تأثیر خستگی موضعی عضلات ارکتور اسپاین بر بازیابی تعادل در افراد مبتلا به کایفوز پس از اعمال آشفتگی پوسچرال در صفحه ساجیتال

روح‌اله رضایی[1]، مهرداد عنبریان[2]، امیرسرشین*

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: کنترل پوسچر تحت عنوان حفظ اندام‌ها و قسمت‌های مختلف بدن در وضعیت ایستاتیک و دینامیک در راستای بیومکانیکی مناسب تعریف می‌شود. خستگی یکی از عواملی است که وضعیت بدن را تحت تأثیر قرار می‌دهد. خستگی عضلانی می‌تواند اطلاعات رسیده از منابع حسی به مغز را مختل کرده و تعادل را از بین ببرد. بنابراین خستگی می‌تواند بر بازیابی تعادل اثرگذار باشد و فرد را از وضعیت طبیعی خارج کند. بنابراین هدف از مطالعه حاضر، بررسی اثر خستگی موضعی عضلات ارکتور اسپاین بر بازیابی تعادل در افراد مبتلا به کایفوزیس پس از اعمال آشفتگی پوسچرال بود.

مواد و روش‌ها: ۱۲ نفر از دانشجویان مرد با انحنای ستون فقرات پشتی بیش از ۴۰ درجه (سن: ۱/۴۲ ± ۲۳/۲۵ سال، قد: ۶/۸۹ ± ۱۷۴/۹۲ سانتی‌متر و وزن: ۱۲/۱۷ ± ۶۷/۳۳ کیلوگرم) و ۱۲ نفر با انحنای طبیعی ستون فقرات پشتی (سن: ۱/۵۳ ± ۲۳/۱۷سال، قد: ۶/۱۶ ± ۱۷۸/۹۲ سانتی‌متر و وزن: ۹/۳۴ ± ۷۱/۷۵ کیلوگرم) به شکل همتاسازی در مطالعه شرکت کردند. برای اندازه‌گیری میزان درجه کایفوز پشتی از خط‌کش منعطف استفاده شد. برای ارزیابی تعادل، میزان تغییرات جابجایی و مسافت مرکز فشار پا (Center of pressure یا COP)، با استفاده از اعمال اغتشاش ناگهانی در جهت قدامی- خلفی از دستگاه Foot scan استفاده شد. آزمایش‌ها در دو شرایط قبل و پس از خستگی با رها کردن وزنه‌ای برابر با ۱۰ درصد وزن هر آزمودنی انجام گرفت. تجزیه و تحلیل اطلاعات توسط آزمون‌های ANOVA با اندازه‌گیری‌های مکرر (ANOVA with repeated measures) و Independent t صورت گرفت.

یافته‌ها: مسافت جابجایی COP پس از اعمال خستگی در گروه شاهد (P = ۰/۶۸۵) و گروه کایفوتیک (P = ۰/۶۷۸) از لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری را نشان نداد. بنابراین خستگی موضعی عضلات ارکتور اسپاین تأثیری بر بازیابی تعادل نداشت.

نتیجه‌گیری: به احتمال زیاد بازیابی پوسچر پس از اختلال در تعادل در افراد کایفوتیک تحت تأثیر خستگی عضلات ارکتور اسپاین قرار نمی‌گیرد.

کلید واژه‌ها: آشفتگی پوسچرال، مرکز فشار پا، قدامی- خلفی، خستگی موضعی، تعادل، ارکتور اسپاین، کایفوزیس

ارجاع: رضایی روح‌اله، عنبریان مهرداد، سرشین امیر. **تأثیر خستگی موضعی عضلات ارکتور اسپاین بر بازیابی تعادل در افراد مبتلا به کایفوز پس از اعمال آشفتگی پوسچرال در صفحه ساجیتال.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۲؛ ۹ (۳): ۵۳۹-۵۲۵.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۱۱/۱۴ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۵/۱

* گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد کرج، کرج، ایران (نویسنده مسؤول)
Email: amsarshin@gmail.com

۱- کارشناس ارشد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد کرج، کرج، ایران
۲- دانشیار، گروه بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

مقدمه

وضعیت بدنی خوب به عنوان معیار سلامت عضلانی- اسکلتی بیان می‌شود و وضعیت بدنی بد می‌تواند میزان توزیع فشار را بر روی مفصل تغییر داده و فشار غیر طبیعی بر مفصل اعمال کند و در نتیجه منجر به تخریب غضروف مفصلی و ناهنجاری‌های پوسچرال جدی شود (۱). وضعیت بدن به ارتباط و استقرار مکانیکی اعضا و اندام‌های مختلف بدن نسبت به یکدیگر در فضا اطلاق می‌شود (۱). عملکرد و ساختار بدن به گونه‌ای است که خود پتانسیلی برای کسب و حفظ وضعیت خوب فراهم می‌آورد. با این وجود، عادات بد و الگوهای غلط زندگی و فعالیت‌های مربوط به آن، باعث وارد آمدن استرس‌هایی می‌شود که می‌تواند ساختار و عملکرد بدن را بر هم بزند (۲).

وضعیت بدنی به طور معمول آرایش نسبی قسمت‌های مختلف بدن در ارتباط با همدیگر است و این وضعیت زمانی بهینه است که بین عضلات و اسکلت تعادل برقرار شود (۲). توانایی کنترل وضعیت بدن یک ساز و کار رفلکسی مورد نیاز برای انجام فعالیت‌های مختلف عادی و ورزشی است که در دو شرایط استاتیکی و دینامیکی ارزیابی و تحلیل می‌شود (۳). از نظر عملکردی تعادل را به صورت ایستا (حفظ یک وضعیت با کمترین حرکت)، نیمه پویا (حفظ یک وضعیت در حالی که سطح اتکا جابجا شود) و پویا (حفظ ثبات سطح اتکا در حالی که یک حرکت توصیف شده اجرا می‌شود) دسته‌بندی کرده‌اند (۴).

به طور کلی تعادل پویا عبارت است از توانایی حفظ مرکز فشار (Center of pressure یا COP) بدن در محدوده سطح اتکا و حفظ بازیافت آن طی فعالیت که با کنترل وضعیت بدن و راهبردهای واکنشی و پیش‌بینی کننده ارتباط دارد (۵). اگر بدن در شرایط آشفتگی و اغتشاش اعمال شده ناشی از نیروهای داخلی یا خارج از بدن قرار داشته باشد یا پایداری سطح اتکا دچار آشفتگی شود، فرم دینامیکی تعادل مد نظر است (۶). کنترل وضعیت بدن به معنی حفظ موقعیت اندام‌ها و قسمت‌های مختلف بدن در راستای بیومکانیکی مناسب است که بدن را در وضعیت خاصی حفظ می‌کند (۵).

مرکز ثقل یا نقطه تعادل محلی است که تمام نقاط و ذرات جسم پیرامون آن به صورت متعادل توزیع می‌شود (۵). یکی از ویژگی‌های مرکز ثقل در بدن انسان، قابلیت جابجایی آن از نقطه‌ای به نقطه دیگر است (۵). مسیر عمودی نیروهای عضلانی که به طور مستقیم بر مرکز ثقل اعمال می‌شوند، COP نام دارد. در حالت ایستاده زیر هر دو پا COP جداگانه‌ای وجود دارد (۷). به طور معمول به جای این‌که نیرو در نقطه خاصی که به آن اعمال می‌شود متمرکز گردد، بر روی سطح تماس توزیع می‌گردد. برای مثال بردار نیروی عکس‌العمل زمین، یک موقعیت نقطه‌ای به نام COP دارد که مرکز توزیع کل نیروهای اعمال شده بر سطح اتکا می‌باشد (۸). بنابراین، تغییرات COP یا به عنوان شاخص تعیین عملکرد تعادلی افراد در نظر گرفته می‌شود. در واقع تعادل انسان به وسیله فرایندهای پیچیده عصبی- عضلانی شامل شناسایی حس حرکت بدن، یکپارچگی اطلاعات حسی- حرکتی در دستگاه عصبی مرکزی و برنامه‌ریزی و اجرای پاسخ‌های عصبی- عضلانی مناسب می‌باشد (۹).

