه‌های ساعت و زمانی که عمل دستیابی با پای چپ انجام شد، آزمون در خلاف جهت عقربه‌های ساعت اجرا شد. آزمودنی با پای برهنه پشت مرکز تلاقی خطوط قرار می‌گرفت، پس از آن که تعادل خود را روی یک پا حفظ می‌کرد، پای دستیابی را به جلو و به‌طور مورب به سمت عقب در دو جهت تا آنجا که

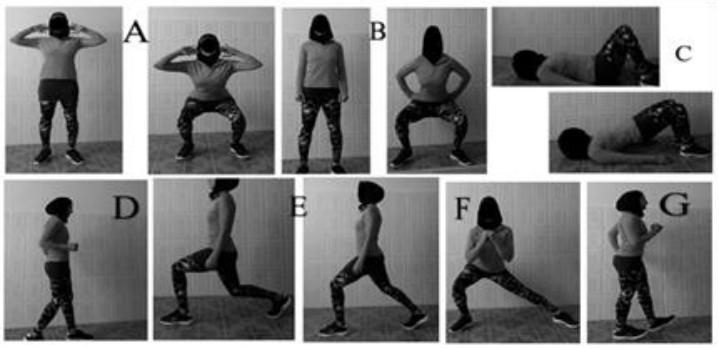
می‌توانست می‌کشید. عدد دستیابی به‌عنوان نمره او محسوب می‌شد (شکل ۵). این آزمون سه بار انجام شد و در نهایت میانگین آنها محاسبه و بر اندازه طول پا (فاصله بین خار خاصره قدامی-فوقانی لگن تا قوزک داخلی پا) برحسب سانتی‌متر بود، تقسیم و سپس در ۱۰۰ ضرب شد تا فاصله دستیابی برحسب درصدی از اندازه طول پا به دست آمد.[۲۱]

www.SID.ir

Archive of SID

تصویر ۵. آزمون تعادل پویا وای

برنامه تمرین تعادلی: پروتکل تمرینی به‌کاربرده‌شده در تحقیق حاضر، پروتکل تمرینی تعدیل‌شده فرال و همکاران (۲۰۰۴) بود. تمرینات ۳ روز در هفته (۳۰-۳۵ دقیقه) به مدت شش هفته اجرا شد (جدول ۱). تمرینات بدین‌صورت طراحی شده‌اند که بعد از هفته اول و دوم و بعد از هفته سوم و چهارم به تعداد ست‌های تمرینی افزوده شده است و به همین ترتیب اقدام به افزایش سختی تمرینات و اضافه کردن تمرینات جدید شده است. در این تحقیق زمان استراحت بین هر ست و بین هر تمرین به نسبت ۱:۱ در نظر گرفته شد (شکل ۶).[۲۱]



تصویر ۶. نحوه اجرای تمرینات

جدول ۱. پروتکل تمرینی تعادلی

هفته	اول و دوم	A سوم و چهارم	A پنجم و ششم
برنامه تمرینی	A. اسکات B. پلای C. پل زدن D. راه رفتن به عقب	B اسکات C پلای D پل زدن Eراه رفتن عقب Fلانج از جلو	B اسکات C پلای D پل زدن E راه رفتن عقب Fلانج از جلو Gلانج به پهلو H راه رفتن روی پاشنه
ست-تکرار	۸-۲:A -C s۳۰-۱-۲:D	۸-۳:A-C s۴۵-۱-۲:D ۸-۲:E	۱۲-۳:A-C s۴۵-۱-۳:D ۱۲-۳:E,F s۳۰-۱-۲:G

برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آمار توصیفی و استنباطی استفاده شد. از آمار توصیفی جهت محاسبه میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فردی و متغیرهای تحقیق استفاده شد. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده گردید. پس از تائید نرمال بودن توزیع داده‌های تحقیق از آزمون پارامتریک تحلیل کوواریانس ANCOVA برای بررسی تفاوت میانگین‌های بین دو گروه کنترل و تجربی، قبل و بعد از برنامه تمرینی در سطح معناداری ۰/۰۵ با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ استفاده گردید.

