طب ورزشی ـ پاییز و زمستان ۱۳۹۶
دورهٔ ۹، شمارهٔ ۲، ص : ۲۵۸- ۲۴۳
تاریخ دریافت : ۲۲/ ۰۸ / ۹۶
تاریخ پذیرش : ۲۵ / ۱۲ / ۹۶

تأثیر ۶ هفته تمرینات زنجیرهٔ حرکتی بسته بر حس عمقی و فعالیت الکتریکی برخی عضلات اندام تحتانی زنان دارای سندروم هایپرموبیلیتی عمومی

ترکان عباسی جارچلو [*۱] - ملیحه حدادنژاد [۲] - فرشته افتخاری [۳]

۱.کارشناس‌ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی ، دانشکدهٔ تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران ۲.استادیار، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکدهٔ تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران ۳. استادیار، گروه علوم ورزشی، دانشکدهٔ علوم تربیتی و روان شناسی، دانشگاه شیراز، شیراز،ایران

چکیده

سندروم هایپرموبیلیتی عمومی سبب ایجاد ناهنجاری، آسیب مفصل زانو و بی‌ثباتی مفصل می‌شود. اختلال در حس وضعیت مفصل و تغییر در میزان فعالیت عضلانی این افراد نیز گزارش شده است. بنابراین هدف این تحقیق تعیین تأثیر تمرین زنجیرهٔ حرکتی بسته بر حس عمقی و میزان فعالیت الکتریکی برخی عضلات اندام تحتانی زنان هایپرموبایل بود. در این مطالعه ۲۴ دانشجوی زن دارای سندروم هایپرموبیلیتی عمومی به‌صورت هدفمند انتخاب و به‌صورت تصادفی به دو گروه کنترل و تجربی تقسیم شدند. اندازه‌گیری الکترومایوگرافی از عضلات واستوس مدیالیس، واستوس لترالیس، رکتوس فموریس، سمی تندونیس، بایسپس فموریس و گاستروکنمیوس داخلی حین تکلیف فرود دراپ و حس عمقی به روش گونیامتری تصاویر دیجیتال در پیش‌آزمون و پس‌آزمون به‌عمل آمد. پس از اجرای ۶ هفته تمرین زنجیرهٔ حرکتی بسته، برای تحلیل آماری از آزمون تحلیل کوواریانس استفاده شد. پس از اجرای تمرینات، میزان فعالیت فیدفورواردی عضلات واستوس‌مدیالیس، واستوس‌لترالیس، سمی‌تندونیس و گاستروکنمیوس داخلی و فعالیت فیدبکی عضلات واستوس‌مدیالیس و واستوس‌لترالیس افزایش یافت. همچنین در حس عمقی مفصل زانو بهبود شایان توجهی مشاهده شد. بنابر تأثیرگذاری بالای به‌دست‌آمده، استفاده از تمرینات زنجیرهٔ حرکتی بسته در بهبود فاکتورهای ضروری ایجاد ثبات مفصل زانو از جمله هماهنگی عصبی عضلانی و افزایش درک سطح آگاهانه و غیرآگاهانه از مفصل زنان هایپرموبایل پیشنهاد می‌شود.

واژه‌های کلیدی

الکترومایوگرافی، بی‌ثباتی مفصل، تمرین زنجیرهٔ حرکتی بسته، حس وضعیت مفصل، سندروم هایپرموبیلیتی عمومی.

* نویسندهٔ مسئول تلفن: ۰۹۱۰۴۴۰۸۴۹۱ **Email:** t.abbasi92@yahoo.com

مقدمه

در سندروم هایپرموبیلیتی عمومی[1] بیشتر مفاصل سینوویال دارای دامنهٔ حرکتی بیش از حد طبیعی بوده و شکایت از دردهای اسکلتی عضلانی شایع است. به‌دلیل اختلال ژنتیکی در کلاژن بافت‌های پیوندی رخ می‌دهد (۱) و می‌تواند موضعی یا عمومی باشد (۲). هایپرموبیلیتی مفصلی اغلب مادرزادی است، اگرچه در برخی افراد ورزشکار و باسابقه تمرینات کششی طولانی‌مدت می‌تواند اکتسابی نیز باشد (۳). براساس تحقیقات انجام‌گرفته، میزان شیوع هایپرموبیلیتی بین ۲ تا ۵۷ درصد در کودکان و نوجوانان، در دختران سه برابر بیشتر از پسران و میزان آن در نوجوانان ۱۰ تا ۳۰ درصد برای پسران و ۲۰ تا ۴۰ درصد برای دختران است. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت درصد بالایی از دختران درگیر هایپرموبیلیتی عمومی‌اند (۴). مفصل زانو به‌دلیل ویژگی آناتومیکی تمایل بیش‌ازحد به درگیری در حرکات بدن دارد. اساساً، این درگیری ثابت در فعالیت‌های بدنی، آن را در معرض تخریب و آسیب قرار می‌دهد (۵). آسیب‌پذیری مفصل زانو دلایل متعددی دارد، اما یکی از عوامل مهم آسیب‌دیدگی مفصل زانو، هایپرموبیلیتی مفصل است (۴).

