

## تأثیر خستگی بر نوسانات وضعیت بدنی مردانه دارای زانوی پرانتزی و نرمال

سید کاظم موسوی (MSc)،<sup>۱\*</sup> محمد رضا اسلامی پور (PhD)،<sup>۱</sup> سید صدرالدین شجاع الدین (MSC)

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

دریافت: ۹۳/۱۱/۱۵، اصلاح: ۹۳/۰۷/۲۷، پذیرش: ۹۳/۱۱/۱۶

### خلاصه

**سابقه و هدف:** زانوی پرانتزی ریسک فاکتوری برای بروز استئواًرتیت 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 استئواًرتیت زانو در این افراد خواهد داد. لذا هدف از انجام این تحقیق، مقایسه خستگی ناشی از فعالیت و امانده ساز بر نوسانات وضعیت بدنی مردان دارای زانوی پرانتزی و نرمال می‌باشد.

**مواد و روشها:** این مطالعه نیمه تجزیی مرد سالی، شامل ۲۰ نفر دارای زانوی پرانتزی و ۲۰ نفر دارای زانوی نرمال (به ترتیب با میانگین زاویه  $5^{\circ} \pm 8^{\circ}$  و  $8^{\circ} \pm 5^{\circ}$  درجه) انجام شد. ناهنجاری زانوی پرانتزی با استفاده از کولیس و گونیامتر اندازه‌گیری شد. نوسانات وضعیت بدنی با استفاده از صفحه نیرو و اندازه‌گیری و از بروتکل تغییر یافته آستاند 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  $8^{\circ}/8^{\circ}$  و زانوی نرمال با  $38^{\circ}/38^{\circ}$  میلی‌متر بر ثانیه جایجایی مرکز فشار) که این تغییرات در گروه زانوی پرانتزی نسبت به گروه زانوی نرمال معنی دار شد ( $P=0.04$ ). ثبات داخلی-خارجی در هر دو گروه ۱۰ دقیقه پس از خستگی بطور کامل بازیافت شد.

**نتیجه گیری:** جایجایی خط جاذبه به طرف داخل در افراد زانوی پرانتزی می‌تواند موجب افزایش نوسانات پوسجر طرفی گردد و از آنجایی که دفورمیتی زانوی پرانتزی موجود 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

(۱). راستای اندام تھتانی مسئول اصلی جذب فشار در حین تماس با زمین بوده و میزان بار را تعدیل می‌بخشد (۲). زانوی پرانتزی از جمله ناهنجاری های زانو در صفحه فروتال بوده که شیوع آن در میان ورزشکاران و غیرورزشکاران کشور بالا است (۳). 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 می‌گردد، به گونه‌ای که میزان نیروی عکس العمل در بخش داخلی حدود  $3/5$  برابر قسمت خارجی می‌شود (۴). تحقیقات نشان می‌دهند که زانوی پرانتزی از یک سو سبب از بین رفتان غضروف مفصلی در قسمت داخلی مفصل رانی-درشت نی شده و از سوی دیگر زمینه ساز بروز استئواًرتیت می‌باشد (۵). برخی از مطالعات از زانوی پرانتزی به عنوان عامل خطری برای ایجاد سندروم درد رانی کشکوکی و به عنوان یک عامل پیش بینی کننده در بروز آسیب‌های لیگامنتم های مفصل زانو از جمله آسیب رباط صلبی قدامی (Anterior Cruciate Ligament) و رباط صلبی خلفی (Posterior Cruciate Ligament) ذکر کرده‌اند (۶). 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 مانع برای شرکت افراد در فعالیت‌ها گردد (۷). ناهنجاری زانوی پرانتزی با تغییر کیفیت کنترل وضعیت بدنی (۸)، بر هم زدن خط جاذبه (Line of Gravity) نسبت به

