

Amir Sarshin¹, Hojatollah Nikbakht*¹, Khosro Ebrahim², Seyed Mohammad Kazem Vaeze Mosawi³

1. Department of Exercise Physiology, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran
2. Department Exercise Physiology, Shahid Beheshti University of Tehran, Iran
3. Imam Hossein University, Tehran, Iran

The Effect of Different Intensity and Duration of Running on Balance in Male Football Player

Received:17 May 2017 ; Accepted:28 Apr. 2018

Abstract

The aim of study was to investigate the static and dynamic balance performance after different intensity and duration of running. Fifteen male football player ($a=21.6 \pm 0.9$ y, $h=172.4 \pm 6.1$ cm, $w=68.4 \pm 6.7$ kg) participated. Conconi test on treadmill and variables of different exercises (Aerobic, Anaerobic, Mixed, Prolonged Intermittent and Super Maximal Intermittent) were measured. Then before and after each exercise participants did Y balance test (YBT), balance error scoring system (BESS), and rating of perceived exertion (RPE). Repeated measure ANOVA was used to data analysis. Results showed no significant difference in double leg position on firm surface after various exercises ($p<0.05$). However, static balance on firm and foam surfaces in single leg and tandem positions decreased after all exercises ($p<0.05$). Although, balance impairment was more noticeable after anaerobic, mixed and super maximal intermittent exercises ($p<0.05$). Dynamic balance declined in three direction after all exercises and the most outstanding decrease occurred after anaerobic exercise in anterior direction ($p<0.05$). Thus, during balance assessment, intensity and duration of exercise and balance positions should considered evaluating sport performance and clinical application.

Keywords: Dynamic balance, Static Balance, Fatigue

***Corresponding Author:**
Department of Exercise Physiology,
Science and Research Branch,
Islamic Azad University, Tehran,
Iran

Tel: 0912- 1067749
E-mail: hojnik1937@yahoo.com

اثر خستگی ناشی از دویدن با شدت و مدت زمان مختلف بر تعادل مردان جوان

تاریخ دریافت مقاله: ۹۶/۲/۲۷؛ تاریخ پذیرش: ۹۷/۲/۸

چکیده

هدف تحقیق بررسی اثر دویدن با شدت و مدت زمان متفاوت بر تعادل ایستا و پویا پس از شدت‌ها و مدت‌های متفاوت دویدن بود. ۱۵ مرد فوتبالیست (سن $21/66 \pm 0/98$ سال، وزن $68/45 \pm 6/77$ kg، قد $172/42 \pm 6/15$ cm) در تحقیق شرکت نمودند. ابتدا آزمون کانکانی و متغیرهای مربوط به فعالیت‌های هوازی، بی‌هوازی، ترکیبی، تناوبی بلند مدت و تناوبی فوق‌بیشینه اندازه‌گیری شد. سپس قبل و بعد از هر کدام از فعالیت‌های ورزشی آزمون تعادل Y، سیستم امتیازدهی خطای تعادل و میزان درک تلاش به عمل آمد. تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر برای تحلیل داده‌ها استفاده شد. نتایج اثر منفی معنی‌داری بر تعادل در وضعیت دوپا روی سطح سخت پس از فعالیت‌های ورزشی نشان‌دهنده ($p < 0.05$) بود. اما تعادل ایستا روی سطح سخت و نرم در وضعیت تک پا و دوپا در یک خط بعد از تمامی فعالیت‌های ورزشی کاهش یافت ($p < 0.05$) و این کاهش بعد از فعالیت‌های بی‌هوازی، ترکیبی و تناوبی فوق‌بیشینه مشاهده شد ($p < 0.05$). تعادل پویا در هر سه جهت آزمون تعادلی Y پس از فعالیت‌های ورزشی کاهش یافت و بیشترین کاهش در جهت قدامی پس از فعالیت بی‌هوازی مشاهده شد ($p < 0.05$). بنابراین، در ارزیابی تعادل جهت بررسی عملکرد ورزشی یا کاربرد درمانی باید اثر شدت و مدت فعالیت‌های ورزشی و شرایط ارزیابی تعادل مورد توجه قرار گیرد.

کلمات کلیدی: تعادل پویا، تعادل ایستا، خستگی

امیر سرشین^۱، حجت‌اله نیک‌بخت^{۲*}،
خسرو ابراهیم^۳، سعید محمد کاظم
واعظ موسوی^۴

^۱ دانشجوی دکتری فیزیولوژی ورزشی،
گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد
علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی،
تهران، ایران
^۲ دانشیار گروه تربیت بدنی و علوم
ورزشی، فیزیولوژی ورزشی، واحد علوم
و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی،
تهران، ایران
^۳ استاد دانشکده تربیت بدنی و علوم
ورزشی دانشگاه شهید بهشتی تهران
^۴ استاد دانشکده تربیت بدنی و علوم
ورزشی دانشگاه امام حسین تهران

* نویسنده مسئول:

گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم
انسانی و اجتماعی، دانشگاه آزاد اسلامی،
واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران

۰۹۱۲-۰۶۷۷۴۹
E-mail: hojnik1937@yahoo.com

مقدمه

کنترل تعادل (Balance Control) و پایداری قامت (Postural Stability) برای انجام روزمره و فعالیت‌های ورزشی ضروری است.^۱ اندازه‌گیری تعادل در محیط‌های آزمایشگاهی، ورزشی و درمانی به عنوان ابزاری جهت ارزیابی کنترل عصبی-عضلانی در افراد سالم و آسیب‌دیده استفاده می‌شود.^۱ تعادل توسط تعامل درون‌داده‌های حس پیکری (somatosensory input)، سیستم دهلیزی، بینایی و پردازش آنها در سیستم عصبی مرکزی و نهایت ایجاد فرمان حرکتی حفظ می‌گردد.^{۲،۳} سیستم کنترل تعادل از طریق درون‌داده‌های حسی و برون‌داده‌های حرکتی هم انقباضی‌ها و گشتاورهایی در مفاصل ایجاد می‌کند تا حرکت مرکز فشار در محدوده سطح اتکا را حفظ نماید. تعادل تحت عنوان حفظ یک وضعیت با کمترین حرکت مرکز فشار (تعادل ایستا) و یا حرکت فعال مرکز فشار در محدوده سطح اتکا (تعادل پویا) تعریف شده است.^{۴،۵} با توجه به ارتباط تنگاتنگ تعادل و عملکرد، پایداری و آسیب اندام تحتانی،^{۶-۹} عملکرد ورزشکاران^{۱۰-۱۲} و اهمیت پاتولوژیک آن در ارزیابی ضربه‌های وارده به سر حین ورزش^{۱۳،۱۴} عوامل مداخله‌گر در سیستم کنترل کننده‌ی تعادل بررسی شده‌اند. محققان ضعف عضلانی، نقص گیرنده‌های عمقی و دامنه‌ی حرکتی، سیستم عصبی مرکزی معیوب، وضعیت روانی نامطلوب، خستگی و ضربات وارده به سر را به عنوان عوامل مخل سیستم کنترل تعادل معرفی نموده‌اند.^{۱۵،۱۶}

خستگی پدیده‌ای چند بعدی و ناشناخته است که تحت عنوان کاهش توان تولیدی دلخواه (کاهش نیرو یا سرعت تولید نیرو) یا ظرفیت انجام کار تعریف شده است.^{۱۷،۱۸} فیتس (Fitts) خستگی را به دو نوع موضعی (خستگی گروهی از عضلات) و عمومی (خستگی کل بدن خصوصاً سیستم عصبی) تقسیم نموده است.^{۱۸} درون‌داده‌های حسی و فرمان‌های حرکتی CNS ممکن است در اثر خستگی دچار اختلال شوند^{۱۶-۱۸} بنابراین ممکن است که سیستم کنترل تعادل را نیز مختل نمایند. همچنین، خستگی ممکن است گیرنده‌های حس عمقی و حرکت مفاصل را مختل نماید، لذا خستگی اثر منفی بر کنترل عصبی عضلانی دارد و ریسک آسیب را افزایش می‌دهد.^{۱۹} لذا محققان اثر خستگی بر تعادل را بررسی نموده‌اند.^{۱۹-۲۲} نتایج نشان داده است که بعد از پروتکل خستگی

موضعی^{۲۳-۲۷} و عمومی^{۲۸-۳۶} توانایی کنترل تعادل کاهش می‌یابد. اثر خستگی بر تعادل، به شرایط متابولیک، شدت، مدت و نوع فعالیت ورزشی^{۲۸،۳۰،۳۲} و شرایطی که تعادل در آن ارزیابی می‌گردد^{۲۲،۲۵،۳۶-۴۱} بستگی دارد.