در تحقیقات اخیر نشان داده شده است که حس عمقی مفصل در مفاصل بین انگشتی پروگزیمال و مفصل زانو در افراد دارای سندروم هایپرموبیلیتی در مقایسه با افراد سالم کمتر است. آسیب حس عمقی اختلالات متعددی را در مفاصل ایجاد می‌کند. بعد از آسیب‌دیدگی، ورودی‌های این حس دچار اختلال می‌شوند که تأثیرات نامطلوبی بر وضعیت پاسچر، تعادل و هماهنگی‌های عصبی عضلانی در کل بدن می‌گذارد. از طرفی هر عاملی که موجب کاهش حس عمقی شود، می‌تواند به بروز عدم ثبات مکانیکی منجر شود و در نهایت مفصل را مستعد آسیب کند. علاوه‌بر این با ایجاد ضایعات لیگامانی در مفصل به‌طور معکوس حس عمقی بیشتر کاهش می‌یابد (۶). با توجه به گزارش تحقیقات پیشین در افراد مبتلا به سندروم هایپرموبیلیتی عمومی راهبردهای فعالیت عضلانی متفاوتی جهت ثبات مفصل زانو به‌کار می‌رود. برای مثال، در کودکان دارای سندروم هایپرموبیلیتی عمومی افزایش نسبت هم‌انقباضی عضلات اطراف زانو در انقباض ایزومتریک فلکشن زانو حین نشستن با زاویهٔ ۹۰ درجهٔ زانو مشاهده شد که احتمالاً به‌علت فعالیت عضلانی کمتر عضلات همسترینگ است (۷). به‌طور کلی به‌علت 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

1 . Generalized Joint Hypermobility Syndrome

می‌کنند (۹، ۸)، پیشنهاد شده است که برای شناسایی سازوکارهای درونی آسیب‌های زانو در این گروه جهت مداخلات پیشگیرانه، کنترل نوروماسکولار مفصل زانو حین حرکت دینامیک و شرایط اعمال بار بررسی شود. در مطالعات اخیر، تأثیر برنامه‌های تمرینی متفاوت بر روی افراد مبتلا به هایپرموبیلیتی عمومی بررسی شده است. برای مثال کمپ[1] و همکاران (۲۰۱۰) به بررسی تأثیر دو نوع برنامهٔ تمرینی متفاوت (برنامهٔ عمومی و هدفمند) پرداختند که کاهش معنادار و مداومی در شدت درد این افراد مشاهده شد (۱۰). همچنین فرال[2] و همکاران (۲۰۰۴) با بررسی تأثیر تمرینات حس عمقی در خانه بر افراد مبتلا به سندروم هایپرموبیلیتی به این نتیجه رسیدند که شدت درد این افراد به‌طور معناداری کاهش یافت و موجب بهبود کیفیت زندگی آنها شد (۱۱). اگرچه تمرین، به‌طور گسترده به‌عنوان جزء اصلی در درمان سندروم هایپرموبیلیتی مورد توجه قرار گرفته است (۱۲)، توافق واضحی از تأثیر تمرین و نوع تمرین در درمان هایپرموبیلیتی وجود ندارد. برای مثال در دو تحقیق ذکرشده میزان درد بعد از یک دوره برنامهٔ تمرینی کاهش پیدا کرده و حس عمقی در تحقیق فرال و همکاران بهبود چشمگیری داشته است. با این حال تحقیقات اندکی به بررسی میزان فعالیت الکتریکی این افراد، تأثیر تمرین بر میزان فعالیت الکتریکی و حس عمقی پرداخته‌اند. بنابراین بررسی تأثیرپذیری تمرینات زنجیرهٔ حرکتی بسته که دسته‌ای از تمرینات نوروماسکولار هستند، می‌تواند حائز اهمیت باشد. هدف استفاده از تمرینات زنجیرهٔ بسته ایمن بودن و عملکردی بودن این تمرینات (۱۳)، افزایش ثبات مفصل با تسهیل هم‌انقباضی عضلات است (۱۴). مزیت دیگر تمرینات زنجیرهٔ حرکتی بسته، اعمال استرین کمتر بر لیگامنت‌های زانو (۱۵) و تحریک گیرنده‌های حس وضعیت مفصل با افزایش فشار بین‌مفصلی (۱۶) است. بنابراین هدف از تحقیق حاضر، بررسی تأثیر تمرین زنجیرهٔ حرکتی بسته بر حس عمقی و میزان فعالیت الکتریکی برخی عضلات اندام تحتانی زنان دارای سندروم هایپرموبیلیتی عمومی است.

روش تحقیق

با توجه به اعمال مداخله، وجود گروه کنترل و انتخاب هدفمند آزمودنی‌ها، روش تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی است. به‌منظور انتخاب آزمودنی‌ها آزمون ۹ امتیازی بیتون[3] (کسب امتیاز بیتون ≤ ۵) بر روی دانشجویان زن دانشگاه خوارزمی اجرا شد. جامعهٔ آماری تحقیق حاضر، دانشجویان زن دانشگاه خوارزمی

1 . Sue Kemp
2 . Ferral
3 . Beighton

با دامنهٔ سنی ۲۶-۲۲ سال مبتلا به سندروم هایپرموبیلیتی عمومی بودند و نمونهٔ آماری شامل ۲۴ دانشجوی زن با دامنهٔ سنی ۲۶- ۲۲ سال مبتلا به سندروم هایپرموبیلیتی عمومی با توجه به معیارهای ورود و خروج به‌صورت هدفمند انتخاب و به‌صورت تصادفی به دو گروه تجربی (۱۲نفر) و کنترل (۱۲نفر) تقسیم شدند.

روش اجرا: آزمودنی‌ها فرم رضایت‌نامهٔ شرکت در تحقیق را تکمیل کردند و اطلاعات فردی آنها شامل قد، وزن، سن، نمرهٔ شاخص بیتون و شاخص تودهٔ بدنی، ثبت شد (جدول ۱).

