مقاله تحقیقی

مجلهٔ دانشگاه علوم پزشکی بابل
دوره هفدهم، شماره ۷، تیر ۱۳۹۴، صفحه ۳۵-۲۹

تاثیر خستگی بر نوسانات وضعیت بدنی مردان دارای زانوی پرانتزی و نرمال

سیدکاظم موسوی (MSc)[1*]، محمدرضا اسلامی پور (MSc)[1]، سید صدرالدین شجاع الدین (PhD)[1]

۱-گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران

دریافت: ۹۳/۹/۲۷، اصلاح: ۹۳/۱۱/۱۵ ، پذیرش: ۹۴/۲/۱۶

خلاصه

سابقه و هدف: زانوی پرانتزی ریسک فاکتوری برای بروز استئوآرتریت زانو است. با توجه به نقش خستگی بر کنترل وضعیت بدنی، درک تغییر نوسانات وضعیت بدنی در افراد دارای زانوی پرانتزی، بینش خوبی برای پیش‌گیری از بروز استئوآرتریت زانو در این افراد خواهد داد. لذا هدف از انجام این تحقیق، مقایسه خستگی ناشی از فعالیت وامانده ساز بر نوسانات وضعیت بدنی مردان دارای زانوی پرانتزی و نرمال می باشد.

مواد و روشها: این مطالعه نیمه تجربی بر روی ۴۰ نفر دانشجوی مرد سالم، شامل ۲۰ نفر دارای زانوی پرانتزی و ۲۰ نفر دارای زانوی نرمال (به ترتیب با میانگین زاویه q ۵/۲۵±۰/۸ و ۸/۷۹±۰/۸۶ درجه) انجام شد. ناهنجاری زانوی پرانتزی با استفاده از کولیس و گونیامتر اندازه‌گیری شد. نوسانات وضعیت بدنی با استفاده از صفحه نیرو اندازه‌گیری و از پروتکل تغییر یافته آستراند برای اعمال خستگی استفاده شد.

یافته‌ها: در ثبات قدامی-خلفی دو گروه پس از خستگی تفاوت معنی داری مشاهده نشد ولی ثبات داخلی- خارجی پس از خستگی دچار کاهش معنی داری شد (به ترتیب زانوی پرانتزی با ۲۹۶/۸۶ و زانوی نرمال با ۲۰۰/۳۸ میلی‌متر بر ثانیه جابجایی مرکز فشار) که این تغییرات در گروه زانوی پرانتزی نسبت به گروه زانوی نرمال معنی دار شد (p=۰/۰۴). ثبات داخلی- خارجی در هر دو گروه ۱۰ دقیقه پس ازخستگی بطور کامل بازیافت شد.

نتیجه گیری: جابجایی خط جاذبه به طرف داخل در افراد زانو پرانتزی می‌تواند موجب افزایش نوسانات پوسچر طرفی گردد و از آنجایی‌که دفورمیتی زانوی پرانتزی موجب چرخش داخلی ساق پا و تبدیل آن به پرونیشن مفصل ساب تالار در وضعیت تحمل وزن می‌شود، لذا این تغییر در ساختارهای پا می‌تواند موجب تغییر عملکرد پا برای کنترل تعادل داخلی-خارجی (طرفی) گردد.

واژه‌های کلیدی: خستگی، وضعیت بدنی، زانوی پرانتزی.

