

تأثیر خستگی ناشی از یک جلسه تمرین شدید بر تعادل ایستا و پویای کاراته‌کاهای کاتا و کومیته مرد نخبه

چکیده

مسعود میرمعزی^{۱*}، حیدر صادقی^۲، مهدی جعفری^۳، لطفعلی لطفی^۴

۱. گروه رفتار حرکتی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد تهران مرکز، تهران، ایران
 ۲. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
 ۳. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد واحد کرج، البرز، ایران
 ۴. گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران

دریافت: ۱۳۹۶/۱۰/۲۱ پذیرش: ۱۳۹۷/۲/۲۸

هدف: با توجه به اثر خستگی قامتی بر شرکت در فعالیت‌های ورزشی و ایجاد اختلال در عملکرد حرکتی، هدف از پژوهش حاضر بررسی تأثیر خستگی ناشی از یک جلسه تمرین شدید بر تعادل ایستا و پویای کاراته‌کاهای کاتا و کومیته مرد نخبه بود.

روش‌ها: از درون جامعه آماری ۲۰ نفره کاراته‌کاهای کاتا و کومیته مرد تیم ملی کاراته در سال ۹۵-۱۳۹۴، ۱۶ آزمودنی در دسترس با میانگین سنی $20 \pm 4/23$ سال که همگی سالم بودند، انتخاب شدند. تعادل ایستا و پویا قبل و بعد از اعمال یک جلسه تمرین شدید کاراته برای کاراته‌کاهای تیم ملی اندازه‌گیری شد. شاخص‌های نوسانات قامتی شامل میانگین تغییرات مرکز فشار و سرعت تغییرات مرکز فشار در جهات داخلی-خارجی و قدامی-خلفی، طی وضعیت ایستاده روی یک پا به‌عنوان شاخص تعادل ایستا اندازه‌گیری شد و به‌منظور ارزیابی وضعیت ثبات پاسچر پویا از آزمون فرود از پرش روی صفحه نیرو کیستلر با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز، استفاده شد. از آزمون تی وابسته برای مقایسه اثر خستگی بر کاتا و کومیته و از تحلیل کوواریانس برای بررسی اثر خستگی در دو گروه کاتا و کومیته در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها: یافته‌های پژوهش نشان داد خستگی ناشی از یک جلسه تمرین شدید بر تعادل ایستا و پویای کاراته‌کاهای کاتا و کومیته مرد نخبه تأثیرگذار است ($P < 0/05$). کومیته‌کها نیز از تعادل پویای بهتری نسبت به کاتا‌کها برخوردار بودند ($p = 0/002$).

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج به‌دست‌آمده پیشنهاد می‌شود که مربیان و ورزشکاران آثار منفی خستگی بر تعادل ایستا و تعادل پویا را در جلسات تمرین شدید مدنظر قرار دهند. از آنجایی‌که تمرینات متفاوت در کاتا کها و کومیته کها مزیت بر دیگری نداشتند، توصیه می‌شود در اعمال برنامه تمرین به نحوی عمل شود که خستگی را به تأخیر بیندازد تا خطر آسیب اسکلتی-عضلانی کاهش یابد.

کلید واژگان: کاراته، کاتا، کومیته، خستگی، تعادل ایستا، تعادل پویا

* نویسنده مسئول: دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد تهران مرکز، تهران، ایران.
 تلفن: ۰۹۱۲۶۸۲۵۰۰۷
 E-mail: Massoudmirmoezi@live.com

مقدمه

آن تکیه داده‌شده است) بدون افتادن تعریف کرد (۲). از جنبه تئوری، تعادل را به‌صورت ایستا، نیمه پویا و پویا تعریف می‌کنند (۳). توانایی حفظ مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا عموماً به‌عنوان تعادل ایستا، و تعادل پویا، تحت عنوان حرکت فعال مرکز فشار (COP (center of pressure) حین ایستادن، راه رفتن یا هر مهارت دیگر تعریف می‌شود (۴). کنترل وضعیتی (تعادل) در وضعیت ایستا، به‌عنوان یکی از عوامل ضروری جهت شرکت در ورزش‌های مختلف، نقش مهمی در فعالیت‌های افراد اعم از کارهای

تعادل از اجزا جداناپذیر فعالیت‌های روزانه و کلیدی برای عملکرد ورزشکاران است و به‌عنوان مهم‌ترین بخش توانایی ورزشکار معرفی شده است و تقریباً در هر شکلی از فعالیت‌ها درگیر است (۱). از نظر بیومکانیکی، تعادل را می‌توان تحت عنوان حفظ یا برگشت مرکز ثقل در محدوده پایداری (Limit of support) (توسط سطح اتکا یعنی سطح کف پا که روی

بود. همچنین جابه‌جایی مرکز فشار بعد از ضربه در هر دو گروه حرفه‌ای و مبتدی یکسان بود. علاوه بر این جابه‌جایی مرکز فشار در هر بخش از ضربه، به‌طور عمده‌ای در گروه حرفه‌ای کمتر از مبتدی بود. مجموعاً این نتایج نشان دادند که در مهارت‌های تکنیکی کاراته از راهبرد خاصی برای نگهداری پایداری و تعادل بدن استفاده می‌شود (۱۲). با توجه به بررسی‌های انجام‌گرفته می‌توان دریافت پژوهش‌های اندکی در زمینه کاراته انجام‌گرفته است و عموماً به کاراته به‌عنوان یک رشته واحد نگاه شده است و در تقسیم آن به دو رشته کاتا و کومیته اجتناب‌گرفته که این موضوع مانع نگاه تخصصی به کاراته می‌شود. همچنین ورزش کاراته یکی از فعالیت‌های ورزشی متناوب (Intermittent) (دارای دوره‌ی فعالیت و دوره‌ی استراحت) با شدت بالاست. در این ورزش اغلب تأمین انرژی بر دستگاه‌های بی‌هوازی و تا حدودی نیز هوازی تکیه دارد. به نظر می‌رسد شدت زیاد این ورزش و درگیری عضلات بزرگ و کوچک بدن، این ورزش را از دیگر ورزش‌ها متمایز می‌کند. بنابراین پاسخ‌های متابولیکی شدید، همراه با ایجاد خستگی زودرس طی انجام این ورزش به وجود می‌آید (۶). در بیشتر مطالعات اثر خستگی موضعی را بررسی نموده (۲۰، ۲۴) 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 (۸، ۱۰، ۱۳، ۱۴). از آنجایی که خستگی را به‌عنوان یکی از عوامل مخل سیستم کنترل تعادل معرفی نموده‌اند (۱۵) که از جمله عوامل تأثیرگذار منفی بر عملکرد ورزشی است که می‌تواند زمینه‌ساز آسیب اسکلتی-عضلانی باشد؛ پژوهش حاضر باهدف بررسی تأثیر خستگی ناشی از یک جلسه تمرین شدید بر تعادل ایستا و پویای کاراته‌کاهای کاتا و کومیته مرد نخبه انجام گرفت. امید می‌رود نتایج این پژوهش‌ها، تأثیر خستگی بر تعادل ایستا و پویا بین دو رشته کاتا و کومیته کاراته‌کاهای تیم ملی را هر چه بیشتر آشکار کرده، تا مریدان در تمرینات و مسابقات، نگاه تخصصی‌تر و علمی‌تر بر جنبه‌های مختلف تمرین دهی، اجرای بهتر و جلوگیری از آسیب ورزشکاران در این رشته زیبا و مفرح ورزشی داشته باشند.

روش شناسی

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی با طرح پیش‌آزمون و پس‌آزمون بود. جامعه آماری این پژوهش را کلیه کاراته‌کاهای کاتا و کومیته مرد تیم ملی کاراته در سال ۹۵-۱۳۹۴ که تعداد آن‌ها ۲۰ نفر بود تشکیل دادند. از درون جامعه آماری، ۱۶ آزمودنی در دسترس با مشخصات فردی (سن:

ساده روزانه و اجراهای سطح بالا در رشته‌های ورزشی بر اساس ماهیتشان بر عهده دارد و کاراته‌کاهای نیز از این امر مستثنا نیستند. در کومیته هر دو مبارز دائماً باید در حال حرکت و جابجایی (رقص‌پا) باشند، لذا احتمال دارد تعادل نقش مهمی در موفقیت آن‌ها داشته باشد. در کاتا هم که حرکات باید با تمام قدرت، سرعت و توان انجام شود، هرگونه بی‌تعادلی باعث کسر امتیاز می‌شود (۵). اهمیت تعادل در رشته کاراته و به‌ویژه در اواخر مسابقات که ورزشکار احتمالاً دچار خستگی می‌شود، بارز و مشهود است. خستگی در فعالیت‌های شدید به‌صورت کاهش عملکرد انقباضی در عضلات اسکلتی تعریف می‌شود و ناتوانی زودگذر در حفظ توان یا نیروی عضلانی به‌نگام انجام انقباض‌های متوالی است (۶). بر اساس نتایج برخی پژوهش‌ها، خستگی عضلات اندام تحتانی کنترل وضعیت را کاهش می‌دهد. خستگی عضلانی پدیده رایجی است که در طی فعالیت‌های ورزشی به وجود آمده و باعث اختلال در عملکرد حرکتی افراد می‌شود (۵-۸). به‌عنوان نمونه، Shojaedin و همکاران نشان دادند که خستگی عضلات اندام تحتانی بر تعادل ورزشکاران نخبه جوان تأثیرگذار است (۹). Gribble و همکاران، به این نتیجه رسیدند که خستگی باعث کاهش بیشتری در حفظ میزان تعادل فرد در حالت ایستا نسبت به حالت پویا می‌شود و این‌طور توجه می‌کنند که پیش‌بینی انطباق پاسجر فقط در حالت پویا به کنترل قامت کمک می‌کند و تأثیر کمی در کنترل وضعیت ایستا دارد (۱۰). در پژوهش دیگری که Hrysonalis انجام داد و در آن رابطه بین تعادل ایستا و پویا را در میان فوتبالیست‌ها نخبه استرالیایی سنجید، نتیجه گرفت که عملکرد در آزمون تعادل ایستا، انعکاسی از عملکرد در تعادل پویا نیست و نمی‌توان از توانایی تعادل ایستا، توانایی تعادل پویا را نتیجه‌گیری کرد؛ به‌عبارت دیگر نشان داد تعادل ایستا و پویا دو مقوله مستقل از هم بوده و چنین نیست که یک فرد در یکی توانایی بالایی داشته باشد، الزاماً در دیگری نیز برتر است (۱۹). بنا بر پژوهش‌های انجام‌شده تعادل بین ورزشکاران و رشته‌های مختلف ورزشی متفاوت است. Noraste و همکاران به مقایسه تعادل ایستا و پویا در ورزشکاران رشته‌های مختلف پرداختند و مشاهده کردند که ژیمناست‌ها بیشترین تعادل ایستا را در مقایسه با شناگران و افراد غیر ورزشکار دارند (۱۱).

Cesari و Bertucco طی پژوهشی رابطه متقابل بین تأثیر ضربه مشت و تعادل بدن در ورزشکاران نخبه‌ی کاراته را بررسی کردند. در این پژوهش که روی تکنیک متفاوت در اجرای مشت کاراته‌کاهای کار شد، پس از تجزیه و تحلیل میزان انتقال مرکز فشار و کینماتیک اندام فوقانی، به این نتیجه رسیدند که در گروه حرفه‌ای سرعت اندام فوقانی، ضربه و جابه‌جایی کیسه‌بوکس بیشتر

پویای آزمودنی‌ها اندازه‌گیری و ثبت شد. سپس به منظور ایجاد خستگی عضلانی (متغیر مستقل در این مطالعه)، از پروتکل تمرینی جدول ۱ شامل یک جلسه تمرین شدید کاراته برای کاراته‌کاهای تیم ملی استفاده شد. این پروتکل توسط مربی بدن‌ساز تیم و منبعی برای وامانده‌سازی در ورزش رزمی با تأیید مربی تیم طرح‌ریزی شد (۱۶). پس از آزمون‌ها طی دو جلسه بافاصله یک هفته، به منظور رفع خستگی جلسه اول برگزار شدند. در جلسه دوم تعادل پویای آزمودنی‌ها پس از پروتکل خستگی اندازه‌گیری و ثبت شد. لازم به ذکر است که آزمودنی‌ها در هر ایستگاه ۲۰ ثانیه اجرا و ۲۰ ثانیه استراحت غیرفعال داشتند که به ترتیب برای تمام آزمودنی‌ها اجرا شد.

به منظور اندازه‌گیری تعادل ایستا از آزمون تعادل ایستادن روی یک پا (Single-leg Stance) قبل و بعد از پروتکل تمرینی در نظر گرفته شده، استفاده شد. شاخص‌های نوسانات قامتی شامل میانگین تغییرات مرکز فشار و سرعت تغییرات مرکز فشار در جهات داخلی-خارجی (ML (Medial-Lateral) و قدامی-خلفی (AP (Anterior-Posterior)، در حالت ایستاده روی یک پا، به عنوان شاخص تعادل ایستا استفاده شد. بدین صورت که آزمودنی روی یک پا در مرکز صفحه نیرو ایستاده، پای دیگر به حالت فلکشن زانو در بالا و دست‌ها آزادانه کنار بدن قرار دارند. نگاه آزمودنی به یک نقطه در سطح چشمان و به فاصله دو متری است. در این حالت از آزمودنی خواسته می‌شود که حداقل حرکت را داشته باشد (شکل ۱). مرکز صفحه نیرو جهت پایایی در اندازه‌گیری‌ها

۲۰/۴/۷۵±۲۳ سال، وزن: ۷۳/۲۵±۱۰/۴۷ کیلوگرم، قد: ۱۷۶/۵۶±۵/۷۷ سانتیمتر و سابقه فعالیت: ۱۶/۴۳±۴/۷۷ سال) که همگی سالم بودند، شرکت کردند.

جهت رعایت اخلاق تحقیق، ضمن اخذ رضایت از تمام آزمودنی‌ها در ابتدا به افراد توضیح داده شد که نتایج مطالعه صرفاً برای مقاصد تحقیقی است و به صورت گروهی و بدون ذکر نام افراد منتشر خواهد شد. همچنین شرکت آن‌ها در مطالعه کاملاً اختیاری بود و آن‌ها می‌توانستند در هر مرحله‌ای که بخواهند، از مطالعه خارج شدند. قبل از شرکت افراد در مطالعه، نحوه اندازه‌گیری و فرایند اجرای آزمون‌ها شرح داده شد. ملاک‌های حذف سابقه آسیب‌دیدگی در اندام تحتانی در یک سال گذشته، سردرد یا سرگیجه، بیماری‌های قلبی-عروقی، بیماری تنفسی، مصرف الکل، داروی آرام‌بخش و غیره در ۴۸ ساعت گذشته و هرگونه اختلال در گیرنده‌های بینایی و شنوایی، عصبی و عضلانی که بر تعادل تأثیرگذار باشند بود. در صورت نداشتن موارد فوق، افراد به صورت داوطلبانه وارد مطالعه می‌شدند.

پس از مراجعه افراد به مرکز تحقیقات بخش بیومکانیک آکادمی ملی المپیک و پارالمپیک و تکمیل فرم، پرسش‌نامه‌ای حاوی اطلاعات شناسنامه‌ای فرد، قد، وزن توسط آزمونگر کامل گردید. برای اندازه‌گیری قد آزمودنی از متر نواری و برای اندازه‌گیری وزن از صفحه نیرو با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز استفاده گردید. در این مطالعه تمام اندازه‌گیری‌ها و آزمون‌ها روی پای غالب ورزشکار اندازه‌گیری گردید. در ابتدا تعادل ایستا و

جدول ۱.

یک جلسه تمرین شدید کاراته برای کاراته‌کاهای تیم ملی

مراحل و مدت‌زمان تمرین	توضیحات
۲۰ دقیقه گرم کردن عمومی و تخصصی همراه با تکنیک	گرم کردن به حرکات آهسته و فعالیت‌های سبک قبل از تمرین اصلی یا مسابقه گفته می‌شود که هدف آن آماده کردن بدن، عضلات و مفاصل است.
۶۰ دقیقه انجام تمرینات شدید اختصاصی کاراته در نه ایستگاه	ایستگاه اول ایستگاه دوم ایستگاه سوم ایستگاه چهارم ایستگاه پنجم ایستگاه ششم ایستگاه هفتم ایستگاه هشتم ایستگاه نهم
۱۵ دقیقه سرد کردن	اجرای حرکت زانو بالا زدن جانبی آرنج به موانع در فاصله ۳ متری از هم جهش عمودی جفت زانو داخل سینه پرش جانبی از مانع و طی فاصله ۱/۵ متری و پرش جانبی دیگر و برگشت دو از عقب پرش جلو از مانع و اجرای تکنیک گیاکوزوکی (ضربه مستقیم دست مخالف) اسکات در حالت ۹۰ درجه و اجرای مواش‌گری با هر دو پا شنای سوئدی دست جمع همراه با پرش عمودی دو رفت و برگشت ۴×۹ طناب زدن سرد کردن جهت بازگشت به حالت اولیه و پیشگیری از آسیب صورت می‌پذیرد.

علامت‌گذاری می‌شود. محاسبه میانگین تغییرات و سرعت تغییرات مرکز فشار در جهات داخلی-خارجی و قدامی-خلفی با استفاده از فرمول ۱ در نرم‌افزار Excel محاسبه شد (۱۷).

$$\frac{f}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{(\text{cop}_{(i-1)} - \text{cop}_{(i)})^2}$$

فرمول ۱. محاسبه میانگین تغییرات و سرعت تغییرات مرکز فشار برای تعادل ایستا

که در آن f فرکانس نمونه برداری، n تعداد داده‌های جمع‌آوری شده در پنج ثانیه و cop مرکز فشار بود. این فرمول میانگین تغییرات و سرعت مرکز فشار را محاسبه می‌کند (۱۷).

coefficient) برابر با ۰/۹۶ است (۲۰، ۱۹). پس از روشن کردن دستگاه صفحه نیرو و اتصال سیم مربوط به زمین جهت کاهش امواج ناخواسته، شرایط انجام آزمون آماده شد. جهت تنظیم ارتفاع پرش، دو میله عمودی که توسط نواری به یکدیگر متصل شده بودند، در دو طرف صفحه نیرو قرار داده شد که ارتفاع نوار متناسب با ارتفاع پرش آزمودنی تنظیم گردید. سپس از آزمودنی‌ها خواسته شد که در مقابل میله‌های عمودی به صورت جفت‌پا بایستند و دست سمت پای مورد آزمون را بالا آورده و انگشت میانی خود را به میله مقابلش بزنند. ارتفاع محل تماس انگشت میانی تا زمین اندازه‌گیری گردید. سپس از افراد خواسته شد در حالی که جفت‌پا روبروی میله عمودی ایستاده‌اند یک پرش ارتفاع با حداکثر تلاش خود انجام دهند و سپس انگشت میانی همان دست را به میله مقابلش بزنند. مجدداً ارتفاع محل تماس انگشت میانی تا زمین اندازه‌گیری شد. بدین ترتیب این کار سه مرتبه تکرار گردید و میانگین سه ارتفاع پرش ثبت شد. سپس تفاضل ارتفاع حالت ایستاده و ارتفاع پرش محاسبه شد که به عنوان حداکثر ارتفاع پرش آزمودنی بود. ۵۰ درصد این ارتفاع به عنوان ارتفاع پرش آزمودنی در نظر گرفته شد. پس از تنظیم ارتفاع پرش، آزمون ثبات پاسچر پویا، به منظور ارزیابی وضعیت ثبات فرد ضمن فرود از پرش روی صفحه نیرو به آزمودنی آموزش داده می‌شد. به این ترتیب از آزمودنی خواسته می‌شد که در فاصله ۷۰ سانتیمتری از مرکز صفحه نیرو، روی دو پا ایستاده و وضعیت شروع پرش را در حالی سر رو به بالا و دست‌ها به صورت آزاد کنار تنه آویزان بود به خود بگیرد (شکل ۲a). سپس به صورت جفت‌پا به سمت مرکز صفحه نیرو پریده و قبل از فرود، نواری را که در ارتفاعی معادل ۵۰ درصد حداکثر ارتفاع پرش محاسبه شده در مرحله قبل قرار گرفته بود، با دست سمت پای مورد آزمون لمس کند (شکل ۲b) و سپس بر روی مرکز صفحه نیرو، روی



شکل ۱. وضعیت آزمودنی در تعادل ایستا

به منظور ارزیابی وضعیت ثبات پاسچر پویا (DPSI (Dynamic postural Stability index) در این مطالعه از آزمون فرود از پرش بر روی صفحه نیرو استفاده گردید (۱۸). روایی و پایایی آزمون توسط LaGoy و همکاران بررسی شده است و پایایی آزمون از روش آزمون مجدد و استفاده از ضریب همبستگی درون طبقه‌ای (intra-class correlation) (ICC)



شکل ۲a. وضعیت آزمودنی پس از فرود



شکل ۲b. پرش به سمت پرش مرکز صفحه نیرو



شکل ۲c. وضعیت آزمودنی در لحظه شروع

$$MLSI = \sqrt{\frac{\sum(0 - x)^2}{\text{number of data points}}}$$

$$APSI = \sqrt{\frac{\sum(0 - y)^2}{\text{number of data points}}}$$

$$VSI = \sqrt{\frac{\sum(\text{body weight} - z)^2}{\text{number of data points}}}$$

$$DPSI = \sqrt{\frac{\sum(0 - x)^2 + \sum(0 - y)^2 + \sum(\text{body weight} - z)^2}{\text{number of data points}}}$$

که در آن **body weight** بیانگر وزن بدن آزمودنی، x بیانگر نیرو در جهت داخلی-خارجی و y بیانگر نیرو در جهت قدامی-خلفی و z بیانگر نیرو در جهت عمودی و n (number of data points) تعداد داده‌های جمع‌آوری شده در پنج ثانیه بود. میانگین شاخص‌های حاصل از سه پرش قبل و سه پرش بعد از اجرای پروتکل خستگی عضلانی جهت بررسی وضعیت ثبات پاسچر پویا مورد استفاده قرار گرفت.

به منظور اندازه‌گیری خستگی به ترتیب از مقیاس خستگی Borg استفاده شد. آزمون مقیاس میزان درک تلاش (Borg rating of perceived exertion) که یک مقیاس طبقه‌ای ۱۵ درجه‌ای برای رتبه‌بندی فشار ادراک شده است، به منظور سنجش میزان خستگی آزمودنی‌ها مورد استفاده قرار گرفت. عدد در مقیاس Borg، نمایانگر ۷۵ تا ۸۵ درصد حداکثر اکسیژن مصرفی بیشینه است (۲۲). پیش از انجام دادن برنامه پروتکل‌ها از افراد خواسته شد تا با استفاده از این مقیاس، میزان خستگی خود را مشخص کنند. برای اندازه‌گیری مقیاس میزان درک تلاش، از آزمودنی خواسته می‌شد که احساس واقعی خود را نسبت به شدت فعلیتی که انجام داده است، بیان کند و با استفاده از جدول Borg، مقیاس آن استخراج می‌شد، حداقل مقیاس مورد نظر ۱۵ بود. اندازه‌گیری مقیاس میزان درک تلاش در هر دو گروه کاتا و کومیته بعد از پروتکل تمرینی انجام شد.

