

طب ورزشی - بهار و تابستان ۱۳۹۴  
دوره ۷، شماره ۱، ص: ۱۲۹ - ۱۴۲  
تاریخ دریافت: ۰۶ / ۰۷ / ۹۳  
تاریخ پذیرش: ۱۰ / ۰۹ / ۹۳

## تأثیر خستگی ناشی از فعالیت وامانده ساز بر تعادل پویا و زمان بازیافت تعادل مردان فعال دارای زانوی پرانتری و طبیعی

سید کاظم موسوی<sup>۱\*</sup> - محمدرضا اسلامی پور<sup>۱</sup> - سیدصدرالدین شجاع‌الدین<sup>۲</sup>

۱. کارشناس ارشد، گروه حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، ایران، ۲. دانشیار، گروه حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران، ایران

### چکیده

با توجه به نقش کلیدی تعادل در فعالیت‌های روزانه و ورزشی، هدف از این تحقیق، بررسی تأثیر خستگی ناشی از فعالیت وامانده‌ساز بر تعادل پویا و زمان بازیافت تعادل مردان فعال دارای زانوی پرانتری و طبیعی بود. ۴۰ دانشجوی مرد فعال سالم، شامل ۲۰ نفر دارای زانوی پرانتری و ۲۰ نفر دارای زانوی طبیعی در این تحقیق نیمه‌تجربی شرکت کردند. ناهنجاری زانوی پرانتری با کولیس و گونیامتر اندازه‌گیری شد. از آزمون آستراند برای ایجاد خستگی استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار SPSS و آزمون‌های آماری تحلیل واریانس مرکب درون- بیرون‌گروهی، t مستقل و t زوجی استفاده شد. نتایج حاصل از میانگین شاخص ثبات پویا از طریق آزمون t زوجی نشان داد که این شاخص در هر دو گروه در مقایسه پیش‌آزمون و پس‌آزمون افزایش معناداری داشت ( $P = 0/00$ ). اما آزمون t مستقل نشان داد که میانگین این تغییرات در دو گروه تفاوت معناداری نداشت ( $P = 0/56$ ). همچنین شاخص ثبات پویا در دو گروه ۱۰ دقیقه پس از خستگی به‌طور کامل بازیافت شد. جابه‌جایی خط جاذبه به طرف داخل در افراد زانو پرانتری می‌تواند موجب افزایش نوسانات پوسچر طرفی شود و از آنجا که ناهنجاری زانوی پرانتری موجب چرخش داخلی ساق پا و تبدیل آن به پرونیشن مفصل ساب تالار در وضعیت تحمل وزن می‌شود، این تغییر در ساختارهای پا می‌تواند موجب تغییر عملکرد پا برای کنترل تعادل شود.

### واژه‌های کلیدی

بازیافت تعادل، تعادل پویا، خستگی، زانوی پرانتری، فعالیت وامانده‌ساز.

## مقدمه

انجام فعالیت‌های فیزیکی روزمره و ورزشی نیازمند حفظ تعادل و کنترل پوسچر<sup>۱</sup> است که از آن به‌عنوان توانایی نگهداری تعادل و جهت‌گیری بدن در محیط یاد می‌شود (۲۰) و در تمامی رشته‌ها از تیراندازی گرفته تا رشته‌هایی مانند ژیمناستیک و کشتی، نقش حیاتی و تعیین‌کننده‌ای در پوسچر ورزشکار دارد. در واقع حفظ پوسچر مناسب به فرد اجازه می‌دهد که به‌طور کامل بر تکلیف حرکتی تمرکز یابد (۶). تعادل را به‌صورت ایستا (حفظ یک وضعیت با کمترین حرکت)، نیمه‌پویا (حفظ یک وضعیت درحالی‌که سطح اتکا جابه‌جا شود) و پویا (حفظ ثبات سطح اتکا درحالی‌که یک حرکت توصیف‌شده اجرا می‌شود) دسته‌بندی کرده‌اند (۱۹). در مجموع اختلال در تعادل می‌تواند به افزایش ریسک بروز آسیب‌دیدگی هنگام فعالیت‌های ورزشی منجر شود (۱۴). بنابراین وجود یک سیستم کنترل تعادل سالم و توانمند ضمن بهبود عملکرد فرد هنگام فعالیت‌های جسمی از ضروریات جلوگیری از آسیب‌های ورزشی نیز است (۳۲).

