



تأثیر خستگی عضلات دورکننده ران بر پارامترهای کینماتیکی راه رفتن در مردان سالمند

صلاح الدین ضیاءالدینی^{۱*}، محمدرضا امیرسیف‌الدینی^۲، محمدتقی امیری خراسانی^۳

۱. کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران
۲ و ۳. دانشیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران

مقاله پژوهشی

دریافت ۱۶ آذر ۱۴۰۰؛ پذیرش ۱۹ مهر ۱۴۰۱

واژگان کلیدی

سالمندی

خستگی

کینماتیکی

راه رفتن

چکیده

زمینه و هدف: عضلات دورکننده ران در ایجاد ثبات و حرکت اندام تحتانی نقش دارند. هدف از تحقیق حاضر، بررسی اثر خستگی عضلات دورکننده ران بر پارامترهای کینماتیکی راه رفتن در مردان سالمند می‌باشد.

روش بررسی: در مطالعه حاضر ۱۶ مرد سالمند سالم، بدون سابقه افتادن با میانگین سنی (۶۵/۶۲±۵/۷۷ سال)، وزن (۷۵/۲۵±۱/۳۷ کیلوگرم) و قد (۱۶۹±۶/۰۷ سانتی‌متر) در این مطالعه شرکت کردند. در پیش‌آزمون، ارزیابی کینماتیکی راه رفتن با استفاده از دستگاه تحلیل حرکت انجام شد. در پس‌آزمون، بعد اجرا پروتکل خستگی عضلات دورکننده ران بلافاصله پس از بروز خستگی، ارزیابی کینماتیکی راه رفتن همانند پیش‌آزمون انجام شد. داده‌های جمع‌آوری شده از طریق نرم‌افزار cortex تحلیل و در قالب فایل Excel استخراج شد. به منظور مقایسه نتایج قبل و بعد از خستگی از آزمون t زوجی استفاده شد.

یافته‌ها: مشاهده شد که بعد از اعمال پروتکل خستگی میزان جابجایی زاویه‌ای مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن کاهش معناداری داشت ($p < 0.05$). همچنین طول گام در حین راه رفتن بعد از خستگی نسبت به قبل از خستگی کاهش معناداری داشت ($p < 0.05$).

نتیجه‌گیری: نتایج تحقیق نشان داد که طول گام و کینماتیک مفاصل ران، زانو و مچ پا حین راه رفتن تحت تأثیر خستگی عضلات دورکننده ران قرار می‌گیرند. بنابراین، ضعف عضلات دورکننده ران می‌تواند یک فاکتور خطرزا در افتادن و آسیب حین راه رفتن در جمعیت افراد سالمند باشد.

مقدمه

با گذشت زمان، جمعیت جهان به سوی سالمندی پیش می‌رود به طوری که سازمان بهداشت جهانی قرن حاضر را قرن سالمندی نامیده و آن را گذر از مرز ۶۰ سالگی تعریف کرده است (دسکیرا رودریگز^۱ و همکاران، ۲۰۱۰). پیش‌بینی‌ها نشان می‌دهند که تا سال ۲۰۲۵، افراد سالمند ۲۶٪ از کل جمعیت جهان را تشکیل خواهند داد (شگیمتسو و همکاران^۲، ۲۰۰۲). در ایران نیز بر اساس آخرین سرشماری در سال ۱۳۹۵، نشان داده شده است که ۹/۳ درصد از جمعیت کشور را سالمندان بالای ۶۰ سال (جمعیتی بالغ بر ۷/۵ میلیون نفر) تشکیل داده‌اند (مرکز آمار ایران، سال ۱۳۹۵). با توجه به این که هدف از توجه به مسائل سالمندان فرار از مرگ یا حتی افزایش عمر نیست بلکه هدف اصلی به تأخیر انداختن ناتوانی و وابستگی است (لورد^۳ و همکاران، ۱۹۹۶). از این‌رو، یکی از مشکلات جسمانی شایع در میان سالمندان که متعاقب برخی بیماری‌ها یا بر اثر فرایند سالمندی رخ می‌دهد، زمین خوردن و اختلال در الگوی راه رفتن است (شوموای کوک، وولاکوت^۴، ۲۰۰۷). فقدان کنترل توازن در طی راه رفتن در سن ۷۰ سالگی و بیشتر یک عامل مهم برای سقوط افراد بوده و منجر به عوامل خطرزای مختلفی از آسیب در این گروه از جمعیت می‌شود (صادقی و همکاران، ۲۰۰۱). عوامل متعددی همچون بیماری‌های عصبی-عضلانی، ضایعات مغزی-نخاعی، آسیب‌دیدگی رباطی-مفصلی و خستگی می‌توانند بر بیومکانیک راه رفتن اثر بگذارند (پایلارد^۵، ۲۰۱۲). خستگی را ناتوانی در استمرار تولید نیروی لازم، برای انجام دادن فعالیت فیزیکی تعریف می‌کنند (یوشینو^۶ و همکاران، ۲۰۰۴). خستگی سبب کاهش قدرت ارادی و ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعال‌سازی همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست، و در نهایت موجب کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی عضلانی می‌شود (چفین^۷، ۱۹۷۳؛ حسینی و همکاران، ۲۰۱۰). خستگی عضلات اطراف یک مفصل که با عنوان خستگی موضعی شناخته شده است، قادر به تغییر الگوی

