تأثیر خستگی موضعی بر پارامترهای منتخب کینماتیک راه‌رفتن مردان دارای زانوی پرانتزی

*سعید اسماعیلی پور: کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران (*نویسنده مسئول). saeidesmailipour@gmail.com
سید صدرالدین شجاع الدین: دانشیار و متخصص آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران. S_shojaedin@yahoo.com
مهدی خالقی: استادیار و متخصص بیومکانیک ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران. mehdikhaleghi60@yahoo.com

تاریخ دریافت: ۹۶/۱۱/۹ تاریخ پذیرش: ۹۷/۱/۲۰

چکیده

زمینه و هدف: خستگی یکی از محدودیت‌های افراد دارای ناهنجاری زانوی پرانتزی است که می‌تواند باعث کاهش کارایی این افراد گردد. هدف از این مطالعه، بررسی تاثیر خستگی موضعی بر پارامترهای منتخب کینماتیک راه‌رفتن مردان فعال دارای زانوی پرانتزی و نرمال بوده است.

روش کار: روش تحقیق مداخله‌ای و طرح تحقیق نیمه تجربی می باشد. تعداد ۳۰ مرد فعال دانشجو با دامنه سنی ۲۵-۲۰ سال به صورت برابر در دو گروه زانوی پرانتزی و نرمال با توجه به معیارهای شرکت در پژوهش قرار گرفتند. پارامترهای کینماتیکی در حین راه‌رفتن به وسیله‌ی دوربین ثبت شد. همچنین خستگی موضعی چهارسر رانی به وسیله‌ی دستگاه دینامومتر ایزوکنتیک ثبت شد.

یافته‌ها: نتایج آزمون تحلیل واریانس دو طرفه نشان داد مقایسه مقادیر عملکرد پارامترهای کینماتیکی راه‌رفتن تحقیق در متغیرهای طول گام، سرعت و زاویه اکستنشن زانو در لحظه تماس پاشنه با سطح زمین در گروه پرانتزی نسبت به گروه نرمال تفاوت معناداری دارد. به نظر می‌رسد تاثیر خستگی موضعی بر برخی از پارامترهای کینماتیکی مردان فعال دارای زانوی پرانتزی بیشتر از گروه نرمال است.

نتیجه‌گیری: بنابراین، اصل ماهیت تمرینات ورزشی باید به عنوان یک ویژگی از تمرین و استرس‌های وارد به زانوی پرانتزی در برنامه‌های تمرینی مدنظر قرار گیرد.

کلیدواژه‌ها: خستگی موضعی، کینماتیک، ناهنجاری وضعیتی، مردان فعال

مقدمه

اندام تحتانی علاوه بر آن که پایه و سطح اتکای آدمی است عامل جابجایی او نیز به شمار می رود. از دیدگاه توانبخشی ورزشی که وظیفه پیشگیری از آسیب‌های ورزش و بهبود سلامت ورزشکار را بر عهده دارد، هرگونه بر هم خوردن راستای طبیعی بدن به ویژه در اندام تحتانی، نوعی ناهنجاری تلقی می‌گردد و زمینه بروز آسیب‌های بعدی و کاهش عملکرد مهارتی را فراهم می‌کند (۱). این وضعیت در مفصل زانو به عنوان بزرگترین مفصل بدن، که می‌تواند منجر به استئوآرتریت مفصل شود، از اهمیت بالایی برخوردار است (۲).

زانوی پرانتزی از جمله ناهنجاری‌های زانو در صفحه فرونتال بوده که شیوع آن در بین افراد فعال و غیرفعال بالا است (۳). بنابر تحقیقات انجام گرفته عملکرد عصبی_عضلانی در مفصل زانو به طور چشمگیری در افراد فعال که ناهنجاری اندام تحتانی دارند نسبت به افراد فعال سالم تفاوت دارد (۴). مشخص است که آسیب اندام تحتانی موجب افت کیفیت در همه افراد و به ویژه در افراد فعال می شود که علاوه بر هزینه زیادی که می‌تواند جهت درمان در پی داشته باشد، عواقبی چون دور ماندن از فعالیت‌ها را در پی خواهد داشت.

راه‌رفتن به عنوان انتقال وزن بدن از نقطه‌ای به نقطه‌ای دیگر، یکی از اصلی‌ترین مهارت‌های پایه ای به شمار می‌رود که بیشترین بخش فعالیت حرکتی روزمره انسان را به خود اختصاص می‌دهد (۵). با وجود آن که راه‌رفتن مهارتی است که از اولین سال زندگی انسان فرا گرفته می‌شود، یکی از پیچیده‌ترین مهارت‌ها بوده و هنوز بسیاری از جنبه‌ها و عوامل موثر بر چرخه‌های آن ناشناخته مانده است (۶). مستند شده است که از مطالعه

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-10-20]
[DOR: 20.1001.1.22287043.1397.25.3.3.0]

راه‌رفتن می‌توان اطلاعات مشخصی را در مورد ویژگی‌های فردی، سن، جنسیت و پاتولوژی افراد به دست آورد (۷). سیکل طبیعی راه‌رفتن می‌تواند استرس‌های تکراری روی بدن به خصوص در زمان برخورد اولیه (Initial contact-IC) اعمال کند (۸). در مرحله IC چرخه راه‌رفتن، عضلات چهارسر ران با انقباض اکسنتریکی خود سبب کنترل فلکشن زانو، پایین کشیدن مرکز جرم بدن و جذب نیروهای تماسی و در نتیجه پیشگیری از آسیب دیدگی مفاصل اندام تحتانی می‌شود (۹).

