بررسی ارتباط کوتاهی عضله همسترینگ با تعادل استاتیک و دینامیک در جوانان سالم

امیرهوشنگ بختیاری [۱](Ph.D)، الهام فاطمی [*۱](M.Sc)، رزیتا هدایتی [۱](Ph.D)، راهب قربانی [۲](Ph.D)، محمد گیلانی [۳](B.Sc)

۱- *مرکزتحقیقات توان‌بخشی عصبی عضلانی ، گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران*

۲- *مرکز تحقیقات عوامل اجتماعی موثر بر سلامت و مرکز تحقیقات فیزیولوژی، گروه پزشکی اجتماعی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان ، سمنان، ایران*

۳- *گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران*

چکیده

سابقه و هدف: اختلال در کنترل پوسچر بر ایمنی و کیفیت حرکات در هنگام فعالیت‌های روزمره و ورزشی تاثیر می‌گذارد. یکی از عوامل موثر بر کنترل پوسچر انعطاف‌پذیری عضلات می‌باشد. علی‌رغم شیوع نسبتاً زیاد کوتاهی عضله همسترینگ، در هیچ مطالعه‌ای ارتباط کوتاهی این عضله با تعادل بررسی نشده است. هدف از این مطالعه بررسی ارتباط کوتاهی عضله همسترینگ با تعادل استاتیک و دینامیک در جوانان سالم می‌باشد.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه مقطعی که روی ۴۰ نفر جوان سالم (۲۰ نفر مبتلا به کوتاهی عضله همسترینگ و ۲۰ نفر بدون کوتاهی) انجام گرفت، از آزمون ۹۰-۹۰ برای بررسی طول عضله همسترینگ استفاده شد. از میزان جابه‌جایی نوسانات مرکز فشار به‌عنوان شاخص‌های تعادل ایستا و پویا هنگام ایستادن روی یک پا روی صفحه سنجش تعادل و نیرو برای بررسی کیفیت کنترل تعادل هنگام ایجاد اغتشاش خارجی استفاده گردید.

یافته‌ها: مقایسه‌ی میانگین و انحراف معیار نوسانات مرکز فشار در وضعیت‌های اعمال اغتشاش و بدون اغتشاش در دو گروه مورد و شاهد تفاوت معنی‌داری را نشان نداد ($p<۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: نتایج این مطالعه ارتباطی را بین کوتاهی عضله همسترینگ و میزان نوسانات مرکز فشار به‌عنوان شاخص تعادل ایستا و پویا نشان نداد.

واژه‌های کلیدی: انعطاف‌پذیری، عضله اسکلتی، تعادل وضعیتی

مقدمه

توانایی حفظ تعادل در هنگام فعالیت‌های روزمره و ورزشی عامل بسیار مهمی در جلوگیری از بروز آسیب می‌باشد و هر گونه اختلال در الگوی کنترل تعادل می‌تواند احتمال بروز صدمات بدنی را افزایش دهد [۲،۱]. در انسان در پاسخ به اغتشاشات بر هم زننده تعادل مجموعه گسترده‌ای از پاسخ‌های پوسچرال ایجاد می‌شود. این پاسخ‌ها تحت عنوان استراتژی هیپ و مچ پا نامیده شده و سبب حفظ تعادل می‌شوند [۳]. یکی از عضلات مهم در استراتژی هیپ, و مچ، عضله همسترینگ است که به عنوان یک عضله وضعیتی همراه با سایر عضلات سطح پشتی از طریق اصلاح وضعیت مرکز ثقل سبب حفظ تعادل می‌شود [۴]. ماهیت فلکسوری عضله همسترینگ تمایل این گروه عضلانی را به کوتاه شدن افزایش

* نویسنده مسئول، تلفن: ۰۲۳-۳۳۶۵۴۱۸۲ نمابر: ۰۲۳-۳۳۶۵۴۱۸۰ Email: fatemyelham@yahoo.com

تاریخ دریافت: ۱۳۹۳/۷/۲۷ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۴/۱/۲۹

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-13]

می‌دهد. مطالعات نشان می‌دهد کـه کوتـاهی ایـن عضـلات از شیوع بالایی برخوردار است [۵].