در یک طبقه بندی کلی، خستگی عملکردی (Functional Fatigue Protocol) را می‌توان با استفاده از فعالیت‌های هوازی (Aerobic Exercise) (AE)، بی‌هوازی (Anaerobic Exercise) (ANE)، ترکیبی (Mixed Exercise) (ME)، تناوبی بلند مدت (Prolonged Intermittent Exercise) (PIE) و تناوبی فوق بیشینه (Super Maximal Intermittent Exercise) (SMIE) ایجاد نمود. با این حال طی بررسی به عمل آمده توسط محققین، هیچ مطالعه‌ای اثر فعالیت‌های ورزشی مختلف بر تعادل را در شرایط گوناگون بررسی ننموده است. بیشتر مطالعات اثر خستگی موضعی را بررسی نموده^{۲۳-۲۷} و توجه بسیار کمی به اثر خستگی عمومی بر تعادل شده است و اگر خستگی عمومی را بررسی نموده‌اند پروتکل خستگی شبیه تمرینات و مسابقات ورزشی نبوده است.^{۲۸-۳۶} همچنین در مطالعات از انواع فعالیت‌های ورزشی مانند دویدن، راه رفتن و دوچرخه سواری استفاده شده است^{۳۰،۳۲،۳۳} اما بدین دلیل که هر نوع فعالیتی نیازمندی‌های ویژه خود را دارد، حتی اگر شدت و مدت آنها یکسان باشد نمی‌توان اثر آنها را با یکدیگر مقایسه نمود. به علاوه، اگر چه تعادل پویا در مهارت‌های ورزشی از اهمیت بیشتری نسبت به تعادل ایستا برخوردار است بیشتر مطالعات تعادل ایستا را مورد بررسی قرار داده‌اند.^{۲۲،۲۵،۳۶-۴۱} همچنین در بررسی‌های به عمل آمده تعادل را بیشتر به صورت آزمایشگاهی ارزیابی نموده‌اند در حالی که جهت دستیابی به نتایج قابل تعمیم به شرایط واقعی بهتر است اثر خستگی بر تعادل با استفاده از آزمون‌های شبیه‌سازی شده و عملکردی بررسی شود. از سوی دیگر مطالعات قبلی اثر انواع فعالیت‌های ورزشی بر شرایط مختلف کنترل تعادل را بررسی ننموده‌اند. لذا نظر به اهمیت حفظ تعادل در فعالیت‌های روزمره و مهارت‌های ورزشی،^{۱۰-۱۲} کاهش تعادل پس از خستگی و در نتیجه مستعد شدن فرد برای آسیب،^{۵-۹} ارزیابی تعادل به منظور بررسی اولیه ضربه وارده به سر در حین ورزش^{۱۳،۱۴} هدف از این مطالعه بررسی اثر پنج فعالیت ورزشی از نوع دویدن با شدت و مدت متفاوت بر شرایط مختلف کنترل تعادل ایستا و پویا در مردان

فوتبالیست بود.

روش تحقیق

آزمودنی‌ها

استفاده از آن پروتکل SMIE طراحی شد. سرعت میانگین با استفاده از فرمول سرعت برابر است با جابجایی بر زمان محاسبه گردید. در جلسه پنجم، آنها پروتکل‌های ورزشی، آزمون تعادل ایستای سیستم امتیاز دهی خطای تعادل (BESS) (Balance Error Scoring) (YBT, system) را یاد گرفتند و تمرین نمودند. در حین تمرین آزمون‌ها و پروتکل‌ها، آزمودنی‌ها مقیاس درک تلاش (RPE) (Rating of Perceived Exertion) را یاد گرفته و تمرین کردند. سپس در طول پنج جلسه با فاصله‌ی حداقل سه روز بعد از گرم کردن آزمودنی‌ها BESS، YBT، RPE و یکی از پروتکل‌های ورزشی را به صورت تصادفی انجام دادند. سپس بلافاصله بعد از اتمام فعالیت ورزشی همان آزمون‌ها تکرار شدند. داده‌ها در برگه‌های ویژه هر آزمودنی ثبت شد. گرم کردن شامل پنج دقیقه دویدن نرم و آهسته و پنج دقیقه حرکات کششی با تاکید بر عضلات همسترینگ، چهار سرران، سرینی‌ها، دوقلو، نعلی و فلکسورهای ران بود.

ابزارهای اندازه‌گیری

آزمون کانکانی با استفاده از تردمیل

ابتدا رکورد ۱۰ کیلومتر آزمودنی‌ها در پیست دو میدانی سنجیده شد و با استفاده از آن سرعت شروع تست محاسبه گردید.^{۴۲} سپس در جلسه بعدی آزمودنی‌ها بعد از گرم کردن، آزمون را روی تردمیل (Mercury 4.0, H/P/Cosmed, Germany) با سرعت محاسبه شده شروع نمودند و در پایان هر ۲۰۰ متر ۰/۵ کیلومتر بر ساعت به سرعت اضافه می‌شد و ضربان قلب و سرعت آنها ثبت می‌گردید.^{۴۲} تا زمانی که فرد نمی‌توانست به سرعت خود بیفزاید یا سرعت مورد نظر را حفظ نماید، آزمون ادامه داشت.^{۴۲} در پایان نمودار ضربان قلب در برابر سرعت در هر ۲۰۰ متر با استفاده از نرم افزار excel رسم شد.^{۴۲} نمودار ضربان قلب در برابر سرعت به صورت خطی پیش می‌رود تا جایی که به فلات رسیده و بعد از آن نمودار به صورت غیر خطی پیش می‌رود، جایی که نمودار به فلات می‌رسد همان آستانه‌ی لاکتات است و از این طریق ضربان قلب در آستانه لاکتات (HRLT) (Heart Rate at Lactate Threshold) و سرعت در این ضربان بدست آمد.^{۴۲} پروتکل‌های

بیست و سه آزمودنی مرد فوتبالیست از دانشگاه آزاد اسلامی واحد کرج برای شرکت در تحقیق داوطلب شدند که تمامی آنها چهار جلسه در هفته، حداقل به مدت ۹۰ دقیقه فعالیت داشتند. آزمودنی‌هایی که در شش ماه گذشته سابقه آسیب سر، اندام تحتانی، سیستم دهلیزی و بینایی داشتند از مطالعه حذف شدند. همچنین شرکت کنندگانی که در طول سه ماه قبل از انجام تحقیق در تمرینات تعادلی شرکت کرده بودند حذف گردیدند. در پایان ۱۵ آزمودنی سالم (سن $21/66 \pm 0/98$ سال، وزن $68/45 \pm 6/77$ kg، قد $172/42 \pm 6/15$ cm و طول پا $84/60 \pm 3/01$ cm) در تحقیق شرکت نمودند. آزمودنی‌ها اطلاعات لازم مربوط به تحقیق را دریافت نمودند و فرم‌هایی مبنی بر رضایت آنها جهت شرکت در تحقیق امضا نمودند.

روند انجام تحقیق

آزمودنی‌ها ۱۰ جلسه در روزهای غیر متوالی به آزمایشگاه مرکز تحقیقات دانشگاه آزاد اسلامی واحد کرج فراخوانده شدند. در جلسه اول، تحقیق به طور کامل برای آنها توضیح داده شد و ویژگی‌های آنها (قد، وزن، سن) اندازه‌گیری شد. همچنین طول واقعی پا از خار خاصره‌ی فوقانی قدامی لگن تا قوزک داخلی جهت نرمالایز نمودن داده‌های آزمون تعادلی Y (Y Balance (YBT)) (Test) اندازه‌گیری شد. علاوه بر آن، با توجه به این امر که آزمودنی با کدام پا تمایل به شوت کردن دارد اندام تحتانی برتر به منظور انجام آزمون‌های تعادل تعیین گردید. در جلسه دوم، رکورد ۱۰ کیلومتر آزمودنی‌ها در پیست دو میدانی ثبت شد. در جلسه سوم، آزمون کانکانی جهت تعیین ضربان قلب آستانه لاکتات و سرعت در این ضربان به عمل آمد. سپس با استفاده از نتایج آزمون کانکانی سرعت و ضربان قلب فعالیت‌های AE، ANE، ME و PIE محاسبه گردید. در جلسه چهارم رکورد دوی سرعت در مسیر ۶۰ متری جهت محاسبه سرعت میانگین آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد، سپس با

برای محاسبه این مسافت از فرمول سرعت برابر است با جابجایی بر زمان استفاده گردید. سپس مدت زمانی را که به طول می‌انجامد تا آزمودنی مسافت محاسبه شده را با سرعت پروتکل هوازی طی نماید طریق همان فرمول سرعت محاسبه شد. پس از گرم کردن، آزمودنی با سرعت پروتکل هوازی و به مدت حدود ۴۲ ثانیه (همان زمان محاسبه شده برای طی مسافت تعیین شده با سرعت هوازی) و ۳۰ ثانیه با سرعت پروتکل بی‌هوازی می‌دوید. آزمودنی این فعالیت-های ۷۲ ثانیه‌ای را بدون استراحت و به طور متوالی انجام می‌داد تا زمانی که به واماندگی می‌رسید. به طور میانگین آزمودنی‌ها بین ۱۲ تا ۱۶ و هله ۷۲ دو ثانیه‌ای ترکیبی را انجام دادند (جدول ۱).

تناوبی بلند مدت

سرعت در ۱۰۳٪ ضربان آستانه لاکتات محاسبه شد و پس از گرم کردن، آزمودنی‌ها ۲۰ ثانیه با سرعت محاسبه شده می‌دویدند و ۲۰ ثانیه به صورت غیر فعال استراحت داشتند. این و هله فعالیت‌ها و استراحت‌های ۲۰ ثانیه‌ای به مدت ۳۰ دقیقه ادامه یافت (جدول ۱).

گونگون ورزشی بر اساس درصدی از HRLT و سرعت دویدن در این درصدها از ضربان آستانه لاکتات طراحی شدند.^{۴۲}

پروتکل‌های ورزشی

هوازی

ابتدا سرعت در ۱۵ ضربان پایین تر از HRLT (آستانه هوازی) با استفاده از نمودار ضربان قلب-سرعت برای هر آزمودنی محاسبه گردید. بعد از گرم کردن در مدت سه دقیقه سرعت ترمیل به سرعت محاسبه شده در آستانه هوازی تغییر می‌یافت و تا زمانی که آزمودنی به واماندگی می‌رسید پروتکل را ادامه می‌داد (جدول ۱).

بی‌هوازی

سرعت در ۱۱۰٪ ضربان قلب آستانه لاکتات محاسبه شد و بعد از گرم کردن آزمودنی چند بار با سرعت‌های دلخواه روی ترمیل می‌دوید و سپس با سرعت محاسبه شده برای فعالیت بی‌هوازی تا سرحد واماندگی می‌دوید (جدول ۱).

ترکیبی هوازی و بی‌هوازی: ابتدا مسافت طی شده در مدت ۳۰ ثانیه با سرعت تعیین شده برای پروتکل بی‌هوازی محاسبه شد.

جدول ۱: اطلاعات مربوط به پروتکل‌های ورزشی را نشان می‌دهد

نام متغیر	میانگین و انحراف استاندارد	نام متغیر	میانگین و انحراف استاندارد
10 km (min)	۴۱/۹۵ ± ۲/۰۷	TS110% HRLT (s)	۲۷۴/۱۰ ± ۴۷/۰۷
HRLT (Beat.Min ⁻¹)	۱۶۹/۰۷ ± ۴/۸۹	103% HRLT (Beat.Min ⁻¹)	۱۷۴/۳۳ ± ۵/۱۲
SHRLT (km/h)	۱۱/۲۸ ± ۱/۱۷	S103% HRLT (Km/h)	۱۱/۵۷ ± ۱/۱۵
HRAT (Beat.Min ⁻¹)	۱۵۴/۰۷ ± ۴/۸۹	60m (s)	۸/۴۰ ± ۰/۳۰
SHRAT (km/h)	۹/۱۴ ± ۱/۰۷	AS (Km/h)	۲۵/۷۲ ± ۰/۹۴
TSHRAT (min)	۷۵/۸۲ ± ۷/۳۶	30sD (m)	۱۰۶/۲۰ ± ۱۱/۰۵
110% HRLT (Beat.Min ⁻¹)	۱۸۵/۴۸ ± ۵/۴۶	PTPC (s)	۴۱/۹۷ ± ۰/۸۶
S110% HRLT (km/h)	۱۲/۷۶ ± ۱/۳۵		

10km: رکورد ۱۰ کیلومتر. HRLT: ضربان قلب در آستانه لاکتات. SHRLT: سرعت در آستانه لاکتات. HRAT: ضربان قلب در آستانه هوازی (۱۵ ضربان پایین تر از ضربان آستانه لاکتات). SHRAT: سرعت در ضربان آستانه هوازی. TSHRAT: زمان دویدن با سرعت در آستانه هوازی. S110% HRLT: سرعت در ۱۱۰٪ ضربان آستانه لاکتات. TS110% HRLT: زمان دویدن با سرعت در ۱۱۰٪ ضربان آستانه لاکتات. S103% HRLT: سرعت در ۱۰۳٪ آستانه لاکتات. 60m: رکورد ۶۰ متر. AS: سرعت متوسط در دوی سرعت ۶۰ متر. 30sD: مسافت طی شده در مدت ۳۰ ثانیه با سرعت در ۱۱۰٪ آستانه لاکتات. PTPC: مدت زمانی که به طول می‌انجامد تا مسافت طی شده در ۳۰ ثانیه را با سرعت در ضربان آستانه هوازی طی نمایند.

فعالیت فوق بیشینه تناوبی

بعد از گرم کردن آزمودنی با سرعت میانگین محاسبه شده در دوی سرعت ۶۰ متر به مدت ۶ ثانیه می‌دوید و سپس ۴۰ ثانیه با سرعت کمتر شش کیلومتر بر ساعت استراحت فعال داشت. در پایان هر ۱۰ ثانیه از دوره استراحت به تدریج سرعت افزایش می‌یافت تا آزمودنی برای دویدن با حداکثر سرعت آماده باشد. این وهله‌های فعالیت و استراحت تا زمانی که آزمودنی نمی‌توانست حداکثر سرعت را حفظ نماید ادامه داشت. به طور میانگین آزمودنی‌ها بعد از ۹ تا ۱۳ وهله فعالیت ۶ ثانیه‌ای به خستگی رسیدند (جدول ۱).
میزان درک تلاش: امتیاز ۱۵ از مقیاس ۶ تا ۲۰ درک تلاش بزرگ برای محاسبه RPE و اطمینان از این که فعالیت‌های انجام شده به اندازه کافی سنگین بوده و منجر به خستگی شده، استفاده گردید. مطابق با مطالعات قبلی^{۴۷-۴۳، ۱۵، ۲} ما چنین فرض کردیم که اگر آزمودنی به مقیاس ۱۵ یا بالاتر از آن برسد در حدود ۸۰٪ حداکثر اکسیژن مصرفی فعالیت داشته است. قبل و بلافاصله بعد از پروتکل‌های ورزشی RPE ارزیابی شد.

خطاهای او را ثبت می‌نمود و اگر آزمودنی از تعادل خارج می‌شد این اجازه را داشت که سریعاً به وضعیت اولیه برگردد. با وقوع هر یک از موارد زیر یک نمره خطا برای آزمودنی ثبت می‌شد. ۱- برداشتن دست‌ها از روی کمر، ۲- باز کردن چشم‌ها، ۳- لی زدن یا گام برداشتن، ۴- افتادن، ۵- حرکت ران پای غیر اتکا بیشتر از ۳۰ درجه فلکشن و ابداکشن در SLS، ۶- جدا شدن پنجه پای غیر برتر از پاشنه پای برتر در TS، ۷- خارج شدن از تعادل بیشتر از پنج ثانیه که شخص نتواند در این زمان تعادل خود را بدست بیاورد. مطالعات قبلی نشان داده‌اند که آزمودنی‌ها در اثر تمرین می‌توانند تعداد خطاهای خود را روی BESS کاهش دهند^{۴۸} بنابراین جهت حذف یا کاهش اثر یادگیری اجازه دادیم که هر آزمودنی حداقل شش بار هر وضعیت را تمرین نماید. مطالعات قبلی نشان داده است که BESS آزمونی معتبر برای ارزیابی تعادل ایستا است (ICC برای بین آزمونگرها از ۰/۸۷ تا ۰/۹۸ و برای درون آزمونگرها از ۰/۷۸ تا ۰/۹۶).^{۱۳}

آزمون تعادلی Y

به منظور ارزیابی تعادل پویا از YBT (Y Balance Test™) در سه جهت قدامی (Anterior)، خلفی - داخلی (Postomedial) و خلفی - خارجی (Postolateral) استفاده شد.^{۴۹-۵۱} پلیسکی و همکاران گزارش کردند که YBT آزمونی معتبر برای ارزیابی تعادل پویا در شرایط تک پا برای فوتبالیست‌ها است (ICC برای بین آزمونگرها از ۰/۸۵ تا ۰/۹۱ و درون آزمونگرها از ۰/۹۹ تا ۱/۰۰).^{۴۹} قبل از شروع آزمون پای برتر آزمودنی به منظور انجام آزمون تعیین گردید که اگر پای راست برتر است YBT در جهت خلاف عقربه‌های ساعت و اگر چپ برتر است در جهت عقربه‌های ساعت اجرا شود.^{۴۹، ۵۱} بدین معنی که جهت‌های آزمون بر اساس این که کدام پا برتر است متفاوت می‌باشد. لذا نام گذاری جهت‌های آزمون YBT مطابق با شکل ۱ می‌باشد که نمای کلی و جهت انجام آزمون YBT را برحسب پای برتر نشان می‌دهد. آزمودنی روی پای برتر در مرکز دستگاه Y قرار می‌گرفت (پای برتر پای تکیه گاه بود)، سپس با پای غیر برتر تا جایی که خطایی نداشته باشد نشان‌گرهای روی جهت‌های YBT را با انگشت شست پا حرکت می‌داد و دوباره به

سیستم امتیازدهی خطای تعادل

به منظور ارزیابی تعادل ایستا، از آزمون BESS استفاده گردید. در این آزمون، تعادل آزمودنی روی دو سطح سخت و نرم در سه وضعیت اندازه‌گیری می‌شود.^{۴۷-۱۳، ۱۵، ۲} سطح نرم، یک فوم با ابعاد ۶/۵ × ۴۱ × ۵۰ سانتی‌متر و جنس (Airex Balance, Pad Alcan Airex AG, Sins, Switzerland) و سطح سخت یک قطعه موکت بود. سه وضعیت شامل دو پا کنار هم و چسبیده (DLS) (Double Leg Stance) ایستادن روی یک پا (SLS) (Single-leg Stance) و دو پا پشت سر هم (TS) (Tandem Stance) بودند. در SLS پای غیر برتر به عنوان پای اتکا بود و به آزمودنی گفته شد که پای برتر را به اندازه شش تا هشت اینچ (حدود ۱۵ تا ۲۰ سانتی متر) از زمین جدا نموده، زانو ۹۰ درجه خم و ران حدود ۳۰ درجه خم شده باشد. در وضعیت TS پای غیر برتر پشت سر پای برتر قرار می‌گرفت به صورتی که انگشتان پای غیر برتر با پاشنه پای برتر در تماس باشد. در تمامی وضعیت‌ها چشم‌ها بسته و دست‌ها روی کمر بود. هر وضعیت به مدت ۲۰ ثانیه حفظ می‌شد و در این زمان آزمون‌گر

