اثرات خستگی بر کنترل پاسچر ایستا و پویای ورزشکاران با آسیب‌دیدگی مچ‌پا

سید حسین حسینی مهر[۱]، دکتر حسن دانشمندی[۲]، دکتر علی اصغر نورسته[۳]

۱. کارشناس ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی
۲. دانشیار دانشگاه گیلان
۳. استادیار دانشگاه گیلان

تاریخ دریافت مقاله: ۸۸/۱/۱۸ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۳/۲۵

چکیده

هدف از این مطالعه بررسی اثرات خستگی بر کنترل پاسچر ایستا و پویای ورزشکاران با آسیب‌دیدگی مچ‌پا بود. ۳۰ نفردانشجوی تربیت‌بدنی (۱۴نفرمرد، ۱۶نفرزن) در دو گروه(۱۵ نفر سالم با میانگین سنی ۲۱/۷۸±/۷۹ سال، قد ۱۶۸/۳±۵/۶سانتی‌متر، وزن ۶۳/۶±۲/۶کیلوگرم و ۱۵نفر با آسیب‌دیدگی مچ‌پا با میانگین سنی ۲۱/۴۳±/۸۳سال، قد ۱۶۸/۴±۵/۵سانتی‌متر، وزن ۶۳/۳±۳/۲ کیلوگرم) به صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. برای ارزیابی کنترل پاسچر ایستا و پویا به ترتیب ازآزمون زمان ایستادن روی یک‌پا وآزمون عملکردی تعادل ستاره‌ای استفاده شد. آزمودنی‌ها یک پروتکل عملکردی که ۱۵ دقیقه طول کشید، انجام دادند. از مقیاس بورگ برای سنجش میزان درک فشار استفاده شد. از آزمون تی همبسته برای مقایسه تفاوت پیش‌آزمون و پس‌آزمون کنترل پاسچر ایستا و پویا، از آزمون تی مستقل برای مقایسه تفاوت کنترل پاسچر ایستا و پویا بین دو گروه و از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر (۳×۱) و آزمون تعقیبی(LSD) برای مقایسه تفاوت نمره‌های گزارش خستگی استفاده شد. نتایج این مقاله موید کاهش کنترل پاسچر ایستا و پویا بعد از خستگی بود. در مقابل تفاوت معنی‌داری بین دو گروه(سالم و آسیب دیده) در کنترل پاسچر ایستا بعد از اعمال خستگی وجود نداشت اما، تفاوت معنی‌داری بین دو گروه در جهت‌های خارجی و قدامی‌خارجی آزمون عملکردی تعادل ستاره‌ای وجود داشت (P<۰/۰۵). در ارتباط با بحث کنترل خستگی و کاهش اثر آن بر بروز آسیب ورزشکاران، هر چند مربی نمی‌تواند تمرین را به دلیل خستگی ورزشکار متوقف کند، اما مطلوب‌ترآن خواهد بود که مربی بتواند طوری برنامه تمرین را تنظیم کند که ورزشکار کمتر احساس خستگی کند.

کلیدواژه‌های فارسی: کنترل پاسچر ایستا و پویا، آسیب‌دیدگی مچ‌پا ، آزمون عملکردی تعادل ستاره‌ای، زمان ایستادن روی یک پا، خستگی.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

مقدمه

کنترل پاسچر در عملکرد رشته‌های ورزشی نقش مهمی را ایفا می‌کند و عملکرد تمامی رشته‌ها از تیراندازی که کمترین جابه جایی در آن صورت می‌گیرد تا رشته‌هایی مانند ژیمناستیک و کشتی که جابه‌جایی سریع همراه با حداکثر تعادل مورد نیاز است را تحت الشعاع قرار می‌شود و از این طریق موجب موفقیت ورزشی می‌گردد (۱). برخی از عوامل مانند ضایعات سیستم عصبی، فشارهای روانی، مکانیسم‌های دهلیزی و همچنین خستگی می‌توانند بر کنترل پاسچر تاثیرگذار باشند (۲). خستگی از شایع‌ترین احساساتی است که ما در زندگی روزمره آن را تجربه می‌کنیم اما به دلیل معانی مختلف مرتبط با آن، از جمله واماندگی، خستگی جسمانی (عضلانی) و خستگی روحی، ارائه یک تعریف کامل از آن مشکل است (۳). در میان انواع خستگی‌ها، خستگی عضلانی ناشی از فعالیت فیزیکی در قسمت‌های مختلف ساختارهای کنترل عصبی عضلانی، از جمله سیستم عصبی مرکزی، کنترل عصبی عضله و خود عضله اتفاق می‌افتد که کاهش کارایی عضلات و افزایش احتمال آسیب پس از وقوع خستگی را موجب می‌شود (۴). هر ساله مطالعات جدیدی منتشر می‌شوند که انواع صدمات ورزشی و روش‌های مختلف توانبخشی و همچنین موضوعات فیزیولوژیکی دیگری که مربوط به تمرین ورزشکار و پزشکی ورزشی است را بررسی می‌کنند. با وجود این، در سال‌های گذشته چندین مطالعه منتشر شده است که زمان صدمه در ارتباط با خستگی را مورد مطالعه قرار داده‌اند. به عنوان مثال در مطالعه‌ای گزارش شده است ۷۶ درصد از آسیب‌ها در نیمهٔ دوم مسابقه یا نیمهٔ دوم تمرین حادث شده‌است. دامنهٔ این صدمات از اسپرین خارجی درجهٔ یک مچ پا تا پارگی کامل لیگامنت متقاطع قدامی متغیر بوده است (۴). ازجمله مفاصلی که بیشترین آسیب‌دیدگی را در ورزش به خود اختصاص می‌دهد، مفصل مچپا است که تقریبا ۱۰ تا ۲۸ درصد از کل آسیب دیدگی‌های ورزشی را به خود اختصاص می‌دهد (۵). آسیب‌های اسپرینی مچپا یکی از رایج‌ترین این صدمات درمیان ورزشکاران است (۶). بعد از صدمه اولیه تا ۸۰ درصد امکان وقوع مجدد آن در افراد فعال وجود دارد (۷). مچ پا، از جمله مفاصلی است که نقش مهمی در کنترل تعادل برعهده دارد (۸).