در سال ۲۰۰۴ Garfinkel و همکـاران نشـان دادنـد کـه تغییرات طول عضلات می‌تواند سبب بروز اخـتلالات پوسـچر شود که می‌تواند تعـادل فـرد را تحـت تـاثیر قـرار دهـد [۶]. هم‌چنین Ragiba و همکـاران (۲۰۱۲) نشـان دادنـد کوتـاهی عضلات فلکسور ران و همسترینگ سبب تغییر در نوع پوسچر می‌شود که بر تعادل فرد تاثیر می‌گـذارد [۷]. از طـرف دیگـر نشان داده شده است که در افراد مبتلا به کیفوز، طـول عضـله همسترینگ کوتاه‌تر می‌باشد و بروز اختلالات تعادل و افزایش خطر افتادن در افراد کیفوتیک مورد تایید قـرار گرفتـه اسـت [۸]. کوتاهی یک گروه عضـله موجـب افـزایش طـول گـروه عضلانی مقابل می‌شود، این تغییرات طول موجب می‌شود کـه عضلات کوتاه شده قوی‌تر و گروه مقابل ضعیف‌تـر گردیـده و در نتیجه عدم تعادل نیروها در مفاصل می‌تواند مکانیسم کنترل تعادل را درآن مفصل مختل نماید. با توجـه بـه شـیوع نسـبتاً بالای کوتاهی عضله همسترینگ در جوانان و نقش این عضله در برقـراری و حفـظ تعـادل و لـزوم توجـه بـه عوامـل جلوگیری‌کننده از بروز آسیب در حین انجام فعالیت و از آن‌جا که در حد دانش ما مطالعـه‌ای دربـاره ارتبـاط کوتـاهی ایـن عضلات با تعادل ایستا و پویا انجام نشده است، این مطالعه بـا هدف بررسی ارتباط کوتاهی عضلات همسـترینگ بـر تعـادل ایستا و پویا در افراد جوان سالم طراحی شده است.

مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع مقطعی بوده کـه توسـط کمیتـه اخـلاق دانشگاه علوم پزشکی مـورد تاییـد قـرار گرفـت و در مرکـز تحقیقات توان‌بخشی عصبی عضلانی دانشـگاه علـوم پزشـکی سمنان اجرا شد. برای انتخاب نمونه‌ها، از دانشجویان دانشـگاه برای شرکت داوطلبانه در طرح دعوت شد و پـس از بررسـی طول عضلات همسترینگ، ۴۰ نفر دانشجوی در محدوده سنی ۲۵-۱۸ سال (۲۰ نفر دارای کوتاهی و ۲۰ نفر بـدون کوتـاهی همسترینگ) به مطالعه دعوت شدند. داوطلبان بعد از آشـنایی با روند تحقیق و امضاء رضایت‌نامه کتبی وارد مطالعه شدند.

معیار ورود و خروج از مطالعه: معیار ورود مطالعه شـامل کوتاهی همسترینگ در آزمون ۹۰-۹۰ و معیارهای خروج از مطالعه شـامل اخـتلالات ارتوپـدیک و نورولوژیـک، سـابقه جراحی در اندام تحتانی، وجود شکسـتگی در انـدام تحتـانی، آسیب همسترینگ در یک‌سـال گذشـته، بیمـاری‌هـایی نظیـر آرتروز، آسیب لیگامـانی و منیسـک، سـابقه جراحـی سـتون فقرات، آسیب به ستون فقرات، اختلالات سیستم وسـتیبولار و گوش، استفاده از داروهایی که تأثیرگذار بر تعادل بوده است.

روش اجرا و جمع‌آوری داده‌ها: جهت انجام ارزیابی‌هـای تست طول عضلات، افراد در مرکز تحقیقات توان‌بخشی عصبی عضلانی جهت انجام آزمایشات حاضر شدند. از آزمـون ۹۰-۹۰جهـت ارزیـابی طـول عضـله همسـترینگ هـر دو پـای شرکت‌کنندگان استفاده گردید [۱۰،۹]. نحوه‌ی انجام آزمون بـه این ترتیب است که فرد مورد مطالعه به حالت طـاق‌بـاز روی تخت قرار می‌گرفت و از او خواسته می‌شد هیپ و زانوی خود را ۹۰ درجه خم کنـد. در افـرادی کـه کوتـاهی در عضـلات فلکسور هیپ داشتند برای جلوگیری از چـرخش لگـن یـک حوله زیر زانو پای مقابل قرار گرفت، هم‌چنین برای جلوگیری از چرخش مهره‌ها حوله‌ای زیر سـتون فقـرات قـرار گرفـت. سپس در این حالت دامنه اکستانسیون زانو انـدازه گرفتـه شـد [۱۱]. برای این کار آزمـونگر اول آزمـون را انجـام مـی‌داد و آزمونگر دوم بـا اسـتفاده از گونیـامتر دسـتی دامنـه حرکتـی اکستانسیون زانو را اندازه‌گیری می‌کرد. گونیامتر دسـتی دارای دو بازو بوده که بازوی ثابت گونیامتر روی خط خـارجی تنـه فمور و عمود بـر تخـت قـرار مـی‌گرفـت و بـازوی متحـرک گونیامتر روی ساق و در امتداد مالئول خارجی قرار می‌گرفت، درحالی که محور گونیامتر نیز روی مفصل تیبیوفمورال کـاملاً روی اپیکندیل خارجی فمور قرارداشت. از داوطلـب خواسـته شد تا پای خود را شل کـرده و سـپس پـا بـه آرامـی توسـط آزمونگر به‌صورت غیر فعال به سمت اکستانسـیون زانـو بـرده می‌شد تا جایی‌که فرد احساس کشش می‌کرد. قرار گـرفتن پـا

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-13]

در فلکسیون ۲۰ درجه زانو و یا بیش‌تر به عنوان کوتاهی همسترینگ در نظر گرفته شد [۱۲،۱۱]. برای سنجش تعادل و شاخص‌های تعادل از دستگاه (BBS) مدل SD استفاده گردید. اعتبار این دستگاه برای شاخص تعادل کلی R=۰/۹۴ و برای شاخص تعادل قدامی–خلفی R=۰/۹۵ و برای شاخص ثبات داخلی–خارجی R=۰/۹۳ گزارش شده است [۱۳].

