

مقایسه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن به جلو و عقب در مردان کاراته‌کای حرفه‌ای با زنانی پرنانزی و نرمال

چکیده

حیدر صادقی^۱، سیاوش شیروانی پور^{۱*}،
رغد معمار^۱

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

هدف: هدف از انجام این تحقیق مقایسه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن به جلو و عقب در مردان کاراته‌کای حرفه‌ای با زنانی پرنانزی و نرمال بود.

روش‌ها: در این مطالعه نیمه‌تجربی ۲۰ کاراته‌کای مرد حرفه‌ای در دو گروه زنانی پرنانزی و نرمال شرکت کردند. نیروی عمودی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن به جلو و عقب با استفاده از صفحه نیرو با فرکانس ۲۵۰ هرتز اندازه‌گیری شد. برای بررسی فرضیه‌ها از آزمون Mixed ANOVA استفاده شد.

یافته‌ها: نیروی اوج اول به‌طور معناداری حین راه رفتن به عقب از راه رفتن به جلو بیشتر بود ($p=0/03$)، نیروی اوج دوم در اندام غیر غالب به‌طور معناداری حین راه رفتن به عقب از راه رفتن به جلو کمتر بود ($p=0/01$). نیروی اوج اول حین راه رفتن به عقب در اندام غالب و حین راه رفتن به جلو در اندام غیر غالب به‌طور معناداری در گروه نرمال بیشتر بود ($p=0/06$)، ($p=0/00$). نیروی عمق حین راه رفتن به جلو در گروه نرمال به‌طور معناداری بیشتر بود ($p=0/01$)، ($p=0/01$). نیروی اوج دوم در اندام غالب حین راه رفتن به هر دو جهت در گروه زنانی پرنانزی به‌طور معناداری بیشتر بود ($p=0/05$)، ($p=0/04$).

نتیجه‌گیری: با توجه به یافته‌های تحقیق زنان پرنانزی می‌تواند عاملی تأثیرگذار بر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین به‌عنوان یک فاکتور پیشگوی آسیب‌های اسکلتی-عضلانی در ورزشکاران رشته کاراته در نظر گرفته شود و راه رفتن به عقب می‌تواند تغییر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین نسبت به راه رفتن به جلو در ورزشکاران این رشته ورزشی را موجب شود.

کلید واژگان: نیروی عکس‌العمل زمین، راه رفتن، زنانی پرنانزی، کاراته

* نویسنده مسئول: تهران، میرداماد، رازان جنوبی، مجموعه آموزشی-ورزشی شهید کشور، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران.

تلفن: ۰۹۱۷۸۷۶۲۸۳۱

E-mail: siavash876@yahoo.com

مقدمه

و ناهنجاری‌های قامتی بر پارامترهای راه رفتن پرداخته‌اند (۱-۵). زنانی پرنانزی از جمله ناهنجاری‌های شایع اندام تحتانی است. در حالت ایستادن طبیعی، در صفحه فرونتال، خط مرکز ثقل یا محور مکانیکی اندام تحتانی از میان مرکز مفصل زانو می‌گذرد، به‌طوری‌که وزن بین قسمت داخلی و خارجی زانو تقریباً به‌طور مساوی تقسیم می‌شود (۶) ناهنجاری زنانی پرنانزی باعث تغییر مسیر اعمال نیروها بر زانو می‌شود (۷)، به‌طوری‌که خط کشش ثقل به سمت داخل زانو جابجا می‌شود و

راه رفتن نیاز اساسی هر فرد برای حرکت از یک مکان به مکان دیگر می‌باشد. برای این امر اندام تحتانی مهم‌ترین بخش بدن انسان محسوب می‌شود، زیرا سه عملکرد جذب نیروهای برخورد پا با زمین، حفظ تعادل و انتقال نیروهای جلوبرنده را بر عهده دارد. در سال‌های اخیر مطالعات متعددی به بررسی اثر عواملی چون، سرعت راه رفتن، سن

و نرمال در این رشته ورزشی پرداخته باشد، لذا درک این موضوع که وجود این ناهنجاری تا چه میزان متغیرهای بیومکانیکی را حین راه رفتن به جلو و عقب دستخوش تغییر می‌سازد مهم و ضروری به نظر می‌رسد. از طرفی در رشته کاراته، به خصوص هنگام مسابقه ورزشکار نیازمند یک نوع استقرار مبارزه‌ای (چپ گارد و یا راست گارد) و به تبع آن استفاده بیشتر و نیرومندتر از یک طرف بدن می‌باشد. به عبارت دیگر ماهیت رشته کاراته ایجاب می‌کند حین تمرین و مسابقه، ورزشکاران از هر سمت بدن استفاده متفاوتی با سمت دیگر بکنند. و این موضوع احتمالاً بر سازگاری‌های حاصله در هر سمت بدن تأثیر خواهد گذاشت. از این رو هدف این مطالعه مقایسه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن به جلو و عقب در اندام غالب و غیرغالب مردان کاراته‌کای حرفه‌ای با زانوی پرنانتری و نرمال بود.

روش شناسی

در این تحقیق نیمه تجربی ۲۰ نفر کاراته‌کای مرد که در سال ۱۳۹۳ در مسابقات سوپرلیگ کاراته حضور داشتند به‌عنوان آزمودنی شرکت کردند. آزمودنی‌ها از بین باشگاه‌های کاراته استان‌های تهران و کرج انتخاب و بر اساس معیارهای ورود و خروج به دو گروه همسان و مساوی (هر گروه ۱۰ نفر) با تفاوت در ویژگی زانوی پرنانتری تقسیم شدند. معیارهای ورود به تحقیق شامل: جنسیت مرد، سابقه حضور در مسابقات سوپرلیگ کاراته یا عضویت در تیم ملی کاراته جمهوری اسلامی ایران و محدوده سنی ۱۷ تا ۲۵ سال و معیارهای خروج از تحقیق شامل: داشتن اختلاف طول حقیقی بیش از ۱ سانتی‌متر در پاها، داشتن وضعیت غیرطبیعی در ساختارهای بدن (به استثنای ویژگی زانوی پرنانتری در گروه مورد)، داشتن سابقه جراحی و آسیب‌دیدگی جدی در مفاصل اندام تحتانی بود. قبل از انجام هرگونه اندازه‌گیری، رضایت آزمودنی‌ها برای شرکت در این مطالعه و اطلاعات شخصی آن‌ها، شامل سن، سابقه ورزشی، تعداد جلسات ورزشی در هفته، سابقه بیماری و آسیب‌دیدگی جمع‌آوری شد. از آزمون شاخص افتادگی ناوی برای اطمینان از عدم وجود ناهنجاری در پا استفاده شد. از کولیس صنعتی تغییر شکل یافته، با دقت ۱/۱۰ میلی‌متر ساخت شرکت LLD کشور ژاپن برای ارزیابی زانوی پرنانتری و نرمال استفاده شد. برای ارزیابی وضعیت زانوها، افراد با پای برهنه و به گونه‌ای که زانوها، ران و مچ پای آنان پیدا بود به‌صورت کاملاً راحت و بدون انقباض غیرطبیعی در عضلات اندام تحتانی در مقابل