به طور کلی، اطلاعات حس عمقی یک پیش نیاز برای تعادل، جهت یابی بدن و هماهنگی حرکات است (۹). این اطلاعات برای نگهداری پاسچر ایستاده به دلیل تغییر در زوایای مفصل در مچپا، زانوو ران به منظور هماهنگی عضو و حرکات بدن برای حفظ پاسچر، مهم هستند. در حقیقت، انسان از اطلاعات حس عمقی در پاسخ به تغییرات در پوزیشن عضو پاسخ می‌دهد (۹).

لذا تخریب این اطلاعات به هر نوعی، باعث بر هم خوردن تعادل می‌شود (۱۰). به طور کلی حفظ وضعیت بدن در حالت ایستاده، کار پیچیده‌ای است که به تنظیم اطلاعات حسی - حرکتی، وستیبولار و بینایی از کل بدن جهت ارزیابی موقعیت و حرکت بدن در فضا و تولید نیروهایی برای کنترل وضعیت بدن نیاز دارد (۱۱).

با وجود اینکه در سال‌های اخیر، رابطهٔ میان آسیب‌های اندام تحتانی و خستگی به ویژه با تأکید برحس وضعیت مفصلی زانو و نوسانات پاسچر مورد توجه قرار گرفته است (۱۴-۱۲)، اما تحقیقات کمی در رابطه با حس وضعیت مفصلی در مچپا و زانو پس از پروتکل‌های خستگی شدید وجود دارد. مهم‌تر اینکه در این تحقیقات به این نکته اساسی کمتر توجه شده است که اصولاً خستگی در ورزش غالباً نه به صورت موضعی، بلکه در طول مسابقه و تمرین و به صورت عملکردی و بر کل بدن پدید می‌آید کمتر توجه شده است.

فعالیت خستگی عملکردی مرتبط با ورزش باید شامل یک جلسهٔ تمرینی که شباهت بسیار زیادی به فعالیت مورد نظر دارد و به جای یک عضله و یا یک گروه عضلانی، کل عضلات بدن را تحت بررسی قرار دهد. این برنامهٔ خستگی عملکردی نباید محدود به تمرینات ایزوکینتیک، ایزومتریک، ایزوتونیک و یا پولیومتریک باشد، بلکه می‌بایست انواع تمرینات را برای خسته کردن ورزشکار شامل شود و همچنین استقامت قلبی- عروقی افراد را در طی اجرای برنامه تحت تاثیر قرار دهد.

با توجه به اینکه آسیب‌های اسپرینی مچپا یکی از رایج‌ترین صدمات در میان ورزشکاران (۶) و امکان وقوع آن در افراد فعال تا ۸۰ درصد وجود دارد (۷)، همچنین هزینهٔ هنگفتی برای درمان این آسیب‌ها (دو بیلیون دلار در سال) هزینه می شود (۱۵)، از طرفی مطالعه دیگر در زمینهٔ بررسی اثرات ناپایداری مزمن مچ پا بر کنترل پاسچر با همهٔ اهمیت کاربردی آن، کمتر صورت گرفته است و مطالعات قبلی انجام شده در این زمینه نیز که به صورت جداگانه تأثیر آسیب-دیدگی مچپا و خستگی را بر کنترل پاسچر ایستا و پویا بررسی کرده‌اند، پروتکل ایجاد خستگی به صورت موضعی بوده است. در این تحقیق سعی بر این است تا به بررسی اثرات خستگی و آسیب‌دیدگی مچپا بر کنترل پاسچر ایستا و پویا با استفاده از آزمون‌های میدانی و پروتکل ایجاد خستگی بر کل بدن، پرداخته شود.

روش‌شناسی

در یک پژوهش نیمه تجربی از میان دانشجویان مرد و زن رشتهٔ تربیت بدنی دانشگاه گیلان، تعداد ۳۰ نفر (۱۵ نفر با مچ پای سالم به عنوان گروه کنترل؛ (۷ نفر مرد، ۸ نفر زن) و (۱۵ نفر

با آسیب‌دیدگی مچ‌پا؛ ۷ نفر مرد، ۸ نفر زن) (۱۶)، به صورت تصادفی هدفدار انتخاب شدند و با تکمیل فرم رضایت‌نامه به صورت داوطلب در این تحقیق شرکت کردند.
مشخصات فردی آزمودنی‌های پژوهش در جدول شمارهٔ یک آورده شده است.

جدول۱. اطلاعات و ویژگی‌های توصیفی آزمودنی‌ها

گروه	سن(سال)	قد(سانتی‌متر)	وزن(کیلوگرم)	طول پا(سانتی‌متر)
کنترل	۲۱/۷۸±۰/۷۹	۱۶۸/۳± ۵/۶	۶۳/۶ ±۲/۶	۸۲/۶۶±۵/۵۶
تجربی	۲۱/۴۳±۰/۸۳	۱۶۸/۴±۵/۵	۶۳/۳±۳/۲	۸۲/۸±۳/۸

ویژ گی‌های آزمودنی‌های پژوهش:

الف- عدم آسیب یا جراحی مچ پا، در شش ماه گذشته ب- عدم آسیب یا جراحی زانو، در شش ماه گذشته ح- عدم آسیب یا جراحی ران، در شش ماه گذشته. د- عدم آسیب یا نقص در سیستم‌های بینایی، شنوایی، عصبی (۱۹-۱۷).

ویژگی‌های افراد با آسیب دیدگی مچ پا:

الف- در شش ماه گذشته سابقه آسیب‌دیدگی در اندام تحتانی نداشتند. ب- حداقل سابقه یکبار اسپرین مچ پا که منجر به تورم، درد، از دست دادن عملکرد و در گچ رفتن عضو مربوطه شده باشد، رخ داده باشد. ج- اسپرین یک طرفه (در یکی از پاها)، در ناحیهٔ خارجی مچ پا اتفاق افتاده باشد (۱۶).

روش پژوهش

در ابتدا، برای انتخاب آزمودنی‌ها، از دانشجویان تربیت بدنی دانشگاه گیلان دعوت استفاده شد. سپس اطلاعات در مورد ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها و سابقهٔ آسیب‌دیدگی توسط پرسشنامه کسب شد. پس از دریافت پرسشنامه حاوی اطلاعات شخصی و سابقهٔ آسیب، افراد برای گروه-های کنترل و گروه آزمایش به صورت تصادفی هدفدار انتخاب شدند. سپس رضایت‌نامه شرکت در پژوهش و اطلاعات در مورد ویژگی‌های آنتروپومتریکی از آزمودنی‌ها کسب شد.
آزمون‌های اندازه‌گیری کنترل پاسچر در سالن ورزشی تربیت بدنی دانشگاه گیلان انجام شد. در این پژوهش، برای ارزیابی تعادل ایستا از آزمون زمان ایستادن روی یک پا[1]، برای ارزیابی تعادل

[1]. Leg stance time

پویا از آزمون عملکردی تعادل ستاره‌ای[1] و برای ایجاد خستگی، از یک پروتکل عملکردی هفت ایستگاهی استفاده شد. درجلسهٔ آزمون، ابتدا جزئیات آزمون برای آنان شرح داده شد و آزمودنی‌ها با دو آزمون اندازه‌گیری تعادل (ایستا و پویا) و پروتکل خستگی آشنا شدند. پس از آشنایی با آزمون‌ها، آزمودنی ۵ دقیقه شروع به گرم کردن کرد وتمرینات کششی که مخصوص عضلات همسترینگ، کشالهٔ ران، سرینی، چهارسر، دوقلو و نعلی بود را انجام داد. سپس به صورت تصادفی پیش‌آزمون یکی از آزمون‌های تعادل، به صورت تصادفی انجام شد و در ادامه، پروتکل خستگی انجام شد. برای سنجش خستگی در این پژوهش از مقیاس بورگ (۱۵ ارزشی) استفاده شد. این مقیاس درایستگاه اول (قبل از شروع پروتکل) ایستگاه سوم و ایستگاه آخر پرسیده شد تا مشخص شود آزمودنی چه اندازه احساس خستگی کرده است. پروتکل خستگی در محدودهٔ زمین بسکتبال انجام شد و محل اندازه‌گیری آزمون‌ها در دایرهٔ وسط زمین بسکتبال بود. آزمودنی پس از پایان هفت ایستگاه به وسط زمین بسکتبال می‌آمد و از او پس‌آزمون ارزیابی کنترل پاسچر گرفته می‌شد. در جلسهٔ دیگر، دومین آزمون کنترل پاسچر به همین شیوه گرفته شد.

آزمون عملکردی تعادل ستاره‌ای

آزمون عملکردی است که از یک پای ایستاده و بیشترین فاصله دستیابی با پای دیگر تشکیل شده است. این آزمون از ۸ جهت که جهت‌ها نسبت به یکدیگر زاویهٔ ۴۵ درجه می سازند، تشکیل شده است. جهت‌ها از طرف مرکز دایره به سمت خارج هستند. ۸ خطی که روی دایره قرار دارند، بر اساس جهت گردش نسبت به پای اتکا تقسیم‌بندی شده‌اند (جهت‌های جلویی، جلویی کناری، جلویی داخلی، داخلی، کناری، عقبی،عقبی‌کناری و عقبی‌داخلی) (۲۰). قطر دایره ۱۸۲/۹ سانتی‌متر و روی زمین سخت قرار گرفته است. عرض هر یک از خطوط، ۷/۶۲ سانتی‌متر می‌باشد. هر آزمودنی ۶ جهت تمرینی را در هر کدام از ۸ جهت برای آشنایی با آزمون و کاهش تأثیر یادگیری در طول آزمون انجام می دهد (۵۰). برای انجام آزمون، آزمودنی‌ها در وسط دایره می‌ایستند و پای برتر خود را در مرکز قرار می دهند و با پای دیگر اقدام به عمل رسش تا دورترین نقطه ممکن می کنند. از آزمودنی خواسته می شود که دورترین نقطه را با انتهایی ترین قسمت پا و با کنترل و به آرامی انجام دهد، تا اطمینان حاصل شود که عمل انجام شده توسط کنترل عصبی عضلانی کافی و مناسب صورت گرفته است. سپس آزمودنی به وضعیت ابتدایی باز می گردد و محل تماس با توجه به اندازه‌هایی که از قبل

[1]. Star Excursion Balance Test

روی خطوط کشیده شده است، ثبت می شود. در خلال رسش‌ها، ۳ ثانیه استراحت لحاظ می شود. نحوۀ گردش با توجه به پای رسش راست یا چپ به ترتیب در جهت عقربه‌های ساعت و خلاف جهت عقربه‌های ساعت است (۲۱). رسش ها در صورتی مورد قبول واقع نمی‌شوند، که پای رسش خط را لمس نکند، در صورتی که وزن روی پای رسش حمل شود، پای تکیه‌گاه از مرکز دایره بلند شود یا اینکه تعادل در هر نقطه از رسش مختل گردد.

آزمون تعادلی زمان ایستادن روی یک پا

هدف از انجام این آزمون، ارزیابی میزان توانایی حفظ تعادل روی سینه پا است. آزمون به این صورت است که آزمودنی ابتدا کفش‌های خود را بیرون می‌آورد و دست‌هایش را بر بغل کمر می‌چسباند، سپس پای دیگر خود را از ناحیۀ زانو خم می‌کند و سینۀ پای خود را به قسمت داخلی زانوی پای دیگر قرار می‌دهد. سپس، پاشنۀ پای دیگر را که روی زمین است بالا می‌آورد و روی سینۀ پا، تعادل خود را حفظ می-کند. از زمانی که پاشنه پا از زمین بلند می‌شود، زمان با استفاده از زمان‌سنج محاسبه می‌شود. زمان‌سنج هنگامی‌که یکی از موارد زیر اتفاق بیفتد، متوقف می‌شود:

۱.دست ها از بغل کمر جدا شود ۲. پایی که بر بغل زانوی پای دیگر است، جدا شود ۳. پایی که وزن بدن را تحمل می‌کند، تعادلش بر هم بخورد۴. پاشنه پای تحمل کننده وزن، با زمین تماس پیدا کند (۲۲).

برنامۀ خستگی عملکردی

این برنامۀ خستگی شامل هفت ایستگاه بود. ایستگاه اول: دویدن با گام های آهسته و منظم (جاگینگ) با سرعت انتخابی آزمودنی به مدت ۵ دقیقه. ایستگاه دوم: ۲دقیقه دویدن با سرعت در طول زمین بسکتبال. ایستگاه سوم:۱دقیقه شنای سوئدی. ایستگاه جهارم: ۱/۳۰ (یک دقیقه و سی ثانیه) دراز و نشست. ایستگاه پنجم: ۲دقیقه پله از روی جعبه ۱۲ اینچی. ایستگاه ششم: ۲ دقیقه دویدن با سرعت در طول زمین بسکتبال (مانند ایستگاه سوم). ایستگاه هفتم ۱/۳۰ (یک دقیقه و سی ثانیه) دویدن با سرعت، به نحوی که بتواند آن را تا انتهای مسیر حفظ کنند. در مکان‌های ابتدای ایستگاه اول و انتهای ایستگاه‌های سوم و آخر آزمون مقیاس بورگ انجام می‌شد تا مشخص شود آزمودنی‌ها چه اندازه احساس خستگی کرده‌اند (۲۳)؛ همان‌گونه که ساسکو[1] (۲۳) و ویلکینز[1] (۲۴) نیز از این مقیاس استفاده کردند. این مقیاس و میزان حداکثر

1. Succo

اکسیژن مصرفی به مقدار زیادی با هم تطابق دارند (۲۴)، به همین دلیل، در این تحقیق مورد استفاده قرار گرفته‌اند. عدد ۱۵ در مقیاس بورگ، نمایانگر ۷۵ تا ۸۵ درصد حداکثر اکسیژن مصرفی بیشینه است (۲۴). بنابراین، این برنامهٔ تعدیل شده‌ای بود که پس از آزمون اولیه، برای مشخص کردن این موضوع که آزمودنی‌ها قادر به انجام این برنامه هستند، تعیین شد

برای آزمون فرضیه‌های پژوهش از آمار استنباطی شامل: آزمون کالموگراف- اسمیرنف برای نرمال بودن داده ها، آزمون t همبسته برای مقایسهٔ پیش‌آزمون و پس‌آزمون کنترل پاسچر ایستا و پویا در هر گروه، آزمون t مستقل، برای مقایسهٔ تفاوت کنترل پاسچر ایستا و پویا بین دو گروه بعد از اعمال پروتکل خستگی و آزمون ANOVA با اندازه‌گیری مکرر (۳×۱) و آزمون تعقیبیLSD برای مقایسهٔ تفاوت نمره‌های خستگی (میزان درک فشار)، استفاده شد.

نتایج

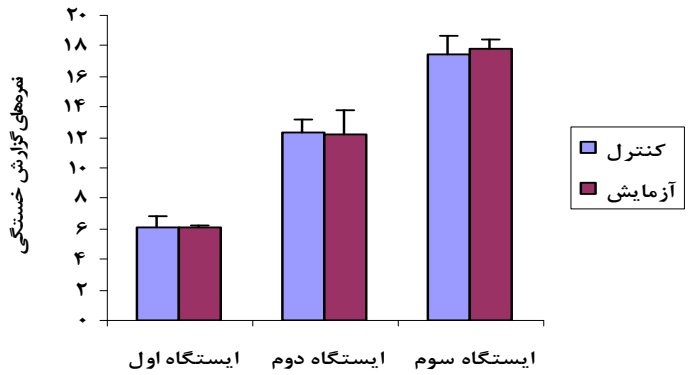
قبل از انجام آزمون فرضیه‌های آماری، در ابتدا باید مشخص کنیم که تفاوت معنی‌داری بین نمره‌های گزارش خستگی بین سه ایستگاه گزارش خستگی وجود دارد یا خیر؟ جدول شمارهٔ دو نتایج آزمون ANOVA با اندازه‌گیری مکرر برای دو آزمون تعادل ایستا و پویا را نشان می‌دهد.

جدول ۲. نتایج آزمون ANOVA با اندازه‌گیری مکرر برای دو آزمون تعادل ایستا و پویا

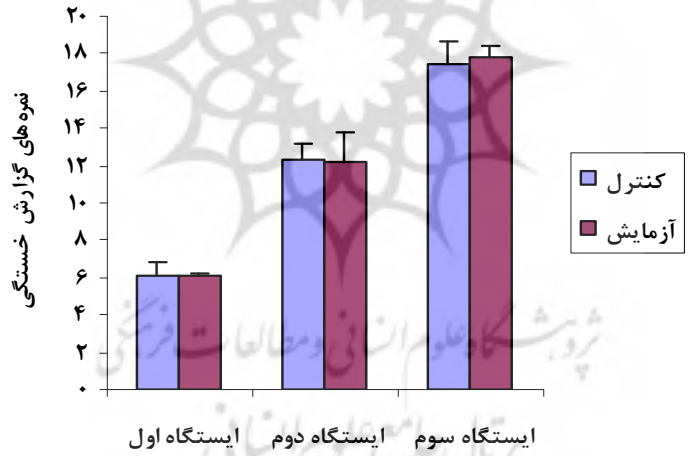
	مقدار F	سطح معنی‌داری	معنی‌داری
کنترل تعادل ایستا آزمایش	۳۷۲۴/۷۱ ۴۲۸۵/۱۲	۰/۰۰۱ ۰/۰۰۱	* *
کنترل تعادل پویا آزمایش	۳۹۸۸/۳۱ ۴۳۵۵/۳۴	۰/۰۰۱ ۰/۰۰۱	* *

همچنین نتایج آزمون تعقیبی LSD برای دو آزمون تعادل ایستا (نمودار شمارهٔ ۱) و پویا (نمودار شمارهٔ ۲) نشان داد که بین سه ایستگاه گزارش خستگی تفاوت معنی‌داری بین نمره‌های گزارش خستگی ایستگاه‌های اول و دوم، ایستگاه دوم و سوم و ایستگاه‌های اول و سوم برای دو آزمون تعادل ایستا و پویا وجود دارد.

1. Willkinz



نمودار ۱. مقایسه میانگین نمره‌های گزارش خستگی برای تعادل ایستا



نمودار ۲. مقایسه میانگین نمره‌های گزارش خستگی برای تعادل پویا

نتایج آزمون t همبسته، در مورد میانگین فاصله‌های دستیابی در هر هشت جهت، در دو مرحلهٔ پیش‌آزمون و پس آزمون که در جدول شمارهٔ ۴ ارائه گردیده است، مشاهده می‌شود که مقدار t محاسبه شده در سطح ۰/۰۵ در هر هشت جهت معنی دار شده است. به عبارت دیگر می توان گفت که تعادل پویای افراد با آسیب‌دیدگی مچ پا بعد از اعمال پروتکل خستگی کاهش یافته است.

نتایج آزمون تی مستقل در مورد مقایسه تفاوت کنترل پاسچر ایستا بین دو گروه بعد از اعمال خستگی نشان داد که بین دو گروه، بعد از اعمال پروتکل خستگی تفاوت معنی‌دار یه‌وجود ندارد (جدول۳).

جدول ۳. مقایسهٔ میانگین‌های تعادل ایستای افراد سالم و افراد با آسیب‌دیدگی مچ‌پا

آزمودنی	اختلاف میانگین های پیش‌آزمون و پس‌آزمون	t	درجه آزادی	مقدار P
کنترل	-۴/۸۱±۲/۳۹	-/۷۸	۲۸	۰/۴
آزمایش				

همچنین نتایج آزمون t مستقل در مورد میانگین فاصلهٔ دستیابی در هر هشت جهت آزمون عملکردی تعادل ستاره‌ای در دو مرحلهٔ پیش‌آزمون و پس‌آزمون که در جدول شمارهٔ ۴ ارائه گردیده است، مشاهده می شود که مقدار t محاسبه شده در سطح ۰/۰۵ تنها در دو جهت قدامی‌جانبی و جانبی معنی‌دار بوده، و در جهت‌های دیگر معنی‌دار نشده است.

جدول ۴. مقایسهٔ میانگین‌های فاصله دستیابی در هر هشت جهت بین گروه کنترل و آزمایش

. آزمودنی	جهت های رسش	میانگین پیش آزمون	میانگین پس آزمون	اختلاف میانگین پیش آزمون و پس آزمون دو گروه	t	مقدار P
کنترل	قدامی	۸۷/۷۸±۴/۸	۸۲/۸±۶/۶	-۷/۷۵±۲/۰۸	-۳/۷۲	/۲۱
آزمایش		۸۹/۸±۷/۴	۸۱/۹±۶/۴			
کنترل	قدامی-داخلی	۹۱/۳۴±۵/۴	۸۷±۶/۱	-۲/۱۷±۲/۳	-/۹۲	/۳۶
آزمایش		۹۱/۸۵±۸/۹	۸۵/۳۳±۴/۴			
کنترل	داخلی	۹۲/۲۷±۷/۹	۸۸/۶±۶/۰۴	-۲/۹±۲/۴	-۱/۲۰	/۲۳
آزمایش		۹۳/۱۷±۹/۹	۸۶/۶±۵/۲			
کنترل	داخلی-خلفی	۹۹/۹±۸/۵	۹۲/۳±۷/۸	۳/۶۹±۳/۷۵	-/۹۸	/۳۳
آزمایش		۹۴/۲۷±۱۱/۴۶	۸۶/۳۳±۷/۲			
کنترل	خلفی	۹۷/۱۰±۱۲/۱۶	۹۱/۷۶±۸/۷	۳/۰۳±۳/۱	/۹۷	/۳۳
آزمایش		۹۱/۷۶±۹/۵	۸۴/۲۶±۷/۶			
کنترل	خلفی-خارجی	۹۴/۷۸±۱۲/۶	۸۲/۱۶±۹/۵	۳/۷۳±۳/۱	۱/۲	/۲۲
آزمایش		۸۸/۴۴±۶/۶	۸۲/۱۶±۹/۵			
کنترل	خارجی	۶۰/۸۸±۸/۵	۵۶/۷±۶/۷	-۶/۹±۲/۸	-۲/۴	/۰۱
آزمایش		۶۱/۴۴±۷/۵	۵۰/۶۶±۶/۰۶			
کنترل	قدامی-خارجی	۸۸/۴۶±۸/۶	۷۳/۷۶±۷/۸	-۶/۶±۱/۷	-۳/۶	/۰۰۱
آزمایش		۸۴/۷۹±۶/۱	۷۵/۲۵±۵/۲			

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثرات خستگی بر کنترل ایستا و پویای ورزشکاران با آسیب-دیدگی مچ‌پا با استفاده از یک پروتکل خستگی عملکردی ۱۵ دقیقه‌ای بوده است. در بیشتر مطالعات قبلی که در این زمینه صورت گرفته از پروتکل خستگی موضعی یا پروتکل خستگی ایزوکینتیک، پروتکل بلند کردن تکراری یا پروتکل خستگی ایزومتریک استفاده کرده‌اند. به طور کلی، اعتقاد بر این است که ۱۵ دقیقه فعالیت خسته‌کننده، اثرات خستگی موضعی (محیطی) و عناصر خستگی مرکزی را برای کاهش کنترل تعادل، ترکیب می‌کند. به نظر می‌رسد که تغییر در در ورودی‌های آوران از گیرنده‌های محیطی ممکن است باعث تغییر در کنترل عصبی عضلانی اندام تحتانی شود. همچنین می‌دانیم که تغییر در ورودی‌های آوران از گیرنده‌های عضله، منجر به کاهش توانایی بدن برای کنترل اندام تحتانی می‌گردد (۲۵). ناتوانی در انتقال سیگنال‌های عصبی با ناتوانی در پاسخ عضله به تحریک عصبی است. خستگی در سطح مرکزی ممکن است با تأثیر بر سیستم عصبی منجر به ناتوانی تحریک نرون‌های حرکتی شود و به این شکل کنترل پاسچر را تحت تأثیر قرار دهد. پروتکل‌های خستگی بافت عضلانی را بیشتر از گیرنده‌های مفصلی تحت تاثیر قرار می دهند و فعالیت گیرنده‌های حس عمقی خصوصاً دوک‌های عضلانی و اندام وتری گلژی را کاهش می‌دهند. احتمالاً این ناکارآمدی عصبی-عضلانی بر نقش کنترل عضلات اندام تحتانی در عمل دستیابی، اثر نامطلوب می‌گذارد، در نتیجه باعث کاهش فاصلهٔ دستیابی در پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون می‌شود (۲۵).

به طور کلی، عواملی که به طور بالقوه می‌توانند باعث کاهش عملکرد تعادلی پس از خستگی شوند، بر خستگی موضعی و عمومی متمرکز شده‌اند. خستگی عمومی، مربوط به کاهش بروندادهای سیستم عصبی مرکزی به عضلات است و احتمالاً دارای بخشی است که تولیدکنندهٔ عواملی برای درک تلاش همراه با تغییر در گذرگاه‌های حرکتی است (۲۶). خستگی موضعی یا از طریق کاهش در عوامل متابولیکی موجود برای انقباض عضله ایجاد می‌شود که شامل: آدنوزین تری فسفات، کراتین فسفات و گلیکوژن است و یا به علت افزایش عوامل متابولیکی چون اسیدلاکتیک در عضله (که منجر به عدم توانائی برای حفظ یک نیروی عضلانی لازم می‌شود)، به‌وجود می‌آید (۲۶). از آنجایی که آزمودنی‌ها در این تحقیق یک پروتکل خستگی را انجام دادند که خستگی عمومی تولید می‌کرد و به طور اختصاصی به گروه عضلانی خاصی مربوط نبود، تغییرات در تعادل پس از خستگی در نتیجه ترکیبی از خستگی عمومی و موضعی بوده است (۲۶). فیلیپ و همکاران (۲۰۰۴) تأثیر خستگی و ناپایداری مزمن مفصل مچ پا را بر کنترل پاسچر بررسی کردند. آنها دریافتند که خستگی و ناپایداری مزمن مچ پا، باعث کاهش

فاصلهٔ دستیابی در همهٔ جهات و زاویهٔ فلکشن زانو می‌شوند که با یافته‌های تحقیق حاضر مطابقت دارد. ساسکو و همکاران و ویلکینز و همکاران از پروتکل خستگی عملکردی استفاده کردند، اما عملکرد آزمودنی‌ها را از روی سیستم خطای امتیازدهی تعادل (BESS)[1] ارزیابی کردند که اندازه‌گیری تعادل ایستا می‌باشد. هر دوی آنها گزارش کردند که استفاده از پروتکل خستگی عملکردی در ۲۰ دقیقه منجر به کاهش معنی‌داری در عملکرد آزمودنی‌ها در BESS می‌شود که نتایج ما با این تحقیقات همسویی دارد (۲۲،۲۳). این محققان عواملی را به عنوان توجیه اثر خستگی عملکردی بر کنترل پاسچر پویا و تضعیف آن عنوان کرده‌اند. آنها بیان داشته‌اند درون‌دادهای گیرنده‌های زیرجلدی کف پا در اثر خستگی کاهش می‌یابد که می‌تواند کنترل عصبی-عضلانی کل زنجیره حرکتی را تحت تأثیر قرار دهد. خستگی، کاهش ظرفیت تولید نیروی عضله را در پی دارد و شخص نمی‌تواند هماهنگی عصبی عضلانی مناسبی حین عمل دستیابی در اندامی که به آن تکیه کرده است، داشته باشد و در نهایت باعث کاهش فاصله دستیابی یا خطاهایی بیشتر در پس آزمون می‌شود. 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. خستگی در سطح مرکزی ممکن است با تأثیر بر سیستم عصبی منجر به ناتوانی تحریک نرون های حرکتی شود و به این شکل کنترل پاسچر را تحت تأثیر قرار دهد. پروتکل‌های خستگی، بافت عضلانی را بیشتر از گیرنده‌های مفصلی تحت تأثیر قرار می‌دهند و فعالیت گیرنده‌های حسی-عمقی خصوصا دوک‌های عضلانی و اندام‌های وتری گلژی را کاهش می‌دهند. احتمالاً این ناکارآمدی عصبی-عضلانی بر نقش کنترلی عضلات اندام تحتانی در عمل دستیابی اثر نامطلوب گذاشته و در نتیجه باعث کاهش فاصله دستیابی در پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون شده باشد. اعمال برنامهٔ خستگی موجب ارسال پیام‌هایی توسط گیرنده‌های حسی به سیستم عصبی مرکزی می‌شود که این سیستم با ارسال پیامی مبنی بر کاهش فعالیت انقباضی عضلات مورد نظر، احتمالاً برای جلوگیری از آسیب عضله، پاسخ می‌دهد (۲۲،۲۳). لذا اعمال برنامهٔ خستگی منجر به کاهش سرعت انتقال عصبی در راه های آوران و وابران می‌شود که این عامل نیز می‌تواند در کاهش تعادل و فاصلهٔ دستیابی آزمودنی‌ها پس از اعمال برنامهٔ خستگی نقش داشته باشد.

به نظر می‌رسد، دلیل اینکه در مقایسهٔ تعادل پویا بین دو گروه(سالم و آزمایش)، فقط در جهت‌های خارجی و قدامی‌خارجی تفاوت معنی‌دار شده است، در جهت‌های ذکر شده آزمودنی برای اینکه بیشترین رسش (فاصلهٔ دستیابی) را داشته باشد، ناچار به ایجاد اینورشن در مچ پای

---

[1]. Balance Error Score System

خود است که به دلیل سابقهٔ آسیب دیدگی در ناحیهٔ خارجی مچ پا و پیامد آن، کاهش دامنهٔ حرکتی و انعطاف پذیری، در مقایسه با افراد با مچ پای سالم در جهت‌های ذکر شده دارای کاهش فاصلهٔ دستیابی بیشتری است.

بنابراین به طور خلاصه، خستگی و ناپایداری مزمن مچ‌پا باعث تغییر در دروندادهای حسی آوران از گیرنده‌های محیطی می‌شود و پیآمد آن باعث تغییر در کنترل عصبی-عضلانی می‌گردد و همچنین درونداد آوران را از گیرنده‌های عضلانی تغییر می دهد، ترکیب این دو عامل (خستگی و ناپایداری مزمن مچپا) این اثر را بیشتر می‌کند، آن را می‌توان به عنوان عامل احتمالی توجیه و تفسیر کاهش توانایی بدن برای کنترل پس از اعمال برنامهٔ خستگی ذکر کرد. با توجه به نتایج پژوهش حاضر، به نظر می‌رسد که خستگی و ناپایداری مزمن مچ‌پا از جمله عوامل تأثیر گذار بر تعادل بوده و بدین دلیل می‌توانند نقش تعیین کننده‌ای در موفقیت ورزشکار داشته باشند، به طوری که متصور است هر کدام از این عوامل به طور جداگانه یک اثر تخریبی روی تعادل دارد و ترکیب این دو عامل اثر تخریبی را افزایش می دهد. بنابراین با توجه به این نکته، به مربیان آمادگی جسمانی توصیه می‌شود در کنار توجه به عوامل دیگر آمادگی جسمانی، به تمرینات تعادلی و افزایش استقامت عضلانی در افراد با ناپایداری مزمن مچ‌پا، نیز توجه داشته باشند و همیشه تمرکز ویژه آنان معطوف به بهبود تعادل و عملکرد بعد از آسیب‌دیدگی نباشد، بلکه با یک دید پیشگیری از وقوع آسیب، در برنامه های تمرینی ورزشکاران خود، توجه ویژه به تمرینات تعادلی داشته باشند. نکتهٔ دیگری که به مربیان ورزشی توصیه می‌شود، در ارتباط با برنامه‌ریزی مناسب تمرین برای کنترل خستگی و جلوگیری از وقوع آسیب است. شاید مطلوب نباشد از یک مربی انتظار داشت که تمرین را به دلیل خستگی ورزشکار متوقف کند، اما مطلوب‌تر این است که مربی بتواند طوری برنامهٔ تمرین را تنظیم کند که ورزشکار کمتر احساس خستگی کند. به عنوان مثال، یک مربی ژیمناستیک که در برنامهٔ تمرین ورزشکار خود سه ساعت تمرین دارد می تواند فعالیت‌های مشکل‌تر که احتمال وقوع آسیب در آنها بیشتر است را در نیمهٔ اول تمرین برنامه‌ریزی کند و فعالیت‌هایی که خطرات کمتری در بر دارند، به دلیل وقوع خستگی بیشتر در نیمهٔ دوم تمرین برنامه‌ریزی نماید و این نکته در مورد افراد با ناپایداری مزمن مچپا، بیشتر مورد توجه قرار گیرد.

منابع:

1. Colby, S., Hintermeister, R., Torry, M., Steadman, R. (1999). lower limb stability with ACL impairment. J Ortho Sport Phys Ther. 29(2): 441-51.

2. Guskiewicz, K., Perrin, D. (1996) .Research and clinical applications of assessing balance. Sport Rehabilitation.5:45-

3. David, J., Joan, R., Arnold, H. (2004). Skeletal muskele from molecules to movement. Human kinetic. 87-93.

4. 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 foot ball players. Am American J Sports Med. 35(8) 1289-99.

5. Garrick, JG., Requa, RK. (1988). The epidemiology of foot and ankle injuries in sports. *Clin Sports Med*;7:29–36.

6. Woollacott, M.H., Tang, PF. (1997). Balance control during walking in the older adult: research and its implications. Phys Ther**.** 77**,** 646-60.

7. Morrison, k.e., Kaminski, T.W. (2007). Foot characteristics in association with inversion ankle injury. J Athl Train. 42(10):135-42.

8. Kavounoudias, A., Gilhodes, JC., Roll, R., Roll, JP. (1999). From balance regulation to body orientation: two goals for muscle proprioceptive information processing? Exp Brain Res 124: 80-8 .

9. Ashton-Miller, JA., Wojtys, EM., Huston, LJ., Fry-Welch, D. (2001). Can proprioception really be improved by exercises? Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 9: 128-36.

10. Nicolas, V., Nicolas, P., Jacques, V., (2005). Postrul control during quiet standing following cervical muscular fatigue: effect of changes in sensory inputs. j neuroscience letters.135-39.

11. Drouin, JM., Houglum, PA., Perrin, DH., Gansneder, BM. (2003). Weight-bearing and non-weight-bearing knee-joint reposition sense and functional performance. J Sport Rehabil,;12;54-66.

12. Vuillerme, N., Danion, F., Forestier, N., Nougier, V. (2002). Postural sway under muscle vibration and muscle fatigue in humans. Neurosci Lett 333: 131-35

13. Lephart, S., Picivero, D., Giralso, J., Fu, F. (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. Am J Sports Med.;25(1);130-37.

14. Akbari, M., Karimi, H. Farahini, H., Faghihzade, S. (2006). Balance problems after unilateral ankle sprain.Rehabilitation research&Development. 819-24.

15. Gribble, PA., Hertel, J., Denegar, CR., Buckley, WE. (2004). The effects of fatigue and chronicankle instability on dynamic postural control. *J Athl Train.*;39(4):321-29.

16. Hertel, J. (2000). Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Med.*

17. Olmsted, L., Hertel, J. (2004). Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. J Sport Rehabil. 13: 54-66.

18. Earl, J.E., Hertel, J.(2001). Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests. J Sport Rehabil. 10:93-104.

19. Ochsendorf, DT., Mattacola, CG., Arnold, BL. (2000). Effect of orthodics on postural sway after fatigue of the plantar flexors and dorsiflexors. J Athletic Train. 35(1): 26- 30.

20. Lentell, G., Baas, B., Lopez, D., McGuire, L., Sarrels, M., Snyder, P. (1995). The contribution of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. J Orthop Sports Phys Ther;21(4):206–15.

21. Johnston, H., Howard, M., Cawley, P., Losse, G. (1998). Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. *Med Sci Sports Exerc*;30(12):1702-7.

22. Susco, TM., McLeod, TC., Gansneder, BM., Shultz, SJ. (2004). Balance recovers within 20 minutes after exertion as measured by the balance error scoring system. J Athl Train 39(3);241-46.

23. Wilkins, JC., Valovich, M., Perrin, DH., Gansneder, BM. (2004). Performance on the balance error scoring system decreases after fatigue. *J Athl Train.*;39(2):156-61.

24. Browb, JP. (2003). Effects of fatigue on ankle stability and proprioception in university sports people. British Sport J Med. 306- 10.

25. 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 Lettrs. 363,18-21.

پرتال جامع علوم انسانی