# اثر خستگی عملکردی بر کنترل وضعیت قامت پویا

دکتر حیدر صادقی[۱]، امیر سرشین[۲]، علی عباسی[۳]

۱. دانشیار دانشگاه تربیت معلم تهران
۲و۳. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی دانشگاه تربیت معلم تهران

تاریخ دریافت مقاله: ۸۶/۴/۲۵  تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۱/۱۹

**چکیده**

اهمیت اصل حفظ وضعیت قامت در به انجام رساندن صحیح و بهینه فعالیت‌های روزمره انسان و یا حرکات پیچیده ورزشی مستند شده است، از همین رو در ارزیابی و تعیین سطح عملکرد عصبی- عضلانی درسطوح مختلف سنی و یا سطوح گوناگون در فعالیت‌های ورزشی ضروری می‌باشد. با توجه به اینکه خستگی یکی از اجزاء اجتناب ناپذیر ورزش می‌باشد، هدف از این مطالعه بررسی تاثیر خستگی ناشی از فعالیت بر کنترل وضعیت قامت پویا بود. ۴۰ دانشجوی غیر ورزشکار(سن ۱/۵± ۲۱/۱۳ سال، وزن ۱۴/۴kg ± ۷۴/۲، قد ۸/۷ cm ± ۱۶۹/۷) سالم به طور تصادفی انتخاب و در این تحقیق شرکت کردند. پیش آزمون تعادلی ستاره‌ای(SEBT)[۱]، پروتکل خستگی عملکردی (۲۰ دقیقه فعالیت در ۷ ایستگاه) و پس‌آزمون SEBT اجرا گردید. برای تعیین میزان خستگی از مقیاس میزان درک تلاش(RPE)[۲] بورگ قبل شروع ایستگاه اول، پایان ایستگاه سوم و دقیقا بعد از اتمام ایستگاه هفتم و از تحلیل واریانس یک‌سویه و دوسویه با اندازه گیری مکرر و آزمون تعقیبی شفه برای مقایسه دو آزمون در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد. نتایج تعامل معنی‌داری بین زمان پیش و پس آزمون و جهت‌های SEBT همچنین تاثیرات اصلی معنی‌داری برای زمان قبل و بعد از پروتکل خستگی و جهت پیش، میان و پس‌آزمون در RPE را نشان داد، که مبین کاهش کنترل وضعیت قامت پویا بعد از خستگی عملکردی بود. با توجه به نتایج تحقیق فرضیه اثر خستگی عملکردی بر کاهش کنترل وضعیت قامت پویا مورد تائید قرار گرفت.

**کلید واژه‌های فارسی:** خستگی عملکردی، کنترل پاسچر، تست تعادل ستاره‌ای ، میزان درک تلاش

1. Star excursion balance test
2. Rate of perceived exertion

**مقدمه**

در حین فعالیت‌های روزمره و انجام صحیح مهارت‌های ورزشی، حفظ وضعیت قامت بدن بسیار ضروری می‌باشد و اندازه‌گیری آن در محیط‌های آزمایشگاهی و کلینیکی به عنوان ابزاری جهت ارزیابی پایداری و کنترل عصبی- عضلانی در افراد سالم و آسیب دیده استفاده می‌شود (۱). شاموی کوک(۲۰۰۱) کنترل وضعیت قامت را به عنوان کنترل حفظ وضعیت بدن در فضا به منظور دستیابی به پایداری و جهت گیری[1] بدن تعریف نموده است(۲). کنترل وضعیت قامت را می‌توان به عنوان حفظ یک وضعیت با کمترین حرکت( ایستا)[2]، حفظ یک وضعیت در حالیکه سطح اتکا جابجا شود( نیمه پویا)[3] و حفظ ثبات سطح اتکا در حالیکه یک حرکت توصیف شده اجرا می‌شود( پویا)[4] دسته بندی نمود(۳،۴). در این میان کنترل وضعیت قامت پویا را می‌توان تحت عنوان اجرای یک تکلیف عملکردی بدون درگیر شدن بخشی از سطح اتکا تعریف نمود(۵) که در اغلب مهارت‌ها مانند ضربه بک هند در تنیس یا شوت در فوتبال مشاهده می‌شود. این نوع از کنترل وضعیت قامت بدن با استفاده از داده‌های جمع آوری شده توسط گیرنده‌های مکانیکی موجود در اندام‌ها تحتانی، تنه و ترکیب درون دادهای بصری، دهلیزی و حسی- حرکتی به منظور ایجاد پاسخ‌های حرکتی مناسب جهت کنترل وضعیت مرکز جرم در محدوده سطح اتکا حفظ می‌شود(۴).

خستگی به عنوان کاهش در ظرفیت تولید نیرو بدون توجه به عمل انجام شده تعریف می‌شود که از آن به عنوان پدیده‌ای که همچنان ابعادش به طور کامل شناخته نشده است نام برده می‌شود (۶،۷). مک آرادل (۱۹۹۸) خستگی را به نتیجه قطع زنجیره رویدادها از سیستم عصبی مرکزی تا فیبرهای عضلانی مرتبط می‌داند (۸). براساس تعریف ارائه شده توسط فیتس(۱۹۹۶) خستگی به دو نوع موضعی(محیطی) یا عمومی(مرکزی) تقسیم بندی شده است (۹). خستگی موضعی در سطح عضلانی پدیدار می‌شود و گروهی خاص از عضلات را در بر می‌گیرد که ممکن است موجب بروز اختلالات در محل اتصال عصبی- عضلانی،

1. Orientation
2. Static
3. Semi-dynamic
4. Dynamic

مکانیزم‌های تحریک- انقباض، انتشار تحریک توسط توبول‌های عرضی، آزاد شدن کلسیم و تحریک اجزاء انقباضی شود که مسئول تولید نیرو و توان می‌باشند(۹). خستگی عمومی مربوط به رویدادهای درون داد عصبی به بخش‌های بالای مغز و فراخوانی نرون‌های حرکتی آلفا می‌باشد و می‌توان گفت مربوط به کل بدن و خصوصا سیستم عصبی مرکزی می‌باشد(۹).