نیروهای فشاری در قسمت داخلی زانو افزایش می‌یابد. این اختلاف ممکن است نابرابری تحمل وزن را افزایش دهد و سبب ناپایداری پاسچر شود (۸). به نظر می‌رسد در ورزش‌های رزمی فشار فراوانی به دلیل ضربه‌های متوالی، پرش‌ها و فرودهای مکرر به زانوی ورزشکاران وارد می‌شود و این فشارها در طولانی مدت سبب بروز ناهنجاری می‌شوند، و شیوع ناهنجاری زانوی پرنانتری در میان ورزشکاران رشته کاراته در مطالعات پیشین گزارش شده است (۹). از جمله پارامترهای بیومکانیکی که می‌تواند تحت تأثیر ناهمراستایی اندام تحتانی قرار گیرد نیروهای برخوردی پا با سطح زمین می‌باشد که در قالب نیروی عکس‌العمل زمین شناخته می‌شود. در واقع خصوصیات نیروی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن انسان به‌عنوان توصیف‌کننده‌ای مهم در وجود اختلال در راه رفتن شناخته می‌شود (۱۰). ورزش کاراته شامل حرکات رو به جلو، رو به عقب، این سو و آن سو رفتن و حرکات بسیار فعال است که همه این حرکات با تکنیک‌های کوتاه حمله یا دفاع همراه هستند (۱۱). به نظر می‌رسد پیچیدگی‌های تفاوت بین گام‌برداری به سمت جلو و عقب در درک بعضی حرکات، مهارت‌ها و تمرینات از اهمیت بالایی برخوردار است (۱۲). در هر دو نوع راه رفتن به جلو و عقب نیروی عمودی عکس‌العمل زمین دو اوج نیروی اصلی دارد که زمان وقوع آن‌ها در مراحل ابتدایی و انتهایی مرحله حمایت دوگانه است. این دو اوج نیرو در راه رفتن به جلو تقریباً یکسان هستند اما در راه رفتن به عقب، اوج نیروی اولیه که توسط وزن‌گذاری و حفظ ثبات ایجاد می‌شود بیشتر از اوج نیروی دومی است که در مرحله پیشروی ایجاد می‌شود (۱۲). برخی مطالعات راه رفتن به سمت عقب را باعث کاهش نیروی‌های برخوردی پا با سطح معرفی کرده‌اند که علت آن را با کاهش طول گام مرتبط دانسته‌اند (۱۳). در تحقیقی Sadeghi و همکاران اختلاف معناداری در شاخص اوج اول و دوم نیروی عکس‌العمل زمین بین راه رفتن به جلو و عقب گزارش کردند (۱۴). تحقیقات اندکی به بررسی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در افراد مبتلا به ناهنجاری زانوی پرنانتری پرداخته‌اند که از آن جمله می‌توان به تحقیق Sojaadin و همکاران اشاره نمود. در این تحقیق چنین نتیجه‌گیری شد که بزرگی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بین دو گروه زانوی پرنانتری و نرمال تفاوت دارد (۱۵).

در خصوص ناهنجاری‌های زانو، شیوع این ناهنجاری‌ها و ارتباط آن‌ها با عوامل مختلف تحقیقات متعددی انجام گرفته است (۱۶-۱۸). از آنجا که در بررسی مطالعات داخلی و خارجی، مطالعه‌ای یافت نشد که به ارزیابی و مقایسه پارامترهای کینتیکی بین افراد مبتلا به زانوی پرنانتری

محوره (مدل BERTEC، $۷ \times ۶ \times ۴۰$ سانتی‌متر، ساخت کشور آمریکا) با نرخ نمونه‌برداری ۲۵۰ هرتز استفاده شد. داده‌ها با استفاده از فیلتر Butterworth درجه دوم با فرکانس برشی بهینه که از روش آنالیز باقیمانده تعیین شده بود، فیلتر شدند. بعد از میانگین گرفتن کوشش‌ها در هر جهت و به دست آوردن عدد نهایی، بر وزن بدن (نیوتن) تقسیم و عدد حاصل در ۱۰۰ ضرب شده تا مقدار نهایی بر اساس درصدی از وزن بیان شده و تأثیر وزن بدن آزمودنی به حداقل کاهش یابد. از آمار توصیفی میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف داده‌ها، آزمون کولموگروف-اسمیرنوف برای اطمینان از طبیعی بودن توزیع داده‌ها، آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر و آزمون t دو گروه مستقل برای بررسی نتایج درون و بیرون گروهی شاخص‌های اوج اول، عمق و اوج دوم نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و آزمون t دو گروه همبسته برای مقایسه اندام غالب و غیر غالب آزمودنی‌ها استفاده شد ($p \leq ۰/۰۵$).

نتایج

میانگین و انحراف استاندارد مشخصات فیزیکی آزمودنی‌ها شامل، سن، قد، وزن، طول اندام تحتانی و میزان واروس زانو در جدول ۱ نشان داده شده است.

مطابق جدول ۱ دو گروه زانوی پرانتری و نرمال از نظر مشخصات فیزیکی همسان بوده، و در ویژگی پرانتری بودن زانو دارای اختلاف کاملاً محسوس بودند.