لازم به ذکر است سرد کردن بعد از آزمون جهت بازگشت به حالت اولیه و پیشگیری از آسیب صورت پذیرفت. داده‌های به دست آمده از پژوهش با استفاده از آزمون تی وابسته از نرم‌افزار آماری SPSS ۱۹ در سطح معناداری ۰/۰۵ مورد بررسی و تحلیل قرار گرفت.

نتایج

نتایج آزمون تحلیل واریانس یک‌طرفه اختلاف معنی‌داری بین متغیرهای قد، وزن، سن و سابقه فعالیت میان دو گروه کاتا و کومیته نشان نداد ($P < 0.05$) که مبین همگن بودن دو گروه از نظر ویژگی فردی اثرگذار بر تعادل بود.

پای مورد آزمون که پای غالب آزمودنی بود، فرود آید و هر چه سریع‌تر در حالی که دست‌هایش را روی مفاصل رانش قرار داده و به علامتی که در فاصله یک و نیم متری صفحه نیرو در مقابل فرد قرار گرفته بود نگاه کند و به مدت پنج ثانیه تعادل خود را حفظ نماید (شکل ۵۲) (۲۱).

قبل از انجام آزمون اصلی، آزمودنی سعی نمود تعدادی پرش به صورت تمرینی انجام دهد، تا جایی که احساس راحتی در انجام آزمون را پیدا نماید. به منظور جلوگیری از تأثیر خستگی ناشی از تمرینات، قبل از انجام آزمون اصلی، آزمودنی دو دقیقه استراحت می‌کرد. در صورتی که آزمودنی ضمن فرود از پرش نمی‌توانست تعادل خود را حفظ نماید و یا پای مقابلش با زمین تماس پیدا می‌کرد، همچنین فرودش همراه با یک جهش کوچک اضافی (short additional hop) بود و یا نوسان زیادی در دست‌ها، تنه و پای مقابلش اتفاق می‌افتاد که سبب بلند شدن پای مورد آزمون از روی صفحه نیرو می‌گردید، آن آزمون حذف و مجدداً تکرار می‌شد (۱۸، ۲۱).

داده‌های خام حاصل از سه پرش موفق، که شامل شدت و جهت مؤلفه‌های (X, Y, Z) نیروی عکس‌العمل زمین، به مدت پنج ثانیه پس از فرود روی صفحه نیرو، قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی عضلانی بود، توسط گیرنده‌های کرن سنج (Strain Gauge) صفحه نیرو ثبت شد. فرکانس جمع‌آوری داده‌ها در این مطالعه ۱۰۰۰ هرتز بود سپس داده‌های خام توسط فیلتر (۲ order) butworth با فرکانس cutoff (پنج هرتز) فیلتر شد (۱۸) و با استفاده از شاخص‌های ثبات پاسچر پویا (متغیرهای وابسته در این مطالعه)، وضعیت ثبات آزمودنی در سه جهت داخلی-خارجی، قدامی-خلفی، عمودی و ثبات پاسچر پویا مورد بررسی قرار گرفت.

شاخص‌های ثبات پاسچر پویا DPSI (داخلی-خارجی-MLSI (medial-lateral stability index)، قدامی-خلفی-APSI (Anterior-posterior stability index)، میزان انحراف مؤلفه‌های داخلی-خارجی و قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین را از نقطه صفر به ترتیب در امتداد محور فرونتال و ساجیتال صفحه نیرو نشان می‌دادند. شاخص‌های ثبات پاسچر در جهت عمودی (VSI (vertical stability index)، میزان انحراف مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین را از وزن فرد در امتداد محور عمودی دستگاه صفحه نیرو نشان می‌داد. شاخص ثبات پاسچر کل، ترکیبی از شاخص‌های ثبات پاسچر در جهت داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی بود که به تغییرات در هر سه جهت حساس است. ثبات پاسچر پویا که توانایی فرد برای حفظ تعادل و به حداقل رساندن نوسانات پاسچر، هنگام انتقال از یک شرایط پویا به ایستا است با استفاده از فرمول‌های زیر محاسبه گردید (۱۸):

جدول ۲.

ویژگی‌های فیزیکی آزمودنی‌ها، میانگین و انحراف استاندارد

قد ایستاده (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	سن (سال)	سابقه فعالیت (سال)
۱۷۳/۷۵±۴/۷۱	۷۱/۵±۸/۱۲	۲۴/۸۷±۴/۰۱	۱۶/۳۷±۴/۶۲
۱۷۹/۳۷±۵/۵۷	۷۵±۱۲/۷۲	۲۲/۶۲±۴/۳۴	۱۵/۱۲±۴/۷۰
۰/۱۱	۰/۰۹	۰/۱۴	۰/۲۵

جدول ۳.

نتایج آزمون تی وابسته بر تعادل ایستا و پویا کاراته‌کاهای کاتا و کومیته مرد نخبه قبل و بعد از خستگی

COP D (سانتی‌متر)		COP V (سانتی‌متر بر ثانیه)		قبل از خستگی	کاتا کاهها	تعادل ایستا
ML	AP	ML	AP			
۰/۳۲ (۰/۰۵)	۰/۴۹ (۰/۰۷)	۸۵۹/۲۷ (۸۹/۹۵)	۵۴۳/۹ (۷۷/۲۱)	قبل از خستگی		
۰/۳۴ (۰/۰۶)	۰/۵۳ (۰/۰۷)	۷۹۰/۶۹ (۱۲۷/۹۷)	۵۰۹/۰۳ (۷۰/۲۹)	بعد از خستگی		
۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	مقدار p		
۰/۳۳ (۰/۰۶۶)	۰/۵۴ (۰/۰۹)	۸۹۱/۱۸ (۹۰/۹۴)	۵۶۱/۴۹ (۱۰۰/۰۷)	قبل از خستگی		
۰/۴۳ (۰/۱۱)	۰/۶۶ (۰/۱۲)	۱۰۹۴/۵۷ (۲۱۷/۵۲)	۶۷۹/۲۶ (۲۲/۶۳)	بعد از خستگی	کومیته کاهها	
۰/۰۰۶	۰/۰۰۰	۰/۰۰۶	۰/۰۰۲	مقدار p		
۵/۷۰ (۱/۶۵)	۲۹/۷۰ (۳۰/۷۷)	۸/۳۸ (۱/۲۵)	۲/۰۵ (۰/۷۷)	قبل از خستگی		
۱۲/۰۱ (۲/۶۱)	۵۱/۱۹ (۹/۷۰)	۱۱/۸۶ (۲/۱۰)	۴/۹۰ (۱/۹۳)	بعد از خستگی	کاتا کاهها	تعادل پویا
۰/۰۰۰	۰/۰۰۱	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	مقدار p		
۵/۸۴ (۲/۹۶)	۳۱/۹۳ (۳۱/۹۵)	۸/۴۴ (۱/۶۱)	۱/۹۲ (۰/۴۴)	قبل از خستگی		
۷/۶۷ (۱/۷۸)	۴۲/۱۱ (۸/۴۸)	۱۰/۳۵ (۲/۵۱)	۲/۹۷ (۰/۷۳)	بعد از خستگی	کومیته کاهها	
۰/۰۱۱	۰/۰۰۶	۰/۱۸۶	۰/۰۱۸	مقدار p		

- سطح معنادار ($p < 0.05$)

معناداری وجود ندارد ($p = 0.186$). در نهایت شاخص ثبات قامتی پویا، قبل و بعد از خستگی در کاتا کاهها و کومیته کاهها اختلاف معناداری دارد و به ترتیب ($p = 0.000$) و ($p = 0.018$) بود (جدول ۳). با بررسی اثرات بین گروهی با استفاده از تحلیل کوواریانس به این نتیجه دست یافتیم که مقدار کوواریانس بیشتر از 0.05 است یعنی بعد از خارج کردن اثر پیش آزمون، اختلاف معناداری بین میانگین‌های سرعت و تغییرات مرکز فشار در جهات داخلی-خارجی و قدامی-خلفی در دو گروه کاتا و کومیته مشاهده نشد (جدول ۴). ولی اختلاف معناداری بین میانگین‌های شاخص ثبات پاسچر کل در جهات داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی در دو گروه کاتا و کومیته مشاهده شد ($p < 0.05$) که نشان می‌دهد که کاراته‌کاهای کاتا و کومیته در تعادل پویا متفاوت‌اند و با توجه به جدول ۳ مشخص است که کاتا کاهها در زمان خستگی از تعادل پویای کمتری برخوردارند.

میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های آزمودنی‌های دو گروه کاتا و کومیته در جدول ۲ ارائه شده است. میانگین و انحراف استاندارد جابه‌جایی (تغییرات) مرکز فشار (COP V (COP Velocity) و COP D (COP Displacement) و سرعت مرکز فشار (COP V (COP Velocity) در جهات داخلی-خارجی و قدامی-خلفی قبل و بعد از خستگی در کاتا کاهها و کومیته کاهها اختلاف معناداری را نشان می‌دهند (جدول ۳). نتایج آزمون تی وابسته تفاوت معناداری را در هر دو متغیر، تغییرات مرکز فشار و سرعت مرکز فشار در جهات داخلی-خارجی و قدامی-خلفی قبل و بعد از خستگی در کاتا کاهها و کومیته کاهها نشان داد ($P < 0.05$). نتایج آزمون تی وابسته نشان داد که شاخص ثبات پویا در جهات داخلی-خارجی و قدامی-خلفی، قبل و بعد از خستگی در کاتا کاهها و کومیته کاهها اختلاف معنادار وجود دارد ($P < 0.05$) یا می‌توان گفت سطح بالایی از معناداری را دارد و نیز در جهت عمودی در کاتا کاهها این اختلاف معنادار بود ولی در جهت عمودی، قبل و بعد از خستگی در کومیته کاهها اختلاف

جدول ۴.

نتایج آزمون تحلیل کوواریانس در اثرات بین گروهی در کاراته‌کاهای کاتا و کومیته مرد نخبه

معناداری	F	میانگین مربعات	درجه آزادی	جمع مربعات		
۰/۴۱۲	۰/۷۱	۰/۰۰۲	۱	۰/۰۰۲	COP (ML)	تعادل ایستا
۰/۹۲۴	۰/۰۰۹	۵/۲۶	۱	۵/۲۶	COP (AP)	
۰/۵۴۷	۰/۳۸	۱۲۷۴/۳۳	۱	۱۲۷۴/۳۳	COP V (ML)	
۰/۴۲۲	۰/۶۸	۵۵۵۲/۰۶	۱	۵۵۵۲/۰۶	COP V (AP)	
۰/۰۰۶	۱۰/۶۸	۱۱/۵۳	۱	۱۱/۵۳	ML	تعادل پویا
۰/۰۴۷	۳/۹۹	۱۰/۱۱	۱	۱۰/۱۱	AP	
۰/۰۰۲	۱۵/۷۴	۷۶/۷۱	۱	۷۶/۷۱	V	
۰/۰۰۲	۱۵/۵۲	۶۹۶/۲۹	۱	۶۹۶/۲۹	DPSI	

بحث

پاسچر ایستا و پویا در ورزشکاران دانشجویی را بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که خستگی بر کنترل پاسچر پویا تأثیرگذار است ولی تأثیری بر کنترل پاسچر ایستا ندارد (۲۲).

نتایج پژوهش نشان داد که کسر تعادل ایستا در نتیجه خستگی رخ می‌دهد. به‌طور کلی، عواملی که به‌طور بالقوه می‌توانند باعث کاهش عملکرد تعادلی پس از خستگی شوند، بر خستگی موضعی و عمومی متمرکز شده‌اند (۳۰). از آنجایی که آزمودنی‌ها در این پژوهش یک پروتکل خستگی شامل یک تمرین شدید کاراته را انجام دادند که خستگی عمومی را تولید می‌کرد و به‌طور اختصاصی به گروه عضلانی خاصی مربوط نبود، تغییرات در تعادل پس از خستگی در نتیجه ترکیبی از خستگی عمومی و موضعی بوده است. فعالیت ورزشی که به‌طور ناگهانی با شدت بالایی شروع می‌شود نسبت به فعالیت افزایش‌دهنده می‌تواند اثر منفی بیشتر بر تعادل داشته باشد (۷). هر دو فعالیت غیر هوازی و تناوبی فوق بیشینه (Super Maximal Intermittent Exercise) که با شدت بالایی شروع می‌شود، احتمالاً منجر به پرتویه‌ای، اسیدوز، خستگی موضعی عضلات اندام تحتانی و اختلال در مکانیسم انقباض عضلانی می‌شود. عوامل ذکر شده ممکن است که بخش محیطی سیستم کنترل پاسچر (بخش محیطی سیستم عصبی و عضلات) را مختل نموده و منجر به کاهش تعادل گردد (۳۰). به‌طور خلاصه می‌توان گفت که اثرات مختلف فعالیت‌های ورزشی بستگی به شدت و مدت و نحوه‌ی شروع فعالیت، متغیر یا ثابت بودن شدت در طول فعالیت، نیازهای متابولیکی، اسیدوز ناشی از متابولیسم، اختلال در سیستم حس بینایی و دهلیزی، پرتویه‌ای و کم‌آبی دارد (۷). پژوهش‌هایی که افزایش معنادار در عملکرد ورزشی افراد بعد از اعمال خستگی مشاهده نکردند، بیان می‌دارند که در این حالت پیام‌های حسی وارده به سیستم عصبی مرکزی سبب افزایش سطح آگاهی و احتیاط سیستم عصبی مرکزی در

هدف از پژوهش حاضر، بررسی تأثیر خستگی ناشی از یک جلسه تمرین شدید بر تعادل ایستا و پویای کاراته‌کاهای کاتا و کومیته مرد نخبه بود.

نتایج نشان داد که بین جابه‌جایی مرکز فشار در جهات داخلی-خارجی و قدامی-خلفی، قبل و پس از اعمال خستگی در کاراته‌کاهای کاتا و کومیته تفاوت معنادار مشاهده شد. علاوه بر این، پس از اعمال خستگی در سرعت مرکز فشار در جهات داخلی-خارجی و قدامی-خلفی نیز، در کاراته‌کاهای کاتا و کومیته تفاوت معنادار یافت شد. پژوهش حاضر با پژوهش‌های Dizaji و همکاران، Surenkok، Nikookheslat، ناهم‌سواست (۲۳) و با نتایج پژوهش Surenkok و همکاران، Mousavi و همکاران، Shanbehzadeh و همکاران همسوست (۲۴-۲۶). Zech و همکاران در پژوهشی اثر خستگی موضعی و عمومی را بر تعادل ایستا و پویا در ورزشکاران تیم هندبال مردان مورد بررسی قرار دادند و به این نتیجه رسیدند که خستگی بر تعادل ایستا تأثیرگذار است ولی تأثیری بر تعادل پویا ندارد و همچنین اثر خستگی عمومی بر تعادل ایستا بیشتر از خستگی موضعی بود (۲۷). در پژوهشی دیگر Surenkok و همکاران به بررسی اثر خستگی عضلات تنه و تجمع اسیدلاکتیک بر تعادل افراد سالم پرداختند و به این نتیجه رسیدند که خستگی عضلات تنه اثر سوء بر تعادل ایستا و پویا دارد (۲۶). همچنین Cetin و همکاران، اثرات خستگی عضلات تحتانی و تنه را بررسی کردند و نتیجه مبین تأثیر خستگی بر تعادل ایستا بود (۲۸). Springer و Pincivero به بررسی اثرات خستگی عمومی و موضعی بر تعادل ایستا (تعادل روی یک‌پا) پرداختند و به این نتیجه رسیدند که خستگی عمومی اثر بیشتری بر تعادل ایستا دارد اما در زنان و مردان اثرات متفاوتی را گزارش کردند (۲۹). Hosseinimehr و همکاران نیز در پژوهشی اثر فعالیت‌های مربوط به خستگی بر کنترل