برخی عوامل مانند ضایعات سیستم عصبی، ناکارامدی عصب‌های نوری، فشارهای روانی، مکانیزم‌های دهلیزی و همچنین خستگی می‌توانند بر کنترل وضعیت قامت تاثیرگذار باشند(۴). در این میان جهت بررسی اثر خستگی بر سیستم کنترل وضعیت قامت از تکنیک‌های مختلفی جهت خسته کردن بدن و اندام‌ها خصوصا برای اندام‌های تحتانی استفاده شده است که شامل انقباضات ایزوکینتیک (۱۰،۱۱)، حرکات تکراری(۱۲)، انقباضات ایزومتریک (۱۳) و فعالیت‌های عملکردی جهت ایجاد خستگی(خستگی عملکردی) (۱۴،۱۵)، می‌باشد. بطور مثال با استفاده از یک پروتکل خستگی ایزوکینتیک گریبل و همکارانش(۲۰۰۴) اثر خستگی و ناپایداری مزمن مچ پا را بر کنترل وضعیت قامت پویا توسط تست SEBT در سه جهت خلفی، میانی و قدامی بررسی کردند. آنها دریافتند که افراد در سمتی که دچار ناپایداری مزمن مچ پا می‌باشند فاصله دستیابی[1] کمتر و زاویه فلکشن زانوی کمتری در هر سه جهت اندازه گیری شده داشته‌اند (۱۰). در مطالعه دیگری یاگی و مک گرگور(۲۰۰۵) به بررسی محاسبه تغییرات در پارامترهای تعادل و دامنه کنترل وضعیت قامت به دنبال خستگی ایزوکینتیک مچ پا پرداختند. نتایج مطالعه آنها نشان داد خستگی ایزوکینتیک پلانتارفلکسورها و دورسی فلکسورها بطور معنی‌داری پارامترهای تعادل و دامنه کنترل در مردان جوان سالم را تحت تاثیر قرار می‌دهد (۱۱). بطور کلی در پروتکل‌های خستگی ایزوکینتیک حرکات انجام شده جزء زنجیره حرکتی باز[2] محسوب می‌شوند، در ضمن گروه‌های عضلانی و حرکت مفاصل در این نوع پروتکل به صورت مجزا اجرا می‌شود، بنابراین توانایی تعمیم نتایج این مطالعات به تمرینات ورزشی و رقابت‌ها بحث برانگیز می‌باشد (۱۶). برخی از محققان به جای پروتکل خستگی ایزوکینتیک از

1. Reaching distance
2. Open kinetic chain

پروتکل خستگی حرکات تکراری یا تکلیف‌های مکرر استفاده کرده‌اند (۱۲)، استفاده از این پروتکل‌ها ممکن است به دلیل عدم دسترسی به دینامومتر برای اجرای پروتکل خستگی ایزوکینتیک باشد، برای مثال سپارتو و همکارانش(۱۹۹۷) حرکت برداشتن مکرر را تحت بررسی قرار دادند. آنها دریافتند این نوع پروتکل خستگی منجر به کاهش دامنه حرکتی در زانو و مفصل ران همراه با اوج افزایش فلکشن کمر می‌شود که نشان دهنده تغییر از حالت چمباتمه به وضعیت ایستاده است (۱۲). کوربیل و همکاران (۲۰۰۳) از پروتکل خستگی با برداشتن وزنه‌های مکرر استفاده کردند. آنها دریافتند خستگی پلانتار فلکسورهای مچ پا نوسان وضعیت قامت را افزایش می‌دهند(۶). یک تکنیک خیلی رایج و ساده برای خستگی آزمودنی‌ها استفاده از انقباض‌های ایزومتریک می‌باشد، بطور مثال با استفاده از پروتکل خستگی ایزومتریک ویولیرم (۲۰۰۲) نیازهای ارادی و نوسان وضعیت قامت و تاثیر خستگی عضلات ساق پا را در موقعیت مرکز فشار بررسی و نتیجه‌گیری نمودند که خستگی عضلانی ممکن است افراد را در خطر افتادن بویژه هنگام درگیر شدن در تکالیف رایج قرار دهد (۱۳). در مطالعه دیگری ویولیرم (۲۰۰۱) افزایش مشابهی در نوسان وضعیت قامت تحت تاثیر خستگی عضلانی و ارتعاش عضلانی را نشان داد (۱۷). اگر چه این روش‌ها، روش‌های استاندارد شده ساده‌ای در زمینه پروتکل‌های خستگی به حساب می آیند، اما اینگونه پروتکل‌ها عملکردی نبوده و هیچ گونه ارتباط و مشابهتی با نوع ورزش و مسابقات ندارند، به همین دلیل محققان جهت شبیه سازی تمرینات ورزشی و مسابقه پروتکل خستگی عملکردی که شامل فعالیت‌های عملکردی می‌باشد، تعریف نمودند (۱۴،۱۵). برای مثال ساسکو و همکاران (۲۰۰۴) به بررسی تعادل بعد از کوشش‌های انجام شده پرداختند که بوسیله سیستم امتیاز دهی خطای تعادل (BESS)[3] اندازه‌گیری شده است (۱۴). در حالیکه ویلکینیز (۲۰۰۴) عملکرد روی BESS و چگونگی کاهش آن بعد از خستگی را مورد مطالعه قرار دادند (۱۵). در هر دو مطالعه از یک پروتکل خستگی هفت ایستگاهی برای شبیه سازی فعالیت در حین ورزش استفاده کردند که میزان خستگی به وسیله RPE در حد ۱۵ استفاده کردند که این میزان از خستگی حدود ٪۷۵ تا ٪۸۵ حداکثر اکسیژن