خستگی معمولاً به عدم توانایی ورزشکار در حفظ شدت معین ورزش مربوط می‌شود (۱۰). خستگی یکی از محدودیت‌های افراد دارای ناهنجاری زانوی پرانتزی است که باعث کاهش کارایی این افراد می‌شود (۱۱). تحقیقات نشان داده‌اند به علت راه‌رفتن کند برخی افراد با اعمال خستگی هیچ تغییری در راه‌رفتن آن‌ها مشاهده نمی‌شود (۱۲). هم‌چنین خستگی موضعی چهارسر رانی بر پارامترهای راه‌رفتن تاثیر می‌گذارد و پتانسیل ریسک فاکتورهای سقوط ناشی از لغزش را افزایش می دهد (۱۳و۱۴).

محققین مدعی شدند که ناهنجاری زانو در صفحه فرونتال ممکن است توزیع وزن به صورت نرمال روی زانو و مفصل مچ پا را دستخوش تغییر سازد (۱۵) و تفاوت معناداری در زمان شروع فعالیت بین عضلات پهن داخلی و خارجی هنگام بالا و پایین آمدن از پله در زانوی پرانتزی و زانوی ضربدری مشاهده کردند (۱۶). همچنین ممکن است زانوی پرانتزی باعث تضعیف عملکرد ورزشکاران شود (۳). علاوه بر این تحقیقات نشان داده است افرادی که در اثر ناهنجاری زانو دچار استئوآرتریت شده‌اند اختلالاتی در راه‌رفتن آن‌ها مشاهده می‌شود (۱۷). عدم تعادل عضلانی در سطح وسیعی از افراد فعال وجود دارد. هر چند این عدم تعادل عضلانی همراه با درد و آسیب نمی‌باشد اما می‌تواند منجر به وقوع آسیب شود. از این رو شناخت یک الگوی عدم تعادل عضلات برای فعالیت‌های مختلف موجب انجام برنامه توانبخشی مخصوص آن فعالیت می‌شود (۱۸). بنابراین روشی جایگزین که از طریق آن بتوان عملکرد اندام تحتانی را شناسایی نمود، ضروری است. در مجموع حجم تحقیقات مربوط به تاثیر خستگی در گروه های افراد فعال با سطوح مختلف مهارت‌های ورزشی کمتر مورد توجه بوده است. لذا، تحقیق حاضر در نظر دارد به بررسی تاثیر خستگی موضعی بر پارامترهای منتخب کینماتیک راه‌رفتن مردان فعال دارای زانو پرانتزی و نرمال بپردازد.

روش کار

روش تحقیق مداخله‌ای و طرح تحقیق نیمه تجربی می باشد. تحقیق حاضر در سه ماهه اول سال ۱۳۹۶ انجام شد که جامعه آماری شامل ۱۵۰ نفر از دانشجویان پسر دانشگاه خوارزمی با دامنه سنی (۲۵-۲۰) سال بود و حداقل دو جلسه در هفته دارای فعالیت ورزشی بودند. نمونه آماری شامل ۳۰ نفر به صورت هدفمند و در دسترس بوده که با توجه به معیارهای ورود به تحقیق انتخاب شد (۱۵ نفر دارای زانوی پرانتزی و ۱۵ نفر نرمال). در این تحقیق آزمودنی‌ها به دو گروه پرانتزی و نرمال به وسیله خط‌کش از هم جدا شدند. پس از شرح کامل تحقیق برای آزمودنی‌ها، رضایت آن‌ها به منظور شرکت در تحقیق و نیز اطلاعات شخصی شامل سن، وزن، قد و میزان فعالیت آن‌ها در هفته جمع آوری گردید. ابتدا به وسیله دوربین دیجیتال پارامترهای منتخب کینماتیک راه‌رفتن اندازه‌گیری گردید. سپس برای اعمال خستگی از پروتکل خستگی موضعی به وسیله دینامومتر ایزوکنتیک بایودکس سیستم ۳ استفاده گردید و بلافاصله پس از آن پارامترهای منتخب کینماتیک راه‌رفتن مجدداً سنجیده شد.

در این مطالعه از خط‌کش برای اندازه‌گیری ناهنجاری زانوی پرانتزی استفاده شد. در صورتی که فاصله بین اپی کندیل داخلی زانو بیش تر ۴ سانتی متر بود فرد در گروه زانوی پرانتزی قرار گرفت و چنانچه فاصله بین اپی کندیل داخلی زانو کمتر از ۴ سانتی متر بود و فاصله بین قوزک های داخلی نیز بیش‌تر از ۴ سانتی متر نباشد آزمودنی در گروه نرمال قرار گرفتند (۱۶).

