Arch
10.22037/jrm.2021.114587.2563 Research Article

Comparison of Muscular Activities in Patients with Covid-19 and Healthy Control Individuals during Gait

AmirAli Jafarnezhadgero*[1], Aydin Valizadehorang[2], Kosar Ghaderi[3]

1. Associate Professor of Sport Biomechanics, Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
2. Assistant Professor of Sport Physiology, Department of Sport Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
3. MSc of Sport Biomechanics, Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Received: 2020.November.13 **Revised:** 2020.December.21 **Accepted:** 2020.December.26 **Published Online:** 2021.January.27

ABSTRACT

Background and Aims: The aim of the present study was to compare the frequency spectrum of lower limb muscles in patients with Covid-19 and healthy control individuals during gait.

Materials and Methods: The statistical sample of the present study included 15 patients with Covid-19 (age: 24.6± 9.1) and 15 healthy individuals (age: 23.2 ±8.0) who were selected using convenience sampling. The electrical activity of selected lower limb muscles was recorded using electromyography system during gait. Independent sample t-test was used for statistical analysis.

Results: During loading response phase, the frequency spectrum in the vastus medialis, vastus lateralis, and gluteus medius muscles were significantly greater in the patient group than those in the healthy group ($P<0.05$). During mid-stance phase, all of the selected muscles showed a similar median frequency values in the two groups ($P>0.05$).

Conclusion: Lowering the functional capacity of the lower limb muscles results in a lack of proper control of the ground reaction forces, which could increase the likelihood of injury and falls in patients.

Keywords: Covid-19; Electromyography; Frequency spectrum; Gait.

How to cite this article: AmirAli Jafarnezhadgero, Aydin Valizadehorang, Kosar Ghaderi. A comparison of muscular activities in patients with Covid-19 and healthy control individuals during gait. J Rehab Med. 2021; 10(1):168-174.

***Corresponding Author**: AmirAli Jafarnezhadgero, Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

www.SID.ir

Arch
10.22037/jrm.2021.114587.2563 مقاله پژوهشی

مقایسه فعالیت عضلانی در افراد مبتلا به کووید -۱۹ با همسالان سالم طی راه رفتن

امیرعلی جعفرنژادگرو*[۱]، آیدین ولی‌زاده اورنج[۲]، کوثر قادری[۳]

۱. دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲. استادیار فیزیولوژی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۳. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

دریافت مقاله ۱۳۹۹/۰۸/۲۳ بازنگری مقاله ۱۳۹۹/۱۰/۰۱ پذیرش مقاله ۱۳۹۹/۱۰/۰۶

چکیده

مقدمه و اهداف: هدف از پژوهش حاضر مقایسه طیف فرکانس عضلات اندام تحتانی در بیماران مبتلا به کووید-۱۹ با همسالان سالم طی راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها: نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۱۵ بیمار مبتلا به کووید-۱۹ (با میانگین سنی: ۹/۱ ± ۶/ ۲۴) و ۱۵ فرد سالم (با میانگین سنی: ۸/۰± ۲۳/۲ سال) بود که به طور در دسترس انتخاب شدند. فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی ثبت شد. تحلیل داده‌ها با استفاده از آزمون آماری t مستقل انجام شد.

یافته‌ها: طی مرحله پاسخ بارگیری در عضلات پهن داخلی، پهن خارجی و سرینی میانی طیف فرکانس در گروه بیماران به طور معنی‌داری نسبت به گروه سالم بالاتر بود ($P<۰/۰۵$). طی فاز میانه اتکا تمامی عضلات مورد بررسی مقادیر مشابهی در میانه طیف فرکانس را در دو گروه نشان دادند ($P>۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: کاهش ظرفیت عملکردی عضلات اندام تحتانی منجر به عدم کنترل مناسب نیروی عکس‌العمل زمین می‌شود که احتمال آسیب و سقوط را در بیماران افزایش می‌دهد.

واژه‌های کلیدی: نوروپاتی دیابتی، الکترومایوگرافی، طیف فرکانس، راه رفتن

نویسنده مسئول: امیرعلی جعفرنژادگرو، دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
آدرس ایمیل: amiralijafarnezhad@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

کروناویروس‌ها خانواده‌ای بزرگ از ویروس‌ها هستند که از علل بیماری‌هایی همچون ذکام معمولی تا امراض شدیدتری مانند سندروم تنفسی خاورمیانه (MERS) و سندروم حاد تنفسی (SARS) شناخته می‌شوند. یک کروناویروس جدید (کووید-۱۹) در ۲۰۱۹ در ووهان، چین شناسایی شد. این یک کرونا ویروس جدید است که قبلاً در بین انسان‌ها شناسایی نگردیده است. هر گونه اشاره به nCoV به کووید-۱۹ باز می گردد، که مریضی عفونی ایجاد شده توسط جدیدترین کروناویروس کشف شده است. در انسان، این ویروس عمدتاً از طریق تماس مستقیم با فرد بیمار سرایت پیدا می‌کند. این ویروس همچنین می‌تواند از طریق لمس سطح آلوده و سپس لمس دهان، بینی یا چشم‌ها سرایت پیدا کند، اگرچه گمان می‌رود این شیوهٔ اصلی سرایت ویروس نباشد.

موارد زیر علائم ویروس کرونای جدید هستند: تب یا لرز، سردرد، سرفه، گلودرد، انسداد بینی یا آبریزش بینی، از دست دادن ناگهانی حس چشایی یا بویایی، تنگی نفس یا مشکل در تنفس، حالت تهوع، استفراغ یا اسهال، سرگیجه، یا درد عضلات یا بدن. ویروس کووید ۱۹ به لحاظ اقتصادی و اجتماعی خسارات زیادی را به جامعه بین المللی وارد نموده است. به همین دلیل پیدا نمودن علل و پیامدهای ناشی از این ویروس توجه بسیاری از محققین را به خود جلب نموده است. با توجه به موارد مشاهده شده در علائم این بیماری که دستگاه تنفسی را درگیر نموده و همچنین وجود درد عضلانی، احتمالا این موارد می‌توانند عملکرد راه رفتن فرد را حتی بعد از بهبود فرد نیز تحت تاثیر قرار دهند. علت این موضوع این است که عضلات بدن هستند که سبب ایجاد حرکت در مفصل و انجام تکالیف روزانه همچون دویدن می‌شوند [۱،۲]. با توجه به نوظهور بودن این بیماری تاکنون مطالعه‌ای در ارتباط با اثرات این بیماری بر روی مکانیک راه رفتن در این افراد انجام نشده است. اختلال در مکانیک راه رفتن می‌تواند منجر به رخداد آسیب‌های مفصلی و همچنین کاهش در ظرفیت قلبی-تنفسی شود [۳-۵]. فعالیت عضلات که توسط دستگاه الکترومایوگرافی ثبت می‌شود می‌تواند اطلاعات مهمی را در ارتباط با عملکرد سیستم عضلانی اسکلتی و نقایص احتمالی ایجاد شده در آن فراهم آورد [۶-۸]. از سوی دیگر نقص در سیستم عضلانی اسکلتی می‌تواند نیروهای وارده بر زمین به بدن فرد را تحت تاثیر قرار داده و سبب افزایش احتمال آسیب گردد [۹،۱۰]. به عنوان مثال گزارش شده است که افزایش نرخ بارگزاری با احتمال ایجاد درد کشککی رانی، استئوآرتریت زانو و ... همراه باشد [۱۱،۱۲]. بنابراین، بررسی ظرفیت عملکردی عضلات پا در این بیمارن می‌تواند چشم‌اندازی را برای آگاهی از وضعیت بیمار به وجود بیاورد تا بتوان راهکارها و مداخلات هدفمند و موثری را برای مدیریت بیماری اتخاذ کرد. یکی از روش‌های غیرتهاجمی که برای بررسی عملکرد عضلات بیماران کووید-۱۹ بسیار مورد توجه بوده است، استفاده الکترومایوگرافی سطحی است [۱۳].

در بین پارامترهای مختلفی که می‌توان از تحلیل الکترومایوگرام برای بررسی عملکرد عضلانی بدست آورد، طیف فرکانس عضلات با ویژگی‌های مختلفی از عضله اعم از نوع و ضخامت تار عضلانی و همچنین تغییرات مربوط به سرعت هدایت و به کارگیری و هماهنگ‌سازی واحدهای حرکتی همبستگی دارد. با توجه به مشاهده ضعف عضلانی در بیماران مبتلا به کووید-۱۹، بررسی فرکانس فعالیت عضلات در این افراد طی تکالیف حرکتی مختلف می‌تواند اطلاعات مفیدی را جهت طراحی برنامه‌های توانبخشی هرچه بهتر فراهم آورد.

با توجه به اینکه عضلات درشت‌نئی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، راست رانی، پهن خارجی، دوسررانی، نیم‌وتری و سرینی میانی بیشترین کارکرد را در تکلیف حرکتی راه رفتن دارند و همچنین توجه به سهم هر کدام از عضلات در فازهای مختلف راه رفتن متفاوت است، همچنین با توجه به برخی ملاحظات مانند مفصل محل اتصال یکسان در برخی از عضلات با هم و سینرژیست بودن برخی از آن‌ها به نظر می‌رسد برای بررسی تاثیرات ابتلا به کووید-۱۹ بر الگوی راه رفتن بیماران توجه ویژه به این موارد می‌تواند اطلاعات قابل اتکاتری را فراهم آورد. بنابراین ما در این پژوهش تمامی عضلات موثر در راه رفتن و سهم هر کدام از آن‌ها در فازهای مختلف تکلیف راه رفتن را به طور ویژه مورد توجه قرار دادیم. ما به ترتیب تغییرات مشاهده شده در مراحل مختلف راه رفتن را به تفکیک بر اساس مهم‌ترین عضلات فعال در هر فاز مورد بررسی و بحث قرار می‌دهیم.

بنابراین هدف از پژوهش حاضر مقایسه طیف فرکانس فعالیت منتخبی از عضلات پا در بیماران مبتلا به کووید-۱۹ با همسالان سالم طی راه رفتن می‌باشد.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع مقطعی و عرضی می‌باشد. جامعه آماری پژوهش حاضر را کلیه مردان مبتلا به کووید-۱۹ که بیش از یک ماه از زمان بهبودی و دوره انتقال آن‌ها گذشته بود (حداقل دو ماه از زمان ابتلا) تشکیل دادند. معیار ورود افراد وجود نشانه‌های بیماری کرونا، تشخیص و توصیه پزشک بود.

www.SID.ir

Archive of SID

از بین جامعه آماری ۱۵ مرد مبتلا به کووید-۱۹ (با میانگین سنی: ۹/۱ ± ۶/ ۲۴ سال، شاخص توده بدن: ۵/۲ ± ۲۸/۱ کیلوگرم بر متر مربع) و ۱۵ مرد سالم (با میانگین سنی: ۸/۰± ۲۳/۲ سال، شاخص توده بدن: ۱/۹ ± ۲۷/۴ کیلوگرم بر متر مربع) به صورت در دسترس به عنوان نمونه پژوهش انتخاب شدند. آزمودنی‌ها در دوره بیماری قرنطینه خانگی را دارا بودند.

سایر معیارهای ورود به پژوهش شامل نداشتن قطع عضو بودن و یا اختلالات عصبی و ارتوپدی ناشی از سایر بیماری‌ها، نداشتن ناهنجاری‌های در ناحیه اندام تحتاتی و عدم سابقه عمل جراحی در ناحیه اندام تحتانی و تنه بود. شرکت‌کنندگان فرم‌های مربوط به پرسشنامه تندرستی، میزان فعالیت جسمانی روزانه و رضایت نامه آگاهانه را تکمیل و تایید کردند [۶]. افراد شرکت کننده در پژوهش قبل از ابتلا به بیماری به لحاظ انجام فعالیت فیزیکی منظم غیرفعال بودند.

فعالیت الکتریکی ۸ عضله اندام تحتانی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی ۸ کاناله بایومتریک (ساخت انگلیس) با الکترودهای سطحی دو قطبی ثبت شد. محل قرار دادن الکترودها بر روی عضلات درشت نئی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، راست رانی، پهن خارجی، دوسررانی، نیم‌وتری و سرینی میانی بر طبق پروتکل اروپایی سنیام بود[۱۴]. فاصله مرکز تا مرکز الکترود برابر دو سانتی‌متر مربع و سطح الکترود ضد حساسیت بود. فرکانس نمونه‌برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز بود. فیلترها پایین‌گذر ی و بالاگذر به ترتیب ۵۰۰ و۲۰ هرتز و ناچ فیلتر ۶۰ هرتز (جهت حذف نویز برق شهری) جهت هموارسازی داده‌های خام الکترومایوگرافی مورد استفاده قرار گرفت. همچنین GAIN دستگاه برابر ۱۰۰۰ بود [۱۵]. محل دقیق قرارگیری هر الکترود قبل شروع تست بر روی بدن آزمودنی مشخص شد و به طور کامل با استفاده از پدهای ضدعفونی کننده الکلی تمیز شد. هنگام اجرای تست هر آزمودنی سه بار مسیر ذکر شده را با سرعت انتخابی خود طی نمودند. مقادیر تکرار پذیری (ICC) در دامنه بین ۰/۶۵ تا ۹۲/ قرار داشت.

برای مشخص کردن فازهای مختلف راه رفتن از دستگاه صفحه نیرو برتک با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. به این ترتیب که لحظه تماس پاشنه توسط تعیین اولین نقطه داده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بالاتر از ۲۰ نیوتن و لحظه بلند شدن پنجه از آخرین نقطه داده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین کمتر از ۲۰ نیوتن تعیین شد. صفحه نیرو در قسمت میانی یک مسیر به طول ۱۸ متر واقع شده بود. قبل از انجام آزمون از آزمودنی‌ها خواسته شد چند بار در مسیر راه رفتن گام بردارند تا با مسیر آشنا شوند. مقادیر میانه‌ی فرکانس سیگنال‌ها طی چهار 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. مدت زمان ثبت آزمون‌ها برای هر فرد در حدود ۳۰ دقیقه بود.

برای تجزیه وتحلیل داده‌ها از روش‌های آماری توصیفی و استنباطی استفاده شد. از آمار توصیفی برای تعیین میانگین و انحراف معیار و در بخش آمار استباطی به منظور بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون شپیروویلک و برای بررسی اختلاف بین دو گروه از آزمون تی مستقل استفاده شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۰ انجام شد.

یافته‌ها

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد میزان فرکانس عضلات پهن داخلی، پهن خارجی و سرینی میانی طی فاز پاسخ بارگیری بین دو گروه بیماران و افراد سالم اختلاف معنی‌داری دارد به طوری که میزان فرکانس این عضلات در گروه افراد مبتلا به بیماری طی این فاز بالاتر از گروه سالم بود (جدول ۱).

جدول ۱. نتایج مقایسه طیف فرکانس فعالیت عضلات بین دو گروه طی فاز پاسخ بارگیری

عضلات	گروه بیمار	گروه سالم	سطح معنی داری
درشت نی قدامی	۱۱۰/۹±۲۵/۱	۱۱۱/۹±۲۸/۴	۰/۹۰۲
دوقلو داخلی	۹۵/۲ ±۲۰/۴	۹۴/۷±۲۴/۱	۰/۹۱۱
پهن خارجی	۹۲/۹±۲۷/۲	۷۳/۶±۲۴/۴	⁎<۰/۰۰۱
پهن داخلی	۷۶/۷±۲۶/۱	۶۴/۷±۱۸/۰	⁎<۰/۰۰۱
راست رانی	۷۷/۱±۲۴/۵	۸۰/۴±۲۱/۵	۰/۵۵۴
دو سر رانی	۷۴/۲±۲۴/۹	۷۵/۹۳±۲۲/۵۱	۰/۰۰۱
نیم وتری	۱۰۵/۹±۲۸/۱	۱۰۵/۴±۲۶/۳۱	۰/۹۹۱
سرینی میانی	۹۱/۲±۲۴/۱	۷۰/۳±۲۳/۵	⁎<۰/۰۰۱

⁎ **نشان دهنده اختلاف معنی دار در سطح** $P \leq ۰/۰۵$

www.SID.ir

Archive of SID

یافته‌های پژوهش حاضر در بررسی اختلاف طیف فرکانس عضلات بین دو گروه افراد مبتلا به کووید-۱۹ و سالم طی فاز میانه اتکا راه رفتن نشان داد در تمامی عضلات مورد بررسی در بین دو گروه اختلاف معنی‌داری وجود ندارد (جدول ۲).

جدول ۲. نتایج مقایسه طیف فرکانس فعالیت عضلات بین دو گروه طی فاز میانه اتکا

عضلات	گروه بیمار	گروه سالم	سطح معنی‌داری
درشت نی قدامی	۱۳۵/۷±۲۹/۱	۱۳۶/۱±۳۹/۲	۰/۹۱۴
دوقلو داخلی	۱۲۸/۲±۳۹/۱	۱۲۸/۲±۳۶/۴	۱/۰۰۰
پهن خارجی	۱۲۷/۰±۳۲/۵	۱۲۷/۵±۳۹/۱	۰/۹۵۴
پهن داخلی	۱۱۹/۷±۲۸/۱	۱۱۹/۳±۵۵/۲	۰/۹۹۴
راست رانی	۱۳۳/۳±۳۰/۲	۱۳۲/۳±۲۹/۶	۰/۹۰۶
دو سر رانی	۱۲۶/۰±۲۱/۴	۱۲۶/۱±۴۶/۲	۱/۰۰۰
نیم وتری	۱۲۳/۱±۲۶/۱	۱۲۵/۴±۴۳/۵	۰/۸۸۶
سرینی میانی	۱۲۹/۱±۳۹/۲	۱۲۷/۹±۵۸/۱	۰/۹۰۱

در ادامه تحلیل داده‌ها مربوط به فاز هل دادن حاکی از آن بود که فرکانس فعالیت در بین عضلات مورد بررسی در دو گروه مشابه بود(جدول ۳).

جدول ۳. نتایج مقایسه طیف فرکانس فعالیت عضلات بین دو گروه طی فاز هل دادن

عضلات	گروه بیمار	گروه سالم	سطح معنی داری
درشت نی قدامی	۹۷/۵±۲۸/۱	۹۹/۹±۲۹/۱	۰/۸۰۱
دوقلو داخلی	۱۱۰/۰±۲۶/۱	۱۱۰/۶±۲۵/۵	۱/۰۰۰
پهن خارجی	۲/۳۰±۷/۸۵	۲۷/۷±۸/۸۴	۰/۹۱۴
پهن داخلی	۲۴/۲±۶/۷۹	۱۹/۳±۷۹/۹	۰/۹۹۱
راست رانی	۲۶/۰±۸۱/۵	۲۲/۷±۸۲/۳	۰/۸۶۵
دو سر رانی	۲۸/۰±۸۸/۲	۲۶/۸±۹۱/۵	۰/۶۰۲
نیم وتری	۳۳/۴±۸۹/۴	۲۶/۳±۸۸/۱	۰/۹۰۹
سرینی میانی	۳۲/۲±۸۶/۴	۳۲/۸±۸۶/۲	۰/۹۵۵

بحث

در پژوهش حاضر اثر کووید ۱۹ بر ظرفیت عملکردی عضلات پایین تنه هنگام اجرای تکلیف حرکتی راه رفتن مورد بررسی قرار گرفت. سهم عضلات در اجرای مراحل مختلف راه رفتن متفاوت است، بنابراین این منطقی به نظر می‌رسد که ما در هر مرحله عضلاتی که سهم بیشتری در اجرای آن فاز داشته باشند را به طور ویژه مورد توجه قرار دهیم [۱۶-۱۹].

نتایج نشان دادند به طور ویژه در فاز پاسخ بارگیری، طیف فرکانس مربوط به عضلات پهن داخلی، پهن خارجی و سرینی میانی در گروه مبتلا به کووید-۱۹ نسبت به گروه سالم به طور معنی‌داری بالاتر بوده است. این مرحله از راه رفتن نرمال از زمان برخورد پاشنه پای مرجع با زمین شروع می‌شود تا بلند شدن انگشتان پای مقابل از زمین ادامه دارد و این فاز با حمایت دوگانه هر دو پا همزمان است [۵، ۱۶]. هر سه عضله نام برده شده از مهم‌ترین عضلات فعال در این فاز هستند که سهم فعالیت بالایی نسبت به سایر عضلات اندام تحتانی در این فاز از راه رفتن دارند [۱۶]. این عضلات جز حمایت کننده‌های زانو به شمار می‌روند که به موقعیت قرارگیری مناسب و ثبات مفصل زانو (به ترتیب جلوگیری از هایپر اکتنشن و کنترل فلکشن زانو) در مرحله پاسخ بارگیری کمک می‌کنند [۱۷]. در توضیح نتایج مشاهده شده می‌توان گفت در این فاز به دلیل اینکه نیروی عکس‌العمل زمین به سرعت افزایش پیدا کرده و به کف پا وارد می‌شود بیشترین احتمال آسیب وجود دارد. دو مکانیسم برای کاهش این نیروها وجود دارد که مهم‌ترین آن انقباض برونگرای عضلات چهار سر ران است بنابراین به نظر می‌رسد افزایش فرکانس مشاهده شده عضله پهن داخلی و پهن خارجی در این فاز در افراد بیمار یک مکانیسم جبرانی برای کاهش نیروی عکس‌العمل زمین از طریق جذب شوک باشد. در مورد عضله سرینی میانی باید عنوان کرد که بیشترین کنترل لگن در صفحه فرونتال طی راه رفتن توسط عضله سرینی میانی انجام می‌شود، افزایش فرکانس فعالیت این عضله طی فاز اتکای راه رفتن در افراد بیمار نشان‌دهنده تلاش بیشتر

www.SID.ir

Archive of SID

این عضله جهت حفظ پایداری لگن در صفحه فرونتال طی راه رفتن در افراد بیمار است [۵].

به نظر می‌رسد در کنار هم قرار داردن اصل اندازه در کنترل نیروی تولیدی عضلات [۲۰] و تاثیرپذیری بیشتر تارهای عضلانی نوع یک [۲۱] بتواند علت افزایش فرکانس و تلاش مضاعف این عضلات در جذب شوک نیروی عکس‌العمل زمین را توضیح دهد به این صورت که در خلال انقباض عضلانی، با توجه به اصل اندازه ابتدا تارهای عضلانی با نورون حرکتی کوچکتر به کار گرفته می‌شوند و این نورون‌های حرکتی کوچک تعداد تارهای عضلانی کمتری را حمایت می‌کنند و این واحدهای حرکتی کوچک غالبا شامل تارهای عضلانی نوع یک می‌باشند و از طرفی با توجه به تاثیرپذیری بیشتر تارهای عضلانی نوع یک از عوارض بیماری‌های اثرگذار بر دستگاه تنفسی، عضلات برای کنترل شوک، واحدهای حرکتی بزرگتر را فرا می‌خوانند. در واقع به دلیل کاهش ظرفیت عملکردی احتمالی اعصاب محیطی به دنبال ابتلا به کووید-۱۹ و کاهش ظرفیت عملکردی تام عضلات کنترل نیروی عکس‌العمل زمین تقلای عضلانی بیشتری را نسبت به افراد سالم می‌طلبد.

به نظر می‌رسد با توجه به اینکه تارهای عضلانی نوع یک زودتر تحت تاثیر آپوپتوز ناشی از عوارض بیماری قرار می‌گیرند و از طرفی به دلیل تلاش بیشتر عضلات برای کنترل نیروی عکس‌العمل زمین واحدهای عضلانی بزرگتر برای تولید نیرو فراخوانده می‌شوند که غالبا فیبرهای عضلانی نوع دو را در بردارند. همه این عوامل در کنار هم می‌تواند افزایش فرکانس عضلات را در فاز پاسخ بارگیری توجیه کند.

در فاز میانه اتکا کف پا کاملا روی زمین قرار دارد و با حرکت دورانی ساق پا سعی می‌شود موقعیت پا تغییر کند. در این فاز مجموعه‌ای از عضلات اندام تحتانی فعال هستند طبق تقسیم‌بندی که در پژوهش‌های پیشین در مورد الگوی فعالیت عضلات در مراحل مختلف راه رفتن عنوان شده است، در مرحله میانی اتکا عضلات سرینی، چهار سر و درشت‌نئی قدامی نقش پررنگی در کنترل حرکت ایفا می‌کنند و در مرحله آخر اتکا و پیش‌نوسانی عضله درشت‌نئی قدامی فعالیت بیشتری دارد [۵، ۱۶، ۱۷]. بنابراین عضلات هر کدام در محدوده‌ی خاصی نقش فعال‌تری دارند. نتایج پژوهش حاضر حاکی از عدم وجود اختلاف معنی‌دار تمامی عضلات بین دو گروه طی فاز میانه اتکا بود. از مرحله بلند شدن پاشنه تا بلند شدن انگشتان پا فاز هل دادن است. عضلات دوقلو و نعلی بیشترین فعالیت و تاثیر را در این فاز دارند [۵]. در بررسی که ما انجام دادیم در فاز هل دادن عضله دوقلو و نعلی و سایر عضلات در دو گروه بیمار و سالم مشابه بود.

با توجه به نتایج پژوهش حاضر، پیدا نمودن شیوه‌های درمانی و مطالعه در ارتباط با اثرات تمرینات توانبخشی [۵، ۲۲]، ارتز پا [۵، ۲۳]، و همچنین کفش [۵، ۲۴] بر روی مکانیک اندام تحتانی در بیماران مبتلا به کووید-۱۹ بعد از حتی بهبود و گذشت ۲ ماه از ابتلا و بهبود اولیه پیشنهاد می‌شود. پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به انتخاب بیماران مبتلا به کووید-۱۹ تنها از بین کسانی که نشانه‌های ظاهری این بیماری را تجربه کرده بودن اشاره نمود. انجام مطالعه مشابه بر روی افرادی که تست pcr مثبت داشته‌اند و یا درگیری ریه با بیماری در آن‌ها توسط گرفتن تصاویر ثابت شده باشد احتمالا نتایج دقیقتری را حاصل خواهد نمود. از سوی دیگر پژوهش حاضر تنها بر روی مردان انجام شد بنابراین امکان تعمیم نتایج به زنان مبتلا به کرونا با توجه به نتایج این پژوهش وجود ندارد. از سوی دیگر اثبات هرچه بهتر نتایج این پژوهش نیاز به انجام مطالعات بیشتر در این زمینه با استفاده از تعداد نمونه‌های بیشتر دارد.

نتیجه‌گیری

به طور کلی عوارض حسی و حرکتی ناشی از آسیب اعصاب محیطی به دنبال کووید ۱۹ بر عملکرد عضلات در فازهای مختلف راه رفتن تاثیر می‌گذارد. موجب خارج شدن الگوی راه رفتن بیماران به لحاظ طیف فرکانس فعالیت عضلات از الگوی نرمال می‌شود. در واقع شرایط عملکردی نادرستی که به دنبال کووید ۱۹ بر افراد مبتلا عارض می‌شود، تکلیف حرکتی راه رفتن نرمال را تحت تاثیر قرار می‌دهد به این صورت که سبب افزایش فرکانس سه عضله پهن داخلی، پهن خارجی، و سرینی میانی طی فاز پاسخ بارگذاری راه رفتن می‌شود.

منابع

1. Oatis CA. Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement: Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
2. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement: John Wiley & Sons; 2009.
3. Wezel FV, Mackness T. Running shoes. Google Patents; 1986.
4. Wischnia B. Beach running. Runners World, July. 1982;76:48-9.
5. Whittle MW. Gait analysis: an introduction: Butterworth-Heinemann; 2014.
6. Medicine ACoS. ACSM's health-related physical fitness assessment manual: Lippincott Williams & Wilkins; 2013.
7. Jefferson R, Collins J, Whittle M, Radin E, O'Connor J. The role of the quadriceps in

www.SID.ir

Archive of SID

controlling impulsive forces around heel strike. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 1990;204(1):21-8.
8. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2018;39:35-41.
9. Jafarnezhadgero AA, Anvari M, Granacher U. Long-term effects of shoe mileage on ground reaction forces and lower limb muscle activities during walking in individuals with genu varus. Clinical Biomechanics. 2020;73:55-62.
10. Jafarnezhadgero A, Alavi-Mehr SM, Granacher U. Effects of anti-pronation shoes on lower limb kinematics and kinetics in female runners with pronated feet: The role of physical fatigue. PloS one. 2019;14(5):e0216818.
11. Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkouhian M, Granacher U. Ground reaction forces and muscle activity while walking on sand versus stable ground in individuals with pronated feet compared with healthy controls. PloS one. 2019;14(9):e0223219.
12. Kisner C, Colby LA, Borstad J. Therapeutic exercise: Foundations and techniques: Fa Davis; 2017.
13. Rabbi MF, Ghazali KH, Altwijri O, Alqahtani M, Rahman SM, Ali MA, et al. Significance of Electromyography in the Assessment of Diabetic Neuropathy. Journal of Mechanics in Medicine and Biology. 2019;19(03):1930001.
14. Hermens H, Freriks B, Merletti R, Rau G, Disselhorst-Klug-Aachen C, Stegeman D, et al. The SENIAM Project [WWW Document]. SENIAM Proj URL http://www seniam org. 2005.
15. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. Journal of foot and ankle research. 2009;2(1):35.
16. Al-Shuka HF, Rahman MH, Leonhardt S, Ciobanu I, Berteanu M. Biomechanics, actuation, and multi-level control strategies of power-augmentation lower extremity exoskeletons: an overview. International Journal of Dynamics and Control. 2019;7(4):1462-88.
17. Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system; Foundation for rehabilitation. Mosby & Elsevier. 2010.
18. Fang Y, Siemionow V, Sahgal V, Xiong F, Yue GH. Greater movement-related cortical potential during human eccentric versus concentric muscle contractions. Journal of Neurophysiology. 2001;86(4):1764-72.
19. Pincivero DM, Coelho AJ, Campy RM. Contraction mode shift in quadriceps femoris muscle activation during dynamic knee extensor exercise with increasing loads. Journal of biomechanics. 2008;41(15):3127-32.
20. Schoenfeld B. Science and development of muscle hypertrophy: Human Kinetics; 2016.
21. Fritzsche K, Blüher M, Schering S, Buchwalow I, Kern M, Linke A, et al. Metabolic profile and nitric oxide synthase expression of skeletal muscle fibers are altered in patients with type 1 diabetes. Experimental and clinical endocrinology & diabetes. 2008;116(10):606-13.
22. Madadi-Shad M, Jafarnezhadgero AA, Sheikhalizade H, Dionisio VC. Effect of a corrective exercise program on gait kinetics and muscle activities in older adults with both low back pain and pronated feet: A double-blind, randomized controlled trial. Gait & Posture. 2020;76:339-45.
23. Jafarnezhadgero A, Sorkhe E, Meamarbashi A. Efficacy of motion control shoes for reducing the frequency response of ground reaction forces in fatigued runners. Journal of Advanced Sport Technology. 2019;3(1):8-21.
24. Jafarnezhadgero AA, Sorkhe E, Oliveira AS. Motion-control shoes help maintaining low loading rate levels during fatiguing running in pronated female runners. Gait & posture. 2019;73:65-70.

www.SID.ir