مقدمه

انجام فعالیتهای فیزیکی روزمره و ورزشی نیازمند کنترل وضعیت بدنی می‌باشد که از آن به عنوان توانائی نگهداری تعادل و جهت گیری بدن در محیط یاد می‌شود (۱و۲). ضمن اینکه افزایش پتانسیل بروز آسیب‌های فیزیکی با موضوع اختلال در تعادل مرتبط است. افزایش نوسان مرکز فشار را مرتبط با افزایش شیوع آسیب به علت اختلال در فاکتورهای کنترل عصبی-عضلانی یا تعادل ذکر کرده‌اند(۲). ورودیهای حسی کنترل وضعیت بدنی و سیستم های حرکتی از نیازهای اساسی حفظ وضعیت بدنی می‌باشند(۳). خستگی نیز یکی از عوامل تاثیرگذار برکنترل وضعیت بدنی می باشد بطوریکه اگر هر یک از سیستم های حسی بینایی، دهلیزی و حسی پیکری، به علت خستگی موضعی(محیطی) اطلاعات نادرستی را انتقال دهند و یا سیستم اعصاب مرکزی به علت خستگی عمومی (مرکزی) مختل شود و اعمال جبرانی نیز کافی نباشد، تعادل برهم میخورد(۴). Ageberg و همکاران گزارش کرده‌اند که خطر آسیب به هنگام خستگی افراد بدلیل کاهش توانایی حفظ تعادل تک پا، افزایش می یابد(۵). Wang و همکاران نیز در تحقیقی روی بسکتبالیست های دبیرستانی نشان دادند که اغلب آسیب های اندام تحتانی در هنگام تحمل وزن تک پا اتفاق می‌افتد(۶). Reimer و همکاران نیز در تحقیقی نشان دادند که کنترل وضعیت بدنی در حالت ایستاده تک پا به دنبال خستگی، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است (۷). راستای اندام تحتانی مسئول اصلی جذب فشار در حین تماس با زمین بوده و میزان بار را تعدیل می بخشد (۸). زانوی پرانتزی از جمله ناهنجاری های زانو در صفحه فرونتال بوده که شیوع آن در میان ورزشکاران و غیرورزشکاران کشور بالا است(۹). زانوی پرانتزی مسیر نیروها را از مرکز زانو به سمت قسمت داخلی آن تغییر داده و سبب اعمال میزان بار بیشتر به ساختار داخلی زانو می گردد، به گونه ای که میزان نیروی عکس العمل در بخش داخلی حدود ۳/۵ برابر قسمت خارجی می‌شود (۱۰). تحقیقات نشان می‌دهند که زانوی پرانتزی از یک سو سبب از بین رفتن غضروف مفصلی در قسمت داخلی مفصل رانی- درشت نی شده و از سوی دیگر زمینه ساز بروز استئوآرتریت می‌باشد (۱۱). برخی از مطالعات از زانوی پرانتزی به عنوان عامل خطری برای ایجاد سندروم درد رانی کشککی و به عنوان یک عامل پیش بینی کننده در بروز آسیب‌های لیگامنت‌های مفصل زانو از جمله آسیب رباط صلیبی قدامی (Anterior Cruciate Ligament) و رباط صلیبی خلفی (Posterior Cruciate Ligament) ذکر کرده‌اند (۱۱و۱۰). با توجه به اینکه پا محل تقابل بدن با زمین می‌باشد، انحرافات ساختاری به ویژه زانو احتمال بروز آسیب در ورزشکاران را افزایش داده و ممکن است مانعی برای شرکت افراد در فعالیت‌ها گردد(۸). ناهنجاری زانوی پرانتزی با تغییر کیفیت کنترل وضعیت بدنی (۱۱)، بر هم زدن خط جاذبه (Line of Gravity) نسبت به

* مسئول مقاله: سید کاظم موسوی
آدرس: تهران، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی. تلفن:۰۲۱-۲۲۲۵۸۰۸۴
E-mail: kazem_mosavi6486@yahoo.com

[DOR: 20.1001.1.15614107.1394.17.7.4.3]
[DOI: 10.22088/jbums.17.7.29]

سطح اتکا (Base of Support)(۱)، تغییرمسیر خط جاذبه از مرکز زانو به قسمت داخلی آن(۱۲) باعث اختلال در تحمل وزن و بی ثباتی در وضعیت بدنی می‌گردد(۱۳). با توجه به تاثیر انحرافات ساختاری مفاصل به ویژه زانو در بالا بردن ریسک آسیب های ورزشی و لزوم توجه به عوامل جلوگیری کننده از آسیب های ورزشی مانند پارگی رباط صلیبی قدامی(۶) و افزایش احتمال بروز استئوآرتریت زانو در افراد دارای زانوی پرانتزی، همچنین تحقیقات محدودی که در خصوص تاثیر خستگی بر کنترل وضعیت بدنی در افراد دارای دفورمیتی زانوی پرانتزی وجود دارد، این مطالعه به منظور مقایسه خستگی ناشی از فعالیت وامانده ساز بر نوسانات وضعیت بدنی و زمان بازیافت تعادل در افراد دارای زانوی پرانتزی و نرمال انجام شد.