به منظور ایجاد شرایط یکسان از افراد خواسته خواهد شد دو ساعت قبل از انجام آزمون از خوردن

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-10-20]

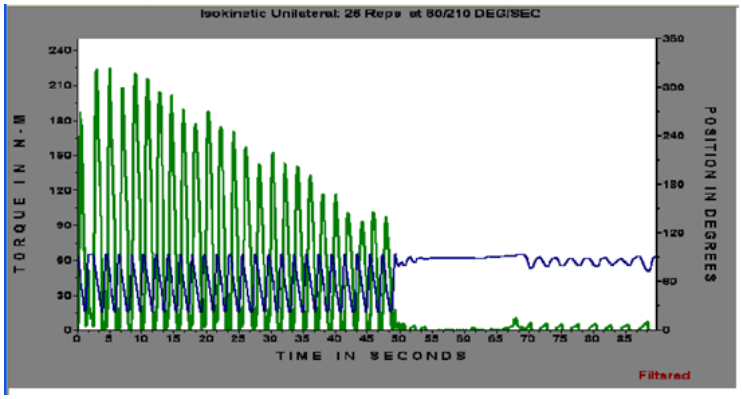
[DOR: 20.1001.1.22287043.1397.25.3.3.0]

و ۲۴ ساعت قبل از انجام آزمون از فعالیت بدنی اجتناب کنند. سپس قدرت عضلات مفصل زانو با استفاده از دایناومومتر ایزوکنتیک بایودکس۳ اندازه گیری شد.

همچنین به منظور ایجاد خستگی در عضلات چهارسر رانی، از دینامومتر ایزوکنتیک بایودکس سیستم۳ استفاده شد. ابتدا مقدار حداکثر گشتاور ارادی کانسنتریک اندازه‌گیری و ۵۰ درصد آن، به عنوان معیار خستگی در نظر گرفته شد.

پروتکل ایجاد خستگی عضلانی به این ترتیب بود که افراد، انقباضات کانسنتریک ارادی را با حداکثر تلاش بدون استراحت تا زمانی تکرار شد که حداقل برای ۳ تکرار متوالی، گشتاور تولید شده برای هر حرکت، به کمتر از ۵۰ درصد گشتاور ارادی اولیه مربوط به همان حرکت رسید (۱۹). پروتکل خستگی به صورت انجام انقباضات مکرر تا رسیدن به ۵۰ درصد گشتاور حداکثر اولیه در مطالعه حاضر امکان به دستیابی به فیدبک را در حین اجرای پروتکل خستگی فراهم می‌سازد و به علاوه به عنوان یک معیار تکرارپذیر و استاندارد شناخته شده است (نمودار ۱). همچنین به کارگیری پروتکل خستگی مذکور در برخی تحقیقات مشابه در گذشته نیز، منجر به تغییر معنی‌دار در شاخص‌های کنترل پاسچر گردیده است (۲۰ و۲۱). پس از پروتکل خستگی فورا (کمتر از ۵ دقیقه) اطلاعات راه‌رفتن شرکت کنندگان جمع آوری شد. زیرا در مطالعات قبلی نشان داده شد بعد از ۱۰ دقیقه از پروتکل خستگی، فرد مجددا حداکثر انقباض ارادی اولیه خود را به دست خواهد آورد (۱۴).

جهت اندازه‌گیری پارامترهای کینماتیکی راه رفتن از دوربین دیجیتال مدل CASIO EX-ZR700استفاده شد. محل قرارگیری دوربین ۱۲۰ هرتزی در طرف جانب آزمودنی با فاصله ۲ متری محدود شده بود (۲۲) و مارکرها بر روی خار خاصره‌ای فوقانی قدامی، برجستگی بزرگ استخوان ران، کوندیل خارجی زانو، قوزک خارجی، پاشنه و پنجمین استخوان کف پا (۲۳) نصب شد. سپس از آزمودنی‌ها درخواست گردید در مسافت مشخص شده شروع به راه‌رفتن نمایند. فیلم تهیه شده به وسیله نرم افزار کینوا فریم شد. به دلیل اختلاف بین پارامترهای اندازه‌گیری شده بر روی تردمیل و زمین تست راه رفتن بر روی زمین انجام شد (۲۴). از آزمودنی خواسته شد که در یک مسیر شش متری با سرعت دلخواه و بدون کفش راه برود تا اطلاعات کینماتیک به وسیله مارکرها ثبت شود. قبل از گرفتن تست آزمودنی‌ها جهت قدم گذاری صحیح و طبیعی چند تلاش با سرعت دلخواه انجام داده شد (۲۵). متغیرهای کینماتیکی که در این تحقیق مورد بررسی قرار گرفتند عبارت است از: پارامترهای فضایی-زمانی (طول گام، زمان طول گام، سرعت، زمان استقرار و زمان نوسان) از تصاویر مورد نظر در طول یک گام به دست آمد و جهت کالیبره کردن و تعیین مختصات در نرم افزار کینوا یک فاصله ۶۰ سانتی متری تعریف شد. علاوه بر متغیرهای ذکر شده، زاویه مفصل در حرکت فلکشن مفصل هیپ و اکستنشن زانو و دورسی فلکشن مچ پا در لحظه تماس پاشنه با زمین از دیگر متغیرهای حوزه کینماتیکی تحقیق حاضر به شمار می‌آیند که با استفاده از نرم افزار