نتایج جدول ۲ نشان می‌دهد، نیروی اوج اول در هر دو اندام غالب به‌طور معناداری حین راه رفتن به عقب از راه رفتن به جلو بیشتر بود ((به ترتیب $(p=۰/۰۳)$ ، $(p=۰/۰۰)$))، در حالی که نیروی اوج دوم در اندام غیر غالب به‌طور معناداری حین راه رفتن به عقب از راه رفتن به جلو کمتر بود ($p=۰/۰۱$). همچنین نیروی اوج اول حین راه رفتن به عقب در اندام غالب و حین راه رفتن به جلو در اندام غیر غالب به‌طور معناداری در گروه نرمال بیشتر از گروه زانوی پرانتری بود ((به ترتیب $(p=۰/۰۶)$ ،

آزمونگر قرار می‌گرفتند. از آزمودنی‌ها خواسته شد در حالتی که پشت سر، ستون فقرات پشتی، باسن و پشت پاشنه آنان در تماس با دیوار و دو قوزک داخلی به هم چسبیده بودند، بایستند. فاصله بیشتر از ۳ سانتی‌متر بین کوندیل‌های داخلی ران در این وضعیت به‌عنوان زانوی پرانتری در نظر گرفته شد (۱۹). در این مطالعه سعی شده است میزان شدت واروس زانوی افراد در یک طیف نزدیک به هم باشد. ملاک انتخاب اندام برتر، به کار گرفتن بیشتر و مؤثرتر اندامی بود که ورزشکار برای ضربه زدن بیشتر از آن استفاده می‌کند و نیروی بیشتری را حین اجرای فنون کاراته با آن اعمال می‌نماید (۲۰). قبل از شروع آزمون روش کار به‌طور کامل برای آزمودنی‌ها شرح داده شد، و از افراد خواسته می‌شد که در زمان عبور از صفحه نیرو به دستگاه نگاه نکنند و با گام‌های طبیعی راه بروند. به‌منظور ختنی کردن اثر یادگیری، آزمودنی‌های گروه زانوی پرانتری و گروه نرمال هر کدام به دو زیرگروه مساوی (هر زیرگروه ۵ نفر) تقسیم شدند و یک زیرگروه آزمون را با راه رفتن به جلو و زیرگروه دیگر آزمون را با راه رفتن به سمت عقب آغاز نمودند. همچنین به‌منظور نزدیک کردن آزمون به شرایط طبیعی و پیشگیری از تغییر احتمالی الگوی راه رفتن آزمودنی در اثر تمرکز روی سرعت راه رفتن (۲۱)، از آزمودنی‌ها خواسته شد تا با سرعت انتخابی خود مسیر را طی کنند (سه مرتبه برای آشنایی با مسیر). البته برای مقایسه اثر احتمالی سرعت راه رفتن و کنترل آن در تجزیه و تحلیل اطلاعات در طول مسیر، سرعت راه رفتن فرد با سرعت سنج کنترل گردید. هنگام راه رفتن به سمت عقب برای جلوگیری از به هم خوردن تعادل آزمودنی یک آینه قدی در مقابل فرد تعبیه شده بود تا با استفاده از آن آزمودنی فضای پشت سر خود را ببیند. قبل از هر بار راه رفتن، هر آزمودنی با ایستادن روی صفحه نیرو و وزنش توسط دستگاه به‌طور دقیق ثبت می‌شد. آزمودنی‌ها در کوشش‌های اصلی، مسیر را سه بار به سمت جلو و سه بار به سمت عقب طی نمودند. لازم به توضیح است اگر طی انجام آزمون، فرد به دستگاه نگاه می‌کرد و یا پایش را به‌طور کامل روی صفحه نیرو نمی‌گذاشت، آزمون مجدداً تکرار می‌شد. برای بررسی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین از دو دستگاه صفحه نیرو سه

جدول ۱

میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها

گروه	تعداد (نفر)	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	جرم (کیلوگرم)	طول اندام تحتانی (سانتی‌متر)	میزان واروس زانو (درجه)
زانوی پرانتری	۱۰	$۲۳/۷ \pm ۱/۸۹$	$۱۷۶ \pm ۳/۶۵$	$۶۷/۶ \pm ۵/۴۴$	$۹۶/۶ \pm ۴/۴۸$	$۴/۲ \pm ۰/۸۶$
نرمال	۱۰	$۲۴ \pm ۱/۵$	$۱۷۷/۲ \pm ۲/۳$	$۷۱/۱۰ \pm ۷/۵۳$	$۹۶/۸ \pm ۴/۴۲$	$۰/۷۵ \pm ۰/۷۲$
P-value		۰/۷۰	۰/۶۲	۰/۲۵	۰/۹۲	۰/۰۰

جدول ۲.