مواد و روش‌ها

این مطالعه نیمه تجربی بر روی دانشجویان مرد دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران انجام شد. ارزیابی اولیه ای از مفصل زانو با کولیس از اعضای جامعه آماری موردنظر انجام گرفت. درصورت: ورزشکار حرفه‌ای بودن، آسیب دیدگی سر در شش ماه گذشته، سابقه جراحی و آسیب دیدگی در کمر و اندام تحتانی، محدودیت فعالیت بنا به دستور پزشک، نداشتن قدرت نرمال و دامنه حرکتی کامل در مفاصل اندام تحتانی، آرتروز یا روماتوئید مفصلی، معلولیت ناشی از اختلالات عصبی عضلانی، اختلاف طول حقیقی پا بیشتر از یک سانتی‌متر از طریق معاینه آزمودنی ها، داشتن ناهنجاری‌های دیگر مثل کف پای صاف، گود و غیره از مطالعه خارج شدند. با توجه به حرکت ایستادن تک پا جهت سنجش تعادل ایستا، زاویه Q پای برتر آزمودنی‌های واجد شرایط اندازه‌گیری شد. اگر این زاویه کمتر از ۸ درجه بود، به عنوان ناهنجاری زانوی پرانتزی و در صورتی که این مقدار بین ۸ تا ۱۰ بود، به عنوان زانوی نرمال در نظر گرفته شد (۱۴). در نهایت۴۰ آزمودنی (۲۰ نفر دارای زانوی پرانتزی و۲۰ نفر دارای زانوی نرمال) به روش نمونه گیری غیرتصادفی در دسترس انتخاب شدند که از نظر سن و وزن همسان بودند. پایی که آزمودنی توپ را با آن شوت می کرد، به عنوان پای برتر تعریف شد. پس از شرح کامل تحقیق برای آزمودنی‌ها، رضایتشان برای شرکت در تحقیق و اطلاعات شخصی آنها شامل سن، سابقه ورزشی، تعداد جلسات ورزشی در هفته جمع‌آوری شد. با استفاده از صفحه نیرو سه محوره(مدل BERTEC، ساخت کشور آمریکا) نوسانات وضعیت بدنی در طی ایستادن تک پا (پای برتر) با فرکانس نمونه برداری ۴۰۰ هرتز ثبت شد. در این آزمون، آزمودنی یک نقطه خاص را نگاه می‌کرد. در هنگام آزمون، دست‌ها به روی کمر قرار گرفته و زاویه فلکشن زانوی پای غیربرتر ۹۰ درجه بود. داده‌های صفحه نیرو بمدت ۳۰ ثانیه ثبت شد که به منظور اجتناب از مشکلاتی از قبیل آمادگی ناکافی و خستگی فقط داده‌های ثبت شده بین زمانهای ۵ تا ۲۵ ثانیه جهت تجزیه و تحلیل استفاده شد. در این مطالعه از پروتکل تغییر یافته آستراند برای اعمال خستگی استفاده شد(۵). بدین صورت که پس از ارائه توضیحات مناسب، از هر آزمودنی خواسته شد که برای گرم کردن به مدت ۳ دقیقه بر روی تردمیل با سرعت ۲ مایل بر ساعت (۳/۲۸ km/h) و بدون شیب راه برود. در پایان این ۳ دقیقه گرم کردن برای ۳ دقیقه سرعت تا میزان ۵ مایل بر ساعت (۸/۲ km/h) افزایش یافت. پس از ۳ دقیقه دویدن، شیب هر ۲ دقیقه به میزان ۲/۵٪ افزایش یافت تا زمانی که پروتکل خستگی و واماندگی به پایان رسید یعنی زمانی که فرد دیگر قادر به ادامه پروتکل نبود (۱۶و۱۵). به‌منظور حداکثر دقت و حداقل خطا در مورد وضعیت خستگی، مقیاس درک فشار Ageberg و ضربان قلب مورد استفاده قرار گرفت. براساس این پروتکل فرد تا زمان خستگی، به صورت کلامی تشویق به ادامه دویدن گردید. حداقل ضربان قلب آزمودنی باید به بیش از ۶۰٪ حداکثر ضربان قلب می‌رسید و حدود ۵ دقیقه در این حالت می‌ماند و مقیاس Ageberg نیز به ۱۷-۱۴(سخت یا بسیار سخت) می‌رسید تا فعالیت متوقف گردید(۵).

پروتکل مذکور بدین علت انتخاب گردید که دویدن، یک وضعیت مشابه با فعالیت‌های ورزشی ایجاد کرده و ایجاد شیب می‌تواند حتی باعث خستگی موضعی‌تر در اندام‌های تحتانی شود(۵). پس از توقف فعالیت، از آزمودنی‌ها مجدداً تست تعادل به عمل آمد(پس آزمون اول). به منظور بررسی مدت زمان لازم برای بازیافت تعادل، هر ۵ دقیقه یکبار یعنی به‌ترتیب در دقایق ۵، ۱۰، ۱۵و ۲۰ پس از پایان پروتکل خستگی، مراحل تست تعادل ایستا همانند پیش آزمون انجام شد (پس آزمون دوم، سوم، چهارم و پنجم). نوسانات وضعیت بدنی بوسیله نرم افزار Matlabنسخه R2009a محاسبه شدند. به منظور توصیف دو گروه از آمار توصیفی و برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آمار استنباطی استفاده شد. با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها، از آزمون‌های پارامتریک برای تحلیل استنباطی داده‌ها استفاده شد. با توجه به اینکه در این تحقیق ۲ متغیر مستقل گروه (با ۲ سطح معنی داری نرمال و زانوی پرانتزی) و وضعیت‌های آزمون(با ۲ سطح معنی داری پیش و پس آزمون) وجود داشت، از روش آماری تحلیل واریانس مختلط(Mixed ANOVA) استفاده شد، برای مقایسه بین گروهی از روش آماری t مستقل و برای مقایسه درون گروهی از آزمون t زوجی(مقایسه پیش آزمون با پس آزمون‌ها) استفاده شد و $p<۰/۰۵$ معنی دار در نظر گرفته شد.