نمودار ۱- نمونه دستور توقف پروتکل خستگی (رسیدن به کمتر از۵۰ درصد)

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-10-20]
[DOR: 20.1001.1.22287043.1397.25.3.3.0]

کینوا زوایای مورد نظر محاسبه شدند.

از آمار توصیفی جهت محاسبه میانگین و انحراف استاندارد آزمودنی‌ها هر گروه استفاده شد. توزیع داده‌ها توسط آزمون کولوموگروف- اسمیرنوف (k-s) ارزیابی گردید، آزمون ناپارامتریک (k-s) نشان داد که داده‌های پیش آزمون و پس آزمون دو گروه نرمال می‌باشند، همچنین آزمون آماری t مستقل نشان داده که تفاوت معنی‌داری در مقادیر پیش آزمون دو گروه مشاهده نشد. در نتیجه از آزمون تحلیل واریانس آنووا دو طرفه به منظور بررسی اثر تعاملی زمان (دارای دو سطح قبل از مداخله و بعد از مداخله) بر گروه (تجربی و کنترل) در مقادیر پارامترهای منتخب کینماتیک راه‌رفتن استفاده شد. همچنین از سطح معنی داری $p<۰/۰۵$ استفاده شد.

یافته‌ها

ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها در جدول ۱ ارایه شده است. همچنین در جدول ۲ نتایج آزمون تحلیل واریانس دو طرفه برای مقایسه مقادیر پارامترهای کینماتیکی راه‌رفتن در مردان فعال دارای زانوی پرانتزی و نرمال ارائه شده است. مقادیر آزمون به دست آمده از جدول ۲ نشان می دهد که در مجموع تاثیر معنادار بر دو پارامتر طول گام ($F=۹/۰۹$، $p=۰/۰۴$) و سرعت ($F=۴/۹۵$، $p=۰/۰۳$) در مردان فعال دارای زانوی پرانتزی و نرمال ثبت شد.

همچنین مقادیر مربوط به زاویه برخورد پاشنه با زمین نیز نشان می‌دهد که تنها در حرکت اکستنشن زانو در مردان فعال دارای زانوی پرانتزی و نرمال تاثیر معنادار ثبت شد ($F=۱۹/۹۸$، $p=۰/۰۰۰$).

مقادیر به دست آمده از جدول ۲ نشان می‌دهد،

جدول ۱- میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فیزیکی آزمودنی‌ها

آزمودنی‌ها	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی متر)
گروه پرانتزی	۳,۳۰±۲۳,۳۰	۷,۲۰±۷۲,۲۰	۵,۰۰±۱۷۹,۰۰
گروه نرمال	۲,۵۰±۲۲,۵۰	۶,۸۰±۷۵,۴۰	۶,۰۰±۱۷۵,۰۰

جدول ۲- نتایج آزمون تحلیل واریانس دو طرفه برای مقایسه مقادیر پارامترهای منتخب کینماتیک راه رفتن در مردان فعال دارای زانوی پرانتزی و نرمال

عنوان	متغیر	زمان اندازه گیری	میانگین و انحراف استاندارد		Sig گروه	Sig زمان	Sig گروه*زمان
			زانوی پرانتزی	زانوی نرمال			
پارامترهای فضایی- زمانی	طول گام (سانتی متر)	پیش آزمون	۹۲,۵±۷۰,۵۰	۱۲,۶±۰۰,۴۹	۰۰,۰	۹۶,۰	۰۴,۰
		پس آزمون	۵۰,۴±۳۰,۵۵	۰۷,۷±۰۰,۴۹			
	زمان (ثانیه)	پیش آزمون	۰۵,۰±۹۰,۰	۰۴,۰±۸۹,۰	۲۰,۰	۸۳,۰	۸۳, ۰
		پس آزمون	۰۵,۰±۹۱,۰	۰۳,۰±۸۸,۰			
	سرعت (متربرثانیه)	پیش آزمون	۰۲,۰±۵۶,۰	۰,۱۲±۰,۵۴	۰۲,۰	۳۰,۰	۰۳,۰
		پس آزمون	۰۳,۰±۶۲,۰	۰۱,۰±۵۳,۰			
	زمان نوسان (ثانیه)	پیش آزمون	۰۲,۰±۴۴,۰	۰۲,۰±۴۳,۰	۳۳,۰	۵۵,۰	۵۵,۰
		پس آزمون	۰۴,۰±۴۵,۰	۰۲,۰±۴۴,۰			
	زمان استقرار (ثانیه)	پیش آزمون	۰۴,۰±۷۳,۰	۰۶,۰±۷۲,۰	۷۲,۰	۷۲,۰	۷۲,۰
		پس آزمون	۰۳,۰±۷۵,۰	۰۴,۰±۷۳,۰			
زاویه برخورد پاشنه با زمین (درجه)	هیپ (فلکشن)	پیش آزمون	۱۳,۲±۱۰,۱۲	۸۹,۱±۴۰,۱۲	۸۲,۰	۸۲,۰	۸۲,۰
		پس آزمون	۷۲,۱±۱۰,۱۳	۱۳,۲±۱۰,۱۲			
	زانو (اکستنشن)	پیش آزمون	۷۳,۰±۹۰,۸	۹۹,۰±۹۰,۷	۰۰,۰	۱۱,۰	۰۰,۰
		پس آزمون	۹۶,۰±۴۰,۸	۳۷,۱±۱۰,۷			
	مچ پا (دورسی فلکشن)	پیش آزمون	۹۳,۱±۸۰,۱۰۸	۵۹,۲±۶۰,۱۰۸	۸۸,۰	۸۸,۰	۸۸,۰
		پس آزمون	۵۰,۲±۵۰,۱۰۸	۹۳,۱±۸۰,۱۰۸			