یافته‌ها

آزمودنی‌ها پس از قرارگیری در گروه‌های تجربی و کنترل از لحاظ ویژگی‌های فردی مورد ارزیابی قرار گرفتند و نتایج مندرج در جدول ۲ به دست آمده است. در این جدول با استفاده از آزمون t مستقل مشخص شد که دو گروه در این شاخص‌ها

www.SID.ir

با هم تفاوتی نداشته و متجانس می‌باشند. سپس، نتایج پیش-آزمون و پس‌آزمون در هر سه آزمون، به‌وسیله آزمون شاپیرو-ویلک و لون مورد بررسی قرار گرفت و از آنجا که سطح معناداری در همه موارد بیش از ۰/۰۵ به دست آمد، مشخص شد که توزیع داده‌ها نرمال و واریانس‌ها نیز متجانس هستند.

جدول ۲. ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها؛ گروه تجربی (n=۱۵)، گروه کنترل (n=۱۵)

گروه	سن (سال)	قد (cm)	وزن (Kg)	BMI	نمره بیتون
	میانگین± انحراف استاندارد	میانگین± انحراف استاندارد	میانگین± انحراف استاندارد	میانگین± انحراف استاندارد	میانگین± انحراف استاندارد
کنترل	۲۴/۹۲±۱/۰۶	۱۶۲/۹۲±۶/۳۰	۵۸/۰۸±۵/۴۲	۲۲/۹۲±۱/۳۴	۵/۷۵±۱/۶۰
تجربی	۲۳/۸۳±۱/۴۰	۱۶۳/۵۰±۶/۱۴	۵۷/۵۸±۵/۱۱	۲۱/۶۰±۱/۸۴	۶/۵۰±۱/۲۴
P-value	٭۰/۸۹۲	٭۰/۸۷۱	٭۰/۴۹۳	٭۰/۳۰۷	٭۰/۶۷۴

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد پس‌آزمون‌های متغیرهای تعادل و زمان شروع فعالیت الکتریکی

متغیرها		گروه کنترل	گروه تجربی
		میانگین± انحراف استاندارد	میانگین± انحراف استاندارد
تعادل ایستا (ثانیه)		۲/۵۰±۰/۹۴	۲/۶۴±۰/۶۸
تعادل پویا (cm)	A	۸۲/۶۳±۷/۴۶	۸۶/۲۰±۴/۴۱
	PM	۹۶/۶۲±۷/۸۵	۱۰۲/۸۱±۶/۷۶
	PL	۸۸/۸۶±۷/۲۹	۹۲/۹۹±۶/۴۹
زمان شروع فعالیت عضلات (ms)	VM	-۱۰۰/۳۳±۵۵	-۱۰۰/۵۸±۲/۳۱
	RF	-۸۰/۸۳±۴/۵۴	-۸۲/۶۶±۳/۹۸
	VL	-۱۳۲/۸۳±۲/۲۴	-۱۳۱/۴۱±۳/۲۳
	ST	-۱۴۶/۰۸±۳/۶۲	-۱۵۲/۹۱±۳/۸۰
	BF	-۱۶۵/۰۰±۳/۱۹	-۱۶۷/۷۵±۳/۷۶
	GM	-۱۳۰/۵۸±۲/۶۷	-۱۲۹/۵±۳/۸۷

در ادامه، برای تعیین تفاوت بین گروهی متغیر تعادل (تعادل ایستا و تعادل پویا) و زمان شروع فعالیت عضلات (نسبت به زمان برخورد پا با زمین) دو گروه کنترل و تجربی، قبل و بعد از برنامه تمرینی از آزمون تحلیل کوواریانس استفاده شده است و همچنین جهت بررسی میزان تفاوت متغیرهای مورد مطالعه قبل از دوره تمرینی، دو گروه مورد مقایسه قرار گرفتند که از آزمون تی مستقل در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. نتایج در جدول ۴ درج شده است.