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها

گروه	سن (سال)	قد (cm)	وزن (kg)	BMI	نمرهٔ 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

در جلسهٔ پیش‌آزمون قبل از اجرای آزمون‌ها پنج دقیقه گرم کردن شامل حرکات کششی اندام تحتانی انجام گرفت. 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[1] به‌وسیلهٔ دستگاه الکترومایوگرافی سطحی[2] اندازه‌گیری شد (۹). شایان ذکر است برای تعیین لحظهٔ فرود، شتاب‌سنج بر روی تروکانتر بزرگ ران پای مورد آزمون قرار گرفته شد، طوری‌که لحظهٔ فرود فرد زمانی تعریف شد که شتاب از 5g تجاوز کند (۱۷). پس از اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی عضلات، حس عمقی مفصل زانو برای پای برتر از طریق روش گونیامتری تصاویر دیجیتال سنجش شد (۱۸). سه روز پس از اجرای پیش‌آزمون، گروه تجربی برنامهٔ تمرینی را به مدت شش هفته و به‌صورت سه جلسه در هفته براساس پروتکل تمرینی تعدیل‌شدهٔ فرال و همکاران (۲۰۰۴) (۱۱) (برنامهٔ تمرینی از ۸ هفته به ۶ هفته با تعدیل ست‌های تمرینی و افزایش تعداد تمرینات از ۵ تمرین به ۷ تمرین با توجه به هدف تحقیق تغییر کرد) را آغاز کردند. در نهایت دو روز پس از اجرای ۶ هفته

1 . Drop Landing Task
2 . Surface Electromyography

تمرین، پس‌آزمون در شرایط پیش‌آزمون از هر دو گروه به‌عمل آمد. شایان ذکر است محقق در تمام آزمون‌های تحقیق حضور داشت و روش اجرای آنها بدین صورت بود:

آزمون بیتون: بیتون و همکاران با تعدیل روش ویلکینسون[1] و کارتر[2] 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 عبارت بود از اکستنشن پاسیو بیش از ۹۰ درجه انگشت کوچک (یک امتیاز برای هر سمت)، اپوزیشن پاسیو انگشت شست بر ساعد (یک امتیاز برای هر سمت)، هایپراکستنشن بیش از ۱۰ درجه در آرنج (یک امتیاز برای هر سمت)، هایپراکستنشن بیش از ۱۰ درجه در زانو (یک امتیاز برای هر سمت) و فلکسیون تنه به‌گونه‌ای که کف دست‌ها بر سطح زمین قرار بگیرد. در تحقیق حاضر آزمودنی‌هایی که حداقل ۵ امتیاز از ۹ امتیاز بیتون را کسب کردند وارد تحقیق شدند (شکل ۱) (۴).

شکل۱. آزمون ۹ امتیازی بیتون

فعالیت الکتریکی برخی عضلات اندام تحتانی: فعالیت الکتریکی عضلات واستوس‌مدیالیس، رکتوس‌فموریس، واستوس‌لترالیس، سمی‌تندونیس، بایسپس‌فموریس و گاستروکنمیوس داخلی به‌وسیلهٔ دستگاه الکترومایوگرافی سطحی مدل Noraxon Wireless DTS ساخت آمریکا اندازه‌گیری شد. بدین‌صورت که روی هر شش عضله ۳ الکترود (۲ ثبات و ۱ الکترودرفرنس) قرار داده شد. الکترودهای ثبات به‌طور موازی با فیبرهای عضلانی قرار گرفت. شایان ذکر است که پیش از نصب الکترودها موارد

1 . Willkinson
2 . Carter

لازم برای آماده‌سازی سطح بین پوست و الکترود رعایت شد؛ موهای زائد قسمتی که قرار بود الکترودها نصب شود، کاملاً تراشیده شد. سپس جایگاه‌های قرارگیری الکترودها سنباده خورد و با الکل و پنبه تمیز شد. این امر موجب می‌شود مقاومت سطحی پوست کاهش براساس استاندارد گزارش شده سایت SENIAM است (۱۹).

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 با یک پا از روی جعبه به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر اجرا کردند. به آزمودنی‌ها آموزش داده شد تا دست‌ها 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 ۲) (۲۰). آزمون سه بار تکرار شد و در نهایت میانگین سه تکرار مورد به‌کار گرفته شد. برای تعیین لحظهٔ فرود نیز، شتاب‌سنج بر روی تروکانتر بزرگ مفصل ران قرار گرفت، طوری‌که لحظهٔ فرود فرد زمانی تعریف شد که شتاب از ۵g تجاوز کند (۱۷).

شکل ۲. نحوهٔ اجرای تکلیف فرود دراپ

پس از ثبت داده‌های الکترومایوگرافی، میزان فعالیت عضلانی با استفاده از نرم‌افزار MATLAB R b محاسبه شد. در این تحقیق از فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز استفاده شد. برای محاسبهٔ RMS، بر پایهٔ محاسبهٔ ریشهٔ دوم میانگین با پنجرهٔ ۱۵۰ تایی انجام گرفت (۲۱). در ادامه برای محاسبهٔ فعالیت

نرمال‌شدهٔ عضلات، قبل از اجرای هر یک از تکرارها، ابتدا سیگنال استراحتی عضلات ثبت شد که در نرمال‌سازی استفاده شد. برای هر تکرار تکلیف فرود دراپ، میانگین RMS فعالیت الکترومایوگرافی در بازه‌های زمانی تعریف‌شده (۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از برخورد پا با زمین (فعالیت فیدفوروواردی)، ۵۰ میلی‌ثانیه بعد از برخورد پا با زمین (فعالیت فیدبکی) (۱۷)) به پیک حداکثر انقباض‌ها از سه تکرار MVCنرمال شد. برای هر مرحله (بازه‌های زمانی) میانگین فعالیت نرمال‌شده سه تکرار تکلیف فرود دراپ حاصل از فرمول زیر استفاده شد (۲۲):

$$\text{Neuromuscular activity}_i = \text{RMS EMG amplitude}_i / \text{Peak EMG amplitude}_{MVC}$$