برای ارزیابی شاخص‌های تعادل ایستا و پویا، از اندازه‌گیری نوسانات مرکز فشار (Center of Pressure) با استفاده از دستگاه تعادل بایودکس استفاده گردید. به همین منظور، پس از توجیه کامل داوطلب از نحوه انجام آزمایش، از وی خواسته شد که روی صفحه تعادل دستگاه با پای برهنه ایستاده تا احساس بهتری از تعادل داشته باشد، به‌طوری که نشانه روی مونیتور دستگاه را تا حد امکان وسط مرکز دایره هدف نگه دارد و کم‌ترین انحراف را داشته باشد. تعداد سه آزمون تعادل به صورت ایستا (صفحه دستگاه ثابت قرار دارد) حین ایستادن روی یک پا (پای غالب) با چشم باز و بسته و سه آزمون به‌صورت پویا (صفحه دستگاه ازادانه حرکت می‌کند) با حالت ایستادن روی یک پا (پای غالب) با چشم باز و سپس با چشم بسته انجام شد. به همین ترتیب این آزمون‌ها نیز برای گروه بدون کوتاهی همسترینگ نیز با ایستادن روی پای غالب در حالت ایستای چشم باز و بسته و داینامیک چشم باز و بسته انجام گرفت. برای بستن چشم از چشم‌بند پارچه‌ای قاب‌دار استفاده گردید که روی چشم بیمار فشاری وارد نگردد. هنگام آزمون تعادل در وضعیت ایستاده روی پای غالب داوطلب در روی خط تعادل قرار گرفته در حالی‌که از داوطلب خواسته شد که پای دیگر را برای حذف تماس با صفحه سنجش تعادل از زانو و ران خم کند. برای انجام هر یک از آزمون‌های تعادل ایستا و پویا سه بار تلاش بیمار، هر یک به‌مدت ۲۰ ثانیه و با فاصله زمانی ۲۰ ثانیه بین هر تلاش ثبت می‌گردید و زمان استراحت بین آزمون‌های ایستا و پویا یک دقیقه بود.

هنگام آزمون‌های سنجش تعادل ایستا صفحه تعادل دستگاه زیر پای داوطلبین قفل بوده و اغتشاشی برای تعادل ایجاد نمی‌کرد، در حالی‌که هنگام آزمون سنجش تعادل پویا، آزادی حرکت صفحه سنجش تعادل زیر پای بیمار در حین ۲۰ ثانیه تلاش داوطلب برای حفظ تعادل از درجه ۶ تا درجه ۱ (بیش‌ترین میزان آزادی حرکت صفحه و بیش‌ترین اغتشاش) به‌طور پیش‌رونده تغییر می‌کرد [۱۴].

هم‌چنین به منظور بررسی شاخص تعادل در هنگام اعمال نیروی خارجی بر هم زننده تعادل از صفحه نیرو مدل کیستلر B۹۲۸۶ ساخت کشور آمریکا استفاده شد. قابلیت تکرارپذیری اندازه‌گیری مرکز فشار روی صفحه نیرو در مطالعات قبلی بررسی شده است و اعتبارپذیری خوب تا عالی شاخص‌های تعادل در این دستگاه مورد تأیید قرار گرفته است [۱۶،۱۵]. برای ارزیابی تعادل از افراد خواسته شد تا با پای برهنه در یک وضعیت صاف و طبیعی در حالی که دست‌ها شل در کنار بدن آویزان است، به مدت سی ثانیه بر روی صفحه نیرو تا حدی که امکان دارد ساکن بایستند. چهار آزمون که ترکیبی از وضعیت‌های مختلف می‌باشد، از هر فرد گرفته می‌شد یعنی ایستاده روی پای غالب با چشم بسته روی سطح نرم، ایستاده روی پای غالب با چشم بسته روی سطح سفت، ایستاده روی پای غالب با چشم باز روی سطح نرم، ایستاده روی پای غالب با چشم باز روی سطح سفت.

آزمودنی روی پای غالب به‌صورتی می‌ایستاد که لبه داخلی پای بلند شده و در مقابل کنار داخلی ساق پای مقابل قرار می‌گرفت و انگشتان مالئول داخلی را لمس می‌کرد. چشم‌ها در دو حالت بسته و باز (در حالی که فرد به یک هدف هم سطح چشم‌ها که در حدود یک و نیم متر در جلو آن قرار دارد، نگاه می‌کرد) قرار داشت.

هنگام ایستادن روی سطح سفت، سطح صفحه نیرو زیر پا قرار گرفته و برای ایستادن روی سطح نرم از قطعه‌ای اسفنجی با تراکم بالا و ضخامت ده سانتی‌متر روی صفحه نیرو استفاده شد. ترتیب انجام این تست‌ها به صورت تصادفی برای هر فرد انتخاب شد تا از اثر خستگی شرایط تست بر روی فرد جلوگیری شود. هر تست با سه تکرار انجام می‌گرفت و بین

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-13]

هر تکرار ده ثانیه و بین هر وضعیت تقریباً یک دقیقه استراحت به هر فرد داده می‌شد.

