Archive of SID

مقاله پژوهشی

تأثیرخستگی موضعی بر فعالیت میوالکتریکی عضلات ارکتور اسپاین و جابه‌جایی مرکز فشار پاها در بازیابی تعادل متعاقب آشفتگی پاسچرال در افراد کایفوتیک

روح‌اله رضایی[۱]؛ مهرداد عنبریان[۲]*؛ امیر سرشین[۱]؛ افسانه شیخی[۳]؛ حوری آقامیری[۳]

چکیده

زمینه: دفورمیتی کایفوسیس بر کنترل پاسچر مؤثر است. خستگی عضلانی نیز عاملی است که موجب اختلال در مکانیزم کنترل تعادل بدن می‌شود. هدف مطالعه حاضر، اثرخستگی موضعی بر فعالیت میوالکتریکی عضلات ارکتور اسپاین و جابه‌جایی مرکز فشار پاها در بازیابی تعادل در افراد کایفوتیک متعاقب اعمال آشفتگی پاسچرال بود.

روش‌ها: در این مطالعه شبه‌تجربی، ۱۲ دانشجوی مرد با انحنای بیش از ۴۰ درجه و ۱۲ نفر با انحنای طبیعی ستون فقرات پشتی شرکت کردند. برای اندازه‌گیری میزان کایفوز پشتی از خط‌کش منعطف استفاده شد. درحالی‌که آزمودنی‌ها بر روی سیستم فوت اسکن نصب شده بر روی یک صفحه متحرک ایستاده بودند تعادل با اعمال اغتشاش ناگهانی در جهت قدامی- خلفی با رها کردن وزنه‌ای برابر ۱۰ درصد وزن بدن در دو شرایط قبل (۳ تکرار) و پس از اعمال خستگی (۳ تکرار) بر هم زده شد. فعالیت میوالکتریکی عضلات ارکتور اسپاین و مولتی فیدوس با استفاده از آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر و آزمونی T مستقل در دو گروه مقایسه شد (P<۰/۰۵).

یافته‌ها: جابه‌جایی مرکز فشار پاها پس از خستگی، تغییر معناداری در بین گروه‌ها نداشت. فعالیت عضلات لانجیسیموس توراسیس (P=۰/۰۰۱) و ایلیوکوستالیس توراسیس (P=۰/۰۰۱) در گروه کنترل بعد از خستگی افزایش یافت، اما فعالیت عضله مالتی فیدوس تغییر معناداری را نداشت (P=۰/۰۸۴). فعالیت لانجیسیموس توراسیس (P=۰/۰۲۸) درگروه کایفوتیک به‌طور معناداری بعد از خستگی افزایش یافت.

نتیجه‌گیری: خستگی عضلات ارکتور اسپاین تأثیر معناداری برروی کنترل تعادل در دو گروه ندارد، اما فعالیت الکتریکی این عضلات در گروه کایفوتیک برای بازیابی تعادل پس از اعمال آشفتگی پاسچرال، متفاوت از گروه کنترل بود.

کلیدواژه‌ها: خستگی، الکترومیوگرافی، تعادل، آشفتگی پاسچرال، کایفوسیس.

«دریافت: ۱۳۹۲/۹/۱۹ پذیرش: ۱۳۹۳/۲/۳۰»

۱. دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحدکرج

۲. دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان

۳. دانشکده فنی و حرفه‌ای سما اندیشه دانشگاه آزاد اسلامی، همدان

* **عهده‌دار مکاتبات:** همدان، خیابان شهید فهمیده، دانشگاه بوعلی سینا، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، تلفن: ۸۳۸۱۴۲۲-۰۸۱۱، همراه: ۰۹۱۸۸۱۵۲۹۰۷

Email: m_anbarian@yahoo.com

مقدمه

وضعیت بدنی (Posture) نامناسب می‌تواند با وارد کردن فشار غیرطبیعی بر مفاصل منجر به تخریب غضروف مفصلی و بروز ناهنجاری‌های جدی پاسچرال شود (۱). کایفوسیس یا افزایش انحنای فقرات ناحیه پشتی یکی از دفورمیتی‌های شایع پاسچرال یا وضعیت بدنی در سطح ساجیتال است که می‌تواند موجب جابه‌جایی مرکز جرم بدن به سمت جلو و پایین شده و در نتیجه تعادل بدن را تحت تأثیر قرار دهد (۲ و ۳).

توانایی کنترل پاسچر در فضا ناشی از عکس‌العمل

www.SID.ir

Archive of SID

پیچیده سیستم عصبی- عضلانی است. در برابر نیروهای برهم‌زننده ثبات و تعادل بدن، تنظیمات مورد نیاز حفظ تعادل بر اساس درون‌داده‌ایی از سیستم‌های حسی بینایی، حس-عمقی و وستیبولار و توسط فعالیت عضلات صورت می‌گیرد (۴). این اطلاعات ارسالی توسط سیستم عصبی مرکزی یکپارچه شده و پاسخ حرکتی مناسب جهت کنترل ثبات و پایداری بدن در مقابل نیروهای برهم‌زننده تعادل صادر می‌شود (۵). در وضعیت‌های ایستاده یا دینامیکی، عضلات تنه نقش اصلی و مهمی را در کنترل تنه و حفظ ثبات بدن بر عهده دارند. از سوی دیگر در وضعیت‌های بدنی نامناسب نظیر کایفوسیس، عضلات برای حفظ تعادل بدن نیازمند فعالیت بیشتر بوده (۶ و ۷) و همراهی این افزایش فعالیت عضلانی با فعالیت‌های تکراری وظایف روزانه و حرکات ورزشی، علاوه بر برهم زدن الگوی فعالیت عضلانی سبب بروز پدیده خستگی می‌شود. خستگی عضلانی پدیده‌ای است که موجب عدم توانایی در استمرار تولید نیروی لازم جهت انجام دادن فعالیت‌های بدنی می‌شود (۸). از سویی، خستگی سبب کاهش قدرت ارادی و ظرفیت عملکردی عضلات و اختلال در فعال‌سازی همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست شده و در نتیجه کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی- عضلانی را همراه خواهد داشت (۹).