3. Balance error scoring system

مصرفی(VO2max) می‌باشد (۱۴،۱۵). این محققان دریافتند که افزایش امتیازات BESS بسرعت بعد از خستگی نشان می‌دهد که در واقع تعادل تحت تاثیر خستگی قرار گرفته است. آنها دریافتند که عملکرد روی BESS در افراد سالم ۲۰ دقیقه پس از پایان پروتکل به سطح پایه خود بر می‌گردد. این نوع پروتکل خستگی نسبت به دیگر پروتکل‌ها شباهت بیشتری به تمرینات ورزشی و مسابقه دارد و بنابراین تعمیم پذیری آن به خستگی ناشی از تمرینات ورزشی و مسابقه بیشتر می‌باشد، اما ضعف این پروتکل ارزیابی میزان خستگی عملکردی است، زیرا هیچ اطمینانی وجود ندارد که آیا آن قسمت از بدن که باید تست شود واقعا خسته شده است یا خیر(۱۴،۱۵).

روش‌هایی مانند تست زمان رسیدن به پایداری(TTS)[1] (۱۶، ۱۸)، تست لی لی تک پا[2] (۱۹) و دستگاه پایداری بایودکس[3] (۲۰) به منظور ارزیابی سیستم کنترل وضعیت قامت پویا مورد استفاده واقع می‌شوند. اگرچه این تست‌ها کنترل وضعیت قامت پویا را در وضعیت‌های عملکردی مورد بررسی قرار می‌دهند، اما پایداری ورزشکار را در مهارت ورزشی مورد ارزیابی قرار نمی‌دهند. هرکدام از این تست‌ها دارای محدودیت‌هایی می‌باشند، برای مثال TTS با این که کنترل وضعیت قامت را به صورت کمی بیان و سیستم کنترل وضعیت قامت را در حرکت پرش- فرود که از حرکات آسیب‌زای ورزشی می‌باشد، نشان می‌دهد با این حال به دلیل آنکه سیستم کنترل وضعیت قامت را فقط در سه جهت عمودی، داخلی- خارجی و قدامی- خلفی به صورت مجزا و نه کل سیستم کنترل وضعیت قامت را به صورت ترکیبی از این جهت‌ها ارزیابی می‌کند که این عامل می‌تواند باعث شود که محقق تغییر در کل کنترل وضعیت قامت و پایداری شخص را مشاهده نکند (۱۸). علاوه براین تعادل پویای افراد آسیب دیده و سالم را با TTS نمی توان مقایسه کرد چرا که اختلافات اولیه بین گروهی از نظر امتیازات TTS باعث ایجاد گروه‌های ناهمگن می‌شود (۱۸). ضمن اینکه تحلیل داده‌های به دست آمده در TTS بسیار زمان بر می‌باشد و با توجه به نیاز این تست به دستگاه صفحه نیرو و محیط آزمایشگاهی از آن به عنوان تست رایج نام برده نمی‌شود (۱۸). همچنین تست لی لی تک پا که پروتکل آن مشابه حرکت

1. Time to stabilization
2. Single-leg hop test
3. Stability biodex system

فرود تک پا می‌باشد و از آن به عنوان یکی دیگر از روش‌های ارزیابی کنترل وضعیت قامت پویا نام برده می‌شود، نیز نتایج عینی و کمی ارائه نمی‌دهد (۲۱). دستگاه پایداری بایودکس نیز به عنوان ابزاری دیگر جهت ارزیابی کنترل وضعیت قامت پویا، کنترل وضعیت قامت ورزشکار را حول یک محور چرخشی به صورت کمی بیان می‌کند در حالیکه بیان کنترل وضعیت قامت حول یک محور ناپایدار نشان دهنده کنترل وضعیت قامت پویای ورزشکار نمی‌باشد (۲۰). SEBT یکی دیگر از روش‌های ارزیابی کنترل وضعیت قامت پویا می‌باشد که نتایج را به صورت کمی ارائه می‌دهد و سیستم کنترل وضعیت قامت را در هشت جهت ارزیابی می‌کند، همچنین عملکرد حین انجام این تست بسیار شبیه به مهارت‌های ورزشی است که در تمرینات و مسابقات اجرا می‌شوند، علاوه بر این ریتی[1] (۲۰۰۲) و اولمستد (۲۰۰۳)، نتیجه‌گیری نمودند که SEBT یک آزمون ساده، ارزان، سریع و دارای روایی و پایایی است که نیاز به تجهیزات مخصوص ندارد و توانایی عملکردهای حرکتی، اجراهای عملکردی اندام‌های تحتانی در جهت‌های مختلف و کنترل وضعیت قامت پویا را نشان می‌دهد (۲۲،۲۳،۲۴) به همین دلیل استفاده از تست SEBT نسبت به دیگر روش‌های ارزیابی کنترل وضعیت قامت مناسب تر به نظر می‌رسد.