برای ارزیابی سیستم تعادلی بدن بر روی صفحه نیرو، از برآیند نیروهای عکس‌العمل زمین یا مرکز فشار پا استفاده شد. سیگنال‌های نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاور از طریق لود سل‌های صفحه نیرو ثبت شد. این سیگنال‌های آنالوگ در فرکانس ۱۰۰ هرتز روی یک رایانه نمونه‌گیری و به منظور حذف نویز از سیگنال‌ها از Cut-Off Frequency 20 هرتز استفاده شد. این سیگنال‌ها آمپلی‌فایر شده و با استفاده از کارت آنالوگ به دیجیتال تبدیل به رقم شدند. از داده‌های صفحه نیرو که شامل نیروی گرانشی زمین (F) و گشتاور (M) در سه محور Z,X,Y است، مختصات مرکز فشار در جهت X (قدامی–خلفی) و در جهت Y (داخلی–خارجی) محاسبه شد:

X مختصات مرکز فشار در جهت محور = My/Fz

Y مختصات مرکز فشار در جهت محور = Mx/Fz

سپس این داده‌های مرکز فشار با استفاده از نرم‌افزار Matlab بررسی شدند تا متغیرهای شاخص‌های تعادل برای شناخت رفتار نوسان بدن به‌دست آید. متغیرهایی که محاسبه شدند:

انحراف معیار جابه‌جایی در دو جهت داخلی–خارجی و قدامی–خلفی، انحراف معیار سرعت در دو جهت داخلی–خارجی و قدامی– خلفی و میانگین کلی سرعت می‌باشد [۱۸،۱۷].

جهت اعمال نیروی خارجی برهم زننده تعادل در پشت نمونه به فاصله ۰/۶ متر یک میله که از سقف آویزان شده بود قرار گرفت. به انتهای این میله وزنه‌ای قابل تغییر و پوشیده شده با فوم قرار گرفت. این وزنه توسط آزمونگر با زاویه ۳۰ درجه نسبت به خط عمود به حرکت در آمده و نیرویی معادل ۵٪ وزن بدن به ناحیه پشت بیمار در سطح زاویه تحتانی کتف وارد و سبب بروز اغتشاش در تعادل آزمودنی گردید [۲۰،۱۹].

روش تجزیه وتحلیل داده‌ها: از آزمون‌های کلموگروف اسمیرنوف، تی و من‌ویتنی و با استفاده از نرم‌افزار SPSS 16 تحلیل داده‌ها در سطح معنی‌داری ۵٪ استفاده شد.

نتایج

این مطالعه بر روی ۴۰ نفر دانشجوی سالم (۲۰ نفر دچار کوتاهی و۲۰ نفر بدون کوتاهی عضله همسترینگ) صورت گرفت. نیمی از نمونه‌ها هر دو گروه زن بودند. میانگین سن و شاخص توده بدنی دو گروه تفاوت معنی‌داری نداشت ($p>0/05$) (جدول ۱).

الف) میزان جابه‌جایی مرکز فشار با دستگاه Force Plate

میانگین و انحراف جابه‌جایی مرکز فشار از دستگاه Force Plate در وضعیت‌های مختلف در دو گروه در جدول ۲ آمده است. در هیچ یک از پارامترهای ذکر شده تفاوت معنی‌داری بین دو گروه وجود نداشت ($p>0/05$).

ب) جابه‌جایی مرکز فشار با دستگاه Biodex

میانگین و انحراف معیار جابه‌جایی مرکز فشار از دستگاه Force Plate در وضعیت‌های مختلف در دو گروه در جدول ۳ آمده است. در هیچ یک از پارامترهای ذکر شده تفاوت معنی‌داری بین دو گروه وجود نداشت ($p>0/05$).

جدول۱. میانگین وانحراف معیار سن وشاخص توده بدنی در گروه‌های مورد مطالعه

مشخصه	گروه مورد بررسی				p-Value
	با کوتاهی همسترینگ		بدون کوتاهی همسترینگ		
	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	
سن(سال)	۲۱/۵	۱/۶	۲۱/۴	۰/۸	۰/۸۹۹ [t]
شاخص توده بدنی(کیلوگرم بر متر مربع)	۲۲/۳	۳/۳	۲۰/۸	۲/۶	۰/۱۳۳ [t]

t: با استفاده از آزمون تی

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-13]

جدول ۲. میانگین(انحراف معیار) جابجایی مرکز فشار از دستگاه force plate در وضعیت های مختلف در جوانان با و بدون کوتاهی عضلات همسترینگ

