

طب ورزشی _ پاییز و زمستان ۱۳۸۹
شماره ۵ - ص ص : ۴۹ - ۳۵
تاریخ دریافت : ۳۰ / ۱۱ / ۸۹
تاریخ تصویب : ۲۰ / ۰۱ / ۹۰

تأثیر خستگی عضله چهارسر ران بر تعادل پویا هنگام راه رفتن

۱.خلیل خیام باشی^۱ - ۲.محسن رازقی - ۳.آرام ابوالقاسم نژاد - ۴.حسین مجتهدی
۱.دانشیار دانشگاه اصفهان، ۲.استادیار دانشگاه علوم پزشکی شیراز، ۳.کارشناس ارشد دانشگاه اصفهان، ۴.استادیار
دانشگاه اصفهان

چکیده

کنترل پوسچر، عبارت است از حفظ اندامها و قسمت‌های مختلف بدن در راستای بیومکانیکی مناسب که به دو شکل ایستا و پویا وجود دارد. پوسچر پویا حالتی است که بدن و قسمت‌های مختلف آن هنگام راه رفتن و دویدن در حال حرکت‌اند. خستگی، یکی از عواملی است که کنترل پوسچر را تحت تأثیر قرار می‌دهد. خستگی عضلانی می‌تواند اطلاعات رسیده از منابع حسی به مغز را مختلف کند و تعادل را از بین ببرد. هدف از تحقیق حاضر، بررسی تأثیر خستگی عضله چهارسر ران بر کنترل تعادل پویا هنگام راه رفتن بود. به این منظور ۳۰ والیبالیست (۱۵ مرد و ۱۵ زن) (سن $4/12 \pm 22/46$ سال، قد $5/9 \pm 198/5$ سانتی‌متر، وزن $9/74 \pm 60/2$ کیلوگرم) به عنوان نمونه در این تحقیق شرکت کردند. به منظور ایجاد خستگی ایزومتریک عضله چهارسر ران از دستگاه دینامومتر دیجیتالی و برای ارزیابی تعادل و تعیین تغییرات جابه‌جایی و سرعت مرکز فشار به‌عنوان شاخص‌های تعادل قبل و بعد از ایجاد خستگی از دستگاه صفحه نیرو استفاده شد. داده‌ها از طریق آنوا تجزیه و تحلیل شد ($P < 0/05$). نتایج نشان داد با اینکه جابه‌جایی مرکز فشار بر روی محورهای فرونتال و ساجیتال پس از اعمال خستگی نسبت به قبل از آن بیشتر شد، اما این اختلافات از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P > 0/05$). پس از اعمال خستگی، سرعت جابه‌جایی مرکز فشار در محور فرونتال کمتر و در محور ساجیتال بیشتر شد، اما این اختلافات از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P < 0/05$). از یافته‌های این پژوهش می‌توان نتیجه گرفت که بین خستگی عضله چهارسر ران و تغییرات جابه‌جایی و سرعت مرکز فشار در محورهای فرونتال و ساجیتال ارتباط زیادی وجود ندارد، بنابراین خستگی عضله چهارسر ران تأثیری بر تعادل پویا هنگام راه رفتن نداشت.

واژه‌های کلیدی

چهارسر ران، خستگی، تعادل پویا، راه رفتن.

مقدمه

کنترل پوسچر، به معنی حفظ اندامها و قسمت‌های مختلف بدن در راستای بیومکانیکی مناسب است که بدن را در وضعیت خاصی حفظ می‌کند. ثبات پوسچر یا تعادل، به دو شکل ایستا^۱ و پویا^۲ وجود دارد. مرکز ثقل یا نقطه تعادل، محلی است که تمام نقاط و ذرات جسم پیرامون آن به صورت متعادل توزیع می‌شود و به آن مرکز ثقل^۳ می‌گویند که بر روی سطح اتکای بدن حفظ می‌شود. یکی از ویژگی‌های مرکز ثقل در بدن انسان، قابلیت جابه‌جایی آن از نقطه‌ای به نقطه دیگر است (۱۵).

پوسچر پویا، حالتی است که بدن و قسمت‌های مختلف آن در هنگام راه رفتن و دویدن در حال حرکت‌اند. عضلات بدن، نیرویی مداوم برای حفظ وضعیت بر مرکز ثقل بدن اعمال می‌کنند. مسیر عمودی نیروهای عضلانی که به طور مستقیم بر مرکز ثقل اعمال می‌شوند، مرکز فشار^۴ نام دارد. در حالت ایستاده زیر هردو پا مرکز فشار جداگانه‌ای وجود دارد (۲۰). هدف اصلی از کنترل پوسچر بدن، حفظ مرکز ثقل بر روی سطح اتکا، حفظ حالت عمودی سر و کنترل جهت‌گیری‌های مختلف اندام‌های بدن در فضا در حین ایستادن، راه رفتن، دویدن و دیگر فعالیت‌هاست (۱۵).