با توجه به اینکه این شاخص‌ها معرف میزان انحراف مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین نسبت به صفر در جهات داخلی - خارجی و قدامی - خلفی و نسبت به وزن بدن در جهت عمودی می‌باشند. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که در حالت خستگی میزان تغییرات نیروی عکس‌العمل زمین بیشتر بود، که خود حاکی از افزایش نوسانات بدن است. در واقع با افزایش نوسانات بدن در جهات مختلف در لحظه تماس پا با زمین به دنبال فرود از پرش، شدت و جهت نیروی عکس‌العمل زمین نیز تغییر می‌یابد، از آنجاکه مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در جهات **MLSI**، **APSI** و **VSI** در محاسبه شاخص‌های ثبات پاسچر پویا مورد استفاده قرار گرفتند، بنابراین با افزایش تغییرات نیروی عکس‌العمل زمین، مقادیر شاخص‌های ثباتی نیز افزایش یافت. با توجه به نتایج به دست آمده از این مطالعه، می‌توان اظهار داشت که خستگی عضلانی می‌تواند منجر به اختلال در سیستم کنترل پاسچر گردد. در مطالعه حاضر نیز به منظور بررسی وضعیت ثبات پاسچر پویا از آزمون فرود از پرش و از شاخص‌های ثبات پاسچر پویا استفاده گردید که علاوه بر بررسی ثبات پاسچر در جهات داخلی - خارجی و قدامی - خلفی، وضعیت ثبات بدن در راستای عمودی نیز مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج حاصل افزایش شاخص ثباتی در جهت عمودی را نیز به دنبال خستگی هر دو گروه عضلانی صفحه ساجیتال و فرونتال در کاتا‌کاهان نشان داد که با نتایج **Salavati** و همکاران سازگار است (۳۲). در واقع مطالعه خستگی عضلانی سبب کاهش توانایی کنترل مرکز ثقل بدن در تمام جهات گردید. در کومیته کاهان نیز در جهات داخلی - خارجی، قدامی - خلفی، شاهد اختلاف معناداری در قبل و بعد از خستگی بودیم. وضعیت ثبات بدن در راستای عمودی نیز مورد ارزیابی قرار گرفت که در قبل و بعد از خستگی اختلاف موجود بود ولی این اختلاف از نظر آماری معنادار نبود که شاید به دلیل پراکندگی زیاد بین داده‌ها باشد ولی روی هم رفته مقادیر شاخص‌های ثباتی افزایش داشت و تأثیر خستگی بر تعادل پویای کاراته کاهان کومیته مانند کاتا کاهان مشهود بود. همچنین نتایج نشان داد که کومیته کاهان از تعادل پویای بهتری نسبت به کاتا کاهان برخوردار هستند. در سبک کومیته بسته به شرایط محیطی از جمله نوع حمله حریف یا وضعیت تعادلی ورزشکار، بدن مدام در حال تغییر است و ورزشکار سازگاری بهتری در تعادل پویا کسب کرده است (۲۳).

در مطالعه حاضر چنانچه به خستگی به عنوان یک عامل ایجاد نقص در اطلاعات آوران حسی پیکری نگاه شود، احتمالاً این امر می‌تواند منجر به تأخیر در پاسخ‌های پاسچر و اختلال در کنترل پاسچر گردد. تغییرات

به‌کارگیری سازوکارهای پیش‌بینی کننده و جبران‌کننده شده و با تغییر راهبردهای لازم برای کنترل تعادل و افزایش فعالیت عضلات دخیل در آن، تغییرات جابه‌جایی مرکز فشار را کاهش داده و مانع به هم خوردن تعادل شده است. چنین تغییراتی منعکس‌کننده‌ی قابلیت سازگاری فراوان سیستم عصبی مرکزی به منظور کنترل تعادل است. از طرفی، الگوهای مولد مرکزی در داخل نخاع نقش بسیار مهمی در تولید حرکات دارند. شبکه‌های عصبی متنوع نخاعی با یکدیگر همکاری می‌کنند تا زمان‌بندی مناسبی برای فعالیت گروه‌های عضلانی مختلف ایجاد شود. اگرچه الگوهای موجود در نخاع توانایی اجرای فعالیت‌های تطابقی خاص را دارند، مسیرهای و ابران از قسمت‌های بالای مراکز عصبی و بازخوردهای حسی محیطی موجب ایجاد تنوع در الگوی حرکتی و تطابقی فراوان بسته به شرایط محیطی می‌شوند. در واقع در زنجیره حرکتی بسته مانند ایستادن روی یک پا، عضلات بازکننده مفصل هیپ به ویژه عضله‌ی سرینی بزرگ و عضلات نزدیک کننده مفصل هیپ مانند عضله‌ی نزدیک کننده ماگنوس در انجام حرکت بازکننده زانو نقش کمک‌کننده دارند (۳۰). از این رو این‌گونه استنباط می‌کنند که عضلات مذکور هنگام خستگی نقش فعال‌تری ایفا کرده و با عملکرد مناسب خود مانع از به هم خوردن تعادل هنگام ایستادن روی یک پا می‌شوند و نقش جبرانی در کنترل پاسچر ایفا می‌کنند (۳۱).

در پژوهش حاضر تعادل ایستا بین دو گروه کاتا و کومیته نیز بررسی شد که اختلاف معنادار بین این دو گروه یافت نشد به بیان دیگر دو گروه کاتا و کومیته در تعادل ایستا مزیتی نسبت به هم نداشتند. اما در پژوهش **Pirani** و همکاران، که به مقایسه زمان واکنش و تعادل کاراته‌کاهان نخبه مرد اردوی تیم ملی ایران در دو رشته کاتا و کومیته و ارائه نمرخ پرداختند، بین میزان تعادل ایستا در رشته کاتا و کومیته تفاوت معنادار وجود داشت (۵). به عبارت دیگر، ورزشکاران رشته کاتا از تعادل ایستای بهتری نسبت به ورزشکاران رشته کومیته برخوردار بودند. اما از آنجاکه میزان اختلاف قد در بین دو گروه کاتا و کومیته معنادار بود و از آنجاکه هر چه مرکز ثقل بدن به سطح زمین و سطح اتکا نزدیک‌تر باشد تعادل بیشتر خواهد بود، این تفاوت را می‌توان این‌طور برداشت کرد که برتری گروه کاتا در تعادل ایستا احتمالاً به خاطر کوتاه‌تر بودن قد آن‌ها و در نتیجه‌ی نزدیکی بیشتر مرکز ثقل آن‌ها به سطح اتکا یا همان سطح زمین است. همچنین **Dizaji** و همکاران نیز به این نتیجه رسیدند که در تعادل ایستا بین کاتا کاهان و کومیته کاهان اختلافی وجود ندارد (۲۳).

شاخص‌های **APSI**، **MLSI**، **DPSI** و **VSI** جهت محاسبه تعادل پویا قبل و بعد از یک جلسه تمرین شدید در کاتا کاهان و کومیته کاهان نیز بررسی شد.

تحت کنترل محقق نبوده است. احتمالاً یکی از عوامل دیگر مؤثر در تعادل آزمودنی‌های این پژوهش می‌تواند وضعیت روانی باشد که البته ضرورت دارد آزمون‌های روانی نیز در اجرای چنین پژوهش‌هایی مورد استفاده قرار گیرد.

نتیجه‌گیری نهایی

نتایج این پژوهش نشان داد که تمرینات ترکیبی با تأکید بر تمرین شدید می‌تواند بر تعادل کاراته‌کاهای تأثیرگذار باشد. همچنین خستگی می‌تواند به عنوان یک عامل بر هم زننده تعادل، با فراهم نمودن شرایطی برای به چالش کشیدن سیستم تعادلی، مؤثر باشد. با توجه به نتایج به دست آمده پیشنهاد می‌شود که مربیان و ورزشکاران آثار منفی خستگی بر تعادل ایستا را در جلسات تمرین شدید مدنظر قرار دهند و از آنجایی که تمرینات متفاوت در کاتا‌کاهای و کومیته‌کاهای مزیت بر دیگری نداشتند، پس بهتر است جهت تمرینات به سمتی رود که خستگی را به تأخیر بیندازد. زیرا زمانی که ورزشکاری خسته است، مستعد آسیب اسکلتی - عضلانی است (۹، ۳۳). به علاوه به دلیل اهمیت تعادل در مهارت‌های ورزشی، به ورزشکاران توصیه می‌شود که برنامه‌های تمرین تعادل را انجام دهند تا حداقل اثر خستگی، بر تعادل را تجربه نمایند و مربیان قسمتی از تمرینات تیم را صرف اجرای تقویت عضلانی اندام تحتانی و بخصوص عضلات تثبیت‌کننده داشته باشند که کاراته‌کاهای در طول اجرای حرکات خود، انطباق لازم را بعد از خستگی داشته و حرکات خود را همچنان به صورت کنترلی اجرا نمایند. همچنین به دلیل اهمیت تعادل در کاتا‌کاهای و اجرای زیباتر و کنترلی در طی زمان اجرا، پیشنهاد می‌گردد تمرینات تعادلی ویژه در دستور کار قرار گرفته و با تمرین و ممارست زمان رسیدن به خستگی را افزایش دهند.

عضلانی ناشی از خستگی مربوط به ارسال پیام‌های اوران از عضلات خسته است که منجر به کاهش انتقال پیام‌های ابران و توانایی تولید حرکات جبرانی کافی می‌گردد (۳۳). تاکنون در مورد تأثیر خستگی عضلانی بر کنترل پاسچر، پژوهش‌های متعددی صورت گرفته است که تقریباً همگی نشان‌دهنده اختلال تعادل در اثر خستگی عضلانی در اندام تحتانی می‌باشند از جمله Khayambashi و همکاران، Rostamkhani و همکاران، Sarshin و همکاران، که با نتایج مطالعه حاضر، سازگاری دارد (۷، ۳۳، ۳۴). در واقع هنگام ایجاد خستگی، توانایی تولید پاسخ‌های عضلانی مناسب که برای حفظ ثبات مفصل لازم است کاهش می‌یابد. این مسئله ممکن است سبب افزایش نوسانات پاسچر گردد. نتایج حاصل از مطالعه حاضر نیز مؤید مطالعات انجام شده در این زمینه است. به طور کلی نتایج به دست آمده از مطالعه حاضر مبنی بر کاهش توانایی کنترل ثبات پاسچر پویا ضمن فعالیت‌هایی مانند فرود از پرش، در ارائه راهکارهایی جهت جلوگیری از آسیب‌های وارده به مفصل مچ پا کاراته‌کاهای می‌تواند مفید باشد. بدین ترتیب که با بهبود استقامت عضلانی در عضلات اندام تحتانی از جمله ناحیه مچ پا، می‌توان زمان رسیدن به خستگی را افزایش داده و متعاقباً از کاهش توانایی کنترل پاسچرال ناشی از آن و آسیب‌های بالقوه احتمالی جلوگیری کرد. همچنین در اثر خستگی و متعاقب آن بی‌تعادلی، و اجرای تکنیک روی حریف مقابل، احتمال آسیب حریف نیز وجود دارد که می‌توان با بهبود استقامت عضلانی در عضلات اندام تحتانی زمان رسیدن به خستگی را افزایش داد.

از محدودیت‌های مطالعه حاضر می‌توان به میزان علاقه، انگیزش و وضعیت روحی، وضعیت تغذیه، اجتماعی، فرهنگی، اقتصادی و بهداشتی آزمودنی‌ها به هنگام شرکت در آزمایش‌ها و انجام آزمون‌ها اشاره کرد که در کنترل محقق نبوده است. تفاوت‌های نژادی، وراثتی و فردی نیز

References

1. Punakallio A. Balance abilities of workers in physically demanding jobs. With special reference to firefighters of different ages Kuopion yliopiston julkaisusarja D Lääketiede. 2004;341.
2. Horak FB. Clinical measurement of postural control in adults. Physical therapy. 1987;67(12):1881-5.
3. Ronnestad BR. Comparing the performance-enhancing effects of squats on a vibration platform with conventional squats in recreationally resistance-trained men. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2004;18(4):839-45.
4. McGill SM. Low Back Disorders, 3E: Human Kinetics; 2015.
5. Pirani MA, Miri H, Hemayattalab R, Nikookheslat SD, Haidari moghadam R, Khoshdast M, et al. Comparison between balance and reaction time in Iranian elite Karate athletes. journal of research in sport rehabilitation. 2014;1(2):49-57.
6. Tartibian b, derafshi B, Hajizade B, Abbasi A. The Cardiovascular and Metabolic Responses and Their Relationship to Fatigue Time in Upper and Lower Body Incremental Exercises in Young Professional Karate Players. journal of sport bioscience. 2009;1(3):57-75.
7. Sarshin A, Por HB, Sedighi M, Miri SA. Balance Performance

- on Balance Error Scoring System after Aerobic, Anaerobic, Mixed, Prolonged Intermittent, and Supramaximal Intermittent Exercises. *Annals of Biological Research*. 2012;3(7):3357-66.
8. Yaggie JA, McGregor SJ. Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Archives of physical Medicine and Rehabilitation*. 2002;83(2):224-8.
9. Shojaedin SS, Johari K, Sadeghi H. Proximal and distal lower limb muscle fatigue on dynamic balance in male soccer players. *Sports Medicine Journal*. 2011;2(2):65-80.
10. Gribble PA, Hertel J. Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2004;85(4):589-92.
11. Noraste Aa, mohebi H, SHahheydari S. Comparison of static and dynamic equilibrium in athletes of different disciplines. *Sports Medicine Journal*. 2012;2(2):5-22.
12. Cesari P, Bertuccio M. Coupling between punch efficacy and body stability for elite karate. *Journal of science and medicine in sport*. 2008;11(3):353-6.
13. Derave W, Tombeux N, Cottyn J, Pannier J-L, De Clercq D. Treadmill exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. *International journal of sports medicine*. 2002;23(01):44-9.
14. Zemková E, Viitasalo J, Hannola H, Blomqvist M, Kontinen N, Mononen K. The effect of maximal exercise on static and dynamic balance in athletes and non-athletes. *Medicina Sportiva*. 2007;11(3):70-7.
15. Wilkins JC, McLeod TCV, Perrin DH, Gansneder BM. Performance on the balance error scoring system decreases after fatigue. *Journal of athletic training*. 2004;39(2):156.
16. Sant'Ana J, Franchini E, da Silva V, Diefenthaler F. Effect of fatigue on reaction time, response time, performance time, and kick impact in taekwondo roundhouse kick. *Sports biomechanics*. 2017;16(2):201-9.
17. Karlsson A, Frykberg G. Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clinical Biomechanics*. 2000;15(5):365-9.
18. Wikstrom EA, Tillman MD, Smith AN, Borsa PA. A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: the dynamic postural stability index. *Journal of Athletic Training*. 2005;40(4):305.
19. LaGoy AD, Johnson CD, Allison KF, Flanagan SD, Lovalekar MT, Nagai T, et al. Impact of Increased Load Carriage Magnitude on the Dynamic Postural Stability of Men and Women: University of Pittsburgh; 2018.
20. Wikstrom E, Tillman M, Smith A, Borsa P. Reliability and validity of a new measure of dynamic stability: the dynamic stability index. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical*. 2005;35(5):A-27.
21. Wikstrom EA, Tillman MD, Chmielewski TL, Cauraugh JH, Borsa PA. Dynamic postural stability deficits in subjects with self-reported ankle instability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2007;39(3):397-402.
22. Hosseinimehr SH, Daneshmandi H, Norasteh Aa. Fatigue effects on static and dynamic postural control of athletes with ankle injury. *research on sport science*. 1388;251(6):107-20.
23. Dizaji E, Sadeghi H, Memar R. Comparison of postural stability in dominant & non-dominant leg of female kata and kumite national team. *Journal of Practical Studies of Biosciences in Sport*. 2015;4(7):102-13.
24. Mousavi SK, Onvani V, Sadeghi H. The effect of lower limb muscle fatigue on balance in elite. *Journal of Modern Rehabilitation*. 2013;7(2):7-12.
25. Shanbehzadeh s, Nodehi Moghadam A, Ehsani F, Tavahomi M. Assessing the effect of functional fatigue and gender on dynamic control of posture. *Modern Rehabilitation*. 2016;9(6):138-43.
26. Surenkok O, Kin-Isler A, Aytar A, Gültekin Z. Effect of trunk-muscle fatigue and lactic acid accumulation on balance in healthy subjects. *Journal of sport rehabilitation*. 2008;17(4):380-6.
27. Zech A, Steib S, Hentschke C, Eckhardt H, Pfeifer K. Effects of localized and general fatigue on static and dynamic postural control in male team handball athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2012;26(4):1162-8.
28. Cetin N, Bayramoglu M, Aytar A, Surenkok O, Yemisci OU. Effects of lower-extremity and trunk muscle fatigue on balance. *The Open Sports Medicine Journal*. 2008;2(1).
29. Springer BK, Pincivero DM. The effects of localized muscle and whole-body fatigue on single-leg balance between healthy men and women. *Gait & posture*. 2009;30(1):50-4.
30. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 2012;36(1):162-76.
31. Bertini I, Pujia A, Giampietro M. A follow-up study of the variations in the body composition of karate athletes. *Acta diabetologica*. 2003;40:s142-s4.
32. Salavati M, Moghadam M, Ebrahimi I, Arab AM. Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. *Gait & posture*. 2007;26(2):214-8.
33. Khayam-Bashi k, Razeghi M, Abolqasem Nezhad A, mojtahedi H. Effect of quadriceps muscle fatigue on dynamic balance in walking. *Sports Medicine Journal*. 2012;2(2):35-49.
34. Rostamkhani H, Rahmani-Nia F, Hadi H. Effect of lower limb proximal and distal muscles fatigue and activity-induced fatigue. *research on sport science*. 1388;233(6):69-82.

The Effect of Fatigue on the Static and Dynamic Balance in Karate Kata and Kumite Elite Men

Masoud Mirmoezi¹,
Heydar Sadeghi^{2*},
Mahdi Jafari³, Lotfali Lotfi⁴

1. Department of Motor Behavior, Faculty of Physical Education and Sport Science, Islamic Azad University Branch of Central Tehran, Tehran, Iran.

2. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

3. Department of Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Science, Islamic Azad University of Karaj, Alborz, Iran.

4. Department of Physical Education and Sport Sciences, Payame Noor University, Tehran, Iran.

* Corresponding author:
Faculty of Physical Education and Sport Science, Islamic Azad University Branch of Central Tehran, Tehran, Iran.
Tel: 09126825007
Email: massoudmirmoezi@live.com

Abstract

Received: Jan. 11, 2018 Accepted: May 18, 2018

Objective: With regard to the effects of postural fatigue on the amount of participation in sport activities and as this may result in impaired motor functioning, the aim of this study was to investigate the effect of fatigue on static and dynamic balance in karate kata and kumite elite men.

Methods: The statistical population consist of all karate kata and kumite National Karate team members in 2015-16, which involved 20 men. The sample of the study included 16 athletes with average age of 20.4 ± 23.75 years, all of whom were healthy. Static and dynamic balance was measured before and after the exercise protocol, including a severe karate training session. Static postural stability indices including mean center of pressure displacement (COP) and velocity of COP displacements (COP VEL) Direction of medial-lateral (ML) and anterior-posterior (AP), were measured in standing position on one leg. In order to evaluate the dynamic postural stability index (DPSI), the jump-landing task was used on the 1000-Hz Kistler force plate. Inferential statistics which were used to compare pre and post-test data in order to compare the effect of fatigue in kata and kumite groups at a significant level of 0.05, including paired samples t-test and covariance analysis.

Results: The findings indicated that fatigue caused by intense training would significantly affect the static and dynamic balance in karate kata and kumite elite men ($P < 0.05$). The kumite team had a better dynamic balance than the kata team ($p = 0.002$).

Conclusion: Based on the results of the study, it can be recommended that coaches and athletes consider the negative effects of fatigue in intensive training sessions on static and dynamic balance. Since practically there is not much differences between different exercise in kata and kumite. It is recommended that the exercise program be used to delay fatigue in order to reduce the risk of musculoskeletal damage.

Keywords: Karate, Kata, Kumite, Fatigue, Static balance, Dynamic balance

مهدی جعفری کارشناس ارشد تربیت بدنی گرایش بیومکانیک ورزشی دانشگاه آزاد واحد کرج، دارای چند مقاله در همایش های ملی و بین المللی است. زمینه تحقیقاتی موردعلاقه ایشان کینماتیک حرکت، تعادل و کاراته است. ایشان هم‌اکنون مربی تیم ملی کاراته امید جمهوری اسلامی ایران و مدیر اجرایی و مسئول کمیته آموزش هیئت کاراته استان البرز است. در حال حاضر به‌عنوان مدرس مدعو دانشگاه پیام نور فعالیت دارد.



لطفعلی لطفی، کارشناس ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه پیام نور واحد تهران جنوب، مجری دو طرح پژوهشی از طرح های مصوب وزارت ورزش و جوانان، یک مقاله ISI، یک مقاله ISC، یک عنوان کتاب و نیز ارائه شش مقاله در همایش های ملی است. زمینه تحقیقاتی موردعلاقه ایشان تعادل و کنترل پاسیجر، بیوشیمی و متابولیسم فعالیت ورزشی است. دارای مدرک مربیگری و داوری درجه دو آمادگی جسمانی و مدرسی از فدراسیون ورزش های همگانی هستند. در حال حاضر به‌عنوان مدرس دوره های مربیگری و رئیس مرکز آموزش علمی کاربردی ورزش و جوانان استان قزوین فعالیت دارد.



مسعود میرمعزی دانشجوی دکترای تربیت بدنی در گرایش رفتار حرکتی دانشگاه آزاد واحد تهران مرکز، دارای دو مقاله ISI، ۱۰ مقاله ISC و ارائه ۸ مقاله در همایش های ملی و بین المللی است. زمینه تحقیقاتی موردعلاقه ایشان کینماتیک حرکت، تعادل و کنترل پاسیجر، کنترل حرکتی، ورزش های آبی و سالمند شناسی است. ایشان دارای مدرک مدرسی از فدراسیون همگانی هستند. همچنین دارای ۷ عنوان ترجمه کتاب در زمینه های مختلف ورزشی است. ایشان در حال حاضر به‌عنوان مدرس مدعو دانشگاه بین المللی امام خمینی قزوین فعالیت می کند.



آقای دکتر حیدر صادقی فارغ التحصیل پسا (فوق) دکتری توان بخشی (گرایش بیومکانیک و توان بخشی) در سال ۱۳۸۰ از دانشکده پزشکی دانشگاه مونترال کانادا و استاد تمام دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران است. انتشار بیش از ۸۰ مقاله در مجلات معتبر خارجی، ۱۱۰ مقاله در مجلات معتبر داخلی، تألیف یا تصنیف ۸ کتاب، ترجمه ۱۷ کتاب تخصصی، ۲۰ طرح پژوهشی کاربردی، استاد راهنمای دکتری (۱۵ راهنمایی، ۵ مشاوره)، تجدید چاپ همراه با تجدیدنظر اساسی ۳ کتاب، بررسی و نقد و یا تصحیح ۱۰ کتاب، ۱۰ نوآوری علمی معتبر، ارائه بیش از ۳۰۰ مقاله در مجامع علمی ملی و بین المللی، استاد راهنمای کارشناسی ارشد (۵۰ راهنمایی، ۱۵ مشاوره)، از جمله فعالیت های آموزشی ایشان است.