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-10-20]
[DOR: 20.1001.1.22287043.1397.25.3.3.0]

جدول ۳- آزمون تعقیبی بونفرونی برای مقایسه مقادیر پارامترهای منتخب کینماتیک راه رفتن در مردان فعال دارای زانوی پرانتزی و نرمال

متغیر وابسته	زمان	گروه (i)	(j)	اختلاف میانگین $(i-j)$	خطای استاندارد	سطح معناداری
طول گام	پیش آزمون	زانوی پرانتزی	زانوی نرمال	-۱۰.۱	۷۱.۱	۵۲.۰
(سانتی متر)	پس آزمون	زانوی پرانتزی	زانوی نرمال	-۲۰.۶	۷۱.۱	۰۰۱.۰
اکستنشن زانو	پیش آزمون	زانوی پرانتزی	زانوی نرمال	۴۰.۰	۳۴.۰	۲۵.۰
(درجه)	پس آزمون	زانوی پرانتزی	زانوی نرمال	-۸۰.۱	۳۴.۰	۰۰۱.۰

بین پارامترهای طول گام ، سرعت راه‌رفتن، زاویه زانو در لحظه برخورد پاشنه با زمین و در مردان فعال داری زانوی پرانتزی و نرمال اختلاف معناداری می‌باشد. از آنجایی که اثر تعامل بین عامل درون گروهی زمان اندازه‌گیری و عامل بین گروهی معنادار بود اثر ساده بین گروهی با توجه به سطوح عامل درون گروهی با استفاده از آزمون تعقیبی Bonferroni مورد بررسی قرار گرفت که در جدول ۳ ارائه شده است.

نتایج جدول ۳ نشان داد طول گام گروه زانوی پرانتزی نسبت به نرمال در پس آزمون کاهش یافته است (۶/۲۰-) و تاثیر آن معنادار ثبت شده است (۰/۰۰۱). همچنین مقادیر مربوط به حرکت اکستنشن زانو در لحظه تماس پاشنه با زمین نیز نشان می‌دهد که زاویه اکستنشن گروه زانوی پرانتزی نسبت به گروه نرمال در پس آزمون کاهش یافته است (۱/۸۰-) و تاثیر آن نیز معنادار ثبت شده است (۰/۰۰۱).

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام تحقیق حاضر بررسی تاثیر خستگی موضعی بر کینماتیک منتخب راه‌رفتن مردان فعال دارای زانوی پرانتزی و نرمال بود. نتایج حاصله نشان داده که خستگی موضعی باعث تاثیر معناداری بر پارامتر فضایی-زمانی طول گام راه‌رفتن و زاویه اکستنشن مفصل زانو در تماس پاشنه با زمین در مردان فعال دارای زانوی پرانتزی نسبت به گروه زانوی نرمال شده است. خستگی عضلانی موضعی تحت تاثیر کاهش زیرلایه‌های متابولیک برای انقباض عضله مانند آدنوزین تری فسفات، کراتین فسفات و گلیکوژن و همچنین افزایش در متابولیت‌ها مانند اسید لاکتیک در عضله می‌باشد که این به ناتوانی در حفظ نیروی عضلانی دلخواه می‌انجامد. عضلات چهارسر رانی در H.C (Heel contact) تا ابتدای M.st (Mid stance) به صورت کانسنتریک انقباض می‌یابند تا پا به جلو پرتاب شود (۲۶). لذا، به منظور موزون ساختن گام برداری و ارائه مطلوب الگوی بیومکانیکی که با کمترین میزان انرژی مصرفی و صدمه پذیری بافت‌ها، حداکثر کارایی مطلوب را پدید می‌آورد، ساز و کار عوامل بسیاری در سیستم عصبی، مفاصل و استخوان‌ها فعالیت می‌کند. کاهش در قدرت عضلانی و همچنین کاهش در حداکثر قدرت عضلات اکستانسور زانو نیز احتمالابه علت تخلیه گلیکوژن می‌باشد. به همین دلیل در مطالعات اخیر نشان داده شده است که خستگی عضله چهارسر رانی باعث افزایش فلکشن زانو در طی راه‌رفتن می‌شود (۱۴). نتایج به دست آمده از این بررسی با نتایج به دست آمده از تحقیق پارک و همکاران ، کوینز و همکاران و پاریجات و همکاران در توافق بود. پارک و همکاران در مطالعه‌ای به بررسی تفاوت زمان شروع فعالیت عضله پهن داخلی و خارجی هنگام گام برداری روی پله در افراد دارای زانوی پرانتزی و زانوی ضربدری پرداختند. نتایج نشان داد که تفاوت معناداری در زمان شروع هنگام بالا و پایین آمدن از پله در آزمودنی‌های زانوی پرانتزی و زانوی ضربدری نسبت به گروه نرمال مشاهده شد (۱۶).