i :نشان‌دهندهٔ بازهٔ زمانی

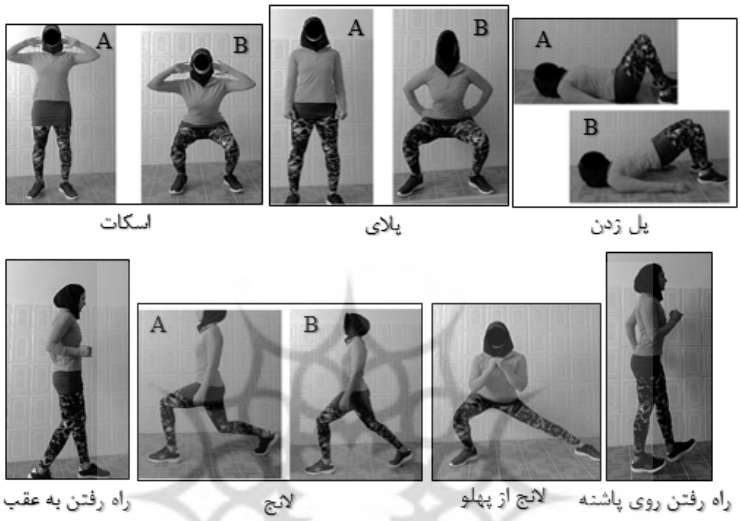
اندازه‌گیری حس عمقی مفصل زانو: ارزیابی حس عمقی مفصل زانو از طریق روش گونیامتری تصاویر دیجیتال، که دارای دقت و تکرارپذیری کافی برای ارزیابی حس وضعیت مفصل است، انجام گرفت. پایایی و روایی روش اندازه‌گیری گونیامتری تصاویر دیجیتال به‌ترتیب ۰/۹۸ و ۰/۹۹ است (۱۸). برای تسهیل انجام گونیامتری چهار مارکر بر روی پوست نقاط استخوانی محورهای بلند ران و ساق (راس تروکانتر بزرگ استخوان فمور، انتهای دیستال ایلیوتیبیال باند در زانو در قسمت پروگزیمال به سطح چین خلفی زانو در ناحیهٔ حفرهٔ پوپلیتئال در حالت فلکشن ۹۰ درجهٔ زانو، کنار قدامی گردن استخوان فیبولار در قسمت فوقانی ساق و روی برجستگی قوزک خارجی مچ پا) نصب شد. آزمودنی‌ها بر روی لبهٔ تخت به‌گونه‌ای قرار می‌گرفتند که پس از نشستن، زوایای مفاصل ران و زانو ۹۰ درجه خم و پاهای خود را به‌صورت آزاد در وضعیت آویزان قرار می‌دادند. سپس پای آزمودنی به‌صورت غیرفعال به زاویهٔ معینی تحت عنوان زاویهٔ هدف، که در این تحقیق زاویهٔ ۳۰ درجه اکستنشن زانو بود. علت انتخاب زاویهٔ ۳۰ درجهٔ زانو این بود که درگیری عضلات واستوس میانی و همسترینگ و کشش بیشتر کپسول و لیگامنت‌ها در دامنهٔ انتهایی اکستنشن زانو باعث تحریک بیشتر رسپتورهای مختلف می‌شود که می‌تواند حس عمقی را افزایش دهد. از طرفی در این زاویه سطوح مفصلی در تماس بیشتر با بافت‌های اطراف، تحت کشش بیشتری قرار دارند، در نتیجه گیرنده‌های مفصلی به میزان بیشتری تحریک شده و اطلاعات حسی بیشتری در جهت ایجاد حس عمقی مخابره می‌شود. از طرفی یک زاویهٔ کاربردی حین فعالیت‌های روزمره است (۱۸). آزمودنی ضمن نگه‌داشتن فعال پای خود در این زاویه، آن را به‌خاطر

می‌سپرد (به مدت ۵ ثانیه). برای تعیین زاویهٔ آزمون، ابتدا این زاویه به‌طور دقیق روی دیوار کنار فرد مورد آزمون علامت‌گذاری شد تا آزمونگر بتواند پای آزمودنی را تا محدودهٔ موردنظر بالا ببرد. سپس از آزمودنی خواسته می‌شد زاویهٔ موردنظر را با همان اندام به‌صورت فعال، بدون استفاده از حس بینایی و فقط با اتکا به حس عمقی بازسازی کند (شکل ۳). مقدار خطای بازسازی زاویهٔ هدف توسط آزمودنی، به‌عنوان خطای حس وضعیت مفصل ثبت می‌شد. در این آزمون به‌منظور تصویربرداری از دوربین دیجیتال مدل CASIO EX-ZR700 استفاده شد. پس از انجام آزمون، تصاویر دیجیتال به رایانه منتقل و توسط نرم‌افزار KINOVEA، مقدار عددی زاویهٔ موردنظر محاسبه شد. آزمون برای هر آزمودنی سه بار تکرار و میانگین خطای بازسازی زاویه طی سه بار اندازه‌گیری، خطای بازسازی زاویه در نظر گرفته شد.

شکل ۳. سنجش حس عمقی به روش تصاویر دیجیتال

برنامهٔ تمرین زنجیرهٔ حرکتی بسته: تمرینات ۳ روز در هفته (۳۵-۳۰ دقیقه) به مدت شش هفته اجرا شد. هفتهٔ اول شامل ۴ تمرین (اسکات، پلای و پل زدن : ۲ ست با ۸ تکرار و راه رفتن به عقب ۲ ست، ۱ تکرار به مدت ۳۰ ثانیه) بود. هفتهٔ دوم با شدت و تکرار هفته اول انجام گرفت. هفته‌های سوم و چهارم شامل ۵ تمرین (اسکات، پلای، پل زدن: ۳ ست و ۸ تکرار، به عقب راه رفتن: ۲ ست، ۱ تکرار به

مدت ۴۵ ثانیه و لانج از جلو: ۲ ست و ۸ تکرار) انجام گرفت. دو هفتهٔ آخر شامل ۷ تمرین (اسکات، پلای، پل زدن، لانج از جلو، لانج از پهلو: ۳ ست و ۱۲ تکرار، راه رفتن به عقب و راه رفتن بر روی پاشنه: ۳ ست، ۱ تکرار به مدت ۴۵ ثانیه) اجرا شد. در این تحقیق زمان استراحت بین هر ست و بین هر تمرین به نسبت ۱:۱ در نظر گرفته شد (شکل ۴) (۱۱).



