DOI: 10.22122/jrrs.v16i0.3500 Published by Vesnu Publications

تأثیر هشت هفته برنامه تمرینی بر پایداری سر و گردن در اجرای ضربه تسوکی به دنبال خستگی عضلات گردن

نجمه افهمی[۱]، رضا سیامکی[۲]، نجمه صادقی[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: خستگی عضلانی می‌تواند موجب اختلال در عملکرد مناسب استراتژی‌های ثبات پاسچرال و به دنبال آن، کاهش پایداری و افزایش احتمال آسیب در ورزشکاران شود. هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی اثر هشت هفته برنامه تمرینی بر پایداری سر و گردن در ضربه تسوکی در زمان خستگی عضلات گردن ورزشکاران کاراته‌کای نخبه مرد بود.

مواد و روش‌ها: ۲۴ ورزشکار کاراته‌کای مرد لیگ برتر انتخاب شدند و به صورت تصادفی در دو گروه تجربی (۱۲ نفر با سن ۲/۶۲ ± ۲۰/۹۲ سال، وزن ۱۱/۶۸ ± ۷۱/۰۰ کیلوگرم و قد ۰/۰۵ ± ۱/۷۷ متر) و شاهد [۱۲ نفر با سن ۲/۲۱ ± ۲۲/۰۸ سال، وزن ۱۳/۲۴ ± ۷۲/۱۵ کیلوگرم و قد ۰/۰۶ ± ۱/۷۸ متر) قرار گرفتند. گروه تجربی، هشت هفته تمرینات حس عمقی گردن را هر هفته ۳ جلسه انجام دادند. جابه‌جایی و شتاب زاویه‌ای سر و گردن حین اجرای ضربه تسوکی و بعد از اجرای پروتکل خستگی، در دو مرحله قبل و بعد از اجرای تمرینات با استفاده از دستگاه آنالیز حرکت ثبت گردید. داده‌ها با استفاده از آزمون‌های Paired t، Independent t و ANOVA در سطح معنی‌داری $P > ۰/۰۵$ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: تفاوت معنی‌داری بین دو گروه در جابه‌جایی زاویه‌ای (تجربی ۱/۸۵ ± ۲/۹۵، شاهد ۲/۱۵ ± ۴/۱۵) و شتاب زاویه‌ای قبل (تجربی ۹/۶۲ ± ۱۶/۲۹، شاهد ۱۲/۲۳ ± ۷۰/۱۷) و بعد (تجربی ۱۵/۹۸ ± ۲۴/۶۹، شاهد ۱۴/۹۲ ± ۷۰/۸۶) از برخورد ضربه به کیسه بوکس (اغتشاش خارجی) مشاهده گردید ($P < ۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: برنامه تمرینی حس عمقی می‌تواند منجر به کاهش بی‌ثباتی پاسچرال سر و گردن در مواجهه با اغتشاش خارجی در زمان خستگی ورزشکاران شود. بنابراین، می‌توان از این تمرینات به منظور کاهش اثر اغتشاش خارجی بر ناحیه سر و گردن این ورزشکاران استفاده نمود.

کلید واژه‌ها: ورزشکار حرفه‌ای؛ حس عمقی؛ کاراته؛ اغتشاش

ارجاع: افهمی نجمه، سیامکی رضا، صادقی نجمه. **تأثیر هشت هفته برنامه تمرینی بر پایداری سر و گردن در اجرای ضربه تسوکی به دنبال خستگی عضلات گردن.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۹؛ ۱۶: ۴۱-۳۲.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۱۲/۱۰ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۱/۱۴ تاریخ چاپ: ۱۳۹۹/۲/۱۵

مقدمه

پایداری به عنوان توانایی حفظ وضعیت و کنترل حرکات مفاصل توسط فعالیت هماهنگ بافت‌های اطراف آن‌ها و سیستم عصبی تعریف می‌شود. بدن انسان به طور مکرر در معرض دو نوع اغتشاش (Perturbation) قرار می‌گیرد. اغتشاش داخلی توسط بدن خود فرد تولید می‌شود که از آن جمله می‌توان به حرکت اندام‌ها، خستگی، آسیب عضلانی- اسکلتی و سفتی عضلانی اشاره کرد. اغتشاش خارجی نیروهای خارجی عمل‌کننده بر روی بدن همچون ضربه به بدن، هول دادن یا راه رفتن می‌باشد (۱). اغتشاشات، پایداری بدن را تحت تأثیر قرار می‌دهند. سیستم عصبی جهت به حداقل رساندن اثر اغتشاشات بر بدن، از دو استراتژی پوسچرال پیش‌بینی یا فیدفوروارد (Anticipatory Postural Adjustments, Feedforward) و پوسچرال جبرانی یا فیدبک (Compensatory Postural Adjustments, Feedback) استفاده می‌کند (۲). استراتژی پیش‌بینی موجب فعال شدن یا مهار شدن عضلات به هدف تولید نیرو و گشتاور جهت به حداقل رساندن اغتشاش قبل از اعمال آن بر روی بدن می‌شود و این ظرفیت را دارد که یک سازگاری کوتاه‌مدت در پاسخ به تغییرات محیطی ایجاد کند و متناسب با سطوح واقعی و درک شده، از پایداری بدن راه‌اندازی شود (۳). استراتژی جبرانی نمی‌تواند پیش‌بینی کند و توسط سیگنال‌های فیدبک حسی فعال می‌شود و مکانیسم استقرار مجدد مرکز جرم بدن بعد از ورود اغتشاش می‌باشد. وجود استراتژی پیش‌بینی، استراتژی جبرانی را منع نمی‌کند. به کارگیری استراتژی‌های پوسچرال و پاسخ پوسچرال مناسب

۱- استادیار آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه صنعتی سیرجان، سیرجان، ایران
۲- استادیار گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، مؤسسه آموزش عالی اسرار مشهد، مشهد، ایران
۳- استادیار، گروه علوم پایه، دانشکده علوم پزشکی سیرجان، سیرجان، ایران
نویسنده مسؤول: نجمه افهمی؛ استادیار آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه صنعتی سیرجان، سیرجان، ایران
Email: n.afhami@sirjantech.ac.ir

توسط سیستم عصبی، ارتباط زیادی با اطلاعات ورودی بینایی و حس عمقی به سیستم عصبی دارد (۴).

حس عمقی به عنوان ادراک آگاهانه و غیر آگاهانه از حس وضعیت (موقعیت مفصل)، حس حرکت (Kinaesthesia) و نیرو، تلاش و سنگینی (حس نیرو) تعریف می‌شود. اگرچه این حس‌ها به سه گروه مجزا تقسیم‌بندی شده‌اند، اما در هر حرکت اطلاعات مرتبط با تمامی آن‌ها توسط مکانورسپتورها به سیستم عصبی منتقل می‌شود (۵). حس عمقی علاوه بر دریافت اطلاعات از مکانورسپتورها، به یکپارچه‌سازی اطلاعات حسی دریافتی از مکانورسپتورها جهت تعیین حرکات و وضعیت قطعات بدن در فضا می‌پردازد. خستگی عضلانی موجب اختلال در اطلاعات حس عمقی خواهد شد؛ به طوری که حتی اطلاعات ورودی بینایی نمی‌توانند این اختلال در اطلاعات حس عمقی را جبران کنند (۶). Roberts و Vasavada در پژوهش خود به این نتیجه دست یافتند که خستگی عضلات فلکسور گردنی، نوسانات ایستای سر را افزایش می‌دهد (۷). همچنین، نتایج مطالعه Allison و Henry نشان داد که در حضور خستگی، سیستم عصبی مرکزی استراتژی‌های تنظیم پوسچرال بدن را تغییر می‌دهد. به نظر آنان، در حضور خستگی و تغییر استراتژی‌های کنترلی، اغتشاشات ایجاد شده می‌توانند اثرات زیانباری را در بدن ایجاد کنند (۸).

حرکات تکراری اندام فوقانی در جلوی بدن، از اجزای اصلی تکنیک‌های ورزش کاراته می‌باشد (۹). اغتشاش ناشی از فعالیت‌های عملکردی و حرکات اندام‌ها، در جهت مخالف با حرکت اندام به سگمان بالاتر وارد می‌شود. بنابراین، نیروی حرکات اندام فوقانی به ستون فقرات گردنی و به واسطه آن به ناحیه سر وارد می‌شود (۱۰). بنابراین، ناحیه سر و گردن ورزشکاران کاراته‌کا به طور مکرر در معرض اغتشاشات داخلی (حرکت آزاد اندام فوقانی با قدرت و سرعت بالا) و خارجی (ضربه زدن‌های پیاپی با دست‌ها به حریف یا کیسه بوکس) قرار دارد (۱۱). عدم خنثی‌سازی مناسب این اغتشاشات، موجب افزایش نوسان و ایجای شتاب‌های ناگهانی در ناحیه سر و گردن خواهد شد که علاوه بر احتمال آسیب‌های حاد ناگهانی (۱۲)، منجر به تغییرات تدریجی در دیسک‌ها و مهره‌های گردن خواهد شد و بروز علایم آرتروز و به واسطه تأثیر بر ریشه‌های عصبی، احتمال اختلالات عصبی را در ورزشکاران به همراه خواهد داشت (۱۳). بنابراین، کاهش میزان تأثیر اغتشاشات توسط بهبود پایداری سر و گردن جهت پیشگیری از آسیب‌های این نواحی در ورزش اهمیت بسیاری دارد.