یافته ها

در این تحقیق گروه زانوی پرانتزی و نرمال به ترتیب دارای میانگین سنی ۱/۷۵±۱۹/۹۰ و ۱/۵۹±۲۰ سال و شاخص توده بدنی ۱/۲۴±۲۲/۳۷ و ۱/۴۲±۲۲/۵۴ کیلوگرم بر متر مربع و فاصله بین دو اپی کندیل داخلی مفصل زانو ۰/۷۰±۵/۶۵ و ۰/۹۹±۱/۲۵ سانتی‌متر و زاویه Q ۰/۸±۵/۲۵ و ۰/۸۶±۸/۷۹ درجه بودند. نتایج حاصل از مقایسه شاخص ثبات قدامی-خلفی در پیش و پس آزمون نشان داد که این شاخص در گروه‌های زانو پرانتزی و نرمال معنی دار نبود. اما نتایج حاصل از مقایسه شاخص ثبات داخلی-خارجی در پیش آزمون و پس آزمون نشان داد که این شاخص در گروه‌های زانو پرانتزی و نرمال در هر دو گروه معنی دار بود ($p=۰/۰۴$)(جدول ۱). مقایسات زوجی شاخص ثبات قدامی-خلفی ایستا نشان داد که بترتیب بین پیش آزمون و پس آزمونها تفاوت معنی داری در دو گروه وجود ندارد (جداول ۲ و۳).

اما در شاخص ثبات داخلی-خارجی ایستا بین پیش آزمون و پس آزمون اول در گروه زانوی پرانتزی و نرمال تفاوت معنی داری مشاهده شد، از طرف دیگر بین پیش آزمون و پس آزمون سوم در گروه زانوی پرانتزی و نرمال به ترتیب تفاوت معنی داری وجود نداشت.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1394.17.7.4.3]
[DOI: 10.22088/jbums.17.7.29]

جدول ۱. مقایسه ثبات قدامی–خلفی و داخلی–خارجی ایستا در پیش و پس آزمون در دو گروه زانوی پرانتزی و نرمال

گروه ها / متغیرها	زانوی پرانتزی Mean±SD	زانوی نرمال Mean±SD	T	p-value
ثبات قدامی–خلفی ایستا(mm/s)	۱۴/۲۶±۵/۲۶	۱۴/۲۵±۶/۳۷	۰/۸۳	۰/۴۲
شاخص ثبات داخلی-خارجی ایستا (mm/s)	۳۰/۸۶±۷/۴۵	۲۰/۳۸±۶/۸۳	۲/۱۸	٭۰/۰۴

جدول ۲. مقایسه زوجی شاخص ثبات قدامی– خلفی و داخلی– خارجی ایستا پیش و پس آزمون در گروه زانوی پرانتزی

گروه ها / متغیرها	گروه زانو پرانتزی					
	پیش آزمون	پس آزمون۱	پس آزمون۲	پس آزمون۳	پس آزمون۴	پس آزمون۵
شاخص ثبات قدامی–خلفی ایستا (mm/s)	۱۰۸/۵۲	۱۱۳/۷۸	۱۱۲/۷۱	۱۱۰/۵۱	۱۰۹/۹۳	۱۰۸/۵۷
آزمون درون گروهی	–	۰/۲۳	۰/۲۹	۰/۵۴	۰/۶۷	۰/۷۱
شاخص ثبات داخلی–خارجی ایستا (mm/s)	۱۳۴/۴۴	۱۶۴/۳۰	۱۵۶/۳۰	۱۳۹/۷۷	۱۳۶/۵۶	۱۳۵/۷۱
آزمون درون گروهی	–	٭۰/۰۰	٭۰/۰۰	۰/۳۴	۰/۴۹	۰/۵۶

جدول ۳. مقایسه زوجی شاخص ثبات قدامی– خلفی و داخلی– خارجی ایستا پیش و پس آزمون در گروه زانوی نرمال