نظر به اینکه اثر خستگی بر سیستم کنترل وضعیت قامت مستند شده است، بیشتر مطالعات از پروتکل‌های غیر مرتبط با تمرینات ورزشی و مسابقات جهت بررسی اثر خستگی بر سیستم کنترل وضعیت قامت استفاده کرده‌اند، همچنین این مطالعات بیشتر سیستم کنترل وضعیت قامت ایستا را مورد بررسی قرار داده‌اند و مطالعات کمتری بر کنترل وضعیت قامت پویا با استفاده از یک تست عملکردی انجام شده است. از این رو به نظر می‌رسد به دلیل فقدان پژوهش‌هایی که ارتباط بین کنترل وضعیت قامت پویا و خستگی ناشی از ورزش و مفاهیم رایج آن پرداخته‌اند، ضروری است که به رابطه احتمالی و چگونگی تعامل بین خستگی کل بدن و کنترل وضعیت قامت پویا با استفاده از یک پروتکل خستگی عملکردی و مشابه با تمرینات ورزشی و مسابقات و تست عملکردی SEBT جهت ارزیابی کنترل وضعیت قامت پویا بپردازیم تا اثرات تمرینات و رقابت‌های شدید ورزشی را سیستم کنترل وضعیت

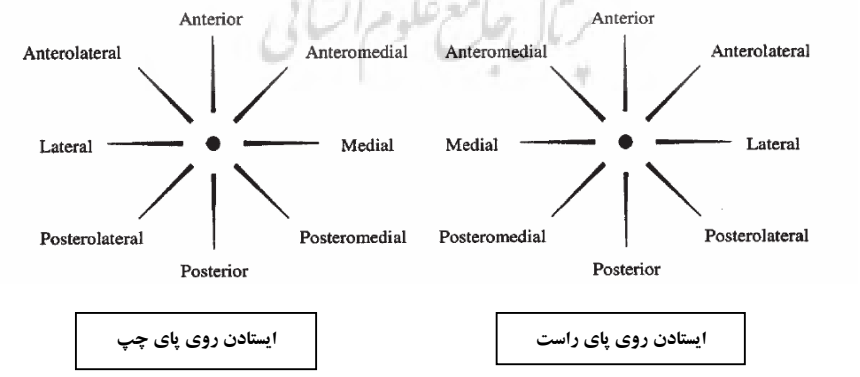
1. Ritty

قامت پویا مورد بررسی قرار دهیم. از این رو این تحقیق با هدف بررسی اثر خستگی عملکردی ناشی از ورزش بر کنترل وضعیت قامت پویا انجام شد.

## روش شناسی

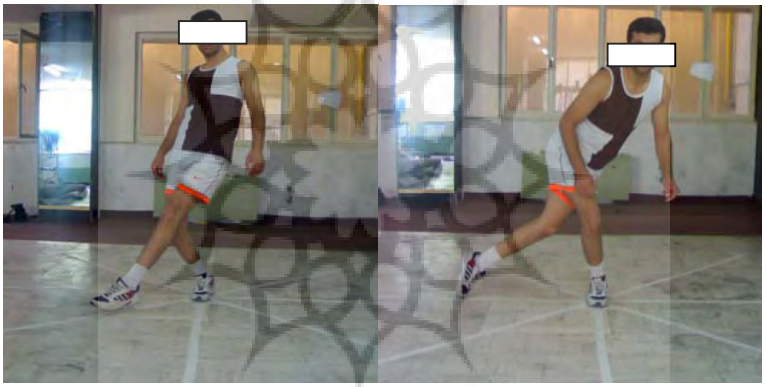
تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی است که در آن تاثیر متغیر مستقل خستگی ناشی از فعالیت بر متغیر وابسته کنترل وضعیت قامت پویا از طریق انجام پیش آزمون- پس آزمون اندازه‌گیری شد. جامعه آماری تحقیق کلیه دانشجویان مرد واحد تربیت بدنی عمومی بودند، ۴۰ نفر مرد غیر ورزشکار(میانگین سنی۱/۵± ۲۱/۳ سال، وزن ۱۴/۴ ± ۷۴/۲ کیلوگرم و قد ۸/۳ ± ۱۶۹/۷ سانتی‌متر) که همگی سالم بودند بطور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند.

آزمون SEBT جهت ارزیابی کنترل وضعیت قامت پویا استفاده شد. در این آزمون ۸ جهت که به صورت ستاره مانند روی زمین رسم می‌شوند با زاویه ۴۵ درجه نسبت به یکدیگر قرار می‌گیرند. جهت اجرای این تست، طول واقعی پا یعنی از خار خاصره فوقانی قدامی تا قوزک داخلی جهت نرمال کردن اطلاعات اندازه گیری می‌شود(۵،۲۳،۲۵). پس از توضیحات لازم راجع به تست توسط آزمونگر، هر آزمودنی شش بار این آزمون را تمرین می‌نماید تا روش اجرای آزمودن را فراگیرد. پای برتر آزمودنی تعیین می‌شود تا اگر پای راست اندام برتر بود، تست در خلاف جهت عقربه‌های ساعت انجام شود و اگر پای چپ برتر بود تست در جهت عقربه‌های ساعت انجام می‌شود (شکل ۱) (۵،۲۳،۲۵).




**شکل۱. نمای کلی SEBT**

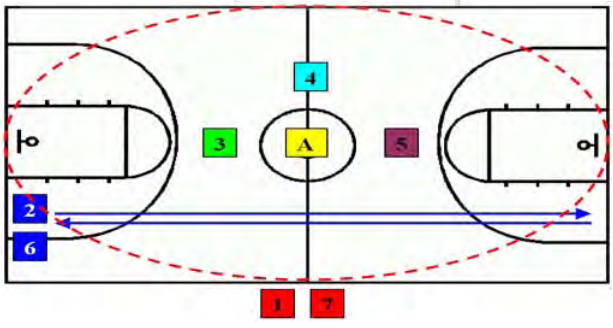
آزمودنی در مرکز ستاره می‌ایستد و سپس بر روی پای برتر(تک پا) قرار می‌گیرد و با پای دیگر به صورت تصادفی که آزمونگر مشخص می‌کند تا آنجا که خطا نکند (پا از مرکز ستاره حرکت نکند، روی پایی که عمل دستیابی انجام می‌دهد تکیه نکند یا شخص نیفتد) عمل دستیابی را انجام می‌دهد و به حالت طبیعی روی دو پا برمی‌گردد و فاصله محل تماس تا مرکز ستاره، فاصله دستیابی می‌باشد(تصویر ۲). هر آزمودنی هر یک از جهت‌ها را سه بار انجام می‌دهد و در نهایت میانگین آنها محاسبه می‌شود و بر اندازه طول پا (بر حسب cm) تقسیم در ۱۰۰ ضرب می‌شود تا فاصله دستیابی بر حسب درصد اندازه طول پا به دست آید(۱۰).



*حالت تعادل در جهت خارجی* *حالت تعادل در جهت قدامی- داخلی*

***تصویر ۲ . آزمودنی حین اجرای SEBT***

در این تحقیق برای وارد نمودن پارامتر خستگی از پروتکل خستگی عملکردی هفت مرحله‌ای تعریف شده توسط ساسکو(۲۰۰۴) و ویکینیز استفاده شده است(تصویر ۳ این پروتکل را به طور کامل شرح می‌دهد) (۱۵، ۲۳). A محل اجرای SEBT می‌باشد.




***تصویر ۳. دیاگرام پروتکل خستگی عملکردی***

ایستگاه اول، ۵ دقیقه نرم و آهسته دویدن در فضایی که آزمودنی انتخاب می‌نماید، ایستگاه دوم، ۳ دقیقه دو سرعت در طول زمین بسکتبال، ایستگاه سوم، ۲ دقیقه شنای سوئدی، ایستگاه چهارم، ۲ دقیقه دراز و نشست، ایستگاه پنجم، ۳ دقیقه بالا و پایین رفتن از پله به ارتفاع ۳۰ cm، ایستگاه ششم، ۳ دقیقه دوی سرعت رفت وبرگشت در طول زمین بسکتبال و ایستگاه هفتم، ۲ دقیقه دویدن با آهنگ یکنواخت طوری که آزمودنی بتواند تا اتمام کار با همین سرعت بدود.

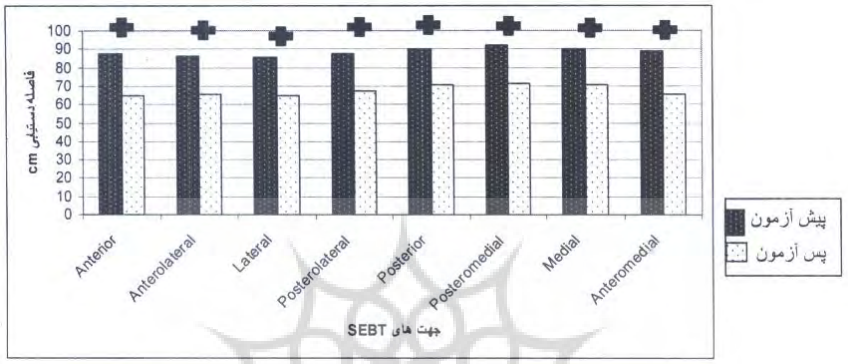
برای تعیین میزان خستگی آزمودنی‌ها از مقیاس RPE بورگ استفاده گردید. برای اندازه‌گیری RPE، از آزمودنی خواسته می‌شد که احساس واقعی خود را نسبت به شدت فعالیتی که انجام داده است بیان کند و با استفاده از جدول طرح شده توسط بورگ مقیاس آن استخراج می‌شود، حداقل مقیاس مورد نظر در انتهای ایستگاه هفتم ۱۵ بود. اندازه‌گیری RPE درست قبل از شروع ایستگاه اول، بعد از ایستگاه سوم یعنی در نیمه راه و دقیقا بعد از انجام ایستگاه هفتم انجام شد.

از آزمودنی‌ها پس از گرم کردن مختصر(۱۰-۵ دقیقه نرم و آهسته دویدن و کشش اندام تحتانی)، پیش آزمون تست SEBT به عمل آمد. قبل از اولین ایستگاه پروتکل خستگی، نخستین اندازه‌گیری RPE انجام شد، سپس دومین اندازه‌گیری RPE بعد از ایستگاه سوم در نیمه راه و سومین اندازه‌گیری دقیقا" بعد از اتمام ایستگاه هفتم انجام شدند و سپس از آزمودنی‌ها پس پس آزمون SEBT به عمل آمد.

به منظور تجزیه و تحلیل یافته‌ها از روش‌های آمار توصیفی(میانگین، انحراف استاندارد) در هشت جهت در پیش و پس آزمون استفاده گردید. برای تعیین تاثیرات خستگی بر کنترل وضعیت قامت در گروه تجربی و اختلاف آنها با گروه کنترل در هشت جهت آزمون SEBT از تحلیل واریانس دو سویه با اندازه‌گیری‌های مکرر و برای تعیین تفاوت در RPE آزمودنی‌های گروه کنترل اطمینان از وقوع خستگی از تحلیل واریانس یک طرفه با اندازه‌گیری مکرر و آزمون تعقیب شفه در سطح معنی‌داری $\alpha < ۰/۰۵$ استفاده شده است.

## نتایج و یافته‌های تحقیق:

نمودار ۱، نتایج مربوط به آزمون SEBT را در هشت جهت پیش آزمون و پس آزمون نشان می‌دهد.




***نمودار۱. آمار توصیفی SEBT درهشت جهت (✚ اختلافات در سطح ۰/۰۵ > α معنادار).***

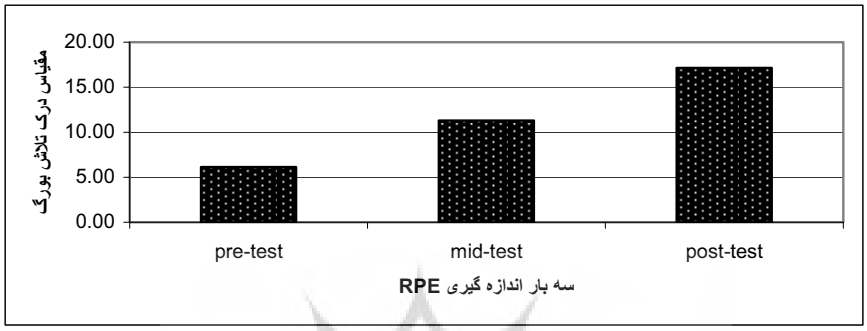
مقایسه هر جهت در پیش و پس آزمون نشان می‌دهد که در کلیه جهت‌ها فاصله دستیابی در پس آزمون نسبت به پیش آزمون کمتر بوده و از نظر آماری این اختلافات در سطح $\alpha < ۰/۰۵$ معنی‌دار بوده است. نتایج بدست آمده از اندازه‌گیری‌های مربوط به تحلیل واریانس دو سویه با اندازه گیری‌های مکرر(۸×۲) نشان داد که بین زمان(قبل و بعد از خستگی) و جهت‌های($\beta$=۰/۸۳ ، ES =۰/۱۹۱، p=۰/۰۰۳ و F=۹/۲) تعامل معنی‌داری وجود دارد. همچنین تاثیرات اصلی معنی‌داری برای زمان($\beta$=۱ ، ES=۰/۹۳۴ ، p<۰/۰۰۱ و F=۵۵۴/۷) نیز مشاهده شده است (کلیه نتایج در جدول ۱ آمده است). نتایج نشان داد که فاصله دستیابی در همه جهات در پس آزمون نسبت به پیش آزمون کمتر بوده است، این اختلافات از نظر آماری معنی‌دار بود و اینکه خستگی بر فاصله دستیابی اثر گذاشته و آن را تضعیف می‌کند.

***جدول۱. نتایج تحلیل واریانس دو سویه برای آزمون SEBT***

| پارامتر | F | P | ES* | β** |
|---|---|---|---|---|
| زمان | ۵۵۷/۶۷ | ۰<۰/۰۰۱ | ۰/۹۳۴ | ۱ |
| جهت | ۴۹/۰۱۰ | ۰<۰/۰۰۱ | ۰/۵۵۷ | ۱ |
| جهت در زمان | ۹/۲ | ۰<۰/۰۰۳ | ۰/۱۹۱ | ۰/۸۳ |

*** اندازه اثر؛ ** توان**

نمودار ۲ نتایج مربوط به هر یک از سه مقیاس میزان درک تلاش اندازه‌گیری شده را نشان می‌دهد.




*نمودار ۲. نتایج مربوط به اندازه گیری‌های RPE*

نتایج به دست آمده از تحلیل واریانس یک طرفه با اندازه‌گیری‌های مکرر(۳ × ۱) تاثیر اصلی معنی‌داری برای سه آزمون RPE نشان داد($\beta$=1.000, P<0.001 , ES=0.885, F=2346/11 ). این نتایج نشان می‌دهد که اختلافات بین سه اندازه‌گیری RPE معنی‌دار بوده و خستگی مورد نظر رخ داده است.

## بحث و نتیجه گیری

هدف اصلی از انجام این تحقیق بررسی اثر خستگی عملکردی ناشی از ورزش بر کنترل وضعیت قامت پویا بود. نتایج نشان دهنده ارتباط بین عمل دستیابی و زمان (پیش‌آزمون و پس‌آزمون) بود و نشان داد که فاصله دستیابی در پس آزمون در هر هشت جهت نسبت به پیش‌آزمون کمتر بوده است. همچنین نتایج تفاوت معنی‌داری را در بین RPE پیش، میان و پس‌آزمون نشان داد. یافته‌های تحقیق تمام نه فرضیه تحقیق مبنی بر اینکه فاصله دستیابی در تمامی جهات SEBT (هشت جهت) در پیش آزمون به طور معنی‌داری بیشتر از این فاصله در پس‌آزمون می‌باشد، حمایت می‌کند. همچنین فرضیه نهم مبنی بر اینکه تفاوت معنی‌داری بین RPE در سه مرحله آزمون (پیش، میان و پس‌آزمون) وجود داشته است و این امر نشان دهنده میزان خستگی در سه مرحله پروتکل خستگی می‌باشد و اینکه آزمودنی‌ها به میزان خواسته شده خسته شده‌اند را مورد تایید قرار می‌دهد.

گریبل و همکاران (۲۰۰۴)(۱۰) تاثیر خستگی و ناپایداری مزمن مفصل مچ پا را بر کنترل وضعیت قامت بررسی کردند. آنها دریافتند که هر دوی خستگی و ناپایداری مزمن مچ پا باعث کاهش فاصله دستیابی در همه جهات و زاویه فلکشن زانو می‌شوند که با یافته‌های تحقیق حاضر مطابقت دارد. برای نرمال کردن داده‌های به دست آمده از SEBT از نسبت فاصله دستیابی به طول پای آزمودنی‌ها استفاده شده است، پس می‌توان نتایج را به جامعه بزرگتر تعمیم داد.