سیستم دهلیزی اطلاعات مربوط به وضعیت و حرکت سر را در رابطه با نیروی جاذبه به سیستم عصبی مرکزی منتقل می‌کند (۱۰). سیستم حسی- پیکری اطلاعات مربوط به وضعیت و حرکت بدن را نسبت به سطوح اتکا برای سیستم عصبی مرکزی فراهم می‌کند. علاوه بر این، این سیستم در مورد ارتباط اجزای مختلف بدن نسبت به یکدیگر نیز اطلاعاتی به سیستم عصبی مرکزی گزارش می‌دهد (۱۱، ۱۰). گیرنده‌های این سیستم شامل دوک عضلانی، اندام‌های وتری گلژی (Golgi tendon organ)، گیرنده‌های مفصلی، گیرنده‌های حس پوستی شامل حس ارتعاش، حس لمس سطحی، حس فشار و حس کشش پوستی می‌باشد. در شرایط طبیعی نقش اطلاعات این سیستم در کنترل وضعیت بدن نسبت به سیستم‌های بینایی و دهلیزی بیشتر می‌باشد (۱۱).

سیستم بینایی اطلاعات مربوط به وضعیت و حرکت سر را نسبت به اشیای گوناگون موجود در محیط گزارش می‌دهد (۱۰). با حرکت سر در جهات مختلف، تغییر فاصله اشیا از سر و چشم‌ها توسط این سیستم قابل درک می‌باشد. گاهی اطلاعات بینایی توسط مغز اشتباه تفسیر می‌شوند. تشخیص

www.mui.ac.ir

بین حرکت شیء و حرکت خود شخص توسط سیستم بینایی مشکل می‌باشد (۱۱). اعتقاد بر این است که مغز از بین این سه حس با یک سلسله مراتب، همراه با وابستگی بیشتر به اطلاعات بصری و حس بدنی استفاده می‌کند؛ در حالی که از اطلاعات دستگاه دهلیزی به عنوان تطابق دهنده استفاده می‌شود (۱۲).

از آن‌جا که تعادل در زنجیره حرکتی بسته (حالتی که پا روی سطح اتکا قرار می‌گیرد) حفظ می‌شود و بر بازخورد یکپارچه و استراتژی‌های حرکت بین مفصل ران، زانو و مچ پا متکی می‌باشد، بنابراین تعادل می‌تواند از طریق نقصان در بازخورد آوران یا نقص در قدرت و پایداری مکانیکی مفصل یا ساختار در طول زنجیره حرکتی اندام تحتانی دچار اختلال گردد (۱۱). خستگی، یکی از عواملی است که کنترل وضعیت بدن را تحت تأثیر قرار می‌دهد. خستگی عضلانی می‌تواند اطلاعات رسیده از منابع حسی به مغز را مختل کند و تعادل را از بین ببرد. همچنین سبب کاهش سرعت انتقال پیام‌های آوران و کندی ارسال پیام‌های وابران به سیستم عصبی- اسکلتی می‌شود و بر توانایی حرکات مؤثر جبرانی تأثیر منفی می‌گذارد (۱۳). خستگی در سطح محیطی مکانیزم پیش- پس‌سیناپسی، جایگاه‌های پتانسیل عمل را تحت تأثیر قرار می‌دهد که شامل ناتوانی در انتقال سیگنال‌های عصبی یا ناتوانی در پاسخ عضله به تحریک عصبی می‌باشد (۱۴). کاهش دامنه حرکتی و قدرت، توانایی بازیافت سریع تعادل را پس از به هم خوردن آن کاهش می‌دهد (۱۵). تغییر در کنترل وضعیت پویا به باز یا بسته بودن چشم‌ها، ثبات یا بی‌ثباتی سطح اتکا (Base of support یا BOS)، مساحت BOS، شرایط مختلف کنترل تعادل و تفاوت‌های موجود در کنترل‌های عصبی- عضلانی بستگی دارد (۱۶).

به منظور شناسایی نارسایی‌های تعادل و اقدام در جهت رفع نارسایی‌های آن، تاکنون محققان تحقیقات بسیاری در حیطه‌های علوم رفتاری و حرکتی انجام داده‌اند. از این بین، برخی از مطالعات بر روی تأثیر تغییرات وضعیتی بدن و قامت بر حفظ تعادل بدن متمرکز شده‌اند که بیانگر تأثیر منفی وضعیت بدنی غیر نرمال بر فرایند کنترل تعادل بدن است (۲۰-۱۷). در بین ناهنجاری‌های ستون فقرات در سطح ساجیتال، «کایفوزیس» یا انحنای بیش از حد طبیعی ستون فقرات یکی از موارد بااهمیت در مطالعه کنترل وضعیت بدن از نگاه بیومکانیکی است؛ چرا که در وضعیت ایستاده، به دلیل این‌که بالاتنه به طور تقریبی ۶۰ درصد کل بدن را تشکیل می‌دهد، کوچک‌ترین انحراف موجب جابجایی مرکز جرم بدن به سمت جلو می‌شود (۲۱). بنابراین با توجه به تمایل تنه افراد کایفوتیک به سمت جلو در صفحه ساجیتال (سهمی)، مرکز جرم تنه جلوتر از حد معمولی قرار می‌گیرد و در نتیجه خطر سقوط و آسیب را در افراد کایفوتیک افزایش می‌دهد. با وجود تأثیر افزایش بیش از حد انحنای ستون فقرات در قابلیت حفظ کنترل وضعیت بدن، کمتر به این مسأله پرداخته شده است.

در بین معدود تحقیقات انجام گرفته در این حوزه، می‌توان به تحقیق Murray و همکاران (۱۹) اشاره کرد. آنان نوسانات پوسچری افراد مبتلا به اسپوندیلیت آنکیلوزان (Ankylosing spondylitis) را با گروه شاهد مقایسه و گزارش کردند که افراد مبتلا به اسپوندیلیت آنکیلوزان، نوسانات پوسچری بیشتری در مقایسه با گروه شاهد دارند، اما در تحقیق Aydog و همکاران که روی تعادل دینامیکی افراد مبتلا به اسپوندیلیت آنکیلوزان انجام شد، تفاوت معنی‌داری بین نوسانات پوسچری و مرکز فشار پا در دو گروه شاهد و بیمار مشاهده نشد (۱۷). در مطالعه‌ای که توسط عنبریان و همکاران تحت عنوان «مکانیزم بازیابی تعادل بدن در برابر اعمال اغتشاش بیرونی ناگهانی در صفحه ساجیتال در افراد مبتلا به کایفوزیس» صورت گرفت، نتایج نشان داد که هر دو گروه آزمودنی برای بازگشت به حالت تعادل پس از اعمال اغتشاش ناگهانی بیرونی، پاسخ‌های متفاوتی را از خود نشان می‌دهند که گروه کایفوتیک نوسانات بزرگ‌تری را از خود بروز دادند و این بیانگر ضعف عملکرد تعادلی گروه کایفوتیک در مقایسه با گروه شاهد است (۲۱).

بدن انسان در زندگی روزمره و هنگام پرداختن به فعالیت‌های دینامیکی و ورزشی به طور مداوم در حال اتخاذ راهبرد و کسب شرایطی است که مانع بر هم خوردن تعادل شود. بنابراین شناخت و تحلیل چگونگی کنترل تعادل بدن در

www.mui.ac.ir

این گونه شرایط، در پیشگیری از بروز آسیب و سقوط در افراد با عملکرد تعادلی ضعیف کمک کننده است و اطلاعات مفیدی را در اختیار محققان قرار می‌دهد. از آن‌جا که در این تحقیق به بررسی اثر بدشکلی‌های ستون فقرات، به ویژه کایفوزیس به عنوان یکی از ناهنجاری‌های شایع پرداخته شد؛ بنابراین محققین در این حیطه قادر خواهند بود که اطلاعات مفید و جزییات دقیقی در رابطه با عملکرد تعادلی را در این افراد به منظور اتخاذ شیوه‌های مؤثری جهت کاستن عوارض ناشی از این ناهنجاری‌ها بر روی توانایی حفظ تعادل و برنامه‌ریزی تربیت بدنی و ارتقای سلامتی به دست آورند. از آن‌جایی که مطالعات اندکی به تبیین ویژگی‌های بازیابی تعادل افراد کایفوتیک وجود دارد، این تحقیق با هدف تعیین تأثیر خستگی موضعی عضلات ارکتور اسپاین بر بازیابی تعادل در افراد مبتلا به کایفوزیس پس از اعمال آشفتگی پوسچرال در صفحه ساجیتال پرداخت. فرض این تحقیق بر این بود که خستگی موضعی عضلات ارکتور اسپاین بر بازیابی تعادل پس از اعمال آشفتگی پوسچرال در افراد مبتلا به کایفوزیس در مقایسه با افراد سالم اثر دارد.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود که پس از غربالگری اولیه با روش مشاهده از میان دانشجویان مرد، تعداد ۷۰ نفر که دارای انحنای ستون فقرات پشتی بیش از حد طبیعی بودند (۴۰ درجه)، مشخص شدند. به منظور بررسی دقیق‌تر میزان انحنای مهره‌های پشتی در محیط آزمایشگاه از خط‌کش منعطف بن‌ماری به عنوان ابزار اندازه‌گیری غیر تهاجمی و معتبر استفاده گردید و در نهایت ۱۲ نفر با انحنای بیش از ۴۰ درجه به عنوان گروه کایفوتیک انتخاب شدند (۲۱). گروه نرمال شامل ۱۲ نفر از افرادی بود که پس از انجام آزمون‌های اولیه و اندازه‌گیری با خط‌کش منعطف، فاقد عارضه کایفوزیس شناخته شدند. این گروه به شکلی انتخاب شدند که از نظر برخی ویژگی‌ها مانند قد، وزن و سن با گروه کایفوتیک به طور تقریبی یکسان باشند (جدول ۱). معیار انتخاب گروه کایفوتیک شامل دارا بودن زاویه کایفوزیس برابر یا بیشتر از ۴۰ درجه، نداشتن کایفوزیس ساختاری، عدم وجود بدشکلی در اندام تحتانی، نداشتن سابقه جراحی بر روی ستون فقرات و عدم ابتلا به بیماری‌ها و اختلالات بینایی، دهلیزی، عصبی و عضلانی بود. گروه نرمال ضمن برخورداری از شرایط گروه کایفوتیک یا تجربی، تنها دارای زاویه انحنای ستون فقرات پشتی کمتر از ۴۰ درجه بودند.