شکل ۴. تمرینات زنجیرهٔ حرکتی بسته

روش آماری

برای تجزیه‌وتحلیل داده‌ها از آمار توصیفی و استنباطی استفاده شد. از آمار توصیفی برای محاسبهٔ میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فردی و متغیرهای تحقیق استفاده شد. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیروویلک استفاده شد. پس از تأیید نرمال بودن توزیع داده‌های تحقیق از آزمون پارامتریک تحلیل کوواریانس ANCOVA و آزمون تی زوجی در سطح معناداری ۰/۰۵ با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۲۰ استفاده شد.

یافته‌ها

برای تعیین تفاوت بین‌گروهی متغیر حس عمقی بازسازی زاویهٔ ۳۰ درجهٔ اکستنشن زانو و میزان فعالیت عضلات واستوس‌مدیالیس، رکتوس‌فموریس، واستوس‌لترالیس، سمی‌تندونیس، بایسپس‌فموریس

و گاستروکنمیوس داخلی (۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از لحظهٔ برخورد پا با زمین و ۵۰ میلی‌ثانیه بعد از لحظهٔ برخورد با زمین)، قبل و بعد از تمرین از آزمون تی مستقل، تحلیل کوواریانس و تی زوجی استفاده شد. نتایج حاصل از آزمون تی مستقل در پیش‌آزمون متغیرهای تحقیق، تفاوت معناداری را نشان داد.

بررسی تفاوت‌های گروهی در متغیر حس عمقی: با توجه به نتایج آزمون کوواریانس (مربع میانگین‌ها (۹/۳۱)، آمارهٔ F (۴۱/۹۳) و P-value (۰/۰۰۱)) تفاوت معناداری در پیش‌آزمون و پس‌آزمون حس عمقی بازسازی زاویهٔ ۳۰ درجهٔ زانو گروه تجربی در سطح معناداری ۰/۰۵ وجود دارد. نتایج حاصل از آزمون تی زوجی برای مقایسهٔ درون‌گروهی متغیر حس عمقی در جدول ۲ آورده شده است.

جدول ۲. نتایج آزمون تی زوجی برای مقایسه نمره‌های حس عمقی، بازسازی زاویهٔ ۳۰ درجهٔ اکستنشن زانو

گروه	متغیرها	پیش‌آزمون میانگین± انحراف استاندارد	پس‌آزمون میانگین± انحراف استاندارد	t	p-value
گروه کنترل		۵/۶۹±۱/۷۸	۵/۸۹±۱/۴۴	-۱/۰۹	۰/۳
گروه تجربی		۴/۸۹±۱/۷۵	۳/۸۰±۱/۵۰	۶/۹۳	*۰/۰۰۱

*نشان‌دهندهٔ تغییر معنادار از پیش‌آزمون به پس‌آزمون

با توجه به نتایج حاصل از آزمون تی زوجی (جدول ۲)، پس از شش هفته تمرین نوروماسکولار کاهش معناداری در حس عمقی مشاهده شد.

بررسی تفاوت‌های گروهی در متغیر میزان فعالیت الکتریکی عضلات: نتایج آزمون تحلیل کوواریانس و آزمون تی زوجی متغیر میزان فعالیت فیدفورواردی (۱۰۰ میلی‌ثانیه پیش از لحظه برخورد پا با زمین) و فیدبکی (۵۰ میلی‌ثانیه پس از لحظهٔ برخورد پا با زمین) عضلات در جدول‌های ۳ و ۴ آورده شده است.

جدول ۳. نتایج آزمون تحلیل کوواریانس میزان فعالیت الکتریکی عضلات

متغیر		فعالیت فیدفوروواردی				فعالیت فیدبکی			
میزان فعالیت عضلانی		Df	مربع میانگین‌ها	آمارهF	P-Value	Df	مربع میانگین‌ها	آمارهF	P-Value
VM	گروه‌ها	۱	۳۱۳/۷۱	۵/۳۱	٭۰/۰۳۲	۱	۱۲۴۵/۷۷	۴/۹۳	٭۰/۰۳۷
RF	گروه‌ها	۱	۱۱۹/۶۴	۳/۲۳	۰/۰۸۷	۱	۳۹/۷۸	۰/۲۷	۰/۶۱۲
VL	گروه‌ها	۱	۲۵۷/۴۲	۴/۸۰	٭۰/۰۴۰	۱	۳۸۵/۱۳	۱۳/۰۰	٭۰/۰۰۲
ST	گروه‌ها	۱	۳۱۲/۸۲	۵/۴۷	٭۰/۰۲۹	۱	۷/۶۲	۰/۳۲	۰/۵۷۷
BF	گروه‌ها	۱	۱۲/۰۵	۰/۳۳	۰/۵۷۲	۱	۱۱۸/۰۵	۱/۱۳	۰/۳۰۰
GM	گروه‌ها	۱	۵۵۵/۸۸	۶/۶۹	٭۰/۰۱۷	۱	۱۵۷/۵۵	۱/۸۲	۰/۱۹۲

٭نشان‌دهندهٔ تغییر معنادار از پیش‌آزمون به پس‌آزمون

با توجه به نتایج حاصل از آزمون تحلیل کوواریانس و آزمون تی زوجی (جدول‌های ۳ و ۴) آمارهٔ Fمتغیر مستقل (گروه‌ها) برای فعالیت فیدفوروواردی عضلات VM، VL، ST و GM دارای سطح معنا داری کمتر از ۰/۰۵ است و تفاوت معناداری بین گروه‌ها وجود دارد. همچنین آمارهٔ F متغیر مستقل (گروه‌ها) برای فعالیت فیدبکی عضلات VMو VLدارای سطح معناداری کمتر از ۰/۰۵ است و تفاوت معناداری بین گروه‌ها وجود دارد.