کنترل تعادل به صورت پویا به عملکرد متقابل و هماهنگ مفاصل بدن، اطلاعات رسیده از گیرنده‌های اطراف مفاصل، عضلات، سیستم بینایی و گیرنده‌های وستیبولار بستگی دارد. از طریق پیام‌های آوران اطلاعات سیستم بینایی، گیرنده‌های وستیبولار و دوک‌های عضلانی به سیستم عصبی مرکزی منتقل و وضعیت بدن در فضا مشخص می‌شود. سپس به کمک پیام‌های وبران رسیده از دستگاه عصبی مرکزی و کنترل عضلانی مرکز ثقل بدن درون سطح اتکا باقی می‌ماند (۱۵).

سیستم عصبی مرکزی باید توانایی تشخیص اطلاعات رسیده از مراکز حسی را داشته باشد و بتواند به آنها پاسخ مناسب دهد. علاوه بر آن، سیستم عضلانی - اسکلتی بدن نیز باید کارکرد مناسب داشته باشد. مفاصل

1 - Static Posture
2 - Dynamic posture
3 - Center of Mass
4 - Center of Pressure

مختلف باید دامنه حرکتی کامل و انعطاف‌پذیری لازم را داشته باشند و عضلات مسئول نیز از توانایی تولید سرعت و نیروی انقباضی لازم برای حفظ پوسچر برخوردار باشند (۱۵).

زمانی که اطلاعات رسیده از گیرنده‌های محیطی و اعصاب آوران به علت آسیب، کاهش حس، عدم فعالیت گیرنده‌های مفاصل، نقص سیستم بینایی، نقص سیستم وستیبولار عضلانی به‌طور صحیح و کامل به سیستم عصبی مرکزی مخابره نشود، سیستم عصبی - مرکزی نیز پاسخی ناقص به اطلاعات رسیده می‌دهد و در نتیجه پوسچر دچار تغییر می‌شود و ثبات بدن به هم می‌ریزد. اختلال در سیستم عصبی - مرکزی، آسیب اعصاب حرکتی، آتروفی عضلانی و دیگر اختلال‌های سیستم اسکلتی - عضلانی نیز موجب نقص در پیام‌های وبران رسیده از مغز و از دست دادن تعادل بدن می‌شود.

خستگی^۱ ناتوانی زودگذر در حفظ توان یا نیروی عضلانی به‌هنگام انجام انقباض‌های متوالی است. خستگی ممکن است در هر نقطه از مسیرهای درگیر در فرایند انقباض رخ دهد و بسته به ساز و کار فیزیولوژیک آن، سبب تغییراتی در پیام‌های مغز، ظرفیت تحریک نرون محرکه تحتانی، میزان تحریک‌پذیری نرون حرکتی، کیفیت انتقال پیام در پیوندگاه عصب و عضله، شدت تحریک‌پذیری غشای عضله، ویژگی‌های انقباضی و اندوخته انرژی بدن شود (۲).

خستگی، یکی از عواملی است که کنترل پوسچر 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 وبران به سیستم عصبی - اسکلتی می‌شود و بر توانایی حرکات مؤثر جبرانی اثر منفی می‌گذارد (۷). کنترل پوسچر پویا هنگام ایجاد خستگی عضلانی نقش مهمی در جلوگیری از آسیب‌های عضلانی - اسکلتی در فعالیت‌های روزانه و به‌ویژه اجرای بسیاری از رشته‌های ورزشی دارد.

عضله چهارسر ران^۲ بزرگ‌ترین بازکننده زانوست و تقریباً تمامی سطح قدامی و طرفی استخوان ران را می‌پوشاند. عضله مذکور یکی از قوی‌ترین عضلات بدن است که در فعالیت‌هایی مانند راه رفتن، دویدن، پریدن، بلند شدن از حالت نشسته، بالا و پایین رفتن از پله نقش کلیدی ایفا می‌کند (۱۱).

1- Fatigue

2 - Quadriceps femoris

اهمیت حفظ وضعیت قامت بدن در انجام صحیح و بهینه حرکات پیچیده ورزشی مسلم شده است. به هم خوردن پوسچر پویا و ایستا در حین فعالیت‌های ورزشی در نتیجه خستگی عضله چهارسر ران با توجه به نقش کلیدی عضله مذکور در رشته‌های مختلف ورزشی، می‌تواند آسیب‌های جبران‌ناپذیری به سیستم عضلانی - اسکلتی ورزشکار وارد سازد و بر اجرای فنون ورزشی اثر منفی خواهد گذاشت. با توجه به نقش عضله چهارسر ران در فعالیت‌های ورزشی، می‌توان با تعیین میزان اثر خستگی عضله چهارسر ران بر تعادل پویا هنگام راه رفتن، دویدن و دیگر فعالیت‌ها و میزان تأثیر آن بر عملکرد ورزشی فرد، راهکارهایی برای افزایش تحمل و استقامت عضله، کاهش میزان خستگی، به‌کارگیری روش‌های جبرانی و استفاده از تمرینات خاص تعادلی از میزان تأثیر خستگی عضله چهارسر ران بر فعالیت ورزشی و آسیب رسیدن به سیستم عضلانی - اسکلتی به طور چشمگیری کاست. با عنایت به اینکه اطلاعاتی درباره اثر خستگی عضله چهارسر ران بر تعادل پویا یافت نشد، از این‌رو هدف از تحقیق حاضر بررسی میزان تأثیر خستگی عضله چهارسر ران بر تعادل پویا هنگام راه رفتن بود.