گروه ها / متغیرها	گروه زانو نرمال					
	پیش آزمون	پس آزمون۱	پس آزمون۲	پس آزمون۳	پس آزمون۴	پس آزمون۵
شاخص ثبات قدامی–خلفی ایستا(mm/s)	۱۱۳/۵۰	۱۲۷/۷۵	۱۲۱/۲۷	۱۱۵/۰۷	۱۱۴/۲۳	۱۱۴/۶۳
آزمون درون‌گروهی	–	۰/۱۹	۰/۲۳	۰/۳۴	۰/۵۸	۰/۷۹
شاخص ثبات داخلی–خارجی ایستا(mm/s)	۱۲۸/۲۶	۱۴۸/۶۴	۱۴۲/۲۷	۱۳۶/۹۳	۱۲۹/۷۸	۱۲۸/۵۲
آزمون درون گروهی	–	٭۰/۰۰	٭۰/۰۰	۰/۲۷	۰/۴۱	۰/۶۸

٭: p<۰/۰۵

بحث و نتیجه گیری

در این تحقیق مشخص گردید که در پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون، شاخص ثبات قدامی– خلفی ایستا در گروه‌های زانو پرانتزی و نرمال معنی دار نبود و میانگین این تغییرات در دو گروه با هم تفاوت معنی داری نداشت. Nicolas و همکاران نشان دادند که خستگی عضلانی لوکال اندام تحتانی باعث کاهش تعادل افراد می‌گردد و علت این کاهش را خستگی عضلات اکستنسور تنه ذکر کرده‌اند (۱۷). با توجه به این مطلب، علت عدم تغییر در تعادل افراد بعد از پروتکل‌های خستگی را احتمالاً بتوان به مکانیزم‌های جبرانی در عملکرد عصبی عضلانی اندام تحتانی مربوط دانست (۱۷). Vuillerme و همکاران در تحقیقی نشان دادند که سیستم عصبی عضلانی کمر در کنترل وضعیت بدنی ایستاده روی پاها نقش بیشتری دارد که در واقع آزمودنی‌های ورزشکار سعی در تطبیق خود با شرایط نوسانی می‌کنند و این تطابق بیشتر در سطح قدامی– خلفی رخ می‌دهد (۱۸). Vuillerme و همکاران در تحقیقی دیگر در تحقیقات خود به این نتیجه رسیدند که ثبات قدامی– خلفی طی برنامه خستگی آور دچار تغییر نمی‌شود و علت آن را مربوط به این مورد دانسته‌اند که در خستگی عمومی بدن، عضلات حفظ وضعیت بدنی زودتر از خستگی لوکال وارد حالت جبرانی کنترل پوسچر شده و در نهایت تعادل را حفظ می‌کنند. آنها همچنین به این نتیجه رسیدند که در حضور سیستم بینایی متغیر ثباتی قدامی– خلفی کمتر دچار تغییر می شود (۱۵). در همین راستا Greig و همکاران نیز در تحقیق خود بیان کردند که در اثر خستگی ثبات قدامی– خلفی نسبت به شاخص طرفی دچار تغییر کمتری می‌شود و علت آنرا شکل آناتومیکال استخوانها و ساختار بافت نرم ذکر کردند(۱۹). نتایج این بخش از

[DOR: 20.1001.1.15614107.1394.17.7.4.3]
[DOI: 10.22088/jbums.17.7.29]

تحقیق حاضر با نتایج تحقیق Reimer وهمکاران (۲۰) و Ageberg و همکاران (۵) ناهمخوان است که علت ناهمخوانی نتایج آنها با تحقیق حاضراحتمالاً تفاوت در پروتکل‌های خستگی و نوع خستگی اعمال شده، باشد. یافته‌های تحقیق حاضر نشان داد که شاخص ثبات طرفی ایستا از مرحله پیش آزمون به پس آزمون، در هر دو گروه زانوی نرمال و پرانتزی، تفاوت معنی داری را نشان داد و همچنین میانگین تغییرات بین دو گروه معنی دار شد. بنابراین می‌توان گفت که خستگی ناشی از فعالیت وامانده ساز، ثبات طرفی را در هر دو گروه کاهش داده و گروه زانوی پرانتزی در مقایسه با گروه زانوی نرمال دچار کاهش تعادل بیشتری شد. تغییرات راستای مفصل زانو در صفحه فرونتال به خودی خود قادر به برهم زدن تعادل طرفی ایستا در افراد مبتلا به دفورمیتی ژنوواروم می‌باشد که می‌تواند توزیع نرمال و متقارن وزن را در این مفصل تغییر دهد که این توزیع غیر متقارن وزن در صفحه فرونتال خود می‌تواند عامل افزایش نوسانات پوسچر در مفصل زانو و مچ پا گردد(۲۱)، لذا این تغییر در ساختارهای پا می‌تواند موجب تغییر عملکرد پا برای کنترل تعادل گردد(۲۱). نتایج این بخش از تحقیق حاضر به طور کامل با نتایج Nardone و همکاران(۱۶) و Letafatkar و همکاران(۲۲) همخوانی دارد.