وضعیت	گروه مورد بررسی		p-value
	با کوتاهی همسترینگ	بدون کوتاهی همسترینگ	
چشم باز بدون اغتشاش در جهت محور قدامی- خلفی	(۱/۲۷)۳/۱۸	(۱/۸۴)۳/۳۱	۰/۷۸۳ t
چشم باز بدون اغتشاش در جهت محور داخلی- خارجی	(۵/۲۱)۵/۴۱	(۴/۷۸)۴/۴۵	۰/۳۱۴ m
چشم باز همراه با اغتشاش در جهت محور قدامی- خلفی	(۱/۸۷)۴/۸۸	(۱/۵۳)۴/۳۶	۰/۳۴۸ t
چشم باز همراه با اغتشاش در جهت محور داخلی- خارجی	(۷/۸۵)۱۴/۶۸	(۴/۷۳)۱۲/۳۷	۰/۲۷۶ t
چشم بسته بدون اغتشاش در جهت محور قدامی- خلفی	(۲/۶۳)۶/۳۲	(۲/۲۴)۶/۳۴	۰/۹۸۲ t
چشم بسته بدون اغتشاش در جهت محور داخلی- خارجی	(۶/۴۵)۸/۳۷	(۵/۵۰)۶/۷۸	۰/۲۷۸ m
چشم بسته همراه با اغتشاش در جهت محور قدامی- خلفی	(۵/۷۳)۷/۹۸	(۳/۳۶)۷/۲۵	۰/۶۲۸ m
چشم بسته همراه با اغتشاش در جهت محور داخلی- خارجی	(۶/۶۷)۱۶/۷۸	(۵/۸۸)۱۲/۷۸	۰/۰۵۲ t
چشم باز بر روی فوم بدون اغتشاش در جهت محور قدامی- خلفی	(۱/۹۷)۳/۸۵	(۱/۷۵)۳/۸۱	۰/۹۴۹ t
چشم باز بر روی فوم بدون اغتشاش در جهت محور داخلی- خارجی	(۳/۹۰)۵/۱۸	(۲/۹۹)۵/۵۳	۰/۷۴۸ t
چشم باز بر روی فوم با اغتشاش در جهت محور قدامی- خلفی	(۲/۸۳)۵/۲۲	(۱/۹۷)۵/۴۵	۰/۷۷۱ t
چشم باز بر روی فوم با اغتشاش در جهت محور داخلی- خارجی	(۴/۵۷)۱۳/۱۲	(۶/۴۸)۱۵/۷۵	۰/۱۴۷ t
چشم بسته بر روی فوم بدون اغتشاش در جهت محور قدامی- خلفی	(۲/۳۱)۶/۳۸	(۳/۳۵)۷/۴۱	۰/۲۶۳ t
چشم بسته بر روی فوم بدون اغتشاش در جهت محور داخلی- خارجی	(۴/۵۳)۸/۱۸	(۴/۷۳)۸/۶۰	۰/۷۸۰ t
چشم بسته بر روی فوم با اغتشاش در جهت محور قدامی- خلفی	(۳/۲۹)۷/۶۲	(۳/۴۹)۹/۲۵	۰/۱۳۶ t
چشم بسته بر روی فوم با اغتشاش در جهت محور داخلی- خارجی	(۹/۴۷)۱۷/۵۷	(۴/۷۷)۱۴/۲۲	۰/۲۰۷ t

m: با استفاده از آزمون من ویتنی t: با استفاده از آزمون تی

جدول ۳. میانگین (انحراف معیار) جابجایی مرکز فشار از دستگاه Biodex در وضعیت های مختلف در جوانان با و بدون کوتاهی عضلات همسترینگ

وضعیت	گروه مورد بررسی		p-value
	با کوتاهی همسترینگ	بدون کوتاهی همسترینگ	
تعادل کلی استاتیک چشم باز	(۰/۵۹)۱/۰۸	(۰/۳۱)۰/۸۳	۰/۳۰۳ m
تعادل قدامی خلفی استاتیک چشم باز	(/۳۸)۰/۶۳	(۰/۲۸)۰/۵۵	۰/۴۴۳ m
تعادل داخلی- خارجی استاتیک چشم باز	(۰/۵۰)۰/۷۴	(۰/۱۸)۰/۴۸	۰/۱۸۶ m
تعادل کلی استاتیک چشم بسته	(۱/۳۰)۳/۰۸	(۰/۹۹)۲/۶۹	۰/۳۰۵ t
تعادل قدامی-خلفی استاتیک چشم بسته	(۱/۳۵)۲/۲۸	(۰/۹۷)۲/۰۹	۰/۸۰۶ m
تعادل داخلی-خارجی استاتیک چشم بسته	(۰/۵۹)۱/۵۷	(۰/۵۱)۱/۳۳	۰/۳۰۳ m
تعادل کلی داینامیک چشم باز	(۱/۳۰)۲/۲۷	(۱/۰۲)۲/۱۹	۰/۹۱۹ m
تعادل قدامی-خلفی داینامیک چشم باز	(۱/۰۲)۱/۵۳	(۰/۷۶)۱/۵۷	۰/۷۴۰ m
تعادل داخلی-خارجی داینامیک چشم باز	(۰/۸۳)۱/۴۳	(۰/۶۰)۱/۲۲	۰/۴۷۸ m
تعادل کلی داینامیک چشم بسته	(۱/۸۸)۶/۶۱	(۲/۲۶)۶/۰۷	۰/۴۳۵ t
تعادل قدامی-خلفی داینامیک چشم بسته	(۱/۴۷)۵/۵۷	(۲/۰۱)۴/۸۳	۰/۲۰۲ t
تعادل داخلی-خارجی داینامیک چشم بسته	(۱/۲۲)۲/۶	(۱/۱۶)۲/۶۶	۰/۸۲۸ m

m: با استفاده از آزمون من ویتنی t: با استفاده از آزمون تی

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-13]