جدول ۴. نتایج آزمون تی زوجی برای مقایسهٔ میزان فعالیت الکتریکی عضلات (%mvc)

	متغیرها		پیش‌آزمون میانگین± انحراف استاندارد	پس‌آزمون میانگین± انحراف استاندارد	t	p-value
میزان فعالیت نرمال‌شدهٔ فیدفوروواردی عضلات	VM	کنترل	۶۱/۹۴±۲۲/۶۴	۶۰/۸۸±۲۶/۲۸	۰/۵۲	۰/۶۱
		تجربی	۶۵/۶۴±۹/۹۷	۷۳/۷۹±۹/۷۶	-۳/۵۱	٭۰/۰۰۵
	RF	کنترل	۷۴/۵۰±۱۱/۱۳	۷۸/۱۹±۷/۰۴	-۱/۲۳	۰/۲۴
		تجربی	۷۸/۵۶±۸/۵۵	۷۵/۳۹±۷/۶۳	۲/۱۲	۰/۰۵۸
	VL	کنترل	۷۲/۶۳±۱۱/۲۳	۷۵/۱۷±۱۱/۹۰	-۱/۴۱	۰/۱۹
		تجربی	۷۱/۹۷±۷/۳۶	۷۷/۰۵±۸/۷۷	-۳/۵۱	٭۰/۰۰۶
	ST	کنترل	۳۶/۸۲±۸/۹۹	۳۸/۶۴±۹/۱۵	-۰/۵۷	۰/۵۸
		تجربی	۳۲/۷۱±۵۲/۷۸	۴۴/۲۱±۷/۰۳	-۱۰/۰۶	٭۰/۰۰۱
	BF	کنترل	۳۸/۲۶±۱۳/۱۵	۴۰/۹۷±۴۸/۱۱	-۰/۷۸	۰/۴۵
		تجربی	۴۰/۴۹±۶/۸۸	۴۰/۲۹±۶/۳۸	۰/۱۵۲	۰/۸۸
	GM	کنترل	۵۳/۵۱±۱۷/۲۱	۵۱/۱۰±۱۸/۸۶	۱/۰۸	۰/۳۰
		تجربی	۵۲/۷۳±۱۶/۶۱	۶۰/۰۵±۱۵/۳۹	-۲/۴۴	٭۰/۰۳۳

ادامهٔ جدول ۴. نتایج آزمون تی زوجی برای مقایسهٔ میزان فعالیت الکتریکی عضلات (mvc%)

	متغیرها	گروه	پیش‌آزمون میانگین± انحراف استاندارد	پس‌آزمون میانگین± انحراف استاندارد	t	p-value
میزان فعالیت نرمال‌شدهٔ فیدبکی عضلات	VM	کنترل	۶۴/۲۲±۱۲/۶۵	۵۸/۱۷±۲۰/۲۴	۱/۴۲	۰/۱۸
		تجربی	۷۱/۸۷±۱۳/۱۵	۷۶/۸۹±۱۲/۱۵	-۲/۴۳	*۰/۰۴
	RF	کنترل	۷۲/۴۸±۸/۴۰	۶۰/۲۵±۱۲/۹۹	۱/۱۸	۰/۲۶
		تجربی	۷۵/۰۷±۸/۷۱	۶۹/۷۲±۱۴/۰۷	۱/۱۱	۰/۳۰
	VL	کنترل	۷۴/۴۳±۸/۵۸	۷۵/۰۲±۸/۵۷	-۱/۳۴	۰/۲۱
		تجربی	۷۴/۶۹±۹/۸۸	۸۳/۱۸±۶/۳۵	-۳/۱۹	*۰/۰۰۸
	ST	کنترل	۴۹/۶۴±۶/۰۶	۴۵/۴۱±۶/۶۹	-۱/۱۸	۰/۲۶
		تجربی	۵۲/۷۸±۵/۰۴	۵۳/۹۸±۹/۷۷	-۰/۶۲	۰/۵۵
	BF	کنترل	۴۸/۴۵±۱۵/۹۹	۴۸/۱۱±۱۵/۵۳	۰/۱۸	۰/۸۶
		تجربی	۵۱/۱۵±۱۴/۹۹	۵۴/۴۷±۱۴/۰۱	-۰/۸۱	۰/۴۳
	GM	کنترل	۳۸/۱۸±۸/۸۳	۳۸/۳۰±۹/۹۳	-۰/۱۲	۰/۹۱
		تجربی	۳۴/۹۴±۱۱/۸۵	۶۰/۰۵±۱۵/۳۹	-۱/۶۰	۰/۱۴

بحث

براساس یافته‌های تحقیق حاضر، ۶ هفته تمرین زنجیرهٔ حرکتی بسته موجب کاهش خطای بازسازی زاویهٔ ۳۰ درجه اکستنشن مفصل زانو و بهبود کنترل فیدفورواردی عضلات واستوس‌مدیالیس، واستوس‌لترالیس، سمی‌تندونیس و گاستروکنمیوس داخلی و فیدبکی عضلات واستوس‌مدیالیس و واستوس‌لترالیس شده است.

گیرنده‌های حس عمقی مسئول حس وضعیت و حرکت مفصل‌اند. مکانیزم‌های حس عمقی به‌طور مؤثر در هماهنگی سیستم‌های پیچیده حرکتی کمک می‌کنند. کاهش در تون عضلانی و قدرت تنش تاندون‌ها، موجب کاهش حس عمقی و کنترل حرکتی غیرطبیعی می‌شود. بنابراین تخریب لیگامنت‌ها و متعاقباً از دست رفتن حس وضعیت فیدبکی مفصل منجر به اختلال عملکرد می‌شود (۲۳). افراد دارای هایپرموبیلیتی عمومی اغلب شکایت از عوامل غیراختصاصی اسکلتی-عضلانی دارند. کاهش حس عمقی از مهم‌ترین علل این شکایت‌هاست که درمان در این افراد را نیز تحت تأثیر قرار می‌دهد (۲۳). روش‌های درمانی این افراد باید در جهت بی‌کفایتی و محدودیت‌های عملکردی آنها باشد. اگرچه تمرین موجب کاهش شلی نمی‌شود، می‌تواند با تقویت عضلات و اجزای اطراف مفصل تأثیرگذار باشد. با توجه به نتایج تحقیقات پیشین حس عمقی در افراد مبتلا به سندروم هایپرموبیلیتی عمومی نسبت به افراد سالم کمتر است (۲۴، ۲۳، ۱۸). با توجه به این یافته‌ها تمرین با هدف بازیابی کنترل حرکتی اندام تحتانی و کمک

به داشتن تعادل مناسب و عملکرد کافی باید در برنامهٔ توانبخشی این افراد گنجانده شود (۲۵). عقیده بر این است که فشردن مفصل، گیرنده‌های مفصلی را به میزان حداکثر تحریک می‌کند و برای کسب این هدف می‌توان از تمرینات با زنجیرهٔ حرکتی بسته که در طول دامنهٔ حرکتی موجود، حس عمقی و حس حرکتی را افزایش می‌دهند و در نهایت به درک غیرهوشیارانه از مفصل می‌انجامند، استفاده کرد. از علل اثربخشی این تمرینات می‌توان به سیگنال‌های حرکتی اشاره کرد. سیگنال‌های حس عمقی برای شروع و مدت زمان حرکات آگاهانه و غیرآگاهانهٔ عضو ضروری است (۲۶). همچنین مشارکت طولانی‌مدت این افراد در فعالیت‌های ورزشی می‌تواند میزان درک حس عمقی و حس حرکتی را از طریق تسهیل مکرر مسیرهای آوران و گیرنده‌های محیطی افزایش دهد (۲۶). بنابراین با توجه به سازوکارهای عنوان‌شده حس عمقی بعد از تمرینات زنجیرهٔ حرکتی بسته افزایش پیدا کرده است.

کنترل حرکتی فیدفورواردی با به‌کارگیری اطلاعات پیشین دربارهٔ یک هدف و اغلب از تجربه برای از پیش برنامه‌ریزی فعالیت عضله استفاده می‌کند. با افزایش فعالیت پیش‌بین عضله، سفتی عضله و حساسیت کششی سیستم دوک عضلانی افزایش پیدا می‌کنند. همچنین در این شرایط تأخیر الکترومکانیکی عضله کاهش پیدا می‌کند. بنابراین عضلات از پیش فعال‌شده می‌توانند در برابر اعمال بارهای خارجی، پاسخ جبرانی سریع‌تری بدهند که این امر برای ثبات دینامیک مفصل ضروری است. مکانیسم فیدبکی کنترل حرکتی به‌واسطهٔ مسیرهای رفلکسی بی‌شماری که به‌طور مداوم فعالیت عضلانی را تنظیم می‌کنند، مشخص می‌شود. اطلاعات ارسالی از گیرنده‌های مفصلی و عضلانی به‌طور رفلکسی، فعالیت عضلانی را برای انجام هدف هماهنگ می‌سازند. در روند فیدبکی، تأخیر طولانی‌تری در هدایت اتفاق می‌افتد (۲۷). هر دو نوع کنترل عصبی عضلانی فیدبکی و فیدفورواردی می‌توانند موجب افزایش ثبات مفصلی به‌شرط تحریک مکرر مسیرهای حسی و حرکتی شوند. هر بار که یک سیگنال در طول زنجیره‌ای از سیناپس‌ها می‌گذرد، سیناپس‌ها آن سیگنال را بهتر از قبل انتقال خواهند داد. هنگامی‌که این مسیرها به‌صورت منظم تسهیل شوند، آن سیگنال در حافظه ذخیره می‌شود و می‌تواند برای برنامه‌ریزی حرکات آینده فراخوانده شود. بنابراین تسهیل مکرر حافظهٔ لازم برای کنترل حرکتی از پیش برنامه‌ریزی‌شده و هم مسیرهای رفلکسی، کنترل عصبی- عضلانی را بهبود می‌بخشد (۲۷). مکانیسم احتمالی که به‌وسیلهٔ آن تمرینات زنجیرهٔ حرکتی بسته می‌تواند نیرو یا توان خروجی را افزایش دهد، در ارتباط با اثر مهاری گیرنده‌های گلژی وتری روی تولید نیروست. از آنجا که گیرنده‌های گلژی وتری به‌عنوان یک عامل محدودکنندهٔ تنش عمل می‌کند، میزان نیرویی را که می‌تواند تولید شود،

محدود می‌کند. آستانهٔ تحریکی گیرنده‌ها به‌عنوان یک عامل محدودکننده مطرح می‌شود. تمرینات زنجیرهٔ حرکتی بسته حساسیت گیرنده‌های گلژی وتری را کاهش می‌دهد و در نتیجه سطح مهار شدن را بالا می‌برد. در واقع چنانچه سطح مهار شدن افزایش یابد، بار بیشتری بر سیستم عضلانی اسکلتی اعمال می‌شود و در نتیجه توانایی تولید نیرو افزایش پیدا می‌کند (۲۷). بنابراین در تحقیق حاضر با توجه به سازوکارهای احتمالی گفته‌شده، تمرین زنجیرهٔ حرکتی بسته خطای بازسازی زاویهٔ حس وضعیت مفصل را کاهش و میزان فعالیت الکتریکی عضلانی را افزایش داد.