بخشی از یافته‌های تحقیق، با نتایج Reimer و همکاران (۲۰) همخوان و بخشی دیگر ناهمخوان است. طبق نتایج تحقیق آنها خستگی عملکردی عضلات ران و مچ پا(به صورت جداگانه)، هر دو باعث کاهش ثبات وضعیتی در جهت قدامی– خلفی و داخلی– خارجی می‌شوند (۲۰). علت تفاوت نتایج آنها با این تحقیق احتمالاً تفاوت در پروتکلهای خستگی و نوع خستگی باشد. همچنین Greig و Walker-Johnson، عدم تغییر معنی دار در شاخص‌های ثبات را بدنبال پروتکل خستگی گزارش کردند (۱۹). علل تفاوت نتایج آنها با تحقیق حاضر را می‌توان به تفاوت جامعه آماری(فوتبالیست‌های نیمه‌حرفه‌ای)، پروتکل خستگی(۹۰ دقیقه دویدن روی تریدمیل) و نحوه انجام آزمون(آزمون ایستادن تک پا روی سکوی متحرک) نسبت داد. Ageberg و همکاران نیز افزایش دامنه حرکات مرکز فشار در صفحه سهمی(قدامی–خلفی) را بدنبال دوچرخه سواری مشاهده کردند، ولی چنین تغییری در صفحه عرضی(داخلی – خارجی) اتفاق نیفتاد. آنها دلیل کاهش تعادل را کاهش فعالیت گیرنده‌های مفصلی، دوکهای عضلانی و اندامهای وتری گلژی در اثر خستگی دانستند (۵). با توجه به یافته های تحقیق حاضر، ثبات وضعیتی قدامی–خلفی ایستا بدون تغییر بود، در حالیکه ثبات وضعیتی داخلی–خارجی ایستا تحت تاثیر پروتکل خستگی دچار کاهش معنی داری شد و ظرف مدت ۱۰ دقیقه بازیافت شد. Nardone وهمکاران (۱۶)، افزایش معنی دار نوسان بدنی را به دنبال تمرین خسته کننده بر روی تردمیل گزارش کردند. یکی از علل محتمل این تفاوت، معیار تفاوتی است که آنها برای توقف پروتکل خستگی به کار بردند. به نظر می‌رسد شدت خستگی ایجاد شده بیشتر از تحقیق حاضر بوده و طبعاً مدت زمان بیشتری برای بازیافت نیاز داشته است، همچنین این امکان وجود دارد که شرکت افراد جوان‌تر(۲۳–۱۸سال) از علل بازیافت سریعتر در تحقیق حاضر باشد. Yaggie و همکاران کاهش موقتی کنترل وضعیتی و نیز وجود رابطه خطی بین افزایش مسیر نوسان و میزان اکسیژن مصرفی افراد را به دنبال خستگی نشان دادند (۲۳) و Bove و همکاران یکی از دلایل کوتاه مدت بودن بی ثباتی بدن به دنبال خستگی را بازیافت سریع میزان اکسیژن مصرفی ذکر کرده‌اند(۲۴). نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیقات Yaggie و همکاران (۲۳) و Bove و همکاران (۲۴) همخوان و با نتایج تحقیقات Susco و همکاران (۲۵)، Khanna و همکاران(۴) و Fox و همکاران (۲۶) ناهمخوان بود که علل ناهمخوانی را می‌توان به استفاده از روشهای سنجش تعادل، پروتکل‌های خستگی و پس آزمون‌های متفاوت آنها نسبت داد. برخی از تحقیقات انجام شده در زمینه خستگی متغیرهای دیگری را به جز متغیرهای تعادلی مورد توجه قرار داده‌اند. Baker و همکاران، بازیافت قدرت عضله درشت نی قدامی را ظرف ۱۵ دقیقه پس از پروتکل خستگی طولانی مدت و ظرف ۵ دقیقه پس از پروتکل خستگی کوتاه مدت گزارش نمودند. آنها بیان کردند که به هنگام فعالیت کوتاه مدت، فرآیندهای متابولیک وارد عمل شده که این باعث بازیافت سریع می‌شود در حالی‌که حین فعالیت طولانی‌مدت این عوامل غیرمتابولیک هستند که بازیافت را به تاخیر می‌اندازند(۲۷). بازیافت تعادل به دنبال خستگی قبل از انجام تمرینات بسیار مهم است، در غیر این صورت تاثیرات خستگی می‌تواند به کاهش در عملکرد و افزایش احتمال آسیب دیدگی منجر شود. بازیافت عملکرد عضله به شدت، مدت تمرین و مدت زمان بازیافت آن بستگی دارد(۴). به نظر می‌رسد که جابجایی خط جاذبه به طرف داخل در افراد زانو پرانتزی می‌تواند موجب افزایش نوسانات پوسچر طرفی گردد، لذا این تغییر در ساختارهای پا می‌تواند موجب تغییر عملکرد پا برای کنترل تعادل شود. بنابراین پیشنهاد می شود که برای این دسته از افراد پیش از ورود به فعالیت های ورزشی، برنامه های تمرینی آموزش کنترل تعادل تجویز گردد تا کنترل تعادل در این افراد بهبود یابد. به منظور کسب بینش بهتر از موضوع مورد نظر، پیشنهاد می‌گردد که تحقیقی مشابه در سه گروه زانو پرانتزی، ضربدری و نرمال انجام و مورد مقایسه قرار گیرد. از آنجا که جنسیت بر روی عوامل مختلف به دنبال خستگی تاثیر گذار است، پیشنهاد می‌شود تحقیق مشابهی بر روی زنان انجام شود.