انجام فعالیتهای فیزیکی روزمره و ورزشی نیازمند کنترل وضعیت بدنی می‌باشد که از آن به عنوان توانانی نگهداری تعادل و جهت گیری بدن در محیط یاد می‌شود (۹). 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 (۱۰). ورودیهای حسی کنترل وضعیت بدنی و سیستم های حرکتی از نیازهای اساسی حفظ وضعیت بدنی می‌باشد (۱۱). خستگی نیز یکی از سیستم های تأثیرگذار برکنترل وضعیت بدنی می‌باشد بطوریکه اگر هر یک از سیستم های حسی بینایی، دهلیزی و حسی پیکری، به علت خستگی موضعی (محیطی) اطلاعات نادرستی را انتقال دهنده و یا سیستم اعصاب مرکزی به علت خستگی عمومی (مرکزی) مختلط شود و اعمال جبرانی نیز کافی نباشد، تعادل برهم می‌خورد (۱۲). Ageberg و همکاران گزارش کرده‌اند که خطر آسیب به هنگام خستگی افراد بدليل کاهش توانایی حفظ تعادل تک پا، افزایش می‌یابد (۱۳). Wang و همکاران نیز در تحقیقی روی بسکتبالیست های دیبرستانی نشان دادند که اغلب آسیب های اندام تھتانی در هنگام تحمل وزن تک پا اتفاق می‌افتد (۱۴). 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

\* 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

دقیقه دویند، شبی هر ۲ دقیقه به میزان ۵٪ افزایش یافت تا زمانی که پروتکل خستگی و واماندگی به پایان رسید یعنی زمانی که فرد دیگر قادر به ادامه پروتکل نبود(۱۶). بهمنظور حداکثر دقت و حداقل خطأ 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 دویند گردید. حداقل ضربان قلب آزمونی 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 دویند، یک وضعیت مشابه با فعالیتهای ورزشی ایجاد کرده و ایجاد شبی می‌تواند حتی باعث خستگی موضوعی تر در اندام‌های تحتانی شود(۵). پس از توقف فعالیت، از آزمون‌ها مجدداً تست تعادل به عمل آمد(پس آزمون اول). به منظور بررسی مدت زمان لازم برای بازیافت تعادل، هر ۵ دقیقه یکبار یعنی بهترتب در دقایق ۵، ۱۰، ۱۵ و 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 R2009a Matlab نسخه 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 پرانتری) 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  $p < 0.05$  معنی دار در نظر گرفته شد.

## یافته ها

در این تحقیق گروه زانوی پرانتری و نرمال به ترتیب دارای میانگین سنی  $19.6 \pm 1.75$  و  $20.1 \pm 1.59$  سال و شاخص توده بدنی  $22.37 \pm 1.24$  و  $19.60 \pm 1.75$  کیلوگرم بر متر مربع و فاصله بین دو ایپی کنديل داخلی مفصل زانو  $22.54 \pm 1.42$  و  $20.5 \pm 1.25$  سانتی‌متر و زاویه Q  $87.9 \pm 0.70$  و  $86.5 \pm 0.5$  درجه بودند. نتایج حاصل از مقایسه شاخص ثبات داخلی-خارجی در پیش و پس آزمون نشان داد که این شاخص در گروه‌های زانو پرانتری 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 پرانتری و نرمال در هر دو گروه معنی دار بود ( $p = 0.04$ )(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 و ۳).

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

سطح انکا (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 بدن می‌گردد(۱۳). با توجه به تاثیر انحرافات ساختاری مفاصل به ویژه زانو در بالا بردن ریسک آسیب‌های ورزشی و لزوم توجه به عوامل جلوگیری کننده از آسیب‌های ورزشی مانند پارگی رباط صلبی قدامی(۶) و افزایش احتمال بروز استوآرتیت زانو در افراد دارای زانوی پرانتری، همچنین تحقیقات محدودی که در خصوص تاثیر خستگی بر کنترل وضعیت بدنی در افراد دارای دفورمیتی زانوی پرانتری 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 پرانتری 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 استور پزشک، نداشتن قدرت نرمال و دامنه حرکتی کامل در مفاصل اندام تحتانی، آرتروز یا روماتوئید مفصلی، معلویت ناشی از اختلالات عصبی عضلانی، اختلاف طول حقیقی پا بیشتر از یک سانتی‌متر از طریق معاینه آزمودنی‌ها، داشتن ناهنجاری‌های دیگر مثل کف پای صاف، گود و غیره از مطالعه خارج شدند. با توجه به حرکت ایستادن تک پا جهت سنجش تعادل ایسته زاویه Q پای برتر آزمودنی‌های واحد شرایط اندازه‌گیری شد. اگر این زاویه کمتر از ۸ درجه بود، به عنوان ناهنجاری زانوی پرانتری و در صورتی که این مقدار بین ۸ تا ۱۰ بود، به عنوان زانوی نرمال در نظر گرفته شد(۱۴). در نهایت ۴۰ آزمودنی (۲۰ نفر دارای زانوی پرانتری و ۲۰ نفر دارای زانوی نرمال) به روش نمونه گیری غیرتصادفی در دسترس انتخاب شدند که از نظر سن و وزن همسان بودند. پایی که آزمودنی توب را با آن شوت می‌کرد، 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(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 تردیمیل با سرعت ۲ مایل بر ساعت  $3/28 \text{ km/h}$  و بدون شبی راه برود. در پایان این ۳ دقیقه گرم کردن برای  $3/28 \text{ km/h}$  دقیقه سرعت تا میزان ۵ مایل بر ساعت ( $8/2 \text{ km/h}$ ) افزایش یافت. پس از ۳

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

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

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

گروه زانو پرانتزی						گروه ها متغیرها
پس آزمون ۵	پس آزمون ۴	پس آزمون ۳	پس آزمون ۲	پس آزمون ۱	پیش آزمون	گروه ها ایستا (mm/s)
۱۰/۸/۵۷	۱۰/۹/۹۳	۱۱/۰/۵۱	۱۱/۲/۷۱	۱۱/۳/۷۸	۱۰/۸/۵۲	شاخص ثبات قدمای-خلفی (mm/s) ایستا
*۰/۷۱	*۰/۶۷	*۰/۵۴	*۰/۲۹	*۰/۲۳	-	آزمون درون گروهی
۱۳/۵/۷۱	۱۳/۶/۵۶	۱۳/۹/۷۷	۱۵/۶/۳۰	۱۶/۴/۳۰	۱۳/۴/۴۴	شاخص ثبات داخلی-خارجی (mm/s) ایستا
*۰/۵۶	*۰/۴۹	*۰/۳۴	*۰/۰۰	*۰/۰۰	-	آزمون درون گروهی

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

گروه زانو نرمال						گروه ها ایستا (mm/s)
پس آزمون ۵	پس آزمون ۴	پس آزمون ۳	پس آزمون ۲	پس آزمون ۱	پیش آزمون	گروه ها ایستا (mm/s)
۱۱/۴/۶۳	۱۱/۴/۲۳	۱۱/۵/۰۷	۱۲/۱/۲۷	۱۲/۷/۷۵	۱۱/۳/۵۰	شاخص ثبات قدمای- خلفی ایستا
*۰/۷۹	*۰/۵۸	*۰/۳۴	*۰/۲۳	*۰/۱۹	-	آزمون درون گروهی
۱۲/۸/۵۲	۱۲/۹/۷۸	۱۳/۶/۹۳	۱۴/۲/۲۷	۱۴/۸/۶۴	۱۲/۸/۲۶	شاخص ثبات داخلی- خارجی ایستا
*۰/۸۸	*۰/۴۱	*۰/۲۷	*۰/۰۰	*۰/۰۰	-	آزمون درون گروهی

\*: $p < 0/05$ 

### بحث و نتیجه گیری

نوسانی می کنند و این تطبیق بیشتر در سطح قدمای-خلفی رخ می دهد (۱۸). Vuillerme و همکاران در تحقیق دیگر در تحقیقات خود به این نتیجه رسیدند که ثبات قدمای-خلفی طی برنامه خستگی آور دچار تغییر نمی شود و علت آن را مربوط به این مورد دانسته اند که در خستگی عمومی بدن، عضلات حفظ و ضعیت بدنی زودتر از خستگی لوکال وارد حالت جبرانی کنترل پوسچر شده و در نهایت تعادل را حفظ می کنند. آنها همچنین به این نتیجه رسیدند که در حضور سیستم بینایی متغیر ثباتی قدمای-خلفی کمتر دچار تغییر می شود (۱۵). در همین راستا Greig و همکاران نیز در تحقیق خود بیان کردند که در اثر خستگی ثبات قدمای-خلفی نسبت به شاخص طرفی دچار تغییر کمتری می شود و علت آنرا شکل آناتومیکال استخوانها و ساختار بافت نرم ذکر کردند (۱۹). نتایج این بخش از

در این تحقیق مشخص گردید که در پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون، شاخص ثبات قدمای-خلفی ایستا در گروه های 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 می کردد و علت این کاهش را خستگی عضلات اکستنسور تنہ ذکر کردند (۱۷). با توجه به این مطلب، علت عدم تغییر در تعادل افراد بعد از پروتکل های خستگی را احتمالاً بتوان به مکانیزم های جبرانی در عملکرد عصبی عضلانی اندام تحتانی مربوط دانست (۱۷). Vuillerme و همکاران در تحقیق نشان دادند که سیستم عصبی عضلانی کمتر در کنترل وضعیت بدنی ایستاده روی پاهای نقش بیشتری دارد که در واقع آزمودنی های ورزشکار سعی در تطبیق خود با شرایط

بیشتر از تحقیق حاضر بوده و طبعاً مدت زمان بیشتری برای بازیافت نیاز داشته است، همچین این امکان وجود دارد که شرکت افراد جوان (۱۸-۲۳ سال) از علی بازیافت سریعتر در تحقیق حاضر باشد. Yaggie و همکاران کاهش موقتی کترل وضعیت 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 کردند (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) و 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 دادند. 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 حالی که هین فعالیت طولانی مدت این عوامل غیرمتابولیک هستند که بازیافت را به تأخیر می‌اندازند (۲۷). بازیافت تعادل به دنبال خستگی قبل از انجام تمرینات بسیار مهم است، در غیر این صورت تأثیرات 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 مرسد که جایجای 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 کترل تعادل شود. بنابراین پیشنهاد می‌شود که برای این دسته از افراد پیش از ورود به فعالیت‌های ورزشی، برنامه‌های تمرینی آموزش کترل تعادل تجویز گردد تا کترل 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 تأثیر گذار است، پیشنهاد می‌شود تحقیق مشابهی بر روی زنان انجام شود.

## تقدیر و تشکر

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

تحقیق حاضر با نتایج تحقیق Reimer و همکاران (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 ژنواروم می‌باشد که می‌تواند توزیع نرمال و متقاضن وزن را در این مفصل تغییر دهد که این توزیع غیر متقاضن 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 کترل 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 Walker-Johnson و Greig و پروتکل خستگی گزارش کردن (۱۹)، علت تفاوت نتایج آنها با تحقیق حاضر را می‌توان به تفاوت جامعه آماری (فوتبالیست‌های نیمه‌حرفه‌ای)، پروتکل خستگی (۹۰ دقیقه دوین 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 اندازه‌های وتری گلزی در اثر خستگی دانستند (۵). با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر، ثبات وضعیتی قدامی- خلفی ایستا تحت تأثیر پروتکل خستگی دچار کاهش معنی داری شد و ظرف مدت ۱۰ دقیقه بازیافت شد. Nardone و همکاران (۱۶) افزایش معنی دار نوسان بدنی را به دنبال تمرین خسته کننده بر روی تریدمیل گزارش کردند. یکی از علل محتمل این تفاوت، معیار تفاوتی است که آنها برای توقف پروتکل خستگی به کار برند. به نظر مرسد شدت خستگی ایجاد شده

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

S.K. Mosavi (MSc)<sup>\*1</sup>, M.R. Eslamipour (MSc)<sup>1</sup>, S.S. Shojaeddin (PhD)<sup>1</sup>

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 18<sup>th</sup> 2014, Revised: Feb 4<sup>th</sup> 2015, Accepted: May 6<sup>th</sup> 2015.

### ABSTRACT

**BACKGROUND AND OBJECTIVE:** Genu varum is a risk factor for the knee osteoarthritis onset. Given the role of exhaustion on the physical condition, understanding physical state fluctuations in 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 varum and normal knees.

**METHODS:** This quasi-experimental study was performed on 40 healthy male students, including 20 with genu varum and 20 with normal knees (with the average q angle of  $25.5\pm 8.0$  and  $97.8\pm 86.0$ , respectively). Genu varum deformity was measured using a caliper and goniometer. Body fluctuations were recorded using the force measuring diagram, and Strand modified protocol was used to induce fatigue.

**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, pressure center shifting, respectively); comparing genu varum to the normal knee, these changes were significant ( $p=0.04$ ). Interior-exterior stability in both groups, 10 minutes after exhaustion was fully recovered.

**CONCLUSION:** Inside displacement of the line of gravity in genu varum sufferers can lead to increased volatility of the lateral posture, and since genu varum deformity causes internal rotation of the leg and turns it into pronation of the subtalar joint in the weight-bearing position, therefore, these changes in foot structures can cause leg function alteration in 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

## 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, Holmstrom E, Friden T. Balance in single-limb stance in healthy 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, 5<sup>th</sup> ed. F.A Davis Company; 2011.p.1-588.
- 13.Samaei A, Bakhtiyari 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, Schieppati M. Fatigue effects on body balance. *Electroencephalogr 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.

- 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.