وضعیت و سطح) به منظور بررسی عملکرد روی BESS در شرایط مختلف به تفکیک در پیش آزمون و پس آزمون بکار گرفته شد. همچنین تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر (نوع فعالیت ورزشی، زمان و وضعیت) جهت بررسی اثر خستگی بر شرایط گوناگون حفظ تعادل رو سطوح مختلف (نرم و سخت) استفاده گردید. سپس از تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر (فعالیت ورزشی و زمان) به تفکیک برای هر کدام از وضعیت‌های حفظ تعادل روی سطوح نرم و سخت جهت بررسی‌های بیشتر و تعیین اختلافات بین فعالیت‌ها استفاده گردید. همچنین به منظور بررسی اثر خستگی بر تعادل پویا در جهت‌های مختلف YBT از تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر سه راهه (فعالیت ورزشی، زمان و جهت) استفاده شد. تحلیل واریانس (فعالیت ورزشی و زمان) برای بررسی اثر خستگی بر جهت‌های YBT اعمال گردید. در نهایت برای تعیین تفاوت‌های بین فعالیت‌های ورزشی در پس آزمون از تحلیل واریانس یک راهه و آزمون تعقیبی توکی استفاده شد. محاسبات آماری با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۱ انجام شد و آلفای مورد نظر ۰/۰۵ بود.

یافته‌ها

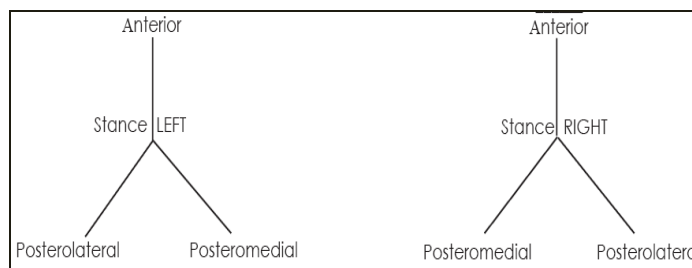
اثر هر کدام از فعالیت‌ها بر RPE

نتایج تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر تعامل معنی‌داری بین زمان و فعالیت ورزشی برای RPE نشان نداد ($F_{4,95} = 1.45, P > 0.05$) اما اثر اصلی زمان معنی‌دار بود ($F_{1,95} = 122.86, P < 0.05$) اما این اثر برای فعالیت ورزشی معنی‌دار نبود ($F_{4,95} = 0.96, P > 0.05$) (جدول ۲).

وضعیت دو پا در مرکز دستگاه برمی‌گشت. در حین مرحله جمع آوری داده‌ها جهتی که آزمودنی می‌بایست انجام دهد به صورت تصادفی توسط آزمون‌گر تعیین می‌شد. خطاها شامل حرکت پای اتکا، تکیه کردن روی پایایی که عمل دستیابی یا حرکت نشان‌گرها را انجام می‌داد و افتادن بود. میزان فاصله دستیابی (میزان حرکت نشان‌گرها) بر حسب سانتی متر محاسبه شد و در پایان برای از بین بردن تفاوت‌های فردی، فاصله دستیابی بر طول پا تقسیم و در ۱۰۰ ضرب می‌شد تا فاصله دستیابی بر حسب درصدی از طول پا بدست آید.^{۴۶-۵۱} با توجه به وجود اثر یادگیری در YBT و SEBT محققان گزارش نموده‌اند اگر آزمودنی‌ها هر جهت را شش بار تمرین نمایند اثر یادگیری حذف می‌گردد بنابراین آزمودنی‌های ما هر جهت را شش بار تمرین نمودند.^{۴۹-۵۱}

روش‌های آماری

برای توصیف داده‌ها از آمار توصیفی میانگین و انحراف استاندارد استفاده شد. به منظور بررسی داده‌های مربوط به RPE از تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر دو راهه با یک عامل نوع فعالیت ورزشی شامل پنج سطح و یک عامل زمان شامل پیش آزمون و پس آزمون استفاده گردید. برای تجزیه و تحلیل عملکرد آزمودنی‌ها روی BESS جهت تعیین و مقایسه اثر خستگی بر شرایط مختلف حفظ تعادل روی سطح نرم و سخت از تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر چهار راهه با یک عامل فعالیت ورزشی شامل پنج سطح، یک عامل زمان با دو سطح، یک عامل سطح و یک عامل وضعیت بدنی در آزمون (سطح اتکا با دو سطح نرم و سخت و وضعیت با سه سطح DLS، SLS و TS) استفاده شد. سپس، تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر (فعالیت ورزشی،



شکل ۱: نمایی از YBT و جهت انجام آزمون بر اساس پای برتر را نشان می‌دهد

جدول ۲: داده‌های توصیفی و نتایج آزمون‌های تعقیبی RPE را نشان می‌دهد.

پروتکل‌های خستگی					
SMIE	PIE	ME	ANE	AE	آزمون
۶/۶۶ ± ۰/۷۲	۶/۳۷ ± ۰/۵۹	۶/۵۵ ± ۰/۶۵	۶/۷۵ ± ۰/۵۰	۶/۳۴ ± ۰/۴۷	پیش آزمون
۱۸/۲۱ ± ۰/۳۹*	۱۷/۹۱ ± ۰/۷۹*	۱۸/۰۶ ± ۰/۹۷*	۱۸/۱۲ ± ۰/۷۶*	۱۷/۸۵ ± ۰/۸۲*	پس آزمون

* نشان دهنده‌ی اختلاف معنی‌دار نسبت به پیش آزمون است ($P < 0.05$).

اثر فعالیت بر عملکرد BESS

دار نبود ($F_{8,140} = 0.51, p = 0.85$). با این وجود نتایج نشان داد که در پس آزمون تعداد خطاها در DLS، SLS و TS روی سطح نرم به طور معنی‌داری بیشتر از پیش آزمون بود ($P < 0.05$) (جدول ۳)، همچنین تعداد خطاها در بین فعالیت‌های ورزشی متفاوت بود ($p < 0.05$) (جدول ۴). آزمودنی‌ها در پس آزمون بیشترین خطا را پس از ANE، ME و SMIE روی هر دو سطح در وضعیت‌های SLS و TS داشتند ($p < 0.05$) (جدول ۴)، اما خطاها در وضعیت DLS روی نرم در پس آزمون بین فعالیت‌های ورزشی اختلافی نداشتند، با این حال تعداد خطاها به طور معنی‌داری بیشتر از پیش آزمون بودند ($p < 0.05$) (جدول ۴).

تعامل سه متغیر فعالیت ورزشی × سطح × وضعیت در پیش آزمون BESS معنی‌دار نبود ($F_{8,140} = 0.30, p = 0.97$). تحلیل بیشتر داده‌ها نشان داد که حتی در پیش آزمون، مجموع کل خطاها در سه وضعیت روی سطح نرم (9.27 ± 1.44 = تعداد کل خطاها) نسبت به سطح سخت (5.05 ± 1.20 = تعداد کل خطاها) بیشتر بوده است ($p < 0.05$). همچنین در تمامی وضعیت‌ها خطاها روی سطح نرم بیشتر از سطح سخت بود ($p < 0.05$).

یافته‌ها نشان داد که تعامل چهار عامل فعالیت ورزشی، زمان، وضعیت و سطح برای BESS معنی‌دار نیست ($F_{8,140} = 0.94, P = 0.93$). همچنین نتایج نشان داد که تعامل نتایج برای تعامل فعالیت ورزشی × وضعیت × زمان ($F_{8,140} = 1.29, P = 0.25$)، فعالیت ورزشی × زمان × سطح ($F_{4,70} = 0.2, P = 0.72$) و فعالیت ورزشی × وضعیت × سطح ($F_{8,140} = 0.49, P = 0.86$) معنی‌دار نبود. اما تعامل زمان × وضعیت × سطح ($F_{2,140} = 17.24, p < 0.05$) معنی‌دار بود. نتایج تعامل معنی‌دار فعالیت ورزشی × زمان × وضعیت را روی سطح سخت نشان نداد ($F_{8,140} = 1.33, P = 0.24$). بررسی‌های بیشتر نشان داد که در DLS روی سطح سخت اختلافی بین تعداد خطاها در پیش آزمون و پس آزمون وجود ندارد (جدول ۳) و حتی در پس آزمون نیز اختلافی بین فعالیت‌های ورزشی از نظر تعداد خطاها وجود ندارد ($p > 0.05$) (جدول ۴). اما عملکرد گروه‌ها در SLS و TS روی سطح سخت به طور معنی‌داری متفاوت از پیش آزمون بوده (جدول ۳) و در پس آزمون اختلافات معنی‌داری بین فعالیت‌های ورزشی وجود داشت (جدول ۴).

تعامل فعالیت ورزشی × زمان × وضعیت روی سطح نرم معنی -

جدول ۳: داده‌های توصیفی و نتایج آزمون‌های تعقیبی مربوط به عملکرد تعادلی روی BESS را برحسب تعداد خطاها بدون توجه به فعالیت ورزشی که آزمودنی‌ها در آن قرار دارند نشان می‌دهد

سطح سخت		سطح نرم		وضعیت حفظ تعادل
پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	
۱/۱۱ ± ۰/۶۸	۱/۲۰ ± ۰/۸۲	۲/۱۳ ± ۰/۷۶	۳/۶۹ ± ۱/۳۱	دو پا کنار هم (DLS)
۲/۲۲ ± ۰/۸۶	۳/۹۲ ± ۱/۱۰	۳/۸۵ ± ۰/۹۱	۵/۶۴ ± ۱/۰۲	ایستادن روی یک پا (SLS)
۱/۷۲ ± ۰/۵۱	۳/۱۷ ± ۰/۸۶	۳/۲۸ ± ۰/۶۷	۴/۶۴ ± ۱/۱۶	دو پا در یک خط (TS)

جدول ۴: داده‌های توصیفی و آزمون‌های تعقیبی مربوط به عملکرد روی BESS بر اساس تعداد خطاها را به تفکیک در وضعیت‌های گوناگون، سطح نرم و سخت و در پیش آزمون و پس آزمون نشان می‌دهد.

پروتکل‌های خستگی						سطح و زمان	وضعیت
ANOVA یک راهه برای وضعیت در پیش و پس آزمون	SMIE	PIE	ME	ANE	AE		
						سخت	DLS
$F_{4,70} = 0.17, P = 0.95$	1.00 ± 0.76	1.14 ± 0.74	1.20 ± 0.68	1.13 ± 0.64	1.07 ± 0.70	پیش	
$F_{4,70} = 0.93, P = 0.45$	1.33 ± 0.82	0.93 ± 0.80	1.14 ± 0.74	1.46 ± 0.74	1.13 ± 0.99	پس	
						نرم	
$F_{4,70} = 0.11, P = 0.98$	2.07 ± 0.42	2.20 ± 0.77	2.20 ± 0.86	2.13 ± 0.64	2.13 ± 0.64	پیش	
$F_{4,70} = 0.61, P = 0.65$	3.60 ± 1.24^a	3.67 ± 1.45^a	4.13 ± 1.19^a	3.67 ± 1.29^a	3.40 ± 1.45^a	پس	
						سخت	SLS
$F_{4,70} = 0.24, P = 0.91$	2.20 ± 0.86	2.27 ± 0.59	2.13 ± 1.13	2.40 ± 0.83	2.13 ± 0.91	پیش	
$F_{4,70} = 8.27, P < 0.05^*$	4.40 ± 0.74^a	3.07 ± 0.70^{ab}	4.40 ± 1.35^{ab}	4.47 ± 1.06^{ab}	3.27 ± 1.59^{abcd}	پس	
						نرم	
$F_{4,70} = 0.69, P = 0.60$	3.73 ± 0.80	3.80 ± 0.86	3.80 ± 0.77	4.20 ± 0.94	3.73 ± 1.16	پیش	
$F_{4,70} = 5.55, P < 0.05^*$	6.13 ± 1.12^a	5.00 ± 0.85^{ab}	6.00 ± 0.92^{ab}	6.00 ± 0.76^{ab}	5.07 ± 0.88^{abcd}	پس	
						سخت	TS
$F_{4,70} = 0.17, P = 0.95$	1.66 ± 0.49	1.73 ± 0.46	1.67 ± 0.49	1.73 ± 0.59	1.80 ± 0.56	پیش	
$F_{4,70} = 7.54, P < 0.05^*$	3.60 ± 0.63^a	2.60 ± 0.91^{ab}	3.53 ± 0.92^{ab}	3.54 ± 0.64^{ab}	2.60 ± 0.51^{abcd}	پس	
						نرم	
$F_{4,70} = 1.16, P = 0.34$	3.40 ± 0.51	3.47 ± 0.64	3.20 ± 0.77	3.33 ± 0.62	3.00 ± 0.76	پیش	
$F_{4,70} = 3.62, P < 0.05^*$	4.80 ± 1.21^a	4.47 ± 0.92^a	5.00 ± 1.41^a	5.13 ± 1.06^a	3.80 ± 0.68^{abcd}	پس	

a اختلاف معنی‌دار با پیش آزمون ($p < 0.05$). **b** اختلاف معنی‌دار بین پس آزمون AE و ANE ($p < 0.05$). **c** اختلاف معنی‌دار بین پس آزمون AE و ME ($p < 0.05$). **d** اختلاف معنی‌دار بین پس آزمون AE و SMIE ($p < 0.05$). **e** اختلاف معنی‌دار بین پس آزمون ANE و PIE ($p < 0.05$). **f** اختلاف معنی‌دار بین پس آزمون ME و PIE ($p < 0.05$). **g** اختلاف معنی‌دار بین پس آزمون PIE و SMIE ($p < 0.05$). توجه شود که تمامی این مقایسه‌ها در پس آزمون در وضعیت و سطح مشابه انجام شده است. ^{*} اختلاف معنی‌دار ($p < 0.05$).

داد که بعد از خستگی، تعادل ایستا روی سطح نرم 13.97 ± 2.30 = مجموع کل خطاها) بیشتر از همان عملکرد روی سطح سخت (8.29 ± 1.87 = مجموع کل خطاها) تحت تاثیر قرار می‌گیرد ($p < 0.05$). همچنین به تفکیک در همه وضعیت‌ها خطاها در پس آزمون نیز روی سطح نرم بیشتر از سطح سخت بود. ترتیب وضعیت‌ها در پیش آزمون بر حسب تعداد خطاها روی سطح سخت $SLS (3.92 \pm 1.10) > TS (3.17 \pm 0.86) > DLS (1.20 \pm 0.83)$ و روی سطح نرم $SLS (5.64 \pm 1.02) > TS (4.64 \pm 1.16) > DLS (3.69 \pm 1.32)$ (جدول ۳) بود.

ترتیب وضعیت‌ها در پیش آزمون بر حسب تعداد خطاها روی سطح سخت $SLS (2.23 \pm 0.86) > TS (1.73 \pm 0.51) > DLS (1.11 \pm 0.68)$ و روی سطح نرم $SLS (3.85 \pm 0.91) > TS (3.28 \pm 0.68) > DLS (2.13 \pm 0.76)$ ($p < 0.05$) اثر اصلی فعالیت ورزشی در پیش آزمون معنی‌دار نبود ($F_{4,70} = 0.86, P = 0.48$). بدین معنی که در پیش آزمون فعالیت‌های ورزشی در وضعیت‌های مختلف اما سطح مشابه اختلاف معنی‌داری نداشتند. تعامل سه متغیر فعالیت ورزشی \times سطح \times وضعیت در پس آزمون BESS معنی‌دار نبود ($F_{8,140} = 0.53, p = 0.84$). نتایج نشان

اثر فعالیت بر عملکرد روی YBT

تعامل معنی‌داری برای فعالیت ورزشی \times زمان \times جهت در YBT معنی‌دار نبود ($F_{8,140} = 1.16, P = 0.32$). اما تعامل فعالیت ورزشی \times زمان و تحلیل واریانس یک راهه برای پس‌آزمون به تفکیک برای تمامی جهت‌ها معنی‌دار بود (جدول ۵).
 آمار توصیفی و آزمون‌های تعقیبی مربوط به تحلیل واریانس یک راهه به تفکیک برای سه جهت در جدول ۶ آمده است. بطور کلی، نتایج نشان داد که کاهش معنی‌داری در تمامی جهت‌های YBT پس از انواع مختلف فعالیت رخ می‌دهد. ترتیب فعالیت‌های

ورزشی بر اساس درصد کاهش در جهت قدامی $> ANE (17.88\%) > SMIE (17.34\%) > ME (14.86\%) > AE (10.75\%) > ANE (14.45\%) > SMIE (11.40\%) >$ خلفی - داخلی $> ANE (14.45\%) > SMIE (11.40\%) >$ داخلی - خلفی $> AE (2.74\%) > ME (10.72\%) > PIE (4.07\%) >$ و در جهت خلفی - خارجی $> ANE (16.06\%) > SMIE (15.20\%) > ME (13.44\%) >$ خارجی $> ANE (16.06\%) > SMIE (15.20\%) > ME (13.44\%) >$ داخلی $> AE (5.69\%) > PIE (8.84\%) >$ بود. فعالیت ANE بیشترین اثر را بر تعادل پویا به ویژه در جهت قدامی (۱۷/۸۸٪ کاهش) داشت و کمترین اثر را فعالیت AE بر عملکرد YBT به ویژه در جهت خلفی - داخلی (۲/۷۴٪ کاهش) داشت.

جدول ۵: خلاصه‌ای از نتایج آماری تحلیل واریانس به تفکیک برای هر کدام از جهت‌های YBT.