جدول ۴. نتایج تست تی مستقل پیش‌آزمون برای دو گروه کنترل و تجربی

متغیرها		میانگین و انحراف استاندارد		اختلاف میانگین	t	sig
		گروه کنترل	گروه تجربی			
تعادل ایستا (ثانیه)		۲/۵۸±۰/۸۱	۲/۰۵±۰/۶۵	-۰/۵۳	-۱/۷۷	۰/۰۹
تعادل پویا (cm)	A	۸۱/۶۲±۷/۴۳	۸۱/۹۵±۴/۷۷	۰/۳۴	۰/۱۳	۰/۸۷
	PM	۹۷/۴۳±۷/۸۵	۹۸/۷±۷/۴۲	۱/۲۶	۰/۴۱	۰/۶۹
	PL	۸۸/۸۶±۷/۲۹	۹۱/۱۱±۶/۰۴	۳/۰۸	۱/۱۴	۰/۲۷
زمان شروع فعالیت عضلات (ms)	VM	-۱۰۰/۴۲±۳/۸۷	-۱۰۴/۰۸±۵/۰۵	۱/۸۴	-۱/۹۹	۰/۰۶
	RF	-۸۱/۷۵±۵/۷۰	-۸۰/۱۶±۴/۳۸	۲/۰۸	۰/۷۶	۰/۴۵
	VL	-۱۲۹/۲۵±۲/۳۷	-۱۲۹/۲۵±۲/۷۳	۱/۰۷	۱/۰۱	۰/۳۲
	ST	-۱۴۶/۵±۳/۷۰	-۱۴۵/۵۸±۴/۰۳	۱/۵۸	۰/۵۸	۰/۵۷
	BF	-۱۶۵/۸۳±۳/۱۹	-۱۶۵/۳۳±۳/۷۷	۱/۴۳	۰/۳۵	۰/۷۳
	GM	-۱۳۱/۵۸±۴/۴۶	-۱۳۳/۹۱۶±۵/۶۴	۲/۰۸	-۱/۱۲	۰/۲۷

با توجه به میزان تی و سطح معناداری مشاهده‌شده بین دو گروه کنترل و تجربی در جدول ۲، تفاوت معناداری در متغیرهای مورد مطالعه وجود نداشته؛ لذا توزیع متغیرها در دو گروه مشابه و یکسان می‌باشد. با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون تی زوجی برای مقایسه میانگین نمرات پیش‌آزمون و پس‌آزمون هر گروه به‌طور جداگانه استفاده گردید و جهت بررسی وجود اختلاف بین متغیرهای اندازه‌گیری‌شده در بین دو گروه تحقیق از آزمون کوواریانس برای بررسی فرضیه‌های پژوهش استفاده گردید.

بررسی تفاوت‌های گروهی در متغیرهای تعادل ایستا و تعادل پویا:

www.SID.ir

Archive of SID

فرضیه تحقیق: تمرینات تعادلی بر تعادل زنان دارای سندروم هایپرموبیلیتی عمومی تاثیر ندارد.

نتایج حاصل از آزمون تحلیل کوواریانس متغیرهای تعادل ایستا و پویا در جدول شماره ۵ آورده شده است.

جدول ۵. نتایج مقایسه بین گروهی آزمون تحلیل کوواریانس تعادل ایستا و تعادل پویا (cm)

	Df	مربع میانگین‌ها	آماره F	P-Value
مدل اصلاح‌شده	۲	۳/۸۷	۱۱/۶۷	۰/۰۰۱
پیش‌ازمون تعادل ایستا (متغیر کووریت)	۱	۵/۳۶	۱۶/۱۸	۰/۰۰۱
گروه‌ها	۱	۵/۱۲	۱۵/۴۲	۰/۰۰۱*
خطا	۲		-	-
مدل اصلاح‌شده	۲	۴۵۱/۱۸	۲۱۰/۱۲	۰/۰۰۱
پیش‌آزمون تعادل پویا در جهت قدامی (متغیر کووریت)	۱	۷۷۶/۷۳	۳۹۱/۷۴	۰/۰۰۱
گروه‌ها	۱	۱۰۸/۴۸	۵۰/۵۲	۰/۰۰۱*
خطا	۲۱	۲/۱۵	-	-
مدل اصلاح‌شده	۲	۶۰۹/۷۵	۶۶/۱۵	۰/۰۰۱
پیش‌ازمون تعادل پویا در جهت خلفی-داخلی	۱	۹۸۹/۰۳	۱۰۷/۳۰	۰/۰۰۱
گروه‌ها	۱	۱۵۴/۱۳	۱۶/۷۲	۰/۰۰۱*
خطا	۲۱	۹/۲۲	-	-
مدل اصلاح‌شده	۲	۵۱۶/۶۲	۹۲/۵۱	۰/۰۰۱
پیش‌آزمون تعادل پویا در جهت خلفی-خارجی	۱	۹۳۰/۷۴	۱۶۶/۶۷	۰/۰۰۱
گروه‌ها	۱	۶/۹۷	۱/۲۵	۰/۲۷۹
خطا	۲۱	۵/۵۸	-	-

*نشان‌دهنده تغییر معنادار از پیش‌آزمون به پس‌آزمون

با توجه به نتایج حاصل از جدول شماره ۵، آماره Fمتغیر مستقل (گروه‌ها) برای تعادل ایستا برابر ۱۵/۴۲ و سطح معناداری ۰/۰۰۱ و برای تعادل پویا در جهت قدامی ۵۰/۵۲، جهت خلفی-داخلی ۱۶/۷۱ و سطح معنا داری ۰/۰۰۱ است و با توجه به اینکه سطح معناداری آن ها کمتر از ۰/۰۵ است، فرض صفر رد می‌شود و تفاوت معناداری بین گروه‌ها وجود دارد. به بیانی دیگر، بین گروه کنترل و تجربی در تعادل ایستا و تعادل پویا در جهت قدامی و خلفی-داخلی، قبل و بعد از شش هفته برنامه تمرینی تفاوت معناداری وجود دارد.

بررسی تفاوت‌های گروهی در متغیر زمان شروع فعالیت الکتریکی عضلات:

فرضیه تحقیق: تمرینات نوروماسکولار بر زمان شروع فعالیت الکتریکی برخی عضلات اندام تحتانی زنان دارای سندروم هایپرموبیلیتی عمومی تاثیر ندارد.

نتایج حاصل از آزمون تحلیل کوواریانس متغیر زمان شروع فعالیت الکتریکی در جدول شماره ۶ آورده شده است.

جدول ۶. نتایج مقایسه بین گروهی آزمون تحلیل کوواریانس زمان شروع فعالیت عضلانی عضلات (ms)

	Df	مربع میانگین‌ها	آماره F	P-Value
مدل اصلاح‌شده	۲	۶/۴۵	۱/۸۶	۰/۱۸۲
پیش‌آزمون زمان شروع فعالیت عضلانی VM	۱	۱۲/۵۳	۳/۶۰	۰/۰۰۲
گروه‌ها	۱	۰/۶۸	۰/۱۹	۰/۶۶۴
خطا	۲۱	۳/۴۸	-	-
مدل اصلاح‌شده	۲	۱۹/۴۲	۱/۰۶	۰/۳۶۳
پیش‌آزمون زمان شروع فعالیت عضلانی RF	۱	۱۸/۶۸	۱/۰۲	۰/۰۳۴
گروه‌ها	۱	۲۶/۲۷	۱/۴۳	۰/۲۴۴
خطا	۲۱	۱۸/۲۷	-	-
مدل اصلاح‌شده	۲	۱۰۴/۵۸	۳۲/۸۸	۰/۰۰۱
پیش‌آزمون زمان شروع فعالیت عضلانی VL	۱	۷۸/۴۹	۱/۶۶	۰/۰۲۲۴
گروه‌ها	۱	۷۲/۷۴	۲۲/۸۵	۰/۰۰۱*
خطا	۲۱	۳/۱۸	-	-
مدل اصلاح‌شده	۲	۱۵۳/۷۸	۱۱/۶۸	۰/۰۰۱
پیش‌آزمون زمان شروع فعالیت عضلانی ST	۱	۲۷/۴۰	۲/۰۸	۰/۰۱۶
گروه‌ها	۱	۲۹۷/۷۰	۲۲/۶۲	۰/۰۰۱*
خطا	۲۱	۱۳/۱۶	-	-
مدل اصلاح‌شده	۲	۵۰/۴۲	۴/۹۸	۰/۰۱۷

www.SID.ir

Archive of SID

پیش‌آزمون زمان شروع فعالیت عضلانی BF	۱	۵۵/۴۷	۲/۴۷	۰/۰۴۹
گروه‌ها	۱	۵۲/۸۹	۵/۲۲	٭۰/۰۳۳
خطا	۲۱	۱۰/۱۳	-	-
مدل اصلاح‌شده	۲	۲۲/۰۸	۲/۲۴	۰/۱۳۱
پیش‌آزمون زمان شروع فعالیت عضلانی GM	۱	۳۷/۱۱	۳/۷۷	۰/۰۴۶
گروه‌ها	۱	۱۵/۹۹	۱/۶۲	۰/۲۱۶
خطا	۲۱	۹/۸۵	-	-

*نشان‌دهنده تغییر معنادار از پیش‌آزمون به پس‌آزمون

با توجه به جدول شماره ۶، آماره F متغیر مستقل (گروه‌ها) برای عضلات VL برابر ۲۲/۸۵، ST برابر ۲۲/۶۲ و BF برابر ۵/۲۲ دارای سطح معناداری کمتر از ۰/۰۵ می‌باشد، فرض صفر رد می‌شود و تفاوت معناداری بین گروه‌ها وجود دارد. به بیانی دیگر، بین گروه کنترل و تجربی در زمان شروع فعالیت عضلانی، قبل و بعد از شش هفته برنامه تمرینی تفاوت معناداری وجود دارد.

بحث

نتایج حاصل از تحقیق حاضر نشان داد تمرین تعادلی موجب بهبود تعادل ایستا و تعادل پویا در جهت قدامی و خلفی-داخلی و کاهش تاخیر شروع فعالیت عضلانی عضلات سمی‌تندونیس، بایسپس‌فموریس و واستوس‌لترالیس در جهت افزایش ثبات مفصل زانو حین فرود زنان هایپرموبایل شده است.

تعادل که از آن به‌عنوان توانایی حفظ مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا با کمترین میزان نوسان یاد شده، مستلزم هماهنگی سه سیستم بینایی، دهلیزی و حسی-پیکری می‌باشد. هرگونه اختلال در پیام‌های سیستم حس عمقی مفصل منجر به جابه‌جایی آهسته اندام، تاخیر در پاسخ‌های رفلکسی عضلانی و در نتیجه اختلال در تعادل می‌شود. افراد مبتلا به سندروم هایپرموبیلیتی عمومی به دلیل تحرک بیش‌ازحد مفصلی، عدم ثبات مفصلی و نقص در حس عمقی و کاهش عملکرد عصبی-عضلانی دارای تعادل ایستا و پویای ضعیفی در مقایسه با افراد سالم هستند.[۱۰] در واقع کاهش ایمبالانس‌های حس عمقی از گیرنده‌های مفصلی منجر به بروز وضعیت غیرطبیعی در بدن شده، همچنین کاهش پاسخ‌های رفلکسی که از اساس حفظ تعادل می‌باشد، منجر به نقص در تعادل آنان می‌شود.[۲۶] علت بهبود تعادل در آزمودنی‌های گروه تجربی بعد از اجرای شش هفته تمرین تعادلی را می‌توان چنین بیان کرد که این تمرینات سبب تحریک گیرنده‌های حس عمقی شده و با تحریک استراتژی‌های پوسچرال مانند استراتژی مچ پا و ران، سبب بهبود عملکرد شخص می‌گردد. طبق تحقیقات تمرین بر روی سطوح بی‌ثبات از طریق افزایش قدرت عضلات ناحیه مرکزی، بهبود مکانیسم‌های عصبی-عضلانی منجر به بهبود کنترل دینامیکی و استاتیکی پاسچر می‌گردد. پس از دوره تمرینی، فرد بر اساس یادگیری و هماهنگی عصبی-عضلانی که در نتیجه تمرینات کسب نموده، سیستم حسی-حرکتی خود را برای ارائه پاسخ‌های مناسب، به منظور کنترل پاسچر آماده می‌نمایند. در واقع تکرار عملی تعادلی، سبب تصحیح و تعدیل پاسخ‌های تعادلی می‌شود، حتی زمانی که پاسخ‌های پاسچرال تعدیل می‌شود.[۲۷] در واقع می‌توان چنین بیان نمود که پس از اجرای برنامه تمرینی، افزایش حساسیت گیرنده‌های مفصلی و هم-انقباضی عضلانی به اندازه‌ای بوده که منجر به تعدیل پاسخ‌های تعادلی و در نتیجه بهبود تعادل ایستا و پویا شده است.

روبینسون و گریبل اظهار کردند بهبود در تست وای به دلیل قدرت یا ثبات مرکزی نمی‌باشد، ولی می‌تواند ناشی از افزایش فلکشن ران و زانو حین حفظ تعادل باشد. همبستگی رگرسیون نشان داد که فلکشن زانو و فلکشن ران به‌طور جداگانه ۶۲٪ از فاصله دسترسی پا در سطح معناداری ۹۵ درصد را شامل می‌شود، البته این افراد قدرت اندام تحتانی را اندازه‌گیری نکرده بودند. ممکن است آزمودنی‌هایی که افزایش فلکشن زانو و ران داشتند، دارای قدرت اندام تحتانی بیشتری نسبت به گروه سالم باشند[۲۸]؛ بنابراین بنا به سازوکارهای بیان-شده، شش هفته تمرین تعادلی، عملکرد دینامیکی و استاتیکی را در زنان مبتلا به سندروم هایپرموبیلیتی عمومی بهبود بخشید.

با توجه به مطالعات پیشین در خصوص تاثیر تمرین بر زمان شروع فعالیت عضلانی، صمدی و همکاران (۲۰۱۴) کاهش معنادار زمان شروع پیش‌فعالیت عضلات پرونئوس‌لانگوس، تیبیالیس‌انتریور و سولئوس گروه تمرین نسبت به گروه کنترل پس از انجام تمرینات تعادلی، مشاهده شد که فعالیت فیدفورواردی این عضلات نیز افزایش یافت.[۲۹] پتاچ و همکاران (۲۰۰۹) نیز با بررسی تاثیر تمرینات پلایومتریک بر زمان تاخیر شروع انقباض و رفلکس کششی عضلات نعلی و چهارسر با استفاده از الکترومایوگرافی سطحی گزارش کردند بعد از چهار هفته تمرینات پلایومتریک تغییری در این متغیرها حاصل نمی‌شود. این محققین گزارش کردند اگرچه تمرینات پلایومتریک بر زمان تاخیر پاسخ‌های رفلکسی کوتاه‌مدت تاثیری نداشت، ولیکن این تمرینات عملکرد این رفلکس‌ها را با افزایش دامنه و افزایش مدت این رفلکس‌ها تغییر داده بود.[۳۰] هماهنگی عصبی-عضلانی مکانیسمی که منجر به افزایش توانایی تولید نیرو می‌شود، سرعت انقباض وابسته به هماهنگی عصبی-عضلانی است. تمرینات تعادلی با ایجاد تطابقات

www.SID.ir

عصبی-عضلانی و با کشش اولیه انفجاری کارایی عضلات را بهبود می‌بخشد.[۳۱] کیمرا و همکاران (۲۰۰۴) به بررسی تاثیر تمرینات تعادلی بر راهبردهای فعال‌سازی عضله و اجرای اندام تحتانی حین پرش پرداختند؛ آن‌ها بر این عقیده هستند که تمرینات تعادلی از طریق تطابق عضلانی در رفلکس کششی، الاستیسیتی و ارگان‌های گلژی تاندون در فعال شدن عضلانی و فعالیت فیدفورواردی نقش دارد.[۳۲]

از طرفی دیگر، برنامه‌ریزی عصبی-عضلانی ازپیش-تعیین‌شده عضلات (به‌کارگیری فیدفورواردی عضلات) جهت کنترل ثبات دینامیک مفصل زانو حین مانور فرود بسیار ضروری است. در تحقیقی که زیبس و همکاران انجام دادند، الگوی فعالیت عضلانی پیشنهادشده در تحقیق کین و همکاران را که شروع فعالیت عضلات همسترینگ قبل از فعالیت عضلات کوارسپس قبل از لحظه برخورد پا باز زمین می‌باشد را مشاهده کردند.[۳۳] در نتایج حاصل از تحقیق حاضر نیز این الگوی فعالیت عضلانی مشاهده شد. از اصلی‌ترین یافته‌های تحقیق حاضر می‌توان به تغییر زمان شروع فعالیت عضله سمی‌تندونیس و بایسپس‌فموریس بعد از برنامه تمرین تعادلی اشاره کرد که زمان شروع فعالیت این عضلات از لحظه برخورد پا با زمین دورتر شده (فلکشن زانو زودتر آغاز شده) که ممکن است این استراتژی ثبات دینامیک مفصل زانو حین تکلیف فرود دراپ را افزایش دهد. از طرفی دیگر، ورود نیروی زیاد به ACL که از طریق فعال شدن نامناسب کوادرسپس حاصل می‌شود، به‌وسیله انقباض عضلات همسترینگ کاهش پیدا می‌کند. نسبت فعالیت کوادرسپس به همسترینگ با افزایش سفتی مفصلی و محدود کردن نیروی وارده به ACL، منجر به بهبود ثبات مفصل زانو هم در صفحه ساجیتال و هم در صفحه ترانسورس می‌گردد.[۳۴] لطافتکار و همکاران (۱۳۹۲) در تحقیقی اظهار کردند یکی از شایع‌ترین نقص‌های کنترل نوروماسکولار نقص غلبه کوادرسپس بر همسترینگ می‌باشد که با الگوی فعال‌سازی نامناسب عضلات، فعالیت بیش‌ازحد کوادرسپس و فعالیت اندک عضلات همسترینگ و در نتیجه با فلکشن اندک زانو فرود می‌آید. باز شدن قوی و بیش‌ازحد زانو، فشاره وارده بر لیگامان ACL را افزایش داده و عدم کمک عضلات خلفی و به‌خصوص همسترینگ‌ها، به‌عنوان یکی از مکانیسم‌های آسیب ACL محسوب می‌شود؛ بنابراین با توجه به تغییر الگوهای عضلانی در افراد مبتلا به سندروم هایپرموبیلیتی عمومی[۳۴] و درصد بالای وجود این نقص در زنان (البته نقص غلبه کوادرسپس در این تحقیق مورد بررسی قرار نگرفته است.)، افزایش فعالیت عضلات همسترینگ و کاهش تاخیر زمان فعالیت این عضلات بعد از تمرینات نوروماسکولار، از طریق بهبود ثبات دینامیک زانو، با کاهش خطر آسیب ACL می‌تواند کمک‌کننده باشد[۳۴]؛ بنابراین با توجه به سازوکارهای احتمالی گفته-شده، تمرین تعادلی که دسته‌ای از تمرینات نوروماسکولار طبقه‌بندی می‌شود با بهبود هماهنگی عصبی-عضلانی و تسهیل مسیرهای رفلکسی منجر به کاهش زمان تاخیر شروع فعالیت الکتریکی عضلات سمی‌تندونیس و بایسپس‌فموریس از عضلات خم‌کننده زانو گردید. همچنین بنا به تحقیقات گذشته، تمرین می‌تواند با افزایش قدرت عضلات ثبات‌دهنده مرکزی و بهبود استراتژی‌های تعادلی مچ و ران باعث بهبود تعادل افراد مبتلا به سندروم هایپرموبیلیتی عمومی گردد.