کوینز و همکاران در مطالعه‌ای به بررسی، تاثیر ورزش بر عملکرد عضلات اندام تحتانی بعد از بازسازی لیگامان ACL (Anterior Cruciate Ligament-ACL) پرداختند. نتایج نشان داد که فعالیت ورزشی باعث شد که گشتاور تولید شده در گروه بیمار که ACL آن‌ها بازسازی شده نسبت به گروه سالم کمتر شود (۲۷). پاریجات و همکاران

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-10-20]

[DOR: 20.1001.1.22287043.1397.25.3.3.0]

طی تحقیقی به بررسی اثر خستگی اندام تحتانی بر روی نتایج سقوط ناشی از لغزش پرداختند. در طی این مطالعه ۱۶ آزمودنی جوان (۱۰مرد و ۶ زن) با میانگین سنی ۲۴ سال شرکت کردند که هیچ سابقه آسیب اسکلتی عضلانی نداشتند. نتایج حاصل از این تحقیق نشان داد خستگی موضعی اکستنسورهای زانو باعث تاخیر در تولید اندازه حرکت موثر مفصل در اندام تحتانی برای جلوگیری از سقوط می‌شود (۱۳).

همچنین نتایج این بررسی با تحقیق کومار و همکاران و پاریجات و همکاران مطابقت ندارد. کومار و همکاران چگونگی بار اعمال شده به مفصل زانو در طول راه‌رفتن در افراد نرمال و دارای زانوی استوآرتریت (Osteoarthritis-OA) را شرح دادند. نتایج نشان داد که آزمودنی‌های دارای OA کندتر راه می‌رفتند و مقدار فلکشن و اکستنشن بیشتری در زانو داشتند (۲۸). پاریجات و همکاران در مطالعه‌ای به بررسی اثر خستگی عضله چهارسر رانی بر روی بیومکانیک راه‌رفتن و تمایل به لغزش پرداختند. نتایج نشان داد که خستگی موضعی عضله بر پارامترهای راه‌رفتن تاثیر دارد و می‌تواند پتانسیل ریسک فاکتورهای سقوط ناشی از لغزش را افزایش دهد. همچنین با اعمال پروتکل خستگی، فلکشن زانو افزایش یافت و میزان دورسی فلکشن مچ پا در سیکل راه‌رفتن کاهش یافت (۱۴).

علاوه بر این، نتایج جدول (۲) نشان داد که خستگی موضعی باعث کاهش زاویه اکستنشن مفصل زانو در لحظه تماس پاشنه با زمین می‌شود، در نتیجه افزایش سرعت طول گام را به همراه دارد و از آنجایی که سرعت به طول گام وابسته می باشد، تغییر در طول گام می‌تواند به تغییر در سرعت راه‌رفتن منجر شود. این کاهش طول گام با نتایج تحقیق دیبندتو و صادقی و همکاران همخوانی داشت. دیبندتو و همکاران در مطالعه‌ای به بررسی تاثیر تمرینات مداخله‌ای را بر کینماتیک مفاصل در راه‌رفتن شامل زاویه و دامنه حرکتی مفاصل پرداختند. نتایج نشان داد که طول گام، آهنگ گام و سرعت راه‌رفتن تمایل به کاهش داشتند (۲۹). صادقی و همکاران به بررسی تاثیر تمرینات قدرتی بر برخی پارامترهای کینماتیکی راه‌رفتن (طول گام، ریتم گام برداری و سرعت راه رفتن) در زنان سالمند پرداختند. نتایج نشان داد در گروه آزمایش، به استثنا ریتم راه‌رفتن، افزایش معناداری در اندازه‌های طول گام، سرعت راه‌رفتن و قدرت در اندام تحتانی مشاهده شد (۳۰). همچنین نتایج این بررسی با مطالعات کااو و صادقی و همکاران ناهمخوانی داشت. کااو و همکاران به بررسی اثر یک برنامه تمرینی ۱۲ هفته‌ای بر عملکرد بدنی و کینماتیک راه‌رفتن در زنان سالمند پرداختند. نتایج نشان داد که تغییرات قابل ملاحضه‌ای در طول گام مشاهده نشد (۳۱). صادقی و همکاران به بررسی تأثیر اجرای یک دوره برنامه تمرین استقامتی بر الگوی راه‌رفتن سالمندان غیر فعال پرداختند که نتایج نشانگر این بود تغییری در طول گام آزمودنی‌ها مشاهده نشد (۳۲).