جدول ۱. ویژگی‌های دموگرافیکی آزمودنی‌های شرکت کننده در تحقیق

متغیر	گروه‌ها	
	کایفوتیک	نرمال
سن (سال)	۱/۴۲ ± ۲۳/۲۵	۱/۵۳ ± ۲۳/۱۷
قد (سانتی‌متر)	۶/۸۹ ± ۱۷۴/۹۲	۶/۱۶ ± ۱۷۸/۹۲
وزن (کیلوگرم)	۱۲/۱۷ ± ۶۷/۳۳	۹/۳۴ ± ۷۱/۷۵
طول کف پا (سانتی‌متر)	۲/۱۱ ± ۲۶/۴۲	۲/۱۲ ± ۲۶/۱۷
میزان کایفوز (درجه)	۶/۶۷ ± ۵۱/۵۸	۴/۶۹ ± ۳۱/۷۵

هر جلسه آزمون به ۵ بخش تقسیم شد: الف. گرم کردن، ب. اندازه‌گیری انحنای پشتی، ج. استقرار روی دستگاه Foot scan قبل از خستگی موضعی اکستانسوری تنه پس از اعمال آشفتگی پوسچرال، د. انجام آزمون خستگی موضعی عضلات اکستانسوری تنه و ه. استقرار روی دستگاه Foot scan بعد از خستگی موضعی اکستانسوری تنه پس از اعمال آشفتگی پوسچرال.

پس از اخذ رضایت‌نامه از آزمودنی‌ها، در ابتدای هر جلسه ۶ دقیقه صرف گرم کردن می‌شد. سه دقیقه ابتدایی مربوط به نرم دویدن و سه دقیقه دوم مربوط به حرکات کششی ستون فقرات بود. آزمودنی بدون پوشش بالاتنه و با شورت ورزشی در وضعیت ایستاده قرار می‌گرفت، سپس زایده شوکی مهره دوم و دوازدهم پشتی آزمودنی‌ها در حالت فلکشن ستون فقرات از طریق لمس دست آزمونگر –که تجربه کافی در کاربرد روش محاسبه زاویه کایفوزیس با خط‌کش منعطف را داشت– مشخص می‌شد. به منظور پرهیز از خطای اندازه‌گیری مرتبط با حرکت پوست بدن، آزمونگر انگشت خویش را بر روی برجستگی نگه می‌داشت تا آزمودنی به حالت ایستاده قرار گیرد و سپس محل مورد نظر

www.mui.ac.ir

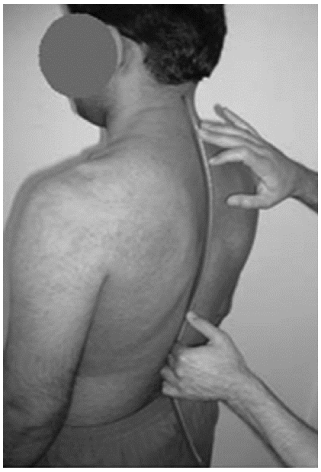
علامت‌گذاری می‌شد. در حالی که با پای برهنه، حدود ۱۵ سانتی‌متر بین پاهای آزمودنی فاصله بود، از آزمودنی درخواست می‌شد تا در وضعیت طبیعی و راحت در مقابل وسیله ثابت کننده ستون فقرات بایستد. سر در حالت طبیعی قرار داشت و آزمودنی به جلو نگاه می‌کرد. از آزمودنی درخواست می‌شد در حالی که وزنش را به طور کاملاً مساوی بر روی دو پا تقسیم کرده است حدود ۳ دقیقه وضعیت را حفظ کرده تا به وضعیت عادی خویش برسد (۲۲). وسیله ثابت کننده ستون فقرات بر روی جناغ سینه قرار می‌گرفت تا مانع حرکت و نوسان آزمودنی در سطح ساجیتال در موقع اندازه‌گیری قوس فقرات پشتی گردد. همچنین محل استقرار پاهای آزمودنی بر روی زمین علامت‌گذاری می‌شد تا برای تکرارهای بعدی مورد استفاده قرار گیرد. آن‌گاه خط‌کش منعطف بین دومین و دوازدهمین مهره پشتی بر روی زواید شوکی آزمودنی قرار داده می‌شد تا به این طریق شکل قوس فقرات پشتی را به خود بگیرد.

سپس با دقت و بدون این‌که در حالت خط‌کش تغییری ایجاد شود، خط‌کش بر روی کاغذ سفید قرار داده می‌شد و شکل قوس ترسیم می‌گردید. نقاط زواید شوکی مهره‌های دوم و دوازدهم پشتی که از قبل بر روی خط‌کش مشخص شده بود، بر روی کاغذ علامت زده می‌شد. از روی شکل به دست آمده بر روی کاغذ دو نقطه مهره دوم و دوازدهم پشتی با یک خط مستقیم به یکدیگر متصل و خط عمود منصف بر قوس رسم و به این ترتیب شکل قوس کایفوزیس به دست می‌آمد. دو خط ترسیمی به ترتیب L و H نامیده شدند (۲۲). سپس شکل زاویه θ (قوس کایفوزیس) با استفاده از فرمول ذیل محاسبه گردید.

$$\theta = 4\arctan(2h/L)$$

عدد محاسبه شده اگر مساوی و یا بزرگ‌تر از ۴۰ بود، فرد در گروه مبتلا به عارضه کایفوزیس جای می‌گرفت. مراحل اندازه‌گیری و محاسبه زاویه قوس فقرات پشتی برای کاهش خطای اندازه‌گیری، سه بار تکرار و میانگین سه تکرار به عنوان مقدار زاویه انحنای فقرات پشتی هر آزمودنی ثبت گردید (شکل ۱). با توجه به نبود استاندارد یا اجماع در مقدار وزنه برای اعمال آشفتگی، پیش از اجرای آزمایش‌های اصلی، وزنه‌های مختلف بر روی ۱۰ نفر به صورت آزمایشی به کار گرفته شد. با توجه به هدف تحقیق که نیازمند بررسی و مشخص کردن دقیق راهبرد اتخاذ شده هنگام مواجهه با آشفتگی بود، وزنه‌های سبک قادر به اعمال آشفتگی محسوس نبودند و از سوی دیگر، وزنه‌های سنگین موجب آشفتگی بیش از حد ناگهانی و احتمال سقوط می‌شد. در نهایت ۱۰ درصد وزن بدن برای اعمال آشفتگی مورد استفاده قرار گرفت (۲۳).

در واقع ضریب تغییرات نشان دهنده میزان جابجایی و نوسانات COP پا می‌باشد که برای ارزیابی تعادل مورد استفاده قرار می‌گیرد. ضریب تغییر مسافت و مساحت



شکل ۱. نحوه اندازه‌گیری و ترسیم زاویه کایفوزیس (لندمارک‌ها از مهره T_2 تا T_{12})

www.mui.ac.ir

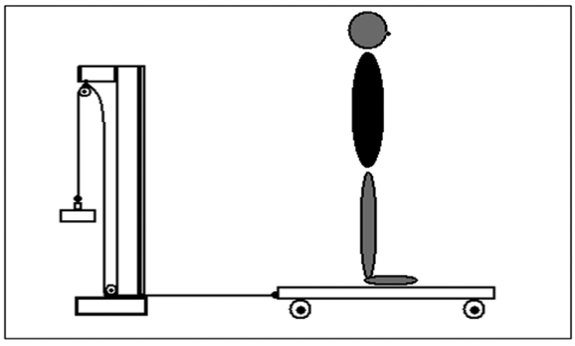
جابجایی مرکز فشار کف پا (COP) از طریق رابطه زیر محاسبه شد.

ضریب تغییر = [(مسافت جابجایی پس‌آزمون- مسافت جابجایی پیش‌آزمون)/ مسافت جابجایی پیش‌آزمون] × ۱۰۰

برای ارزیابی خستگی (استقامت) عضلات پشت، آزمودنی در وضعیت خوابیده به شکم روی میز معاینه قرار می‌گرفت؛ به طوری که تاج خاصره قدامی فوقانی هر دو طرف لگن در لبه میز قرار گیرد و تنه خارج از میز باشد. نواحی مفصل ران، کمی پایین‌تر از زانوها و کمی بالاتر از مچ پاها با تسمه یا کمربند، محکم و ثابت به تخت بسته شدند. قبل از شروع آزمون، آزمودنی بالاتنه خود را در حالتی که دست‌هایش را در پشت سرش قرار داده بود، روی یک چهار پایه قرار می‌داد تا در حالت استراحت قرار گیرد. از آزمودنی خواسته می‌شد تنه را بالا ببرد؛ به طوری که از چهار پایه جدا شود و ستون فقرات را راست نگه دارد.

آزمودنی باید تنه را برای از بین بردن زاویه ستون فقرات اکستنشن (کشش) دهد، سپس تا ۴۵ درجه فلکشن (انحنا) (نزدیک چهار پایه) پایین آورد. آزمودنی برای تکرار حداکثر ۶۰ ثانیه زمان داشت (۲۴). آزمونگر با تشویق‌های کلامی افراد را وادار می‌کرد که با نهایت توان فعالیت را انجام دهند. این عمل باعث ایجاد انگیزه می‌شد و آزمودنی‌ها با نهایت قدرت در آزمون شرکت می‌کردند. مکانیزم اعمال آشفتگی قبل و بعد از اعمال خستگی موضعی، در جهت قدامی به این صورت بود که ابتدا وزنه‌ای برابر ۱۰ درصد وزن هر آزمودنی به وسیله نواری از ناحیه قدامی به چرخ گاری متصل می‌شد. سپس بدون دادن آگاهی به آزمودنی، وزنه رها شده و آشفتگی در جهت قدامی به وضعیت بدنی فرد اعمال می‌گردید. آزمودنی برای مقابله با بی‌ثباتی ایجاد شده در اثر اعمال آشفتگی، درصدد تنظیم تعادل و ثبات بدن و بازگشت به وضعیت پیش از اعمال اغتشاش بر می‌آمد. سپس آزمودنی‌ها روی دستگاه Foot scan که روی یک صفحه چرخ‌دار قرار داشت و قادر به حرکت آزادانه در یک جهت بود، قرار گرفتند. صفحه چرخ‌دار به وسیله طناب به وزنه‌ای که ۱۰ درصد وزن بدن آزمودنی‌ها بود، متصل شد. با رهاسازی ناگهانی وزنه (آزمودنی‌ها قادر به دیدن وزنه نبودند و از لحظه رهاسازی اطلاع نداشتند)، تعادل آزمودنی‌ها بر هم زده شد و تا بازیابی تعادل آزمودنی‌ها، اطلاعات مربوط به حرکت COP ثبت گردید.

ارتفاع رهاسازی وزنه، ۷۰ سانتی‌متر بود. بعد از عمل خستگی و پس از ۱۰ ثانیه آزمودنی‌ها دوباره روی دستگاه Foot scan قرار می‌گرفتند، سپس با اعمال اغتشاش ناگهانی ۱۰ درصدی وزن بدن آنان، تعادل آزمودنی‌ها بر هم زده می‌شد و تا بازیابی تعادل آزمودنی‌ها، اطلاعات مربوط به حرکت COP ثبت می‌شد. آزمون مذکور در جهت قدامی- خلفی انجام گرفت و آزمودنی با چشمان باز روی دستگاه Foot scan قرار می‌گرفت. برای سنجش تعادل، مسافت جابجایی COP با استفاده از دستگاه فوت اسکن (ساخت کشور بلژیک) انجام شد. این سیستم اطلاعات مربوط به فشار کف پاها و میزان جابجایی را از طریق صفحه اندازه‌گیری با ابعاد ۱۱۰ × ۶۰ سانتی‌متری که از ۸۱۹۲ حسگر با فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۳ هرتز تشکیل شده است، جمع‌آوری و تجزیه و تحلیل می‌نماید. برای اندازه‌گیری تعادل آزمودنی‌ها، دستگاه Foot scan روی صفحه چرخ‌دار قرار داده شد (شکل ۲).



شکل ۲. ارزیابی عملکرد تعادلی با دستگاه Foot scan بر روی صفحه متحرک

آزمودنی‌ها به صورت صاف روی Foot scan می‌ایستادند. سطح چرخ‌دار به وسیله طناب و یک سیستم متشکل از ۳ قرقره به وزنه وصل می‌شد (شکل ۲). آزمودنی‌ها قادر به دیدن وزنه‌ها نبودند و از زمان رهاسازی اطلاع نداشتند. برای آشنایی آزمودنی‌ها با شرایط آزمون، هر آزمودنی در آغاز ۳

www.mui.ac.ir

تلاش تمرینی را انجام می‌داد. به آزمودنی‌ها گفته شد که در حین اجرای آزمون کمترین حرکت را داشته باشند. از هر آزمودنی در جهت قدامی- خلفی به صورت چشم باز آزمون به عمل آمد. در حالت قدامی- خلفی ۳ بار (در مجموع ۶ تلاش) آزمون به عمل آمد. در صورتی که آزمودنی‌ها حین اجرای آزمون گام بر می‌داشتند، آن تلاش تکرار می‌شد. با تعیین بازه زمانی مورد نظر برای نرم‌افزار Foot scan، نرم‌افزار به صورت خودکار سطح حرکت COP را محاسبه می‌کرد.

آزمون ANOVA with repeated measures برای تعیین اثر متغیر مستقل بر متغیر وابسته در آزمون‌های تکراری و آزمون Independent t برای مقایسه بین دو گروه تجربی و شاهد استفاده شد ($P < ۰/۰۵$). لازم به ذکر است که انجام عملیات آماری توسط نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ (version 16, SPSS Inc., Chicago, IL) صورت گرفت و برای ترسیم نمودارها از نرم‌افزار Excel استفاده گردید.

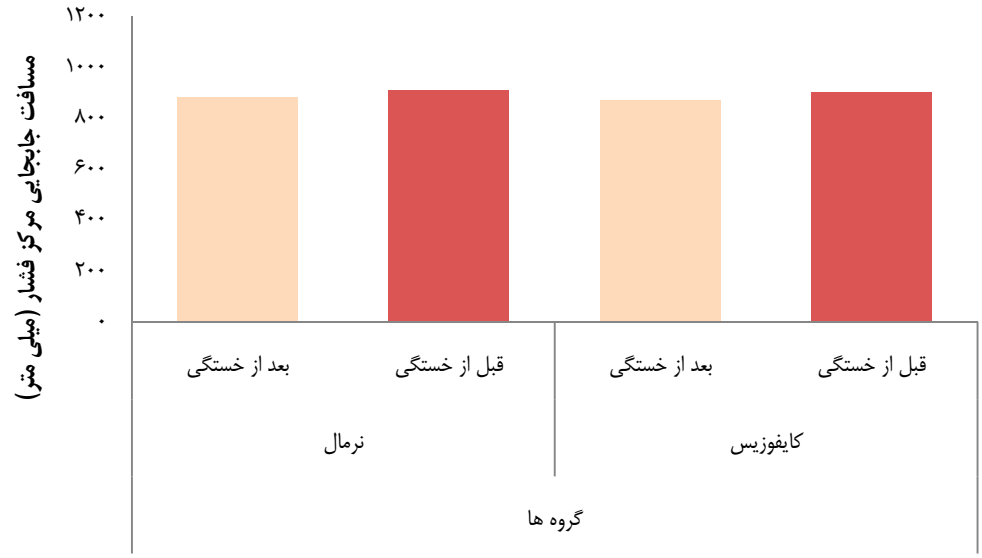
یافته‌ها

مسافت جابجایی مرکز فشار هنگام مواجهه با آشفتگی ناگهانی پوسچر در جهت قدامی در دو گروه دارای کایفوزیس و گروه نرمال قبل از اعمال پروتکل خستگی گروه عضلات راست کننده ستون فقرات نشان داد که در تعادل دو گروه قبل از اعمال پروتکل خستگی اختلاف معنی‌داری وجود نداشت ($P = ۰/۹۹۴$).

مسافت جابجایی COP در دو گروه بعد از اعمال خستگی در مقایسه با پیش از اعمال خستگی بیشتر بود، اما این اختلاف از لحاظ آماری معنی‌دار نبود. مسافت جابجایی COP در گروه نرمال ($P = ۰/۶۸۵$) و کایفوز ($P = ۰/۶۷۸$) بعد از اعمال خستگی در مقایسه با پیش از اعمال خستگی اختلاف معنی‌داری را نشان نداد (نمودار ۱). مقایسه میزان تغییرات مسافت COP در دو گروه در نمودار ۲ آمده است. میزان تغییرات جابجایی COP بعد از اعمال خستگی در گروه کایفوزیس در مقایسه با گروه نرمال بیشتر بود. در واقع بین دو گروه در ضریب تغییر مسافت جابجایی COP تفاوت وجود داشت که این تفاوت از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P = ۰/۹۷۵$).

بحث

با توجه به هدف کلی و فرض این تحقیق، نتایج نشان داد که خستگی موضعی عضلات ارکتور اسپاین نسبت به قبل از خستگی از لحاظ آماری تأثیری بر بازیابی تعادل پس از اعمال



نمودار ۱. مسافت جابجایی COP (Center of pressure) در دو گروه هنگام مواجهه با آشفتگی ناگهانی پوسچرال قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی

www.mui.ac.ir

نمودار ۲. مقایسه ضریب تغییر مسافت جابجایی COP (Center of pressure) در دو گروه

آشفتگی پوسچرال در صفحه ساجیتال در دو گروه نداشت. در واقع نتایج اختلاف معنی‌داری را در عملکرد تعادلی دو گروه قبل از اعمال پروتکل خستگی نشان نداد. همچنین بعد از اعمال خستگی نیز در مسافت جابجایی مرکز فشار در گروه نرمال و کایفوزیس اختلاف معنی‌داری دیده نشد. در مجموع می‌توان گفت که خستگی بر تعادل اثری نداشت. نتایج مطالعه حاضر با نتایج مطالعه عنبریان و همکاران که از انحرافات پوسچرال بر روی سیستم بایودکس در سه شاخص ثباتی قدامی- خلفی، طرف داخلی- خارجی و شاخص ثباتی کل، برای بررسی عملکرد تعادل دینامیکی گروه‌های مورد مطالعه استفاده شد، همسو بود (۲۲).

زمانی که افراد در هر دو گروه، بر روی سطح به نسبت پایدار در حالی که چشمانشان باز بود ایستاده بودند، در انحرافات پوسچرال آنان در هر سه شاخص ثباتی اختلافی مشاهده نشد و همچنین با تحقیق Aydog و همکاران (۱۷) و Pallavi و Gagan (۲۵) همسویی و همخوانی دارد. در توجیه همسو بودن این تحقیق با تحقیقات گذشته و عدم اثر خستگی عضلانی بر تعادل پویا در دو گروه آزمودنی، می‌توان گفت که احتمال دارد کیفیت عناصر قدامی و رویه مفصلی ساختار ستون مهره‌ها از فردی به فرد دیگر یا از گروهی به گروه دیگر متفاوت باشد؛ بنابراین کسب نتایج متفاوت در گروه‌های مختلف بعید به نظر نمی‌رسد و شاید عدم اثرگذاری خستگی بر تعادل در بین آزمودنی‌ها در پژوهش حاضر نیز در اثر چنین عواملی باشد. در توجیه نتایج پژوهش حاضر می‌توان به این احتمال اشاره کرد که شاید در زمانی که بی‌ثباتی بیشتری به سبب افزایش ایجاد آشفتگی در سطح اتکا به وجود می‌آید، افراد کایفوتیک بیشتر به سوی مکانیزم‌های جبرانی روی می‌آورند تا تعادل خویش را حفظ کنند.

این یافته‌ها با مفاهیم ارایه شده توسط Bot و همکاران مبنی بر روی آوردن افراد با عارضه کایفوزیس به مکانیزم‌های جبرانی در مفاصل اندام تحتانی همخوانی دارد. این مکانیزم‌های جبرانی بیشتر در جهت قدامی- خلفی نمود پیدا می‌کنند. توضیح این‌که در افراد کایفوتیک به دلیل بدشکلی در ستون فقرات در سطح ساجیتال، مرکز جرم تنه نسبت به حالت طبیعی به طرف جلو و پایین تغییر مکان پیدا می‌کند. به دنبال آن، مرکز جرم کلی بدن نیز به طرف جلو و پایین نسبت به سطح اتکا تغییر مکان داده و در نتیجه بی‌ثباتی در تعادل به وجود می‌آید. در نهایت فرد برای برگرداندن مرکز جرم بدن به حالت نرمال، مجبور به اتخاذ مکانیزم‌های جبرانی با اکستنشن در مفصل ران، فلکشن در مفصل زانو و پلانتار فلکشن مچ پا می‌گردد (۲۶) و به این ترتیب، انحرافات پوسچرال در جهت قدامی- خلفی را کنترل می‌کند. یکی از وظایف اصلی و مهم گروه عضلات ارکتور اسپاین حین اعمال یک گشتاور روی ستون فقرات، حفظ تعادل می‌باشد (۲۷).

با مراجعه به مطالعاتی که بر روی افراد با سایر بدشکلی‌های ستون فقرات (مانند افراد اسکولیوتیک) انجام

www.mui.ac.ir

شده است، این نکته استنباط می‌شود که وجود ناهنجاری در وضعیت بدن، عامل اثرگذاری در کنترل تعادل می‌باشد. از نظر بیومکانیکی و بر اساس یافته‌های White و Panjabi می‌توان گفت که افزایش تحرک‌پذیری جبرانی مهره‌های مجاور، اثر تغییرات انحنای پشتی بر تحرک‌پذیری آن ناحیه را کم‌رنگ می‌کند (۲۸) و از نظر آناتومیکی میزان حرکت در بین مهره‌های ستون فقرات، تحت تأثیر تفاوت ارتفاع بین دیسک‌های بین مهره‌ای (۲۹) و شکل و جهت‌گیری رویه مفصلی از یک مهره به مهره دیگر متفاوت می‌باشد (۳۰) و نیز اتصال قفسه سینه بر دامنه حرکتی ناحیه پشتی اثرگذار است (۳۱). با توجه به موارد مذکور می‌توان گفت که عوامل زیادی تحرک‌پذیری ناحیه پشتی را تحت تأثیر قرار می‌دهند. در نهایت چون بیشترین مقدار حرکت اکستنشن و فلکشن در بین مهره‌های پشتی و کمری T_{11}، T_{12} و L_1 اتفاق می‌افتد؛ وجود چنین عوامل تأثیرگذاری می‌تواند روی کایفوزیس و خستگی عضلانی اثرگذار بوده و در نتیجه منجر به کاهش جزیی تعادل در این افراد گردد.

نتایج آزمون فرضیه این تحقیق همچنین نشان داد که میزان تغییرات مرکز فشار بعد از اعمال خستگی در گروه کایفوزیس در مقایسه با گروه نرمال تا حدودی افزایش یافت، اما این افزایش از لحاظ آماری معنی‌دار نبود. این‌طور استدلال می‌شود که افزایش تغییرپذیری ممکن است سودمند باشد که حاکی از انعطاف‌پذیری و سازگاری بیشتر درون سیستم در پاسخ به اختلالات ناگهانی یا تغییر فشار می‌باشد. بنابراین افزایش تغییرپذیری مشاهده شده در افراد کایفوزیس ممکن است نشان دهنده انعطاف‌پذیری بیشتر پا باشد (۳۲) که با تحقیق عنبریان و همکاران (۲۲) همسو می‌باشد. از دلایل همسویی شاید جامعه آماری به نسبت مشابه بوده و یا این‌که در هر دو تحقیق آزمودنی‌ها با چشمان باز در آزمون شرکت نمودند. دلیل دیگر این‌که Enoka و Stuart بیان کردند که مکانیسم‌های جبرانی در مراحل مختلف سیستم عصبی- عضلانی اثرات خستگی را کاهش داده و باعث به تأخیر افتادن خستگی می‌شود و سبب حفظ کارایی عملکرد حرکتی می‌گردد (۳۳).

با توجه به این‌که پا در پایین‌ترین بخش زنجیره حرکتی اندام تحتانی قرار دارد و سطح اتکای به نسبت کوچکی را فراهم می‌کند که بدن روی آن تعادل خود را حفظ می‌کند، بنابراین منطقی به نظر می‌رسد که حتی کوچک‌ترین تغییرات بیومکانیکی در سطح اتکا بر روی کنترل وضعیت بدن تأثیرگذار باشد (۳۴). چرخش بیش از حد پا به سمت داخل یا خارج ممکن است بر ورودی‌های حس بدنی از طریق تغییر در تحرک‌پذیری مفصل یا مساحت سطح تماس (۳۵) یا به طور ثانویه از طریق تغییر در استراتژی‌های عضلانی جهت حفظ یک سطح اتکای استوار و مطمئن تأثیر بگذارد. حس وضعیتی ضعیف پا مانع از انطباق بین کف پا و سطح اتکا می‌گردد، بنابراین تعدیل وضعیت بدن بیشتر به اندام فوقانی جهت حفظ پوسچر حالت ایستاده و تعادل متمرکز می‌شود (۳۶). بازخورد حس عمقی حین حرکت مفصل تنها به اطلاعات حسی گیرنده‌های مفصلی یعنی لیگامنت‌ها و کپسول‌ها نیاز ندارد، بلکه اطلاعات مختلف رسیده از پوست، مفصل و گیرنده‌های مکانیکی عضلات را در بر می‌گیرد (۳۷).

شاید کم بودن سطح تماس و متفاوت بودن پای آزمودنی‌ها میزان بازخورد پوستی را محدود کند که این امر حرکات جبرانی که منجر به افزایش نوسان وضعیت بدن می‌شود را کاهش خواهد داد (۳۵). بنابراین ساختارهای متفاوت پا ممکن است دامنه حرکت مفصل را حین دستیابی در جهات خاص تحت تأثیر قرار دهد و نمایانگر مزایای مکانیکی و عصبی- عضلانی خاص باشد. بنابراین فرد می‌تواند شماری از الگوهای حرکتی را برای وضعیت قرارگیری تنه و همچنین مفاصل اندام‌های فوقانی و تحتانی تلفیق کند. در واقع یک فرد به طور قابل تصوری می‌تواند بر نقص دامنه حرکتی در یک مفصل با استفاده از دامنه حرکتی بیشتر در دیگر مفاصل برای دستیابی به یک هدف خاص غلبه کند (۳۸).

نتایج این تحقیق با تحقیقات دیگر محققان مانند Murray و همکاران (۱۹)، Nault و همکاران (۲۰)، عنبریان و همکاران (۲۱)، Bot و همکاران (۲۶)، ربیعی و همکاران (۳۹)، Guo و همکاران (۴۰)، Durmus و همکاران (۴۱)،

www.mui.ac.ir

Sinaki و همکاران (۴۲) و Tetsuhiko و همکاران (۴۳) همخوانی ندارد. علت این ناهمسویی‌ها با سایر تحقیقات ذکر شده شاید به دلیل موارد زیر باشد: اول این‌که شیوه‌های ارزیابی تعادل با روش تحقیق حاضر متفاوت بوده است. علت این ناهمسویی با تحقیق Bot و همکاران (۲۶) این است که افراد کایفوتیک در وضعیت ایستا بررسی شدند، ولی در تحقیق حاضر وضعیت دینامیکی آزمایش شد. این امر علاوه بر این‌که موجب برتری این تحقیق در قیاس با تحقیقات معدود انجام گرفته بر روی افراد با افزایش انحنای ستون فقرات ناحیه پشتی می‌شود، نتایج حاصل شده از آن اطلاعات مفیدی را در زمینه کنترل وضعیت بدن در ارتباط با محیط دینامیک خارج ارایه می‌دهد. دوم این‌که گروه‌های آزمودنی مورد مطالعه در این تحقیق با دیگر تحقیقات نام برده متفاوت می‌باشد، به طور مثال تحقیق عنبریان و همکاران (۲۱) بر روی دانش‌آموزان و مبتلایان به عارضه زانوی ضربدری بود؛ در حالی که این تحقیق بر روی دانشجویان و مبتلایان به عارضه کایفوزیس صورت پذیرفت. همچنین در تحقیق Sinaki و همکاران (۴۲) تغییرات مرکز فشار پا به عنوان شاخص تعیین عملکرد تعادلی بر روی زنان مسن کایفوزیس بود. شاید یکی دیگر از دلایل تناقض بین نتایج این تحقیق با دیگر تحقیقات را بتوان اختلاف در شدت ناهنجاری کایفوزیس و یا شاید متفاوت بودن پروتکل آزمون، تفاوت در تعداد آزمودنی‌ها و دامنه سنی آزمودنی‌های شرکت کننده در تحقیق آن‌ها نسبت داد که در این زمینه نیاز به انجام تحقیقات بیشتری می‌باشد.

یکی از رویکردهای مطالعه کنترل تعادل، تحلیل نوسانات خود به خودی است که در آن پارامترهایی مانند تغییرات COP و تغییرات مرکز جرم دیگر نقاط بدن مورد بررسی قرار می‌گیرد. حرکات COP نتیجه عملکرد عضلات است و با تعیین سیستم حسی- حرکتی، استراتژی‌های معین جهت حفظ تعادل استفاده می‌شود (۴۴). وضعیت بدن یا راستای بخش‌های استخوانی می‌تواند با تولید پاسخ‌های تعادلی به ایجاد تعادل کمک کرده و یا تولید واکنش‌های تعادلی را مشکل‌تر سازد (۴۵). چندین استراتژی در حفظ تعادل وجود دارد. رایج‌ترین استراتژی‌هایی که عنوان می‌شود، استراتژی‌های مچ پا، ران و گام‌برداری می‌باشد. این استراتژی‌ها در هر دو وضعیت بازخورد و پیش‌بین جهت حفظ تعادل استفاده می‌شوند. کنترل بازخوردی، کنترل وضعیت بدن در پاسخ به بازخوردهای حسی روی می‌دهد، به طور مثال در پاسخ به عوامل خارجی بر هم زننده تعادل، مثل وقتی که سطح اتکا حرکت می‌کند (۱۱، ۱۰). از آن‌جا که تعادل در زنجیره حرکتی بسته (حالتی که پا روی سطح اتکا قرار می‌گیرد) حفظ می‌شود و بر بازخورد یکپارچه و استراتژی‌های حرکت بین مفصل ران، زانو و مچ پا متکی می‌باشد؛ بنابراین تعادل می‌تواند از طریق نقصان در بازخورد آوران یا نقص در قدرت و پایداری مکانیکی مفصل یا ساختار در طول زنجیره حرکتی اندام تحتانی دچار اختلال گردد (۱۱).

به نظر می‌رسد که گروه شاهد قادر بودند از طریق مفصل نزدیک به سطح اتکا بر آشفتگی پوسچرال خارجی غلبه کرده و تعادل خویش را حفظ کنند؛ در حالی که گروه کایفوتیک بیشتر از استراتژی مفصل ران بهره می‌بردند. همچنین در این تحقیق تفاوت‌هایی در نحوه و متفاوت بودن جوامع آماری با سایر تحقیقات وجود داشت که شاید علت عدم همسو بودن با آن تحقیقات می‌باشد. به عنوان مثال در تحقیقات Guo و همکاران (۴۰)، آزمودنی‌ها با چشم بسته مورد ارزیابی قرار گرفتند و یا در تحقیق Nault و همکاران (۲۰) از صفحه نیرو برای تعادل استفاده شد و یا در تحقیق Tetsuhiko و همکاران (۴۳) آزمودنی‌ها افراد مسنی بودند که شاید خود می‌تواند دلیل کاهش تعادل نسبت به آزمودنی‌های این تحقیق باشد. خستگی، ظرفیت نیروی عضله را تغییر داده و جابجا می‌کند. این مسأله پدیده پیچیده‌ای است که شامل مکانیزم‌های عصبی و عضلانی می‌شود (۴۲، ۳۹).

علت ناهمسویی این تحقیق با نتایج تحقیقات عنبریان و همکاران (۲۱)، Tetsuhiko و همکاران (۴۳) و Sinaki و همکاران (۴۲) این است که شاید شرکت کنندگان در آزمون آنان به سطوح کافی از خستگی نرسیده باشند با آن‌که آنان آزمون خستگی عضلانی پشت نداشتند و نیز متفاوت بودن جامعه آماری می‌باشد. با توجه به این می‌توان گفت که اثر خستگی هنوز به تحقیقات بیشتری نیازمند است. لازم به ذکر

است که افزایش در تغییرپذیری COP در جهت Anterior-Posterior در گروه کایفوزیس مشاهده شد، شاید نمونه‌ای از عوامل احتمالی که می‌تواند داده‌های این مطالعه را تحت تأثیر قرار دهد، سطح آمادگی آزمودنی‌ها باشد. برای حفظ تعادل بدن، افراد مبتلا به عارضه کایفوزیس باید به طور صحیح تغییر مکان دهند. با توجه به کایفوزیس ستون فقرات، فقط مفاصل متحرک اندام‌های تحتانی تغییر می‌کند که این امر برای جبران نمودن جابجایی در صفحه ساجیتال از مرکز جرم تنه صورت می‌پذیرد. اکستنشن لگن، فلکشن زانو و پلانتار فلکشن مچ پا ممکن است به صورت متعادل به سمت جلو تغییر کند که به ارتباط مرکز جرم بدن نسبت به تکیه‌گاه وابسته است. جبران تعادل به وسیله مچ پا خیلی مؤثر است. هنگامی که لگن برای جبران درگیر می‌شود، تغییر بزرگ‌تری در زاویه مفصل نیاز است که نتیجه یکسانی را در رابطه با جابجایی COP در مقایسه با جبران به وسیله مفصل مچ پا ارایه می‌دهد. با این وجود اکستنشن لگن مفید و مؤثر است؛ چرا که باعث چرخش خلفی لگن می‌شود و همچنین منجر به افزایش زیاد در زاویه تنه می‌گردد. این جبران ممکن است به دلیل پیشرفت عارضه کایفوزیس کافی نباشد که می‌تواند منجر به جابجایی دایم مرکز جرم تنه شود. در واقع تغییرات وضعیتی ممکن است باعث اختلال تعادل در افراد مبتلا به جمودی اسپوندیلیت شود (۴۶). در این تحقیق هیچ کدام از آزمودنی‌ها سابقه آسیب یا صدمه در اندام فوقانی یا تحتانی خود نداشتند. شرایط اجرا و نحوه آزمون برای همه آزمودنی‌ها یکسان بود و از همه آن‌ها خواسته شد که با نهایت توان خود اقدام به انجام دادن آن نمایند.

نتیجه‌گیری

یافته‌های این تحقیق نشان داد که خستگی موضعی عضلات ارکتور اسپاین در بازیابی تعادل پس از اعمال آشفتگی پوسچرال در دو گروه نرمال و مبتلا به عارضه کایفوزیس اختلاف معنی‌داری نداشت، یعنی خستگی بر روی کنترل تعادل در آزمودنی‌ها اثرگذار نبود. بنابراین از نتایج حاصل از این تحقیق می‌توان به منظور آموزش کنترل وضعیت بدن در افراد مبتلا به ناهنجاری‌ها و بدشکلی‌های ستون فقرات در مواجهه با اغتشاشات بیرونی بر هم زننده تعادل بدن استفاده کرد. البته نیاز به انجام تحقیقات بیشتر در این حوزه، برای تعیین چگونگی اثرگذاری راهبردهای به کار گرفته شده به منظور بازیابی کنترل وضعیت بدن پس از اعمال اغتشاش در افراد کایفوتیک احساس می‌شود.

با توجه به این‌که در مورد موضوع تحقیق حاضر تحقیقات مشابهی در مورد برخی عوامل به صورت جداگانه و بسیار محدود صورت گرفته است، برای نتیجه‌گیری مؤثر و بهتر باید مطالعات وسیع‌تر و با نمونه‌های بیشتر در جمعیت‌های متفاوت از جمله کودکان، سالمندان و در جنس‌های مختلف انجام گیرد. در صورت تأیید نتایج به دست آمده با تحقیقات بیشتر، مربیان می‌توانند به منظور استعدادیابی و هدایت افراد با احتمال تعادل بیشتر به سمت ورزش‌هایی که به تعادل زیاد نیاز دارند از این نتایج استفاده کنند. از آن‌جایی که ضعف عضلانی، عدم انعطاف‌پذیری، برنامه‌ریزی و مشکلات کنترل حرکتی همگی در افتادن نقش دارند؛ اعمال یک برنامه آمادگی جسمانی، راهبرد مؤثری در جلوگیری از افتادن است؛ چرا که این امر منجر به افزایش قدرت عضلانی، انعطاف‌پذیری و کنترل حرکتی می‌گردد. همچنین بررسی دقیق‌تر اختلالات تعادلی افراد با ناهنجاری‌های ستون فقرات در هدفمند کردن تصمیمات اصلاحی و درمانی مؤثر خواهد بود.

محدودیت‌ها

محدودیت‌های تحقیق حاضر عبارت بود از: وجود تفاوت‌های وراثتی و آناتومیکی در بین آزمودنی‌ها، عدم نظارت کامل بر میزان خواب، استراحت و تغذیه آزمودنی‌ها که خارج از کنترل این تحقیق بود. احتمال دارد اصلاح پوسچری در وضعیت ایستادن صحیح سبب کاهش فعالیت در عضلات ثابت کننده ستون فقرات و لگن در مقایسه با پوسچرهای غلط شود. کاهش کارایی عضلات تنه منجر به افزایش بار اعمال شده به دیسک‌های بین مهره‌ای در ناحیه کمر و همچنین کشیدگی لیگامنت‌های نواحی پشت و کمر خواهد شد. میزان درد آزمودنی حین خستگی موضعی به علت ضعف عضلات ارکتور اسپاین خارج از کنترل محقق بوده و همچنین عوامل روان‌شناختی همچون اضطراب و

www.mui.ac.ir

افسردگی که در شدت درد ناشی از خستگی و یا بازیابی تعادل مؤثر هستند، خارج از کنترل محقق بود.

پیشنهادها

پیشنهاد می‌شود تحقیق حاضر در جهات دیگر، با چند متغیر و خستگی متفاوت روی عضلات متعدد، در جمعیت‌های متفاوت از جمله کودکان، سالمندان و در هر دو جنس به منظور تأثیر در بازیابی تعادل و کنترل وضعیت بدن بررسی شود. از آن‌جا که تحقیقات زیادی در زمینه تعادل در حال انجام است و با توجه به این‌که در این پژوهش، متغیر مسافت جابجایی مرکز فشار به عنوان متغیر اثرگذار کنترل می‌شود، به نظر می‌رسد عوامل دیگری مثل عرض مچ پا، عرض لگن و دامنه حرکتی مفصل ران می‌تواند با تعادل ایستا و پویا ارتباط داشته باشد که برای مقایسه دقیق‌تر تعادل میان افراد مختلف باید مورد توجه قرار گیرند.

تشکر و قدردانی

از حوزه معاونت پژوهش و فن‌آوری دانشگاه آزاد اسلامی واحد کرج، به جهت حمایت مالی و پشتیبانی در اجرای این پروژه تحقیقی بسیار سپاس‌گزاریم. در پایان از زحمات فراوان سرکار خانم مهندس رقیه شیخ‌الاسلامی در تجزیه و تحلیل داده‌ها تقدیر و تشکر به عمل می‌آید.

References

1. Stroebel S, De Ridder JH, Wilders CJ, Ellis SM. Influence of body composition on the prevalence of postural deformities in 11 to 13 year old black South African children in the North-West Province. South African Journal for Research in Sport, Physical Education and Recreation 2009; 31(1): 115-27.
2. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM. Muscles, Testing and Functions: With Posture and Pain. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
3. Bryant EC, Trew ME, Bruce AM, Kuisma RM, Smith AW. Gender differences in balance performance at the time of retirement. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2005; 20(3): 330-5.
4. Olmsted LC, Hertel J. Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. Journal of Sport Rehabilitation 2004; 13(1): 54-66.
5. Fabunmi AA, Gbiri CA. Relationship between balance performance in the elderly and some anthropometric variables. Afr J Med Med Sci 2008; 37(4): 321-6.
6. Bronstein A. Posturography. In: Luxon LM, Furman JM, Martini A, Stephens DG, Editors. Textbook of Audiological Medicine: Clinical Aspects of Hearing and Balance. London, UK: Martin Dunitz; 2003. p. 474-59.
7. Vuillerme N, Pinsault N, Vaillant J. Postural control during quiet standing following cervical muscular fatigue: effects of changes in sensory inputs. Neurosci Lett 2005; 378(3): 135-9.
8. Robertson DG, Caldwell G, Hamill J, Kamen G. Research Methods in Biomechanics. London, UK: Human Kinetics; 2004.
9. Hreljac A, Marshall RN, Hume PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. Med Sci Sports Exerc 2000; 32(9): 1635-41.
10. Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor Control: Theory and Practical Applications. 3rd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
11. Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. J Athl Train 2002; 37(1): 85-98.
12. Gill J, Allum JH, Carpenter MG, Held-Ziolkowska M, Adkin AL, Honegger F, et al. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 2001; 56(7): M438-M447.
13. Hass CJ, Gregor RJ, Waddell DE, Oliver A, Smith DW, Fleming RP, et al. The influence of Tai Chi training on the center of pressure trajectory during gait initiation in older adults. Arch Phys Med Rehabil 2004; 85(10): 1593-8.
14. Vuillerme N, Nougier V, Prieur JM. Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? Neurosci Lett 2001; 308(2): 103-6.
15. Chiacchiero M, Dresely B, Silva U, DeLosReyes R, Vorik B. The Relationship between Range of Movement, Flexibility, and Balance in the Elderly. Topics in Geriatric Rehabilitation 2010; 26(2): 148-55.
16. Sarshin A*, Babaei H, Sedighi M, Miri SA. Alteration of Dynamic Control Posture on Y-Balance Test after Different Fatigue Protocols. Annals of Biological Research 2012; 3(7): 3350-6.

17. Aydog E, Depedibi R, Bal A, Eksioglu E, Unlu E, Cakci A. Dynamic postural balance in ankylosing spondylitis patients. Rheumatology (Oxford) 2006; 45(4): 445-8.
18. Mirovsky Y, Blankstein A, Shlamkovitch N. Postural control in patients with severe idiopathic scoliosis: a prospective study. J Pediatr Orthop B 2006; 15(3): 168-71.
19. Murray HC, Elliott C, Barton SE, Murray A. Do patients with ankylosing spondylitis have poorer balance than normal subjects? Rheumatology (Oxford) 2000; 39(5): 497-500.
20. Nault ML, Allard P, Hinse S, Le BR, Caron O, Labelle H, et al. Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. Spine (Phila Pa 1976) 2002; 27(17): 1911-7.
21. Anbarian M, Zareei P, Yalfani A, Mokhtary M. The Balance Recovery Mechanism Following a Sudden External Anterior- Posterior Perturbation in Individuals with Kyphosis. Sport Medicine 2010; 2(4): 115.
22. Anbarian M, Mokhtari M, Zareie P, Yalfani A. A Comparison of Postural Control Characteristics between Subjects with Kyphosis and Controls. Sci J Hamdan Univ Med Sci 2009; 16(4): 53-60.
23. Moya GB, Siqueira CM, Caffaro RR, Fu C, Tanaka C. Can quiet standing posture predict compensatory postural adjustment? Clinics (Sao Paulo) 2009; 64(8): 791-6.
24. Lanning CL, Uhl TL, Ingram CL, Mattacola CG, English T, Newsom S. Baseline values of trunk endurance and hip strength in collegiate athletes. J Athl Train 2006; 41(4): 427-34.
25. Pallavi K, Gagan K. Balance deficits and recovery timeline after different fatigue protocols. Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy 2008; 2(3): 42-54.
26. Bot SD, Caspers M, Van Royen BJ, Toussaint HM, Kingma I. Biomechanical analysis of posture in patients with spinal kyphosis due to ankylosing spondylitis: a pilot study. Rheumatology (Oxford) 1999; 38(5): 441-3.
27. Granata KP, Orishimo KF. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. J Biomech 2001; 34(9): 1117-23.
28. White AA, Panjabi MM. Clinical Biomechanics of the Spine. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 1990.
29. Kulak RF, Schultz AB, Belytschko T, Galante J. Biomechanical characteristics of vertebral motion segments and intervertebral discs. Orthop Clin North Am 1975; 6(1): 121-33.
30. Edmondston SJ, Singer KP. Thoracic spine: anatomical and biomechanical considerations for manual therapy. Man Ther 1997; 2(3): 132-43.
31. Sham ML, Zander T, Rohlmann A, Bergmann G. Effects of the rib cage on thoracic spine flexibility. Biomed Tech (Berl) 2005; 50(11): 361-5.
32. Benvenuti F, Ferrucci L, Guralnik JM, Gangemi S, Baroni A. Foot pain and disability in older persons: an epidemiologic survey. J Am Geriatr Soc 1995; 43(5): 479-84.
33. Enoka RM, Stuart DG. Neurobiology of muscle fatigue. J Appl Physiol 1992; 72(5): 1631-48.
34. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. J Athl Train 2005; 40(1): 41-6.
35. Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in Postural Control during Single-Leg Stance among Healthy Individuals with Different Foot Types. J Athl Train 2002; 37(2): 129-32.
36. Robbins S, Waked E, Allard P, McClaran J, Krouglicof N. Foot position awareness in younger and older men: the influence of footwear sole properties. J Am Geriatr Soc 1997; 45(1): 61-6.
37. Riemann BL, Lephart SM. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. J Athl Train 2002; 37(1): 80-4.
38. Gribble PA, Hertel J. Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test. Measurement in Physical Education and Exercise Science 2003; 7(2): 89-100.
39. Rabiei M, Jafarnejhad-Gre T, Binabaji H, Hosseininejad E, Anbarian M. Assessment of postural response after sudden perturbation in subjects with genu valgum. J Shahrekord Univ Med Sci 2012; 14(2): 90-100.
40. Guo X, Chau WW, Hui-Chan CW, Cheung CS, Tsang WW, Cheng JC. Balance control in adolescents with idiopathic scoliosis and disturbed somatosensory function. Spine (Phila Pa 1976) 2006; 31(14): E437-E440.
41. Durmus B, Altay Z, Ersoy Y, Baysal O, Dogan E. Postural stability in patients with ankylosing spondylitis. Disabil Rehabil 2010; 32(14): 1156-62.
42. Sinaki M, Brey RH, Hughes CA, Larson DR, Kaufman KR. Significant reduction in risk of falls and back pain in osteoporotic-kyphotic women through a Spinal Proprioceptive Extension Exercise Dynamic (SPEED) program. Mayo Clin Proc 2005; 80(7): 849-55.
43. Tetsuhiko S, Yukio U, Takahiko Y. Relationship of Kyphosis with Balance and Walking Ability in the Elderly. Rigakuryoho Kagaku; 2007; 22(4): 489-94.

44. Karlsson A, Frykberg G. Correlations between force plate measures for assessment of balance. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2000; 15(5): 365-9.
45. Huber FE, Wells L. Therapeutic Exercise: Treatment Planning For Progression. Philadelphia, PA: Saunders Elsevier; 2006.
46. Nikolopoulos C. Normative Pressure measurement Studies [Online]. 2006 [Cited 2006 Jul 10]. Available from: URL: http:"Figroup.com/Pdf/CPO 30012 - A.PDF/

www.mui.ac.ir

The effect of erector spine muscles fatigue on balance compensation in kyphotic subjects after postural perturbations in sagital plane

Rooholah Rezaee[1], Mehrdad Anbarian[2], Amir Sarshin*

Original Article

Abstract

Introduction: Postural control is the ability to maintain upper extremities and different parts of body during static and dynamic status in proper biomechanical alignment. Fatigue is one of the factors that can affect the posture. Muscle fatigue can reduce sensory input to the brain and finally decrease the balance. The aim of this study was to investigate the effect of erector spine muscles fatigue on balance compensation in kyphotic subjects after postural perturbations in the sagital plane.

Materials and Methods: Twelve male college student with spinal curvature of more than forthy degrees (mean ± SD age; 23.25 ± 1.42 years, mean ± SD height; 174.92 ± 6.89 cm, mean ± SD weight; 67.33 ± 12.17 kg) and twelve male college student with normal curvature of the dorsal spine (mean ± SD age; 23.17 ± 1.53 years, mean ± SD height; 178.92 ± 6.16 cm, mean ± SD weight; 71.75 ± 9.34 kg) were participated in the study. They agreed and signed the consent form. A flexible ruler was used to measure thoracic kyphosis. To assessment the balance the center of pressure (COP) displacement after sudden perturbation (by releasing a weight equivalent to 10% of the subjects that has been attached to the Foot Scan) in the anterior–posterior direction were measured by Foot Scan. Experimental procedure was measured before and just after the fatigue protocol. ANOVAs and Independent t-test were performed to data analyses.

Results: The results indicated no significant differences of the COP displacement in both kyphotic (P = 0.678) and control (P = 0.685) groups. Our results showed that erector spine muscles fatigue could not affect the postural.

Conclusion: Possibly compensation of posture after balance perturbation can not affected by erector spine muscles fatigue.

Keywords: Postural perturbation, Center of pressure, Anterior- posterior, Local fatigue, Balance, Erector spine, Kyphosis

Citation: Rezaee R, Anbarian M, Sarshin A. **The effect of erector spine muscles fatigue on balance compensation in kyphotic subjects after postural perturbations in sagital plane.** J Res Rehabil Sci 2013; 9(3): 525-39.

Received date: 02/02/2013 Accept date: 23/07/2013

* Department of Sports Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Islamic Azad University, Karaj Branch, Karaj, Iran (Corresponding Author) Email: amsarshin@gmail.com
1- Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Islamic Azad University, Karaj Branch, Karaj, Iran
2- Associate Professor, Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamadan, Iran