روش تحقیق

۳۰ ورزشکار (۱۵ مرد و ۱۵ زن) (سن $4/12 \pm 22/46$ سال، قد $5/9 \pm 198/5$ سانتی‌متر، وزن $9/74 \pm 60/2$ کیلوگرم) از میان ورزشکاران والیبالیست که حداقل به مدت سه سال، سه بار در هفته به انجام ورزش مذکور پرداختند، به‌صورت تصادفی انتخاب و در این تحقیق شرکت کردند. نمونه‌ها همگی سالم و بدون سابقه مشکلات نورولوژیک، ارتوپدیک، اختلال‌های سیستم دهلیزی، بدون نقص یا ضربه در اندام تحتانی بودند. فرم جمع‌آوری اطلاعات برای تحقیق طراحی و در آن، سن، قد، وزن و پای غالب افراد به همراه اطلاعات در زمینه حداکثر میزان انقباض ایزومتریک^۱ ارادی و خستگی عضله چهارسر ران در آن ثبت شد. پای غالب ورزشکاران از طریق انجام سه آزمون شوت کردن توپ، بالا رفتن از پله و هل دادن فرد در حدی که برای حفظ تعادل مجبور به قدم برداشتن شود، تعیین شد. چنانچه فرد در دو آزمون از سه آزمون، از یک اندام تحتانی استفاده می‌کرد، آن اندام غالب محسوب می‌شد.

1 - Maximum voluntary contraction

در این پژوهش برای ایجاد خستگی در عضله چهارسر ران از روش انجام حداکثر انقباض ارادی عضله و برای سنجش میزان حداکثر انقباض ارادی حرکت اکستانسیون^۱ زانو، از دستگاه داینامومتر دیجیتالی استفاده شد. این دستگاه که می‌تواند نیروی وارد بر بند متصل به پای فرد را اندازه بگیرد، از یک صفحه نمایشگر با سه دکمه برای نمایش میزان کشش به نیوتن، پوند و کیلوگرم و دکمه نگه داشتن انقباض^۲ برای ثبت حداکثر انقباض ارادی تشکیل شده است. از افراد شرکت‌کننده خواسته شد در حالت نشسته عضله چهارسر ران خود را با حداکثر قدرت ممکن منقبض کنند. در این حالت دستگاه حداکثر قدرت انقباض ایزومتریک عضله را ثبت می‌کرد. سپس از فرد خواسته می‌شود عضله چهارسر خود را به اندازه ۷۵ درصد حداکثر انقباض ارادی منقبض کند و تا زمانی که نمایشگر دستگاه حداقل در ۱۰ ثانیه متوالی عددی کمتر از ۳۰ درصد حداکثر انقباض ارادی فرد را نمایش دهد، نگاه دارد. بلافاصله پس از پایان زمان نگاه‌داشتن، فرد برای بررسی کنترل تعادل پویا و تعیین تغییرات مرکز فشار^۳ بر روی دستگاه صفحه نیرو می‌رفت (۴).

صفحه نیرو وسیله اندازه‌گیری است که به وسیله نیروهای واکنش زمین^۴ که توسط بدن در حالت ایستاده یا متحرک بر روی آن ایجاد می‌شود، می‌تواند شاخص‌های بیومکانیکی مربوط به تعادل^۵ و تجزیه و تحلیل راه رفتن^۶ را اندازه بگیرد. از صفحه نیرو می‌توان برای اندازه‌گیری میزان جابه‌جایی مرکز فشار استفاده کرد. داده‌های مرکز فشار برای حالت راه رفتن، برای پای غالب در مرحله تکیه‌گاه، از طریق صفحه نیروستج در رایانه ثبت شد. از طریق نرم‌افزار اکسل و وارد کردن فرمول‌های مربوط به این نرم‌افزار، تجزیه و تحلیل داده‌های خام برای به-دست آوردن میزان جابه‌جایی و سرعت مرکز فشار، بر روی محور جانبی یا محور فرونتال (محور داخلی - خارجی) و محور قدامی - خلفی (محور ساجیتال) برای کلیه نقاط مرکز فشار هنگام برخورد پا با صفحه نیرو انجام گرفت. ثبت داده‌های کنیما تیک و کنیتیک به وسیله شش دوربین تحلیلگر و صفحه نیرو صورت گرفت. فرد قبل از ایجاد خستگی عضله چهارسر ران و بعد از ایجاد خستگی عضله چهارسر ران، با سرعت دلخواه بر روی مسیر مشخص شده راه می‌رود، متغیرها ثبت و با هم مقایسه می‌شوند.

1 - Extension

2 - Hold

3 - Cop

4 - Ground reaction forces

5 - Balance

6 - Gait

صفحه نیروی مورد استفاده در پژوهش حاضر مدل Kistler ۹۲۸۶AA ساخت کشور سوئد (Sweden) بود که برای گردآوری اطلاعات مرکز فشار به رایانه متصل گردیده بود. مرکز فشار به طور خودکار به وسیله نرم-افزار دستگاه محاسبه می‌شود. فرکانس دستگاه ۱۰۰ هرتز انتخاب شده است. پروسه کالیبراسیون، مطابق دستورالعمل شرکت سازنده دستگاه در هر جلسه و برای کلیه شرکت‌کنندگان در آزمایش انجام پذیرفت.