مطالعات نشان داده‌اند که خستگی، یکی ازعوامل مهم است که کنترل وضعیت بدن را تحت تأثیر قرار می‌دهد. خستگی عضلانی می‌تواند اطلاعات رسیده از منابع حسی به مغز را مختل و تعادل را تحت تأثیر قرار دهد. همچنین سبب کاهش سرعت انتقال پیام‌های آوران و کندی ارسال پیام‌های وابران به سیستم عصبی- اسکلتی شده و بر توانایی حرکات مؤثر جبرانی اثر منفی می‌گذارد (۱۰). خستگی همچنین در سطح محیطی مکانیزم پیش-پس سیناپسی و جایگاه‌های پتانسیل عمل را تحت تأثیر قرار داده و سبب ناتوانی در انتقال سیگنال‌های عصبی یا ناتوانی در پاسخ عضله به تحریک عصبی می‌شود (۱۱).

گرچه اکثر مطالعات نشان می‌دهند که خستگی عضلانی سبب کاهش توانایی بدن در کنترل تعادل است (۱۲ و ۱۳) اما بیشتر آن‌ها بر تعادل ایستا تمرکز داشته و کم‌تر به تعادل پویا یا دینامیکی پرداخته‌اند. البته تحقیقات معدودی تأثیر ناهنجاری اسکلتی در فقرات پشتی را بر کنترل پاسچر در وضعیت‌های دینامیکی مورد مطالعه قرار داده‌اند. برای مثال، Murray و همکاران گزارش کردند که افراد مبتلا به اسپوندیلتیس انکیلوزینگ دارای نوسانات پاسچری بیشتر و در نتیجه عملکرد تعادلی ضعیف‌تری در مقایسه با گروه کنترل هستند (۱۴). عنبریان و همکاران گزارش کردند که افراد کایفوتیک از عملکرد ضعیف کنترل پاسچر در مقایسه با افراد با انحنای طبیعی فقرات پشتی برخوردارند. این افراد برای بازگشت به حالت تعادل پس از اعمال آشفتگی پاسچرال، پاسخ و استراتژی متفاوتی را در مقایسه با افراد نرمال نشان می‌دهند (۳).

از آن‌جا که خستگی عضلانی یکی از عوامل برهم‌زننده تعادل و کنترل پاسچر است؛ به‌نظر می‌رسد خستگی عضلات ضدجاذبه خلفی تنه نظیر ارکتور اسپاین در موقعیت‌های دینامیکی باعث نمی‌شود که این عضلات، توانایی ارایه پاسخ مناسب برای کنترل تعادل بدن در افراد کایفوتیک را نداشته باشند. این مسأله موضوعی است که به آن پرداخته نشده است. شناسایی ضعف کنترل پاسچر و تلاش در جهت بهبود عملکرد تعادلی ناشی از خستگی عضلانی در افراد کایفوتیک می‌تواند در پیشگیری از اختلالات حرکتی، ضعف تعادل و نیز احتمال بروز دردهای کمر و پشت مؤثر باشد. پژوهش حاضر با هدف تعیین تأثیر خستگی موضعی بر فعالیت میوالکتریکی عضلات ارکتوراسپاین و جابه‌جایی مرکز فشار پاها در بازیابی تعادل در افراد مبتلا به کایفوسیس پس از اعمال آشفتگی پاسچرال در صفحه ساجیتال انجام شد.

مواد و روش‌ها

در تحقیق مورد-شاهدی از نوع شبه تجربی حاضر پس از غربالگری اولیه با روش مشاهده از میان

www.SID.ir

Archive of SID

دانشجویان مرد، تعداد ۷۰ نفر با انحنای ستون فقرات پشتی بیش از حد طبیعی مشخص شدند. به‌منظور بررسی دقیق‌تر انحنای فقرات پشتی، از روش اندازه‌گیری غیرتهاجمی و معتبر خط‌کش منعطف بن ماری استفاده و در نهایت ۱۲ نفر با انحنای بیش از ۴۰ درجه به‌عنوان گروه کایفوتیک انتخاب شدند (۳). گروه کنترل شامل ۱۲ نفر از دانشجویان فاقد عارضه کایفوسیس بودند و از نظر برخی ویژگی‌ها نظیر قد، وزن و سن با گروه کایفوتیک همسان بودند.

معیار انتخاب گروه کایفوتیک، دارا بودن زاویه کایفوسیس برابر یا بیشتر از ۴۰ درجه، نداشتن کایفوسیس ساختاری، عدم وجود دفورمیتی در اندام تحتانی، نداشتن سابقه جراحی بر روی ستون فقرات و عدم ابتلا به بیماری‌ها و اختلالات بینایی، دهلیزی، عصبی و عضلانی بود.

جهت جمع‌آوری اطلاعات و انجام آزمایش‌ها آزمودنی‌ها در آزمایشگاه بیومکانیک اندام تحتانی دانشگاه بوعلی سینا حاضر و پس از اخذ رضایت‌نامه در این تحقیق شرکت کردند.

برای اندازه‌گیری زاویه انحنای فقرات پشتی، هر آزمودنی بدون پوشش بالاتنه و با شورت ورزشی در وضعیت ایستاده قرار می‌گرفت، سپس زایده شوکی مهره دوم و دوازدهم پشتی در حالت فلکشن ستون فقرات از طریق لمس دست آزمونگر که تجربه کافی در کاربرد روش محاسبه زاویه کایفوسیس با خط‌کش منعطف را داشت، مشخص می‌شد. به‌منظور پرهیز از خطای اندازه‌گیری مرتبط با حرکت پوست بدن، آزمونگر انگشت خویش را بر روی برجستگی نگه می‌داشت تا آزمودنی به‌حالت ایستاده قرار گیرد و سپس محل موردنظر علامت‌گذاری می‌شد. از آزمودنی درخواست می‌شد درحالی که وزنش را به‌طور کاملاً مساوی بر روی دو پا تقسیم کرده حدود ۳ دقیقه وضعیت را حفظ کند تا به وضعیت عادی خویش برسد (۱۵). وسیله ثابت‌کننده ستون فقرات بر روی جناغ سینه قرار می‌گرفت تا مانع حرکت و نوسان آزمودنی در سطح ساجیتال هنگام اندازه‌گیری قوس فقرات پشتی گردد. آن‌گاه خط‌کش منعطف در 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 برروی کاغذ سفید قرار داده می‌شد و شکل قوس ترسیم می‌گردید. نقاط زواید شوکی مهره‌های ۲ و ۱۲ پشتی که از قبل بر روی خط‌کش مشخص شده بود، بر روی کاغذ علامت زده می‌شد. از روی شکل به‌دست‌آمده بر روی کاغذ دو نقطه مهره دوم و دوازدهم پشتی با یک خط مستقیم به یکدیگر متصل شد و خط عمود منصف بر قوس رسم و به این ترتیب شکل قوس کایفوسیس به‌دست می‌آمد. دو خط ترسیمی به‌ترتیب L و H نامیده شدند (۱۵). سپس زاویه قوس با فرمول ذیل محاسبه شد:

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

برای ثبت فعالیت عضلانی سطحی از دستگاه الکترومایوگرافی بی‌سیم ۱۶ کاناله ساخت کشور فنلاند (Biomonitor ME6000 T16,Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finland) استفاده شد. الکترودهای مورد استفاده از نوع الکترودهای چسبنده یکبار مصرف Ag-AgCl بودند. پس از تراشیدن کامل موهای زاید و تمیز کردن پوست با پنبه و الکل طبی، الکترودها روی عضلات لانجیسیموس توراسیس در سطح مهره L1 ≈۳ سانتی‌متر فاصله عرضی از خط وسط پشت، ایلیوکوستالیس توراسیس در سطح مهره L1 بین قسمت لترال قابل لمس ارکتور اسپاین و خط عمود بر قسمت خار خاصره‌ای خلفی فوقانی (L1 ≈5-6 سانتی‌متر فاصله عرضی از خط وسط پشت) به‌عنوان نماینده عضلات ارکتور اسپاین سطحی و مالتی فیدیوس لامبروم در سطح مهره L5، ۳-۲ سانتی‌متر فاصله عرضی از خط وسط پشت در سمت راست بدن مطابق با پروتکل اروپایی SENIAM چسبانده شد (۱۶). فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲ سانتی‌متر بود و الکترود زمین روی خار خاصره‌ای قدامی فوقانی نصب شد. فرکانس نمونه‌برداری

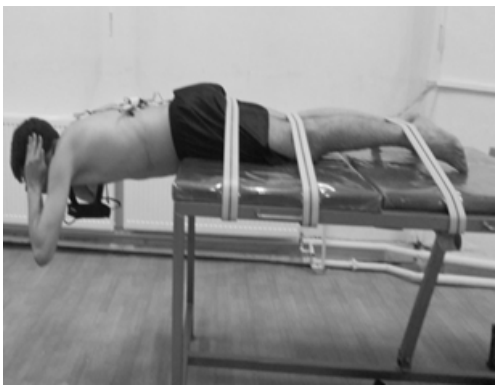
www.SID.ir

Archive of SID

۲۰۰۰ هرتز و نسبت سیگنال به نویز ۹۰ دسی‌بل در نظر گرفته شد. سیگنال‌های خام EMG با استفاده از یک فیلتر میان‌گذر ۴۵۰-۱۰ هرتز فیلتر شدند. ریشه میانگین مجذور خطای (RMS= Root Mean Square) داده‌های فیلترشده، گرفته شد. ۴ ثانیه از هر داده (از شروع آشفتگی تا ۴ ثانیه بعد) جداسازی و جهت تجزیه و تحلیل استفاده شد.

حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک Maximum voluntary isometric contraction (MVIC) عضلات به‌منظور همسان سازی داده‌ها مورد استفاده قرار گرفت. برای این منظور، روش انقباض حداکثری اکستانسوری تنه انتخاب شد. این آزمون شامل سه انقباض پیاپی ایزومتریک اکستانسوری تنه هرکدام به‌میزان ۵ ثانیه بود که با ۱۰ ثانیه استراحت بین انقباضات همراه بود (۱۷). آزمودنی به شکم روی تخت دراز می‌کشید و نواحی مفصل ران، کمی پایین‌تر از زانوها و کمی بالاتر از مچ پاها با استرپ محکم و ثابت به تخت آزمایش بسته می‌شد. آنگاه، از وی خواسته می‌شد تا سر و تنه خود را با حداکثر قدرت و تا انتهای دامنه حرکتی از روی تخت بلند کند. مدت زمان انقباض با کرونومتر کنترل می‌شد. پس از ۵ ثانیه انقباض در این حالت، از آزمودنی خواسته می‌شد مجدد روی تخت برگردد و به‌مدت ۱۰ ثانیه استراحت کند. هنگام انجام آزمون، میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات بازکننده تنه ثبت می‌شد. این عمل سه بار تکرار و میانگین آن برای حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک عضلات ثبت می‌شد.

برای اعمال خستگی از تست سورنسن (Sorensen Back Endurance test) استفاده شد. بدین منظور آزمودنی روی شکم به شکلی دراز می‌کشید که خار خاصره قدامی فوقانی استخوان لگن لبه تخت قرار گیرد. اندام تحتانی مانند آزمایش قبل با تسمه بسته شد. با اعلام شروع، آزمودنی در حالی‌که دست‌هایش را در پشت سرش قرار داده بود بالاتنه خود را بالا می‌آورد و تا حد امکان در سطح افق نگه می‌داشت. در این وضعیت، فعالیت عضلات توسط دستگاه الکترومیوگرافی جمع‌آوری می‌شد (شکل ۱). حالت افقی آزمودنی به‌وسیله یک شیب‌سنج دیجیتال (Digital Inclinometer) (مدل s60-v5 ساخت کشور چین) که در بین دو کتف در سطح مهره هفتم پشتی قرار داشت تنظیم می‌شد. در صورت انحراف بیش از ده درجه آزمودنی از سطح افقی، فیدبک لازم برای برگشت به حالت افقی به وی داده می‌شد. اگر آزمودنی قادر به حفظ مجدد حالت افقی نمی‌شد و یا احساس درد و نارضایتی می‌کرد، آزمونگر این موقعیت را به‌عنوان مرحله رسیدن آزمودنی به خستگی عضلانی تلقی و تست را به پایان می‌رساند. سپس برای حصول اطمینان از این‌که آیا واقعاً خستگی عضلانی در آزمودنی ایجاد شده و نیز اطمینان از صحت داده‌ها به صورت کمی، فرکانس میانه طیف توان (MPF= Median Power Ftrequency) سیگنال‌های خام EMG جمع‌آوری شده در طول تست سورنسن با روش Fast Fourier Transform از طریق نرم‌افزار Mega win محاسبه و به‌عنوان شاخص خستگی هر عضله مورد استفاده قرار گرفت (۱۷). کاهش حداقل ۸ درصدی MPF معیار و نشانه خستگی در نظر گرفته شد (۱۸).



شکل ۱-نحوه انجام تست خستگی سورنسن

برای اعمال آشفتگی پاسچرال و اندازه‌گیری تعادل و فعالیت عضلانی، آزمودنی‌ها بر روی دستگاه توزیع فشار کف پایی (فوت اسکن (Foot scan)) مدل RS-Scan ساخت کشور بلژیک قرار می‌گرفتند. دستگاه روی یک صفحه چرخ‌دار که قادر به حرکت آزادانه در یک جهت

www.SID.ir

Archive of SID

بود قرار داشت. دستگاه توزیع فشار کف پایی به‌کار برده‌شده در این تحقیق دارای ابعاد ۱۰۰×۴۰ سانتی‌متر با تعداد ۸۱۹۲ حسگر و فرکانس نمونه‌گیری ۲۵۳ هرتز بود. صفحه چرخ‌دار به‌وسیله طناب به وزنه‌ای که ۱۰ درصد وزن بدن آزمودنی بود، متصل شد (شکل ۲). آزمونگر با رهاسازی ناگهانی وزنه، تعادل آزمودنی را در جهت قدامی-خلفی بر هم‌زده و تا زمان بازیابی تعادل آزمودنی، اطلاعات مربوط به حرکت مرکز فشار Center of Pressure (CoP) و سیگنال‌های الکترومیوگرافی ثبت می‌شد. هر آزمودنی سه بار آزمایش را قبل و پس از پروتکل خستگی عضلانی انجام می‌داد. به‌منظور ارزیابی تعادل با استفاده از نرم افزار دستگاه فوت اسکن (Foot scan balance, 7.7) با تعیین بازه زمانی مورد نظر، مسافت جابه‌جایی CoP محاسبه شد. سپس ضریب تغییر مسافت جابه‌جایی مرکز فشار که درواقع نشان‌دهنده میزان نوسانات CoP است از طریق رابطه ذیل محاسبه و مورد استفاده قرار گرفت. مسافت جابه‌جایی بیشتر نشان‌دهنده عملکرد تعادلی ضعیف‌تر است.

ضریب تغییر= (مسافت جابه‌جایی پس از خستگی- مسافت جابجایی قبل از خستگی) / (مسافت جابجایی قبل از خستگی) × ۱۰۰

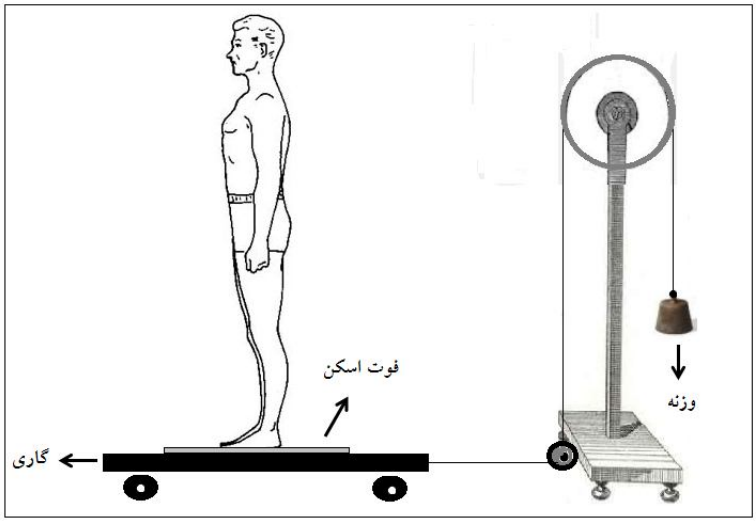
پس از اطمینان از نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک، برای مقایسه بین گروه‌ها از آزمون تی مستقل و نیز برای مقایسه قبل و پس از اعمال خستگی هر گروه از تست تی همبسته استفاده شد. از آزمون آنالیز واریانس با اندازه های تکراری برای تعیین اثر متغیر مستقل بر متغیرهای وابسته در آزمون های تکراری سطح معناداری $\alpha \leq ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

دو گروه مورد مطالعه در برخی از ویژگی‌های جمعیت‌شناختی اختلاف معنادار با هم نداشتند (جدول ۱).

جدول ۱- مقایسه میانگین برخی ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌های شرکت کننده در تحقیق

متغیر	گروه‌ها		P-Value
	کایفوتیک	کنترل	
سن (سال)	۱/۴۲±۲۳/۲۵	۱/۵۳±۲۳/۱۷	۰/۶۹۲
قد (سانتی‌متر)	۶/۸۹±۱۷۴/۹۲	۶/۱۶±۱۷۸/۹۲	۰/۵۶۳
وزن (کیلوگرم)	۱۲/۱۷±۶۷/۳۳	۹/۳۴±۷۱/۷۵	۰/۳۷۳
انحنای فقرات پشتی (درجه)	۶/۶۷±۵۱/۵۸	۴/۶۹±۳۱/۷۵	۰/۰۰۱



شکل ۲- نحوه ارزیابی عملکرد تعادلی

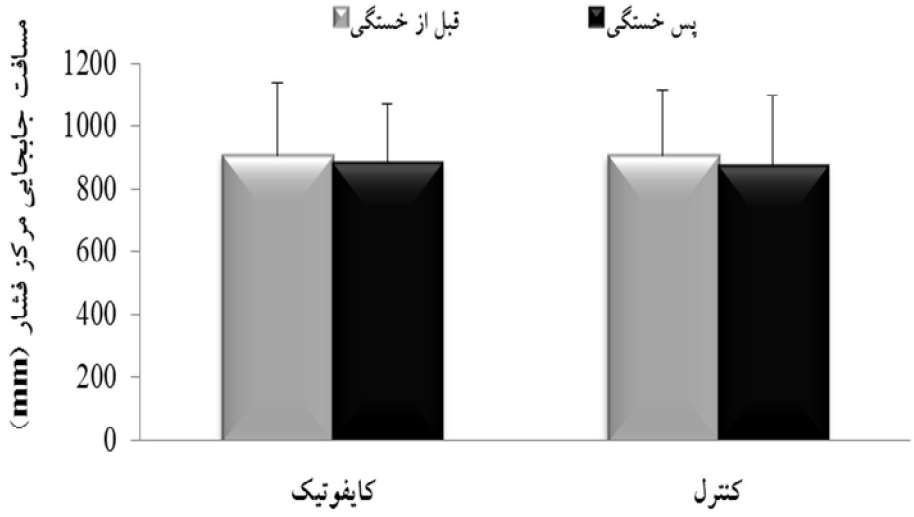
www.SID.ir

Archive of SID

در مسافت جابه‌جایی مرکز فشار پاها در دو گروه هنگام مواجهه با آشفتگی ناگهانی پاسچرال در جهت قدامی-خلفی قبل از اعمال پروتکل خستگی اختلاف معناداری مشاهده نشد (P=۰/۹۹۴). همچنین پس از اعمال خستگی در مقایسه با قبل از آن نیز تفاوت معناداری دیده نشد (به‌ترتیب P=۰/۶۸۵ و P=۰/۶۷۸ برای گروه کنترل و کایفوتیک) (شکل ۳).

در ادامه ضریب تغییرات مسافت جابه‌جایی مرکز فشار گروه‌های تحقیق مقایسه شد. میزان تغییرات جابه‌جایی مرکز فشار پس از اعمال خستگی در گروه کایفوتیک (۱/۳۶ درصد) در مقایسه با گروه کنترل (۰/۹۳ درصد) بیشتر بود اما این تفاوت از لحاظ آماری معنادار نبود (P=۰/۹۷۵).

همچنین میزان فعالیت الکتریکی عضلات مورد مطالعه را بر اساس شاخص مجذور میانگین ریشه Root Mean Square (RMS) همسان‌سازی‌شده در دو گروه کایفوتیک و کنترل قبل و پس از اعمال خستگی عضلانی مقایسه شد. بر این اساس فعالیت عضلات قبل و پس از اعمال پروتکل خستگی در مقایسه گروه‌ها با یکدیگر تفاوت معناداری را نشان نداد (جدول ۲).



شکل ۳- مسافت جابه‌جایی مرکز فشار در گروه‌های تحقیق هنگام مواجهه با آشفتگی ناگهانی پاسچرال قبل و پس از اعمال خستگی عضلانی

جدول ۲- مقایسه میانگین (±انحراف استاندارد) فعالیت عضلات (RMS همسان‌سازی‌شده) هنگام مواجهه با شتاب ناگهانی پاسچرال قبل و پس از خستگی در گروه‌های تحقیق

	عضلات	گروه کنترل	گروه کایفوتیک	Pvalue
قبل از خستگی	مالتی فیدوس	۵/۱۴ ± ۲/۸۷	۳/۸۷ ± ۳/۶۶	۰/۶۱۵
	لانجیسیموس	۵/۲۰ ± ۱/۷۹	۵/۶۷ ± ۲/۴۴	۰/۶۱۴
	ایلیوکوستالیس	۳/۸۸ ± ۱/۸۳	۶/۳۶ ± ۵/۷	۰/۲۹۲
پس از خستگی	مالتی فیدوس	۶/۱۰ ± ۱/۷۱	۵/۴۰ ± ۳/۴۲	۰/۵۸۳
	لانجیسیموس	۷/۹۱ ± ۲/۳۰	۷/۸۹ ± ۵/۰۱	۰/۹۸۹
	ایلیوکوستالیس	۵/۲۹ ± ۲/۱	۷/۱۸ ± ۳/۴۱	۰/۳۹۱

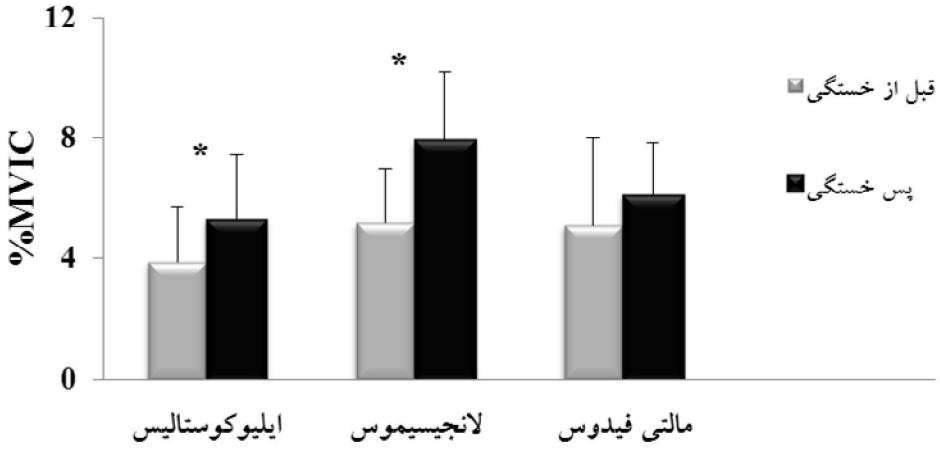
www.SID.ir

Archive of SID

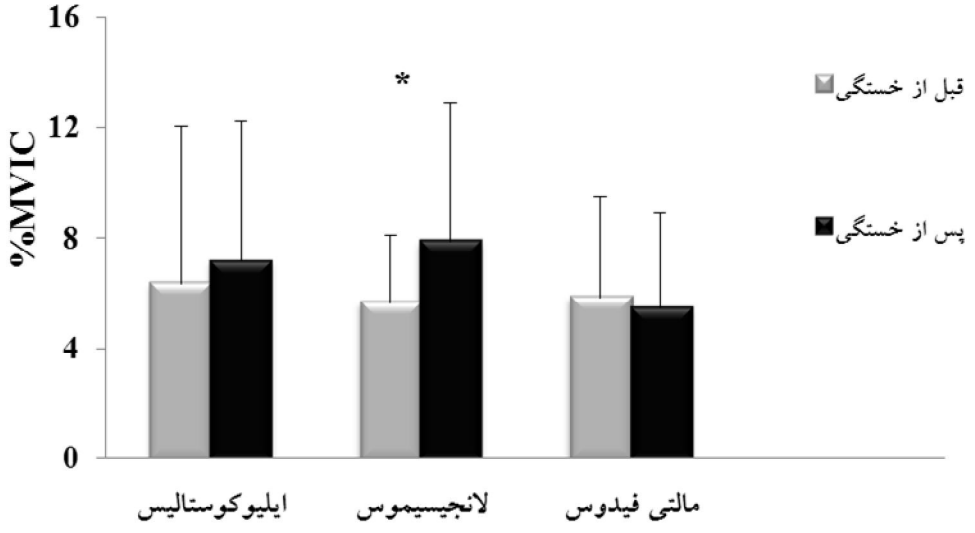
بر اساس مقادیر به‌دست‌آمده، گروه کنترل مقادیر RMS بیشتری را در عضلات لانجیسیموس و ایلیوکوستالیس پس از اعمال خستگی در مقایسه با قبل از خستگی نشان داد (P= ۰/۰۰۱). درحالی‌که میزان فعالیت عضله مالتی فیدوس اختلاف معناداری را نشان نداد (P= ۰/۰۸۴) (شکل ۴).

در مقایسه مقادیر RMS عضلات مورد مطالعه قبل و پس از خستگی در گروه کایفوتیک تنها افزایش معنادار عضله لانجیسیموس (P= ۰/۰۲۸) مشاهده شد (شکل ۵).

در مقایسه تغییرات فعالیت الکترومایوگرافی دو گروه پس از اعمال خستگی در عضلات مالتی فیدوس (P=۰/۰۶۷)، ایلیوکوستالیس (P=۰/۲۰۴) و لانجیسیموس (P=۰/۰۶۴) اختلاف معناداری مشاهده نشد (شکل ۶).



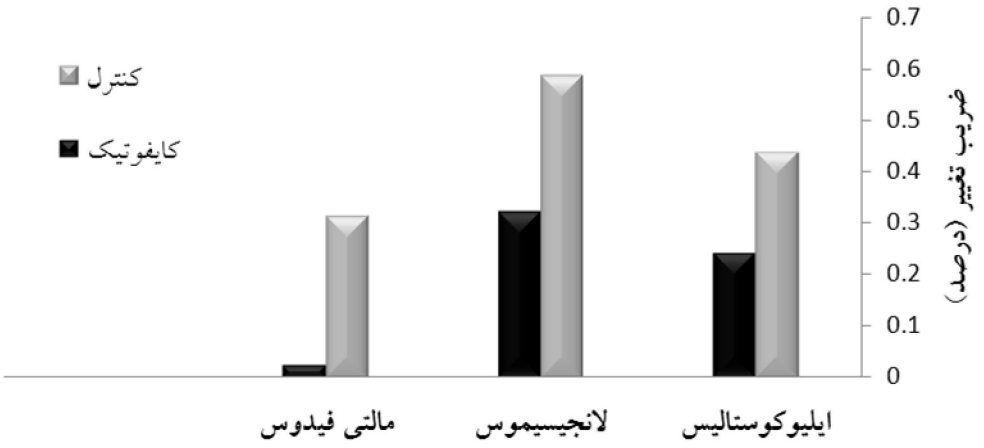
شکل ۴- مقایسه میانگین (± انحراف استاندارد) فعالیت الکترومیوگرافی عضلات قبل و بعد از اعمال خستگی در گروه کنترل



شکل ۵- مقایسه میانگین و انحراف استاندارد فعالیت الکترومایوگرافی عضلات قبل و بعد از اعمال خستگی در گروه کایفوتیک

www.SID.ir

Archive of SID



شکل ۶- مقایسه ضریب تغییر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در گروه‌های تحقیق

بحث

نتایج این تحقیق نشان داد که خستگی موضعی عضلات ارکتوراسپاین نسبت به قبل از خستگی، تأثیر معناداری بر بازیابی تعادل پس از اعمال آشفتگی قدامی- خلفی پاسچرال در افراد دچار انحنای بیش از حد فقرات پشتی ندارد. به‌عبارت دیگر، دو گروه عملکرد تعادلی متفاوتی پس از اعمال خستگی موضعی را نسبت به قبل از خستگی نداشتند. عدم وجود اختلاف می‌تواند بدین معنی باشد که اختلاف تغییر مسافت جابه‌جایی مرکز فشار پاها بین دو گروه در حدی نبوده که از نظر آماری معنادار باشد. این احتمال هم وجود دارد که مکانیزم‌های بازیابی تعادل متعاقب آشفتگی پاسچرال در جهت قدامی- خلفی در افراد کایفوتیک تفاوت محسوسی با گروه کنترل نداشته باشد. به‌عبارت دیگر عارضه کایفوسیس تأثیر عمده‌ای بر عملکرد ویژه سیستم‌های کنترل تعادل در مواجهه با آشفتگی متعاقب خستگی نداشته است.

همسو با یافته‌های این تحقیق، برخی از مطالعات پیشین نیز عدم کاهش معنادار توانایی در کنترل تعادل بدن متعاقب خستگی را گزارش کرده‌اند. برای مثال، خیامباشی و همکاران (۱۳۹۰) گزارش کردند که خستگی عضلانی چهارسررانی تأثیری بر تعادل پویا ندارد. البته آن‌ها بیان کردند که هرچند خستگی می‌تواند از طریق تغییرات در مرکز فشار پاها، تعادل بدن را تحت تأثیر قرار دهد اما تلاش سیستم عصبی-عضلانی برای کنترل تعادل و ثبات بدن در مواجهه با پیام‌های حسی رسیده و روی آوردن به عکس‌العمل‌ها سبب افزایش سطح آگاهی سیستم عصبی در به‌کارگیری مکانیزم‌های جبرانی برای حفظ تعادل می‌شود (۱۸). از سوی دیگر، بر اساس نظر Caron (۲۰۰۳) افزایش سرعت جابه‌جایی مرکز فشار پا احتمالاً یکی از عکس‌العمل‌های بیومکانیکی است که براساس آن سیستم عصبی به کنترل مرکز ثقل و کنترل تعادل بدن روی می‌آورد (۱۹). بنابراین می‌توان این احتمال را مطرح کرد که اگر تعادل بدن به هر شکلی تحت تأثیر آشفتگی و اختلال متعاقب خستگی عضلانی قرار گیرد، سایر سیستم‌های بدن با ایجاد تغییراتی در عملکرد خود در جهت جبران و به حداقل رساندن اختلال ایجاد شده برمی‌آیند. همچنان‌که عنبریان و همکاران (۱۳۸۹) و Bot و همکاران (۱۹۹۹) گزارش کردند این احتمال وجود دارد که افراد کایفوتیک هنگام بی‌ثباتی بیشتر به سبب ایجاد آشفتگی در سطح اتکاء، با استفاده از مکانیزم‌های جبرانی نظیر اکستنشن در مفصل ران، فلکشن در مفصل زانو و پلانتار فلکشن مچ پا تعادل خویش را بازیابی کنند (۳ و ۲۰).

www.SID.ir

Archive of SID

تحقیق مشابهی که نقش خستگی عضلات ارکتور اسپاین را با عملکرد تعادلی افراد کایفوتیک بررسی کرده باشد یافت نشد. اما با مراجعه به مطالعاتی که نقش خستگی عضلانی را در عملکرد تعادلی جمعیت‌های مختلف نظیر ورزشکاران و افراد مبتلا به کمردرد (۲۱) مطالعه کرده‌اند می‌توان به نقش مکانیزم جبرانی حرکتی مفاصل و اندام‌ها برای توجیه نتایج این تحقیق اشاره کرد. به علاوه نتایج حاصل از این تحقیق ممکن است مبین کفایت سیستم کنترل پاسچر در بازیابی تعادل بدن هنگام مواجه با عوامل برهم‌زننده تعادل نظیر خستگی عضلانی و یا بی‌ثباتی سطح اتکاء باشد. از طرفی احتمالاً تفاوت پاسچرال بین دو گروه به حدی نبوده که تأثیر معناداری بر عملکرد عضلانی و متغیرهای کنترل تعادل مورد بررسی در این تحقیق گذاشته باشد. علی‌رغم معنادار نبودن فعالیت عضلانی متعاقب خستگی، خستگی عضلانی توانست تغییراتی در عملکرد عضلانی گروه‌های تحقیق جهت بازیابی تعادل نسبت به قبل از خستگی ایجاد کند. این امر می‌تواند سیستم کنترل بدن را در شرایط جدید در مواجهه با عوامل برهم‌زننده تعادل قرار دهد. به این ترتیب بعد از اختلال در عملکرد طبیعی عضلانی کنترل تعادل به‌دلیل خستگی، سایر ساختارهای بدن نقش خود را متناسب با اختلال ایجادشده تعدیل می‌کنند. در نتیجه جهت حفظ پایداری، انتقال اطلاعات حسی-محیطی به سیستم عصبی مرکزی بیشتر می‌شود. بنابراین، شاید عضلات دیگر که نقش سینرژی با عضلات مورد مطالعه دارند و یا عضلات اندام تحتانی با تغییر یا افزایش فعالیت خود نقش عمل جبرانی را در حفظ تعادل در اثر آشفتگی بیرونی ایفا کنند (۲۲) هرچند مستند کردن آن نیازمند مطالعات بیشتر است.

یافته‌های الکترومیوگرافیکی این تحقیق می‌تواند در توجیه و تفسیر نتایج مربوط به کنترل تعادل بدن پس از اعمال خستگی عضلانی کمک‌کننده باشد. عدم وجود تفاوت در میزان تغییر فعالیت عضلات ارکتور اسپاین بین دو گروه قبل و پس از اعمال خستگی می‌تواند توجیه‌کننده عملکرد تعادلی تقریباً یکسان دو گروه باشد. اما در مقایسه هر گروه با خودش، قبل و پس از خستگی عضلانی، وجود تغییراتی در فعالیت عضلات مورد مطالعه مشاهده شد. افزایش فعالیت الکتریکی این عضلات پس از خستگی ممکن است مبین این مطلب باشد که این عضلات در کنترل تعادل بدن به‌ویژه در شرایط ناپایدار بودن سطح اتکاء نسبت به عضلات دیگر اهمیت و سهم بیشتری دارند. نکته جالب این بود که در گروه کایفوتیک، کاهش نسبی فعالیت عضله مالتی فیدوس پس از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی مشاهده شد. حتی در مقایسه با گروه کنترل در هر دو بازه زمانی قبل و پس از خستگی نیز شاهد کاهش فعالیت این عضله در گروه کایفوتیک بودیم. بر این اساس احتمالاً ضعف‌های عضلانی افراد کایفوتیک، سبب ارایه پاسخ متفاوت نسبت به افراد کنترل و روی آوردن آن‌ها به مکانیزم‌های جبرانی از طریق عضلات سینرژی یا عضلات دیگر تنه می‌شود. نتایج پژوهش‌های پیشین نیز بیان کرده‌اند که هنگام اعمال آشفتگی در جهت قدامی-خلفی، گروه عضلات کوادری سپس نقش مهمی را برای جلوگیری از حرکت بدن به سمت عقب ایفا می‌کنند (۲۳). بنابراین به‌نظر می‌رسد با اعمال آشفتگی پس از خستگی عضلانی، آزمودنی‌های دچار کایفوسیس در این تحقیق، استراتژی‌های کنترل پاسچر متفاوتی از طریق به‌کارگیری عضلات دیگر (غیر از عضلات مورد مطالعه) نظیر عضلات اندام تحتانی نسبت به افراد نرمال اتخاذ کرده باشند که این امر در مطالعات پیشین نیز گزارش شده است (۳).

نتایج این تحقیق همچنین نشان داد که فعالیت میوالکتریکی عضله لانجیسیموس توراسیس در گروه کایفوتیک پس از اعمال خستگی افزایش یافته است، درحالی‌که فعالیت عضلات ایلیوکوستالیس و مالتی فیدوس اختلاف معناداری را نشان نداد. در توجیه این نتایج شاید بتوان بیان کرد که عضلات ارکتور اسپاین در ناحیه پشتی برخلاف ناحیه کمری با داشتن میزان فیبرهای عضلانی کند انقباض بیش‌تر، فعالیت دایمی داشته و در

www.SID.ir

Archive of SID

کنترل تعادل بدن در مقابله با گشتاور تولیدی نیروی جاذبه نقش دارند. از نگاه دیگر، ممکن است انحنای بیش از حد طبیعی فقرات پشتی سبب تغییر در جهت (Orientation) ارکتور اسپاین شده و در نتیجه اکستنشن تنه را دچار اختلال کرده باشد. در این وضعیت، برای غلبه بر آشفتگی اعمال‌شده بیرونی، عضله مجبور به فعالیت بیش‌تری است.

از آن‌جا که این تحقیق بر روی اثر خستگی عضلات ضعیف‌شده مرتبط با افزایش انحنای فقرات پشتی متمرکز شده بود، محققین مطالعه مشابه برای مقایسه نتایج خویش پیدا نکردند. گرچه تحقیقات متعددی نقش خستگی بر تعادل را مورد تأکید قرار داده‌اند، اما با توجه به تفاوت‌های موجود در متدولوژی نظیر روش‌های اندازه‌گیری و جمعیت مورد بررسی، مقایسه نتایج این تحقیق با مطالعات قبلی ممکن نیست. اما احتمال وجود عامل جبرانی سایر عضلات بر نتایج به‌دست‌آمده دور از ذهن نیست. برای توضیح دقیق‌تر الگوی فراخوانی عضلانی افراد کایفوتیک در بازیابی تعادل دینامیکی پس از اعمال خستگی و مکانیزم‌های جبرانی، بررسی متغیرهای کینماتیکی و عضلات اندام تحتانی به‌طور هم‌زمان کمک‌کننده خواهد بود که در این تحقیق به‌دلیل محدودیت‌های موجود امکانپذیر نبود.

نتیجه‌گیری

به‌نظر می‌رسد که پس از خستگی عضلانی ارکتور اسپاین، افراد کایفوتیک در مقایسه با گروه کنترل در بازیابی تعادل بدن پس از اعمال آشفتگی پاسچرال در جهت قدامی-خلفی تفاوت چندانی ندارند. اما از نظر فعالیت عضلانی در پاسخ به آشفتگی ایجادشده دو گروه متفاوت بودند. احتمالاً افراد کایفوتیک با اتخاذ استراتژی متفاوت در بازیابی تعادل بدن از الگوی متفاوت فراخوانی عضلات پاسچرال بهره می‌برند که لزوم توجه به فعالیت عضلانی این افراد در بررسی عملکرد تعادلی و نیز در طراحی فعالیت‌های حرکتی را نشان می دهد.

تشکر و قدردانی

از حوزه معاونت پژوهش و فناوری دانشگاه آزاد واحد کرج و از مسئولین دانشگاه بوعلی سینا برای حمایتشان و از آقای حامد اسماعیلی برای همکاری صمیمانه در اجرای آزمایشات این مطالعه بسیار سپاس‌گزاریم. همچنین از خانم مهندس رقیه شیخ‌الاسلامی نیز تشکر و قدردانی می‌کنیم.

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. S Afr J Res Sport Phy Edu Rec. 2009;31(1):115-27.
2. 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.
3. Anbarian M, Zareei P, Yalfani A, Mokhtary M. [The balance recovery mechanism following a sudden external anterior- posterior perturbation in individuals with Kyphosis (Persian)]. J Sports Medicine. 2010;2(4):115-32.
4. Carr JH, Shepard RB. Stroke Rehabilitation: Guidelines for exercise and training to optimize motor skill. 1st ed. Butterworth Heinemann. 2003;35-7.
5. Hreljac A, Marshall RN, Hume PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. Med Sci Sports Exerc. 2000;32(9):1635-41.
6. Tecco S, Mummolo S, Marchetti E, Tetè S, Campanella V, Gatto R, et al. sEMG activity of masticatory, neck, and trunk muscles during the treatment of scoliosis with functional braces. A longitudinal controlled study. J Electromyogr Kinesiol. 2011;21(6):885-92.
7. Kuo FC, Hong CZ, Lai CL, Tan SH. Postural control strategies related to anticipatory perturbation and quick perturbation in adolescent idiopathic scoliosis. Spine. 2011;36(10):810-6.
8. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. Neurosci Biobehav Rev. 2012;36(1):162-76.

www.SID.ir

Archive of SID

9. Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki M, Katsuta S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. J Electromyogr Kinesiol. 1999;9:39-46.
10. 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.
11. Vuillerme N, Nougier V, Prieur JM. Can vision compensate for a Lower limbs muscular fatique for controlling posture in humans? Neurosci Lett. 2001;308(2):103-6.
12. Gribble PA, Hertel J. Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. Arch Phys Med Rehabil. 2004;85(4):589-92.
13. Salavati M, Moghadam M, Ebrahimi I, Arab AM. Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. Gait Posture. 2007;26(2):214-8.
14.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.
15. Anbarian M, Mokhtari M, Zareie P,Yalfani A. [A Comparison of postural control characteristics between subjects with kyphosis and controls (Persian)]. J Hamadan Unive Med Sci. 2010;16(4):53-60.
16. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. SENIAM 8: European Recommendations for Surface Electromyography. 2nd ed. Enschede, The Netherlands: Roessingh Research and Development 1999; 55-68.
17. Minoonejad H, Rajabi R, Rahimi A, Samadi H. [Investigation the relation of maximum EMG activity and fatigue of erector spinae muscles with thoracic and lumbar curvature (Persian)]. Olympics. 2009;17 (2):43-51.
18. Khayambashi Kh, Razeghi M, Abolghasem Nejhad A, Mojtahedi H. [The effect of Quadriceps fatigue on dynamic balance while walking (Persian)]. J Sport Medicene. 2012;5:35-49.
19. Caron O. Effects of local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in standing posture. Neurosci Lett. 2003;340(2):83-6.
20. 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.
21. Mokhtarinia H, Sanjari M, Parnianpour M. [The effect of fatigue on postural stability during repetitive trunk bending motion in healthy and chronic non-specific low back pain subjects (Persian)]. J Research Rehabil Sci 2012; 8 (4): 1-9.
22. Perez MA, Lungholt BK, Nielsen JB. Short-term adaptations in spinal cord circuits evoked by repetitive transcranial magnetic stimulation: possible underlying mechanisms. Exp Brain Res. 2005;162(2):202-12
23. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. J Neurophysiol. 1986;55(6):1369-81

www.SID.ir