نتیجه‌گیری

به‌طور کلی، نتایج تحقیق حاضر نشان داد که انجام تمرینات تعادلی بر تعادل ایستا و پویا و همچنین زمان شروع فعالیت الکتریکی زنان مبتلا به سندروم هایپرموبیلیتی عمومی تاثیرگذار بوده و انجام این تمرینات می‌تواند در کسب فواید جسمی و بهبود در حس عمقی و کنترل پاسچرال در فعالیت روزانه این افراد حائز اهمیت باشد؛ لذا به‌عنوان یک روش پیشنهادی و مکمل در درمان قابل توصیه است

منابع

1. Lohrer H, Alt W, Gollhofer A. Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. The American journal of sports medicine. 1999; 27(1): 69-75.
2. Grahame R, Keer R. Hypermobility Syndrome: Recognition and Management for Physiotherapists. Butterworth Heinemann, 2003.
3. Simmonds JV, Keer RJ. Hypermobility and the hypermobility syndrome. Manual therapy. 2007; 12(4): 298-309.
4. Simpson MR. Benign joint hypermobility syndrome: evaluation, diagnosis, and management. Journal American osteopathic association. 2006; 106(9):53.
5. Strunk R, Pfefer MT, Andrews L. The diagnosis of benign joint hypermobility syndrome in two female patients with chronic pain, 2012.
6. Scheper MC, de Vries JE, Juul-Kristensen B, Nollet F, Engelbert RH. The functional consequences of generalized joint hypermobility: a cross-sectional study. BMC musculoskeletal disorders. 2014; 15(1): 243-50.
7. Kerr A, Macmillan C, Uttley W, Luqmani R. Physiotherapy for children with hypermobility syndrome. Physiotherapy. 2000; 86(6): 313-7.
8. Baratta R, Solomonow M, Zhou B, Letson D, Chuinard R, D'ambrosia R. Muscular coactivation The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. The American journal of sports medicine. 1988;16(2): 113-22.