بحث و نتیجه‌گیری

این مطالعه به منظور بررسی ارتباط کوتاهی عضله همسترینگ و تعادل استاتیک و دینامیک در جوانان سالم انجام شد. در مطالعات زیادی تاثیر ضعف عضلات بر تعادل مورد بررسی قرار گرفته است [۲۲،۲۱]. اما تنها در یک مطالعه ارتباط بین طول عضلات و ویژگی‌های آنتروپومتریک با پوسچر بررسی شده و نشان داده شد که کوتاهی عضلات فلکسورران و همسترینگ سبب تغییر در نوع پوسچر فرد می‌شود [۷]. مطالعه حاضر تنها مطالعه‌ای است که تاثیر کوتاهی عضله همسترینگ بر تعادل را به طور اختصاصی بررسی نموده است. نتایج این مطالعه ارتباطی را بین کوتاهی عضله همسترینگ و میزان نوسانات مرکز فشار به‌عنوان شاخص‌های تعادل ایستا و پویا نشان نداد.

سلامت سیستم کنترل تعادل امری ضروری و حیاتی برای پیشگیری از بروز آسیب هنگام فعالیت‌های ورزشی و روزمره می‌باشد [۲۴،۲۳]. برای حفظ تعادل در حالت ایستاده از سه استراتژی حرکتی اصلی یعنی استراتژی مچ، هیپ, و گام برداشتن استفاده می‌شود. استراتژی مچ و سینرژی عضلانی مربوط به آن به عنوان اولین الگوی کنترل‌کننده‌ی نوسان در حالت ایستاده شناخته شده است و زمانی به‌کار گرفته می‌شود که میزان اغتشاش در تعادل کم و سطح تعادل سفت باشد. در این استراتژی حرکات تعادلی به‌طور عمده در مچ پا رخ می‌دهد. در هنگام نوسان به جلو، فعالیت عضلانی حدود ۱۰۰-۹۰ میلی‌ثانیه بعد از اغتشاش در عضله گاستروکنیموس ایجاد می‌شود که بعد از ۳۰-۲۰ میلی‌ثانیه با فعالیت عضله همسترینگ و عضله پاراسپینال ادامه می‌یابد. شواهد به‌دست آمده از تجارب آزمایشگاهی نشان می‌دهد که در استراتژی مچ علی‌رغم این‌که حرکت صرفاً در مفصل مچ رخ می‌دهد، عضلات مفصل ران و زانو در همان سمت فعال می‌شوند. به هر حال به نظر می‌رسد به‌کارگیری عضلات در زنجیره بسته حرکتی عامل عمده فعالیت عضلات ناحیه ران در حین فعالیت استراتژی ران باشد. در هنگام به‌کارگیری استراتژی هیپ، گشتاوری حول مفصل هیپ ایجاد شده که با حرکت سریع بدن را به نقطه تعادل می‌رساند. این استراتژی در هنگامی که فرد روی سطح اتکای کوچکی ایستاده باشد و یا در پاسخ به اغتشاشات سریع‌تر و شدیدتر فعال می‌شود و به حفظ و برگرداندن تعادل کمک می‌کند. محققان نشان داده‌اند که به افزایش شدت و سرعت اغتشاشات پاسخ تعادلی تدریجاً از استراتژی مچ به استراتژی هیپ تبدیل می‌شود. اگرچه استراتژی هیپ و مچ و گام برداشتن و سینرژی عضلانی همراه آن‌ها به عنوان سینرژی مجزا مطرح می‌شوند، اما محققان نشان داده‌اند که افراد سالم، ترکیب متفاوت و متنوعی از سه استراتژی را برای کنترل نوسان و حفظ تعادل به کار می‌گیرند [۲۶،۲۵]. یکی از عضلات موثر در استراتژی هیپ و مچ، عضله همسترینگ می‌باشد که به عنوان یک عضله پوسچرال همراه با دیگر عضلات خلفی از طریق اصلاح تغییر مکان مرکز ثقل سبب حفظ تعادل می‌شود [۴]. لذا به نظر می‌رسد که هر گونه اختلالی در عمل‌کرد این عضله می‌تواند بر تعادل تاثیرگذار باشد. اما در مطالعه حاضر، ارتباطی بین کوتاهی عضله همسترینگ و میزان نوسانات مرکز فشار به‌عنوان شاخص‌های تعادل ایستا و پویا مشاهده نشد. از آن‌جایی که در مطالعه‌ای تاثیر کوتاهی عضله همسترینگ بر شاخص‌های تعادل به صورت مستقیم و به تنهایی بررسی نشده است، نتایج این مطالعه را نمی‌توان با مطالعات دیگر مقایسه نمود. اما شاید کوتاهی عضله همسترینگ با افزایش سفتی مفصلی به حفظ تعادل کمک کرده باشد. تاثیر سفتی مفصل در ایجاد و حفظ تعادل در مطالعات قبلی تایید شده است [۲۷]. سفتی مفصلی ناشی از مشارکت اجزاء فعال و غیر فعال عضلانی است و به طول عضله، زاویه مفصل و سرعت زاویه‌ای بستگی دارد [۲۹،۲۸]. به نظر می‌رسد که سفتی مفصل با ایجاد گشتاور مفصلی اثرات اغتشاش را محدود نموده و سبب افزایش ثبات می‌گردد [۳۰]. ترکیب مناسبی از سفتی در مفصل هیپ، زانو و مچ می‌تواند سبب ایجاد ثبات در الگوی حرکتی ایجاد شده در حین استراتژی هیپ و مچ شود [۳۱].