یک عامل پیچیده رایجی که هنگام مطالعه خستگی انسان مورد توجه قرار می‌گیرد، الگوی فعالیت واحد حرکتی می‌باشد. به کارگیری واحد حرکتی به معنای اضافه نمودن واحدهای حرکتی جهت افزایش نیروی عضلانی، می‌باشد. به نظر می رسد که در عارضه زانوی پرانتزی به علت تغییر راستا و وارد شدن فشارهای غیرطبیعی، خستگی موضعی باعث فراخوانی واحدهای حرکتی بیشتر در افراد دارای عارضه مذکور می‌شود.

با توجه به نتایج به دست آمده که خستگی موضعی بر برخی از پارامترهای کینماتیک راه رفتن در مردان فعال دارای زانوی پرانتزی تاثیر دارد، پیشنهاد می‌شود به اصل اضافه بار و استفاده از برنامه های تمرینی، نوع حرکات و فعالیت‌های نزدیک به شرایط مسابقه توجه شود که می‌تواند افراد دارای ناهنجاری پرانتزی را در افزایش طول زمان رسیدن به خستگی یاری کند.

عملکرد مطلوب به جلوگیری از توسعه عدم تعادل عضلات و غلبه سینرجیک کمک می‌کند. سیستم حرکتی انسان، سیستمی بسیار هماهنگ بوده و از اجزای به هم وابسته و به هم مرتبط تشکیل شده است. تاثیر متقابل عملکردی هر جز در سیستم حرکتی انسان موجب کارایی عصبی-

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-10-20]

[DOR: 20.1001.1.22287043.1397.25.3.3.0]

عضلانی مطلوب می‌شود. هرگونه تغییر در آرتروکینماتیک مفصل، تعادل عضلات و کنترل عصبی-عضلانی بر کارکرد مطلوب کل زنجیره حرکتی بدن تاثیر می‌گذارد. در ناهنجاری‌های وضعیتی مانند زانوی پرانتزی به علت به هم خوردن راستای طبیعی و تغییر نسبت قدرت عضلات ممکن است تغییر در ترتیب فعال شدن عضلات و کاهش کنترل عصبی عضلانی رخ دهد. در نتیجه به نظر می‌رسد خستگی موضعی باعث فراخوانی واحدهای حرکتی بیشتر در مردان فعال دارای زانوی پرانتزی می‌شود که به این ترتیب باعث تضعیف عملکرد می‌شود.

منابع

1. Stief F, Böhm H, Schwirtz A, Dussa CU, Döderlein L. Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. Gait & Posture; 2011.33(3): 490-95.
2. Dionisio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. J Electromyography Kinesiol; 2008.18(1):134-43.
3. Hadadnezhad M, Letafatkar A. The relationship between genu varum abnormality and lower extremity's performance and strength in teenage footballers. J Res Rehabil Sci; 2011.7(2):188-95.
4. Puckree T, Govender A, Govender K, Naidoo P. The quadriceps angle and the incidence of knee injury in Indian long-distance runners. SAJ Sports Med; 2009.19(1):9-11.
5. Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. University of Waterloo, Waterloo, 1991.
6. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait. Gait Posture; 2000.13:34-45.
7. Janssen D, Schöllhorn WI, Newell KM, Jäger JM, Rost F. Diagnosing fatigue in gait patterns by support vector machines and self-organizing maps. Hum Movement Sci; 2011.30(5):966-75.
8. Whittle MW. Clinical gait analysis: A review. Hum Movement Sci; 1996. 15(3):369-87.
9. Hatfield G. The effects of quadriceps impairment on lower limb kinematics, kinetics and muscle activation during gait in young adults. Clin Biomech; 2009:92-100.
10. Green JM, Crews TR, Bosak AM, Peveler WW. Overall and differentiated ratings of perceived exertion at the respiratory compensation threshold: effects of gender and mode. Eur J Appl Physiol; 2003.89(5):445-50.
11. Kujala UM, Taimela S, Antti-Poika I, Orava S, Tuominen R, Myllynen P. Acute injuries in soccer, ice hockey, volleyball, basketball, judo, and karate: analysis of national registry data. BMJ; 1995.311(7018):1465-8.
12. Jaap van D. Effects of unilateral leg muscele fatigue on gait stability in elderly. Cong Int Soci Biomech; 2013:74-80.
13. Parijat P, Lockhart TE. Effects of lower extremity muscle fatigue on the outcomes of slip-induced falls. Ergonomics; 2008.51(12):1873-84.
14. Parijat P, Lockhart TE. Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. Gait Posture; 2008.28(4):568-573.
15. De Cock A, Vanrenterghem J, Willems T, Witvrouw E, De Clercq D. The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. Gait Posture; 2008.27(4): 669-75.
16. Park S, Kong YS, Ko YM, Jang GU, Park JW. Differences in onset time between the vastus medialis and lateralis during stair stepping in individuals with genu varum or valgum. J Physical Ther; 2015.27(9):2727.
17. Chang AH, Lee SJ, Zhao H, Ren Y, Zhang LQ. Impaired varus–valgus proprioception and neuromuscular stabilization in medial knee osteoarthritis. J Biomech; 2014.47(2):360-6.
18. Franettovich M, Hides J. Mendis MD, Littleworth H. Muscle imbalance among elite athletes. Br J Sports Med; 2011.45(4):348-9.
19. Ochsendorf DT, Mattacola CG, Arnold BL. Effect of orthotics on postural sway after fatigue of the plantar flexors and dorsiflexors. J Athl Train; 2000.35(1):26.
20. Yaggie JA, McGregor SJ. Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. Arch Physical Med Rehabil; 2002.83(2):224-8.
21. Joyce CJ, Perrin DH, Arnold BL, Granata KP, Gansneder BM, Gieck JH. Dorsiflexor and plantar flexor muscle fatigue decreases postural control. J Athl Train; 2001.36(2):45-9.
22. Doherty TJ. Invited review: aging and sarcopenia. J Appl Physiol; 2003.95(4):1717-27.
23. Lund H, Weile U, Christensen R, Rostock B, Downey A, Bartels EM. A randomized controlled trial of aquatic and land-based exercise in patients with knee osteoarthritis. J Rehabil Med; 2008.40(2):137-44.
24. Parvataneni K, Ploeg L, Olney SJ, Brouwer B. Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. Clin Biomech; 2009.24(1):95-100.
25. Leteneur S, Gillet C, Sadeghi H, Allard P, Barbier F. Effect of trunk inclination on lower limb joint and lumbar moments in able men during the

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-10-20]
[DOR: 20.1001.1.22287043.1397.25.3.3.0]

stance phase of gait. Clin Biomech; 2009.24(2):190-5.

26. Payton CJ, Roger MB. Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise sciences guidelines. Routledge; 2008.

27. Kuenze C, Hertel J, Hart JM. Effects of exercise on lower extremity muscle function after anterior cruciate ligament reconstruction. J Sport Rehabil; 2013.22(1):33-40.

28. Kumar D, Manal KT, Rudolph KS. Knee joint loading during gait in healthy controls and individuals with knee osteoarthritis. Osteoarthritis and Cartilag; 2013.21(2):298-305.

29. Dibenedetto M, Innes, KE, Taylor AG, Rodeheaverm PF, Boxer JA, Wright HJ, Kerrigan DC. Effect of a gentle Iyengar yoga program on gait in the elderly: an exploratory study. Arch Phys Med Rehabil; 2005.86:1830-7.

30. Sadeghi H, Naghinezhad F, Rajabi H. The effect of strength training on some kinematics parameters of gait in healthy elder womenIran J Age; 2008.9:30- 6.

31. Cao ZB, Maeda A, Shima N, Kurata H. The effect of a 12-week combined exercise intervention program on physical performance and gait kinematics in community-dwelling elderly women. J Physiol Anthro; 2007.26(3):325-32.

32. Sadeghi H, Baghban MM. The effect of endurance training on a few kinematics parameters in gait of non active Elderly people. Iran J Age; 2009.11:62- 9.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-10-20]

[DOR: 20.1001.1.22287043.1397.25.3.3.0]

The effect of local fatigue on selective parameters of kinematic gait in males with genu varum

***Saeid Esmaeilipour**, MSc, Kharazmi University, Tehran, Iran (*Corresponding author). saeidesmailipour@gmail.com
Seyed Sadroddin Shojauddin, PhD, Associate Professor, Department of Sport Corrective Exercise, Kharazmi University, Tehran, Iran.
Mehdi Khaleghi, PhD, Assistant Professor of Sports Biomechanic, Kharazmi University, Tehran, Iran.

Abstract

Background: Since fatigue is known as one of the limitations in individuals with genu varum which could result in functional insufficiency, the purpose of this semi- experimental study was investigation of the effects of local fatigue on selective parameters of kinematic gait in active male individuals with genu varum as well as the normal ones.
Methods: The selected subjects were 30 active male students (15 with genu varum and 15 normal ones) 20 to 25 years old according to the inclusion criteria. Kinematic data were collected using a digital system. Moreover, local fatigue quadriceps muscle has been measured by Isokinetic Dynamometer System. Analysis of univariance was used to test the difference in genu varum group and normal group.
Results: Results demonstrate significant difference in gait kinematic parameters such as stride, speed and knee angle in stroke phase in genu varum group in comparison to the normal group.
Conclusion: Principle of specificity in athletic training should be applied as an aspect of training regimen a given stressors on the body parts. There will be a specific adaptation to imposed demands.

Keywords: Local fatigue, Kinematics, Postural abnormalities, Active male

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-10-20]

[DOR: 20.1001.1.22287043.1397.25.3.3.0]