حرکت، اثر برهم انقباضی عضلات مفصل و تغییر در حس وضعیت مفصل است که افزایش احتمال آسیب‌دیدگی، مفصل را به همراه خواهد داشت (شجاع‌الدین، ۲۰۱۰). همچنین خستگی می‌تواند اطلاعات رسیده از منابع حسی به مغز را مختل کند، سبب کاهش سرعت انتقال پیام‌های اوران و کندی ارسال پیام‌های وابران به سیستم عصبی-اسکلتی شود و بر توانایی حرکات مؤثر جبرانی اثر منفی گذارد (هتفیلد، ۲۰۰۹). به گفته بیلو و فنتر^۸ (۲۰۰۶)، عضلات دورکننده ران نقش مهمی در پایداری لگن و اندام تحتانی ایفا می‌کند (بیلو و فنتر، ۲۰۰۶). عضله سرینی میانی، اصلی‌ترین دورکننده ران و مهم‌ترین پایدار کننده لگن حین راه رفتن و دیگر فعالیت‌های عملکردی است (ارل، ۲۰۰۵). در نتیجه، اختلال در عملکرد عضله سرینی میانی و خستگی عضلانی، علت اصلی ضعف در حرکت آبداکشن ران و تقویت چرخش خارجی که بیشتر با کاهش کنترل پاسچر پویا در ارتباط است (مک مولن و همکاران، ۲۰۱۱). که نشان از نقش تأثیرگذار ثبات مرکزی و عضلات دورکننده ران در پیشگیری از بروز ضایعات اندام تحتانی و افزایش کنترل پاسچر داشته باشد (پاتریک و همکاران، ۲۰۱۱؛ آکوتوتا و نادلر، ۲۰۰۴). در این راستا به منظور ارزیابی تأثیر خستگی عضلات دورکننده ران روی راه رفتن، گروهی از محققان مطالعاتی انجام داده‌اند به‌عنوان مثال در این زمینه مطالعه‌ای که توسط هوآنگ^۹ و همکارانش (۲۰۱۵) روی جوانان غیرورزشکار انجام گرفت، اختلاف معنی‌داری در پارامترهای راه رفتن پس از خستگی مشاهده نشد (برای ایجاد خستگی از ۵۰ درصد حداکثر آبداکشن ران به‌صورت مکرر با سرعت ۳۰ بار تکرار در هر دقیقه استفاده شد)؛ بنابراین، عنوان شد که خستگی عضلات دورکننده ران منجر به اختلال در الگوی راه رفتن جوانان نمی‌شود، اما کاهش قابل ملاحظه‌ای در زمان حمایت یگانه پس از اعمال خستگی داشت (هوآنگ و همکاران، ۲۰۱۵). گریبل^{۱۰} در تحقیقی ارتباط معناداری بین تغییر فعالیت عضلات پروگزیمال در اثر خستگی با کاهش دامنه حرکتی مفاصل زانو و ران یافت (گریبل و هاتون، ۲۰۰۴). در تحقیق دیگر، هاتون^{۱۱} و همکاران (۲۰۱۳) کاهش طول گام افراد سالمند در عبور از مانع پس از اجرای برنامه خستگی را گزارش

1. De Siqueira Rodrigues
2. Shigemats
3. Lord
4. Shumway-Cook & wevlakut
5. Paillard
6. Yoshino
7. Chaffin

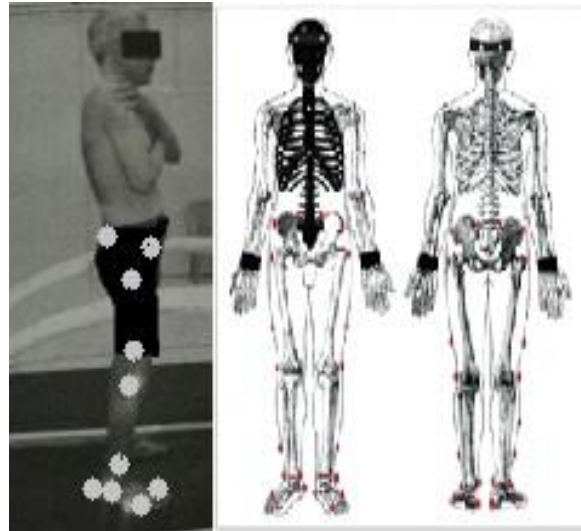
8. Bellew & Fenter
9. Hwang
10. Gribble
11. Hatton