جهت	تعامل فعالیت ورزشی و زمان	اثر اصلی زمان	اثر اصلی فعالیت ورزشی	تحلیل واریانس یک راهه از جهت‌ها
قدامی	$F_{4,140} = 16/44, P < 0/05^*$	$F_{1,140} = 623/32, P < 0/05^*$	$F_{4,140} = 7/00, P < 0/05^*$	$F_{4,140} = 14/57, P < 0/05^*$
خلفی - داخلی	$F_{4,140} = 77/19, P < 0/05^*$	$F_{1,140} = 1129/30, P < 0/05^*$	$F_{4,140} = 5/29, P < 0/05^*$	$F_{4,140} = 23/57, P < 0/05^*$
خلفی - خارجی	$F_{4,140} = 30/83, P < 0/05^*$	$F_{1,140} = 1101/30, P < 0/05^*$	$F_{4,140} = 5/17, P < 0/05^*$	$F_{4,140} = 17/97, P < 0/05^*$

* اختلاف معنی‌دار در سطح آلفای ۰/۰۵.

جدول ۶: آمار توصیفی و نتایج آزمون‌های تعقیبی برای فاصله‌ی دستیابی (برحسب درصدی از طول پا) در سه جهت YBT.

جهت، زمان	پروتکل‌های خستگی				
	SMIE	PIE	ME	ANE	AE
قدامی					
پیش‌آزمون	$102/12 \pm 4/13$	$102/63 \pm 5/16$	$101/29 \pm 4/30$	$102/10 \pm 3/60$	$102/83 \pm 3/69$
پس‌آزمون	$84/41 \pm 6/23^a$	$91/59 \pm 4/92^{ab}$	$86/23 \pm 5/95^{af}$	$83/84 \pm 5/29^{ae}$	$96/43 \pm 4/74^{abcd}$
خلفی - داخلی					
پیش‌آزمون	$120/09 \pm 5/08$	$120/71 \pm 4/85$	$119/70 \pm 4/16$	$121/51 \pm 5/50$	$119/35 \pm 4/90$
پس‌آزمون	$106/39 \pm 3/71^a$	$115/79 \pm 4/73^{ab}$	$106/86 \pm 3/91^{af}$	$103/84 \pm 4/60^{ae}$	$116/07 \pm 5/53^{abcd}$
خلفی - خارجی					
پیش‌آزمون	$130/38 \pm 5/21$	$129/73 \pm 5/69$	$129/63 \pm 4/26$	$129/45 \pm 5/14$	$129/49 \pm 5/05$
پس‌آزمون	$110/55 \pm 4/67^a$	$118/25 \pm 5/15^{ab}$	$112/20 \pm 5/26^{af}$	$108/65 \pm 4/83^{ae}$	$122/11 \pm 5/78^{abcd}$

a اختلاف معنی‌دار با پیش‌آزمون ($p < 0.05$). **b** اختلاف معنی‌دار بین پس‌آزمون AE و ANE ($p < 0.05$). **c** اختلاف معنی‌دار بین پس‌آزمون ME و AE ($p < 0.05$). **d** اختلاف معنی‌دار بین پس‌آزمون AE و SMIE ($p < 0.05$). **e** اختلاف معنی‌دار بین پس‌آزمون ANE و PIE ($p < 0.05$). **f** اختلاف معنی‌دار بین پس‌آزمون ME و PIE ($p < 0.05$). **g** اختلاف معنی‌دار بین پس‌آزمون PIE و SMIE ($p < 0.05$). توجه شود که تمامی این مقایسه‌ها در پس‌آزمون در جهت‌های مشابه انجام شده است.

بحث و نتیجه گیری

هدف از انجام تحقیق بررسی اثر فعالیت دوییدن با شدت و مدت‌های گوناگون بر شرایط مختلف کنترل تعادل ایستا و پویا بود. به طور کلی نتایج نشان داد که بدون توجه به نوع ورزش انجام شده و شرایط مختلف کنترل تعادل، بعد از فعالیت ورزشی در اثر خستگی ناشی از آن تعادل کاهش می‌یابد. اما بیشترین کاهش تعادل بعد از فعالیت ANE، ME و SMIE و کمترین کاهش بعد از AE و PIE رخ داد. نتایج نشان داد که کاهش تعادل ایستا و پویا در نتیجه خستگی رخ می‌دهد، اگر چه این میزان کاهش تعادل بستگی به شرایط مختلف حفظ تعادل و نوع ورزش انجام شده داشت. جالب این که در هر دو آزمون BESS و YBT بیشترین میزان کاهش تعادل بعد از ANE رخ داد و در مقابل AE و PIE منجر به کمترین کاهش تعادل شدند. با این وجود اثر ME و SMIE به طور معنی‌داری متفاوت از ANE نبود، اما اثر این دو فعالیت به طور معنی‌داری متفاوت از AE و PIE بود. همسو با نتایج تحقیق، مطالعات بسیاری کاهش تعادل را متعاقب خستگی نشان داده‌اند.^{۱۹، ۲۰، ۲۱-۲۲، ۳۶} با این وجود در بسیاری از موارد نتایج این گونه مطالعات به دلیل استفاده از فعالیت‌های ورزشی متفاوت (برای مثال دوییدن، راه رفتن روی تردمیل، چرخ کارسنج و پروتکل‌های ترکیبی) جهت ایجاد خستگی قابل مقایسه نیستند.

فعالیت ورزشی که به طور ناگهانی با شدت بالایی شروع می‌شود نسبت به فعالیت افزایش یافته می‌تواند اثر منفی بیشتر بر تعادل داشته باشد.^{۳۳} هر دو فعالیت ANE و SMIE از همان ابتدا با شدت بالایی شروع می‌شدند و احتمالاً منجر به پرتویه‌ای، اسیدوز، خستگی موضعی عضلات اندام تحتانی و اختلال در مکانیسم انقباض عضلانی شده‌اند.^{۲۹، ۳۲} عوامل ذکر شده ممکن است که بخش محیطی سیستم کنترل قامت (Control Posture System) (بخش محیطی سیستم عصبی و عضلات) را مختل نموده باشند و منجر به کاهش تعادل گردند اما این عوامل در دو فعالیت AE و PIE با نسبت کمتری رخ می‌دهند. فعالیت ورزشی استقامتی با شدت متغیر (کاهش و افزایش شدت در مراحل مختلف فعالیت) نسبت به فعالیت استقامتی با شدت ثابت منجر به خستگی عصبی-عضلانی بیشتری می‌گردد.^{۵۲} بنابراین می‌توان گفت که فعالیت ME

منجر به اختلال کنترل حرکتی بیشتری نسبت به فعالیت AE گردد. محققان نشان داده‌اند که خستگی ناشی از راه رفتن سریع در مراحل اولیه اثر منفی بر تعادل داشته است،^{۵۳} با این وجود آزمودنی‌ها در مراحل بعدی با افزایش حرکات اصلاح کننده‌ی پاسچر توانستند کاهش تعادل ناشی از خستگی متوسط (Moderate Fatigue) را جبران نمایند، در واقع جبران کاهش تعادل نیازمند منابع شناختی بیشتری جهت حفظ و کنترل فعال تعادل بود.^{۵۳} همچنین، نشان داده شده که در اثر خستگی ممکن است مکانیزم‌های عصبی-عضلانی کنترل تعادل تحت تاثیر قرار نگیرد و حتی به دلیل تغییر استراتژی‌های کنترل تعادل و مکانیزم‌های جبرانی بهتر عمل نماید.^{۲۸، ۲۷} پس از فعالیت‌های AE و PIE ممکن است به دلیل تغییر مکانیزم‌های کنترل تعادل در سیستم عصبی مرکزی کاهش تعادل کمتری نسبت به دیگر فعالیت‌ها ایجاد شده است. بنابراین، فعالیت‌های AE و PIE ممکن است منجر به خستگی عصبی-عضلانی متوسطی شده و سیستم کنترل تعادل از مکانیسم‌های جبرانی استفاده نموده باشد، در نتیجه کاهش تعادل ناشی از آنها نسبت به دیگر فعالیت‌ها کمتر بوده باشد. اما در این تحقیق مکانیسم‌های جبرانی را بررسی نشده است و لازم است در تحقیقات بعدی فعالیت‌های استقامتی جهت اعمال خستگی استفاده گردد که از وقوع خستگی، خصوصاً خستگی مرکزی اطمینان حاصل گردد.

کاهش کنترل تعادل بعد از خستگی، در مطالعات دیگر با استفاده از روش‌های گوناگون اعمال خستگی و ارزیابی تعادل گزارش شده است. برای مثال فوکس و همکارانش تغییرات معنی‌داری در عملکرد روی BESS و صفحه نیرو (Force Platform) بعد از فعالیت هوازی و بی‌هوازی گزارش نمودند،^{۲۷} اما پروتکل هوازی آنها خالص نبود بدین گونه که در مراحل آخر فعالیت نیازهای متابولیت آن بیشتر بی‌هوازی بود و می‌توانست منجر به خستگی موضعی گردد. ویلکینز و همکارانش نشان دادند که بعد از فعالیت ترکیبی ۲۰ دقیقه‌ای تعادل در آزمون BESS به طور معنی‌داری کاهش می‌یابد.^{۱۵} به علاوه سرشین و همکاران کاهش معنی‌داری در فاصله‌ی دستیابی در تمامی جهت‌های SEBT بعد از فعالیت ترکیبی هفت ایستگاهی گزارش نموده‌اند.^{۵۴} همچنین گریبل و همکاران دریافتند که خستگی و ناپایداری مزمن مچ پا منجر به کاهش

وضعیت‌ها مشکل‌تر نموده است. بنابراین آزمودنی‌ها در SLS نسبت به دیگر وضعیت‌ها در پیش‌آزمون و پس‌آزمون تعداد خطای بیشتری داشتند، البته این تعداد خطای بیشتر روی سطح نرم بارزتر بود و تعداد خطاها در پس‌آزمون به طور معنی‌داری بیشتر از پیش‌آزمون بودند. احتمالاً به دلیل میزان سختی حفظ تعادل در شرایط SLS حتی اختلال کمی در سیستم کنترل پاسچر می‌تواند منجر به کاهش زیاد عملکرد تعادلی در این وضعیت گردد.

از آنجایی که کنترل تعادل پویا مهارتی فعال است به منظور تولید هم‌انقباضی‌ها و گشتاورهای عضلانی جهت کنترل پایداری پای اتکا و حرکت COP نسبت به تعادل ایستا نیازمند کنترل عصبی-عضلانی بیشتری است.^{۵۶،۴۳،۱} بنابراین حتی اختلالات کم در کنترل عصبی-عضلانی ممکن است منجر به کاهش پایداری وضعیت پاسچر و حرکت فعال COP گردند. نتایج ما کاهش معنی‌داری در فاصله دستیابی در همه جهت‌های YBT نشان داد به ویژه میزان کاهش در جهت قدامی بیشتر از جهت‌های دیگر بود که چنین نتیجه‌ای در دیگر تحقیقات نیز گزارش شده است.^{۳۵} این نتایج نشان داد که آزمودنی‌ها در نتیجه خستگی، کنترل عصبی-عضلانی مناسبی جهت تثبیت پای اتکا را خصوصاً در جهت قدامی نداشته و نتوانستند به عملکردی در سطح پیش‌آزمون داشته باشند. محققان گزارش نموده‌اند که عمل دستیابی در جهت قدامی سخت‌تر از دیگر جهت‌ها است^{۵۰،۲۳} و کنترل تعادل در این جهت نیازمند فعال شدن گروه عضلانی بسیار بزرگی است،^{۵۶،۲۳} ممکن است به همین دلایل فاصله دستیابی در جهت قدامی بیشتر از دیگر جهت‌ها کاهش یافته باشد.

نتیجه‌گیری

به طور کلی کاهش تعادل و اختلال در کنترل عصبی-عضلانی در اثر فعالیت‌های ANE، ME و SMIE خصوصاً در SLS و جهت قدامی رخ می‌دهد. میزان کاهش تعادل ایستا و پویا در وضعیت‌های مختلف کنترل تعادل، احتمالاً به باز یا بسته بودن چشم‌ها، پایداری و ناپایداری سطح اتکا، مساحت سطح اتکا، وضعیت بدنی که تعادل در آن ارزیابی می‌شود، میزان سختی کنترل تعادل در وضعیت‌های گوناگون، تفاوت در میزان کنترل عصبی-عضلانی مورد نیاز برای

فاصله‌ی دستیابی و مقدار فلکشن زانو در تمامی جهت‌های SEBT می‌گردد.^{۳۳} اما تمامی یافته‌های قبلی با نتایج ما همسو نبودند، مونجو و همکاران نشان دادند که در اثر خستگی ممکن است که اختلال مکانیکی مانند کاهش شتاب حرکت رخ دهد اما مکانیزم‌های پیش‌انتظاری کنترل تعادل بدون تغییر باقی بمانند.^{۵۵} این نتایج نشان می‌دهد که سیستم عصبی مرکزی استراتژی‌های کنترل قامت را تغییر می‌دهد تا ایمنی بیشتری را برای حفظ تعادل ایجاد نماید.^{۵۵} همچنین زامکوا و همکاران کاهش تعادل معنی‌داری روی صفحه‌ی پایدار (Stable Platform) (تعادل ایستا) بعد از فعالیت ورزشی با حداکثر شدت در مقایسه با قبل آن، چه در وضعیت چشم باز و چه با چشمان بسته گزارش نکردند.^{۲۹} اما در شرایط تعادل پویا فعالیت ورزشی با شدت بالا منجر به کاهش تعادل در شرایط چشم بسته شد.^{۲۹} به علاوه آنها بر اساس تحلیل اجزای حسی (Sensory Analysis) کنترل تعادل نشان دادند که سیستم دهلیزی بیشتر از سیستم حس پیکری بعد از فعالیت با شدت حداکثر تحت تاثیر قرار می‌گیرد.^{۲۹}

یافته‌های ما نشان داد که میزان کاهش تعادل ایستا روی BESS به وضعیت و سطحی که تعادل در آن کنترل می‌شود بستگی دارد. هیچ کدام از فعالیت‌ها منجر به افزایش تعداد خطاها در DLS روی سطح سخت نشدند، به نظر می‌رسد که تعادل ایستا در این وضعیت تحت تاثیر فعالیت قرار نمی‌گیرد. در مقابل، احتمالاً در نتیجه حذف داده‌های بصری با بستن چشم‌ها و اختلال در گیرنده‌های عمقی از طریق اعمال خستگی و سطح نرم، عملکرد در BESS روی سطح نرم در وضعیت DLS بعد از تمامی فعالیت‌ها کاهش یافت. هم راستا با نتایج ما، گزارش شده زمانی که داده‌های بصری حذف و گیرنده‌های عمقی مچ پا ناکارآمد می‌شوند خستگی اثر بیشتری بر تعادل دارد.^{۳۹-۳۷} کاهش تعادل در DLS بعد از خستگی گزارش شده است،^{۳۹،۳۷،۲۲} اما ویلکینز و همکاران نشان دادند که بعد از خستگی ناشی از فعالیت ورزشی ترکیبی تعادل در وضعیت DLS دچار اختلال نمی‌گردد.^{۱۵} فعالیت‌های ورزشی ANE، ME و SMIE بیشترین اثر را هنگام حفظ تعادل ایستا روی هر دو سطح نرم و سخت بر SLS داشتند. احتمالاً، کم بودن مساحت سطح اتکا، وضعیت بدن در فضا (ایستادن روی یک پا و دستها روی کمر) و حذف داده‌های بینایی حفظ تعادل را در این شرایط نسبت به دیگر

درستی داشته باشند. همچنین، مربیان ورزشی بهتر است که برنامه تمرینی خود را طوری طراحی نمایند تا خستگی تجربه شده به حداقل رسیده و احتمال آسیب را به ویژه در اواخر تمرین یا مسابقه کاهش دهند.

حفظ تعادل در وضعیت‌های مختلف و نوع فعالیت ورزشی انجام شده بستگی داشته باشد. درمان‌گران و مربیان ورزشی باید نوع فعالیت انجام شده و وضعیتی که قرار است تعادل در آن حفظ گردد هنگام ارزیابی تعادل مورد توجه قرار دهند تا ارزیابی دقیق و

References

- Winter, D., Patla, A., Frank, J.S. Assessment of balance control in humans. *Med Prog Technol* 1990;16(1-2): 31-51.
- Susco, T., McLeod, T., Valovich, B., Gansneder, M., and Shultz, J. Balance recovers within 20 minutes after exertion as measured by the balance error scoring system. *Journal of Athletic Training* 2004 ;39(3): 241 - 246.
- Kejonen, P., K. Fysiati, et al. *Body Movements During Postural Stabilization: Measurements with a Motion Analysis System*, University of Oulu. 2002. <http://herkules.oulu.fi/isbn9514267931/html/index.html>.
- Shumway, C., and Woollacott, M.H. *Motor control: theory and practical applications*. Second Edition. Lippincott Williams & Wilkins. 2000
- Guskiewicz, K., and Perrin, D. Effect of orthotics on postural sway following inversion ankle sprain. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy* 1996;23(5): 326-331.
- Hoffman, M., and Payne, V. The effects of proprioceptive ankle disk training on healthy subjects. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 1995 ;21(2): 90 - 93.
- Konradsen, L., and Ravn, J. Prolonged proneal reaction time in ankle instability. *International Journal of Sports Medicine* 1991;12(3): 290 - 292.
- Lentell, G., Katzman, L., and Walters, M.R. The Relationship between Muscle Function and Ankle Stability. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 1990;11(12): 605 - 611.
- Tropp, H., Ekstrand, J., and Gillquist, J. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Med Sci Sports Exerc* 1984;16(1): 64-66.
- Irrgang, J., Whitney, S., and Cox, D.E. Balance and proprioceptive training for rehabilitation of the lower extremity. *Journal of Sport Rehabilitation* 1994;3(1): 68-83.
- Lentell, G., Baas, B., Lopez, D., McGuire, L., Sarrels, M., Snyder, P. The contributions of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 1995;21(4): 206 - 15.
- Wilkerson, G. Biomechanical and neuromuscular effects of ankle taping and bracing. *Journal of Athletic Training* 2002;37(4): 436 - 445.
- Valovich, T. and T. Christina .The Use of the Standardized Assessment of Concussion and the Balance Error Scoring System and Learning Effects in Youth Sports Participants. *Dissertation, University Microfilms International*. 2002
- Riemann, B., and Guskiewicz, K. Effects of mild head injury on postural stability as measured through clinical balance testing. *Journal of Athletic Training* 2000; 35(1): 19 - 25.
- Wilkins, J., McLeod, T., Perrin, D.H., and Bruce, M. Gansneder. Performance on the balance error scoring system decreases after fatigue. *Journal of Athletic Training* 2004;39(2): 156 - 161.
- Lorist, M., Kernell, D., Meijman, T.F., and Zijdwind, I. .Motor fatigue and cognitive task performance in humans. *The Journal of Physiology* 2002;545(1): 313-319.
- Hargreaves, M. and L. Spriet. *Exercise metabolism*, Human Kinetics Publishers. Second edition. 2006:163 - 185.
- Fitts, R. Muscle fatigue: the cellular aspects. *American journal of sports medicine* 1996;24(6 Suppl): S9-13.
- Abutaleb Enas E, Mohamed Assmaa H. Effect of induced fatigue on dynamic postural balance in healthy young adults. *Bulletin of Faculty of Physical Therapy*. 2015; 20(2): 161-167.
- Baroni BM, Wiest MJ, Generosi RA, Vaz MA, Junior L, Pinto EC. Effect of muscle fatigue on posture control in soccer Players during the short-pass movement. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano* 2011; 13: 348-53.
- Ochsendorf, D., Mattacola, C., and Brent L.A. Effect of orthotics on postural sway after fatigue of the plantar flexors and dorsiflexors. *Journal of Athletic Training* 2000;35(1): 26 - 30.
- Johnston, R., Howard, M., Cawley, P.W., Losse, G.M., Hughston, C., Atlanta, G.A. Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1998;30(12): 1703 - 1707.
- Gribble, P. A., Hertel, J., Denegar, C.R., and Buckley, W.E. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. *Journal of Athletic Training* 2004; 39(4): 321- 329.