از آن‌جا که فعالیت سینرژی عضلات همسترینگ و پاراسپینال با حفظ اکستنشن هیپ و تنه اثر غیر مستقیم

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-13]

گشتاور فعالیت عضله گاستروکنیموس را (که سبب حرکت تنه نسبت به اندام تحتانی به سمت جلو می‌شود) را خنثی می‌کند، به نظر می‌رسد که سفتی عضله همسترینگ با کاهش حرکات تنه سبب افزایش ثبات شود. از آن‌جایی که در این مطالعه شدت کوتاهی عضله همسترینگ مورد بررسی قرار نگرفته است، شاید عدم تفاوت بین گروهای مطالعه تحت تاثیر عدم کنترل این متغیر قرار گرفته باشد. با توجه به وجود این محدودیت در مطالعه حاضر پیشنهاد می‌شود در مطالعات آتیه علاوه بر بررسی گروه‌های سنی دیگر، درجه و شدت کوتاهی عضله همسترینگ هم مورد توجه قرار گیرد.

با توجه به نتایج مطالعه حاضر به نظر می‌رسد که ارتباطی بین کوتاهی عضله همسترینگ و میزان نوسانات مرکز فشار به‌عنوان شاخص‌های تعادل ایستا و پویا وجود ندارد.

تشکر و قدردانی

با تشکر از معاونت محترم پژوهشی و فناوری دانشگاه به خاطر حمایت مالی از این طرح و سپاس فراوان از کارکنان محترم مرکز تحقیقات توان‌بخشی عصبی عضلانی که در انجام این مطالعه ما را یاری نمودند.

منابع

[1] McGuine TA, Greene J, Best T, LeversonG. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. Clin J Sport Med 2000; 10: 239-244.

[2] Jacobs JV, HorakFB.External postural perturbations induce multiple anticipatory postural adjustments when subjects cannot pre-select their stepping foot. Exp Brain Res 2007; 179: 29-42.

[3] Chvatal SA, Torres-Oviedo G, Safavynia SA, Ting LH. Common muscle synergies for control of center of mass and force in nonstepping and stepping postural behaviors. J Neurophysiol 2011; 106: 999-1015.

[4] Hwang S, Tae K, Sohn R, Kim J, Son J, Kim Y. The balance recovery mechanisms against unexpected forward perturbation. Ann Biomed Eng 2009; 37: 1629-1637.

[5] NorkinC, LevangiePK. Joint structure and function, 4 Ed, USA, FA. David Company 2005; 417-419.

[6] Gurfinkel V, Cacciatore TW, Cordo P, Horak F, Nutt J, SkossR. Postural muscle tone in the body axis of healthy human. J Neurophysiol 2006; 96: 2678-2687.

[7] Zagyapan R, Iyem C, Kurkcuoglu A, Pelin C, TekindalMA. The relationship between balance, muscles, and anthropomorphic features in young adults. Anat Res Int 2012; 1460-1463.

[8] Regolin F, Carvalho GA. Relationship between thoracic kyphosis, bone mineral density, and posturalcontrol in elderly women. Rev Bras Fisioter 2010; 14: 464-469.

[9] Tucker N, ReidD, McNairP. Reliability and measurement error of active knee extension range of motion in a modified slump test position: a pilot study. J Man ManipTher 2007; 15: 85-91.

[10] Ayala F, de BarandaAndújarPS. Effect of 3 different active stretch durations on hip flexion range of motion. J Strength Cond Res 2010; 24: 430-436.

[11] Fasen JM, O'Connor AM, Schwartz SL, Watson JO, Plastaras CT, Garvan CW, Bulcao C, Johnson SC, AkuthotaA randomized controlled trial of hamstring stretching: comparison of four techniques. J Strength Cond Res 2009; 23: 660-667.

[12] O'Hora J, Cartwright A, Wade CD, Hough AD, Shum GL. Efficacy of static stretching and proprioceptive neuromuscular facilitation stretch on hamstrings length after a single session. J Strength Cond Res 2011; 25: 1586-1591.

[13] Sherafat S, Salavati M, EbrahimiTakamjani I, Akhbari B, Mohammadirad S, Mazaheri M, Negahban H. Intrasession and intersession reliability of postural control in participants with and without nonspecific low back pain using the Biodex Balance System. J Manipulative Physiol Ther 2013; 36: 111-118.