www.SID.ir

9. Schubert-Hjalmarsson E, Öhman A, Kyllerman M, Beckung E. Pain, balance, activity, and participation in children with hypermobility syndrome. Pediatric Physical Therapy.2012; 24(4): 339-44.
10. Iatridou, K., Mandalidis, D., Chronopoulos, E., Vagenas, G., &Athanasopoulos, S. Static and dynamic body balance following provocation of the visual and vestibular systems in females with and without joint hypermobility syndrome. Journal of bodywork and movement therapies. 2014; 18(2): 159-164.
11. 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): 392-403.
12. Sahin N, Baskent A, Cakmak A, Salli A, Ugurlu H, Berker E. Evaluation of knee proprioception and effects of proprioception exercise in patients with benign joint hypermobility syndrome. Rheumatology international. 2008; 28(10): 995-1000.
13. Junge T, Wedderkopp N, Thorlund J, Søgaard K, Juul-Kristensen B. Altered knee joint neuromuscular control during landing from a jump in 10-15 year old children with Generalized Joint Hypermobility A sub study of the CHAMPS-study Denmark. J Electromyography Kinesiology. 2015; 48: 762–769.
14. Juul-Kristensen B, Johansen K, Hendriksen P, Melcher P, Sandfeld J, Jensen BR. Girls with generalized joint hypermobility display changed muscle activity and postural sway during static balance tasks. Scandinavian journal of rheumatology. 2015; 4(3): 1-9.
15. Pacey V, Tofts L, Adams RD, Munns CF, Nicholson LL. Exercise in children with joint hypermobility syndrome and knee pain: a randomised controlled trial comparing exercise into hypermobile versus neutral knee extension. Pediatric rheumatology online journal. 2013; 11(1): 30-38.
16. Keer R, Simmonds J. Joint protection and physical rehabilitation of the adult with hypermobility syndrome. Current opinion in rheumatology. 2011; 23(2): 131-136.
17. Esmaeili V, Noorbakhsh MR, Basiri S. The investigate effect of changing sensory information on balance control in different ages. J university medical sciences of iran.2002; 21(2): 171-176. [In Persian].
18. Mattacola CG, Lloyd JW. Effects of 6-week strength and proprioception training program on measures of dynamic balance; a single-case design. J Athletic Train. 1997; 32(2): 127-135
19. Medina, J. M., McLeod, T. C. V., Howell, S. K., &Kingma, J. J. Timing of neuromuscular activation of the quadriceps and hamstrings prior to landing in high school male athletes, female athletes, and female non-athletes. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2008; 18(4): 591-597.
20. Johnson, Barry L., and Jack K. Nelson. Practical measurements for evaluation in physical education., 1969.
21. Rajabi, R. Samadi, H. corrective exercises guild for graduate students. Tehran University publishers, 1387. [In persian].
22. SENIAM. From <http://www.seniam.org/>.
23. Ferrell, W. R., Tennant, N., Sturrock, R. D., Ashton, L., Creed, G., Brydson, G., Rafferty, D. Amelioration of symptoms by enhancement of proprioception in patients with joint hypermobility syndrome. Arthritis & Rheumatology. 2004; 50(10): 3323-3328.
24. Webster, Kathryn A., Brian G. Pietrosimone, and Phillip A. Gribble. Muscle activation during landing before and after fatigue in individuals with or without chronic ankle instability. Journal of athletic training. 2016; 51(8): 629-636.
25. Konrad, Peter. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography, Noraxon INC, 2005.
26. Ghaffarinejad, Farahnaz, ShohrehTaghizadeh, and FarshidMohammadi. Effect of static stretching of muscles surrounding the knee on knee joint position sense. British journal of sports medicine. 2007; 41(10): 684-687.
27. Cook, Anne Shumway, and M. J. Woolacott. Motor control therapy and practical application. 1995; 45(6): 67-70.
28. Robinson, R., & Gribble, P. Kinematic predictors of performance on the Star Excursion Balance Test. Journal of Sport Rehabilitation. 2008; 17(4): 347-357.
29. Samadi H, Rajabi R, Alizadeh MH, Jamshidi AA. Effect of six weeks neuromuscular training on dynamic postural control and lower extremity function in male athletes with functional ankle instability. J Sport Med Stud. 2014; 5(4): 73-90. [In Persian].
30. Potach, D.H., et al., The effects of a plyometric training program on the latency time of the quadriceps femoris and gastrocnemius short-latency responses. J sports med phys fitness. 2009; 49(1): 35-43.
31. Brownstein, Bruce, and Shaw Bronner. Functional movement in orthopedic and sports physical therapy: evaluation, treatment, and outcomes. Churchill Livingstone, 1997.
32. Chimera, N., et al., Effects of plyometric training on muscle-activation strategies and performance in female athletes. J Athl Train. 2004; 39(1): 24–31.
33. Zebis, M. K., Bencke, J., Andersen, L. L., Døssing, S., Alkjær, T., Magnusson, S. P., &Aagaard, P. The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during sidecutting in female elite soccer and handball players. Clinical Journal of Sport Medicine. 2008; 18(4): 329-337.
34. Letafatkar, A. Rajabi, Reza. Yetkamjani, E. Minoonezhad, H. effect of confusion training on ratio of quadriceps and

www.SID.ir

Archive of SID

hamstring muscles. Kumesh Journal. 1392;
15(4): 469-481. [In Persian].

www.SID.ir