متغیرهای بسیاری کنترل تعادل را تحت تأثیر قرار می‌دهند که مهم‌ترین آنها عبارتند از اختلالات عصبی عضلانی، پدیده‌های روانی، ناهنجاری‌ها، آسیب‌ها، سالمندی، جنس، پای غالب، خستگی یا اثر یادگیری، سن، قد، وزن، طول پا، ویژگی و سطح فعالیت بدنی (۹). خستگی از جمله عواملی است که فعالیت مداوم در حین ورزش را محدود می‌کند و اغلب با انجام حرکات غیرماهراانه همراه است و به‌سرعت موجب کاهش توانایی اعمال نیروی عضلانی و در نتیجه سبب اختلال در کارایی عضلانی، مهارت و عملکرد فرد می‌شود (۱۵). اغلب آسیب‌های اندام تحتانی هنگام تحمل وزن روی یک پا اتفاق می‌افتد (۱)، مطالعه وضعیت تعادل در حالت ایستاده روی یک پا به‌دنبال خستگی، اهمیت ویژه‌ای دارد (۲۱، ۱). نتایج برخی تحقیقات نشان می‌دهد که تعادل در پی تمام پروتکل‌های خستگی تحت تأثیر قرار می‌گیرد و ۱۵ دقیقه بعد از پروتکل خستگی هوازی، ۱۰ دقیقه پس از پروتکل خستگی بی‌هوازی و ۲۰ دقیقه پس از پروتکل ترکیبی بازیافت می‌شود (۱۵).

نظر به اینکه تعادل در زنجیره حرکتی بسته حفظ می‌شود و به بازخورد ادغام‌شده حرکات مفاصل لگن، زانو و مچ پا متکی است، می‌تواند به‌دلیل اختلال در ارسال اطلاعات حسی آوران یا اختلال در قدرت و استحکام مکانیکی هر یک از مفاصل یا ساختار متعلق به اندام تحتانی مختل شود (۳۳، ۱۵).

## 1. Posture

چنین تغییراتی در اندام تحتانی می‌تواند موجب برهم خوردن خط جاذبه<sup>۱</sup> نسبت به سطح اتکا<sup>۲</sup> شود که در نهایت موجب تغییرات فاحش در شاخص تعادل فرد می‌شود (۱۳). آثار و عوارض مستقیم و غیرمستقیم ناشی از ناهنجاری‌های اندام تحتانی می‌تواند در بعد جسمی و فیزیولوژیک مطالعه شود و از آن جمله می‌توان به کوتاهی عضلات، ضعف عضلانی، محدودیت‌های حرکتی، آسیب بافت‌ها و درد و کاهش بازده بیومکانیکی اشاره کرد که تمام این عوامل موجب خستگی زودرس موضعی و عمومی بدن می‌شود (۱۵). از آنجا که پا محل تقابل بدن با زمین است، انحرافات ساختاری به‌ویژه زانو احتمال بروز آسیب در ورزشکاران را افزایش می‌دهد و ممکن است مانع شرکت افراد در فعالیت‌ها شود (۲۹). از جمله ناهنجاری‌های زانو در صفحه فرونتال، ناهنجاری زانوی پرانتری است که شیوع آن در میان ورزشکاران و غیرورزشکاران کشور زیاد است (۱۰). مطالعات نشان داده‌اند که انحراف مکانیکی زانو هنگام ناهنجاری زانوی پرانتری می‌تواند به انحراف نیروی عکس‌العمل زمین<sup>۳</sup> منجر شود و راهبرد کنترل پوسچر را هنگام ایستادن به چالش بکشد (۲۲). از طرف دیگر نشان داده شده است که درون‌چرخیدگی یا برون‌چرخیدگی پا می‌تواند به ضعف کنترل پوسچر هنگام ایستادن روی یک پا منجر شود (۲۴). زانوی پرانتری با تخریب غضروف مفصلی در بخش داخلی مفصل رانی-درشت‌نی و بروز استئوآرتریت زانو در ارتباط است (۲۴). ناهنجاری زانوی پرانتری با تغییر کیفیت کنترل پوسچر (۲۷)، بر هم زدن خط جاذبه نسبت به سطح اتکا (۱۳)، و تغییر مسیر خط جاذبه از مرکز زانو به قسمت داخلی آن (۱۷) سبب اختلال در تحمل وزن و بی‌ثباتی در وضعیت بدنی می‌شود (۲۲). در نهایت چنین تغییراتی در اندام تحتانی می‌تواند به تغییرات در شاخص تعادل فرد و افزایش ریسک افتادن فرد بینجامد (۱۳). با توجه به بالا بودن آسیب‌های ورزشی در جوانان (۷) و تحقیقات محدود در خصوص تأثیر دفورمیتی زانوی پرانتری بر نحوه کنترل تعادل پویا بعد از اعمال خستگی، هدف از تحقیق حاضر، مقایسه اثر خستگی ناشی از فعالیت وامانده‌ساز بر تعادل و زمان بازیافت تعادل در مردان دارای زانوی پرانتری و طبیعی بود.

## روش تحقیق

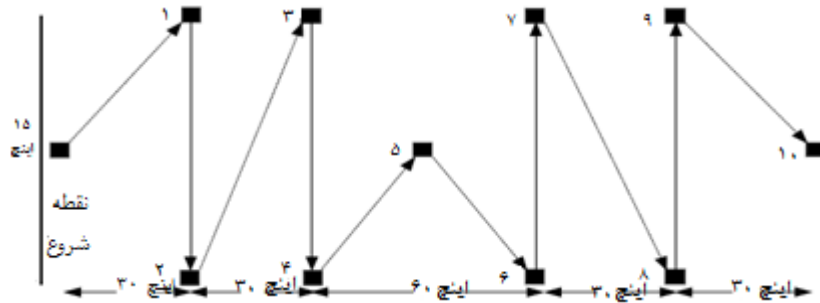
جامعه آماری این تحقیق نیمه‌تجربی را دانشجویان فعال مرد دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی

- 
1. Line of Gravity
  2. Base of Support
  3. Ground Reaction Force

دانشگاه خوارزمی مشغول تحصیل در سال تحصیلی ۹۲-۱۳۹۱ تشکیل دادند. ارزیابی اولیه‌ای از مفصل زانو با کولیس تغییر شکل‌یافته با دقت ۱/۱ ساخت شرکت Ltd ژاپن از اعضای جامعه آماری مورد نظر انجام گرفت. از بین آنان ۱۰۰ نفر (۴۰ نفر دارای زانوی پرانتری و ۶۰ نفر دارای زانوی طبیعی)، به‌صورت دقیق‌تر بررسی شدند. معیارهای خروج افراد از تحقیق حاضر، ورزشکار حرفه‌ای بودن، آسیب‌دیدگی سر در شش ماه گذشته، سابقه جراحی و آسیب‌دیدگی در کمر و اندام تحتانی، محدودیت فعالیت بنا به دستور پزشک، نداشتن قدرت نرمال و دامنه حرکتی کامل در مفاصل اندام تحتانی، آرتروز، معلولیت ناشی از اختلالات عصبی-عضلانی، اختلاف طول حقیقی یا بیشتر از یک سانتی‌متر از طریق معاینه آزمودنی‌ها، داشتن ناهنجاری‌های دیگر مثل کف پای صاف، گود و غیره بود. زاویه Q پای برتر آزمودنی‌های واجد شرایط اندازه‌گیری شد. اگر این زاویه کمتر از ۸ درجه بود، به‌عنوان ناهنجاری زانوی پرانتری و در صورتی که این مقدار بین ۸ تا ۱۰ بود، به عنوان زانوی طبیعی در نظر گرفته شد (۲۳). در نهایت ۴۰ آزمودنی فعال (۲۰ نفر دارای زانوی پرانتری و ۲۰ نفر دارای زانوی طبیعی) به روش نمونه‌گیری تصادفی انتخاب شدند که از نظر سن و وزن همگن بودند. پایی که آزمودنی توپ را با آن شوت می‌کرد، به‌عنوان 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.

در این تحقیق برای اندازه‌گیری تعادل پویا از آزمون اصلاح‌شده بس<sup>۱</sup> استفاده شد. بدین منظور همان‌طور که در شکل ۱ نشان داده شده است، فرد در شروع آزمون روی پای راست در محل شروع می‌ایستاد و با یک جهش با پای چپ روی اولین مربعی که روی زمین مشخص شده بود می‌پرید؛ در این زمان در حالت تعادل ایستا به مدت پنج ثانیه در همین حالت ثابت باقی می‌ماند، سپس با یک جهش با پای راست روی مربع دوم می‌پرید و دوباره به مدت پنج ثانیه مکث می‌کرد. به همین شکل پاها به‌تناوب عوض می‌شد و در هر مربع پنج ثانیه مکث می‌شد تا مراحل آزمون به پایان می‌رسید. این تست شامل ۱۰ مربع به ابعاد ۲/۵ در ۲/۵ سانتی‌متر بود، هر مربع ۱۰ امتیاز داشت که هر ثانیه مکث روی هر مربع ۱ امتیاز و جهش مناسب ۵ امتیاز داشت. در صورت کافی نبودن مکث و همچنین جهش نامناسب از امتیاز نهایی کاسته می‌شد. اجرای موفقیت‌آمیز به معنای پوشاندن هر مربع به مدت پنج ثانیه بدون برخورد پاشنه یا قسمت‌های دیگر پا به زمین، پوشاندن کامل مربعات و جهش مناسب بود (۱۲).

## 1. Modification Bass Test



شکل ۱. آزمون تعادل پویای اصلاح شده بس

در این مطالعه از پروتکل تغییر یافته آستراند برای اعمال خستگی استفاده شد (۱). به منظور دستیابی به حداکثر دقت و حداقل خطا در مورد وضعیت خستگی، مقیاس درک فشار بزرگ و ضربان قلب استفاده شد (۱).

بر اساس این پروتکل فرد تا زمان خستگی، به صورت کلامی به ادامه دویدن تشویق می‌شد. حداقل ضربان قلب آزمودنی باید به بیش از ۶۰ درصد حداکثر ضربان قلب می‌رسید و حدود ۵ دقیقه در این حالت می‌ماند و مقیاس بزرگ نیز به ۱۷-۱۴ (سخت یا بسیار سخت) می‌رسید تا فعالیت متوقف می‌شد (۱). پروتکل مذکور بدین علت انتخاب شد که دویدن، وضعیتی مشابه فعالیت‌های ورزشی ایجاد می‌کند و ایجاد شیب می‌تواند حتی سبب خستگی موضعی‌تر در اندام‌های تحتانی شود (۱). پس از توقف فعالیت، از آزمودنی‌ها دوباره تست تعادل به عمل آمد (پس‌آزمون اول). به منظور بررسی مدت زمان لازم برای بازیافت تعادل، هر ۵ دقیقه یک بار یعنی به ترتیب در ۵، ۱۰، ۱۵ و ۲۰ پس از پایان پروتکل خستگی، مراحل تست تعادل ایستا همانند پیش‌آزمون انجام گرفت (پس‌آزمون دوم، سوم، چهارم و پنجم).

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. برای مقایسه پیش و پس از پروتکل خستگی بین دو گروه از آزمون  $t$  مستقل استفاده شد. برای تعیین مدت زمان لازم به منظور بازیافت تعادل، از آزمون آماری تحلیل واریانس مرکب درون-برون‌گروهی و به دنبال آن آزمون  $t$  زوجی (مقایسه پیش‌آزمون با پس‌آزمون‌ها) استفاده شد. در ضمن عملیات آماری این تحقیق با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ در سطح معناداری ۰/۰۵ انجام گرفت.

### نتایج و یافته‌های تحقیق

به‌منظور توصیف دو گروه از نظر متغیرهای سن، شاخص توده بدنی (BMI)، میزان فاصله بین دو اپی کندیل داخلی مفصل زانو و زاویه Q، ابتدا شاخص‌های توصیفی مربوط به این متغیرها در هر کدام از دو گروه محاسبه شد (جدول ۱).

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد برخی ویژگی‌های فردی دو گروه زنانی پرنانتری و طبیعی

پارامتر	گروه	میانگین	انحراف معیار	P
سن (سال)	زنانی پرنانتری	۲۱/۷۷	۱/۱۳	۰/۰۸
	زنانی طبیعی	۲۱/۴۳	۰/۷۱	
وزن (کیلوگرم)	زنانی پرنانتری	۶۸/۴	۵/۳۸	۰/۷۴
	زنانی طبیعی	۶۸/۷	۵/۷۶	
قد (سانتی‌متر)	زنانی پرنانتری	۱۷۴/۸۱	۳/۵۵	۰/۸۳
	زنانی طبیعی	۱۷۴/۵۶	۳/۸۱	
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مجذور متر)	زنانی پرنانتری	۲۲/۳۷	۰/۸۰	۰/۵۲
	زنانی طبیعی	۲۲/۵۴	۰/۸۴	
فاصله بین دو کندیل داخلی مفصل زانو (سانتی‌متر)	زنانی پرنانتری	۵/۵۵	۰/۸۰	*۰/۰۰
	زنانی طبیعی	۱/۳۵	۰/۹۹	
درجه Q زاویه	زنانی پرنانتری	۵/۴۵	۰/۸۱	*۰/۰۰
	زنانی طبیعی	۸/۸۶	۰/۷۹	

نتایج حاصل از مقایسه میانگین شاخص ثبات پویا در پیش‌آزمون و پس‌آزمون توسط آزمون t زوجی نشان داد که این شاخص در گروه زنانی پرنانتری و طبیعی به ترتیب ۳۱ درصد ( $P = ۰/۰۰$ ) و ۳۵ درصد ( $P = ۰/۰۰$ ) کاهش یافته است که این تغییرات از لحاظ آماری در هر دو گروه معنادار بود. اما آزمون t مستقل نشان داد که میانگین این تغییرات در دو گروه تفاوت معناداری ندارد ( $P = ۰/۵۶$ ) (جدول ۲).

جدول ۲. مقایسه ثبات پویا در پیش و پس‌آزمون دو گروه

متغیر	گروه‌ها	میانگین تغییرات	درصد تغییرات	T	Sig
ثبات پویا	زنانی پرنانتری	۲۰/۳۳	٪۳۱	۰/۵۹	۰/۵۶
	زنانی طبیعی	۲۳/۱۸	٪۳۵		

برای بررسی مدت زمان لازم برای بازیافت شاخص ثبات پویا، میانگین این شاخص در پس‌آزمون‌های ۱، ۲، ۳، ۴ و ۵ با میانگین پیش‌آزمون، طی پنج مقایسه زوجی مقایسه شد تا مشخص شود که تفاوت میانگین کدام پس‌آزمون با پیش‌آزمون معنادار نیست. خلاصه این نتایج در جدول‌های ۳ و ۴ آورده شده است. مقایسه زوجی نشان داد که بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون اول در گروه زنانی پرانتری و طبیعی به ترتیب تفاوت معناداری وجود دارد ( $P=0/00$ )، ( $P=0/00$ ). بنابراین شاخص ثبات پویا تحت تأثیر خستگی دچار کاهش معناداری شده است. از طرف دیگر بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون سوم در گروه زنانی پرانتری و طبیعی به ترتیب تفاوت معناداری وجود ندارد ( $P=0/09$ )، ( $P=1/00$ ). بنابراین شاخص ثبات پویا در دو گروه ظرف ۱۰ دقیقه بازیافت شده است.

جدول ۳. مقایسه زوجی شاخص ثبات پویا از پیش‌آزمون تا پس‌آزمون پنجم در گروه زنانی پرانتری

مراحل مورد مقایسه	T	Sig
پیش‌آزمون - پس‌آزمون ۱	۶/۸۴	*0/00
پیش‌آزمون - پس‌آزمون ۲	۳/۷۳	*0/00
پیش‌آزمون - پس‌آزمون ۳	۱/۸۴	0/09
پیش‌آزمون - پس‌آزمون ۴	-۲/۰۵	0/12
پیش‌آزمون - پس‌آزمون ۵	-0/33	0/75

جدول ۴. مقایسه زوجی شاخص ثبات پویا از پیش‌آزمون تا پس‌آزمون پنجم در گروه زنانی طبیعی

مراحل مورد مقایسه	T	Sig
پیش‌آزمون - پس‌آزمون ۱	۵/۹۴	*0/00
پیش‌آزمون - پس‌آزمون ۲	۲/۶۸	*0/02
پیش‌آزمون - پس‌آزمون ۳	0/00	1/00
پیش‌آزمون - پس‌آزمون ۴	-0/72	0/48
پیش‌آزمون - پس‌آزمون ۵	-0/60	0/56

\*معناداری در سطح 0/05

## بحث و نتیجه‌گیری

هدف از تحقیق حاضر تعیین تأثیر خستگی ناشی از فعالیت وامانده‌ساز بر تعادل پویا و زمان بازیافت تعادل مردان فعال دارای زنانی پرانتری و طبیعی بود. یافته‌های اصلی نشان داد که تعادل پویا از مرحله

پیش‌آزمون به پس‌آزمون، در گروه زنانوی طبیعی ( $P = 0/00$ ) و گروه زنانوی پرانتری ( $P = 0/00$ ) تفاوت معناداری را نشان داد، ولی میانگین تغییرات در دو گروه ( $P = 0/56$ ) تفاوت معناداری نداشتند. با توجه به اظهارات محققان پیشین می‌توان دلایلی مانند کاهش کارایی سیستم مؤثر به دلیل خستگی عضلانی (در اثر تجمع متابولیت‌ها و تغییرات در اطلاعات حس عمقی) (۱۶)، کاهش فعالیت گیرنده‌های مفصلی، دوک‌های عضلانی و اندام‌های وتری گلژی در اثر خستگی و در نتیجه کاهش پاسخ عضلانی و واکنش‌های عضلانی مسئول ثبات مفصلی پویا (۲)، همچنین کاهش انگیختگی سلول‌های عصبی قشری- حرکتی را مسئول کاهش تعادل به دنبال خستگی ناشی از فعالیت وامانده‌ساز دانست. بوردت و رویگیر (۲۰۰۴) نیز دلایلی مانند اختلال در فعالیت عضلانی و کاهش ظرفیت سیستم در حفظ موقعیت مرکز ثقل را بیان کرده‌اند (۵). برخی نیز این کاهش تعادل را در وضعیت خستگی دلیل افزایش ریسک آسیب در انتهای مسابقات دانستند و بر لزوم پیشگیری از این آسیب‌ها تأکید داشتند (۳۳).

در خصوص کاهش تعادل پویا بعد از اعمال خستگی ناشی از فعالیت وامانده‌ساز، نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیقات لپرز و همکاران (۱۹۹۷) (۱۶)، ناردون و همکاران (۱۹۹۷) (۱۸)، سوسکو و همکاران (۲۰۰۴) (۲۶)، یاگی و آرمسترانگ (۲۰۰۴) (۳۰)، خانا و همکاران (۲۰۰۸) (۱۵)، بوردت و رویگیر (۲۰۰۴) (۵) و زمکووا و همکاران (۲۰۰۹) (۳۳) همخوان و با نتایج تحقیقات ویلکینز و همکاران (۲۰۰۴) (۲۸)، و سیمونیو و همکاران (۲۰۰۶) (۲۵) ناهمخوان بود. دلیل احتمالی ناهمخوانی نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق ویلکینز و همکاران را می‌توان به حساسیت کمتر آزمون میدانی و همچنین آزمون‌های تعادلی متفاوت آنها نسبت داد و سیمونیو و همکاران نیز از پروتکل خستگی متفاوتی استفاده کردند. با توجه به یافته‌های این تحقیق تعادل پویا تحت تأثیر پروتکل خستگی دچار کاهش معناداری شد و در مدت ۱۰ دقیقه در هر دو گروه زنانوی پرانتری و طبیعی بازیافت شد.

تحقیقات محدودی بر روی مدت زمان لازم برای بازیافت به دنبال خستگی صورت گرفته است که پروتکل‌های خستگی و متغیرهای متفاوتی را به منظور اندازه‌گیری تأثیرات خستگی استفاده کرده‌اند و به نتایج گوناگونی نیز رسیده‌اند.

یاگی و آرمسترانگ (۲۰۰۴) کاهش موقت کنترل وضعیتی را در پی خستگی ناشی از تمرین بر روی دوچرخه ثابت نشان دادند. تغییرات در معیارهای تعادلی بلافاصله پس از خستگی مشاهده شد و ظرف ۱۰ دقیقه به مقادیر پایه بازگشت (۳۰). باو و همکاران (۲۰۰۷) نیز رابطه خطی بین افزایش مسیر نوسان و مقدار اکسیژن مصرفی افراد به دنبال خستگی یافتند، بدین صورت که مقدار اکسیژن مصرفی



افراد و همچنین مسیر نوسان در افراد در پی تمرین شدید روی تردمیل افزایش یافت و هر دو آنها تنها تا شش دقیقه پس از انتهای تمرین شدید بالا ماندند. محققان گزارش کردند احتمالاً دلیل کوتاه‌مدت بودن بی‌ثباتی بدن به‌دنبال تمرین شدید، بازیافت سریع مقدار اکسیژن مصرفی است (۴). از آنجا که پروتکل مورد استفاده در تحقیق حاضر نیز شبیه به پروتکل باو و همکاران است (دویدن روی تردمیل تا سطح واماندگی)، می‌توان یکی از علل بازیافت زود هنگام تعادل را در تحقیق حاضر، افزایش اکسیژن مصرفی افراد در مرحله بازیافت دانست. تحقیقات دیگری نیز به مطالعه بازیافت تعادل به دنبال خستگی پرداخته و سیستم نمره‌دهی به خطای تعادل (BESS) را که یک آزمون میدانی است، روش سنجش تعادل قرار داده‌اند. از جمله آنها می‌توان به مطالعات سوسکو و همکاران (۲۰۰۴)، خانا و همکاران (۲۰۰۸) و فاکس و پایگ (۱۹۹۱) اشاره کرد.

سوسکو و همکاران (۲۰۰۴) در بررسی تأثیر یک پروتکل خستگی ترکیبی (هوازی و بی‌هوازی) بر عملکرد دانشجویان ورزشکار تفریحی در آزمون تعادلی BESS، نتیجه گرفتند که وضعیت تعادل در مدت ۲۰ دقیقه بازیافت شد (۲۶). در این راستا، خانا و همکاران (۲۰۰۸) بازیافت تعادل را ۱۵ دقیقه پس از پروتکل هوازی، ۱۰ دقیقه پس از پروتکل خستگی بی‌هوازی و ۲۰ دقیقه پس از پروتکل ترکیبی گزارش کردند (۱۵). فاکس و همکاران (۱۹۹۱)، نیز بازیافت تعادل را در مدت ۱۳ دقیقه به‌دنبال یک پروتکل خستگی ناشی از دویدن گزارش کردند (۸).

برخی تحقیقات نیز بازیافت تعادل را در پی خستگی موضعی بررسی کرده‌اند، از جمله تحقیق هارکینز و همکاران (۲۰۰۵) که افزایش سرعت نوسان هنگام خستگی موضعی عضلات مچ پا را نشان دادند، ولی این تأثیر فقط ۷۵ تا ۹۰ ثانیه دوام داشت. مدت زمان کوتاه بازیافت در این مطالعه را می‌توان به موضعی بودن خستگی در این مطالعه نسبت داد (۱۱). برخلاف آنها یاگی و مک‌گرگور (۲۰۰۲)، بازیافت شاخص‌های تعادلی و کنترل وضعیتی را به‌دنبال خستگی ایزوکینتیک عضلات پلانتار فلکسور و دورسی فلکسور مچ پا، ظرف ۲۰ دقیقه گزارش کردند (۳۱) که این تفاوت به دلیل تفاوت در نوع پروتکل‌های خستگی و شدت خستگی بود و از آنجا که خستگی اعمال‌شده توسط آنها موضعی بود، نتایج آنها با نتایج تحقیق حاضر قابل مقایسه نیست.

برخی از این تحقیقات، نوسانات مرکز فشار را به‌عنوان متغیر تعادلی بررسی کردند و افزایش معنادار نوسان بدنی را به‌دنبال تمرین خسته‌کننده بر روی تردمیل نسبت به قبل از تمرین هم با چشم باز و هم با چشم بسته گزارش کردند (۱۸).

برخی تحقیقات انجام گرفته در زمینه خستگی بازیافت متغیرهای دیگری را به جز متغیرهای تعادلی مورد توجه قرار داده‌اند. برای مثال بیکر و همکاران، بازیافت قدرت عضله درشت‌نی قدامی را ظرف ۱۵ دقیقه پس از پروتکل خستگی طولانی مدت و ظرف ۵ دقیقه پس از پروتکل خستگی کوتاه مدت گزارش کردند. آنها بیان کردند که در فعالیت کوتاه مدت، فرایندهای متابولیک سبب بازیافت سریع می‌شوند، در حالی که در فعالیت طولانی مدت، عوامل غیرمتابولیک بازیافت را به تأخیر می‌اندازند (۳).

در خصوص بازیافت تعادل بعد از اعمال پروتکل خستگی ناشی از فعالیت وامانده ساز، نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیقات ناردون و همکاران (۱۹۹۷) (۱۸)، یاگی و آرمسترانگ (۲۰۰۴) (۳۰) و باو و همکاران (۲۰۰۷) (۴) همخوان، و با نتایج تحقیقات سوسکو و همکاران (۲۰۰۴) (۲۶)، خانا و همکاران (۲۰۰۸) (۱۵) و فاکس و پایگ (۱۹۹۱) (۸) ناهمخوان بود. دلیل احتمالی ناهمخوانی نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق سوسکو و همکاران را می‌توان تفاوت در پروتکل‌های خستگی دانست. خانا و همکاران نیز برای اعمال خستگی از پروتکل استاندارد بروس استفاده کردند و پس از آزمون‌های تحقیق فاکس و همکاران در فواصل ۳، ۸، ۱۳ و ۱۸ دقیقه پس از اتمام پروتکل انجام گرفت.

خستگی قبل از تمرینات بیشتر بسیار مهم است، در غیر این صورت تأثیرات خستگی می‌تواند به کاهش عملکرد و افزایش احتمال آسیب‌ها منجر شود. بازیافت عملکرد عضله به شدت و مدت تمرین و همچنین مدت زمان بازیافت آن بستگی دارد (۱۵).

جابه‌جایی خط جاذبه به طرف داخل در افراد زانو پرنانتری ممکن است موجب افزایش نوسانات پوسچر طرفی شود که می‌تواند توزیع نرمال و متقارن وزن را در مفصل زانو تغییر دهد و از آنجا که ناهنجاری زانوی پرنانتری موجب چرخش داخلی ساق پا و تبدیل آن به پرونیشن مفصل ساب تالار در وضعیت تحمل وزن می‌شود، این تغییر در ساختارهای پا می‌تواند موجب تغییر عملکرد پا برای کنترل تعادل شود (۲۲)؛ با وجود این، نتایج تحقیق حاضر تفاوت معناداری را در اثر خستگی بر تعادل پویا و زمان بازیافت تعادل مردان فعال دارای زانوی پرنانتری و طبیعی نشان نداد که با توجه به تحقیقات اندک، اهمیت بررسی و تحقیقات بیشتر در این حیطه مشخص می‌شود.

به منظور کسب بینش بهتر از موضوع مورد نظر، پیشنهاد می‌شود که تحقیقی مشابه در سه گروه زانو پرنانتری، ضربدری و طبیعی انجام گیرد و مقایسه شود. از آنجا که جنسیت بر عوامل مختلف به دنبال خستگی تأثیرگذار است، پیشنهاد می‌شود تحقیق مشابهی روی زنان انجام گیرد.

### تشکر و قدردانی

نویسندگان مراتب قدردانی و تشکر خود را از تمام مسئولان آزمایشگاه دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران و دانشجویان شرکت کننده در این تحقیق اعلام می دارند.

### منابع و مأخذ

1. Ageberg E, Robert D, Holmstorm E, Friden T.(2003). "Balance in single-limb stance in healthy subjects – reliability of testing procedure and the effect short duration sub-maximal cycling". Journal of foot and ankle research. 4(14); pp: 1-16.
2. Anker LC, Weerdesteyn V, van Nes IJ, Nienhuis B, Straatman H, Geurts AC.(2008)."The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects". Journal of Gait Posture. 27; pp: 471-477.
3. Baker AJ, Kostov KG, Miller RG, Weiner MW.(1993). "Slow force recovery after long duration exercise: metabolic and activation factors in muscle fatigue". Journal of appl physiol. 74; pp: 2294-2300.
4. Bove M, Faelli E, Tacchino A, Lofrano F, Cogo CE, Ruggeri P.(2007). "Postural control after a strenuous treadmill exercise". Journal of Neuroscience letters. 418(3); pp: 276-281 .
5. Burdet C, Rougier P.(2004). "Effect of utmost fatigue on undisturbed upright stance control". Journal of Science& Sport. 19; pp: 308-316.
6. Cobb SC, Tis LL, Johnson BF, Higbie EJ.(2004). "The effect of fore foot varus on postural stability". Journal of Orthop Sports PhysTher. 34; pp: 79-85.
7. Emery C, Tyreman H.(2009). "Sport participation, sport injury, risk factors and sport safety practices in Calgary and area junior high schools". Journal of Paediatr Child Health. 14; pp: 439-444.
8. Fox CR, Paige GD.(1991). "Effect of head orientation on human postural stability following unilateral vestibular". Journal of Vestib Res. 1(2); pp: 153-160.

9. Gribble P, Hertel J.(2003). "Considerations for the normalizing measures of the star excursion balance test". *Journal of Measur Phys Educ Exer Sci.* 7; pp: 89-100.
10. Hadadnezhad M, Letafatkar A.(2011). "The relationship between genu varum abnormality and lower extremity's performance and strength in teenage footballers". *Journal of Rehabil Sci.* 7(2); pp: 188-96.
11. Harkins KM, Mattacola CG, Uhl TL, Malone TR, McCrory JL.(2005). "Effects of 2 ankle fatigue model on the duration of postural dysfunction". *Journal of Athl Train.* 40(3); pp: 191-194.
12. Hobbs, M. L.(2008). "Dynamic Balance and Basketball Playing Ability". *Theses and Dissertations-Health and Human Performance.* PP:1-129.
13. Horak FB.(1987). "Clinical measurement of postural control in adults". *Journal of Phys Ther.* 67; pp: 1881-1885.
14. Hrysonmallis C, McLaughlin P, Goodman C.(2007). "Balance and injury in elite Australian footballers". *Int Journal of Sports Med.* 28; pp: 844-847.
15. Khanna P , Gagan K , Zutshi K.(2008). "Balance deficits and recovery timeline after different fatigue protocols". *Indian journal of physiotherapy and occupational therapy.* 2(3); pp: 42- 54.
16. Lepers R, Bigard AX, Diard JP, Guezennec CY.(1997). "posture control after prolonged exercise". *Enr Journal of Appl Physiol.* 76(1); pp: 55-61 .
17. Levangie PK, Norkin CC.(2005). "Joint structure & function". F.A Davis Company. Hardcover . 4edition th ; pp: 1-588.
18. Nardone A, Tarantola J,Giorano A, Schiepatti M.(1997). "Fatigue effects on body balance" . *Journal of Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 105; pp: 309-320.
19. Olmsted L, Hertel J.(2004). "Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control". *Journal of Sport Rehabil.* 13; pp: 54-66.
20. Punakallio A.(2005). "Balance abilities of workers in physically demanding jobs, With special reference to firefighters of different ages". *Journal of Sports Sci & Med.* 4; pp: 7-14.

21. Reimer R, Wikstrom E.(2010). "Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control". *Journal of Science and Medicine in Sport*. 13; pp: 161 – 166.
22. Samaei A, Bakhtiary AH, Elham F, Rezasoltani A.(2012). "Effects of genu varum deformity on postural stability". *Journal of Sports Med*. 33(6); pp: 469-473.
23. Sendur OF, Gurer G, Yildirim T, Ozturk E, Aydeniz A. (2006). "Relationship of Q angle and joint hypermobility and Q angle values in different positions". *Journal of Clin Rheumatol*. 25; pp: 304–308.
24. Sharma L, Song J, Dunlop D, Felson D, Lewis CE, Segal N, et al.(2010). "Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis". *Journal of Ann Rheum Dis*. 69(11); pp: 1940-1945.
25. Simoneau M, Begin F, Teasdale N.(2006). "The effect of moderate fatigue on dynamic balance control and attentional demands". *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 3(22); pp: 1-9.
26. Susco T, Valovich MLT, Gansneder B, Shults S.(2004). "Balance recovers within 20 minutes after exertion as measured by the balance error scoring system". *Journal of Athl Train*. 39(3); pp: 241-246 .
27. Van GB, Kirby KA, Hagman F.(2005). "Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait". *Journal of Am Podiatric Med Assoc*. 95(6); pp: 531-541.
28. Wilkins JC, Leod TCV, Perrin DH, Gansneder BM.(2004). "Performance on the balance error scoring system decreases after fatigue". *Journal of athletic training*. 39(2); pp: 152-161.
29. Williams DS, Mcclay IS, Hamill J, Buchanan TS.(2001). "Lower extremity kinematics and kinetics differences in runners with high and low arches". *Journal of Appl Biomech*. 17; pp: 153-163.
30. Yaggie J, Armstrong WJ.(2004). "Effect of lower extremity fatigue on indices of balance". *Journal of Sport Rehabil*. 13(4); pp: 312-322.
31. Yaggie J, McGregor SJ.(2002). "effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits". *Journal of Arch Phys med rehab*. 83(2); pp: 224-228.

- 
32. Zech A, Hubscher M, Vogt L, Banzer W, Hansel F, Pfeifer K.(2010). "Balance training for neuromuscular control and performance enhancement : a systematic review". *Journal of Athl Train.* 45; pp: 392-403.
  33. Zemkova E, Hamar D.(2009). "The effect of soccer match induced fatigue on neuromuscular performance". *Journal of Kinesiology.* 41(2); pp: 195-202.