مسافت حرکت مرکز فشار روی محور داخلی - خارجی با واحد سانتی‌متر:

$$L(X) = \sum_{i=1}^n 2|x_i - x_{i-1}|$$

مسافت حرکت مرکز فشار روی محور قدامی - خلفی با واحد سانتی‌متر:

$$L(Y) = \sum_{i=1}^n 2|y_i - y_{i-1}|$$

سرعت نوسان مرکز فشار روی محور داخلی - خارجی با واحد سانتی‌متر بر ثانیه:

$$V(x) = L(x)/T$$

سرعت نوسان مرکز فشار روی محور قدامی - خلفی با واحد سانتی‌متر بر ثانیه:

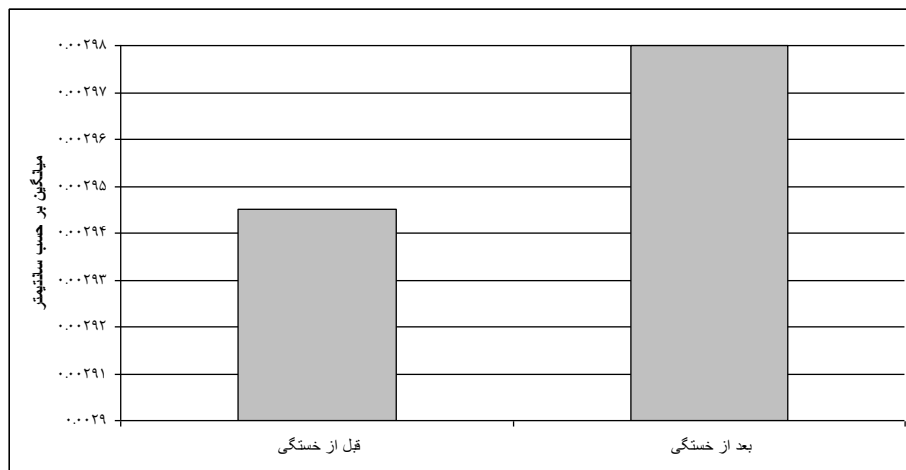
$$V(y) = L(y)/T$$

به منظور اطمینان از اینکه ارزیابی «تعادل در شرایط خستگی» واقعاً در وضعیت خستگی انجام گیرد، مداخله خستگی‌آفرین نزدیک صفحه نیرو انجام می‌پذیرفت. بنابراین وقفه زمانی کوتاهی بین این تمرینات و اندازه‌گیری تعادل (کمتر از ۳۰ ثانیه) وجود داشت. تعادل فرد در هر یک از وضعیت‌های قبل و بعد از خستگی، دو مرتبه (به فاصله یک هفته برای برطرف شدن کامل خستگی) انجام پذیرفت. در هر مرتبه افراد از روی مسیر مشخص شده با سرعت دلخواه عبور می‌کردند، به نحوی که پای غالب آنها از روی صفحه نیرو رد می‌شد. تغییرات مرکز فشار براساس داده‌های صفحه نیرو به وسیله نرم‌افزار محاسبه شد. نتایج جلسات اول و دوم، محاسبه، تجزیه

و تحلیل آماری و مقایسه شد (۱۱، ۱۶). به منظور تجزیه و تحلیل داده‌های آماری از روش ANOVA با اندازه‌گیری تکراری^۱ استفاده شد ($P < ۰/۰۵$).

نتایج و یافته‌های تحقیق

اطلاعات مربوط به میزان جابه‌جایی مرکز فشار بر روی محور جانبی یا محور فرونتال^۲ (محور داخلی - خارجی) و انجام حرکت در صفحه ساجیتال^۳ قبل و بعد از مداخله (اعمال خستگی) در شکل ۱ ارائه شده است. نتایج نشان داد که جابه‌جایی مرکز فشار بر روی محور جانبی یا محور فرونتال پس از اعمال خستگی نسبت به قبل از آن بیشتر شد، اما این اختلاف از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($F = ۳/۴۱$ ، $P > ۰/۰۵$).



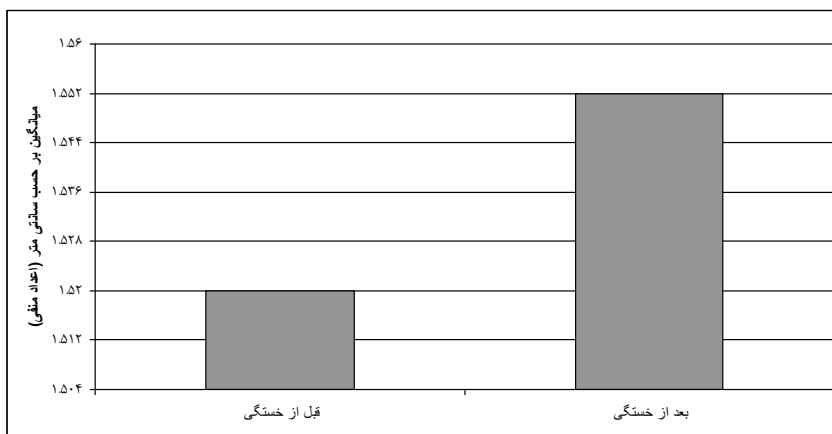
شکل ۱ - میانگین جابه‌جایی مرکز فشار بر روی محور جانبی