[14] Aydoğ E, Bal A, Aydoğ ST, CakciA. Evaluation of dynamic postural balance using the Biodex Stability System in rheumatoid arthritis patients. Clin Rheumatol 2006; 25: 462-467.

[15] Blomqvist S, Wester A, Sundelin G, RehnB. Test-retest reliability, smallest real difference and concurrent validity of six different balance tests on young people with mild to moderate intellectual disability. Physiotherapy 2012; 98: 313-319.

[16] Edouard P, Gasq D, Calmels P, Ducrot S, DegacheF. Shoulder sensorimotor control assessment by force platform: feasibility and reliability. Clin Physiol Funct Imaging 2012; 32: 409-413.

[17] Vuillerme N, PinsaultN. Experimental neck muscle pain impairs standing balance in humans. Exp Brain Res 2009; 192: 723-729.

[18] Stapley PJ, Beretta MV, DallaToffola E, Schieppati M. Neck musclefatigue and posturalcontrol in patients with whiplash injury. Clin Neurophysiol 2006; 117: 610-622.

[19] Mohapatra S, Krishnan V, S A. Postural control in response to an external perturbation: effect of altered proprioceptive information. Exp Brain Res 2012; 217: 197-208.

[20] Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustment in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. J Electromyogr Kinesiol 2010; 20: 398-405.

[21] Hess JA, Woollacott M. Effect of high-intensity strength-training on functional measures of balance ability in balance-impaired older adults. J Manipulative Physiol Ther 2005; 28: 582-590.

[22] Corriveau H, Hébert R, Raîche M, Dubois MF, Prince F. Posturalstability in the elderly: empiricalconfirmation of a theoretical model. Arch Gerontol Geriatr 2004; 39: 163-177.

[23] Bernier JN, Perrin DH. Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. J Orthop Sports Phys Ther 1998; 27: 264-275.

[24] Wong L, Hunt A, Burns J, Crosbie J. Effect of foot morphology on center-of-pressure excursion during barefoot walking. J Am Podiatr Med Assoc 2008; 98: 112-117.

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-13]

[25] Chua MC, Hyngstrom AS, Ng AV, SchmitBD. Relative changes in ankle and hip control during bilateral joint movements in persons with multiple sclerosis. Clin Neurophysiol 2014; 125: 1192-1201.

[26] Cook AS editor. Motor control: Translating Research into Clinical Practice. 3nd ed. Philadelpia: Williams Wilkins. 2007; 164-170.

[27] Suzuki M, Yamazaki Y, MatsunamiK. Simplified dynamics model of planar two-joint arm movements. J Biomech 2000; 33: 925-931.

[28] Kirsch RF, Kearney RE. Identification of time-varying stiffness dynamics of the human ankle joint during an imposed movement. Exp Brain Res 1997; 114: 71-85.

[29] Morasso PG, SanguinetiV. Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing. J Neurophysiol 2002; 88: 2157-2162.

[30] van der Burg JC, Pijnappels M, van DieënJH. The influence of artificially increased trunk stiffness on the balance recovery after a trip. Gait Posture 2007; 26: 272-278.

[31] Edwards WT. Effect of joint stiffness on standing stability. Gait Posture 2007; 25: 432-439.

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-13]

The relationship between hamstring muscle shortness and dynamic and static balances in young healthy individuals

Amir Hoshang Bakhtiary (Ph.D)[1], Elham Fatemy (M.Sc)[*1], Rozita Hedayati (Ph.D)[1], Raheb Ghorbani (Ph.D)[2], Mohammad Gillani (B.Sc)[3]

1 - Neuromuscular Rehabilitation Research Center, Physiotherapy Group, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran

2 - Research Center for Social Determinants of Health and Research Center of Physiology, Dept. of Community Medicine, Faculty of Medicine, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran

3 - Physiotherapy Group, Rehabilitation Facualty, Semnan University of Medical Sciences. Semnan,Iran

(Received: 19 Oct 2014; Accepted: 18 Apr 2015)

Introduction: Impaired postural control affects the safety and quality of movements during daily life activities and physical exercises. One of the effective factors on postural control is the muscle flexibility. Despite the relative high incidence of hamstring shortness, no study has yet evaluated the relationship between hamstring shortness and dynamic and static balances. The aim of this study was to investigate the relationship between hamstring shortness and dynamic and static balances in young healthy individuals.

Materials and Methods: This cross sectional study was carried on 40 healthy young subjects (20 cases with and 20 cases without the shortness of hamstring as control). The 90-90 test was used to measure the hamstring length. To evaluate the quality of balance control, subjects stood on a force plate and Biodex system on one foot and level of displacement of centre of pressure was used as an index of static and dynamic balances, with and without external perturbation.

Results: The comparison of mean and standard deviation of the center of pressure displacement with and without external perturbation, showed no significant difference between the two experimental and control groups.

Conclusion: The results of present study showed that the hamstring shortness does not significantly affect the static and dynamic postural balance control.

Key words: Flexibility, Muscle Skeletal, Postural Balance

* Corresponding author. Tel: +98 9122313563

fatemyelham@yahoo.com

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-13]