نتیجه‌گیری

به‌طور کلی نتایج تحقیق حاضر نشان داد که انجام تمرینات زنجیرهٔ حرکتی بسته بر حس عمقی مفصل زانو و میزان فعالیت الکتریکی زنان مبتلا به سندروم هایپرموبیلیتی عمومی تأثیرگذار است و انجام این تمرینات می‌تواند در کسب فواید جسمی، بهبود حس عمقی در فعالیت روزانهٔ این افراد حائز اهمیت باشد، ازاین‌رو به‌عنوان یک روش پیشنهادی و مکمل در درمان قابل توصیه است.

منابع و مآخذ

1. Grahame R, Keer R. (2003). "Hypermobility Syndrome: Recognition and Management for Physiotherapists: Butterworth Heinemann". PP: 103.
2. Simmonds JV, Keer RJ. (2007). "Hypermobility and the hypermobility syndrome". Manual therapy. 12(4): PP: 298-309.
3. Strunk R, Pfefer MT, Andrews L. (2012). "The diagnosis of benign joint hypermobility syndrome in two female patients with chronic pain".
4. Simpson MR. (2006). "Benign joint hypermobility syndrome: evaluation, diagnosis, and management". Journal American osteopathic association. 106(9): PP: 53-60.
5. Shah Y, Bhave A, Sonetha V. (2015). "Fatigue Analysis of the Knee Joint. Procedia Computer Science". 45: PP: 250-255.
6. Malik A, Ferrell W. (1994). "Impaired proprioceptive acuity at proximal inter phalangeal joints in patients with hypermobility". Br J Rheumatic. 33: PP: 631-637.
7. Jensen BR, Olesen AT, Pedersen MT, Kristensen JH, Remvig L Simonsen EB, et al. (2013). "Effect of generalized joint hypermobility on knee function and muscle activation in children and adults". Muscle Nerve. 48(2): PP: 762–769.
8. Juul-Kristensen B, Johansen K, Hendriksen P, Melcher P, Sandfeld J, Jensen BR. (2015). "Girls with generalized joint hypermobility display changed muscle activity and postural sway during static balance tasks". Scandinavian journal of rheumatology. 20(2): PP: 1-9.

9. Medina, J. M., McLeod, T. C. V., Howell, S. K., &Kingma, J. (2008). "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. 18(4): PP: 0591-597.
10. Kemp S, Roberts I, Gamble C, Wilkinson S, Davidson JE, Baildam EM, et al. (2010). "A randomized comparative trial of generalized vs targeted physiotherapy in the management of childhood hypermobility". Rheumatology (Oxford, England). 49(2): PP: 315-25.
11. Ferrell, W. R., Tennant, N., Sturrock, R. D., Ashton, L., Creed, G., Brydson, G., Rafferty, D. (2004). "Amelioration of symptoms by enhancement of proprioception in patients with joint hypermobility syndrome". Arthritis & Rheumatology. 50(10): PP: 3323-3328.
12. Keer R, Simmonds J. (2011). "Joint protection and physical rehabilitation of the adult with hypermobility syndrome". Current opinion in rheumatology. 23(2): PP: 131-136.
13. Snyder-Mackler, L. (1996). "Scientific rationale and physiological basis for the use of closed kinetic chain exercise in the lower extremity". Journal of Sport rehabilitation. 5(1): PP: 2-12.
14. Lass, P., Kaalund, S., Iefevre, S., Arendt-Nielsen, L., Sinkjæ, T., &Simonsen, O. (1991). "Muscle coordination following rupture of the anterior cruciate ligament: electromyographic studies of 14 patients". Act an orthopedic Scandinavia. 62(1): PP: 9-14.
15. Henning, C. E., Lynch, M. A., & Glick JR, K. R. (1985). "An in vivo strain gage study of elongation of the anterior cruciate ligament". The American journal of sports medicine. 13(1): PP: 22-26.
16. Wood, L., & Ferrell, W. (1985). "R.Response of slowly adapting articular mechanoreceptors in the cat knee joint to alterations in intra-articular volume". Annals of the rheumatic diseases. 43(2): PP: 327-332.
17. Junge T, Wedderkopp N, Thorlund J, Søgaard K, Juul-Kristensen B. (2015). "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. 48: PP: 762–769.
18. Stillman, B. C. (2000). "An investigation of the clinical assessment of joint position sense" [PhD Tesis]. Melbourne: The University of Melbourne.
19. SENIAM. From http://www.seniam.org/
20. Webster, Kathryn A., Brian G. (2016). "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. 51(8): PP: 629-636.
21. Konrad, Peter. (2005). "A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography", Noraxon INC.
22. Zebis, M. K., Bencke, J., Andersen, L. L., Døssing, S., Alkjær, T., Magnusson, S. P., &Aagaard, P. (2008). "The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during side cutting in female elite soccer and handball players". Clinical Journal of Sport Medicine. 18(4): PP: 329-337.

23. Holm, I., Fosdahl, M. A., Friis, A., Risberg, M. A., Myklebust, G., & Steen, H. (2004). "Effect of neuromuscular training on proprioception, balance, muscle strength, and lower limb function in female team handball players". Clinical Journal of Sport Medicine. 14(2): PP: 88-94.
24. Filipa, A., Byrnes, R., Paterno, M. V., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2010). "Neuromuscular training improves performance on the star excursion balance test in young female athletes". Journal of orthopaedic& sports physical therapy. 40(9): PP: 551-558.
25. Lephart, S. M., Warner, J. J., Borsa, P. A., & Fu, F. (1994). "Proprioception of the shoulder joint in healthy, unstable, and surgically repaired shoulders". Journal of shoulder and elbow surgery. 3(6): PP: 371-380.
26. Risberg MA, Mørk M, Jenssen HK, Holm I. (2001). "Design and implementation of a neuromuscular training program following anterior cruciate ligament reconstruction". Journal of Orthopaedic& Sports Physical Therapy. 31(11): PP: 620-631.
27. Prentice, William E., and Thomas W. Kaminski. (2004). "Rehabilitation techniques for sports medicine and athletic training". New York: McGraw-Hill.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی