

تأثیر خستگی مبتنی بر لرزش بر مشخصات بیومکانیکی عضلات بدن انسان

پیمان جلالی^۱، علی شریف‌نژاد^۲، رضا حسن‌نژاد^۳، میرمحمد اتفاق^۴

۱. دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

۲. گروه بیومکانیک و فناوری ورزشی، پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران (نویسنده مسئول)

۳. دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

۴. دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۰۱/۱۶

تاریخ ارسال ۱۳۹۸/۰۸/۱۸

چکیده

انجام دادن برخی از فعالیت‌های ورزشی همچون اسکی باعث می‌شود ورزشکاران همواره در معرض ارتعاشات ناشی از ناهمواری زمین قرار گیرند که در تکرارهای زیاد باعث ایجاد خستگی عضلانی و آسیب در فرد می‌شود؛ بنابراین، این پژوهش با هدف بررسی اثرهای خستگی بر ضریب انتقال ارتعاشات و فعالیت عضلانی در عضلات افراد در معرض ارتعاشات انجام شد. بدین منظور، ۱۲ مرد جوان در معرض ارتعاشات کف در حالت اسکات در فرکانس ۱۲ هرتز و با شدت ۰/۹ متر بر مجذور ثانیه، تا رسیدن به خستگی کامل قرار گرفتند. نتایج پژوهش نشان داد که وجود خستگی در سیستم اسکلتی عضلانی بدن موجب افزایش مقدار هر دو متغیر پژوهش به صورت هم‌زمان شد؛ به عبارت دیگر، تنها افزایش فعالیت عضلانی در عضله نشان‌دهنده وقوع خستگی در افراد نیست؛ زیرا، براساس نتایج پژوهش، افزایش میزان فعالیت عضلانی بدون وقوع خستگی در عضله باعث کاهش ضریب انتقال ارتعاشات می‌شود.

واژگان کلیدی: انتقال ارتعاشات، خستگی، فعالیت عضلانی، سیستم اسکلتی-عضلانی.

1. Email: p.jalali@tabrizu.ac.ir

2. Email: a_sharifnezhad@dr.com

3. Email: hassannejhad@tabrizu.ac.ir

4. Email: ettefagh@tabrizu.ac.ir

مقدمه

انجام دادن برخی از فعالیت‌های ورزشی همچون دوچرخه‌سواری، دو و اسکی موجب می‌شود که افراد به‌طور مداوم در مواجهه با ارتعاش تمام بدن قرار گیرند. این ارتعاشات می‌توانند به آسیب‌دیدگی، تأثیر بر مهارت در انجام دادن کار و کاهش سلامت افراد در معرض ارتعاشات منجر شوند. ارتعاشات به‌خصوص در طیف فرکانسی یک تا ۵۰ هرتز باعث ایجاد عوارض گوناگونی در وضعیت جسمانی و عملکرد افراد همچون نوسانات جزئی و اختلال در بینایی، کاهش تیزبینی و کاهش سطح عملکرد حرکتی در حین انجام دادن فعالیت‌های فیزیکی شود (۱، ۲). از مهم‌ترین عوارض ایجاد شده برای افرادی که تحت ارتعاشات کل بدن قرار می‌گیرند می‌توان به کمر درد و دردهای گردنی اشاره کرد که در این موارد ارتعاشات به مرور زمان باعث ایجاد فاصله در مهره‌های کمری و گردنی می‌شوند (۳). همچنین، تماس با ارتعاش سبب بروز واکنش‌های فیزیولوژیک می‌شود. مهم‌ترین واکنش فیزیولوژی در برابر ارتعاش با شدت متوسط، افزایش ضربان قلب است (۱۰ تا ۱۵ ضربه در ۱۰ دقیقه، بیشتر از وضعیت استراحت) (۴). ارتعاش تمام بدن در فرکانس کم با شدت متوسط، سبب بروز واکنش‌های عمومی قلبی و ریوی می‌شود که با تغییرات ضربان قلب و افزایش میزان تنفس همراه است (۴). قرار گیری مداوم در معرض ارتعاشات باعث ایجاد بیماری‌های حادی در ناحیه کمر همچون دیسک کمر (۵) و همچنین در ناحیه گردنی با عنوان دیسک گردن می‌شود (۳). ارتعاش تمام بدن با فرکانس کم یک تا دو هرتز، در افراد آرامش‌بخش و خواب‌آور است، ولی در فرکانس‌های بیشتر به‌شدت تحریک کننده است (۶). ارتعاشات در فرکانس‌های چهار تا هشت هرتز می‌تواند باعث به‌ارتعاش در آمدن دیافراگم در ناحیه سینه شود و در نتیجه باعث بروز احساس تهوع در افراد می‌شود (۷). احساس تهوع طولانی‌مدت بر سیستم گوارش افراد تأثیرگذار است. همچنین با توجه به ارتعاش سیستم گوارشی شکم با فرکانس‌های سه تا هشت هرتز در صورتی که بدن در چنین ارتعاشی واقع شود، دستگاه گوارشی آسیب‌پذیرترین عضو بدن خواهد بود و به‌دلیل تقارن فرکانس ارتعاش با فرکانس طبیعی مواد غذایی، اختلالاتی ایجاد می‌شود (۸). ارتعاش شدید تمام بدن می‌تواند باعث بروز دو نوع صدمه شود: ۱- اثرات ضربه‌ای حاد که به فرکانس، شدت، جهت و مسیر اعمال ارتعاش بستگی دارد، ۲- تماس طولانی‌مدت که می‌تواند به‌صورت تجمعی عوارضی از قبیل مشکلات گوارشی در افراد به‌وجود آورد (۹، ۱۰).

براساس جست‌وجوهایی که پژوهشگر این مطالعه انجام داده است، می‌توان اذعان کرد که مطالعات به‌مراتب محدودتری بر تأثیر ارتعاشات بر پایین‌تنه در مقایسه با تأثیر ارتعاشات بر بالاتنه افراد انجام شده است. از نکات بااهمیت در این بررسی‌ها این است که در صورتی که افراد در معرض ارتعاشات کف

با فرکانس‌های کمتر از ۵۰ هرتز در بازه‌های زمانی طولانی قرار بگیرند، فعالیت عضلانی و سرعت گردش خون در بدن افزایش می‌یابد (۱۱).

پژوهش‌ها نشان داده‌اند که بین ارتعاشات عضلات و میزان فعالیت عضلانی ارتباط وجود دارد و بدن انسان قادر است با تغییر میزان فعالیت عضلانی که همراه با تغییر در مشخصات ویسکوالاستیک عضله است، دامنه ارتعاشات در عضلات بدن را کنترل کند. واکلینگ^۱ و همکاران (۱۲) به بررسی میزان فعالیت عضلانی و تغییرات میرایی در عضلات پایین‌تنه ساق پا و ران در حین ارتعاش در بازه فرکانسی ۱۰ تا ۶۵ هرتز پرداختند. نتایج نشان داد در فرکانس‌های نزدیک به فرکانس‌های طبیعی عضلات که دامنه ارتعاشات افزایش می‌یابد، به‌طور هم‌زمان میزان فعالیت عضلانی و میرایی افزایش می‌یابد. همچنین مطالعات تجربی نشان می‌دهند افزایش دامنه ارتعاشات ورودی به بدن انسان، باعث افزایش فعالیت عضلانی در عضلات می‌شود که به‌دلیل تمایل سیستم کنترل اعصاب مرکزی به کاهش میزان دامنه ارتعاشات است (۱۳، ۱۴). نتایج پژوهش‌ها نشان می‌دهد میزان فعالیت عضلانی عضلات پایین‌تنه در حالت ایستادن همراه با وجود ارتعاشات در کف پا، باعث افزایش آن از پنج تا ۵۰ درصد در مقایسه با حالت بدون ارتعاشات می‌شود که این مقدار به نوع عضله، شدت ارتعاشات و فرکانس ارتعاشات وابسته است؛ به‌طوری‌که افزایش فرکانس و افزایش شدت ارتعاشات باعث افزایش میزان فعالیت عضلانی در عضلات بدن می‌شود (۱۴، ۱۵). همچنین نتایج پژوهش‌ها نشان می‌دهد تغییر زاویه زانو در میزان فعالیت عضلانی عضلات پایین‌تنه در حین وجود ارتعاشات کف اثرگذار است؛ به‌طوری‌که با افزایش زاویه خم‌شدگی زانو میزان فعالیت عضلانی در حین ارتعاشات در مقایسه با حالت عمودی بیشتر است (۱۶). ازسوی دیگر، مشاهدات تجربی نشان می‌دهد وجود ارتعاشات در بدن باعث افزایش فعالیت عضلانی در عضلات بالاتنه همچون عضلات کمر و گردن نیز می‌شود که بیشترین افزایش فعالیت عضلانی با توجه به میزان شدت ارتعاشات در عضلات کمر تا ۲۷ درصد می‌تواند افزایش یابد (۱۷).

افراد در انجام دادن برخی از فعالیت‌های ورزشی همچون اسکی، به‌دلیل ناهمواری‌های موجود در سطح زمین در معرض ارتعاشات کف پا در بازه زمانی طولانی قرار دارند و این امر غالباً باعث ایجاد خستگی در عضلات بدن می‌شود. ازسوی دیگر، بروز خستگی در سیستم اسکلتی-عضلانی بدن یکی از عوامل مهم در بروز و تشدید آسیب‌ها در عضلات افراد است (۱۸-۲۰). همچنین در مطالعات پیشین فقط به

میزان فعالیت عضلانی توجه شده است؛ بنابراین، این پژوهش با هدف بررسی تأثیر خستگی بر پارامترهای بیومکانیکی عضلات بدن افراد در معرض ارتعاشات شامل (ضریب انتقال ارتعاشات و میزان فعالیت عضلانی) در حالت اسکات با زاویه $10 \geq 120$ درجه است.

روش پژوهش

قبل از انجام شدن هرگونه اندازه‌گیری، رضایت آزمودنی‌ها برای شرکت در پژوهش و اطلاعات شخصی آن‌ها شامل سن، سابقه ورزشی، سابقه بیماری و آسیب‌دیدگی جمع‌آوری شد. در صورتی که آزمودنی‌ها دارای سابقه آسیب‌دیدگی ورزشی در ناحیه پایین‌تنه، بالاتنه، سابقه عمل جراحی در شش ماه گذشته و بیماری‌های مفصلی نظیر آرتروز در اندام تحتانی بودند، از شرکت در این پژوهش منع شدند؛ براین اساس، ۱۲ مرد جوان با میانگین سنی $5 \geq 30/25$ سال، میانگین وزنی $11/71 \geq 81/17$ کیلوگرم و میانگین قدی $178 \geq 177$ سانتی‌متر در این پژوهش شرکت کردند و نتایج حاصل از سطح فعالیت عضلانی این افراد و همچنین ضریب انتقال ارتعاشات برای هر یک از عضلات مشخص پایین‌تنه (شامل دوقلوی خارجی^۱ و پهن خارجی^۲ و بالاتنه (شامل پشتی پایینی^۳، دوزنقه‌ای^۴ و مهره‌ای-رأسی^۵) این افراد محاسبه و بررسی شد.

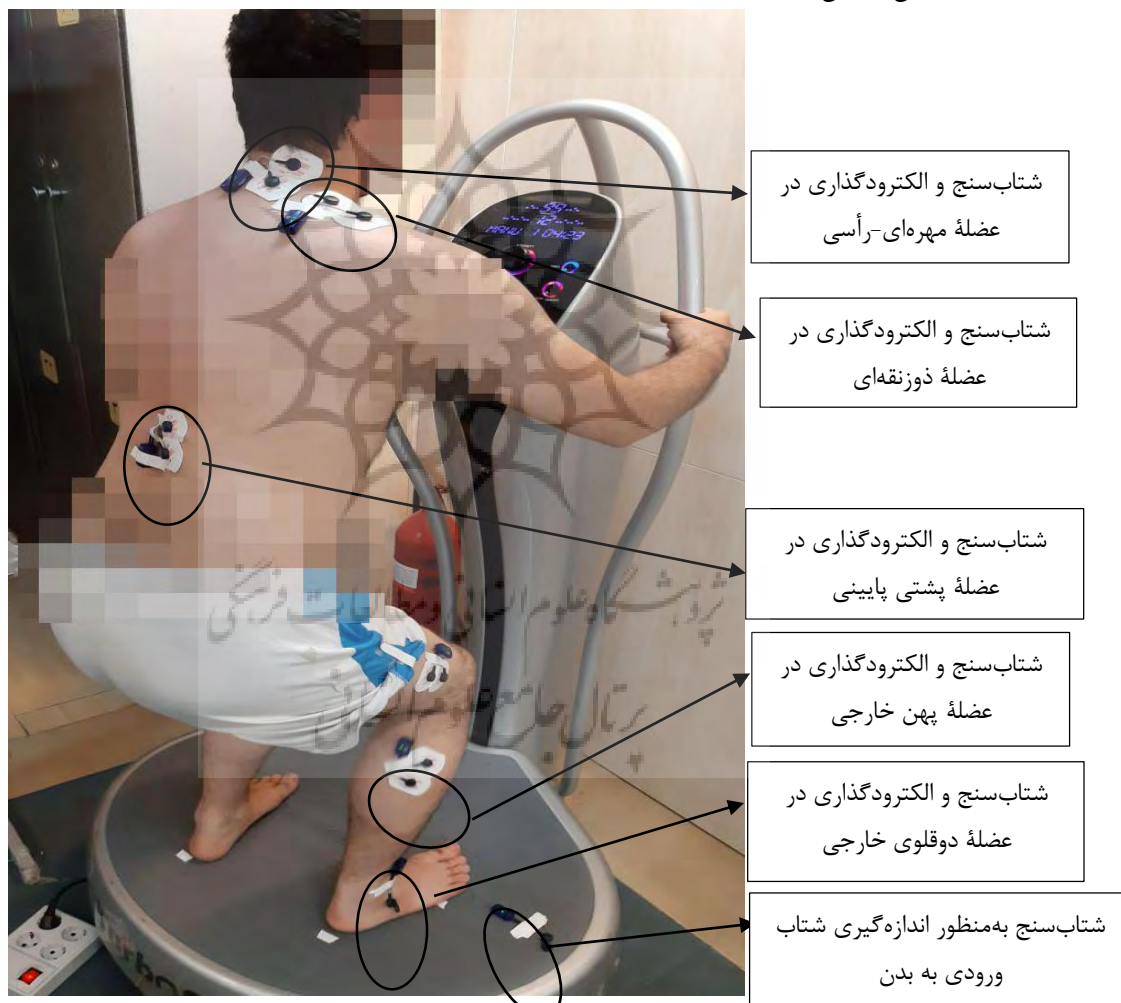
پیش از الکتروگذاری، ابتدا پای برتر هر آزمودنی مشخص شد تا الکتروگذاری روی پای برتر انجام شود. بدین منظور از آزمودنی خواسته شد روی سکویی با ارتفاع ۴۰ سانتی‌متر قرار بگیرد و بدون آنکه هیچ‌گونه دستورالعملی در این مرحله درباره نحوه فرود به وی داده شود، از آزمودنی خواسته شد فقط با یک پا فرود آید. پای برتر پای تعریف شد که فرد دو فرود از سه فرود خود را با آن پا انجام دهد (۲۱). به منظور آماده‌کردن پوست، پس از تراشیدن مو، محل الکتروگذاری توسط الکل برای کاهش مقاومت تمیز شد. سپس جفت الکترودها در امتداد راستای تارهای عضلانی قرار داده شد. در این آزمایش، عضلات انتخاب‌شده به منظور سنجش فعالیت عضلانی بر این اساس انتخاب شدند که لرزه بر کدام عضله در حالت ایستاده بیشترین تأثیر را دارد. براساس مطالعات پیشین، در عضلات پایین‌تنه، دوقلوی خارجی و پهن خارجی بیشترین تأثیر را از لرزه واردشده بر بدن تحمل می‌کنند (۱۳-۱۵). همچنین در عضلات بالاتنه با توجه به شیوع بیماری‌های کمردرد و گردن‌درد، عضلات انتخاب‌شده در این پژوهش شامل عضلات پشتی پایینی، دوزنقه‌ای و اسپلنیوس کپیتیس هستند (۱۷). آزمون‌های

1. Squat
2. Lateral Gastrocnemius
3. Vastus Lateralis
4. Lower Thoracic
5. Upper Trapezius
6. Splenius Capitis

حداکثر انقباض ارادی عضلات به منظور نرمالیزه کردن داده‌های فعالیت عضلانی از هر شرکت‌کننده‌ای به صورت مجزا گرفته شد. بدین منظور، شرکت‌کنندگان برای ثبت سیگنال عضلهٔ دوقلو، حرکت پلنترفلکشن در حالت ایستاده با مچ پا در زاویهٔ ۹۰ درجه در برابر مقاومت ثابت دستگاه را انجام دادند (۲۲). پیش از انجام شدن آزمون مربوط به حداکثر انقباض ارادی، شرکت‌کنندگان عضلات را چند مرتبه منقبض کردند تا اطمینان حاصل شود که آزمون حداکثر انقباض ارادی به درستی انجام می‌شود. در هر آزمون ضمن ثبت سیگنال الکترومایوگرافی، شرکت‌کنندگان حداکثر انقباض ارادی را به اندازهٔ پنج ثانیه انجام دادند (۲۲). پس از انجام شدن آزمون‌های حداکثر انقباض ارادی، سنسورهای مربوط به شتاب‌سنج روی پایه (برای ثبت سیگنال‌های ورودی به بدن) و عضلات ساق پا، ران پا، کمر، شانه و گردن روی نقاط مشخص شده در بدن نصب شدند. برای ایجاد ارتعاشات از سیستم توربوسونیک تراپی سیستم^۱ مدل TT2590X5 با قابلیت ایجاد ارتعاشات در بازهٔ فرکانسی سه تا ۵۰ هرتز استفاده شد. به منظور ثبت سیگنال‌های شتاب و الکترومایوگرافی به ترتیب از سیستم داده‌برداری مایون آکتوس^۲ و مایون آکتوس تی^۳ استفاده شد. همچنین برای ثبت هم‌زمان سیگنال‌های شتاب و الکترومایوگرافی از سیستم کنترل داده‌برداری مایون استفاده شد. پیش از انجام شدن آزمون، شرکت‌کنندگان به مدت دو تا سه دقیقه برای آشنایی با آزمون، روی میز لرزه قرار گرفتند و پیش از شروع آزمون‌های اصلی به مدت پنج دقیقه استراحت کردند. روش اجرای آزمون تجربی به این صورت بود که آزمودنی‌ها با پای برهنه روی میز لرزه به حالت اسکات با زاویهٔ زانوی $10 \leq 120$ درجه با توجه به مقدار قدرت عضلاتشان قرار گرفتند که مقدار این زاویه توسط گونیامتر برای هر آزمودنی اندازه‌گیری شد. سپس میز لرزه در فرکانس ۱۲ هرتز و با شدت 0.9 متر بر مجذور ثانیه شروع به ایجاد ارتعاشات در بدن آزمودنی‌ها کرد. انتخاب فرکانس ۱۲ هرتز به این دلیل بود که براساس کاتولوگ میز لرزه، این دستگاه در فرکانس ۱۲ تا ۱۶ هرتز در حالت اسکات، قادر به تحریک بیشتر عضلات پایین تنه و بالاتنهٔ بدن است. از سوی دیگر، مشاهدات تجربی نشان داده است که فرکانس ۱۲ هرتز از فرکانس‌های غالب نیروی تحریک ورودی به سیستم اسکلتی-عضلانی بدن از طرف زمین در فعالیت‌های مختلف ورزش اسکی است (۲۳). هم‌زمان با شروع کار دستگاه میز لرزه، داده‌برداری از سیگنال‌های شتاب (ارتعاش) و الکترومایوگرافی نیز انجام شد. مدت زمان انجام آزمون‌های تجربی به اندازه‌ای طول کشید که آزمودنی‌ها توانایی تحمل لرزه در بدن را نداشتند و اظهار ناراحتی کردند. از آنجاکه

-
1. Turbosonic Therapy System
 2. Myon Aktos
 3. Myon Aktos T

ایجاد خستگی در عضلات باعث افزایش فعالیت عضلانی می‌شود (۲۵، ۲۴)، شاخص تعیین شدت خستگی در این آزمایش از طریق پردازش و تحلیل سیگنال‌های الکترومایوگرافی در عضلات بود. در شکل شماره یک تجهیزات آزمایشگاهی و نحوه قرار گرفتن الکترودها و شتاب‌سنج‌های استفاده‌شده در آزمون تجربی نشان داده شده است. در این شکل محل اتصال شتاب‌سنج به منظور ثبت سیگنال‌های ورودی با عدد یک مشخص شده است. همچنین محل اتصال شتاب‌سنج‌ها و الکترودها به بدن روی عضلات دوقلوی خارجی، پهن خارجی، پشتی پایینی، دوزنقه‌ای و مهره‌ای-رأسی، به ترتیب با اعداد دو تا شش نمایش داده شده است.



شکل ۱- امکانات آزمایشگاهی استفاده‌شده در آزمون تجربی

با توجه به اینکه فرایند خستگی در افراد به صورت تدریجی ایجاد می‌شود، در طی فرایند داده‌برداری از شرکت‌کنندگان درباره وضعیت خستگی سؤال می‌شد تا با استفاده از خوداظهاری درجه خستگی شرکت‌کنندگان در آزمون تجربی مشخص شود. شواهد نشان داد اگر فرایند زمان انجام‌شدن آزمایش را به سه قسمت تقسیم کنیم، افراد در بازه یک‌سوم اول آزمایش خسته نبودند. در یک‌سوم دوم، نشانه‌های خستگی در افراد با توجه اظهار آن‌ها شروع شد تا اینکه در یک‌سوم آخر فرایند آزمایش، تمامی افراد اظهار خستگی کردند؛ در نتیجه، به منظور تجزیه و تحلیل داده‌های الکترومایوگرافی، ابتدا سیگنال‌های الکترومایوگرافی ثبت شده را به سه پنجره تقسیم‌بندی کردیم: پنجره اول به حالتی مربوط بود که سیستم اسکلتی-عضلانی بدن خسته نبوده است؛ پنجره دوم به حالت گذار از وضعیت بدون خستگی به وضعیت خستگی مربوط بود و پنجره سوم به حالت خستگی عضله مربوط بود. در شکل شماره ۲ دو روش پنجره‌کردن سیگنال به سه قسمت، برای فعالیت عضلانی عضله پهن خارجی یکی از شرکت‌کنندگان نشان داده شده است.



شکل ۲- روش پنجره‌کردن سیگنال به سه قسمت مرحله قبل از خستگی، مرحله گذار و مرحله خستگی

سپس سطح فعالیت عضلات در حالت بدون خستگی و حالت خستگی برحسب ریشه میانگین مربعات^۱ محاسبه شد. داده‌های مربوط به آزمون‌های حداکثر انقباض ارادی هر عضله برای هر نفر نیز با استفاده

1. Root Mean Square (RMS)

از نرم‌افزار متلب و برحسب ریشه میانگین مجذور مربع محاسبه شدند. برای نرمال کردن داده‌های مربوط به سطح فعالیت عضلات، داده‌های هر عضله را بر ماکزیمم انقباض اختیاری محاسبه‌شده آن عضله تقسیم کردیم؛ بدین ترتیب سطح فعالیت عضلات در حالت بدون خستگی و حالت خستگی برحسب ریشه میانگین مربعات و براساس کسری از ماکزیمم انقباض اختیاری به دست آمد. به منظور ارزیابی ارتعاشات انتقالی به بدن انسان، پژوهشگران از سه روش متفاوت براساس تجهیزات موجود آزمایشگاهی و اهداف پژوهش استفاده می‌کنند. این روش‌ها عبارت‌اند از: تابع جرم ظاهری، تابع مقاومت مکانیکی نقطه حرکتی و تابع انتقال ارتعاشات. تابع پاسخ جرم ظاهری با محاسبه نیروی حرکتی به شتاب نقطه حرکتی تعریف می‌شود و رابطه آن به صورت معادله ۱ است.

$$\text{معادله ۱:} \quad \text{جرم ظاهری} = \frac{\text{مقدار نیروی حرکتی}}{\text{شتاب نقطه حرکتی}}$$

تابع پاسخ مقاومت مکانیکی نقطه حرکتی با محاسبه نسبت نیروی دینامیکی انتقالی به سرعت ورودی نقطه حرکتی تعریف می‌شود و رابطه آن به صورت معادله ۲ است.

$$\text{معادله ۲:} \quad \text{مقاومت مکانیکی نقطه حرکتی} = \frac{\text{نیروی دینامیکی انتقالی}}{\text{سرعت ورودی نقطه حرکتی}}$$

تابع پاسخ انتقال پذیری با محاسبه نسبت شتاب واردشده به قسمت‌های مختلف بدن انسان به شتاب واردشده به کف تعریف می‌شود و رابطه آن به صورت معادله ۳ است.

$$\text{معادله ۳:} \quad \text{ضریب انتقال ارتعاشات} = \frac{\text{شتاب وارده بر قسمت‌های مد نظر در بدن انسان}}{\text{شتاب ارتعاشات وارده از کف}}$$

با توجه به تجهیزات موجود آزمایشگاهی و اهمیت انتقال ارتعاشات به عضلات بدن انسان، در این پژوهش از ضریب انتقال ارتعاشات برای ارزیابی ارتعاشات انتقالی به بدن انسان استفاده شده است. از آنجاکه استفاده از روش‌های حوزه فرکانس یکی از پرکاربردترین روش‌ها در تخمین میزان انتقال ارتعاشات با تحریک هارمونیک به بدن است (۲۶)، در این پژوهش با توجه به تحریک هارمونیک از تابع انتقال ارتعاشات در حوزه فرکانس به منظور ارزیابی ارتعاشات در بدن انسان استفاده شده است. تابع انتقال ارتعاشات در حوزه فرکانس به صورت نسبت چگالی طیفی توان خروجی (عضله دوقلوی خارجی، عضله پهن خارجی، عضله پشتی پایینی، عضله دوزنقه‌ای و عضله مهره‌ای-رأسی که توسط شتاب‌سنج‌های شماره‌های دو تا شش در شکل شماره یک نشان داده شده است)، به چگالی طیفی

توان ورودی است (سیگنال ارتعاشی پایه به بدن انسان که توسط شتاب‌سنج شماره یک در شکل شماره یک نشان داده شده است) که در رابطه ۳ نشان داده شده است. در این مرحله نیز ابتدا سیگنال‌های ارتعاشی به سه پنجره (قبل خستگی، حالت گذار به خستگی و خستگی) تقسیم‌بندی شدند. سپس با وارد کردن داده‌های هر پنجره در نرم‌افزار متلب، میزان انتقال ارتعاشات عضلات مختلف بدن در حالت خستگی و قبل از خستگی محاسبه و بررسی شد. در نهایت، با استفاده از تحلیل تی زوجی نمره قبل از خستگی با بعد از خستگی به منظور بررسی و مقایسه تأثیر خستگی بر پارامترهای بیومکانیکی عضلات بدن استخراج شده است. همچنین مقدار سطح معناداری (α) در این پژوهش ۰/۰۵ در نظر گرفته شده است.

نتایج

با اعمال تبدیلات ارائه شده بر اساس معادله (۳) بر سیگنال‌های ثبت شده در نرم‌افزار متلب، نتایج انتقال ارتعاشات و فعالیت عضلانی برای ۱۲ نفر که در آزمون تجربی شرکت کردند، به دست آمده است. برای بررسی و مقایسه آماری نتایج به دست آمده برای حالت خستگی و قبل از خستگی، از روش آزمون تی زوجی استفاده شده است که نتایج تحلیل آماری برای سیگنال‌های الکترومایوگرافی و ارتعاشی به- ترتیب در جداول شماره یک و شماره دو ارائه شده است.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

جدول ۱- آزمون تی زوجی برای بررسی تفاوت میزان فعالیت عضلانی نرمالیزه شده قبل از خستگی و بعد از خستگی در شرکت کنندگان

متغیر	مرحله	میانگین	انحراف استاندارد	t	معناداری
فعالیت عضلانی نرمالیزه	قبل از خستگی	۰/۲۸۷	۰/۲۱	۴/۲۳	۰/۰۰۱۴
دوقلوی خارجی	بعد از خستگی	۰/۳۵۹	۰/۲۱		
فعالیت عضلانی نرمالیزه	قبل از خستگی	۰/۵۷۹	۰/۱۸۷	۴/۲۷	۰/۰۰۱۳
پهن خارجی	بعد از خستگی	۰/۷۲۶	۰/۲۱۶		
فعالیت عضلانی نرمالیزه	قبل از خستگی	۰/۲۸۳	۰/۱۱۸	۳/۶۴	۰/۰۰۳۸
پشتی پایینی	بعد از خستگی	۰/۳۲۰	۰/۱۳۴		
فعالیت عضلانی نرمالیزه	قبل از خستگی	۰/۰۵۳	۰/۰۳۷	۳/۶۶	۰/۰۰۳۷
ذوزنقه‌ای	بعد از خستگی	۰/۰۸۴	۰/۰۵۹		
فعالیت عضلانی نرمالیزه	قبل از خستگی	۰/۲۰۸	۰/۱۳۱	۴/۵۹	۰/۰۰۰۷
مهره‌ای- رأسی	بعد از خستگی	۰/۲۶۴	۰/۱۴۰		

جدول ۲- آزمون تی زوجی برای بررسی تفاوت میزان ضریب انتقال ارتعاشات قبل از خستگی و بعد از خستگی در شرکت کنندگان

متغیر	مرحله	میانگین	انحراف استاندارد	t	معناداری
ضریب انتقال ارتعاشات	قبل از خستگی	۴/۸۷۱	۲/۲۳	۰/۸	۰/۴۳
دوقلوی خارجی	بعد از خستگی	۴/۷۲۳	۲/۱۵		
ضریب انتقال ارتعاشات	قبل از خستگی	۱/۶۹	۰/۵۷	۳/۸۹	۰/۰۰۲۵
پهن خارجی	بعد از خستگی	۱/۹۹	۰/۶۵		
ضریب انتقال ارتعاشات	قبل از خستگی	۰/۲۶۸	۰/۰۷۷	۴/۱۷	۰/۰۰۱۵
پشتی پایینی	بعد از خستگی	۰/۳۲۵	۰/۱۰۴		
ضریب انتقال ارتعاشات	قبل از خستگی	۰/۲۲۷	۰/۰۴۵	۱/۹۹	۰/۰۷۱
ذوزنقه‌ای	بعد از خستگی	۰/۲۵۹	۰/۰۸۱		
ضریب انتقال ارتعاشات	قبل از خستگی	۰/۲۰۳	۰/۰۴۳	۶/۱۶۲	۰/۰۰۰۰۷
مهره‌ای- رأسی	بعد از خستگی	۰/۲۵۲	۰/۰۵۲		

بحث و نتیجه گیری

ورزشکاران رشته‌هایی همچون اسکی و دوچرخه‌سواری همواره تحت تأثیر ارتعاشات کل بدن در حین انجام دادن تمرین‌های ورزشی قرار می‌گیرند که در تکرارهای زیاد و نبود آمادگی باعث ایجاد خستگی عضلانی و ایجاد آسیب در مفاصل و عضلات افراد می‌شود؛ بنابراین، مطالعه تأثیر خستگی در پارامتر-های بیومکانیکی افراد در معرض ارتعاشات کل بدن ضروری است؛ از این رو، این پژوهش با هدف بررسی تأثیر خستگی سیستم اسکلتی-عضلانی بدن بر میزان ضریب انتقال ارتعاشات و فعالیت عضلانی در عضلات پایین تنه و بالاتنه افراد در معرض ارتعاشات انجام شده است. بدین منظور، ۱۲ مرد جوان که فاقد آسیب دیدگی در قسمت پایین تنه و بالاتنه بودند، در آزمون‌های تجربی شرکت کردند. شرکت کنندگان در معرض ارتعاشات کف با فرکانس ۱۲ هرتز و شدت 0.9 متر بر مجذور ثانیه در وضعیت اسکات با زاویه 120 درجه تا رسیدن به سطح خستگی قرار گرفتند و به‌طور هم‌زمان، سیگنال‌های الکترومایوگرافی عضلات (دوقلوی خارجی، پهن خارجی، پستی پایینی، دوزنقه‌ای و مهره‌ای-رأسی) شرکت کنندگان در آزمون تجربی، قبل از خستگی و بعد از خستگی ثبت شد و با استفاده از روش تحلیل آماری تی زوجی بررسی و مقایسه شد.

با بررسی نتایج این پژوهش مشاهده می‌شود که میزان انتقال ارتعاشات و سطح فعالیت عضلانی در هر دو حالت خستگی و قبل از خستگی در عضلات پایین تنه از عضلات بالاتنه بیشتر است که این نتیجه مطابق با نتایج مطالعات تجربی پیشین (۱۶، ۱۷) است؛ به طوری که در قسمت پایین تنه بیشترین مقدار انتقال ارتعاشات مربوط به عضله دوقلوی خارجی با مقادیر $2/23 \geq 4/87$ و $2/15 \geq 4/72$ به ترتیب برای دو حالت قبل از خستگی و خستگی بوده است. دلیل زیاد بودن مقدار ضریب انتقال ارتعاشات در این عضله، نزدیک بودن به منبع ورودی ارتعاشات است؛ زیرا، خاصیت ویسکوالاستیک عضلات بدن انسان و همچنین توانایی سیستم کنترل اعصاب مرکزی در کنترل ارتعاشات با تغییر مشخصات ویسکوالاستیک عضلات باعث کاهش در میزان انتقال ارتعاشات در عضلات بالاتر بدن انسان می‌شود (۲۷، ۲۸). از سوی دیگر، نتایج حاصل از مطالعات پیشین نشان می‌دهد که وجود ارتعاشات در عضله باعث افزایش میزان فعالیت عضلانی به دلیل تحریک ماسل اسپیندل^۱ و فعال شدن نوروهای حرکتی آلفا می‌شود (۲۹، ۳۰). بیشترین مقدار فعالیت عضلانی نرمالیزه شده در پایین تنه مربوط به عضله پهن خارجی با میانگین $0.579 \geq 0$ برای قبل از خستگی و $0.726 \geq 0.216$ برای حالت خستگی است. با مقایسه نتایج مربوط به حالت خستگی و

1. Muscle Spindle
2. Alpha Motor Neuron

قبل از خستگی مشاهده می‌شود، با ایجاد خستگی در سیستم اسکلتی-عضلانی بدن، مقدار فعالیت عضلانی نرمالیزه شده در عضله پهن خارجی به اندازه ۲۵ درصد و مقدار انتقال ارتعاشات به اندازه ۱۸ درصد افزایش یافت ($p < 0/01$)؛ در حالی که در عضله دوقلوی خارجی با وجود افزایش فعالیت عضلانی مقدار انتقال ارتعاشات در هشت نفر از شرکت کنندگان کاهش یافت ($p < 0/01$) و تنها در چهار نفر از شرکت کنندگان افزایش یافت ($p < 0/03$)؛ با وجود این، با دقت در نتایج فعالیت عضلانی عضله دوقلوی خارجی این چهار نفر مشاهده می‌شود که میزان فعالیت عضلانی در حالت خستگی در این افراد در بازه ۴۰ تا ۷۵ درصد در مقایسه با حالت قبل از خستگی افزایش یافت ($p < 0/01$) که این مقدار در مقایسه با میزان افزایش فعالیت عضلانی هشت نفر دیگر بیشتر بوده است ($p < 0/05$). این یافته نشان دهنده خستگی بیشتر عضله دوقلوی خارجی این چهار نفر در مقایسه با هشت شرکت کننده دیگر است که نتیجه آن افزایش ارتعاشات در عضله دوقلوی خارجی این چهار نفر است. به طور کلی می‌توان گفت در چهار شرکت کننده‌ای که میزان ضریب انتقال ارتعاشات همراه با فعالیت عضلانی افزایش یافت، عضله دوقلوی خارجی دچار خستگی شد، ولی در هشت نفر دیگری که با افزایش فعالیت عضلانی مقدار ضریب انتقال ارتعاشات افزایش نیافت، در این افراد عضله دوقلوی خارجی خسته نشد.

با توجه به نتایج مشاهده می‌شود، با افزایش میزان خستگی توانایی عضلات بدن برای کنترل سطح ارتعاشات در عضلات کاهش می‌یابد و در نتیجه سیستم کنترل اعصاب مرکزی با افزایش مقدار فعالیت عضلانی در صدد مقابله با افزایش سطح ارتعاشات برمی‌آید؛ در نتیجه تا زمانی که عضلات خسته نشده‌اند، دامنه انتقال ارتعاشات توسط سیستم کنترل اعصاب مرکزی تا حد امکان کنترل شدنی است، ولی بعد از وقوع خستگی مقدار دامنه انتقال ارتعاشات در عضلات، خارج از کنترل سیستم کنترل اعصاب مرکزی است؛ به عبارت دیگر، با وقوع خستگی مقدار فعالیت عضلانی و ضریب انتقال ارتعاشات به طور هم‌زمان در عضلات افزایش می‌یابد؛ در حالی که تنها افزایش مقدار فعالیت عضلانی نشان دهنده خستگی در عضلات بدن نیست و در صورتی علائم خستگی در عضله مشهود است که مقدار ضریب انتقال ارتعاشات در عضله نیز افزایش یابد. مشابه با این نتایج برای عضله دوقلوی دوندگان حرفه‌ای، در مطالعه تجربی خاصه تراش و همکاران (۳۱) نیز مشاهده می‌شود که در اثر خستگی ناشی از دویدن و خستگی شدید در عضله دوقلوی خارجی میزان انتقال ارتعاشات افزایش یافت؛ به عبارت دیگر، نتایج حاصل از انجام تست‌های تجربی در این پژوهش نشان می‌دهد که ضریب انتقال ارتعاشات در عضلات زمانی افزایش می‌یابد که عضلات به بیشترین حد از خستگی رسیده باشند، زیرا، در صورت نبود خستگی کامل ضریب انتقال ارتعاشات افزایش نخواهد یافت.

بررسی نتایج بالاتنه نشان می‌دهد که در بالاتنه مقدار فعالیت عضلانی بعد از خستگی، در عضلات پشتی پایینی و مهره‌ای-رأسی از عضله ذوزنقه‌ای بالاتنه بیشتر بوده است ($p < 0/01$)؛ در نتیجه، قسمت‌های کمر و گردن در مقایسه با بالاتنه بیشتر در معرض اثرات ناشی از خستگی و مشکلات ناشی از ارتعاشات هستند که با نتایج پژوهش‌های گذشته هم‌راستا است (۳۲، ۳۳). با بررسی نتایج خستگی و قبل از خستگی عضلات بالاتنه مشاهده می‌شود با ایجاد خستگی در سیستم اسکلتی-عضلانی بدن در عضلات پشتی پایینی و مهره‌ای-رأسی، میزان ضریب انتقال ارتعاشات در تمامی شرکت کنندگان در تست تجربی افزایش یافت. میزان این افزایش ارتعاشات در عضلات پشتی پایینی ۲۱ درصد ($p < 0/01$) و در عضله مهره‌ای-رأسی ۲۴ درصد ($p < 0/01$) بوده است. همچنین افزایش فعالیت عضلانی در قسمت بالاتنه برای عضلات پشتی پایینی ۱۳ درصد ($p < 0/01$) و برای عضله مهره‌ای-رأسی ۲۶ درصد ($p < 0/01$) بود. از سوی دیگر، بررسی نتایج حاصل از انتقال ارتعاشات در عضله ذوزنقه‌ای افراد شرکت کننده در تست تجربی نشان می‌دهد که میزان فعالیت عضلانی نرمالیزه شده در این عضله به میزان ۵۸ درصد ($p < 0/01$) افزایش یافت و میزان انتقال ارتعاشات به میزان ۱۴ درصد افزایش یافت که با توجه به مقدار سطح معناداری، معنادار نیست ($p > 0/05$). براساس نتایج مطالعات تجربی، افزایش ارتعاشات در قسمت کمر و گردن باعث ایجاد بیماری‌هایی همچون درد کمر و گردن می‌شود (۳۴-۳۷)؛ بنابراین، براساس نتایج این پژوهش، این نتیجه حاصل می‌شود که ایجاد خستگی مبتنی بر ارتعاشات در عضلات پشتی پایینی و مهره‌ای-رأسی باعث تسریع یا تشدید در ایجاد بیماری‌هایی همچون درد کمر و گردن در افراد می‌شود.

نتیجه‌گیری کلی از این پژوهش نشان می‌دهد در صورت وقوع خستگی در سیستم اسکلتی-عضلانی بدن، مقدار هر دو متغیر بررسی شده در این پژوهش شامل فعالیت عضلانی و ضریب انتقال ارتعاشات افزایش می‌یابد. همچنین افزایش مقدار فعالیت عضلانی تنها به خودی خود نشان‌دهنده وقوع خستگی در عضلات بدن نیست؛ زیرا، سیستم کنترل اعصاب مرکزی با افزایش مقدار فعالیت عضلانی مقدار دامنه ارتعاشات در عضلات را کنترل می‌کند و در صورتی که ضریب انتقال ارتعاشات هم‌زمان با فعالیت عضلانی افزایش یابد، می‌توان ادعا کرد که عضله دچار خستگی شده است. در حرکت اسکات برخی از عضلات بیشتر در معرض اثرات ناشی از خستگی قرار می‌گیرند؛ به طوری که در قسمت پایین‌تنه، عضله پهن خارجی و در قسمت بالاتنه، عضله‌های پشتی پایینی و مهره‌ای-رأسی بیشترین تأثیرپذیری را از خستگی مبتنی بر لرزش دارند؛ زیرا، در این عضلات هم‌زمان با افزایش ضریب انتقال ارتعاشات، مقدار فعالیت عضلانی نیز بیشترین مقدار را به ترتیب در پایین‌تنه و بالاتنه افراد داشته‌اند. از سوی دیگر، با توجه به کاهش یا ثبات ضریب انتقال ارتعاشات در عضلات دوقلوی خارجی و ذوزنقه‌ای افراد

شرکت‌کننده در تست تجربی می‌توان نتیجه گرفت که این عضلات تأثیرپذیری کمتری از خستگی مبتنی بر لرزش در مقایسه با سایر عضلات بدن داشته‌اند. در نهایت با توجه به افزایش سطح ارتعاشات که در اثر وقوع پدیده خستگی در عضلات (پهن خارجی، پشتی پایینی و مهره‌ای-رأسی) رخ می‌دهد، می‌توان به این نتیجه رسید که قسمت‌های ران پا، کمر و گردن افرادی که در معرض ارتعاشات کف قرار دارند، بیشتر در معرض آسیب‌های ناشی از خستگی مبتنی بر ارتعاشات همچون کمر و گردن درد خواهد بود.

منابع

1. Moseley M, Greffin M. Effects of display vibration and whole-body vibration on visual performance. *Ergonomics*. 1986;29(8):977-83.
2. Moseley M, Lewis C, Griffin M. Sinusoidal and random whole-body vibration: comparative effects on visual performance. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*. 1982;53(10):1000-5.
3. Bernard BP, Putz-Anderson V. Musculoskeletal disorders and workplace factors: A critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back; 1997. Available at: certisafety.com [cited 2019 Sep 23]
4. Seidel H, Heide R. Long-term effects of whole-body vibration: a critical survey of the literature. *International Archives of Occupational and Environmental Health*. 1986;58(1):1-26.
5. Lings S, Leboeuf-Yde C. Whole-body vibration and low back pain: A systematic, critical review of the epidemiological literature 1992–1999. *International Archives of Occupational and Environmental Health*. 2000;73(5):290-7.
6. Mani R, Milosavljevic S, Sullivan SJ. The effect of occupational whole-body vibration on standing balance: A systematic review. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2010;40(6):698-709.
7. Ishitake T, Kano M, Miyazaki Y, Ando H, Tsutsumi A, Matoba T. Whole-body vibration suppresses gastric motility in healthy men. *Industrial Health*. 1998;36(2):93-7.
8. Dupuis H, Zerlett G. Whole-body vibration and disorders of the spine. *International Archives of Occupational and Environmental Health*. 1987;59(4):323-36.
9. Blood R, Ploger J, Yost M, Ching R, Johnson P. Whole body vibration exposures in metropolitan bus drivers: A comparison of three seats. *Journal of Sound and Vibration*. 2010;329(1):109-20.
10. Hulshof C, Van Der Laan G, Braam I, Verbeek J. The fate of Mrs Robinson: Criteria for recognition of whole-body vibration injury as an occupational disease. *Journal of Sound and Vibration*. 2002;253(1):185-94.

11. Greenstein D, Kester R. Acute vibration—its effect on digital blood flow by central and local mechanisms. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 1992;206(2):105-8.
12. Wakeling JM, Nigg BM, Rozitis AI. Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. *Journal of Applied Physiology*. 2002;93(3):1093-103.
13. Lam FM, Liao L, Kwok TC, Pang MY. The effect of vertical whole-body vibration on lower limb muscle activation in elderly adults: Influence of vibration frequency, amplitude and exercise. *Maturitas*. 2016;88:59-64.
14. Pollock RD, Woledge RC, Mills KR, Martin FC, Newham DJ. Muscle activity and acceleration during whole body vibration: effect of frequency and amplitude. *Clinical Biomechanics*. 2010;25(8):840-6.
15. Krol P, Piecha M, Slomka K, Sobota G, Polak A, Juras G. The effect of whole-body vibration frequency and amplitude on the myoelectric activity of vastus medialis and vastus lateralis. *Journal of Sports Science & Medicine*. 2011;10(1):169-174.
16. Ritzmann R, Gollhofer A, Kramer A. The influence of vibration type, frequency, body position and additional load on the neuromuscular activity during whole body vibration. *European Journal of Applied Physiology*. 2013;113(1):1-11.
17. Perchthaler D, Hauser S, Heitkamp H-C, Hein T, Grau S. Acute effects of whole-body vibration on trunk and neck muscle activity in consideration of different vibration loads. *Journal of Sports Science & Medicine*. 2015;14(1):155-162.
18. Small K, McNaughton L, Greig M, Lovell R. The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2010;13(1):120-5.
19. Borotikar BS, Newcomer R, Koppes R, McLean SG. Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: Central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clinical Biomechanics*. 2008;23(1):81-92.
20. Miura K, Ishibashi Y, Tsuda E, Okamura Y, Otsuka H, Toh S. The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2004;20(4):414-8.
21. Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. *Journal of Athletic Training*. 2003;38(1):18-23.
22. Dionisio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008;18(1):134-43.
23. Müller E, Kröll J, Lindinger S, Pfusterschmied J, Stöggl T. *Science and Skiing VI*: Meyer & Meyer Verlag; 2014.

24. Pope M, Wilder D, Magnusson M. Possible mechanisms of low back pain due to whole-body vibration. *Journal of Sound and Vibration*. 1998;215(4):687-97.
25. Devries HA. Method for evaluation of muscle fatigue and endurance from electromyographic fatigue curves. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1968;47(3):125-35.
26. Cho Y, Yoon Y-S. Biomechanical model of human on seat with backrest for evaluating ride quality. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2001;27(5):331-45.
27. Jalali P, Noorani M-RS, Hassannejad R, Etefagh MM. Modeling the central nervous system functionality in controlling the calf muscle activity during running with sport shoes. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2019;233(2):254-66.
28. Jalali P, Hassannejad R, Etefagh M, Noorani M-R. Optimal design of sport footwear with considering energy dissipation of lower limb soft-tissue during running. *Science & Sports*. 2020;35(6):405-412.
29. Eklund G, Hagbarth K, editors. Motor effects of vibratory muscle stimuli in man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1965;19(6):619-628.
30. Lebedev M, Poliakov A. Analysis of the interference electromyogram of human soleus muscle after exposure to vibration. *Neurophysiology*. 1991;23(1):57-65.
31. Khassetarash A, Hassannejad R, Etefagh MM, Sari-Sarraf V. Fatigue and soft tissue vibration during prolonged running. *Human Movement Science*. 2015;44:157-67.
32. Burström L, Nilsson T, Wahlström J. Whole-body vibration and the risk of low back pain and sciatica: A systematic review and meta-analysis. *International Archives of Occupational and Environmental Health*. 2015;88(4):403-18.
33. Bovenzi M, Schust M, Mauro M. An overview of low back pain and occupational exposures to whole-body vibration and mechanical shocks. *La Medicina del Lavoro*. 2017;108(6):419-33.
34. McBride D, Paulin S, Herbison GP, Waite D, Bagheri N. Low back and neck pain in locomotive engineers exposed to whole-body vibration. *Archives of Environmental & Occupational Health*. 2014;69(4):207-13.
35. Johanning E. Back disorders and health problems among subway train operators exposed to whole-body vibration. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*. 1991;17(6):414-419.
36. Krause N, Ragland DR, Greiner BA, Fisher JM, Holman BL, Selvin S. Physical workload and ergonomic factors associated with prevalence of back and neck pain in urban transit operators. *Spine*. 1997;22(18):2117-26.
37. Pope MH, Magnusson M, Wilder DG. Low back pain and whole body vibration. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*. 1998;354:241-248.

ارجاع دهی

جلالی پیمان، شریف‌نژاد علی، حسن‌نژاد رضا، اتفاق میرمحمد. تأثیر خستگی مبتنی بر لرزش بر مشخصات بیومکانیکی عضلات بدن انسان . مطالعات طب ورزشی. پاییز و زمستان ۱۳۹۸؛ ۱۱(۲۶)، ۳۱-۴۸. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2020.8078.1400

Jalali P, Sharifnezhad A, Hassannejad R, Ettefagh M. The Effect of Vibration-Based Fatigue on the Biomechanical Properties of Human Body Muscles. Sport Medicine Studies. Fall & Winter 2020; 11 (26): 31-48. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2020.8078.1400



The Effect of Vibration-Based Fatigue on the Biomechanical Properties of Human Body Muscles

P. Jalali¹, A. Sharifnezhad², R. Hassannejad³, M. Ettefagh⁴

1. Faculty of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran.
2. Department of Sport Biomechanics and Technology, Sport Science Research Institute, Tehran, Iran. (Corresponding Author)
3. Faculty of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran.
4. Faculty of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran.

Received Date: 2019/11/09

Accepted Date: 2020/04/04

Abstract

Some sport activities such as skiing causes athletes to be constantly exposed to vibrations caused by rough terrain which can lead to muscle fatigue in many repetitions. The purpose of this study is to investigate the effects of musculoskeletal fatigue on vibration transmissibility coefficient and muscle activity in subjects are exposed to floor vibrations. For this purpose, 12 young men were exposed to floor vibrations in the squat mode at frequency of 12 Hz and intensity of 0.9 m/s² to achieve complete fatigue. The results of this study show that the occurrence of the fatigue in the musculoskeletal system of the body increases the amount of both variables of the study simultaneously. In other words, increasing of the muscle activity alone does not indicate fatigue phenomenon. Because according to the results, increasing the amount of muscle activity without occurrence of the fatigue reduces the vibration transmissibility coefficient in the muscle.

Keywords: Vibration Transmission, Fatigue, Muscle Activity, Musculoskeletal System.

1. Email: p.jalali@tabrizu.ac.ir
2. Email: a_sharifnezhad@dr.com
3. Email: hassannejhad@tabrizu.ac.ir
4. Email: ettefagh@tabrizu.ac.ir