1- ANOVA with repeated measures

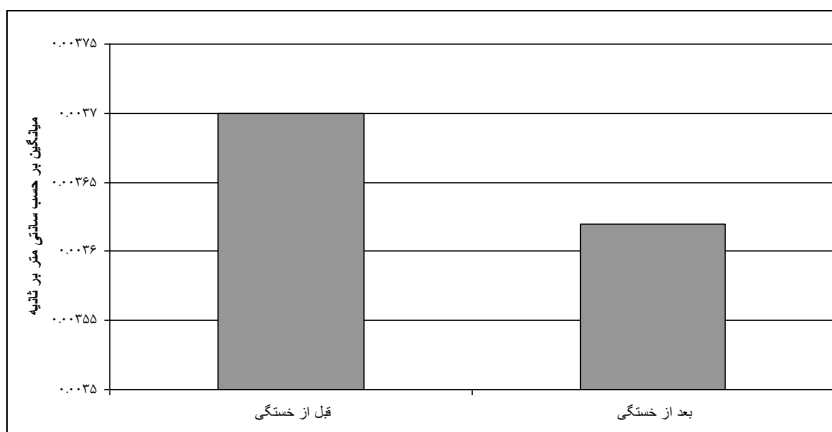
2 - Forntal

3 - Sagital plan

اطلاعات مربوط به جابه‌جایی مرکز فشار بر روی محور قدامی - خلفی قبل و پس از اعمال خستگی در شکل ۲ ارائه شده است. جابه‌جایی مرکز فشار بر روی محور قدامی - خلفی پس از اعمال خستگی نسبت به قبل از آن بیشتر شد، اما این اختلاف معنی‌دار نبود ($F=1/154, P>0/05$).



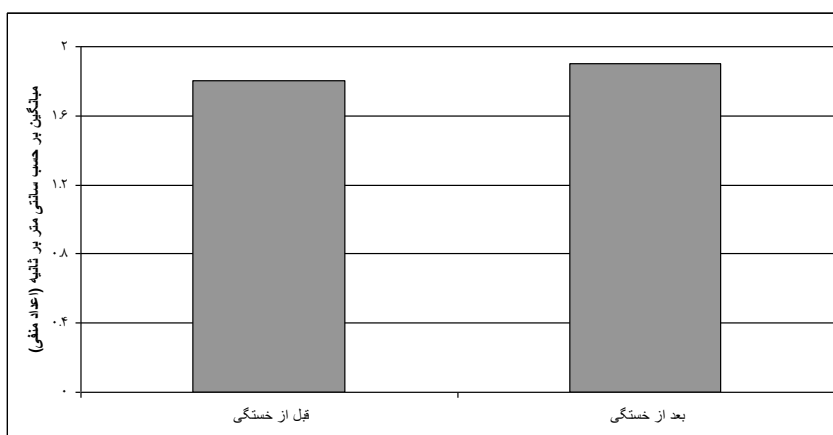
شکل ۲- میانگین جابه‌جایی مرکز فشار بر روی محور ساجیتال



شکل ۳- میانگین سرعت جابه‌جایی مرکز فشار بر روی محور فرونتال

داده‌های مربوط به سرعت جابه‌جایی مرکز فشار بر روی محور جانبی یا محور فرونتال قبل و بعد از اعمال خستگی در شکل ۳ ارائه شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، سرعت جابه‌جایی مرکز فشار بر محور فرونتال پس از اعمال خستگی نسبت به قبل از آن کمتر شده است اما این اختلاف از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P = 4/674, P > 0/05$).

اطلاعات مربوط به سرعت جابه‌جایی مرکز فشار بر روی محور جانبی ساجیتال قبل و بعد از اعمال خستگی در شکل ۴ ارائه شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، سرعت جابه‌جایی مرکز فشار بر محور ساجیتال پس از اعمال خستگی نسبت به قبل از آن بیشتر شده است، اما این اختلاف از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P > 0/05, F = 1/598$).



شکل ۴ - میانگین سرعت جابه‌جایی مرکز فشار بر روی محور ساجیتال

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از تحقیق حاضر، بررسی تأثیر خستگی عضله چهارسر ران بر کنترل تعادل پویا هنگام راه رفتن بود. در مجموع در این پژوهش تفاوت معناداری بین جابه‌جایی مرکز فشار بر روی محورهای فرونتال و ساجیتال قبل و

پس از اعمال خستگی مشاهده نشد. علاوه بر این، پس از اعمال خستگی در سرعت جابه‌جایی مرکز فشار در محورهای فرونتال و ساجیتال نیز اختلاف معنی‌داری یافت نشد.

در این تحقیق افزایش جابه‌جایی مرکز فشار در جهات جانبی، قدامی - خلفی دیده شد، اما این تغییرات از لحاظ آماری معنی‌دار نبود، یعنی ایجاد خستگی موجب بروز تغییرات و اغتشاش در مرکز فشار شده، اما این افزایش جابه‌جایی مرکز فشار به‌حدی نبوده است که تعادل را به‌هم بزند و بر ثبات پوسچر دینامیک تأثیر بگذارد. می‌توان گفت که در این حالت پیام‌های حسی وارده به سیستم عصبی مرکزی سبب افزایش سطح آگاهی و احتیاط سیستم عصبی مرکزی در به‌کارگیری سازوکارهای پیش‌بینی‌کننده و جبران‌کننده شده و با تغییر راهبردهای لازم برای کنترل تعادل و افزایش فعالیت عضلات دخیل در آن، تغییرات جابه‌جایی مرکز فشار را کاهش داده و مانع به هم خوردن تعادل شده است. چنین تغییراتی منعکس‌کننده قابلیت سازگاری فراوان سیستم عصبی مرکزی به‌منظور کنترل تعادل است. از طرفی، الگوهای مولد مرکزی در داخل نخاع نقش بسیار مهمی در تولید حرکات دارند. شبکه‌های عصبی متنوع نخاعی با یکدیگر همکاری می‌کنند تا زمان‌بندی مناسبی برای فعالیت گروه‌های عضلانی مختلف ایجاد شود. اگرچه الگوهای موجود در نخاع توانایی اجرای فعالیت‌های تطابقی خاص را دارند، مسیرهای وایران از قسمت‌های بالای مراکز عصبی و فیدبک‌های حسی محیطی موجب ایجاد تنوع در الگوی حرکتی و تطابقی فراوان بسته به شرایط محیطی می‌شوند. در واقع در زنجیره حرکتی بسته مانند راه رفتن، عضلات اکستنسور مفصل هیپ به ویژه عضله سرینی بزرگ^۱ و عضلات اداکتور مفصل هیپ مانند عضله اداکتور ماگنوس^۲ در انجام حرکت اکستنسور زانو نقش کمک‌کننده دارند. از این‌رو می‌توان استنباط کرد که عضلات مذکور هنگام خستگی عضله چهارسر ران نقش فعال‌تری ایفا کرده و با عملکرد مناسب خود مانع از به‌هم خوردن تعادل هنگام راه رفتن می‌شوند و نقش جبرانی در کنترل پوسچر ایفا می‌کنند.

علاوه بر مطالب مذکور، دلیل دیگر عدم تأثیر خستگی بر تعادل پویا، شواهدی است که نشان می‌دهد یادگیری حرکتی سبب ایجاد تغییرات پایدار در سطوح مختلف سیستم عصبی مرکزی می‌شود (۱۷). عقیده بر این است که این تغییرات - صرف نظر از اینکه به‌طور ارادی یا واکنشی آغاز شوند - ممکن است در هر فعالیت عادت‌ی و کاربردی برای مثال در پاسخ به اغتشاش وارده به تعادل فرد اتفاق بیفتند (۱۶). در پژوهش حاضر به-

1 - Gluteus maximus

2 - Adductor magnus

دلیل اینکه مراحل انجام آزمایش دو بار و طی دو روز مختلف صورت پذیرفته، نباید نقش پدیده یادگیری را در افراد تحت آزمایش نادیده گرفت، به گونه‌ای که ممکن است این افراد در روز دوم آزمایش به دلیل تجربه قبلی و آگاهی از روند آزمایش آمادگی بیشتری برای حفظ تعادل خویش داشته‌اند.

اضافه بر راهبردهای جبرانی و نقش یادگیری، عوامل بیومکانیکی را در این زمینه نباید نادیده گرفت. دلیل دیگر عدم رابطه بین خستگی عضله چهارسر و تعادل در این تحقیق ممکن است نتیجه تعامل بیومکانیکی میان سگمان‌های مختلف باشد. برای مثال امکان دارد که افراد در پاسخ به اغتشاش، بیشتر از حرکات تنه استفاده کنند که این مسئله به صورت تلاش در افزایش مشارکت سگمان‌های پروگزیمال در تصحیح و بهبود تعادل نمایان می‌شود تا گشتاور اکستانسوری لازم برای بازگرداندن تعادل را کاهش دهد (۱۶). این امر نیز می‌تواند به نحوی بیانگر تغییر راهبرد لازم برای کنترل تعادل باشد، زیرا خستگی سبب کاهش موقت قدرت عضله چهارسر ران شده و احتمالاً توانایی آن برای ایفای نقشش در کنترل تعادل کم شده است.

از آنجا که تاکنون مطالعه مشابهی در زمینه بررسی اثر خستگی عضلانی بر کنترل تعادل هنگام راه رفتن انجام نگرفته، امکان مقایسه نتایج این پژوهش با پژوهش‌های قبلی وجود ندارد، درعین حال در پژوهش‌های بعضی از پژوهشگران یافته‌های مبنی بر اینکه خستگی عضلانی سبب برهم خوردن یا اختلال در کنترل تعادل ایستا می‌شود، مشاهده نشده است. آدلرتون و همکاران^۱ (۱۹۹۶)، موسر و همکاران^۲ (۱۹۹۸)، کارون و همکاران^۳ (۲۰۰۴)، ساپونیسکی و همکاران^۴ (۲۰۰۶) و اولیایی و همکاران (۲۰۰۶) در تحقیقاتشان بیان کردند که ارتباط خاصی بین خستگی عضلانی و اختلال در کنترل تعادل ایستا مشاهده نکرده‌اند و محققانی مثل آدلرتون و همکاران (۲۰۰۳) و ویلسون و همکاران (۲۰۰۵) تغییر در راهبرد کنترل تعادل را به دنبال خستگی عضلانی گزارش کرده‌اند. به‌رحال یافته‌های این تحقیق، خلاف نتایج پژوهش‌های محققانی است که اثر خستگی دیگر عضلات را بر کنترل تعادل ایستا ارزیابی کرده‌اند. چنانکه نتیجه تحقیقات جانسون و همکاران^۵ (۱۹۹۸)، اوه یان

1 - Adlerton & et al

2 - Merccer & et al

3 - Carron & et al

4 - Suponistsky & et al

5 - Johnson & et al

وون و همکاران^۱ (۱۹۹۸)، گیفن و همکاران^۲ (۲۰۰۰)، یاگی و مک گرگور^۳ (۲۰۰۲)، ویلرم و همکاران^۴ (۲۰۰۲) و همکاران (۲۰۰۴)، گریبل و هرتل^۵ (۲۰۰۴)، گیونی و همکاران^۶ (۲۰۰۷)، پاراکریچی پاريجت (۲۰۰۸) و الکساندر و همکاران (۲۰۰۹) نشان می‌دهد که خستگی عضلات سبب بروز اختلال در کنترل تعادل می‌شود. از دیگر دلایل تفاوت یافته‌های این تحقیق با پژوهش‌های گذشته، ممکن است این حقیقت باشد که فعالیت عضلانی عضلات متفاوت و سازوکار کنترل تعادل حین اعمال مختلف، متفاوت است، بنابراین ممکن است نتایج تحقیق، تحت تأثیر روش انجام پژوهش مانند روش خسته کردن عضله، وضعیت فرد در حین آزمایش (نشسته، ایستاده روی یک پا یا دو پا و دینامیک یا استاتیک بودن آزمایش)، استفاده از وسایل و شاخص‌های دیگر به‌منظور ارزیابی تعادل قرار گیرد.

در پژوهش حاضر میزان سرعت جابه‌جایی مرکز فشار روی محور داخلی - خارجی بعد از مداخله (اعمال خستگی) کاهش، ولی میزان سرعت جابه‌جایی مرکز فشار روی محور قدامی - خلفی افزایش یافت. اما ارتباط معناداری بین میزان سرعت جابه‌جایی مرکز فشار روی محور داخلی - خارجی و محور قدامی - خلفی قبل و بعد از ایجاد خستگی مشاهده نشد. به‌طور کلی، سرعت جابه‌جایی مرکز فشار روی دو محور گفته‌شده از تقسیم میزان جابه‌جایی مرکز فشار بر مدت زمان قرار گرفتن پای آزمودنی بر روی صفحه نیرو و براساس فریم‌های گرفته‌شده برحسب فرکانس انتخابی دستگاه تعیین می‌شود. میزان سرعت جابه‌جایی مرکز فشار روی محور جانبی به نحوه قرار گرفتن پای آزمودنی و میزان جابه‌جایی سطح کف پا بر روی صفحه نیرو و میزان سرعت جابه‌جایی مرکز فشار بر روی محور قدامی - خلفی به سرعت قدم برداشتن فرد بر روی صفحه نیرو و تعداد فریم‌های گرفته‌شده بستگی دارد. به‌عبارتی استفاده از سرعت جابه‌جایی مرکز فشار زمانی دارای اعتبار است که بتوان میزان سرعت حرکت آزمودنی، زمان قرار گرفتن پا در فاز ایستا و تعداد فریم‌های گرفته‌شده را قبل و بعد از اعمال خستگی به‌دقت کنترل کرد، اما در دستگاه مذکور امکان کنترل شاخص‌های گفته‌شده وجود ندارد و از طرفی کنترل عوامل گفته‌شده بعد از ایجاد خستگی زمان‌بر است که می‌تواند به از بین رفتن خستگی ایجادشده

-
- 1 - Ohyan Von & et al
 - 2 - Gefen & et al
 - 3 - Yaggie & Me Gregor
 - 4 - Vuillerm & et al
 - 5 - Gribble & Hertel
 - 6 - Geyoni & et al

در عضله بینجامد. در واقع استفاده از میزان سرعت جابه‌جایی مرکز فشار برای بررسی تعادل ایستا درحالی‌که آزمودنی روی یک یا دو پا ایستاده است، قابل اعتبار و سنجش است، اما در بررسی تعادل پویا هنگام راه رفتن که مقایسه سرعت به کنترل عوامل متعددی قبل و بعد از ایجاد خستگی بستگی دارد، شاخص معتبری به‌نظر نمی‌رسد.

به‌نظر محققان استفاده از میزان تغییرات سرعت مرکز فشار در مطالعات آینده به‌منظور بررسی تعادل پویا هنگام راه رفتن ضروری نیست و می‌توان به‌جای آن از شاخص معتبرتری برای بررسی تعادل پویا استفاده کرد.

از یافته‌های پژوهش حاضر می‌توان نتیجه‌گیری کرد که بین خستگی عضله چهارسر ران و کاهش تعادل پویا هنگام راه رفتن ارتباط معناداری وجود ندارد. خستگی عضله چهارسر ران سبب بروز تغییراتی در کنترل تعادل پویا شده اما تأثیری بر ثبات پوسچر نداشته است. در واقع نتایج نشان می‌دهد که بدن با به‌کارگیری سازوکارهای جبرانی و پیش‌بینی‌کننده و استفاده از راهبردهای واکنش‌پذیر و پس‌فعالانه به‌منظور تغییر در الگوی راه رفتن هنگام مواجهه با اغتشاشات خارجی مانند خستگی عضلات مانع از جابه‌جایی بیش از اندازه مرکز فشار بر روی سطح اتکا شده و توانسته است تعادل و ثبات پوسچر را هنگام راه رفتن باوجود خستگی عضلانی حفظ کند.

منابع و مأخذ

1. Adlerton A, Mortizu. (1996). "Does calf muscle fatigue affect standing balance". *Med Scis Sport*. 6 . Pp. 200-5.
2. Bigland RB. (1981). "EMG and fatgue of fatigue of human voluntary and stimulated contraction". *Ciba found Symp*. 82: 130-56.
3. Carron O. (2004). "Effect of local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in standing posture". *Neurosci Lett* 340. PP: 641-646.
4. Edwards R, Harris R., Haltman E., Kaijser L. (1972). "Effect tempreture on muscle energy metabolism and endurance during succrssive isometric

contractions, sustained to fatigue, of the quadriceps muscle in man". *The Journal of physiology*: 220:; pp.335-352.

5. Gefen A, Megido-ravid, Itzchak Y, Arcan M. (2002). "Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait". *Gait & Posture*, 15,1, PP: 56-63.

6. Gribble, Robinson, Hertel, deneger. (2009). "The effects of gender and fatigue on dynamic postural control". *J sport Rehabil*, 18(2), PP:240-57.

7. Hass CJ, Gregor RJ, waddell DE, Oliver A, Smith DW, fleming Rp. (2004). "The Influence of Tai Training on the center of Pressure Trajectory During Gait Initiation in Older Adult". *Arch Phys Med Rehabil* : 85: PP:1593-8.

8. Hyeong Dong K.(2009). "Age- Related changes in the center of pressure Trajectory during obstacle crossing". *J. Phys Ther Sci*. 21. PP:75-80.

9. Johnston, Richard, Howard, Cowley M, Patrick W. (1998). "Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance". *Med Sci Sport exerc* 12. PP: 1703-7.

10. Mercer, Kindling, Arta, Herljac, Dufek. (1998). "The effect of fatigue of the quadriceps and hamstring during running". *Department of Exercise and Movement science university of Oregon*, PP:14-18.

11. Moore, K. A. Dalley. (1999). "Clinically oriented anatomy 4 , PP:569-571.

12. Nielsen J, carone C & Hultborn H.(1993). "Reflexed are smaller in dancer from the Royal Danish Ballet than in well trained athletes". *Eur App Physiol* 66,2,PP:116-121.

13. Olyaei, Hadian, Talebian, Bagheri, Malmir. (2006). "The Arabian Journal for science and Engineering". 31(2C).

14. Pallvi K, appor G, Zutchi K. (2008-2009). "Balance defiüts and recovery time line sfter different fatigue Protocols". *Indian journal of physiotherapy and occupational therapy*. 2(3).

15. Palma K, Levangie, Cynthia C, Norkin. (2001). "Joint structure and function". 3rd ed; PP:404-437b.
16. Perez A., S Lingsholt B and. Nielsen J.B. (2005). "Short-term adaptations in spinal cord circuits evoked by repetitive transcranial magnetic stimulation". *Exp Brain Res* 162,2, PP:202-212.
17. Stensdotter A., Grip H, Hodges P and Hager-Ross C. (2008). "Quadriceps activity and movement reaction in response to unpredictable sagittal support-surface translation in women with patellofemoral pain". *J of Electromyography and Kinesiology*, 18,2,PP: 298-307.
18. Suponitsky Y, Verbity O, Peled E, Mizrahi J. (2007). "Effect of selective fatiguing of shank muscles on single-leg-standing sway". *J of electromyography and kinesiology*.
19. Vuillerm N, Dianon F, Forestier N, Nougier V. (2002). "Postural sway under muscle vibration and muscle fatigue in humans". *Neurosci Lett* 333PP:131-135.
20. Vuillerm N, Pinsault N, Vaillant. (2005). "Postural control during quiet standing following cervical muscular fatigue: effect of changes in sensory inputs". *Neurosci let* 378,3,PP:135-139.
21. William D. Bandy, Barbara sanders. (2001). "Therapeutic exercise techniques for intervention". Pa: Lippincott Williams & Wikins: PP: 239-241.
22. Yaggie, Mc Gregor. (2002). "Effect of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and Postura limits". *J Phy Med rahabil*. 83PP:12-17.
23. Yun Kwon O, Sik Choi H, Hwiyi C, Hyiyi C, Hyuk. (1999). "The effect of knee and ankle muscles surrounding The knee and ankle joints on one-leg static standing balance". *J Phy Therapy Sci*(10, PP: 12-17.