روزانه، جنسیت مذکر و سن بالاتر از ۶۰ سال بود. لازم به ذکر است، آزمودنی‌هایی که دارای اختلالات مادرزادی، مشکلات ارتوپدی، ناتوانی و عدم استقلال در فعالیت‌های روزانه، نارسایی‌های عصبی عضلانی، اختلالات بینایی، سابقه عمل جراحی و آسیب قبلی، به‌ویژه در اندام تحتانی بودند، از تحقیق کنار گذاشته شدند. در ادامه در جلسه‌ای قبل از شروع تست‌گیری که به منظور آشناسازی تمامی آزمودنی‌ها پس از توضیحات شفاهی آزمونگر با محیط و مراحل انجام آزمون، قد، جرم بدن و طول اندام تحتانی آنها به دقت مورد ارزیابی قرار گرفت. همچنین از آزمودنی‌ها خواسته شد که ظرف ۴۸ ساعت قبل از اجرای آزمون از مصرف داروهای آرام بخش خودداری نمایند. هدف از جلسه آشناسازی حذف حتی‌الامکان عوامل مداخله‌گر مانند عدم تمایلات روانی و یا ناآشنایی با مراحل آزمایش بود. در همین راستا و پیش از شروع اندازه‌گیری‌ها تمامی افراد از اهداف و چگونگی اجرای مراحل تحقیق آگاه شدند و در ادامه از آنها خواسته شد تا رضایت‌نامه کتبی شرکت در تحقیق را مطالعه و امضا کنند. لازم به ذکر است که تحقیق حاضر دارای کد اخلاق در پژوهش به شماره IR.KMU.REC.1396.25 از کمیته اخلاق در پژوهش معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی استان کرمان می‌باشد. تمامی ارزیابی‌های صورت گرفته در این تحقیق در محل آزمایشگاه تربیت بدنی دانشگاه شهید باهنر کرمان به عمل آمد. در ادامه در جلسه آزمون‌گیری از آزمودنی خواسته شد تعویض لباس و سپس تحت نظارت آزمونگر حرکات کششی و گرم کردن را انجام دهد و بعد تعداد بیست و دو نشانگر رفلکسی کروی شکل به قطر نوزده میلی‌متر بر روی نقاط آناتومیکی اندام تحتانی دو طرف بدن نصب گردید. محل قرارگیری نشانگرها عبارت بودند از: خار خارهای قدامی فوقانی، خار خارهای خلفی قدامی، برجستگی بزرگ استخوان ران، ۱/۳ پایینی استخوان ران، کندیل خارجی زانو، ۱/۳ پایینی ساق پا (درشت نی)، قوزک خارجی، قوزک داخلی، پاشنه پا، پنجمین استخوان کف پای و انگشت بزرگ پا (مین، ۲۰۱۴) (تصویر ۱).

کردند (هاتون و همکاران، ۲۰۱۳). با توجه به این‌که، در بیشتر پژوهش‌های انجام گرفته در زمینه اثرات خستگی عضلانی بر راه رفتن، محققان این مورد را در آزمودنی‌های ورزشکار و غیرورزشکار جوان بررسی کرده‌اند و تحقیقات اندکی وجود دارد که آزمودنی‌های آنها را افراد مسن تشکیل دهد. با وجود این‌که ثبات مرکزی و عضلات دورکننده ران می‌تواند نقش تأثیرگذاری در پیشگیری از بروز ضایعات اندام تحتانی حین راه رفتن در افراد مسن داشته باشد. لذا هدف پژوهش حاضر بررسی پارامترهای کینماتیکی راه رفتن در شرایط خستگی عضلات دورکننده ران در سالمندان می‌باشد. که نحوه ارتباط ضعف عضلات دورکننده ران با تغییرات پارامترهای کینماتیکی راه رفتن در سالمندان با استفاده از یک پروتکل خستگی عملکردی بررسی شود.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی، بدون گروه کنترل و آزمودنی‌های تحقیق با طرح پیش‌آزمون و پس‌آزمون مورد مقایسه قرار گرفتند. که جامعه آماری این پژوهش را مردان سالمند بین ۶۰ تا ۷۰ سال شهر کرمان تشکیل دادند. بدین ترتیب، پس از موافقت تعداد ۶۵ نفر از سالمندان برای شرکت در این تحقیق ابتدا می‌بایست افراد نسبت به تکمیل فرم رضایت‌نامه، پرسشنامه سلامت عمومی و آمادگی برای فعالیت بدنی اقدام می‌کردند. در ادامه تعداد ۲۰ نفر از افراد واجد شرایط به روش نمونه‌گیری تصادفی سیستماتیک با فاصله نمونه‌گیری ۴ با توجه به اطلاعات موجود در فرم‌های پر شده و براساس معیارهای ورود و خروج از تحقیق به‌عنوان آزمودنی انتخاب شده و در یک گروه با طرح پیش‌آزمون و پس‌آزمون مورد ارزیابی‌های بعدی قرار گرفتند. ۴ نفر از افرادی که توانایی اجرای پروتکل خستگی و آزمون‌ها را نداشتند از تحقیق کنار گذاشته شدند. بنابراین پروتکل تحقیق با ۱۶ نفر با میانگین سنی $(65/62 \pm 5/77)$ سال، وزن $(75/25 \pm 1/37)$ کیلوگرم و قد $(169 \pm 6/07)$ سانتی‌متر انجام شد. معیار ورود، غیرفعال بودن شرکت‌کننده‌ها (نداشتن برنامه ورزشی منظم) و فقط شرکت در فعالیت‌های



تصویر ۱: نمایش محل قرارگیری نشانگرهای رفلکسی بر بدن آزمودنی‌ها

تکرار در هر ثانیه لمس کند. بلافاصله پس از نمایان شدن معیار خستگی و اتمام پروتکل، ارزیابی کینماتیکی راه رفتن همانند پیش‌آزمون انجام شد (مک مولن و همکاران، ۲۰۱۱؛ آروین و همکاران، ۲۰۱۵). برای ثبت سه بُعدی داده‌های راه رفتن آزمودنی‌ها از شش دوربین تصویربرداری مادون قرمز (Rapture-H) و سیستم اپتوالکترونیک سه بُعدی ساخت شرکت Motion analysis کشور آمریکا مستقر در آزمایشگاه بیومکانیک بهره گرفته شد. با توجه به نوع مهارت، فرکانس دوربین‌ها ۱۲۰ هرتز در نظر گرفته شد (وینتر، ۲۰۰۹). چیدمان دوربین‌ها به نحوی بود که در هر صفحه هر دو دوربین با زاویه‌ی ۶۰-۴۵ درجه نسبت به هم قرار گرفته به طوری که هر مارکر، در هر لحظه از حرکت، حداقل توسط دو دوربین رؤیت می‌شد. داده‌های ثبت شده، به وسیله نرم‌افزار Cortex نسخه ۲/۵ مورد پردازش قرار گرفتند. جهت حذف نویزهای ناشی از نوسانات مارکرها، فیلتر پایین‌گذار (Butterworth) با فرکانس ۶ هرتز مورد استفاده قرار گرفت. داده‌های جمع‌آوری شده از طریق نرم‌افزار cortex تحلیل و در قالب فایل Excel استخراج شد. به منظور محاسبه‌ی تغییرات کینماتیکی صورت گرفته مفاصل ران، زانو و مچ پا مورد بررسی‌های بعدی قرار گرفتند. اطلاعات به‌دست آمده، از اندازه‌گیری‌های تحقیق با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند و داده‌های مربوط به ویژگی‌های آزمودنی‌ها و همچنین متغیرهای تحقیق در دو بخش آمار توصیفی و استنباطی بررسی شدند. پس از اطمینان از نرمال بودن

برای نمونه‌برداری پارامترهای کینماتیکی پس از مارکرگذاری از آزمودنی‌ها خواسته شد با پای برهنه و در یک مسیر ۴ متری که از پیش تعیین شده با سرعت دلخواه خود، گام‌برداری را انجام دهند. تا داده‌ها توسط دوربین‌های مادون قرمز ثبت شود. سپس در پس‌آزمون ابتدا آزمودنی در پروتکل خستگی عضلات دورکننده ران که توسط پاتریک^۱ و همکاران (۲۰۱۱) به اثبات رسیده است، شرکت کرد (پاتریک و همکاران، ۲۰۱۱). اجرای آن به این صورت است که با استفاده از گونیامتر، از سطح زمین با توجه به این‌که آزمودنی روی سمت غیربرتر خود دراز کشیده است، زاویه ۳۰ درجه حرکت آبداکشن ران مشخص شد. یک میله پلاستیکی بالای پای آزمودنی در قسمت مچ پا قرار گرفت (دامنه ۳۰ درجه حرکت آبداکشن ران وقتی که زانوی آزمودنی در حالت اکستنشن کامل بود مشخص شد و میله در آن زاویه قرار می‌گرفت). میله برای آزمودنی نشان دهنده زاویه ۳۰ درجه است که باید پای خود را تا آن ناحیه بالا آورد و با پا میله را لمس کند (پاتریک و همکاران، ۲۰۱۱) (تصویر ۲). برای هر آزمودنی روش انجام پروتکل، بالا و پایین آوردن پا در زاویه تعیین شد و این‌که باید با سرعت ۶۰ بار در دقیقه همراه با مترونوم عمل آبداکشن ران را انجام دهد، شرح داده شد. برای خاتمه دادن به پروتکل خستگی دو معیار در نظر گرفته شده است: نشان دادن رتبه ۱۹ یا بیشتر در مقیاس درک فشار بورگ یا این‌که آزمودنی نتواند میله را دوبار به‌طور متوالی با سرعت مناسب یک

تحقیق حاضر، $p < 0/05$ به عنوان حداقل سطح معناداری متغیرهای آزمایش در نظر گرفته شد.

توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیروویک، از آزمون t زوجی به منظور مقایسه نتایج قبل و بعد از خستگی استفاده شد. لازم به ذکر است که در تمامی آزمون‌های آماری



تصویر ۲: پروتکل خستگی عضلات دورکننده ران

مچ پا و تغییرات طول گام حین راه رفتن طبیعی قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی عضلات دورکننده ران در افراد سالمند از آزمون t زوجی با سطح معنی‌داری $0/05$ استفاده شد که نتایج آن در جدول ۲ ارائه شده است.

یافته‌ها

اطلاعات توصیفی آزمودنی‌های تحقیق، شامل میانگین و انحراف استاندارد سن، قد، جرم و شاخص توده بدن سالمندان در جدول شماره ۱ ارائه شده است. به منظور بررسی میزان جابجایی زاویه‌ای مفصل ران، زانو،

جدول ۱: مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها ($n=16$)

متغیر	Mean±SD
سن (سال)	۶۵/۶۲±۵/۷۷
قد (سانتی‌متر)	۱۶۹±۶/۰۷
جرم بدن (کیلوگرم)	۷۵/۲۵±۱/۳۷
طول اندام تحتانی (سانتی‌متر)	۸۷/۸۱±۵/۹۵
شاخص توده بدن (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۶/۱۹±۳/۵۹

جدول ۲: نتایج آزمون t همبسته متغیر جابجایی زاویه‌ای مفاصل و طول گام راه رفتن آزمودنی‌ها پیش و پس از خستگی ($n=16$)

متغیر	زمان	Mean±SD	خطای استاندارد	آماره t	درجه آزادی	P-value																										
جابجایی زاویه‌ای مفصل ران	پیش آزمون	۴۲/۴۲±۱/۹	۰/۴۹۵	۳/۸۰۲	۱۵	*۰/۰۰۲																										
	پس آزمون	۴۱/۳۹±۱/۸	۰/۴۷۰				جابجایی زاویه‌ای مفصل زانو	پیش آزمون	۵۴/۰۴±۲/۶۷	۰/۶۶۹	۸/۰۶۱	۱۵	*۰/۰۰۱	پس آزمون	۵۲/۲۷±۲/۳۳	۰/۵۸۲	جابجایی زاویه‌ای مفصل مچ پا	پیش آزمون	۲۲/۶۸±۲/۳۸	۰/۶۴۶	۳/۶۸۶	۱۵	*۰/۰۰۲	پس آزمون	۲۱/۴۱±۲/۵۸	۰/۵۹۵	طول گام	پیش آزمون	۶۲/۲۳±۵/۸۸	۱/۴۷	۴/۷	۱۵
جابجایی زاویه‌ای مفصل زانو	پیش آزمون	۵۴/۰۴±۲/۶۷	۰/۶۶۹	۸/۰۶۱	۱۵	*۰/۰۰۱																										
	پس آزمون	۵۲/۲۷±۲/۳۳	۰/۵۸۲				جابجایی زاویه‌ای مفصل مچ پا	پیش آزمون	۲۲/۶۸±۲/۳۸	۰/۶۴۶	۳/۶۸۶	۱۵	*۰/۰۰۲	پس آزمون	۲۱/۴۱±۲/۵۸	۰/۵۹۵	طول گام	پیش آزمون	۶۲/۲۳±۵/۸۸	۱/۴۷	۴/۷	۱۵	*۰/۰۰۱	پس آزمون	۵۹/۱۰±۶/۳۴	۱/۵۸						
جابجایی زاویه‌ای مفصل مچ پا	پیش آزمون	۲۲/۶۸±۲/۳۸	۰/۶۴۶	۳/۶۸۶	۱۵	*۰/۰۰۲																										
	پس آزمون	۲۱/۴۱±۲/۵۸	۰/۵۹۵				طول گام	پیش آزمون	۶۲/۲۳±۵/۸۸	۱/۴۷	۴/۷	۱۵	*۰/۰۰۱	پس آزمون	۵۹/۱۰±۶/۳۴	۱/۵۸																
طول گام	پیش آزمون	۶۲/۲۳±۵/۸۸	۱/۴۷	۴/۷	۱۵	*۰/۰۰۱																										
	پس آزمون	۵۹/۱۰±۶/۳۴	۱/۵۸																													

$P < 0/05$ *

میزان جابجایی زاویه‌ای مفاصل ران (کاهش جابجایی زاویه‌ای از ۴۲/۴۲ به ۴۱/۳۹)، زانو (کاهش جابجایی زاویه‌ای

نتایج به دست آمده از تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از آزمون t همبسته (جدول ۲) نشان می‌دهد که بین نمرات

از ۵۴/۰۴ به ۵۲/۲۷)، مچ پا (کاهش جابجایی زاویه‌ای از ۲۲/۶۸ به ۲۱/۴۱) و طول گام حین راه رفتن طبیعی (کاهش طول گام از ۶۲/۲۳ به ۵۹/۱۰) سالمندان قبل و بعد از پروتکل خستگی تفاوت معناداری وجود دارد، به طوری که پارامترهای کینماتیکی راه رفتن پس از خستگی، به طور معناداری کاهش یافته بود.

بحث

هدف از پژوهش حاضر، بررسی تأثیر خستگی عضلات دورکننده ران بر پارامترهای کینماتیکی راه رفتن مردان سالمند با میانگین سنی $65/62 \pm 5/77$ بود. نتایج به دست آمده از تجزیه و تحلیل آماری نشان می‌دهد که تفاوت معناداری در میزان جابجایی مفاصل اندام تحتانی و طول گام حین راه رفتن طبیعی قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی عضلات دورکننده ران در افراد سالمند وجود دارد. به طوری که طول گام و جابجایی زاویه‌ای در هر سه مفصل ران، زانو و مچ پا کاهش معنی‌داری نشان داد. از آنجا که تاکنون مطالعه‌ی مشابهی در زمینه‌ی بررسی اثر خستگی عضلاتی بر جابجایی زاویه‌ای مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن انجام نگرفته، امکان مقایسه‌ی نتایج این پژوهش با پژوهش‌های قبلی وجود ندارد، در عین حال در پژوهش‌های بعضی از پژوهشگران یافته‌هایی مبنی بر بررسی اثر نوعی برنامه‌ی تمرینی بر سازگاری کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی در حین راه رفتن یافت شد. مانند دینتو^۱ و همکاران (۲۰۰۵)، که به بررسی مداخله‌ای تمرینات بر کینماتیک مفاصل در حین راه رفتن، شامل زاویه و دامنه حرکتی مفاصل پرداخته و مشاهده کردند زاویه مفصل ران در مراحل تماس پاشنه، بلند شدن پنجه و نوسان در یک سیکل راه رفتن افزایش یافته است و همچنین زاویه زانو و پلانتر فلکشن مچ پا در فاز نوسان راه رفتن افزایش یافته است (دیندتو و همکاران، ۲۰۰۵). ویسکرز^۲ و همکاران (۲۰۰۸)، تأثیر تمرینات ترکیبی را بر بهبود کینماتیک مفاصل حین راه رفتن شامل زاویه مفاصل و دامنه حرکتی آنها مفید دانستند (ویسکرز و همکاران، ۲۰۰۸). اما خستگی عضلات اطراف یک مفصل که با عنوان خستگی موضعی شناخته شده است، قادر به تغییر الگوی حرکت، اثر برهم

انقباضی عضلات مفصل و تغییر در حس وضعیت مفصل است، که افزایش احتمال آسیب‌دیدگی، مفصل را به همراه خواهد داشت (صادقی و همکاران، ۲۰۰۱؛ شجاع‌الدین و همکاران، ۲۰۱۰). از طرفی، چندین تحقیق نشان داده‌اند که حرکات حول مفصل ران، نقش عمده‌ای در حفظ مرکز جرم بدن روی سطح اتکا و تعادل دارند. برای مثال، آرام‌اکی^۳ و همکاران (۲۰۰۱) در وضعیت ایستاده‌ی آرام، جابجایی‌های زاویه‌ای حول مفاصل مچ پا و ران را اندازه‌گیری کردند. براساس نتایج جابجایی زاویه‌ای، سرعت و شتاب ران به طور معناداری بزرگ‌تر از مچ پاست، یعنی حرکت مفصل ران را حتی در حین ایستادن آرام هم نمی‌توان نادیده انگاشت (آرام‌اکی و همکاران، ۲۰۰۱). بر اساس یافته‌ها، گریبل معتقد بود، تغییر فعالیت عضلات پروگزیمال در اثر خستگی می‌تواند باعث کاهش دامنه حرکتی مفاصل زانو و ران شود (گریبل و هرتل، ۲۰۰۴).

همین طور طبق نتایج برنامه خستگی عضلات دورکننده ران باعث کاهش طول گام سالمندان شرکت کننده در این پژوهش شده است. در همین راستا نتایج این تحقیق در راستای تحقیقات گذشته همچون هاتون و همکاران (۲۰۱۳) بود، آنها بررسی اثر خستگی عضلات اندام تحتانی بر راه رفتن در عبور از موانع در سالمندان گزارش کردند که طول گام افراد سالمند در عبور از مانع پس از اجرای برنامه خستگی کاهش پیدا کرد (هاتون و همکاران، ۲۰۱۳). در تحقیق دیگری توسط آروین و همکاران (۲۰۱۵) که به بررسی اثر خستگی عضلات دورکننده ران بر کنترل راه رفتن و درک وضعیت ران در سالمندان پرداختند، نتایج نشان داد که خستگی بر درک موقعیت ران و تقارن گام به گام اثرات منفی می‌گذارد (آروین و همکاران، ۲۰۱۵). یافته‌های تحقیق حاضر با نتایج تحقیق هوآنگ و همکاران (۲۰۱۵) که اثر خستگی عضلات دورکننده ران را بر تعادل ایستا و پارامترهای راه رفتن مورد بررسی قرار داد و گزارش کرد که در پارامترهای راه رفتن که شامل سرعت، کادنس، طول گام، سیکل راه رفتن، زمان حمایت دوگانه و یک‌گانه هیچ اختلاف معنی‌داری وجود ندارد، در تضاد است. از دلایل این تناقض نتایج با این تحقیق می‌توان به استفاده از (GAITRite) برای تجزیه و تحلیل پارامترهای راه رفتن و همچنین شرکت کنندگان ۱۳ دانشجو با سن ۲۰ سال اشاره

1. DiBenedetto
2. Vickers

3. Aramaki

محدودیت‌های تحقیق مانند نصب مارکرها روی بدن آزمودنی‌ها، عدم کنترل وضعیت روحی آزمودنی‌ها در زمان اجرای پروتکل و انجام آزمون، عدم کنترل میزان اضطراب و انگیزه آزمودنی‌ها بود که ممکن است بر عملکرد آنها تأثیرگذار بوده باشد.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که خستگی عضلات دور کننده ران می‌تواند موجب تغییر پارامترهای کینماتیکی حین راه رفتن در سالمندان شود. بر همین اساس با توجه به نتایج تحقیق به مربیان و متخصصین توصیه می‌شود که برنامه‌های تمرینی برای افزایش توانایی مقابله با خطر افتادن و بهبود کیفیت راه رفتن در سالمندان در نظر بگیرند. از طرفی سالمندان می‌توانند با اجرای تمرین‌های ویژه در جهت ارتقا سطح استقامت و قدرت عضلانی، زمان رسیدن به خستگی را به تأخیر انداخته و از آسیب‌های بالقوه (خطر افتادن) ناشی از آن جلوگیری کنند.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی آقای صلاح‌الدین ضیال‌دینی، به راهنمایی آقای دکتر سیف‌الدینی و مشاوره آقای دکتر امیری خراسانی می‌باشد. در پایان، پژوهشگران، مراتب تشکر و قدردانی خود را از تمامی سالمندانی که در این تحقیق شرکت کردند، ابراز می‌دارند.

کرد (هوآنگ و همکاران، ۲۰۱۵). از دلایل دیگر تناقض انتخاب ۵۰ درصد حداکثر ابداکشن ران برای اعمال خستگی، در حالی که در تحقیق حاضر برای اجرای پروتکل خستگی از ۳۰ درجه ابداکشن ران با توجه به دامنه سنی ۶۰ تا ۷۰ سال استفاده شد. بنابراین به‌طور خلاصه با توجه به این که برنامه تمرینی می‌تواند بهبود کینماتیک مفاصل حین راه رفتن و به‌طور کلی تر موجب تغییر شود، بر طبق تحقیقات، خستگی از یک طرف فرآیندهای بالای پیوندگاه عصبی-عضلانی را تحت تأثیر قرار داده و به‌صورت تدریجی موجب کاهش در فعال شدن غیرارادی عضله می‌گردد و از طرفی بر عضلات و مکانیسم‌های انقباضی آن اثر می‌گذارد. خستگی باعث افزایش آستانه‌ی دیس شارژ دوک عضله می‌شود و بر فعالیت همزمان آلفا-گاما مؤثر است. در اثر خستگی پیام‌آوران حسی به نرون حرکتی آلفا تغییر کرده و منجر می‌شود که مفصل نتواند عملکرد حفاظتی مناسبی با همکاری عضله داشته باشد (اسموسن، ۱۹۷۹). خستگی می‌تواند منجر به تغییر در درون‌دادهای حسی آوران از گیرنده‌های محیطی و همچنین باعث تغییر در کنترل عصبی-عضلانی اندام تحتانی شود و علاوه بر این خستگی عضلات اندام تحتانی نیز درون داد آوران را از گیرنده‌های عضلانی تغییر می‌دهد و در نهایت خستگی می‌تواند به کاهش عملکرد و افزایش احتمال آسیب منجر شود، علل احتمالی دیگر این کاهش را می‌توان به ضعف عضلانی و اثر حسی خستگی نسبت داد. ترکیب این عوامل را می‌توان به‌عنوان علت احتمالی کاهش طول گام و جابجایی زاویه‌ای مفصل ران، زانو و مچ پا حین راه رفتن طبیعی دانست.

References

- Akuthota, V., & Nadler, S. F. (2004). *Core strengthening*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 85, 86-92 .
- Aramaki, Y., Nozaki, D., Masani, K., Sato, T., Nakazawa, K., & Yano, H. (2001). "Reciprocal Angular Acceleration of the Ankle and Hip Joints during Quiet Standing in Humans". Experimental brain research, 136(4), 463-473 .
- Arvin, M., Hoozemans, M. J., Burger, B. J., Rispen, S. M., Verschueren, S. M., van Dieën, J. H., & Pijnappels, M. (2015). "Effects of hip abductor muscle fatigue on gait control and hip position sense in healthy older adults". Gait & posture, 42(4), 545-549 .
- Bellew, J. W., & Fenter, P. C. (2006). "Control of balance differs after knee or ankle fatigue in older women". Archives of physical medicine and rehabilitation, 87(11), 1486-1489 .
- Bellew, J. W., Panwitz, B. L., Peterson, L., Brock, M. C., Olson, K. E., & Staples, W. H. (2009). "Effect of acute fatigue of the hip abductors on control of balance in young and older women". Archives of physical medicine and rehabilitation, 90(7), 1170-1175 .
- Chaffin, D. B. (1973). "Localized muscle fatigue-definition and measurement". Journal of Occupational and Environmental Medicine, 15(4), 346-354 .

- de Siqueira Rodrigues, B. G., Cader, S. A., Torres, N. V. O. B., de Oliveira, E. M., & Dantas, E. H. M. (2010). "Pilates' method in personal autonomy, static balance and quality of life of elderly females". *Journal of bodywork and movement therapies*, 14(2), 195-202 .
- DiBenedetto, M., Innes, K. E., Taylor, A. G., Rodeheaver, P. F., Boxer, J. A., Wright, H. J., & Kerrigan, D. C. (2005). "Effect of a gentle iyengar yoga program on gait in the elderly: An exploratory study". *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86(9), 1830-1837 .
- Earl, J. E. (2005). "Gluteus medius activity during 3 variations of isometric single-leg stance". *Journal of Sport Rehabilitation*, 14(1), 1-11 .
- Gribble, P. A., & Hertel, J. (2003). "Considerations for normalizing measures of the star excursion balance test". *Measurement in physical education and exercise science*, 7(2), 89-100 .
- Gribble, P. A; & Hertel, J. (2004). "Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control". *Journal of electromyography and kinesiology*, 14(6), 641-646 .
- Hatfield, G. (2009). *The effects of quadriceps impairment on lower limb kinematics, kinetics and muscle activation during gait in young adults*. Dalhousie University.
- Hatton, A. L., Menant, J. C., Lord, S .R., Lo, J. C., & Sturnieks, D. L. (2013). "The effect of lower limb muscle fatigue on obstacle negotiation during walking in older adults". *Gait & posture*, 37(4), 506-510 .
- Hwang, W., Jang, J. H., Huh, M., Kim, Y. J., Kim, S. W., Hong, I. U., & Lee, M. Y. (2015). "The effect of hip abductor fatigue on static balance and gait parameters". *Physical therapy rehabilitation science*, 5(1), 34-39 .
- Lord, S. R., Lloyd, D. G., Nirui, M., Raymond, J., Williams, P., & Stewart, R. A. (1996). "The effect of exercise on gait patterns in older women: A randomized controlled trial". *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 51(2), M64-M70 .
- McMullen, K. L., Cosby, N. L., Hertel, J., Ingersoll, C. D., & Hart, J. M. (2011). "Lower extremity neuromuscular control immediately after fatiguing hip-abduction exercise". *National Athletic Trainers' Association, Inc.* 46(6): 607-614.
- Moen, T. S. (2014). "Evaluation of a markerless motion capture system as a tool for sports movement analysis-implications for acl injury risk assessment". University of Oslo
- Patrek, M. F., Kernozek, T. W., Willson, J. D., Wright, G. A., & Doberstein, S. T. (2011). "Hip-abductor fatigue and single-leg landing mechanics in women athletes". *Journal of athletic training*, 46(1), 31-42 .
- Paillard, T. (2012). "Effects of general and local fatigue on postural control: A review". *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36(1), 162-176 .
- Sadeghi, H., Prince, F., Zabjek, K. F., & Allard, P. (2001). "Sagittal-hip-muscle power during walking in old and young able-bodied men". *Iranian Journal of Aging and Physical Activity*, 9(2), 172-183 .(In Persian)
- Shigematsu, R., Chang, M., Yabushita, N., Sakai, T., Nakagaichi, M., Nho, H., & Tanaka, K. (2002). "Dance-based aerobic exercise may improve indices of falling risk in older women". *Age and ageing*, 31(4), 261-266 .
- Shumway-Cook, A., Gruber, W., Baldwin, M., & Liao, S. (1997). "The effect of multidimensional exercises on balance, mobility, and fall risk in community-dwelling older adults". *Physical therapy*, 77(1), 46-57 .
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (1995). *Motor control: Theory and practical applications Williams and Wilkins*. Baltimore, MD .
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: Translating research into clinical practice*: Lippincott Williams & Wilkins.
- Vickers, D. R., Palk, C., McIntosh, A., & Beatty, K. (2008). "Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: A biomechanical analysis". *Gait & posture*, 27(3), 518-529 .
- Winter, D. A. (1991). *Biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological*.
- Winter, D. A., Prince, F., Frank, J., Powell, C., & Zabjek, K. F. (1996). "Unified theory regarding a/p and m/l balance in quiet stance". *Journal of neurophysiology*, 75(6), 2334-2343 .
- Yoshino, K., Motoshige, T., Araki, T., & Matsuoka, K. (2004). "Effect of prolonged free-walking fatigue on gait and physiological rhythm". *Journal of biomechanics*, 37(8), 1271-1280.