در برخی تحقیقات، پیش‌بینی اغتشاش (خارجی) به عنوان مکانیسم پیشگیری از آسیب در ورزشکاران مطرح شده است. Mihalik و همکاران با انجام پژوهشی به این نتیجه دست یافتند، زمانی که ورزشکاران هاکی روی یخ ضربه وارد شده به سر را پیش‌بینی می‌کنند، شتاب زاویه‌ای کمتری در ناحیه سر آن‌ها ایجاد می‌شود (۱۴). همچنین، نتایج مطالعه در موتورسواران نشان داد که پیش‌بینی اغتشاش، سبب کاهش آسیب‌های سر و گردن در این ورزشکاران می‌شود (۱۵). تاکنون تحقیقات اندکی برنامه تمرینی را جهت تأثیر بر استراتژی‌های پوسچرال سیستم عصبی و کاهش نوسانات بدن در برابر اغتشاشات مطرح کرده‌اند. در زمینه اثر تمرینات ورزشی بر نوسانات در زمان خستگی، تنها می‌توان به پژوهش حسنلویی و همکاران (۱) اشاره کرد. آن‌ها در مطالعه خود به بررسی اثر کاهنده تمرینات استقامتی بر میزان فعالیت عضلانی و نوسانات پوسچرال در برابر اغتشاشات در زمان خستگی عضلانی پرداختند و نتیجه‌گیری کردند که به دنبال خستگی عضلات خم‌کننده و بازکننده زانو، در ابتدا کاهش فعالیت عضلانی و افزایش نوسانات پوسچرال مشاهده شد، اما پس از شش هفته تمرینات استقامتی، آزمودنی‌ها توانایی بالایی را در حفظ پوسچر قامتی خود در مواجهه با اغتشاش در زمان خستگی نشان دادند (۱).

با وجود خلأ مطالعات در زمینه بررسی تأثیر تمرینات بر نوسانات سر و گردن ورزشکاران در زمان خستگی و از آن‌جایی که اثر مثبت تمرینات می‌تواند گام مثبتی در جهت پیشگیری از آسیب‌های تدریجی سر و گردن در ورزشکاران رشته کاراته ارایه دهد، تحقیق حاضر با هدف بررسی این مهم انجام گردید. با توجه به نتایج مثبت پژوهش‌ها در زمینه تأثیر تمرینات حس عمقی گردن بر بهبود پوسچر سر و گردن، حس وضعیت مفصل، حس حرکت، تعادل افراد و کاهش درد و به دلیل دانسیته بالای مکانورسپتورهای گردن نسبت به سایر نواحی بدن و نقش مهم اطلاعات ورودی آن‌ها در راه‌اندازی و سطح فعالیت استراتژی‌های ثبات پوسچرال (۱۶)، مطالعه حاضر به بررسی تأثیر هشت هفته برنامه تمرینی حس عمقی گردن بر کاهش نوسانات سر و گردن در زمان خستگی عضلانی در ورزشکاران کاراته‌کای مرد نخبه پرداخت.

مواد و روش‌ها

این تحقیق از نوع نیمه تجربی و جامعه آماری شامل ورزشکاران لیگ برتر کاراته شهر سیرجان بود. پس از مشخص کردن ورزشکاران داوطلب، معیارهای ورود و خروج به کمک فرم ارزیابی عمومی مورد بررسی قرار گرفت و ۲۴ ورزشکار منتخب به طور هدفمند و در دسترس انتخاب شدند و به طور تصادفی در دو گروه شاهد و تجربی قرار گرفتند. معیارهای ورود به پژوهش شامل دامنه سنی ۱۸ تا ۲۵ سال، داشتن حداقل ۵ سال سابقه ورزشی کاراته، حضور در تیم‌های لیگ برتر کاراته کشور و امضای رضایت‌نامه کتبی جهت شرکت آگاهانه بود. سابقه درد عضلانی، اسکلتی و عصبی در ناحیه سر، گردن، کل ستون فقرات و اندام فوقانی، سابقه جراحی در ناحیه سر، گردن، کل ستون فقرات، کمربند شانه‌ای و اندام تحتانی، اختلالات فکی گیجگاهی، مشکلات بینایی که با عینک تصحیح نشده باشد، مشکلات شنوایی، نیازهای دارویی طولانی مدت، مشکلات قلبی و تنفسی طی پنج سال اخیر، عفونت گوش داخلی و وجود اختلالات و ناهنجاری‌های مادرزادی (۱۷) به عنوان معیارهای خروج در نظر گرفته شد. تمام نمونه‌ها سه جلسه ۹۰ دقیقه‌ای را در هفته به تمرینات کاراته و سه جلسه ۶۰ دقیقه‌ای را به بدنسازی می‌پرداختند. مطالعه حاضر با کد اخلاق IR.SIRUMS.REC.1398.002 در کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی سیرجان مورد تأیید قرار گرفت و دارای کد کارآزمایی بالینی به شماره IRCT20190505043474N1 در سامانه ثبت کارآزمایی بالینی ایران بود.

ابتدا فرایند ارزیابی به طور کامل برای آزمودنی‌ها تشریح گردید. ارزیابی به صورت انفرادی توسط یک آزمونگر و بر طبق برنامه زمان‌بندی ارایه شده به آزمودنی‌ها انجام شد. روند کلی اجرای تحقیق به این صورت بود که ابتدا با استفاده از دستگاه قدسنج و ترازو، قد و وزن آزمودنی اندازه‌گیری شد و با برنامه مشخص، گرم کردن عمومی زیر نظر آزمونگر اجرا گردید. مقدار یک تکرار بیشینه آزمودنی‌ها در حرکت شانه بالا انداختن تعیین و ۳۰ درصد آن محاسبه و سپس نشانگرهای دستگاه آنالیز حرکت بر روی نقاط آناتومیکی مورد نظر نصب شد. پروتکل اعمال خستگی در عضلات اجرا و آزمون ارزیابی نوسانات سر و گردن در برابر اغتشاش داخلی و خارجی انجام گردید. از حرکت تسوکی که پرکاربردترین حرکت اندام فوقانی در کاراته می‌باشد، جهت تولید اغتشاش

http://jrrs.mui.ac.ir

(اندامی) داخلی و خارجی استفاده شد. اغتشاش داخلی به عنوان ضربه تسوکی آزاد به سمت هدف تعیین شده و اغتشاش خارجی، ضربه تسوکی و برخورد آن به کیسه بوکس تعریف گردید. جهت اطمینان از همگنی داده‌ها در دو گروه، ارزیابی نیروی تولیدی اندام فوقانی در ضربه تسوکی، ۳۰ درصد یک تکرار بیشینه و زمان رسیدن به خستگی مورد بررسی قرار گرفت. روند اجرای پژوهش در پیش‌آزمون و پس‌آزمون کاملاً مشابه بود.

جهت اجرای پروتکل خستگی، ابتدا یک تکرار بیشینه آزمودنی در حرکت بالا انداختن شانه محاسبه شد؛ بدین گونه که آزمودنی در حالت ایستاده قرار می‌گرفت و دو عدد دمبل ۳۰ کیلوگرمی را در دست نگه می‌داشت. در این وضعیت، دست‌ها در پهلوی بدن آویزان و زاویه آرنج کاملاً باز بود. مترونوم بر روی ۴۰ ضربه در دقیقه تنظیم می‌شد. آزمودنی حرکت شانه بالا انداختن را به طور کامل و بدون خم کردن آرنج و با حفظ راستای تنه و سر اجرا می‌کرد تا قادر به ادامه نباشد و یا شروع به اجرای ناصحیح حرکت نماید. تعداد اجراهای وی ثبت گردید و سپس با استفاده از رابطه ۱، میزان یک تکرار بیشینه و در پایان ۳۰ درصد آن محاسبه می‌شد (۱۷).

رابطه ۱ (۰/۰۲۷۸ × تعداد تکرار تا خستگی)−۱/۰۲۷۸ ÷ وزنه جابه‌جا شده (کیلوگرم)

برای اجرای پروتکل خستگی، از آزمودنی درخواست گردید با ۳۰ درصد مقدار یک تکرار بیشینه عمل شانه بالا انداختن را کاملاً مشابه روند اجرای ذکر شده اجرا کند تا حدی که دیگر قادر به اجرای آن نباشد و مقیاس Borg (مقیاس ۱۰ امتیازی) را خیلی خیلی شدید (بالاتر از ۸) عنوان کند (۹). زمان رسیدن به خستگی نیز با کورنومتر (مدل Quartz، ژاپن) با دقت ۰/۰۱ ثانیه ثبت شد.

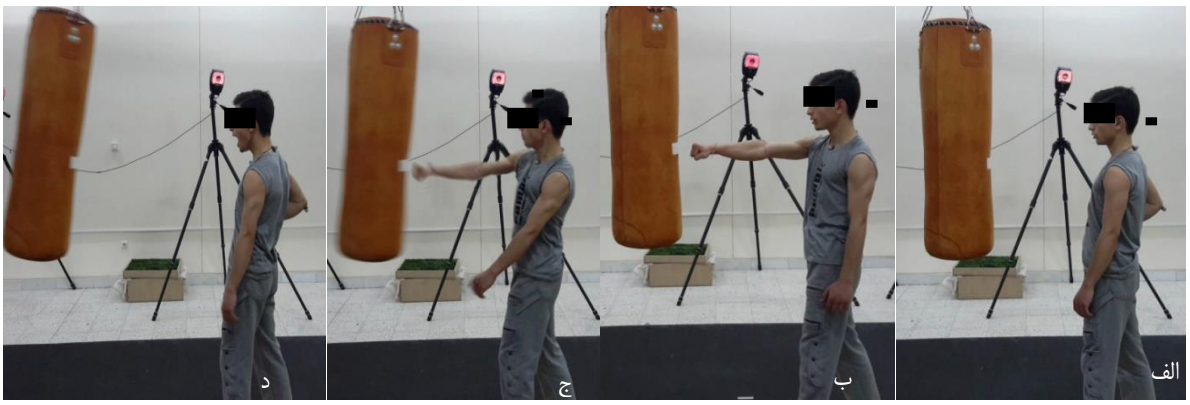
جهت ثبت سه بعدی نوسانات سر و گردن، از دستگاه تجزیه و تحلیل حرکت (Motion analysis) (نام تجاری Real TimeSystem Raptor-H Digital، آمریکا) در محل آزمایشگاه دانشگاه شهید باهنر کرمان استفاده شد. هر شش دوربین دستگاه به کار گرفته شد و چیدمان دوربین‌ها به گونه‌ای تنظیم گردید که هر نشانگر حداقل توسط دو دوربین مشاهده شود. فرکانس دوربین‌ها ۱۲۰ هرتز در نظر گرفته شد (۱۸). در روز ارزیابی، ابتدا کالیبره کردن دستگاه صورت گرفت. نشانه‌گذاری بر روی زایده خاری C_7، گلابلا (Glabella)، تراگوس (Tragus)، قسمت خلفی خارجی زایده آکرومیون (Acromion)، زایده الکرانون (Olecranon) و زایده استیلوئید اولنا (Ulnar styloid) دست ضربه آزمودنی به صورت یک‌طرفه انجام شد (۱۹). آزمودنی ابتدا در وضعیت ایستاده با پاهای موازی (عرض شانه) و فاصله کمی بیشتر از طول اندام فوقانی، روبه‌روی کیسه بوکس قرار می‌گرفت. سپس از وی درخواست شد پای موافق دست ضربه را با حفظ عرض شانه به اندازه یک کف پای خود عقب بگذارد. آرنج دست ضربه را در وضعیت ۹۰ درجه قرار دهد و دست را مشت و ساعد را به حالت سوپینیشن بچرخاند و مشت را بر روی کرست ایلیاک (Iliac crest) نگه دارد. به منظور یکسانی هدف ضربه تسوکی در آزمودنی‌ها، ناحیه‌ای با برچسب سفید بر روی کیسه بوکس مشخص گردید و با توجه به قد هر آزمودنی، ارتفاع کیسه بوکس (حلقه نگه دارنده آن بر روی زنجیر آویزان از سقف جابه‌جا می‌شد) تغییر داده می‌شد تا قسمت بالای برچسب سفید هم‌سطح شانه‌های آزمودنی قرار گیرد (شکل ۱، الف).

به منظور ارزیابی نوسانات سر و گردن در برابر اغتشاش داخلی، از آزمودنی درخواست گردید از وضعیت تشریح شده بدون استفاده از بدن (حرکت چرخشی در کمر، تنه یا شانه‌ها) با سریع‌ترین و قوی‌ترین حالت ممکن ضربه آزاد تسوکی را به سمت هدف و بدون برخورد با آن اجرا کند (شکل ۱، ب). آزمودنی یک تلاش تمرینی و سه تلاش اصلی را اجرا می‌کرد و بین هر تکرار ۵ ثانیه استراحت داده می‌شد (۱۹). ارزیابی‌های کینماتیک سر، گردن و دست ضربه با استفاده از دستگاه آنالیز حرکت در سراسر اجراها ثبت گردید.

جهت ارزیابی نوسانات سر و گردن در برابر اغتشاش خارجی، تمامی مراحل مشابه ارزیابی اغتشاش داخلی بود، با این تفاوت که آزمودنی به فاصله طول اندام فوقانی از کیسه فاصله می‌گیرد به گونه‌ای که در هنگام زدن ضربه آرنج کاملاً باز شود، مشت با کیسه برخورد کند و در این حالت شانه یا تنه آزمودنی به سمت جلو کشیده نشود و وضعیت اولیه را حفظ نماید (شکل ۱، ج).

ابتدا داده‌های دستگاه آنالیز حرکت در نرم‌افزار $CORTEX_{2.5}$ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. جهت حذف نویزهای ناشی از حرکت نشانگرها، فیلتر پایین‌گذر Butterworth با فرکانس ۶ هرتز استفاده گردید. سپس شاخص‌های مورد نظر شامل زمان، فاصله و موقعیت نشانگرها استخراج شد.

جابه‌جایی زاویه‌ای سر و گردن در صفحه ساجیتال به صورت جابه‌جایی زاویه حد فاصل بین دو خط گلابلا- تراگوس و تراگوس- زایده خاری مهره C_7 در صفحه ساجیتال تعریف (۲۰) و زاویه مورد نظر بر حسب درجه با استفاده از نرم‌افزار $MATLAB_{R2012a}$ استخراج گردید.



شکل ۱. وضعیت استقرار اولیه (الف)، اجرای تسوکی آزاد (ب)، اجرای تسوکی و برخورد آن به کیسه بوکس (ج)، وضعیت نهایی (د)

http://jrrs.mui.ac.ir

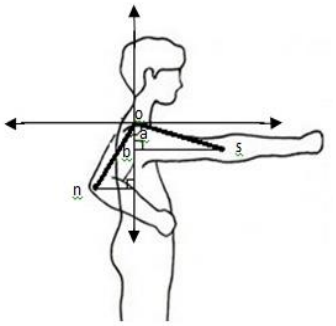
تفاضل بین زاویه شروع و زاویه هدف، به عنوان میزان تغییرات جابه‌جایی زاویه‌ای سر و گردن محاسبه شد. با ارزیابی تغییرات جابه‌جایی زاویه‌ای (بر حسب رادیان) در واحد زمان، سرعت زاویه‌ای محاسبه و سپس شتاب زاویه‌ای به صورت محاسبه تغییرات سرعت زاویه‌ای سر و گردن در واحد زمان بر حسب رادیان بر مجذور ثانیه استخراج گردید. جهت محاسبه نیروی اندام فوقانی در ضربه تسوکی، روش محور مختصات مورد استفاده قرار گرفت. روش استخراج نیرو و روابط در ادامه آورده شده است (۲۱).

رابطه ۲ مرتبط با سرعت زاویه ای (ω) و رابطه ۳ مرتبط با شتاب زاویه‌ای (α) می‌باشد که در آن dφ تغییرات زاویه، dt تغییرات زمان و dω تغییرات سرعت را نشان می‌دهد.

$$\omega = d\phi/dt \quad \text{رابطه ۲}$$
$$\alpha = d\omega/dt \quad \text{رابطه ۳}$$

همچنین، φ زاویه بین دو خط on و os، ω سرعت زاویه‌ای، α شتاب زاویه‌ای، t مدت زمانی که نقطه n به s می‌رسد، I لختی و F نیرو می‌باشد.

$$b = \tan^{-1}(y_n-y_o)/(x_n-x_o),\ a = \tan^{-1}(y_s-y_o)/(x_s-x_o)$$
$$\phi = a+b,\ \omega = \phi/t,\ \alpha = \omega/t$$
$$m_{arm} = (2.6)\ m_{whole\ body},\ I = m(on)^2,\ F = I\alpha$$



در مطالعه حاضر از یک برنامه تمرینی افزایش عملکرد حس عمقی گردن استفاده شد. بر همین اساس و با توجه به فاکتورهای اختصاصی و غیر اختصاصی حس عمقی و برنامه‌های تمرینی مؤثر ذکر شده در تحقیقات گذشته و عملکرد ورزشکاران کاراته‌کا، برنامه تمرینی ترکیبی زیر نظر متخصصان رشته طراحی گردید. فاکتور اختصاصی شامل تمرینات حس وضعیت مفصل (Joint position sence) با و بدون بازخورد بینایی، تمرینات مسیر حرکت (Kinestesia) و تمرینات نیرو و فاکتور غیر اختصاصی شامل تمرینات هماهنگی، عملکرد عضلانی و تمرین روی سطوح بی‌ثبات بود. برنامه تمرینی به مدت ۲۵ تا ۳۰ دقیقه برای هر جلسه، سه روز در هفته و به مدت ۸ هفته به عنوان جزیی از برنامه بدنسازی گروه تجربی اجرا گردید؛ در حالی که آزمودنی‌های گروه شاهد برنامه بدنسازی معمول خود را اجرا کردند. برنامه تمرینی در محیط باشگاه بدنسازی آزمودنی‌ها و زیر نظر یک آزمون گیرنده به صورت گروهی و ایستگاهی برگزار شد. تقسیم‌بندی زمان هر جلسه به صورت ۵ دقیقه گرم کردن، اجرای ۳ تکرار ایستگاهی بین ۱۸ تا ۲۴ دقیقه و در نهایت، ۱ تا ۲ دقیقه سرد کردن بود. برای تمامی جلسات تمرینی، تعداد ایستگاه‌ها ۵ عدد، تعداد تکرار کل برنامه ایستگاهی ۳ تکرار و زمان استراحت بین هر ایستگاه ۳۰ ثانیه در نظر گرفته شد. روند پیشرفت تمرینات به صورت افزایش زمان در هر جلسه تمرینی و افزایش سطح دشواری تمرینات در شروع هر هفته تعریف گردید. بدین صورت که ۳ سطح پیشرفت زمان و ۸ سطح پیشرفت دشواری برای تمرینات در نظر گرفته شد.

از آزمون Shapiro-Wilk جهت اطمینان از نرمال بودن داده‌ها در گروه‌ها استفاده شد. در ادامه، به منظور مقایسه درون گروهی و بین گروهی به ترتیب از آزمون‌های Paired t و Independent t استفاده گردید. جهت مقایسه میانگین داده‌ها بین دو گروه شاهد و تجربی در پس‌آزمون و از بین بردن عامل مخدوش‌کننده پیش‌آزمون، از آزمون ANCOVA استفاده شد. در نهایت، داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ (version 20, IBM Corporation, Armonk, NY) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. $P < ۰/۰۵$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

در پژوهش حاضر، ۲۴ کاراته‌کای حرفه‌ای مرد با دامنه سنی ۱۸ تا ۲۵ سال مورد بررسی قرار گرفتند. میانگین سنی شرکت‌کنندگان گروه‌های تجربی و شاهد به ترتیب ۲/۶۲ ± ۲۰/۹۲ و ۲/۲۱ ± ۲۲/۰۸ سال و میانگین وزن آنان به ترتیب ۱۱/۶۸ ± ۷۱/۰۰ و ۱۳/۲۴ ± ۷۲/۱۵ کیلوگرم بود.

قد آزمودنی‌های گروه تجربی ۰/۰۵ ± ۱/۷۷ متر و گروه شاهد ۰/۰۶ ± ۱/۷۸ متر گزارش گردید. گروه تجربی دارای شاخص توده بدنی (BMI یا Body mass index) ۳/۴۴ ± ۲۲/۵۳ کیلوگرم بر مترمربع و گروه شاهد نیز دارای BMI ۴/۰۲ ± ۲۲/۷۷ کیلوگرم بر مترمربع بودند. سابقه ورزشی گروه‌های تجربی و شاهد به ترتیب ۲/۶۷ ± ۱۳/۰۰ و ۱/۴۰ ± ۱۱/۱۵ سال بود. نتایج آزمون Independent t نشان داد که اختلاف معنی‌داری بین متغیرهای دموگرافیک دو گروه وجود نداشت ($P > ۰/۰۵$).

توصیف ویژگی های آزمودنی‌ها به تفکیک گروه و مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون در جدول ۱ ارایه شده است. جهت بررسی همگن بودن داده‌ها بین گروه‌های مورد بررسی، از آزمون Independent t و بین مراحل مختلف از آزمون Paired t استفاده گردید.

نتایج آزمون Paired t به منظور مقایسه میانگین داده‌های مرتبط با زمان رسیدن به خستگی، اختلاف معنی‌داری را بین مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه تجربی نشان داد ($P < ۰/۰۵$). بر اساس نتایج آزمون Independent t جهت مقایسه میانگین داده‌های مرتبط با زمان رسیدن به خستگی، تفاوت معنی‌داری بین دو گروه تجربی و شاهد در مرحله پس‌آزمون وجود داشت ($P < ۰/۰۵$). در سایر موارد اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد ($P > ۰/۰۵$).

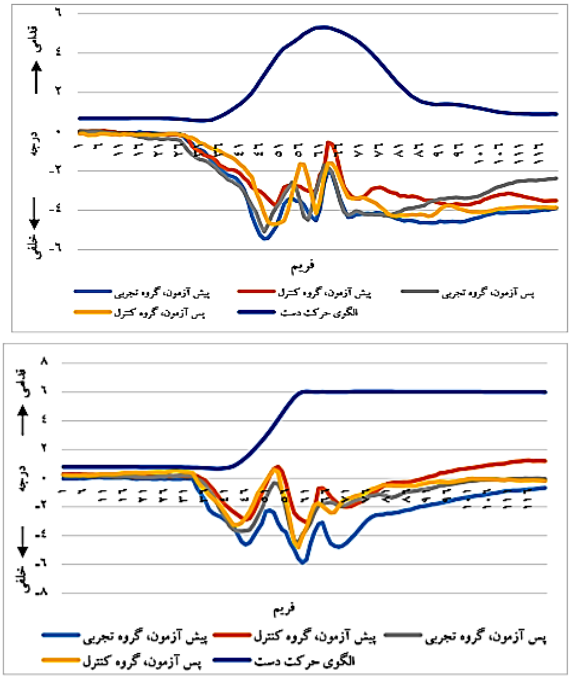
الگوی تغییرات میانگین زاویه سر و گردن (نوسانات سر و گردن) در هر فریم به تفکیک گروه‌های آزمودنی، مراحل تست‌گیری در ضربه تسوکی آزاد و ضربه تسوکی به کیسه بوکس در مجموع ۱۲۰ فریم (یک ثانیه) در شکل ۱ نشان داده شده است. الگوی حرکت ضربه تسوکی به صورت میانگین داده‌های محور x و نشانگر زاویه نیزه‌ای در محل مچ دست نیز در شکل آورده شده است. فریم ۶۰ مرتبط با انتهای حرکت ضربه تسوکی در تمامی آزمودنی‌ها می‌باشد.

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۱. توصیف ویژگی‌های آزمودنی‌ها

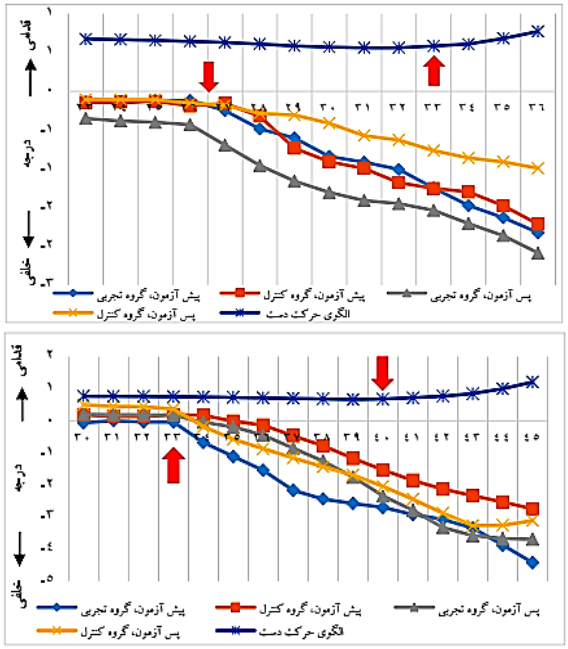
متغیر	مرحله	شاهد (۱۲ نفر)	تجربی (۱۲ نفر)	مقدار P
		میانگین ± انحراف معیار	میانگین ± انحراف معیار	
نیروی تولیدی در اندام فوقانی در ضربه تسوکی آزاد (نیرو)	پیش‌آزمون	۵۶۸/۱۸ ± ۹۸/۸۴	۵۲۸/۱۸ ± ۱۲۹/۶۹	۰/۲۳
	پس‌آزمون	۵۶۱/۵۷ ± ۹۳/۳۱	۵۴۸/۵۳ ± ۱۱۲/۸۵	۰/۲۵
	مقدار P	۰/۶۸	۰/۵۳	
نیروی تولیدی در اندام فوقانی در ضربه تسوکی به کیسه بوکس (نیرو)	پیش‌آزمون	۵۷۰/۸۰ ± ۹۵/۹۳	۵۵۶/۸۷ ± ۹۱/۴۶	۰/۶۲
	پس‌آزمون	۵۸۰/۳۵ ± ۹۰/۱۳	۵۵۴/۳۱ ± ۱۰۹/۲۴	۰/۳۴
	مقدار P	۰/۷۱	۰/۹۳	
۳۰ درصد یک تکرار بیشینه (کیلوگرم)	پیش‌آزمون	۱۱/۵۳ ± ۰/۹۴	۱۲/۰۳ ± ۱/۱۹	۰/۲۴
	پس‌آزمون	۱۱/۷۶ ± ۰/۹۰	۱۲/۲۳ ± ۰/۸۸	۰/۲۰
	مقدار P	۰/۰۸	۰/۳۵	
زمان رسیدن به خستگی (ثانیه)	پیش‌آزمون	۷۵/۲۳ ± ۲۳/۲۵	۷۳/۰۰ ± ۲۷/۶۵	۰/۸۲
	پس‌آزمون	۷۶/۱۹ ± ۲۲/۹۳	۱۱۰/۰۸ ± ۵۱/۴۲	*۰/۰۲
	مقدار P	۰/۹۱	*۰/۰۰۲	

*معنی‌داری در سطح P < ۰/۰۵



شکل ۱. الگوی تغییرات میانگین زاویه سر و گردن (نوسانات سر و گردن) در دو گروه تجربی و شاهد در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون در حرکت ضربه آزاد تسوکی (بالا) و حرکت ضربه تسوکی به کیسه بوکس (پایین)

شکل ۲ زمان آغاز حرکت سر و حرکت اندام فوقانی در ضربه تسوکی آزاد و ضربه تسوکی به کیسه بوکس را نشان می‌دهد که با پیکان بر روی شکل مشخص شده است. هر فریم معادل ۰/۰۰۸ ثانیه می‌باشد که در مجموع، آغاز حرکت سر در هر دو گروه، هر دو مرحله آزمون و هر دو الگوی ضربه تسوکی به طور تقریبی ۰/۰۵۶ ثانیه زودتر از آغاز حرکت دست رخ داده است.



شکل ۲. نقاط آغاز حرکت سر و حرکت اندام فوقانی در ضربه تسوکی آزاد (بالا) و ضربه تسوکی به کیسه بوکس (پایین)

نتایج آزمون Paired t (P۱) جهت مقایسه میانگین داده‌های مرتبط به تغییرات جابه‌جایی و شتاب زاویه‌ای سر در ضربه تسوکی آزاد در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون در دو گروه شاهد و تجربی و همچنین، نتایج آزمون ANCOVA (P۲) مرتبط با زوایای مورد نظر بین دو گروه مورد بررسی در مرحله پس‌آزمون در جدول ۲ ارایه شده است.

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۲. نتایج آزمون‌های Paired t (P۱) و ANCOVA (P۲) جهت مقایسه میانگین تغییرات زاویه سر و گردن در ضربه تسوکی آزاد

متغیر	گروه	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	P۱	P۲
		میانگین ± انحراف معیار	میانگین ± انحراف معیار		
حداکثر جابه‌جایی زاویه‌ای خلفی سر و گردن در اولین نوسان (درجه)	تجربی	۴/۶۲ ± ۱/۷۲	۳/۶۹ ± ۱/۵۸	۰/۱۲۰	۰/۸۷۰
	شاهد	۲/۸۹ ± ۱/۱۲	۳/۲۶ ± ۱/۵۹	۰/۳۹۰	
جابه‌جایی زاویه‌ای سر و گردن در لحظه اتمام ضربه تسوکی (درجه)	تجربی	۵/۸۷ ± ۴/۱۲	۳/۹۴ ± ۲/۷۱	۰/۰۸۰	۰/۵۱۰
	شاهد	۲/۹۲ ± ۲/۳۳	۴/۰۵ ± ۳/۱۱	۰/۲۳۰	
شتاب زاویه‌ای سر و گردن در اولین نوسان سر بعد از شروع ضربه تسوکی (رادیان بر مجذور ثانیه)	تجربی	۷/۵۱ ± ۲/۰۵	۶/۶۶ ± ۱/۵۴	۰/۵۳۰	۰/۰۹۰
	شاهد	۴/۴۰ ± ۲/۹۳	۷/۹۳ ± ۳/۳۶	۰/۰۸۰	
شتاب زاویه‌ای سر و گردن در ۰/۰۲۴ ثانیه قبل از اتمام ضربه تسوکی (رادیان بر مجذور ثانیه)	تجربی	۵۹/۱۶ ± ۳۳/۷۵	۵۰/۱۹ ± ۳۷/۳۱	۰/۳۵۰	۰/۱۱۰
	شاهد	۷۱/۳۴ ± ۴۲/۴۰	۶۹/۶۸ ± ۵۱/۰۰	۰/۹۰۰	
شتاب زاویه‌ای سر و گردن در ۰/۰۲۴ ثانیه بعد از اتمام ضربه تسوکی (رادیان بر مجذور ثانیه)	تجربی	۷۴/۵۵ ± ۲۳/۶۳	۵۷/۱۸ ± ۲۹/۱۹	*۰/۰۰۶	۰/۷۱۰
	شاهد	۶۱/۵۶ ± ۲۷/۳۶	۶۴/۷۴ ± ۳۴/۳۸	۰/۷۰۰	

*معنی‌داری در سطح P < ۰/۰۵

بر اساس نتایج آزمون Paired t، در شتاب زاویه‌ای سر و گردن در ۰/۰۲۴ ثانیه بعد از اتمام ضربه تسوکی، اختلاف معنی‌داری بین مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه تجربی مشاهده شد (P۱ < ۰/۰۵۰).

زمان ورود اغتشاش خارجی ناشی از برخورد ضربه تسوکی به کیسه بوکس، در فریم ۶۰ در نظر گرفته شد و حداکثر جابه‌جایی سر و گردن به ترتیب در گروه‌های تجربی و شاهد در مرحله پیش‌آزمون در فریم ۶۳ و در مرحله پس‌آزمون در فریم ۶۲ و ۶۳ گزارش گردید.

نتایج آزمون Paired t (P۱) به منظور مقایسه میانگین داده‌های مرتبط به تغییرات جابه‌جایی و شتاب زاویه‌ای سر در ضربه تسوکی به کیسه بوکس در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه‌های شاهد و تجربی و همچنین، نتایج آزمون ANCOVA (P۲) مرتبط با زوایای مورد نظر بین دو گروه مورد بررسی در مرحله پس‌آزمون در جدول ۳ ارایه شده است.

نتایج آزمون Paired t نشان داد که از نظر حداکثر جابه‌جایی زاویه‌ای سر و گردن در لحظه برخورد ضربه به کیسه بوکس، اختلاف معنی‌داری بین شتاب زاویه‌ای سر و گردن در ۰/۰۲۴ ثانیه قبل و بعد از برخورد ضربه تسوکی به کیسه بوکس در گروه تجربی طی مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون وجود داشت (P۱ < ۰/۰۵۰). البته از نظر شتاب زاویه‌ای سر و گردن ۰/۰۲۴ ثانیه قبل از برخورد ضربه تسوکی به کیسه بوکس، در گروه شاهد نیز بین مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معنی‌داری مشاهده گردید (P۱ < ۰/۰۵۰). نتایج آزمون ANCOVA نشان داد که در هر سه متغیر، اختلاف معنی‌داری بین گروه‌های شاهد و تجربی در مرحله پس‌آزمون وجود داشت (P۲ < ۰/۰۵۰).

بحث

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که در هنگام اجرای ضربه تسوکی آزاد و ضربه تسوکی به کیسه بوکس، شروع حرکت سر به صورت خلفی (باز شدن زاویه سر) قبل از شروع ضربه تسوکی می‌باشد. نتایج مطالعه Gurfinkel و همکاران که با هدف بررسی الکترمایوگرافی عضلات گردن و کینماتیک ناحیه سر در حین حرکت سریع بازو در جهات مختلف انجام شد، نشان داد که قبل از شتاب‌گیری اندام فوقانی، شتاب خلفی در ناحیه سر قابل مشاهده است. آن‌ها عنوان کردند که دلیل ایجاد این شتاب خلفی در ناحیه سر، فعالسازی اسپلنیوس کاپیتیس (Splenius capitis) و تراپزیوس فوقانی (Upeer trapezius) می‌باشد. بنابراین، جابه‌جایی مشاهده شده به دلیل فعالیت استراتژی پیش‌بینی عضلات گردن است که یک استراتژی مهم و از پیش طراحی شده جهت حفظ ثبات پوسچرال ناحیه گردن قبل از شروع فعالیت اندام فوقانی (اغتشاش داخلی) می‌باشد (۲۲) که با یافته‌های تحقیق حاضر همخوانی داشت. همچنین، van der fits و همکاران با بررسی زاویه تشکیل شده بین دو نشانگر چانه و گوش با خط افق، وجود شتاب خلفی اولیه و استراتژی پیش‌بینی عضلات گردن در ناحیه سر در برابر اغتشاش اندام فوقانی را تأیید نمودند. آن‌ها در بررسی خود به این نتیجه رسیدند که استراتژی پیش‌بینی در ناحیه گردن به صورت هم‌فعالیتی عضلات قدامی و خلفی گردن خود را نشان می‌دهد (۲۳).

جدول ۳. نتایج آزمون‌های Paired t (P۱) و ANCOVA (P۲) مرتبط با جابه‌جایی و شتاب زاویه‌ای سر و گردن در ضربه تسوکی به کیسه بوکس

متغیر	مرحله	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	P۱	P۲
		میانگین ± انحراف معیار	میانگین ± انحراف معیار		
حداکثر جابه‌جایی زاویه‌ای سر و گردن در لحظه برخورد ضربه به کیسه بوکس (درجه)	تجربی	۴/۵۲ ± ۲/۲۸	۲/۹۵ ± ۱/۸۵	*۰/۰۱۰	*۰/۰۲۰
	شاهد	۳/۰۴ ± ۲/۰۹	۴/۱۵ ± ۲/۱۵	۰/۸۸۰	
شتاب زاویه‌ای سر و گردن در ۰/۰۲۴ ثانیه قبل از برخورد ضربه تسوکی به کیسه بوکس (رادیان بر مجذور ثانیه)	تجربی	۲۷/۱۰ ± ۰/۶۴	۱۶/۲۹ ± ۹/۶۲	*۰/۰۰۴	*< ۰/۰۰۱
	شاهد	۳۲/۹۲ ± ۱۵/۴۰	۷۰/۱۷ ± ۱۲/۲۳	*< ۰/۰۰۱	
شتاب زاویه‌ای سر و گردن در ۰/۰۲۴ بعد از برخورد ضربه تسوکی به کیسه بوکس (رادیان بر مجذور ثانیه)	تجربی	۶۵/۸۹ ± ۲۸/۹۳	۲۴/۶۹ ± ۱۵/۹۸	*< ۰/۰۰۱	*< ۰/۰۰۱
	شاهد	۶۷/۷۳ ± ۱۸/۵۲	۷۰/۸۶ ± ۱۴/۹۲	۰/۷۱۰	

*معنی‌داری در سطح P < ۰/۰۵

http://jrrs.mui.ac.ir

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که شروع حرکت سر نسبت به دست بین گروه‌های تجربی و شاهد در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون تا حدودی یکسان و حدود ۰/۰۵۶ ثانیه زودتر از شروع حرکت ضربه تسوکی آزاد و ضربه تسوکی به کیسه بوکس اتفاق افتاد که با زمان گزارش شده (۰/۰۴۵ ثانیه) در مطالعه Gurfinkel و همکاران (۲۲) متفاوت است. البته نتایج تحقیق آن‌ها نشان داد که تفاوت زمانی بین شروع فعالیت اولین عضله (تراپزیوس فوقانی با زمان ۰/۰۶۲ ثانیه) و حرکت سر، ۰/۰۰۶ ثانیه می‌باشد و به بیان دیگر، بعد از شروع فعالیت استراتژی پیش‌بینی اولین عضله تا مشاهده حرکت در سر، ۰/۰۰۶ ثانیه تأخیر وجود دارد (۲۲). تفاوت در تأخیر ثبت شده در پژوهش Gurfinkel و همکاران (۲۲) و بررسی حاضر (۰/۰۴۵ ثانیه در برابر ۰/۰۵۶ ثانیه) می‌تواند به علت تفاوت در الگوی حرکت اندام فوقانی در دو مطالعه باشد. در پژوهش Gurfinkel و همکاران، از حرکت سریع خم شدن دست در جلوی بدن استفاده شد (۲۲)؛ در حالی که مطالعه حاضر ضربه تسوکی کاراته می‌باشد. علاوه بر این، تفاوت موجود می‌تواند به دلیل خستگی عضلات گردن آزمودنی‌ها در تحقیق حاضر ایجاد شده باشد؛ چرا که نتایج پژوهش‌ها نشان می‌دهد خستگی عضلات پوسچرال موجب آغاز فعالیت زودتر عضلات فیدفورواردی خواهد شد (۲۴، ۸). در واقع، دلیل شروع به فعالیت زودتر عضلات فیدفورواردی، استراتژی جبرانی سیستم عصبی است تا با دادن فرصت بیشتر به عضلات، کاهش سطح فعالیت عضلات خسته را جبران کند و آن‌ها را برای مقابله با اغتشاش آماده سازد (۲۴).

بر اساس نتایج مطالعه حاضر، بین حداکثر زاویه ایجاد شده در اولین نوسان باز شدن سر و گردن در ضربه تسوکی آزاد بین دو گروه تجربی و شاهد در مرحله پس‌آزمون اختلاف معنی‌داری وجود نداشت. علاوه بر این، نتایج نشان دهنده عدم معنی‌داری تفاوت بین دو گروه شاهد و تجربی در نوسان سر در زمان اتمام ضربه تسوکی آزاد می‌باشد. با وجود این که کاهش زاویه در هر دو نوسان اول باز شدن سر و نوسان سر در اتمام ضربه تسوکی آزاد در مرحله پس‌آزمون گروه تجربی مشاهده شد، عدم معنی‌داری به معنی عدم تأثیر برنامه تمرینی بر عملکرد عصبی- عضلانی و کاهش نوسانات ناحیه سر می‌باشد که با نتایج به دست آمده از تحقیق Jull و همکاران (۲۵) مطابقت نداشت. آن‌ها در پژوهش خود تأثیر ۶ هفته اجرای دو نوع تمرین خمش سری- گردنی با بار کم و تمرینات تقویت خم‌کننده‌های گردنی با باز زیاد را بر فعالیت عضلات عمقی گردن در وظایف حرکتی گردن (تست خمش سری- گردنی) و ویژگی‌های زمان‌بندی و سطح فعالیت این عضلات در برابر اغتشاش داخلی حرکت اندام فوقانی افراد مبتلا به گردن‌درد مورد بررسی قرار دادند. بر اساس نتایج، افزایش معنی‌دار فعالیت در عضلات عمقی گردن و کاهش فعالیت در عضلات سطحی گردن (استرنوکلیدوماستوئید و اسکالن‌ها) در گروه تمرین خمش سری- گردنی با بار کم گزارش گردید. همچنین، از نظر زمان‌بندی، گروه تمرینی با بار کم، تأخیر نسبی کمتری را در شروع به فعالیت استراتژی پیش‌بینی عضلات عمقی در مقایسه با گروه تمرینات تقویتی نشان دادند (۲۵). اولین دلیل مغایرت نتایج مطالعه Jull و همکاران (۲۵) و بررسی حاضر در گروه آزمودنی‌ها می‌باشد. آزمودنی‌های تحقیق Jull و همکاران را افراد مبتلا به گردن‌درد تشکیل دادند (۲۵) که عملکرد حس عمقی و استراتژی‌های ثبات پوسچرال آن‌ها به دلیل درد، با افراد بدون درد متفاوت است. تفاوت دیگر در روش ارزیابی می‌باشد که در پژوهش مذکور از دستگاه الکترومایوگرافی عضلات استفاده شده بود (۲۵) که با ثبت فعالیت کینماتیکی سر و گردن در مطالعه حاضر متفاوت می‌باشد و در نهایت، استفاده از برنامه تمرینی خمش سری- گردنی می‌باشد. بر اساس نتایج پژوهش Falla و همکاران، با وجود اثرات کوتاه‌مدت، تمرین خمش سری- گردنی اثرات طولانی مدت و قابل انتقال به فعالیت‌های عملکردی را ندارد (۲۶). از دلایل عدم معنی‌داری نتایج بررسی حاضر در برابر اغتشاش داخلی ضربه تسوکی آزاد، می‌توان به طول فریم اشاره کرد. تفاوت‌های کینماتیکی کمتر از ۰/۰۰۸ ثانیه در مطالعه حاضر قابل مشاهده نبود.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که بین گروه‌های شاهد و تجربی به لحاظ جابه‌جایی زاویه سر در برابر اغتشاش خارجی در لحظه برخورد ضربه به کیسه بوکس در پس‌آزمون اختلاف معنی‌داری وجود داشت ($P < ۰/۰۵۰$). الگوی نوسان قدامی سر بعد از ورود اغتشاش خارجی نشان داد که میانگین تغییرات زاویه در گروه تجربی حدود ۰/۰۰۸ ثانیه زودتر از میانگین تغییرات زاویه همین گروه در مرحله پیش‌آزمون و همچنین، در مقایسه با گروه شاهد اتفاق افتاده است. به لحاظ شتاب زاویه‌ای سر قبل و بعد از ضربه تسوکی به کیسه بوکس، تفاوت معنی‌داری بین دو گروه شاهد و تجربی وجود داشت ($P < ۰/۰۵۰$). بر خلاف اغتشاش داخلی که کنترل پوسچر بیشتر به استراتژی پیش‌بینی بستگی دارد، در اغتشاش خارجی قابل پیش‌بینی توسط ورزشکار، استراتژی جبرانی نقش کنترلی مهمی را بر عهده دارد (۲۷). در شرایط غیر قابل پیش‌بینی در مواجهه با اغتشاش خارجی اندام فوقانی، استراتژی پیش‌بینی سیستم عصبی اتفاق نمی‌افتد و در این شرایط فعال شدن عضلات به کمک استراتژی جبرانی سیستم عصبی است. در مقابل، در وضعیت قابل پیش‌بینی، هر دوی استراتژی پیش‌بینی و جبرانی وجود دارند. Santos و همکاران در پژوهش خود عنوان کردند که با ورود ضربه، سر به سمت خلف (باز شدن) و سپس به سمت قدام حرکت می‌کند (۲) که با نتایج مطالعه حاضر مغایرت داشت. نتایج تحقیق حاضر نشان داد که بعد از ورود نیروی خارجی (بعد از لحظه برخورد ضربه تسوکی به کیسه بوکس)، نوسان سر به سمت قدام (کاهش زاویه سر) است. شاید دلیل این مغایرت، نحوه ایجاد اغتشاش خارجی باشد. در پژوهش Santos و همکاران از آزمودنی درخواست شد اندام فوقانی را جلوی بدن و موازی با سطح زمین نگه دارد و با برخورد یک وزنه آونگی به دست، اغتشاش خارجی ایجاد می‌شد (۲). در مقابل، در بررسی حاضر ورزشکار قبل از ضربه تسوکی به کیسه، در اندام فوقانی حرکت دارد که خود اغتشاش داخلی را در بدن ایجاد می‌کند. همچنین، در مطالعه حاضر خستگی در عضلات گردن وجود دارد. در زمینه تأثیر تمرینات بر استراتژی‌های تنظیم‌کننده پوسچرال بدن در برابر اغتشاشات خارجی، نتایج بررسی حاضر با یافته‌های تحقیق Kanekar و Aruin (۳) همسو بود. آن‌ها به بررسی اثر تمرین دریافت توپ مدیسن‌بال در سطح شانه بر استراتژی ثبات پوسچرال عضلات تنه و پاها و همچنین، جابه‌جایی‌های مرکز جرم و مرکز ثقل بدن به دنبال اغتشاش خارجی اندام فوقانی پرداختند. نتایج پژوهش آن‌ها حاکی از اثرات مثبت این تمرینات بر استراتژی های ثبات پوسچرال و میزان نوسانات پوسچرال می‌باشد (۳).

نتایج مطالعه حاضر با نتایج تحقیق حسنلویی و همکاران که به بررسی اثر کاهنده تمرینات استقامتی بر میزان نوسانات پوسچرال در برابر اغتشاشات در زمان خستگی عضلانی پرداخته بود (۱)، همخوانی داشت. در پژوهش آن‌ها که بر روی عضلات ناحیه زانو انجام گرفت، کاهش فعالیت عضلانی و افزایش نوسانات پوسچرال به دنبال خستگی عضلات خم‌کننده و بازکننده زانو در مرحله پیش‌آزمون مشاهده گردید. پس از ۶ هفته تمرینات استقامتی، افزایش قدرت عضلانی در افراد ایجاد شد و آزمودنی‌ها می‌توانستند تمرینات را در زمان

http://jrrs.mui.ac.ir

خستگی به مدت بیشتری ادامه دهند. همچنین، آزمودنی‌ها توانایی بالاتری را در حفظ پوسچر خود در مواجهه با اغتشاش در زمان خستگی داشتند. به عقیده آن‌ها، افزایش فعالیت حساسیت دوک‌های عضلانی در زمانی که اطلاعات آوران افراد دچار مشکل است (خستگی عضلانی)، موجب افزایش عملکرد فرد جهت حفظ پوسچرال می‌شود (۱). در مطالعه آن‌ها از تمرینات استقامتی استفاده شد. اگرچه اثر ابتدایی تمرینات حس عمقی به کار گرفته شده در تحقیق حاضر، افزایش حساسیت دوک‌های عضلانی و افزایش جنبه‌های ادراکی می‌باشد. با این حال، تحقیقات پیشین به اثر تمرینات حس عمقی در افزایش قدرت و استقامت عضلانی نیز اشاره کرده‌اند که این موارد نیز می‌توانند موجب عملکرد بهتر عضلانی در فعالیت‌های هم‌انقباضی و بهبود رفلکس‌های گردنی و در نهایت، افزایش پایداری سر در برابر اغتشاشات شوند.

سیستم حس عمقی مسؤول تنظیم سفتی عضلانی و رفلکس‌های عضلانی برای حفظ ثبات مفصل می‌باشد. هم‌انقباضی عضلات آگونیست و آنتاگونیست یک مفصل، سفتی یک مفصل را افزایش می‌دهد و سبب افزایش ثبات یک مفصل می‌شود. عضلات سفت‌تر در مقابل جابه‌جایی ناگهانی مفصل مقاومت می‌کنند. بنابراین، وقوع جابه‌جایی زیاد، دررفتگی یا آسیب مفصلی را کاهش می‌دهد. از سوی دیگر، عضلات سفت‌تر، ظرفیت بالقوه جزء خارجی را تقویت می‌کنند و در نتیجه فعالیت زیاد، بارها و فشارها را به طور سریع‌تر و راحت‌تر به دوک عضلانی منتقل می‌کنند. بنابراین، شکاف زمانی مرتبط با شروع فعالیت‌های رفلکسی را کاهش می‌دهند (۲۸). با توجه به اهمیت حس عمقی ناحیه گردن و تأیید تأثیر تمرینات بر زمان رسیدن به خستگی در نتایج توصیفی پژوهش، می‌توان نتیجه گرفت که افزایش کارایی حس عمقی گردن شاید توانسته است نقش مثبتی بر کاهش نوسانات سر و گردن در برابر اغتشاش خارجی ناشی از ضربه تسوکی به کیسه بوکس ایفا کند.

محدودیت‌ها

از جمله محدودیت‌های مطالعه حاضر می‌توان به تفاوت در ساختار آناتومیکی و قدرت عضلانی آزمودنی‌ها، عدم کنترل وضعیت روحی آن‌ها در زمان تست‌گیری و تمرین، عدم کنترل وضعیت استراحت آزمودنی‌ها و عدم ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات گردن در زمان ارزیابی اشاره نمود.

پیشنهادها

پیشنها می‌شود تحقیق حاضر بر روی افراد به تفکیک تیپ بدنی انجام گیرد. همچنین، مقایسه تأثیر تمرین در دو گروه ورزشکاران دختران و پسر و بررسی اثر تمرینات حس عمقی بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات گردن در برابر اغتشاشات داخلی و خارجی به پژوهشگران آینده پیشنهاد می‌گردد.

نتیجه‌گیری

می‌توان از تمرینات حس عمقی در کنار سایر تمرینات بدنسازی ورزشکاران کاراته‌کا به منظور کاهش اثر اغتشاشات خارجی بر ناحیه سر و گردن این ورزشکاران و احتمالاً کاهش آسیب‌های تدریجی در این ناحیه در زمان خستگی ورزشکار استفاده نمود.

تشکر و قدردانی

مطالعه حاضر با کد اخلاق IR.SIRUMS.REC.1398.002 از کمیته اخلاق دانشکده علوم پزشکی سیرجان و با کد ثبت در سامانه کارآزمایی بالینی ایران به شماره IRCT20190505043474N1 تنظیم گردید. بدین وسیله از خانم مریم شریفی دانشجوی مقطع دکتری تخصصی آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی که در جمع‌آوری داده‌ها همکاری نمودند، سپاسگزاری می‌گردد. همچنین، از معاونت پژوهشی دانشگاه صنعتی سیرجان، دانشگاه علوم پزشکی سیرجان و کلیه ورزشکارانی که در اجرای این تحقیق همکاری نمودند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.

نقش نویسندگان

نجمه افهمی، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، جذب منابع مالی برای انجام مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، رضا سیامکی، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، نجمه صادقی، خدمات تخصصی آمار، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله را به عهده داشتند.

منابع مالی

تحقیق حاضر با کد اخلاق IR.SIRUMS.REC.1398.002 در دانشکده علوم پزشکی سیرجان و با کد ثبت IRCT20190505043474N1 در سامانه کارآزمایی بالینی ایران و با حمایت مالی دانشگاه صنعتی سیرجان تنظیم گردید. دانشگاه صنعتی سیرجان و دانشگاه علوم پزشکی سیرجان در جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و گزارش آن‌ها، تنظیم دست‌نوشته و تأیید نهایی مقاله برای انتشار اعمال نظر نداشته است.

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند. نویسنده مسؤول، بودجه انجام مطالعات پایه مرتبط با این پژوهش را از دانشگاه صنعتی سیرجان جذب نمود و از سال ۱۳۹۶ به عنوان استادیار تربیت بدنی و علوم ورزشی در دانشگاه صنعتی سیرجان مشغول به فعالیت می‌باشد. رضا سیامکی از سال ۱۳۹۸ استادیار آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی مؤسسه آموزش عالی اسرار می‌باشد. نجمه صادقی از سال ۱۳۹۸ استادیار فیزیولوژی دانشکده علوم پزشکی سیرجان می‌باشد.

References

1. Hassanlouei H, Falla D, Arendt-Nielsen L, Kersting UG. The effect of six weeks endurance training on dynamic muscular control of the knee following fatiguing exercise. J Electromyogr Kinesiol 2014; 24(5): 682-8.
2. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2.

Biomechanical analysis. J Electromyogr Kinesiol 2010; 20(3): 398-405.
3. Kanekar N, Aruin AS. Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: effect of a single training session. J Electromyogr Kinesiol 2015; 25(2): 400-5.
4. Roijezon U, Clark NC, Treleaven J. Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. Man Ther 2015; 20(3): 368-77.
5. Taylor JL, McCloskey DI. Ability to detect angular displacements of the fingers made at an imperceptibly slow speed. Brain 1990; 113 (Pt 1): 157-66.
6. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: A review. Neurosci Biobehav Rev 2012; 36(1): 162-76.
7. Roberts K, Vasavada A. Effect of Neck muscle fatigue on head sway and muscle activity in seated posture [Online]. [cited 2011]; Available from: URL: https://biomechanics.uoregon.edu/nwbs2012/ALL%20ABSTRACTS/Poster06.pdf
8. Allison GT, Henry SM. The influence of fatigue on trunk muscle responses to sudden arm movements, a pilot study. Clin Biomech 2002; 17(5): 414-7.
9. Nimbarte AD, Zreiqat MM, Chowdhury SK. Cervical flexion-relaxation response to neck muscle fatigue in males and females. J Electromyogr Kinesiol 2014; 24(6): 965-71.
10. Bouisset S, Zattara M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. J Biomech 1987; 20(8): 735-42.
11. Simoneau M, Denninger M, Hain TC. Role of loading on head stability and effective neck stiffness and viscosity. J Biomech 2008; 41(10): 2097-103.
12. Lisman P, Signorile J, Rossi G, Asfour S, Eltoukhy M, Stambolian D, et al. Investigation of the slow isoinertial cervical strength training on dynamic stabilization of the head and neck during football tackle. Int J Sports Sci Eng 2012; 6(3): 131-40.
13. Destombe C, Lejeune L, Guillodo Y, Roudaut A, Jousse S, Devauchelle V, et al. Incidence and nature of karate injuries. Joint Bone Spine 2006; 73(2): 182-8.
14. Mihalik JP, Guskiewicz KM, Marshall SW, Greenwald RM, Blackburn JT, Cantu RC. Does cervical muscle strength in youth ice hockey players affect head impact biomechanics? Clin J Sport Med 2011; 21(5): 416-21.
15. Kuramochi R, Kimura T, Nakazawa K, Akai M, Torii S, Suzuki S. Anticipatory modulation of neck muscle reflex responses induced by mechanical perturbations of the human forehead. Neurosci Lett 2004; 366(2): 206-10.
16. Clark NC, Roijezon U, Treleaven J. Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 2: Clinical assessment and intervention. Man Ther 2015; 20(3): 378-87.
17. Pinsault N, Vuillerme N. Degradation of cervical joint position sense following muscular fatigue in humans. Spine (Phila Pa 1976) 2010; 35(3): 294-7.
18. Grip H. Biomechanical assessment of head and neck movements in neck pain using 3D movement analysis [PhD Thesis]. Umea, Sweden: Umea University; 2008.
19. VencesBrito AM, Rodrigues Ferreira MA, Cortes N, Fernandes O, Pezarat-Correia P. Kinematic and electromyographic analyses of a karate punch. J Electromyogr Kinesiol 2011; 21(6): 1023-9.
20. Kang JH, Park RY, Lee SJ, Kim JY, Yoon SR, Jung KI. The effect of the forward head posture on postural balance in long time computer based worker. Ann Rehabil Med 2012; 36(1): 98-104.
21. Arus E. Biomechanics of Human Motion: Applications in the Martial Arts. Boca Raton, FL: CRC Press; 2012.
22. Gurfinkel VS, Lipshits MI, Lestienne FG. Anticipatory neck muscle activity associated with rapid arm movements. Neurosci Lett 1988; 94(1-2): 104-8.
23. van der Fits IB, Klip AW, van Eykern LA, Hadders-Algra M. Postural adjustments accompanying fast pointing movements in standing, sitting and lying adults. Exp Brain Res 1998; 120(2): 202-16.
24. Kanekar N, Santos MJ, Aruin AS. Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles. Clin Neurophysiol 2008; 119(10): 2304-13.
25. Jull GA, Falla D, Vicenzino B, Hodges PW. The effect of therapeutic exercise on activation of the deep cervical flexor muscles in people with chronic neck pain. Man Ther 2009; 14(6): 696-701.
26. Falla D, Jull G, Hodges P. Training the cervical muscles with prescribed motor tasks does not change muscle activation during a functional activity. Man Ther 2008; 13(6): 507-12.
27. Ito Y, Corna S, von BM, Bronstein A, Gresty M. The functional effectiveness of neck muscle reflexes for head-righting in response to sudden fall. Exp Brain Res 1997; 117(2): 266-72.
28. Akhbari B, Ebrahimi Takamjani I, Salavati M, Ali Sanjari M. A 4-week biodex stability exercise program improved ankle musculature onset, peak latency and balance measures in functionally unstable ankles. Physical Therapy in Sport 2007; 8(3): 117-29.

DOI: 10.22122/jrrs.v16i0.3500 Published by Vesnu Publications

The Effect of Eight Weeks of Training on Head and Neck Stability in Tsuki Punch after Neck Muscle Fatigue

Nadjmeh Afhami[1], Reza Siamaki[2], Nadjmeh Sadeghi[3]

Original Article

Abstract

Introduction: Muscular fatigue can interfere with the proper functioning of postural stability strategies, hence decreasing stability and increasing the risk of injuries in athletes. The aim of this study is to examine the effect of training on head and neck stability against Tsuki punch during the neck muscle fatigue in male athletes.

Materials and Methods: 24 professional male karate athletes were selected and randomly divided into the experimental [n = 12, age: 20.92 ± 2.62 (y), weight: 71.00 ± 11.68 (kg), height: 1.77 ± 0.05 (m)] and control [n = 12, age: 22.08 ± 2.21 (y), weight: 72.15 ± 13.24 (kg), height: 1.78 ± 0.06 (m)] groups. The experimental group performed a training program for eight weeks, three times per week. Moreover, the angular displacement and acceleration of head and neck in Tsuki punch during muscular fatigue were measured by motion analysis system before and after the training protocol. Data were analyzed by paired t-test, independent t-test, and analysis of covariance (ANCOVA) at the significance level of 0.05.

Results: There was a significant difference in angular displacement (Experimental: 2.95 ± 1.85, Control: 4.15 ± 2.15) and acceleration before (Experimental: 16.29 ± 9.62, Control: 70.17 ± 12.23) and after (Experimental: 24.69 ± 15.98, Control: 70.86 ± 14.92) hitting the punching bag.

Conclusion: The outcome of this study showed that proprioception training can improve head and neck postural stability during muscular fatigue against external perturbation in Karate athletes. Therefore, these exercises can be used to reduce the effect of external perturbation on the head and neck of these athletes.

Keywords: Professional athletes; Proprioception; Karate; Perturbation

Citation: Afhami N, Siamaki R, Sadeghi N. **The Effect of Eight Weeks of Training on Head and Neck Stability in Tsuki Punch after Neck Muscle Fatigue.** J Res Rehabil Sci 2020; 16: 32-41.

Received date: 29.02.2020 Accept date: 02.04.2020 Published: 04.05.2020

1- Assistant Professor of Sport Injuries and Corrective Exercises, Department of Sport Sciences, Sirjan University of Technology, Sirjan, Iran
2- Assistant Professor, Department of Sports Injuries and Corrective Exercises, Asrar Institute of Higher Education, Mashhad, Iran
3- Assistant Professor, Department of Basic Sciences, Sirjan School of Medical Sciences, Sirjan, Iran
Corresponding Author: Nadjmeh Afhami; Assistant Professor of Sport Injuries and Corrective Exercises, Department of Sport Sciences, Sirjan University of Technology, Sirjan, Iran; Email: n.afhami@sirjantech.ac.ir