24. James W. Bellew, Beth L. Panwitz, Laura Peterson, Mary C. Brock, Katie E. Olson, William H. Staples. Effect of Acute Fatigue of the Hip Abductors on Control of Balance in Young and Older Women, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2009; 90(7) : 1170 - 1175.
25. Hossein Negahban, Malihe Etemadi, Saeed Naghibi, Anita Emrani, Mohammad Jafar Shaterzadeh Yazdi, Reza Salehi, Aida Moradi Bousari, The effects of muscle fatigue on dynamic standing balance in people with and without patellofemoral pain syndrome, *Gait & Posture* 2013; 37(3) : 336-339.
26. Evan V. Papa, K. Bo Foreman, Leland E. Dibble, Effects of age and acute muscle fatigue on reactive postural control in healthy adults, *Clinical Biomechanics* 2015; 30 (10): 1108-1113.
27. Marcel J.P. Toebes, Marco J.M. Hoozemans, Joost Dekker, Jaap H. van Dieën, Effects of unilateral leg muscle fatigue on balance control in perturbed and unperturbed gait in healthy elderly, *Gait & Posture* 2014 ; 40(1): 215-219.
28. Thierry Paillard, Effects of general and local fatigue on postural control: A review, *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* 2012; 36(1): 162-176.
29. Zemkov, E., Viitasalo, J., Hannola, H., Blomqvist, M., Konttinen, N., Mononen, K. The Effect of Maximal Exercise on Static and Dynamic Balance in Athletes and Non-Athletes. *Medicina Sportiva* 2007;11(3): 70-77.
30. Derave, W., Tombeux, N., Cottyn, J., Pannier, J.L., and De Clercq, D. Treadmill exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. *International journal of sports medicine* 2002;23(1): 44-49.
31. H. Hassanlouei, L. Arendt-Nielsen, U.G. Kersting, D. Falla, Effect of exercise-induced fatigue on postural control of the knee, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2012; 22(3): 342-347.
32. Zemkova, E. Parameters of balance after exercise bouts with different energy yield from anaerobic glycolysis. Abstract book of the 1st Visegrad Congress of Sports Medicine "Medical Problems of Contemporary Sport". Štrbske Pleso: Slovak Society of Sports Medicine & Slovak Olympic Committee in collaboration with National Institute of Sport. 2002
33. Donath L1, Zahner L, Roth R, Fricker L, Cordes M, Hanssen H, Schmidt-Trucksäss A, Faude O. Balance and gait performance after maximal and submaximal endurance exercise in seniors: is there a higher fall-risk? *Eur J Appl Physiol.* 2013;113(3):661-9.
34. Alias HA, Justine M. The Impact of a Submaximal Level of Exercise on Balance Performance in Older Persons. *The Scientific World Journal* 2014;2014:986252.
35. William Johnston, Kara Dolan, Niamh Reid, Garrett F. Coughlan, Brian Caulfield, Investigating the effects of maximal anaerobic fatigue on dynamic postural control using the Y-Balance Test, *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2017. (In Press).
36. N. Cortes, J. Onate, S. Morrison, Differential effects of fatigue on movement variability, *Gait & Posture* 2014; 39(3): 888-893.
37. Lepers, R., Bigard, A., Diard, J.P., Gouteyron, J.F., and Guezennec, C.Y. Posture control after prolonged exercise. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 1997;76(1): 55 - 61.
38. Nardone, A., Tarantola, J., Galante, M., and Schieppati, M. Time course of stabilometric changes after a strenuous treadmill exercise. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 1998;79(8): 920-924.
39. Nardone, A., Tarantola, J., Giordano, A., and Schieppati, M. Fatigue effects on body balance. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology / Electro myography and Motor Control* 1997;105(4): 309-320.
40. Ageberg, E., Roberts D., Holmströmand, E., & Fridén, T. Balance in single-limb stance in healthy subjects – reliability of testing procedure and the effect of short-duration sub-maximal cycling. *BMC musculoskeletal disorders* 2003; 4(1): 14.
41. Vuillerme, N., Nougier, V., and Prieur, J.M. Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? *Neuroscience Letters* 2001;308(2): 103-106.
42. Conconi, F., Ferrari, M., Ziglio, P.G., Droghethi, P., & Codea, L. Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. *American physiological Society* 1982;52(4): 869 - 873.
43. Seliga, R., Bhattacharya, A., Succop, R., Wickstrom, D., and Smith, K. Effect of work loan and respirator wear on postural stability, heart rate, and perceived exertion. *American Industrial Hygiene Association Journal* 1991;52(10): 417-422.
44. Robertson, R., Moyna, N., Millich, N.B., Goss, FL., and Thompson, P.D. Gender comparison of RPE at absolute and relative physiological criteria. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2000;32(12): 2120 - 2129.
45. Mahon, A., Duncan, G., Howe, C.A., and Corral D.P. Blood lactate and perceived exertion relative to ventilatory threshold: boys versus men. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1997;29(10): 1332 - 1337.
46. Gribble, P.A., and Kaminski, T. Research digest. The star excursion balance test as a measurement tool. *Athletic Therapy Today* 2003;8(2): 46-47.
47. Fox, Z., Mihalik, J., Blackburn, JT., Battaglini, C.L., and Guskiewicz, K.M. Return of postural control to baseline after anaerobic and aerobic exercise protocols. *Journal of Athletic Training* 2008;43(5): 456.

48. Valovich, T., Perrin, D., and Gansneder, B.M. Repeat administration elicits a practice effect with the Balance Error Scoring System but not with the Standardized Assessment of Concussion in high school athletes. *Journal of Athletic Training* 2003; 38(1): 51 - 56.
49. Plisky, P., Gorman, P., Robert, J., Kyle, B., Kiesel, PT., Frank, B., Underwood, PT. and Bryant, E. The Reliability of an Instrumented Device for Measuring Components of the Star Excursion Balance Test. *North American Journal of Sports Physical Therapy: NAJSPT* 2009;4(2): 92 - 99.
50. Gribble, P. A., and J. Hertel. Considerations for normalizing measures of the Star Excursion Balance Test. *Measurement in Physical Education and Exercise Science* 2003; 7(2): 89-100.
51. Hertel, J., Braham, R., Hale, S.A., and Olmsted-Kramer, L.C. Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2006; 36(3): 131 - 137.
52. Theurel, J. and R. Lepers . Neuromuscular fatigue is greater following highly variable versus constant intensity endurance cycling. *European Journal of Applied Physiology* 2008; 103(4): 461-468.
53. Simoneau, M., Bégin, F., and Teasdale, N. The effects of moderate fatigue on dynamic balance control and attentional demands. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 2006; 3(1): 22.
54. Sarshin, A., Sadeghi, H., Abbasi, A. The Effect of Activity Related Fatigue on Dynamic Postural Control As Measured By the Star Excursion Balance Test. *Journal of Biomechanics* 2007; 40(2): 706.
55. F. Monjo, N. Forestier, Electrically-induced muscle fatigue affects feedforward mechanisms of control, *Clinical Neurophysiology* 2015; 126(8): 1607-1616.
56. Earl, J., and Hertel, J. Lower-extremity muscle activation during the Star Excursion Balance Tests. *Journal of Sport Rehabilitation* 2001;10(2): 93-104.