ساسکو و همکاران (۱۴) و ویلکینیز و همکاران (۱۵) از پروتکل خستگی عملکردی استفاده کردند اما عملکرد آزمودنی‌ها را روی سیستم خطای امتیاز دهی تعادل (BESS) ارزیابی کردند که اندازه‌گیری تعادل ایستا می باشد. هر دوی آنها گزارش کردند که استفاده از پروتکل خستگی عملکردی به مدت ۲۰ دقیقه منجر به کاهش معنی‌داری در عملکرد آزمودنی‌ها در BESS می‌شود که نتایج ما با این تحقیقات همسو بود. این محققان عواملی را به عنوان توجیه اثر خستگی عملکردی بر کنترل وضعیت قامت پویا و تضعیف آن بیان کرده‌اند. آنها بیان کردند درون دادهای گیرنده‌های زیر جلدی کف پا در اثر خستگی کاهش می‌یابد که می‌تواند کنترل عصبی- عضلانی کل زنجیره حرکتی را تحت تاثیر قرار دهد(۲۶). خستگی کاهش ظرفیت تولید نیروی عضله را در پی دارد و شخص نمی‌تواند هماهنگی عصبی- عضلانی مناسبی حین عمل دستیابی در اندامی که بر آن تکیه کرده است داشته باشد و در نهایت باعث کاهش فاصله دستیابی یا خطاهای بیشتر در پس آزمون می‌شود(۶،۷). خستگی در سطح محیطی مکانیزم پیش- پس سیناپسی و جایگاه‌های پتانسیل عمل را تحت تاثیر قرار می‌دهد که شامل ناتوانی در انتقال سیگنال‌های عصبی یا ناتوانی در پاسخ عضله به تحریک عصبی می‌باشد (۶). خستگی در سطح مرکزی ممکن است با تاثیر بر سیستم عصبی منجر به ناتوانی تحریک نرون‌های حرکتی شود و به این شکل کنترل وضعیت قامت را تحت تاثیر قرار دهد (۶). پروتکل‌های خستگی بافت عضلانی را بیشتر از گیرنده‌های مفصلی تحت تاثیر قرار می‌دهند و فعالیت گیرنده‌های حسی- عمقی خصوصا دوک‌های عضلانی و اندام‌های وتری گلژی را کاهش می‌دهند (۲۷). احتمالا این ناکارآمدی عصبی- عضلانی بر نقش کنترلی عضلات اندام تحتانی در عمل دستیابی اثر

نـامطلوب گذاشـته و در نتیجـه باعـث کـاهش فاصـله دسـتیابی در پـس آزمـون نـسبت بـه پیش‌آزمون شده باشد.

SEBT باعث انقباض همزمان همسترینگ و چهارسران در حین انجـام عمـل دسـتیابی در همه جهات می‌شود، چهارسران در سه جهت (قدامی، قدامی- خارجی و قدامی- داخلـی) بیشترین فعالیت را دارد (۲۸). عضله پهن خارجی بیـشترین فعالیـت را در عمـل دسـتیابی در جهت‌های داخلی و خلفی- داخلی دارد و احتمال دارد که بیـشتر بـه دلیـل تثبیـت عـضلانی باشد که در مقابل نیروهای مختلف ناشی از عمل دستیابی بوجود می‌آید (۲۸). با این ذهنیت که انجام عمل دستیابی در جهت‌هـای قـدامی و داخلـی از کنتـرل اکـسنتریک چهارسـران استفاده می‌کند، اگر کنترل اکسنتریک یا قدرت چهارسران (کاهش ظرفیت تولیـد نیـروی عضلانی) آزمودنی ضعیف باشد این امر منجر به کاهش فاصـله دسـتیابی در ایـن جهـات از SEBT می شود(۲۸)، بعلاوه پروتکل خستگی می‌تواند بر هم انقباضی عضلاتی کـه بـرای انجام صحیح عمل دستیابی در SEBT لازم است، تاثیر بگذارد و این امر می‌تواند در انجام صحیح و کامل عمل دستیابی اختلال ایجاد کند (۲۸، ۱۰).

همچنین عضله دوسررانی در حین انجام عمل دستیابی در جهات خلفی و خارجی- خلفی و خارجی بسیار فعال می‌باشـد، عمـل دسـتیابی در ایـن جهـت‌هـا باعـث انقبـاض اکـسنتریک همسترینگ برای مقاومت در برابر نیروی فلکشن ران ناشی از فلکشن تنه جهت اکستنشن پا به عقب می‌شود (۲۸). پروتکل خستگی که استفاده شده شامل مقدار زیادی دوهای سرعت کوتاه بود که باعث شد همسترینگ جهـت کـاهش سـرعت افـراد بـه صـورت اکـسنتریک منقبض شود. اگر این عضلات توسط پروتکل خستگی مکررا بصورت اکسنتریکی منقـبض شوند خسته شده و عملکرد آنها کاهش می‌یابد و عمل دستیابی را مختل می‌کند، این عمـل خصوصا فعالیت در این جهات را با مشکل مواجه می‌کند.

حین انجام پس آزمون SEBT، حفظ وضعیت ایستادن روی یـک پـا بـین انجـام جهـت‌هـا برای آزمودنی‌ها مشکل بود. همچنین خطاهای بیـشتری حـین پـس آزمـون نـسبت بـه پـیش آزمـون SEBT گـزارش شـده اسـت (۵،۲۹). در حـین پروتکـل خـستگی از آزمـودنی‌هـا خواسته شـده بـود کـه حرکـت‌هـای مختلـف زیـادی را کـه نیـاز بـه کنتـرل کانـسنتریک و اکسنتریک عضلات چهار سر ران و همسترینگ داشت، انجام دهند، برای مثال بالا و پـایین

رفتن از پله نیاز به کنترل اکسنتریک چهار سر ران دارد بنابراین موجب خستگی این عضله می‌شود (۵،۲۸،۲۹).

نویسندگان زیادی بیان کرده‌اند که انجام عمل دستیابی در بعضی از جهات SEBT نسبت به برخی دیگر از جهات آسانتر می‌باشد. به ویژه جهت‌های خلفی، خلفی- داخلی و داخلی به عنوان آسانترین جهات معرفی شده‌اند اما جهت‌های قدامی، قدامی- خارجی و خارجی سخت‌ترین جهات می‌باشند (۵،۶،۲۳،۲۵). آزمون‌های تعقیبی نشان داده است که جهت خارجی سخت‌ترین جهت و قدامی- خارجی به طور معنی‌داری فاصله دستیابی آن از همه جهات دیگر به غیر از جهت خارجی کمتر است، جهت‌های خلفی و خلفی- داخلی به نظر می‌رسد بیشترین فاصله دستیابی را دارند و به طور تصادفی این فاصله از دیگر فاصله‌های جهات بیشتر است (۵،۲۳،۲۵). در تحقیق حاضر کاهش معنی‌داری در همه جهات پس از خستگی نشان داده شد، این امر چه در جهت سخت (قدامی، قدامی- خارجی، خارجی) و چه در جهت‌های آسان(خلفی، خلفی- داخلی) اتفاق افتاده است.

با توجه به یافته‌های این تحقیق، خستگی عملکردی ناشی از ورزش می‌تواند کنترل وضعیت قامت پویا را تحت تاثیر قرار داده، احتمال بروز آسیب و کاهش عملکرد ورزشی ورزشکاران را درپی داشته باشد. لذا استفاده از دوره‌های تمرینی مناسب جهت ارتقای آمادگی جسمانی ورزشکاران و کاهش تجربه خستگی در یک فعالیت ویژه توصیه می‌شود.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

## منابع:

1. Winter, D., Patla, A., Frank, J 1990. Assessment of balance control in humans. Med Prog Technol. 16, 31-51.
2. Shumway, C.A., Woollacott, M.H 2001. Motor control theory and practical applications, (Second Edition). A Wolters Kluwer Company. 614p.
3. Olmsted, L., Hertel, J 2004. Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. J Sport Rehab. 13: 54-66.
4. Guskiewicz, K., Perrin, D 1996. Research and clinical applications of assessing balance. Sport Rehab. 5:45-63.
5. Gribble, P 2003. The star excursion balance test as a measurement tool. Athl Ther Today. 8(2), 46-47.

6. Vuillerme, N., Nougier, V., Prier, J 2001. Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans. Neuroscience Letters. 308, 103-1.
7. Caron, O 2004. Is there interaction between vision and local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in human posture? Neuroscience Letters. 363, 18-21.
8. Mcardle, W., Katch, F., Katch, V 1998. Exercise physiology; Fifth edition. Lippincott Williams & Wilkins: New Work: 400-402.
9. Fitts, R 1996. Selected from the third IOC world congress on sport sciences. Muscle fatigue: The cellular aspects. Am J Sports Med. 24(6), 32-38.
10. Gribble, P., Hertel, J., Denegar, C., Buckley, W 2004. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. J Athl Train. 39(4), 321-329.
11. Yaggie, J., McGregor, S 2002. Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. Arch Phys Med Rehab. 83, 224-8.
12. Sparto, P., Parnianpour, M., Reinsel, T., Simon, S 1997. The effect of fatigue on multijoint kinematics, coordination, and postural stability during a repetitive lifting task. J Orthop Phys Ther. 25(1), 3-11.
13. Vuillerme, N., Forestier, N., Nougier, V 2002. Attentional demands and postural sway: the effect of the calf muscles fatigue. Med Sci Sports Exerc. 34(12), 1907-1912.
14. Wilkins, J., Valovich, T., Perrin, D., Gansneder, B 2004. Performance on the balance error scoring system decreases after fatigue. J Athl Train. 39(2), 156-161.
15. Susco, T., Valovich, T., Gansneder B., Shultz, S 2004. Balance recovers within 20 minutes after exertion as measured by the balance error scoring system. J Athl Train. 39(3), 241-246.
16. Erik, A., Wikstrom, E., Michael, E., Mark, D., Powers, D 2004. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. J Athl Train. 39, 247-53.
17. Vuillerme, N., Nougier, V., Prier, J 2001. Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans. Neuroscience Letters. 308, 103-1.
18. Wikstrom, E. A., Tillman, M.D., Smith, A.N., Borsa, P.A 2005. A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: The dynamic postural stability index. *J Athletic Training*. 40(4):305-309
19. Reiman, B.L., Caggiano, N., Laphart, S 1999. Examination of clinical method of assessing postural control during a functional performance task. J Sport Rehabil. 8, 171-83.
20. Arnold, B.L., Schmitz, R.J 1998. Examination of balance measures produced by the biodex stability system. J Athl Train. 33, 323-27.
21. Ross, S. E., Guskiewicz, K.M 2003. Time to stabilization: A method for analyzing dynamic postural stability. *Athletic Therapy Today*. 8(3):37-39.
22. Olmstead, L.C., Carcia, C.R., Hertel, J., Shultz, S.J 2003. Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. J Athl Train. 37, 501-506.

23. Gribble, P., Hertel, J 2003. Considerations for the normalizing measures of the star excursion balance test. Measur Phys Educ Exer Sci. 7, 89-100.
24. Raty, H.P., Impivaara, O., Karppi, S.L 2002. Dynamic Balance in former elite male athletes and in community control subjects. Scand J Med Sci Sports. 12,111-117.
25. Kinzey, S., Armstrong, C 1998. The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. J Orthop Sports Phys Ther. 7(5), 356-360.
26. Van Deursen, R., Cavanagh, P., Van Ingen, G., Becker, M., Ulbrecht, J 1998. The role of cutaneous information in a contract control task of the leg in humans. Hum Mov Sci. 17, 95-120.
27. Hiemstra, L., Lo, I., Fowler, P 2001. Effect of fatigue on knee proprioception: implications for dynamic stabilization. J Orthop Sports Phys Ther. 31(10), 598-605.
28. Earl, J., Hertel, J 2001. Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests. J Sport Rehab. 10, 93-104.
29. Hertel, J., Guskiewicz, K., Kahler, D., Perrin, D 1996. Effect of lateral ankle joint anesthesia on center of balance, postural sway, and joint position sense. J Sport Rehab. 5, 111-119.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی