

طب ورزشی _ پاییز و زمستان ۱۳۸۹
شماره ۵ _ ص ص : ۸۰-۶۵
تاریخ دریافت : ۱۷ / ۱۱ / ۸۹
تاریخ تصویب : ۰۴ / ۰۵ / ۹۰

اثر خستگی عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی بر تعادل پویا در فوتبالیست‌های مرد

۱. سید صدرالدین شجاع‌الدین _ ۲. کامران جوهری^۱ _ ۳. حیدر صادقی
۱. دانشیار دانشگاه تربیت معلم تهران، ۲. کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی (واحد بوکان)
۳. استاد دانشگاه تربیت معلم تهران

چکیده

با توجه به رابطه بین خستگی عضلانی ناشی از فعالیت‌های ورزشی با تعادل پویا، هدف این پژوهش بررسی اثر خستگی عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی بر تعادل پویا در فوتبالیست‌های مرد بود. به این منظور ۲۰ نفر از دانشجویان مرد فوتبالیست رشته تربیت بدنی که هفته‌ای ۳ بار در تمرینات تیم فوتبال دانشگاه شرکت داشتند با میانگین و انحراف استاندارد سنی 20.73 ± 0.73 سال، قد 170.27 ± 4.28 سانتیمتر، وزن 67.38 ± 9.24 کیلوگرم و شاخص توده بدن 22.22 ± 2.02 کیلوگرم بر مترمربع، بدن سابقه آسیب در اندام تحتانی، به طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. برای برآورد تعادل پویای آزمودنی‌ها، پس از گرم کردن مختصر (۱۰-۵ دقیقه کشش و دو نرم)، از تست تعادل سناره^۲ (SEBT) در هشت جهت استفاده شد. به منظور ایجاد خستگی در عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی آزمودنی‌ها، از ایزوکینتیک بایودکس استفاده شد. تعداد جلسات آزمون چهار جلسه بود که ترتیب آنها براساس محل و صفحه حرکتی به صورت تصادفی انتخاب می‌شد. در هر یک از جلسات خستگی در یکی از گروه‌های عضلانی پلانتاردورسی فلکسور و اورتور/اینورتورهای مفصل مچ پا و فلکسور/اکستنسور و آداکتور/آداکتورهای مفصل ران به صورت انجام انقباضات مکرر تا رسیدن به ۵۰ درصد گشتاور حداکثر اولیه، با فاصله ۷۲ ساعت و تا حد ممکن در شرایط مساوی اعمال شد. پس از اجرای برنامه خستگی پس از آزمون SEBT به عمل آمد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش‌های آمار توصیفی، آزمون t همبسته و تحلیل واریانس (طرح اندازه‌گیری مکرر) در سطح معنی داری $P \leq 0.05$ استفاده شد. نتایج نشان داد که خستگی ایزوکینتیک عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی موجب کاهش معنی دار فاصله دستیابی در آزمون SEBT می‌شود. ضمن اینکه اعمال برنامه خستگی در عضلات مفصل ران به کاهش بیشتر فاصله دستیابی آزمودنی‌ها نسبت به عضلات مچ پا منجر شد. با توجه به یافته‌های تحقیق، خستگی عضلات پروگزیمال نسبت به دیستال اندام تحتانی در تعادل پویای بازیکنان فوتبال بیشتر اثرگذار است.

واژه‌های کلیدی

خستگی، عضلات پروگزیمال، عضلات دیستال، اندام تحتانی، تعادل پویا.

مقدمه

ورزشکاران همواره با انواع مختلف بارهای تمرینی روبه رو هستند، که برخی از این بارها فراتر از آستانه تحمل آنهاست و استفاده از آنها سازگاری را کاهش می دهد و بر عملکرد ورزشی تاثیر می گذارد. هنگامی که ورزشکاران به سطحی فراتر از حد فیزیولوژیک خود قدم می گذارند، با هشدار خستگی رو به رو می شوند که ادامه فعالیت در این شرایط تمرین زدگی، بازیابی ضعیف، کاهش هماهنگی و کاهش برون ده توان عضلات را به همراه دارد (۱). خستگی عضلانی، عملکرد سیستم های متابولیکی و عصبی - عضلانی را کاهش می دهد که از تبعات آن عدم قطع انقباض عضلانی و نیز کاهش استمرار فعالیت است و در نهایت انقباض عضلانی نمی تواند برای مدت طولانی تداوم یابد (۲). این پدیده حالت ناخوشایندی است که ممکن است در پی فعالیت کوتاه یا بلندمدت (بیشینه یا زیربیشینه) روی دهد (۳). در واقع، خستگی عضلانی در فعالیت های فیزیکی روزمره و ورزشی نیازمند ترکیبی از حفظ تعادل و اجزای خاص حرکتی اند، از این رو تعادل یکی از شاخص های مهم ثبات در اجرا و عملکرد فعالیت های روزمره و به ویژه فعالیت های ورزشی تلقی می شود (۵). از آنجا که بیشتر فعالیت های ورزشی در محیطی پویا انجام می گیرند، از این رو، تعادل پویا که یکی از عوامل مهم آمادگی جسمانی است، برای اجرای مهارت های ورزشی اهمیت ویژه ای دارد (۶).

تعادل، یکی از اجزای اصلی اغلب فعالیت های روزمره و عامل مهمی برای عملکرد ورزشی ورزشکاران است (۷، ۸). تا آنجا که گامبتا و گری (۲۰۰۰) بیان کردند، تعادل، مهم ترین عامل در توانایی اجرای ورزشی است (۹). تعادل، مهارت حرکتی پیچیده ای است که پویایی پاسچر بدن را در جلوگیری از افتادن توصیف می کند (۷). از جنبه نظری، پاناکالیو (۲۰۰۵) تعادل را به دو صورت ایستا^۱ (توانایی حفظ مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا) و پویا^۲ (حرکت فعال مرکز فشار حین ایستادن، راه رفتن یا هر مهارت دیگر) (۷) تعریف می کند. از نظر عملیاتی، اولمستد^۳ (۲۰۰۴) و گاسکوویچ^۴ (۱۹۹۶) تعادل را به صورت ایستا (حفظ یک وضعیت با کمترین حرکت)، نیمه پویا^۵ (حفظ یک وضعیت در حالی که سطح اتکا جا به جا شود) و پویا (حفظ ثبات سطح اتکا در حالی که یک حرکت توصیف شده اجرا می شود) دسته بندی کرده اند (۲، ۱۰). از نظر بیومکانیکی و عملکردی، تعادل پویا را می توان تحت عنوان حرکت فعال مرکز فشار در محدوده سطح اتکا و حفظ

1 - Static

2 - Dynamic

3 - Olmsted

4 - Guskiewicz

5 - Semi-Dynamic

ثبات سطح اتکا حین اجرای یک تکلیف توصیف شده، تعریف کرد (۹، ۱۱). برای ارزیابی وضعیت تعادل، از روش های مختلفی استفاده می شود. به طور کلی، آزمون های ارزیابی تعادل به دو دسته عملکردی (مشابه با فعالیت ها و مهارت های پایه و ورزشی) و غیرعملکردی^۱ (بدون مشابهت با فعالیت های روزانه و مهارت های ورزشی) تقسیم می شوند (۷). آزمون های عملکردی تعادل اغلب آزمون های پویا هستند که توانایی فرد را در حفظ تعادل زمانی که راه می رود، تکلیفی را با حداکثر سرعت ممکن اجرا می کند یا عمل دستیابی^۲ را با حداکثر فاصله ممکن انجام می دهد، ارزیابی می کنند (۱۳)، نمونه ای از آزمون های عملکردی پویا، آزمون تعادلی گردش روی ستاره (SEBT) است که گری^۳ (۱۹۹۵) آن را به منظور ارزیابی تعادل پویا معرفی کرد (۱۴). در این آزمون فرد باید تعادل خود را روی یک پا بدون درگیر شدن سطح اتکا و به هم خوردن تعادل حفظ کند، درحالی که با پای دیگر عمل دستیابی را با کسب حداکثر فاصله در هشت جهت انجام می دهد (۱۵). هدف از انجام عمل دستیابی در SEBT، حفظ تعادل هنگام ایجاد حداکثر اختلال در موازنه بدن و توانایی برگشت به حالت موازنه (حرکت فعال COP) است (۱۰). ریتی^۴ (۲۰۰۲) و اولمستد^۵ (۲۰۰۳)، نتیجه گرفتند که SEBT آزمونی ساده، ارزان، سریع و دارای روایی و پایایی است که به تجهیزات مخصوص نیاز ندارد و توانایی عملکردهای حرکتی، اجراهای عملکردی اندام های تحتانی در جهت های مختلف و کنترل پاسچر پویا را نشان می دهد. به همین دلیل، استفاده از تست SEBT نسبت به دیگر روش های ارزیابی کنترل پاسچر و تعادل پویا، مناسب تر به نظر می رسد (۱۱).

با توجه به ارتباط اجرای مهارت های ورزشی و حفظ تعادل و همچنین اثر کاهش تعادل بر افزایش احتمال آسیب (۴، ۱۶)، بررسی عوامل مؤثر بر تغییرات تعادل پویا، از جمله خستگی مورد توجه محققان قرار گرفته است (۱۷، ۱۸). تروپ و همکاران^۶ (۱۹۸۴) با استفاده از یک صفحه نیرو دریافتند که بازیکنان مرد فوتبالیست که افزایش نوسان پاسچرال را تجربه می کنند، در معرض خط ضایعه مچ پا را در ۲۱۰ ورزشکار بسکتبالیست بررسی کردند و دریافتند افرادی که افزایش نوسان پاسچرال را تجربه می کنند، بیش از هفت برابر در مقایسه با افراد دارای تعادل طبیعی، دچار پیچ خوردگی

1 - Non-Functional

2 - Reaching

3 - Gery

4 - Riti

5 - Olmsted

6 - Trop & et al

پا می شوند (۴). همچنین مک هاخ و همکاران^۱ (۲۰۰۷)، ۷۶ درصد آسیب ها را در نیمه دوم مسابقه یا بازی فوتبال گزارش کرده اند (۱۹). به طور کلی، مطالعات اپیدمیولوژیک نشان می دهد که در ورزش، شایع ترین زمان برای وقوع آسیب، اواخر بازی است، یعنی زمانی که ورزشکار خسته است (۵). امکان دارد که آسیب زیاد در اندام تحتانی به ویژه مچ پا، در نتیجه اختلال در قدرت یا تعادل و نقص در پایداری باشد، زیرا ورزشکارانی که پایداری بهتری دارند، کمتر آسیب می بینند (۲۰).

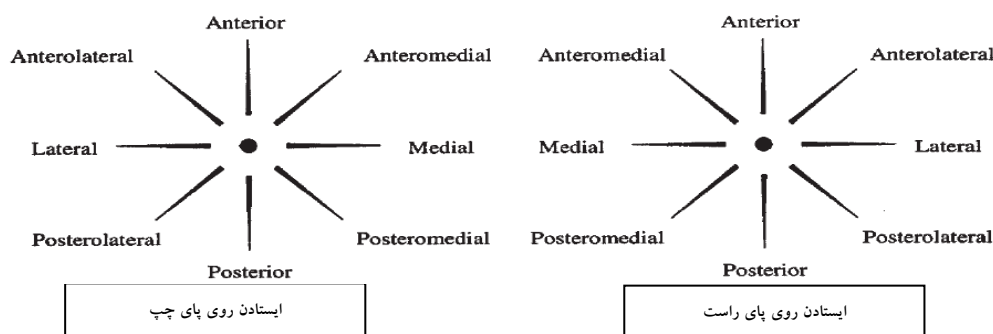
نتایج تحقیقات در این زمینه حاکی از آن است که عمده آسیب های ورزشی هنگام خستگی و عدم تعادل بروز می کند، به ویژه در رشته های ورزشی چون فوتبال که تحمل وزن بدن بر روی اندام های تحتانی است. با توجه به شیوع آسیب های مچ پا، که یکی از رایج ترین صدمات در میان بازیکنان فوتبال است (۲۱)، از طرفی از آنجا که در بیشتر تحقیقات صرفاً تأثیر خستگی موضعی در عضلات ناحیه مچ پا یا زانو بر کنترل پاسچرال بررسی شده (۲) و در هیچ کدام از آنها تأثیر خستگی عضلات اطراف یک مفصل بر تعادل پویا، به تفکیک صفحات حرکتی بررسی نشده است، با فرض اینکه خستگی عضلات پروگزیمال و دیستال بر تعادل فرد اثرگذار است و می تواند زمینه ساز بروز آسیب شود و علاوه بر آسیب های جسمانی مدت ها فرد را از صحنه رقابت و فعالیت دور سازد و بازگشت مجدد او را به این دسته فعالیت ها و سطح مهارت مورد نظر تحت الشعاع قرار دهد، هدف از انجام تحقیق، بررسی تأثیر خستگی عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی بر تعادل پویا در دانشجویان فوتبالیست مرد بود.

روش تحقیق

تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی است که در آن تأثیر متغیر مستقل اعمال برنامه خستگی بر عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی بر متغیر وابسته تعادل پویا از طریق انجام پیش آزمون - پس آزمون اندازه گیری شد. ۲۰ دانشجوی فوتبالیست مرد رشته تربیت بدنی با میانگین و انحراف استاندارد سنی $20/24 \pm 0/73$ سال، قد $170/27 \pm 4/28$ سانتیمتر، وزن $67/38 \pm 9/24$ کیلوگرم و شاخص توده بدن $23/22 \pm 2/02$ کیلوگرم بر مترمربع، بدون سابقه آسیب در اندام تحتانی

که سه جلسه در هفته به تمرینات فوتبال در تیم دانشگاه می پرداختند، به صورت داوطلبانه به عنوان آزمودنی در این تحقیق شرکت کردند.

به منظور ارزیابی تعادل پویا از آزمون SEBT استفاده شد. با توجه به پروتکل استاندارد مربوط به این آزمون، هشت جهت با زاویه ۴۵ درجه نسبت به یکدیگر به صورت ستاره روی زمین رسم شد. به منظور اجرای این تست و نیز نرمال کردن اطلاعات، طول واقعی پا یعنی از خار خاصه فوقانی قدامی تا قوزک داخلی اندازه گیری شد (۶، ۲۳، ۲۴). پس از توضیحات لازم در مورد نحوه اجرای تست توسط آزمونگر، هر آزمودنی شش بار این آزمون را تمرین کرد تا روش اجرای آزمون را فرا گیرد. قبل از شروع آزمون، پای برتر آزمودنی ها تعیین شد تا در صورتی که پای راست اندام برتر باشد، تست در خلاف جهت عقربه های ساعت و اگر پای چپ برتر بود، تست در جهت عقربه های ساعت انجام گیرد (شکل ۱).



شکل ۱. نمای کلی SEBT

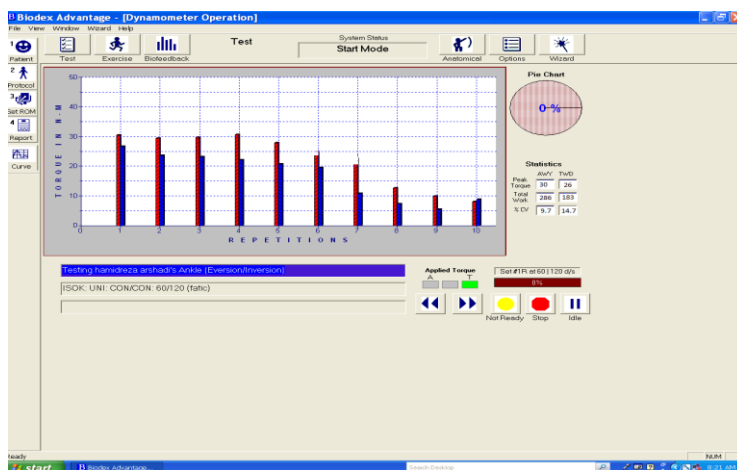
آزمودنی با پای برتر (به صورت تک پا) در مرکز ستاره می ایستاد و تا آنجا که مرتکب خطا نشود (پا از مرکز ستاره حرکت نکند، روی پای که عمل دستیابی انجام می دهد، تکیه نکند یا نیفتد)، با پای دیگر در جهتی که آزمونگر به صورت تصادفی تعیین می کرد، عمل دستیابی را انجام می داد و به حالت طبیعی روی دو پا باز می گشت. فاصله محل تماس پای آزاد تا مرکز ستاره، فاصله دستیابی است (شکل ۲). هر آزمودنی هر یک از جهت ها را سه بار انجام داد و در نهایت

میانگین آنها محاسبه، بر اندازه طول پا (بر حسب cm) تقسیم و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب شد تا فاصله دستیابی بر حسب درصدی از اندازه طول پا به دست آید (۲۲).



شکل ۲. آزمودنی حین اجرای SEBT در جهت خلفی-داخلی

به منظور ایجاد خستگی در عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی آزمودنی‌ها، از دینامومتر ایزوکینتیک بایودکس System4 استفاده شد. برای هر یک از چهار گروه عضلانی پلاتنار/ دورسی فلکسور و اورتور/ اینورتورهای مفصل مچ پا (دیستال) و فلکسور/ اکستنسور و آداکتور/ آداکتورهای مفصل ران (پروگزیمال اندام تحتانی)، ابتدا مقدار حداکثر گشتاور ارادی کانسنتریک اندازه گیری و ۵۰ درصد آن، به عنوان معیار خستگی در نظر گرفته شد. پروتکل ایجاد خستگی عضلانی به این ترتیب بود که افراد، انقباضات کانسنتریک ارادی را، با حداکثر تلاش بدون استراحت تا زمانی تکرار می کردند که حداقل برای ۳ تکرار متوالی، گشتاور تولید شده در هر حرکت، به کمتر از ۵۰ درصد حداکثر گشتاور ارادی اولیه مربوط به همان حرکت برسد (۲۵)(شکل ۳). پروتکل خستگی به صورت انجام انقباضات مکرر تا رسیدن به ۵۰ درصد گشتاور حداکثر اولیه در تحقیق حاضر امکان دستیابی به فیدبک را در حین اجرای پروتکل خستگی فراهم می سازد، به علاوه به عنوان معیار تکرارپذیر و استاندارد شناخته شده است. همچنین به کارگیری پروتکل خستگی مذکور در برخی تحقیقات مشابه در گذشته نیز به تغییر معنی دار در شاخص های کنترل پاسچرال منجر شده است (۱۷، ۲۴، ۳۰).



شکل ۳. نمونه دستور توقف پروتکل خستگی با استفاده از خطوط نشانه روی محور عرضی صفحه عملکردی دینامومتر (رسیدن به کمتر از ۵۰ درصد)

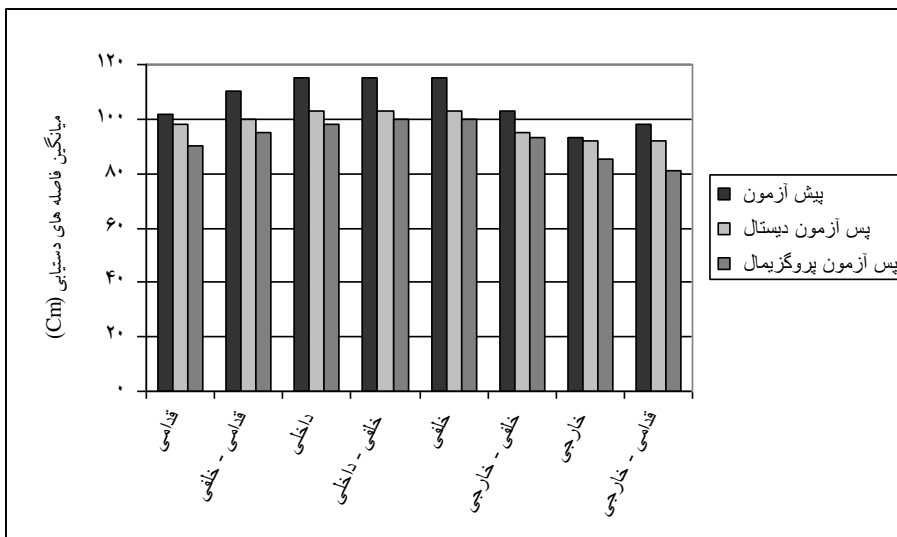
به منظور راحتی اجرای آزمون و اعمال برنامه خستگی گروه های عضلانی (چهار گروه) در شرایط مشابه، آزمودنی های دو گروه تقسیم شدند و آزمون طی چهار هفته اجرا شد. یک روز قبل از انجام تمرینات خستگی، از آزمودنی های دو گروه پس از پنج دقیقه گرم کردن (دو نرم و آهسته، کشش عضلات همسترینگ، چهار سر ران، عضلات سرینی، دوقلو، نعلی و فلکسورهای ران) پیش آزمون SEBT در هشت جهت به عمل آمد. در روز بعد خستگی در یکی از چهار گروه عضلانی به صورت تصادفی با فاصله ۷۲ ساعت، به صورت انجام انقباضات مکرر تا رسیدن به ۵۰ درصد گشتاور حداکثر اولیه انجام گرفت. سپس پروتکل خستگی متوقف شد و پس آزمون SEBT به عمل آمد. طی یک روز فاصله با گروه اول از زمان اتمام آزمون، تمام مراحل آزمون برای گروه دوم به طور مشابه اجرا شد.

به منظور محاسبه میانگین و انحراف استاندارد سن، قد، وزن و شاخص توده بدن آزمودنی ها و نیز فاصله دستیابی آنان در هشت جهت SEBT از آمار توصیفی استفاده شد. همچنین برای تعیین معنی دار بودن اختلاف فاصله دستیابی در هر گروه قبل و پس از اعمال خستگی از آزمون t همبسته و به منظور تعیین اختلاف اثر بین اعمال برنامه خستگی در عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی و تعادل پویای آزمودنی ها (پیش آزمون) از آزمون تحلیل واریانس (طرح اندازه گیری مکرر) در سطح معنی دار $P \leq 0.05$ استفاده شد.

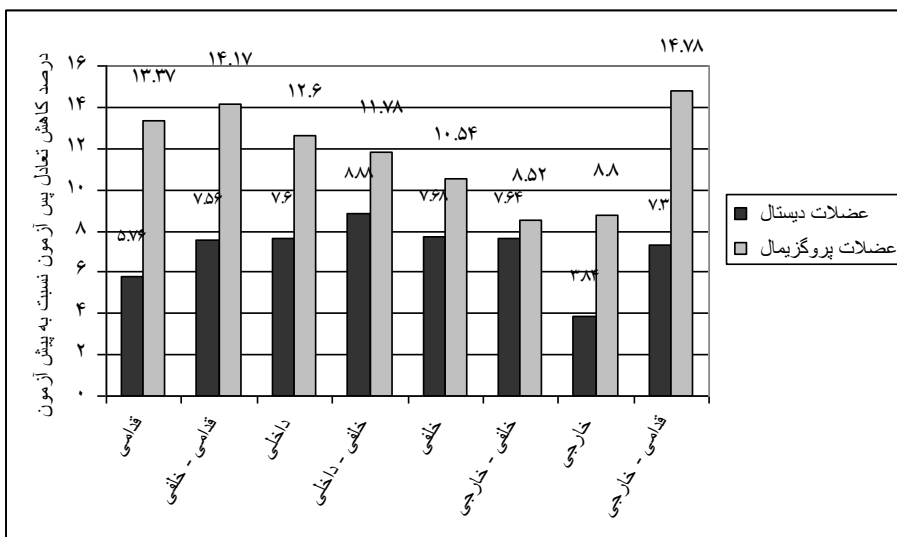
نتایج و یافته های تحقیق

شکل ۴، نتایج مقایسه میانگین های خستگی عضلات پلاننار/ دورسی فلکسور و اورتور/ اینورتورهای مفصل مچ پا (دیستال) و فلکسور/ اکستنسور و آداکتور/ آداکتورهای مفصل ران (پروگزیمال) با میانگین پیش آزمون را نشان می دهد. الف و ب میانگین و درصد کاهش تعادل هر یک از هشت جهت SEBT را در مرحله پیش آزمون و در پس آزمون عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی نشان می دهد. شواهد موجود در این نمودار حاکی از تفاوت بین نتایج است، به طوری که در همه هشت جهت فاصله دستیابی در پس آزمون عضلات پروگزیمال و دیستال نسبت به پیش آزمون کمتر بوده و از نظر آماری این اختلافات در سطح $P \leq 0/05$ معنی دار است.

همچنین نتایج نشان داد که در مقایسه درصد کاهش فاصله دستیابی آزمودنی ها پیش از اعمال برنامه خستگی با میانگین دیستال اندام تحتانی (پس از اعمال برنامه خستگی) بر تعادل پویا، بیشترین کاهش فاصله دستیابی در جهت های خلفی - داخلی (۸/۸۸ درصد)، خلفی (۷/۶۸ درصد) و خلفی - خارجی (۷/۶۴ درصد) و در میانگین پروگزیمال اندام تحتانی (پس از اعمال برنامه خستگی) بر تعادل پویا در جهت های قدامی - خارجی (۱۴/۷۸ درصد)، قدامی - داخلی (۱۴/۱۷ درصد) و قدامی (۱۳/۳۷) درصد به وجود آمده است.



شکل ۴_ الف) میانگین هشت جهت SEBT در هر یک از مراحل پیش آزمون و پس آزمون عضلات دیستال (ساجیتال و فرونتال، و پروگزیمال (ساجیتال و فرونتال)



شکل ۴_ ب) میانگین درصد کاهش تعادل هر یک از هشت جهت SEBT در مرحله پیش آزمون و پس آزمون عضلات پروگزیمال و دیستال

نتایج بررسی تحلیل واریانس (سطح اندازه گیری مکرر) نشان می دهد که بین اثر خستگی عضلات در مرحله پیش آزمون و پس آزمون عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی تفاوت معنی داری وجود دارد (جدول ۱).

جدول ۱. نتایج تحلیل واریانس برای مقایسه میانگین خستگی عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی

منبع تغییر	مجموع مجذورات	درجه آزادی	میانگین مجذورات	F	معناداری
پیش آزمون - پروگزیمال - دیستال	۱۴۱۷/۴۲۴	۱/۰۲۳	۱۳۸۵/۸۲۷	۳۶/۷۱۲	۰/۰۰۰۵
خطا	۷۳۳/۵۸۲	۱۹/۴۳۳	۳۷/۷۴۹		

مقایسه میانگین ها در جدول ۲ نشان می دهد که میانگین عضلات پروگزیمال در مقایسه با دیستال کمتر است. به علاوه بین میانگین تعادل در مرحله پیش آزمون و پس آزمون عضلات پروگزیمال و دیستال تفاوت معناداری وجود دارد.

جدول ۲. نتایج آزمون تعقیبی برای مقایسه میانگین های پیش آزمون عضلات دیستال و پروگزیمال

مرحله	میانگین	مقایسه	میانگین تفاوت	خطای استاندارد	معناداری
پیش آزمون	۱۰۴/۶۶	پیش آزمون - عضلات دیستال	۷/۳۹	۱/۴۵	۰/۰۱۴۳
عضلات دیستال اندام تحتانی	۹۷/۲۷	پیش آزمون - عضلات پروگزیمال	۱۲/۳۸	۱/۵۵	۰/۰۰۰۵
عضلات پروگزیمال اندام تحتانی	۹۲/۲۸	عضلات دیستال - عضلات پروگزیمال	۴/۹۹	۰/۳۱	۰/۰۲۳

مقایسه میانگین ها نشان می دهد که میانگین تعادل در مرحله پیش آزمون ۱۰۴/۶۶ بوده که در پس آزمون عضلات دیستال به ۹۷/۲۷ و در پس آزمون عضلات پروگزیمال به ۹۲/۲۸ کاهش یافته است. به علاوه ایجاد خستگی در موضوع پروگزیمال اندام تحتانی، اثر بیشتری در کاهش فاصله دستیابی آزمودنی ها نسبت به خستگی در موضع دیستال اندام تحتانی در تست SEBT داشته است.

بحث و نتیجه گیری

هدف از این تحقیق، بررسی تاثیر خستگی عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی بر تعادل پویا در دانشجویان فوتبالیست مرد بود. نتایج نشان داد که خستگی ایزوکینتیکی عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی موجب کاهش معنی دار فاصله دستپایی در آزمون SEBT می شود. ضمن اینکه اعمال برنامه خستگی در عضلات مفصل ران موجب کاهش بیشتر فاصله دستپایی آزمودنی ها نسبت به عضلات مچ پا شد.

در مجموع نتایج به دست آمده در زمینه کاهش توانایی کنترل تعادل پس از اعمال برنامه خستگی با یافته های ویلروم و همکاران^۱ (۲۰۰۲)، یاگی و همکاران^۲ (۲۰۰۲)، شیپاتی و همکاران (۲۰۰۳)، توریجورن و همکاران (۲۰۰۳)، البویر کارون (۲۰۰۴) و نیکولاس و همکاران^۳ (۲۰۰۷) که همه آنها تا حدودی کاهش کنترل تعادل و افزایش نوسانات بدن را پس از اعمال برنامه های مختلف خستگی گزارش کرده بودند (۱۷، ۱۸، ۲۸)، همخوانی دارد. اما با نتایج روزی و همکاران (۱۹۹۹) همخوانی ندارد، توضیح احتمالی برای یافته روزی و همکاران که کاهش معنی داری در توانایی تعادلی افراد پس از خستگی به دست نیامدند، می تواند این باشد که شاخص انتخاب شده، یعنی شاخص ثبات کلی در سیستم بایودکس، ممکن است به اندازه کافی برای تعیین تغییرات کوچک، حساس نباشد (۲۹). همچنین نتایج حاصل از تحلیل واریانس نشان می دهد که بین اثر خستگی پیش آزمون و پس آزمون عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی تفاوت معناداری وجود دارد ($P \leq 0/05$). نتایج به دست آمده با یافته های صلواتی و همکاران (۱۳۸۶) و گریبل و همکاران^۴ (۲۰۰۴) که در مجموع به این نتیجه رسیدند که برای حفظ کنترل پاسچر در حالت ایستاده بر روی یک پا، عضلات عمل کننده در مفصل ران نسبت به عضلات ناحیه مفصل مچ پا نقش بیشتری دارند و خستگی عضلات مفصل ران موجب افزایش بیشتری در شاخص های ثباتی نسبت به عضلات مچ پا می شود، همخوانی دارد (۳۰). پس می توان گفت در کل خستگی موجب کاهش تعادل در هر دو گروه عضلات پروگزیمال و دیستال می شود، ولی عضلات پروگزیمال در مقایسه با دیستال بیشتر تحت تاثیر خستگی قرار می گیرند و در نتیجه تعادل بازیکنان فوتبال با خستگی این عضلات کمتر می شود. ضمن اینکه تاثیر خستگی در عضلات مفصل ران در مقایسه با عضلات مچ پا بیشتر است. این یافته را شاید بتوان با نوع تارهای موجود

1 - Vuillerom & et al

2 - Yaggie & et al

3 - Nicolas & et al

4 - Gribble & et al

در هر یک از گروه عضلات مورد نظر مرتبط دانست. براساس یافته‌های قبلی، واحدهای حرکتی موجود در عضلات پروگزیمال اندام تحتانی بیشتر از نوع تند انقباض است که این واحدهای حرکتی نسبت به واحدهای حرکتی کند انقباض نیروی بیشتری تولید می‌کنند، لیکن در برابر خستگی به اندازه واحدهای حرکتی کند انقباض مقاوم نیستند (۳۱). از طرفی، خستگی عضلات ثابت دهنده بیشتر بر روی تعادل تأثیرگذار است، زیرا وقتی ثابت دهنده‌های اصلی مفصل در تولید نیروی کافی ناتوان باشند، مفصل بی ثبات تلقی می‌شود و ممکن است موجب کاهش تعادل شود (۱۷).

خستگی، ظرفیت تولید نیروی عضله را کاهش می‌دهد و شخص نمی‌تواند هماهنگی عصبی - عضلانی مناسبی حین عمل دستیابی در اندامی که بر آن تکیه کرده است، داشته باشد و در نهایت موجب کاهش فاصله دستیابی یا خطاهای بیشتری در پس آزمون می‌شود (۳۲، ۳۳). خستگی در سطح محیطی مکانیزم پیش - پس سیناپسی و جایگاه‌های پتانسیل عمل را تحت تأثیر قرار می‌دهد که شامل ناتوانی در انتقال سیگنال‌های عصبی یا ناتوانی در پاسخ عضله به تحریک عصبی است (۳۲). خستگی در سطح مرکزی ممکن است با تأثیر بر سیستم عصبی به ناتوانی تحریک نورون حرکتی منجر شود و به این شکل کنترل وضعیت تعادل را تحت تأثیر قرار دهد (۳۲). پروتکل‌های خستگی بافت عضلانی بیشتر از گیرنده‌های مفصلی تحت تأثیر قرار داد و فعالیت گیرنده‌های حسی - عمقی به ویژه دوک‌های عضلانی و اندام‌های وتری گلژی را کاهش می‌دهند (۳۴). احتمالاً این ناکارآمدی عصبی - عضلانی بر نقش کنترل عضلات اندام تحتانی در عمل دستیابی اثر نامطلوب می‌گذارد و در نتیجه موجب کاهش فاصله دستیابی در پس آزمون نسبت به پیش آزمون می‌شو. با توجه به اینکه تغییر در دروندادهای حسی آوران از گیرنده‌های محیطی سبب تغییر در کنترل عصبی - عضلانی اندام تحتانی می‌شود و خستگی عضلات اندام تحتانی نیز درونداد آوران را از گیرنده‌های عضلانی تغییر می‌دهد، ترکیب این عوامل به کاهش توانایی بدن برای کنترل اندام تحتانی منجر می‌شود که این عامل را می‌توان یکی از دلایل احتمالی کاهش تعادل پویا پس از خستگی عضلات اندام تحتانی عنوان کرد. دلیل احتمالی دیگر این موضوع را نیز می‌توان به نقش متفاوت عضلات اندام تحتانی در حین اجرای تست تعادل ستاره در جهت‌های مختلف نسبت داد. بنابراین علت احتمالی کاهش بیشتر فاصله دستیابی در سه جهت قدامی، قدامی - خارجی و قدامی - داخلی را می‌توان فعالیت زیاد این گروه عضلانی در اجرای تست در این سه جهت دانست، زیرا برای انجام این جهت‌ها فرد باید به سمت عقب تکیه دهد و تنه در حالت اکستنشن باشد تا تعادلش حفظ شود، در این وضعیت، نیروی جاذبه عمل‌کننده بر قسمت بالاتنه موجب گشتاور زیاد فلکشن زانو می‌شود که باید از طریق گشتارو اکستنشن (انقباضات اکسنتریک) تولید شده توسط

عضله چهارسرران کنترل شود. در مورد کاهش بیشتر فاصله دستیابی در جهت های خلفی - داخلی، خلفی و خلفی - خارجی آزمون SEBT پس از اعمال برنامه خستگی در ناحیه دیستال نیز می توان گفت که فرد برای کسب بیشترین فاصله، نیازمند عمل پلاننار فلکشن میچ پا است که به فعالیت شدید عضلات دیستال اندام تحتانی در حین دستیابی در این جهت ها می انجامد. اگر جنبه حسی تأثیرات خستگی را در نظر بگیریم، می توان گفت که تغییرات ایجاد شده در گیرنده های حسی یک مفصل در اثر خستگی فقط به عضلات اطراف آن مفصل محدود می شود، در نتیجه ایجاد خستگی در عضلات عمل کننده در یک مفصل به اختلال در سازوکارهای تعادلی همان ناحیه منجر می شود و مکانیزم تعادلی در عضلات و مفاصل دیگر را تحت تأثیر قرار نمی دهد، بنابراین اعمال برنامه خستگی در مفصل ران آوران های حسی این ناحیه و متعاقب آن اصلاحات تعادلی منتج از مفصل ران را دچار اختلال خواهد کرد و برعکس. در نتیجه اعمال برنامه خستگی در مفصل میچ پا، گیرنده های حسی و اصلاحات تعادلی این ناحیه دچار اختلال خواهند شد. بنابراین اعمالی برنامه خستگی در مفصل ران می تواند در به تأخیر انداختن اصلاحات تعادلی و در نتیجه کسب فاصله کمتر در حین اجرای عمل دستیابی در SEBT نسبت به اعمال خستگی در مفصل میچ پا نقش بیشتری داشته باشد. همچنین می توان به پیام های رسیده به مغز از گیرنده های حسی در نتیجه خستگی اشاره کرد. اعمال برنامه خستگی در یک ناحیه از بدن و بر روی عضلات عمل کننده در یک مفصل، موجب ارسال پیام هایی توسط گیرنده های حسی به سیستم عصبی مرکزی می شود که این سیستم با ارسال پیامی مبنی بر کاهش فعالیت انقباضی عضلات مورد نظر، احتمالاً برای جلوگیری از آسیب عضله، پاسخ می دهد و در نتیجه کاهش فعالیت عضلات اندام تحتانی به کاهش فاصله دستیابی و تعادل پویا منجر خواهد شد. در حین عمل دستیابی، آزمودنی باید با تکیه بر کنترل عصبی - عضلانی اطراف مفصل اندام تحتانی برای کسب بیشترین فاصله تلاش کند که در صورت عدم شروع به موقع اصلاحات تعادلی در کنار عدم تولید نیروی کافی عضلات اطراف مفصل در اجرای بهینه حرکت مورد نظر دچار مشکل خواهد شد (۱۴). با توجه به یافته های این تحقیق، می توان نتیجه گرفت که برای حفظ تعادل پویای بهینه در حین بازی فوتبال، کارکرد و اعمال نیروی مناسب عضلات عمل کننده در اطراف مفاصل اندام تحتانی به ویژه ناحیه پروگزیمال، اهمیت زیادی دارد. از این رو به منظور افزایش تعادل پویا و کاهش تأثیرات خستگی و متعاقب آن کاهش احتمال آسیب دیدگی در اواخر بازی فوتبال، به دلیل زیاد بودن شمار آسیب های گزارش شده در این زمان، به ورزشکاران، مربیان و دست اندرکاران این رشته ورزشی توصیه می شود که در طراحی برنامه های تمرینی برای افزایش عملکرد ورزشی و کاهش احتمال آسیب دیدگی، افزایش استقامت موضعی عضلات اندام تحتانی به ویژه ناحیه پروگزیمال را مد نظر داشته باشند.

منابع و مآخذ

1. Akuthota, R., Nadler, SF. (2004). "Core strengthening". *Arch Phys Med Rehabil.* 85S: S86-92.
2. Balogun, JA., Akindele, KA., Nahinlola, J. (1994). "Age-related changes in balance performance". *Diabil Rehabil.* 16; PP:58-62.
3. Blackburn, T., Guskiewicz, KM., Petschaur, MA., Prentice, WE. (2000). "Balance and joint stability: the relative contributions of proprioception and muscular strength". *J sport Rehabi.* 9; PP:315-328.
4. Boden, BP. Dean, GS. Feaging, JA., Corret, WE. (2000). "Mechanism of anterior crusiate ligament injury". *Orthopedics.* 23; PP:573-78.
5. Cote, K.P., Brunet, M.E., Gansneder, B.M., Shultz, S.J. (2005). "Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability". *J Ath Train.* 40(1); PP:41-46.
6. Earl, JE., Herter, J. (2001). "Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests". *J Sport Rehabil.* 10; PP:93-104.
7. Gribble, P. (2003). "The star excursion balance test as a measurement tool". *Athl ther today* 8(2); PP:46-47.
8. Gribble, P. Hertel, J. (2003). "Considerations for the normalizing measures of the star excursion balance test". *Measure Phys Educ Exer Sci.* 7; PP:89-100.
9. 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); PP:321-329.
10. Guskiewicz, K., Perrin, D. (1996). "Research and clinical applications of assessing balance". *Sport Rehabil,* 45; PP:63-5.

11.Hertel. J., Miller, SJ., Denegar, CR. (2000). "Intratester and intertester reliability during the star excursion balance tests". *J Sport Rehabil.* 9; PP:104-116.

12.Joyce, CJ., Perrin, DH., Arnold, BL., Granata, KP., Gansneder, BM., and Gieck, JH. (2001). "Dorsiflexor and plantarflexor muscle fatigue decreases postural control". *J Athl Train.* 36(2); P:532.

13.Kimberly, MS. (2005). "The effects of a five-week core stabilization-training program on dynamic balance in tennis athletes". A MS thesis submitted to the school of physical Education at West Virginia University in partial fulfillment of the equirements for the degree of master of Science in Athletic Training.

14.Kinzey, S., Armstrong, C. (1998). "The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance". *J Orthop Sports Phys Ther.* 7(5); PP:356-360.

15.McGuine , TA., Greece JJ. (2000). "Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players". *Clin J Sport Med.* 10(4); PP:239-44.

16.McHugh, M.P., Tyler, T.F., Mirabella, M.R., Mullaney, M.J., Nicholas, S.J. (2007). "The effectiveness of a balance training intervention in reducing the incidence of non contact ankle sprains in high school football players". *Am J Sports Med.* 35(38); PP:1289-99.

17.Miura, K., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H., Toh, S .(2004). "The effect of local and general fatigue on knee proprioception". *Arthroscopy.* 20(4); PP:414-18.

18.Morrison, K.E., Kaminski, T.W. (2007). "Foot characteristics in association with inversion ankle injury". *J Athl Train.* 42(10); PP:135-142.

19.Murphy, DF., Connolly DAJ, Beynnon B. (2003). "Risk factors for lower extremity injury: a review of literature". *Bri J Sports Med.* 37; PP:13-19.

20. Nicolas, V., Baptiste, A., Baptiste, A., Patric, R. (2007). "Trunk extensor muscle fatigue affects undisturbed postural control in young healthy adults". *Gait & Posture*. 24; PP:166-72.
21. Ochsendorf, DT., Mattacola, CG., Arnold, BL. (2000). "Effect of orthotics on postural sway after fatigue of the planter flexors and dorsiflexors". *J Athl Train*. 35(1); PP:26-30.
22. Olmsted, L., Hertel, J. (2004). "Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control". *J Sport Rehabil*. 13; PP:554-66.
23. Punakallio, A. (2005). "Balance abilities of workers in physically demanding jobs : With special reference to firefighters of different ages". *J Sports Sci & Med*. 4, 8; PP:7-14.
24. Ramsdell KM., Mattacola CO., Uhi TL., Mccroy JL., and Malone TR. (2001). "Effects of two ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction". *Athl Train*, 36(2); P:532.
25. Rinne. MB., Pasnen, ME., Miilunpalo, SL., Oja, P. (2001). "Test-retest reproducibility and inter-rater reliability of a motor skill test battery for adults". *Int J Sports Med*. 22; PP:192-200.
26. Vuillerom, N., Forestier, N., Nougler, V. (2002). "Attentional demands and postural sway; Effect of the calf muscle fatigue". *Med Sci Sport Exerc*. 34(12); 1907-12.
27. Wikstrom, E.A., Powers, M.E., Tillman, M.D. (2004). "Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue". *J Athle Train*. 39(3); PP:247-255.
28. Yaggie, J., McGregor, S. (2002). "Effect of isokinetic fatigue on the maintenance of balance and postural limits". *Arch Phys Med Rehabil*. 83; PP:224-8.