مقاله پژوهشی

مقایسه مقادیر فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی قبل و بعد از خستگی در افراد با سابقه کووید-۱۹ در مقایسه با افراد سالم طی راه رفتن

امیرعلی جعفرنژادگرو[۱*]، زینب نوروزی[۲]، ابراهیم پیری[۳]

تاریخ دریافت ۱۴۰۱/۱۲/۰۶ تاریخ پذیرش ۱۴۰۲/۰۷/۳۰

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: خستگی یکی از عوامل مؤثر در تغییر فعالیت الکتریکی عضلات به شمار می‌آید، به‌نحوی‌که این شاخص در ارتباط مستقیمی با افزایش پتانسیل آسیب‌های عضلانی و افت عملکرد در مراحل مختلف ورزشی قرار دارد. لذا هدف از پژوهش حاضر بررسی مقایسه مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی قبل و بعد از خستگی در افراد با سابقه کووید ۱۹ در مقایسه با افراد سالم طی راه‌رفتن بود.

مواد و روش کار: پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. جامعه آماری پژوهش حاضر شامل زنان با سابقه ابتلا به کووید-۱۹ و زنان سالم استان اردبیل بود. نمونه آماری به تعداد ۲۸ نفر با دامنه سنی ۳۰-۱۸ سال به روش نمونه‌گیری هدفمند انتخاب شدند. نمونه‌های آماری شامل دو گروه ۱۴ نفر افراد سالم و ۱۴ نفر افراد باسابقه‌ی کووید-۱۹ بودند. روش پرسش از افراد برای سابقه ابتلا به بیماری کووید-۱۹ به‌گونه‌ای که حداقل دو ماه از زمان ابتلا به این ویروس گذشته بود، درحالی‌که تست PCR آن‌ها قبلاً مثبت شده بود در تقسیم‌بندی گروه‌های کووید-۱۹ و افرادی که هیچ‌گونه علائمی نداشتند به‌عنوان گروه سالم انتخاب شدند. داده‌های الکترومایوگرافی با استفاده از برنامه بایومتریک دیتالیت قبل و بعد از پروتکل خستگی تحلیل شد. از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری جهت تحلیل آماری و آزمون تعقیبی بونفرونی در سطح معناداری $P<0/05$ استفاده شد.

یافته‌ها: یافته‌ها نشان داد اثر تعاملی گروه و خستگی بر فرکانس فعالیت عضلات پهن خارجی (P=۰/۰۳۳)، پهن داخلی (P=۰/۰۲۹) و سرینی میانی (P=۰/۰۳۵) معنادار بود، به‌طوری‌که کاهش فرکانس فعالیت این عضلات بعد از خستگی نسبت به قبل از آن در گروه سالم بیشتر از گروه کووید بود.

بحث و نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد که کاهش فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در فازهای مختلف راه‌رفتن پس از خستگی در افراد مبتلا به کووید-۱۹ متفاوت از افراد سالم است که می‌تواند زمینه‌ی جدی برای بروز آسیب و کاهش ثبات مفاصل حین راه رفتن باشد. بااین‌حال اثبات هر چه بهتر این موضوع نیاز به پژوهش‌های بیشتر در آینده دارد.

کلیدواژه‌ها: کووید-۱۹، الکترومایوگرافی، خستگی، عضلات اندام تحتانی، راه‌رفتن

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و چهارم، شماره هشتم، ص ۴۶۰-۴۵۰، آبان ۱۴۰۲

آدرس مکاتبه: اردبیل، دانشگاه، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی،، تلفن: ۰۹۱۰۵۱۴۶۲۱۴

Email:

مقدمه

راه‌رفتن و پیاده‌رویی یکی از ورزش‌های محبوب در بین افراد است، بدین‌جهت که نیاز بسیار کمی به تجهیزات ورزشی، تجربه، و مهارت دارد (۱). پیاده‌رویی یکی از بهترین تمرینات برای بهبود عملکرد و سلامت مفاصل می‌باشد (۲). بر اساس گزارش سازمان بهداشت جهانی (WHO)، افرادی که در طول هفته تمرینات هوازی انجام می‌دهند، خطر ابتلا به بیماری‌های قلبی-عروقی، سکته‌های ناگهانی، کلسترول بالا، فشارخون بالا، درد مفاصل، دیابت ملیتوس، بیماری‌های استخوانی (کاهش تراکم استخوانی) و ...کمتری را در مقایسه با افراد غیرفعال تجربه می‌کنند (۳، ۴). بیماری کرونا یا کووید ۱۹ که از اوایل دسامبر سال ۲۰۱۹ ابتدا در آسیای شرقی و سپس در سرتاسر جهان شیوع پیدا کرد، و به سرعت در نقاط مختلف دنیا گسترش پیدا نمود و منجر به مرگ صدها هزار نفر از مردم مختلف جهان شد (۵).

[۱] دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران (نویسنده مسئول)

[۲] کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[۳] دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

با شیوع ویروس کووید ۱۹ و اعمال قرنطینه، افراد زیادی به دلیل ترس و وحشت زیاد از این ویروس تمایلی به شرکت در ورزش‌ها نداشتند، به‌نحوی‌که شیوع بدون مرز این ویروس باعث تعطیلی مراکز عمومی، اماکن ورزشی و رویدادهای مهم ازجمله سطوح مختلف مسابقات ورزشی و حتی المپیک ۲۰۲۰ در نقاط مختلف جهان شد (۶). اما با پایان یافتن دوران کرونا مبتلایان به این ویروس از هیپوکسی (کاهش اکسیژن‌رسانی) و خستگی زودرس در هنگام بالا رفتن از پله، پایین آمدن از پله، پیاده‌رویی و هرگونه فعالیتی که دستگاه هوازی را درگیر می‌کند احساس نارضایتی داشتند (۷، ۸). با توجه به این که کووید ۱۹ یک نوع بیماری تنفسی به شمار می‌آید، در ارتباط نزدیکی با افت عملکرد ریه قرار دارد (۹). کاهش عملکرد ریه به لحاظ اکسیژن‌رسانی کافی از طریق آلوئول‌ها می‌تواند زمینه جدی برای بروز خستگی عضلانی این دسته از افراد باشد (۱۰). بر همین اساس شواهد گذشته مبتنی بر این است که هیپوکسی (به هر دلیلی)، می‌تواند منجر به کاهش اشباع اکسیژن خون سرخرگی گردد (۱۱). احتمالاً کاهش اکسیژن‌رسانی در افرادی که سابقه ابتلا به کووید ۱۹ داشتند می‌تواند زمینه اصلی برای اختلال در فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی حین فعالیت زیربیشینه و درنهایت بروز خستگی باشد. باوجوداین، این موضوع به لحاظ علمی موردبررسی قرار نگرفته است.

به لحاظ فیزیولوژیکی خستگی عبارت است از ناتوانی عضله در تولید نیروی کافی برای استمرار یک فعالیت (۱۲). همچنین بر اساس نتایج مطالعات پیشین خستگی سبب کاهش قدرت ارادی و ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعال‌سازی هم‌زمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست، و درنهایت کاهش عملکرد و کارایی سیستم عضلانی می‌شود (۱۴-۱۲). بر اساس مطالعات جعفرنژاد گرو و همکاران (۲۰۲۱)، در همین راستا اظهار داشتند که در افراد مبتلا به کووید ۱۹ دامنه فعالیت الکتریکی عضلات دچار تغییر می‌شود. به‌نحوی‌که تغییرات ایجادشده در فعالیت الکتریکی عضلات در ارتباط مستقیمی با بروز آسیب و پتانسیل ایجادشده در این افراد می‌باشد (۱۵). باوجوداین، مطالعه جعفرنژاد گرو و همکاران (۲۰۲۱) اثرات خستگی را موردبررسی قرار ندادند، از سوی دیگر مطالعه مذکور دامنه فعالیت عضلات را ارزیابی نموده و مقادیر فرکانس در این مطالعه موردبررسی قرار نگرفته است (۱۵). همچنین نتایج مطالعات گذشته حاکی از آن است که بروز خستگی در افراد می‌تواند با کاهش عملکرد عصبی- عضلانی نقش مهمی در رفتار مکانیکی و فعالیت عصبی-عضلانی داشته باشد (۱۶). در همین راستا نتایج پیشین نشان داده است که اختلال در دامنه فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی می‌تواند منجر به افزایش دامنه‌ی نوسانات پاسچر و کاهش توانایی تعادل و ثبات طی راه رفتن گردد (۱۹-۱۷).

با توجه به مطالعات و تحقیقات انجام گرفته شده در زمینه کووید ۱۹ در حیطه‌های مختلف، ضروری است تا دلایل اصلی تغییرات فعالیت الکتریکی عضلات موردبررسی و تحلیل قرار گیرد، تا از بروز آسیب و بی‌ثباتی حین فعالیت همچون راه رفتن به حداقل برسد.

به نظر می‌رسد نتایج پژوهش حاضر می‌تواند درک دقیق‌تری درباره تفاوت احتمالی فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی قبل و بعد خستگی در افراد دارای سابقه ابتلا به کووید ۱۹ در مقایسه با افراد سالم را ارائه دهد. لذا هدف از مطالعه حاضر بررسی مقایسه مقادیر فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی قبل و بعد از خستگی در افراد با سابقه کووید ۱۹ در مقایسه با افراد سالم طی راه رفتن بود.

مواد و روش کار

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. برای تعیین حداقل حجم نمونه از نرم‌افزار G*Power3.1 استفاده شد که این نرم‌افزار نشان داد در سطح معنی‌داری ۰/۰۵، اندازه اثر ۰/۸ و توان آماری برابر ۰/۸ از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری حداقل تعداد نمونه برابر ۱۴ نفر در هر گروه می‌باشد (۲۰). جامعه آماری پژوهش حاضر را زنان با سابقه مبتلا به کووید ۱۹ و سالم استان اردبیل تشکیل دادند. ابتدا نمونه‌ها با پرسش از خود شخص در مورد این که آیا به کووید ۱۹ مبتلا شده‌اند و آیا تست PCR آنان مثبت شده بود و با علائمی که داشتند افراد مبتلا به کووید ۱۹ معرفی شدند (دو ماه از سابقه ابتلا به کووید ۱۹ آزمودنی‌ها گذشته بود)، و همچنین افرادی که از زمان اعلام ابتلا به کووید ۱۹ علائمی از این بیماری نداشتند به‌عنوان افراد سالم معرفی شدند. به علاوه لازم به ذکر است که آزمودنی‌های شرکت‌کننده در این پژوهش سابقه پیاده‌رویی تفریحی قبل از ابتلا به ویروس کووید ۱۹ داشتند (هفته‌ای یک جلسه به مدت ۴۵ دقیقه پیاده‌رویی). نمونه آماری پژوهش حاضر به تعداد ۲۸ نفر (زنان) با دامنه سنی ۳۰-۱۸ سال بودند که به‌طور هدفمند و داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. آزمودنی‌ها در دو گروه ۱۴ نفری با سابقه‌ی مبتلا به کووید ۱۹ و سالم تقسیم شدند، میانگین سن آزمودنی‌ها ۱/۷±۲۲/۴ سال، میانگین قد ۷/۶±۱/۷۲ متر، و میانگین وزن ۹/۰۰±۶۱/۶ کیلوگرم بود. پای راست طی آزمون شوت فوتبال به‌عنوان پای برتر تمامی آزمودنی‌ها مشخص گردید (۲۱). شرایط ورود به پژوهش شامل: انتخاب آزمودنی‌ها بر اساس سابقه ابتلا به کووید ۱۹، نداشتن قطع عضو و یا اختلالات عصبی و ارتوپدی ناشی از سایر بیماری‌ها، همچنین نداشتن ناهنجاری در اندام‌های تحتانی و عدم سابقه عمل جراحی در اندام‌های تحتانی بود. شرایط خروج آزمودنی‌ها از پژوهش شامل، بروز آسیب در اندام تحتانی بدن و عدم تمایل به همکاری

بود. همچنین در کلیه مراحل پژوهش، اخلاق پژوهشی رعایت شد و از آزمودنی‌ها رضایت‌نامه حضور در پژوهش اخذ شد (۲۲). تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود (۲۳). پروتکل اخلاقی این مطالعه دارای کد اخلاق به شماره IR.UMA.REC.1400.078 بود.

قبل از شروع دیتاگیری از آزمودنی‌ها در ابتدا در خصوص نحوه اجرا آزمایش و وظایف آزمودنی‌ها توضیحاتی ارائه شد، و در ادامه به سؤالات و ابهامات آزمودنی‌ها پاسخ‌هایی ارائه شد (۲۴). طی این پژوهش آزمودنی‌ها مسیر ۱۸ متری را با سرعت متوسط ۱/۲ متر ثانیه راه رفتند. فعالیت الکتریکی ۸ عضله اندام تحتانی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی هشت کاناله بایومتریک (ساخت انگلیس) با الکترودهای سطحی دو قطبی ثبت شد. محل قرار دادن الکترودها سطحی بر روی عضلات درشت نئی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، راست رانی، پهن خارجی، دوسررانی، نیمه‌وتری و سرینی میانی بر طبق پروتکل اروپایی سنیام قرار گرفت (۲۵). آزمودنی‌ها کوشش راه رفتن را در مسیر ۱۸ متری آزمایشگاه پس از قرارگیری الکترودها روی عضلات قبل و بعد از پروتکل حستپی انجام دادند. هر مرحله با چهار کوشش صحیح ثبت شد. کوششی صحیح در نظر گرفته شد که سیگنال الکترومایوگرافی تمامی عضلات به‌صورت صحیح ثبت شده باشد. پروتکل خستگی بر روی تردمیل انجام شده و سرعت دویدن به تدریج افزایش پیدا می‌نمود جهت تشخیص لحظه خستگی از مقیاس برگ و رسیدن به ۸۰ درصد حداکثر ضربان قلب استفاده شد. لازم به ذکر است که فاصله دو مرکز الکترود برابر دو سانتی‌متر مربع و سطح الکترود ضدحساسیت بود. فرکانس نمونه‌برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز بود. فیلترها پایین‌گذر و بالاگذر به ترتیب ۵۰۰ و ۲۰ هرتز و ناچ فیلتر ۶۰ هرتز (جهت حذف نویز برق شهری) جهت هموارسازی داده‌های خام الکترومایوگرافی مورد استفاده قرارگرفت. همچنین GAIN *دستگاه* برابر ۱۰۰۰ بود (۲۶). محل دقیق قرارگیری هر الکترود قبل شروع تست بر روی بدن آزمودنی مشخص شد جهت ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ابتدا محل عضلات نام برده شده با ژلت تراشیده شد، و با الکل طبی و پنبه جهت کاهش مقاومت تمیز شد. برای تشخیص محل دقیق الکترودها از لمس لندمارک‌های استخوانی و انقباض ایزومتریک عضلات استفاده گردید. پس از تشخیص لندمارک‌ها، الکترودها در راستای فیبرهای عضلانی نصب شدند (۲۷). داده‌های به دست آمده از دستگاه الکترومایوگرافی، داده‌های خام نامیده می‌شوند. علت این نام گذاری، نویز بسیاری زیاد آن‌ها می‌باشد، بنابراین، فیلتر داده‌های خام ضروری است. چندین روش برای حذف نویز باهدف یکسان وجود دارد. در این تحقیق برای فیلتر کردن داده‌های الکترومایوگرافی، روش باتروورث بالاگذر با فرکانس برش ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز و برای داده‌های کینتیکی از باتروورث پایین‌گذر با فرکانس برش ۲۰ هرتز مورد استفاده قرار گرفت (۲۸). درنهایت مقادیر میانه‌ی فرکانس سیگنال‌ها طی سه فاز پاسخ بارگیری، میانه اتکا، و هل دادن راه رفتن ثبت و محاسبه شد. ثبت داده‌های الکترومایوگرافی توسط پژوهشگر و با کمک کارشناس آزمایشگاه انجام شد.

بررسی داده‌ها:

بررسی داده‌های ثبت شده باهدف اطمینان از صحت آن‌ها در مراحل و شیوه‌های مختلف انجام گردید. در ابتدا هم‌زمان با پایان هر کوشش از سوی آزمودنی، سیگنال‌های الکترمایوگرافی سطحی در نرم‌افزار مربوطه چک شد و با مشاهده ویژگی‌های مربوطه (پیوسته بودن، شکل سیگنال و...) صحت اولیه آن‌ها تأیید می‌گردید. این نکته را می‌بایست در نظر گرفت که عمل چک کردن داده‌ها و سیگنال‌های ثبت شده با توجه به تحقیقات مشابه، منابع معتبر و یافته‌ها که محققین در طی فرآیند انجام تحقیق و مرور ادبیات پیشینه به دست آورده بودند، صورت گرفته است (۲۸). بدیهی است که وجود هرگونه مشکل در داده‌های ثبت شده که استفاده از آن‌ها باعث کاهش اعتبار و صحت داده‌ها می‌گردید، کوشش مدنظر حذف و مجدد تکرار شد. جهت تحلیل داده‌های الکترومایوگرافی از برنامه بایومتریک دیتالیت استفاده شد.

روش آماری:

نرمال بودن داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک تأیید شد. همچنین برای تحلیل داده‌های آماری از آزمون آنالیز واریانس دوسویه استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری برابر ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار (SPSS) نسخه ۲۰ انجام پذیرفت. اندازه اثر با استفاده از مقادیر مجذور اتا محاسبه گردید (۲۹).

یافته‌ها

بر اساس نتایج پژوهش حاضر نرمال بودن داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیروویک مورد تأیید قرار گرفت ($P<0/05$). نتایج فرکانس فعالیت منتخبی از عضلات اندام تحتانی در دو گروه طی فاز پاسخ بارگذاری راه رفتن (جدول ۱)، نشان داد که اثر خستگی بر فرکانس عضلات دوقلو داخلی ($P=0/033$)، پهن خارجی ($P=0/012$)، و عضله سرینی میانی ($P=0/021$) طی فاز پاسخ بارگذاری راه رفتن به لحاظ آماری معنی‌دار بود (جدول ۱). مقایسه جفتی نشان داد که فرکانس فعالیت عضله دوقلوی داخلی، عضله پهن خارجی و عضله سرینی میانی طی فاز پاسخ بارگذاری بعد از خستگی نسبت به قبل از خستگی دچار کاهش شده است. نتایج نشان داد که اثر عامل گروه بر فرکانس فعالیت هیچ یک از عضلات طی فاز پاسخ بارگیری به لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P>0/05$). یافته‌ها نشان داد اثر تعاملی

گروه و خستگی بر فرکانس فعالیت عضلات پهن خارجی (P=۰/۰۳۳)، پهن داخلی (P=۰/۰۲۹) و سرینی میانی (P=۰/۰۳۵) معنادار است به این ترتیب که کاهش فرکانس فعالیت این عضلات بعد از خستگی نسبت به قبل از آن در گروه سالم بیشتر از گروه کووید است.

جدول (۱): میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت منتخبی از عضلات اندام تحتانی در دو گروه طی فاز پاسخ بارگذاری راه رفتن

عضلات	گروه سالم		دامنه تغییر	گروه کووید ۱۹		دامنه تغییر	مقدار P		
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		اثر خستگی	اثر گروه	اثر خستگی×گروه
درشت نی قدامی	۷۸/۱۰±۲۰/۴۳	۸۱/۴۷±۱۸/۳۰	۳	۸۱/۷۲±۱۴/۰۹	۸۳/۸۹±۱۵/۴۰	۲	(۰/۰۱۶)۰/۵۱۸	(۰/۰۱۴)۰/۵۴۸	(۰/۰۰۱)۰/۸۸۸
دوقلو داخلی	۱۱۳/۲۸(۲۵/۲۴	۹۹/۳۰±۲۲/۳۶	۱۴	۱۰۵/۶۲±۱۶/۴۹	۹۸/۹۸±۲۲/۱۴	۷	(۰/۱۶۴)۰/۰۳۳×	(۰/۰۱۳)۰/۵۶۵	(۰/۰۲۴)۰/۴۲۹
پهن خارجی	۱۱۴/۷۵(۳۸/۷۰	۸۱/۵۸(۲۱/۸۰	۳۳	۹۰/۰۸(۲۵/۴۲	۸۷/۱۵(۲۶/۵۷	۱۳	(۰/۲۱۹)۰/۰۱۲×	(۰/۰۴۵)۰/۲۷۷	×(۰/۱۶۴)۰/۰۳۳
پهن داخلی	۹۳/۵۴(۳۳/۶۹	۷۸/۵۴(۱۸/۰۱	۱۵	۸۴/۶۴(۲۴/۲۱	۸۰/۳۳(۲۲/۹۲	۴	(۰/۰۸۸)۰/۱۲۴	(۰/۰۰۹)۰/۶۳۵	×(۰/۷۷۲)۰/۰۲۹
راست رانی	۹۶/۰۷(۲۱/۹۴	۸۵/۳۴(۳۰/۵۹	۱۱	۸۳/۲۱(۱۱/۳۳	۸۳/۳۶(۲۵/۴۹	۰	(۰/۰۳۶)۰/۳۳۴	(۰/۰۴۱)۰/۳۰۲	(۰/۰۳۸)۰/۳۲۱
دوسررانی	۱۱۲/۷۹ (۳۶/۶۹	۹۸/۸۱(۲۷/۹۶	۱۴	۱۰۰/۶۹(۱۸/۳۶	۹۵/۹۸(۱۷/۸۸	۵	(۰/۰۸۲)۰/۱۳۹	(۰/۰۳۳)۰/۳۵۱	(۰/۰۲۲)۰/۴۵۶
نیم وتری	۹۸/۶۸(۳۴/۷۱	۹۲/۶۶(۳۸/۴۹	۶	۸۸/۷۴(۲۲/۸۹	۱۰۳/۶۲(۴۰/۳۱	۱۵	(۰/۰۱۳)۰/۵۶۵	(۰/۰۰۰)۰/۹۶۳	(۰/۰۶۸)۰/۱۸۱
سرینی میانی	۱۰۸/۸۴(۳۵/۴۳	۸۳/۹۲(۲۰/۲۶	۲۵	۹۳/۳۶(۲۳/۵۵	۸۲/۵۹(۱۸/۶۴	۱۱	(۰/۱۸۹)۰/۰۲۱×	(۰/۰۶۵)۰/۱۹۱	×(۰/۹۵۱)۰/۰۳۵

×سطح معناداری معناداری ۰/۰۵>P

نتایج فرکانس فعالیت عضلات در دو گروه طی فاز میانه اتکا راه رفتن (جدول ۲)، نشان داد که اثر عامل خستگی بر فرکانس عضلات پهن خارجی (P=۰/۰۴۵)، پهن داخلی (P=۰/۰۱۱)، راست رانی (P=۰/۰۰۲)، و نیم وتری (P=۰/۰۰۵) به لحاظ آماری معنی‌دار بود (جدول ۲). مقایسه جفتی نشان داد که بعد از خستگی نسبت به قبل از خستگی فرکانس فعالیت عضلات پهن خارجی، پهن داخلی، راست رانی و نیم‌وتری طی فاز میانه اسقرار راه رفتن دچار کاهش می‌شود. یافته‌ها نشان داد که اثر عامل گروه و اثر تعاملی خستگی-گروه بر فرکانس فعالیت عضلات طی فاز میانه استقرار راه رفتن به لحاظ آماری معنی‌دار نبود (P>۰/۰۵).

یافته‌های جدول ۳، مربوط به فرکانس فعالیت اکتریکی عضلات در دو گروه طی فاز هل دادن راه رفتن می‌باشد. نتایج حاکی از آن است که اثر عامل خستگی بر فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز هل دادن به لحاظ آماری معنی‌دار بود (P=۰/۰۲). مقایسه جفتی نشان داد که فرکانس عضله پهن خارجی بعد از خستگی در مقایسه با قبل از آن دچار کاهش می‌شود. اثر عامل گروه و اثر تعاملی خستگی-گروه بر فرکانس فعالیت عضلات طی فاز هل دادن راه رفتن به لحاظ آماری معنی‌دار نبود (P>۰/۰۵).

جدول (۲): میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت عضلات در دو گروه طی فاز میانه اتکا راه رفتن

عضلات	گروه سالم		دامنه تغییر	گروه کووید ۱۹		دامنه تغییر	مقدار P		
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		اثر خستگی	اثر گروه	اثر خستگی گروه
درشت نی قدامی	۸۱/۴۱(۱۶/۵۹)	۷۷/۳۷(۱۵/۰۲	-۴	۷۸/۰۷(۱۰/۶۵	۸۳/۴۳(۲۰/۹۱	۵	(۰/۰۰۱)۰/۸۶۵	(۰/۰۰۳)۰/۷۷۸	(۰/۰۵۴)۰/۲۳۳
دوقلو داخلی	۱۰۵/۷۱(۲۴/۲۳	۹۸/۳۰(۱۷/۲۸	-۷	۱۰۰/۳۰(۲۲/۷۹	۹۵/۷۰(۲۱/۲۰	-۵	(۰/۰۷۳)۰/۱۶۴	(۰/۰۱۳)۰/۵۷۱	(۰/۰۰۴)۰/۷۴۰
پهن خارجی	۸۹/۰۴(۲۳/۷۸	۷۹/۰۸(۱۹/۹۵	-۱۰	۸۸/۶۱(۱۹/۹۳	۷۷/۴۷(۱۱/۷۱	-۱۱	(۰/۱۴۶)۰/۰۴۵×	(۰/۰۰۱)۰/۸۴۹	(۰/۰۰۱)۰/۹۰۷
پهن داخلی	۸۶/۵۰(۲۵/۰۹	۷۵/۱۳(۱۵/۱۴	-۱۱	۸۳/۷۳(۱۹/۵۶	۷۰/۵۶(۹/۸۸	-۱۳	(۰/۲۲۴)۰/۰۱۱×	(۰/۰۱۸)۰/۴۹۳	(۰/۰۰۲)۰/۸۴۲
راست رانی	۱۰۲/۶۵(۲۴/۷۱	۷۹/۰۸(۲۱/۴۵	-۲۳	۸۹/۵۶(۲۴/۲۱	۷۹/۱۱(۱۸/۹۲	-۱۰	(۰/۳۰۴)۰/۰۰۲×	(۰/۰۳۴)۰/۳۴۷	(۰/۰۶۱)۰/۲۰۵
دوسررانی	۱۰۱/۸۰(۱۶/۳۰	۸۷/۷۳(۲۱/۱۶	-۱۳	۹۸/۳۷(۲۰/۷۹	۹۴/۱۶(۲۶/۴۸	-۴	(۰/۱۳۶)۰/۰۵۳	(۰/۰۰۲)۰/۸۲۶	(۰/۰۴۴)۰/۲۸۵
نیم وتری	۱۰۵/۷۹(۲۱/۶۳	۹۳/۴۱(۲۷/۸۶	-۱۲	۹۶/۳۳(۲۰/۸۲	۸۳/۱۱(۲۰/۶۷	-۱۳	(۰/۲۶۵)۰/۰۰۵×	(۰/۰۶۱)۰/۲۰۵	(۰/۰۰۰)۰/۹۲۰
سرینی میانی	۹۵/۰۲(۱۴/۳۹	۸۷/۱۰(۲۱/۲۰	-۷	۹۱/۸۰(۱۵/۰۳	۸۸/۲۱(۱۶/۳۰	-۳	(۰/۰۷۵)۰/۱۶۰	(۰/۰۰۲)۰/۸۳۵	(۰/۰۱۱)۰/۵۹۱

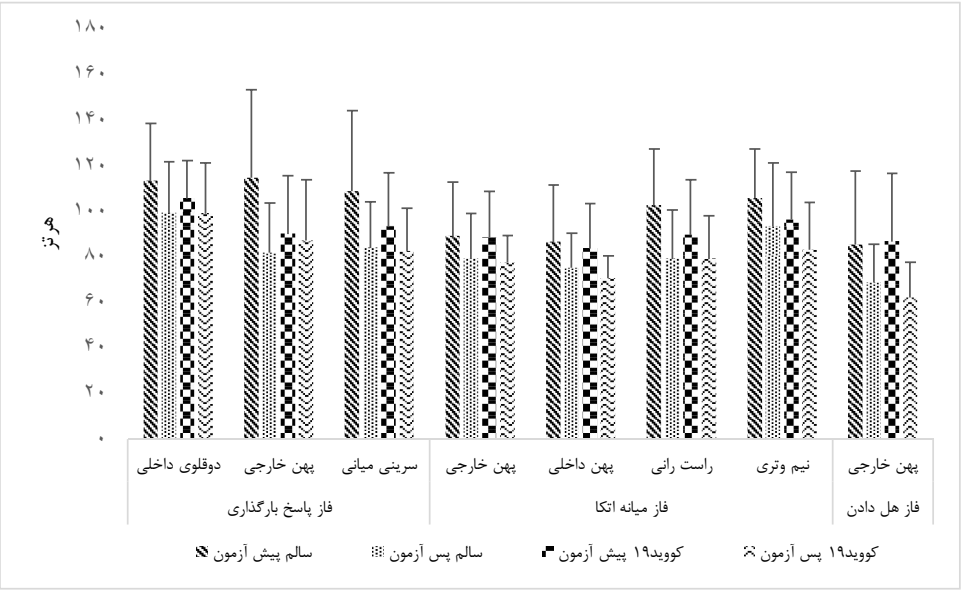
×سطح معناداری معناداری ۰/۰۵>P

جدول (۳): میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت عضلات در دو گروه طی راه رفتن فاز هل دادن راه رفتن

عضلات	گروه سالم		دامنه تغییرات	گروه کوید ۱۹		دامنه تغییرات	مقدار P		
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		اثر خستگی	اثر گروه	اثر خستگی گروه
درشت نی قدامی	۸۲/۷۹(۱۵/۳۰	۸۷/۶۲(۱۲/۸۰	۵	۷۹/۳۹(۱۲/۹۹	۸۵/۶۶(۱۴/۵۳	۶	(۰/۰۷۶)۰/۱۵۴	(۰/۰۲۰)۰/۴۷۱	(۰/۰۰۱)۰/۸۵۱
دوقلو داخلی	۹۱/۳۲(۱۶/۴۴	۹۶/۰۳(۱۶/۵۶	۵	۸۸/۲۶(۲۰/۰۲	۹۳/۸۹(۱۷/۱۰	۵	(۰/۰۴۳)۰/۲۹۱	(۰/۰۱۲)۰/۵۷۷	(۰/۰۰۰)۰/۹۲۴
پهن خارجی	۸۵/۴۱(۳۲/۳۱	۶۸/۷۶(۱۶/۶۳	-۱۷	۸۶/۸۲(۲۹/۶۶	۶۲/۱۵(۱۵/۲۷	-۲۴	(۰/۳۰۴)۰/۰۰۲×	(۰/۰۰۵)۰/۷۱۴	(۰/۰۱۶)۰/۵۱۹
پهن داخلی	۶۸/۱۲(۱۵/۸۵	۶۲/۸۹(۱۸/۰۳	-۶	۷۲/۵۲(۲۵/۴۱	۶۲/۶۰±۲۰/۰۴	-۱۰	(۰/۰۸۲)۰/۱۳۹	(۰/۰۰۵)۰/۷۲۴	(۰/۰۰۹)۰/۶۴۱
راست رانی	۷۸/۹۸(۲۸/۰۲	۶۴/۴۱(۲۱/۸۶	-۱۴	۶۷/۶۰(۱۸/۳۳	۶۱/۳۷(۱۹/۱۴	-۶	(۰/۱۰۵)۰/۰۹۳	(۰/۰۵۵)۰/۲۳۱	(۰/۰۱۸)۰/۴۹۱

عضلات	گروه سالم		دامنه تغییرات	گروه کوید ۱۹		دامنه تغییرات	مقدار P		
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		اثر خستگی	اثر گروه	اثر خستگی گروه
دوسررانی	۹۱/۲۹(۲۵/۳۰	۷۷/۳۱(۴۳/۳۷	-۴	۷۹/۳۹(۲۰/۴۲	۷۷/۵۴(۳۱/۱۲	-۴	(۰/۰۳۶)۰/۳۳۱	(۰/۰۱۷)۰/۵۰۸	(۰/۰۲۲)۰/۴۵۵
نیم وتری	۸۱/۶۶(۲۰/۵۲	۷۳/۱۵(۲۹/۰۴	-۸	۸۱/۰۲(۳۵/۲۶	۷۳/۷۵(۲۶/۹۳	-۸	(۰/۰۳۸)۰/۳۲۱	(۰/۰۰۰)۰/۹۹۸	(۰/۰۰۰)۰/۹۳۷
سرینی میانی	۸۵/۶۱(۲۲/۹۸	۸۲/۱۷(۲۴/۱۹	-۳	۹۰/۵۵(۲۵/۸۴	۸۶/۱۹(۲۱/۵۰	-۴	(۰/۰۳۳)۰/۳۵۷	(۰/۰۱۲)۰/۵۷۷	(۰/۰۰۰)۰/۹۱۳

×سطح معناداری معناداری $P<۰/۰۵$



نمودار (۱): مقایسه فرکانس فعالیت الکترومایوگرافی در دو گروه سالم و با سابقه ابتلا به کووید ۱۹ طی سه فاز مختلف راه رفتن (پس از خستگی).

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی و مقایسه مقادیر فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی قبل و بعد از خستگی در افراد با سابقه کووید ۱۹ در مقایسه با افراد سالم طی راه رفتن بود. نتایج نشان داد که فرکانس فعالیت عضلات دوقلوی داخلی، پهن خارجی و سرینی میانی، طی فاز پاسخ بارگذاری، فرکانس فعالیت عضلات پهن خارجی، پهن داخلی، راست رانی و نیم‌وتری طی فاز میانه اسقرار راه رفتن و فرکانس عضله پهن خارجی طی فاز هل دادن دچار کاهش شده است.

به‌طور کلی نتایج نشان داد که فرکانس عضلات بعد از خستگی نسبت به قبل از خستگی دچار کاهش شده است. بر اساس مطالعات گذشته شواهد مبتنی بر آن است یکی از متغیرهای که خستگی را نشان می‌دهد، کاهش فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات می‌باشد (۳۰). در همین راستا جعفرنژادگرو و همکاران (۲۰۲۰)، طی پژوهشی با عنوان تأثیر پروتکل خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در افراد دارای زانوی پرانتزی طی دویدن با کفش چابکی نشان دادند که فعالیت الکتریکی عضلاتی همچون درشت‌نئی قدامی و نیم‌وتری به دنبال پروتکل خستگی دچار کاهش می‌شود (۳۱). همچنین اسپرلینگ و همکاران (۲۰۲۲)، طی مطالعه‌ای اظهار داشتند که افراد با سابقه کووید ۱۹ با خستگی زودرس حین فعالیت روبه‌رو هستد (۳۲). احتمالاً دلیل همسویی نتایج پژوهش حاضر با مطالعات پیشین به دلیل کاهش ظرفیت عملکردی ریه در این

بیماران باشد. بنابراین، می‌توان استنباط نمود که کاهش فرکانس عضلات دوقلوی داخلی، پهن خارجی و سرینی میانی، طی فاز پاسخ بارگذاری، عضلات پهن خارجی، پهن داخلی، راست رانی و نیمه‌وتری طی فاز میانه استقرار راه رفتن و عضله پهن خارجی طی فاز هل دادن، بعد از خستگی به دلیل ضعف عضلانی و یا کاهش ظرفیت‌های ریوی در این افراد می‌باشد و یا احتمال دارد به دلیل خستگی عضلات طبق اصل اندازه، ابتدا واحدهای حرکتی تند انقباض تحت تأثیر قرار گرفته و فعالیت آن‌ها کم شده است، و متعاقب آن واحدهای حرکتی کند انقباض وارد عمل می‌شود، و چون واحدهای حرکتی کند انقباض فرکانس پایین‌تری را دارند فرکانس فعالیت عضلات دچار کاهش می‌شود (۳۳).

طی این پژوهش، ظرفیت عملکردی عضلات پایین تنه هنگام اجرای تکلیف حرکتی راه رفتن مورد سنجش قرار گرفت. با توجه به این که سهم عضلات در اجرای مراحل مختلف راه رفتن متفاوت می‌باشد (۱۷). بنابراین، فعالیت عضلاتی که سهم بیشتری در اجرای آن فاز داشتند مدنظر قرار گرفت. ۱) در فاز میانه اتکا، کف پا کاملاً روی زمین قرار داشته و حرکت دورانی ساق پا را ایجاد می‌کند تا موقعیت پا تغییر کند. در این فاز مجموعه‌ای از عضلات اندام تحتانی فعال هستند. در مرحله‌ای از راه رفتن عادی که از زمان برخورد پاشنه پای برتر با زمین تا بلند شدن انگشتان پای مقابل از زمین می‌باشد، بر اساس مطالعات جیمزسلف و همکاران (۲۰۰۸)، مهم‌ترین عضلات فعال در این فاز عضله پهن خارجی و عضله سرینی میانی هستند (۳۴). در این فاز راه رفتن، هر دو عضله سهم فعالیت بالایی نسبت به سایر عضلات اندام تحتانی دارند. عضله پهن خارجی جز حمایت کننده‌های زانو به شمار می‌رود که به ثبات مفصل زانو کمک می‌کند، در این فاز کاهش فعالیت الکتریکی عضلات اصلی درگیر می‌تواند زمینه‌ای اصلی برای بروز آسیب و یا کاهش ثبات راه رفتن باشد (۳۵). با توجه به این که در مبتلایان به کووید ۱۹ فعالیت الکتریکی دو عضله اصلی درگیر (پهن خارجی و سرینی میانی)، طی فاز پاسخ بارگذاری راه رفتن کاهش یافته است. احتمالاً مبتلایان به کووید ۱۹ در بلندمدت به دلایل ضعف عضلانی با آسیب‌های مرتبط با راه رفتن روبه‌رو خواهند شد. ۲) در تبین کاهش فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات طی فاز میانه استقرار راه رفتن می‌توان اظهار نمود که عضلات چهارسر ران، درشت نئی قدامی و سرینی میانی نقش پررنگی در کنترل حرکت در مرحله میانی اتکای راه رفتن ایفا می‌کنند (۱۷). بنابراین، ضعف عضلات پهن خارجی، پهن داخلی، راست رانی و نیم‌وتری در افراد مبتلا به کووید ۱۹ باعث کاهش فعالیت تارهای تند انقباض شده و فراخوانی بیشتر تارهای کند انقباض را درپی دارد. که به دلیل فرکانس پایین‌تر این نوع از تارها کاهش در فرکانس این عضلات دیده شده است. ۳) درنهایت فاز هل دادن شامل مرحله بلند شدن پاشنه تا بلند شدن انگشتان پا می‌شود. فرکانس عضله پهن خارجی بعد از خستگی در مقایسه با قبل از آن طی فاز هل دادن راه رفتن دچار کاهش شد. بر اساس نتایج مطالعات گذشته احتمالاً کاهش دامنه فعالیت الکتریکی عضله پهن خارجی طی این فاز نشان از کاهش حمایت این عضله طی راه رفتن و در نتیجه کاهش ثبات راه رفتن و بروز آسیب باشد (۱۷).

از طرفی با توجه به مطالعات انجام گرفته شده در زمینه هیپوکسی (کاهش اکسیژن‌رسانی)، در دوران شیوع ویروس کووید ۱۹، نتایج حاکی از آن است که ریه از عضوهای اصلی درگیر در بیماران بوده، و متعاقب آن به دلیل کاهش اشباع خون سرخرگی خستگی‌های زودرس نمایان می‌گردد (۳۶). در همین راستا طی بیانیه‌ای سازمان بهداشت جهانی (WHO)، احساس سنگینی روی قفسه سینه، بی‌حالی و خستگی هنگام راه رفتن را به‌عنوان یکی از شاخصه‌های درگیری ریه تأیید کرد، به‌نحوی‌که آمار و ارقام در این زمینه نشان از ابتلای نزدیک به ۷/۵ میلیون بیمار دارد که افت خون سرخرگی آنان به کمتر ۹۳ میلیمتر جیوه رسیده است (۳۷). در همین راستا رحیم‌پورمرادی و همکاران (۱۴۰۰)، طی مطالعه‌ای با عنوان اثر خستگی بر برخی ویژگی‌های کینماتیکی حین گام‌برداری، تعادل و دقت شوت فوتبال در دانش‌آموزان متوسطه پسر عشایر کهنوج با سابقه ابتلا به ویروس کرونا اظهار داشتند که خستگی بعد از طی کردن بیماری کرونا و بهبود آن می‌تواند سبب تغییرات کاهشی واضح‌تری در طول گام، تعادل پویا و به‌ویژه دقت شوت فوتبال نسبت به دانش‌آموزان سالم شود (۳۸). همچنین باربیری و همکاران (۲۰۱۳)، قیطاسی و همکاران (۲۰۱۹)، خستگی را به‌عنوان عامل اصلی برای تغییر فعالیت الکتریکی عضلات دانسته‌اند (۳۹، ۴۰). احتمالاً کاهش توانایی ریه در اکسیژن رسانی به عضلات درگیر اصلی در فازهای مختلف راه رفتن یکی از دلایل مهم برای بروز خستگی زودرس در مبتلایان به کووید ۱۹ باشد.

ازجمله محدودیت‌های این پژوهش می‌توان به انتخاب افراد اشاره کرد. بیماران به میزان و شدت متفاوت به کووید- ۱۹ مبتلا شده بودند و دیگر این که فاصله بهبود آن‌ها از زمان ابتلا و همچنین دفعات ابتلا متفاوت بود. مقایسه در گروه‌های سنی متفاوت از ۱۸ تا ۴۹ سال بود و احتمالاً جوان‌ترها کمتر دچار آسیب می‌شدند. همچنین مطالعه بر روی زنان انجام شد. بنابراین امکان تعمیم نتایج به مردان وجود نداشت. جهت اثبات هر چه بهتر نتایج نیاز به انتخاب نمونه بیشتر و بررسی عوامل تاثیرگذار بر نتایج می‌باشد. پیشنهاد می‌گردد: ۱- برای اثبات هر چه بهتر نتایج نمونه‌های بیشتر با بررسی هر دو جنسیت مورد پژوهش قرار گیرد. ۲- به بررسی متغیرهای کینیماتیکی پرداخته شود. ۳. محدودیت‌های پژوهش حاضر مدنظر قرار گیرد.

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد که کاهش فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در فازهای مختلف راه‌رفتن پس از خستگی در افراد مبتلا به کووید ۱۹ متفاوت از افراد سالم است که می‌تواند زمینه‌ی جدی برای بروز آسیب و کاهش ثبات مفاصل حین راه رفتن باشد. بااین‌حال اثبات هر چه بهتر این موضوع نیاز به پژوهش‌های بیشتر در آینده دارد.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان نامه خانم رها نوروزی بود. لذا از تمامی افراد شرکت‌کننده در این پژوهش کمال تشکر و قدردانی را داریم.

حمایت مالی

این مطالعه تحت حمایت مالی دانشگاه محقق اردبیلی انجام گرفته است.

تعارض منافع

نویسندگان اعلام می‌کنند که هیچ‌گونه تعارض منافعی وجود ندارد.

ملاحظات اخلاقی

این مطالعه توسط کمیته اخلاق دانشگاه محقق اردبیلی به شماره IR.UMA.REC.1400.078 به تأیید رسیده است.

References:

1. Lee I, Buchner DM. The importance of walking to public health. Med Sci Sports Exerc 2008;40(7):S512. DOI: 10.1249/MSS.0b013e31817c65d0
2. Liu Y, Xie W, Ossowski Z. The effects of Nordic Walking on health in adults: A systematic review. J Phys Educ Sport 2023;13(1):188-96. https://doi.org/10.12775/JEHS.2023.13.01.028
3. Hendrikse J, Chye Y, Thompson S, Rogasch NC, Suo C, Coxon JP, et al. Regular aerobic exercise is positively associated with hippocampal structure and function in young and middle-aged adults. Hippocampus 2022;32(3):137-52. DOI: 10.1002/hipo.23397
4. Bull FC, Al-Ansari SS, Biddle S, Borodulin K, Buman MP, Cardon G, et al. World Health Organization 2020 guidelines on physical activity and sedentary behaviour. Br J Sports Med 2020;54(24):1451-62. DOI: 10.1136/bjsports-2020-102955
5. Organization WH. Laboratory testing of human suspected cases of novel coronavirus (nCoV) infection: interim guidance, 10 January 2020. WHO, 2020. https://iris.who.int/handle/10665/330374
6. Keshkar S, Dickson G, Ahonen A, Swart K, Addesa F, Epstein A, et al. The effects of Coronavirus pandemic on the sports industry: An update. Ann Appl Sport Sci 2021;9(1):0-12. DOI: 10.29252/aassjournal.964
7. Nalbandian A, Desai AD, Wan EY. Post-COVID-19 condition. Annu Rev Med 2023;74:55-64. DOI: 10.1146/annurev-med-043021-030635
8. Ezzat MM, Elsherif AA. Prevalence of fatigue in patients post COVID-19. Eur J Mol Clin Med 2021;8(3):1330-40. ID: covidwho-1176058
9. Gülhan PY, Arbak PM, Annakkaya AN, Balbay EG, Balbay ÖA. An assessment of post-COVID-19 infection pulmonary functions in healthcare professionals. Am J Infect Control 2022;50(10):1125-32. https://doi.org/10.1016/j.ajic.2022.07.003
10. Anastasio F, Barbuto S, Scarnecchia E, Cosma P, Fugagnoli A, Rossi G, et al. Medium-term impact of COVID-19 on pulmonary function, functional capacity and quality of life. Eur Respir J 2021;58(3). DOI: 10.1183/13993003.04015-2020
11. Ade CJ, Turpin V-RG, Parr SK, Hammond ST, White Z, Weber RE, et al. Does wearing a facemask decrease arterial blood oxygenation and impair exercise tolerance? Respir Physiol Neurobiol 2021;294:103765. DOI: 10.1016/j.resp.2021.103765

12. Behrens M, Gube M, Chaabene H, Prieske O, Zenon A, Broscheid K-C, et al. Fatigue and human performance: an updated framework. Sports Med 2023;53(1):7-31. DOI: 10.1007/s40279-022-01748-2
13. Cifrek M, Medved V, Tonković S, Ostojić S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. Clin Biomech. 2009;24(4):327-40. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010
14. Liu Z, Yang C, Yu J, Zhao X, Wu J, Zhang Y, et al. The Effect of Muscles Fatigue on the Knee's Kinetics and Kinematics Characteristics. Sustainability 2023;15(4):3029. doi: 10.3390/su15043029
15. Jafarnejad A, Valizade-Orang A, Ghaderi K. Comparison of Muscular Activities in Patients with Covid19 and Healthy Control Individuals during Gait. J Rehabil Med 2021;10(1):168-74. DOI: 10.22037/JRM.2021.114587.2563
16. Jones DA. Muscle fatigue due to changes beyond the neuromuscular junction. Ciba Found Symp 1981;82:178–96. DOI: 10.1002/9780470715420.ch11
17. Dehghani M, Mokhtari Malek Abadi A, Jafarnezhadgero AA. Effect of Knee Brace on the Electric Activity of Selected Lower Limb Muscles during Walking in Older Adults. J Rehabil Med 2022;11(1):14-27. DOI: 10.22034/IJRN.9.3.8
18. Waters R, Morris J. Electrical activity of muscles of the trunk during walking. J Anatomy 1972;111(Pt 2):191. PMID: 4261055
19. Mündermann A, Wakeling JM, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity. Gait Posture 2006;23(3):295-302. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.03.004
20. Yip CHT, Chiu TTW, Poon ATK. The relationship between head posture and severity and disability of patients with neck pain. Man Ther 2008;13(2):148-54. DOI: 10.1016/j.math.2006.11.002
21. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait Posture 2017; 53:236-40. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.02.006
22. Picciano AM, Rowlands MS, Worrell T. Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. J Orthop Sports Phys Ther 1993;18(4):553-8. DOI: 10.2519/jospt.1993.18.4.553
23. WMA DOH. Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects in 59th WMA General Assembly. WM Association, Seoul. 2008.
24. McWalter EJ, Cibere J, MacIntyre NJ, Nicolaou S, Schulzer M, Wilson DR. Relationship between varus-valgus alignment and patellar kinematics in individuals with knee osteoarthritis. J Bone Joint Surg 2007;89(12):2723-31. DOI: 10.2106/JBJS.F.01016
25. Hermens H, Freriks B, Merletti R, Rau G, Disselhorst-Klug-Aachen C, Stegeman D, et al. The seniam Project. Seniam Proj 2005. URL http://www seniam org.
26. Kamonseki DH, Gonçalves GA, Liu CY, Júnior IL. Effect of stretching with and without muscle strengthening exercises for the foot and hip in patients with plantar fasciitis: A randomized controlled single-blind clinical trial. Man Ther 2016; 23:76-82. DOI: 10.1016/j.math.2015.10.006
27. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol 2000;10(5):361-74. DOI: 10.1016/s1050-6411(00)00027-4
28. Valizadeorang A, Ghorbanlou F, Jafarnezhadgero A, Alipoor Sarinasilou M. Effect of Knee Brace on Frequency Spectrum of Ground Reaction Forces during Landing from Two Heights of 30 and 50 cm in Athletes with Anterior Cruciate Ligament Injury. J Rehabil Med 2019;8(2):159-68. DOI:10.22037/JRM.2018.111377.1950

29. Cohen J. Quantitative methods in psychology: A power primer. Psychol Bull 1992;112:1155-9. https://web.mit.edu/hackl/www/lab/turkshop/readings/cohen1992.
30. Gibson H, Edwards R. Muscular exercise and fatigue. Sports Med 1985;2:120-32. DOI: 10.2165/00007256-198502020-00004
31. Jafarnezhadgero A, Zivari M. Effect of Fatigue Protocol on Lower Limb Muscle Activities in Individuals with Genu Varus During Running with Agility Shoes1. Res Sport Med 2020;12(28):55-70. DOI: 10.22089/smj.2021.10190.1469
32. Sperling S, Fløe A, Leth S, Hyldgaard C, Gissel T, Topcu A, et al. Fatigue is a major symptom at COVID-19 hospitalization follow-up. J Clin Med. 2022;11(9):2411. DOI: 10.3390/jcm11092411
33. Enoka RM. Muscle fatigue–from motor units to clinical symptoms. J Biomech 2012;45(3):427-33. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.11.047
34. Selfe J, Richards J, Thewlis D, Kilmurray S. The biomechanics of step descent under different treatment modalities used in patellofemoral pain. Gait Posture 2008;27(2):258-63. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.03.017
35. Boling MC, Bolgla LA, Mattacola CG, Uhl TL, Hosey RG. Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. Arch Phys Med Rehabil 2006;87(11):1428-35. DOI: 10.1016/j.apmr.2006.07.264
36. Ketabchi F, Sepehrinezhad A. The Role of Estradiol in Pulmonary Hemodynamics during Ventilation with Hypoxic Gas in Female Rats Subjected to Cirrhosis. Iran South Med J 2018;21(5):362-73. http://ismj.bpums.ac.ir/article-1-956-en.html
37. Moorthy V, Restrepo AMH, Preziosi M-P, Swaminathan S. Data sharing for novel coronavirus (COVID-19). Bull WHO 2020;98(3):150. DOI: 10.2471/BLT.20.251561
38. Rahimpour Moradi R, Amirseyfadini M, Amiri-Khorasani M. Effect of Fatigue on Some Kinematic Characteristics During Gait, Balance, and Accuracy of Football Shots in High School Boys of Kahnooj Nomads with a History of Coronavirus. J Rehabil Med 2022;10(6):1352-65. DOI:10.32598/SJRM.10.6.3
39. Barbieri FA, Lee Y-J, Gobbi LTB, Pijnappels M, Van Dieën JH. The effect of muscle fatigue on the last stride before stepping down a curb. Gait Posture 2013;37(4):542-6. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.09.015
40. Gheitasi M, Bayattork M, Hovanloo F, Porrajab H. Comparing the effect of a fatigue protocol on kinematic gait parameters in students with genu valgum and genu varum and their normal peers. J Physiother 2019;9(2):97-106. DOI:10.32598/ptj.9.2.97

Original Article

COMPARISON OF FREQUENCY OF ELECTRICAL ACTIVITY VALUES OF LOWER LIMB MUSCLES BEFORE AND AFTER FATIGUE IN PEOPLE WITH HISTORY OF COVID-19 COMPARED TO HEALTHY PEOPLE DURING WALKING

Amirali Jafarnezhadgero[1*], *Zeinab Noroozi*[2], *Ebrahim Piri*[3]

Received: 25 February, 2023; Accepted: 22 October, 2023

Abstract

Background & Aims: Fatigue is one of the effective factors in changing the electrical activity of muscles, so that this index is directly related to the increase in the potential of muscle injuries and performance loss in various sports stages. Therefore, the aim of the present study was to compare the electrical activity values of the lower limb muscles before and after fatigue in the people with a history of Covid-19 compared to healthy people during walking.

Materials & Methods: The present research was of semi-experimental and laboratory one. The statistical population of the present study included women with a history of Covid-19 and healthy women in Ardabil province. A statistical sample of 28 people with an age range of 18-30 years was selected by purposive sampling. The statistical samples included two groups of 14 healthy people and 14 people with covid-19. The method of asking people for their history of contracting the Covid-19 disease was in such a way that at least two months had passed from their infection and their PCR test results were already positive. healthy people didn't have any symptoms and had negative PCR results. Electromyography data were analyzed using Datalite Biometric program before and after the fatigue protocol. Two-way analysis of variance (ANOVA) with repeated measures was used for statistical analysis, and bonferroni post hoc test was used at the significance level of $P<0.05$.

Results: The results showed significant group-by-fatigue interaction effect for frequency of the vastus latlarais ($P=0.031$), vastus medialis ($P=0.029$), and gluteus medius ($P=0.035$) muscles during loading response phase. The reduction of frequency content at post-test compared with pre-test in healthy group was greater than that Covid-19 group.

***Conclusion*:** It seems that the difference in the frequency of electrical activity of the muscles of the lower limbs in different phases of walking after fatigue in people with Covid-19 compared to healthy ones can be a serious reason for the occurrence of injury and decrease in the stability of the joints during walking. However, more confirmatory researches in the future are needed to prove this relationship.

Keywords: Covid-19, Electromyography, Fatigue, Lower Limb Muscles, Walking

Address: Iran, Ardebil, University of Mohaghegh Ardabili, Faculty of Education Sciences and Psychology, Department of Sports Biomechanics
Tel: +989105146214
Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

SOURCE: STUD MED SCI 2023: 34(8): 460 ISSN: 2717-008X

This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, as long as the original work is properly cited.

[1] *Associate Professor of Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (Corresponding Author)*
[2] *M.Sc in Exercise Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*
[3] *Ph.D student of Sports biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*