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از تمام مسئولین آزمایشگاه دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران و دانشجویان شرکت کننده در این تحقیق تقدیر و تشکر می گردد.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1394.17.7.4.3]
[DOI: 10.22088/jbums.17.7.29]

The Impact of Fatigue on Physical Statefluctuations in Men Withgenu Varumas Well as Normal Knees

S.K. Mosavi (MSc)*[1], M.R. Eslamipour (MSc)[1], S.S. Shojaeddin (PhD)[1]

1.Department of Sports Injury and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University of Tehran, Tehran, I.R.Iran

J Babol Univ Med Sci; 17(7); Jul 2015; PP: 29-35

Received: Dec 18th 2014, Revised: Feb4th 2015, Accepted: May 6th 2015.

ABSTRACT

BACKGROUND AND OBJECTIVE: Genu varumis a risk factor for the knee osteoarthritis onset. Given the role of exhaustion on the physical condition, understanding physical state fluctuationsin people with genu varum, will give us a good insight for prevention of knee osteoarthritis. The aim of this study was to compare the effect of exhaustive fatigue on body state fluctuations of men with genu varumand normal knees.

METHODS: This quasi-experimentalstudy was performed on 40 healthy male students, including 20 with genu varumand 20 with normal knees (with the average q angle of 25.5±8.0 and 97.8±86.0, respectively). Genu varumdeformitywasmeasured using a caliper and goniometer. Bodyfluctuations were recorded using the force measuring diagram,and Strand modified protocol was used to inducefatigue.

FINDINGS: There was no significant difference between the two groups after exhaustion in terms of anterior-posterior stability, but there was a significant decrease in medial-lateral stability after exhaustion (genu varum 86.296 mm/sec and normal knee 38.200 mm/sec, pressurecenter shifting,respectively);comparinggenu varumto the normal knee, thesechanges were significant (p=0.04). Interior-exterior stability in both groups,10 minutes after exhaustion was fully recovered.

CONCLUSION: Inside displacementof the line of gravityin genu varumsuffererscan lead to increased volatility of the lateral posture, and since genu varumdeformity causes internal rotation of the leg and turns it into pronation of the subtalar joint inthe weight-bearing position,therefore, these changes in footstructures cancause leg function alterationin control of the internal-external (lateral) balance.

KEY WORDS: *Fatigue, Posture, Genu varum.*

Please cite this article as follows:

Mosavi SK, Eslamipour MR, Shojaeddin SS. The Impact of Fatigue on Physical Statefluctuations in Men Withgenu Varumas Well as Normal Knees. J Babol Univ Med Sci. 2015;17(7):29-35.

* **Corresponding Author: S.K. Mosavi (MSc)**

Address: Department of Sports Injury and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, I.R.Iran

Tel: +98 21 22258084

Email:kazem_mosavi6486@yahoo.com

[DOR: 20.1001.1.15614107.1394.17.7.4.3]

[DOI: 10.22088/jbums.17.7.29]

References

1.Hrysomallis C, McLaughlin P, Goodman C. Balance and injury in elite Australian footballers. Int J Sports Med. 2007;28(10):844-7.

2.McGuine TA, Greene JJ, Best T, Leverson G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. Clin J Sport Med. 2000;10(4):239-44.

3.Reiman BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. J Athl Train. 2002;37(1):85-98.

4.Pallavi Kh, Kapoor G, Kalpana Z. Balance deficits and recovery timeline after different fatigue protocols. Indian j phy occup. 2008;2(3):42-54.

5.Ageberg E, Robert D, Holmstorm E, Friden T. Balance in single-limb stance in healty subjects – reliability of testing procedure and the effect short duration sub-maximal cycling. BMC Musculoskelet Disord. 2003; 4(14):1-16.

6.Wang HK, Chen CH, Shiang TY, Jan MH, Lin KH. Risk-factor analysis of high school basketball-player ankle injuries: a prospective control cohort study evaluating postural sway, ankle strength, and flexibility. Arch Phys Med Rehabil. 2006;87(6):821-5.

7.Reimer RC, Wikstrom EA. Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control. J Sci Med Sport. 2010;13(1):161-6.

8.Mc Clay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematics and kinetics differences in runners with high and low arches. J Appl Biomech. 2001;17(2):153-63.

9.Hadadnezhad M, Letafatkar A. The relationship between genu varum abnormality and lower extremity's performance and strength in teenage footballers. J Rehabil Sci. 2011;7(2):188-96. [In Persian]

10.Sharma L, Song J, Dunlop D, Felson D, Lewis CE, Segal N, et al. Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis. Ann Rheum Dis. 2010;69(11):1940-5.

11.Van Gheluwe B, Kirby KA, Hagman F. Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait. J Am Podiatric Med Assoc. 2005;95(6):531-41.

12.Levangie PK, Norkin CC. Joint structure & function: A Comprehensive Analysis, 5th ed. F.A Davis Company; 2011.p.1-588.

13.Samaei A, Bakhtiary AH, Elham F, Rezasoltani A. Effects of genu varum deformity on postural stability. Int J Sports Med. 2012; 33(6):469-73.

14.Smith TO, Hunt NJ, Donell ST. The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2008;16(12):1068-79.

15.Vuillerme N, Burdet C, Isableu B, Demetz S. The magnitude of the effect of calf muscles fatigue on postural control during bipedal quiet standing with vision depends on the eye-visual target distance. Gait Posture. 2006;24(2):166-72.

16.Nardone A, Tarantola J, Giorano A, Schiepatti M. Fatigue effects on body balance. Electoencephalogr Clin Neurophysiol. 1997; 105(4):309-20.

17.Vuillerme N, Anziani B, Rougier P. Trunk extensor muscle fatigue affects undisturbed postural control in young healthy adults. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2007;22(5):489-94.

18.Vuillerme N, Pinsault N, Chenu O, Fleury A, Payan Y, Demongeot J. Postural destabilization induced by trunk extensor muscle fatigue is suppressed by use of a plantar pressure based electro-tactile biofeedback. Eur J Appl Physiol. 2008;104(1):119-25.

19.Greig M, Walker-Johnson C. The influence of soccer-specific fatigue on functional stability. Phys Ther Sport. 2007;8(4):185-90.

20.Reimer R, Wikstrom E. Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control. J Sci Med Sport. 2009;13(1):161-6.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1394.17.7.4.3]
[DOI: 10.22088/jbums.17.7.29]

21.Bakhtiary AH, Fatemi E, Rezasoltani A. Genu varum deformity may increase postural sway and falling risk. Koomesh. 2012;13(3): 330-8.

22.Letafatkar K, Alizadeh MH, Kordi MR. The effect of exhausting exercise induced fatigue on the double-leg balance of elite male athletes. J Soc Sci. 2009;5(4):445-51.

23.Yaggie J, Armstrong WJ. Effect of lower extremity fatigue on indices of balance. J Sport Rehabil. 2004;13(4):312-22.

24.Bove M, Faelli E, Tacchino A, Lofrano F, Cogo CE, Ruggeri P. Postural control after a strenuous treadmill exercise. Neurosci Lett. 2007;418(3):276-81 .

25.Susco T, Valovich MLT, Gansneder B, Shults S. Balance recovers within 20 minutes after exertion as measured by the balance error scoring system. J Athl Train. 2004;39(3):241-6 .

26.Fox CR, Paige GD. Effect of head orientation on human postural stability following unilateral vestibular. J Vestib Res. 1990-91;1(2): 153-60.

27.Baker AJ, Kostov KG, Miller RG, Weiner MW. Slow force recovery after long duration exercise: metabolic and activation factors in muscle fatigue. J Appl Physiol(1985). 1993;74(5):2294-300.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1394.17.7.4.3]
[DOI: 10.22088/jbums.17.7.29]