میانگین، انحراف استاندارد و نتایج مقایسه نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین در دو گروه زانوی پراتنزی و نرمال

اندام	متغیر (نیرو)	تکلیف (راه رفتن)	گروه	میانگین و انحراف استاندارد	T گروه	Sig گروه	F تکلیف	Sig تکلیف	F تعاملی	Sig تعاملی
اوج اول	عمق	به جلو	نرمال	۱۱۰/۰۸±۱۱/۰۴	۱/۲۳	۰/۲۳	۱۱/۷۷	۰/۰۰	۲/۷۸	۰/۱۱
			زانوی پراتنزی	۱۰۳/۹۳±۱۱/۳۱	۳/۰۹	۰/۰۰				
			نرمال	۱۲۶/۷۴±۷/۷۰	۲/۸۲	۰/۰۱				
غالب	عمق	به عقب	نرمال	۱۰۹/۶۹±۱۵/۶۳	۰/۸۵	۰/۴۰	۱/۴۴	۰/۲۴	۷/۲۶	۰/۰۱
			زانوی پراتنزی	۸۴/۰۳±۱۰/۵۸	۱/۰۷	۰/۰۵				
			نرمال	۷۲/۸۸±۶/۶۲	۰/۹۲	۰/۰۴				
اوج دوم	عمق	به جلو	نرمال	۷۸/۸۰±۱۲/۳۷	۱/۰۷	۰/۰۵	۰/۶۸	۰/۴۲	۰/۹۴	۰/۳۵
			زانوی پراتنزی	۱۰۸/۶۹±۵/۶۴	۰/۹۲	۰/۰۴				
			نرمال	۱۰۹/۶۹±۱۵/۶۳	۰/۹۲	۰/۰۴				
غیر غالب	عمق	به جلو	نرمال	۱۳۹/۸۷±۱۸	۱/۳۷	۰/۱۸	۳۴/۲	۰/۰۰	۰/۷۹	۰/۳۸
			زانوی پراتنزی	۱۰۸/۸۷±۵/۷۹	۱/۴۷	۰/۱۶				
			نرمال	۱۰۵/۷۰±۱۱/۱۲	۲/۶۵	۰/۰۱				
غیر غالب	عمق	به عقب	نرمال	۱۱۳±۱۲/۶۳	۱/۶۵	۰/۱۱	۰/۹۶	۰/۳۳	۰/۷۲	۰/۴۰
			زانوی پراتنزی	۱۲۳/۷۶±۱۹/۷۲	۱/۳۱	۰/۲۰				
			نرمال	۸۴/۳۵±۱۰/۲۴	۳/۳۶	۰/۰۰				
اوج دوم	عمق	به جلو	نرمال	۷۴/۰۸±۶/۷۳	۱/۳۱	۰/۲۰	۱۷/۱۷	۰/۰۰	۱/۸۸	۰/۱۸
			زانوی پراتنزی	۸۱/۵۹±۱۰/۸۵	۳/۳۶	۰/۰۰				
			نرمال	۷۳/۸۸±۱۰/۰۵	۳/۳۶	۰/۰۰				
اوج دوم	عمق	به عقب	نرمال	۱۰۸/۸۷±۵/۷۹	۱/۳۱	۰/۲۰	۱۷/۱۷	۰/۰۰	۱/۸۸	۰/۱۸
			زانوی پراتنزی	۱۰۴/۴۱±۹/۰۳	۳/۳۶	۰/۰۰				
			نرمال	۱۰۲/۵۶±۵/۵۷	۳/۳۶	۰/۰۰				
اوج دوم	عمق	به عقب	نرمال	۹۱/۸۷±۸/۱۸	۳/۳۶	۰/۰۰	۱۷/۱۷	۰/۰۰	۱/۸۸	۰/۱۸
			زانوی پراتنزی	۱۰۲/۵۶±۵/۵۷	۳/۳۶	۰/۰۰				
			نرمال	۱۰۴/۴۱±۹/۰۳	۳/۳۶	۰/۰۰				

معناداری بین اندام غالب و غیر غالب افراد مشاهده نشد. $(p=0/00)$ نیروی عمق حین راه رفتن به جلو در هر دو اندام در گروه

نرمال به طور معناداری از گروه زانوی پراتنزی بیشتر بود ((به ترتیب $(p=0/01)$ ، $(p=0/01)$)). نیروی اوج دوم در اندام غالب حین راه رفتن به هر دو جهت در گروه زانوی پراتنزی به طور معناداری از گروه نرمال بیشتر بود ((به ترتیب $(p=0/05)$ ، $(p=0/04)$)). درحالی که اثر تعاملی جهت حرکت و راستای زانو در متغیر نیروی عمق، حین راه رفتن به سمت جلو و عقب در اندام غالب افراد معنادار بود $(p=0/015)$. درحالی که در سایر موارد متغیرها تحت تأثیر متغیر مستقل قرار نگرفتند.

همان طور که جدول ۳ نشان می دهد، به استثنای متغیر نیروی اوج اول حین راه رفتن به سمت جلو در گروه نرمال که در اندام غالب به طور معناداری از اندام غیر غالب کمتر بود $(p=0/036)$ ، در سایر موارد اختلاف

بحث

هدف از انجام این تحقیق مقایسه نیروهای عمودی عکس‌العمل حین راه رفتن به سمت جلو و راه رفتن به سمت عقب در اندام غالب و غیر غالب افراد کاراته‌کای حرفه‌ای با زانوی پراتنزی و نرمال بود. نتایج نشان داد مقادیر مربوط به نیروی اوج اول در حین راه رفتن به سمت جلو نسبت به راه رفتن به سمت عقب در اندام غالب و غیر غالب هر دو گروه کمتر بوده است. باین حال نیروی عمق و نیروی اوج دوم در اندام غیر غالب طی راه رفتن به جلو نسبت به راه رفتن به سمت عقب بیشتر بود. هر چند تنها

جدول ۳.

میانگین، انحراف استاندارد و نتایج آزمون آماری برای مقایسه نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین در اندام غالب و غیرغالب افراد

Sig	t	میانگین و انحراف استاندارد	اندام	گروه	متغیر (نیرو)	تکلیف (راه رفتن)
۰/۰۳	-۲/۴۷	۱۱۰/۰۸±۱۱/۰۴ ۱۱۳±۱۲/۶۳	غالب غیرغالب	نرمال	اوج اول	
۰/۲۹	-۱/۲۳	۱۰۳/۹۳±۱۱/۳۱ ۱۰۵/۷۰±۱۱/۱۲	غالب غیرغالب	زنانوی پرنانتری		
۰/۷۹	-۰/۲۷	۸۴/۰۳±۱۰/۵۸ ۸۴/۳۵±۱۰/۲۴	غالب غیرغالب	نرمال	عمق	به جلو
۰/۲۹	-۱/۱۵	۷۲/۸۸±۶/۶۲ ۷۴/۰۸±۶/۷۳	غالب غیرغالب	زنانوی پرنانتری		
۰/۸۸	-۰/۱۵	۱۰۸/۶۹±۵/۶۴ ۱۰۸/۸۷±۵/۷۹	غالب غیرغالب	نرمال	اوج دوم	
۰/۷۴	۰/۳۳	۱۰۴/۸۰±۱۰/۰۵ ۱۰۴/۴۱±۹/۰۳	غالب غیرغالب	زنانوی پرنانتری		
۰/۰۹	-۱/۸۶	۱۲۶/۷۴±۷/۷۰ ۱۳۷/۵۳±۲۲/۲۱	غالب غیرغالب	نرمال	اوج اول	
۰/۰۸	-۱/۹۷	۱۰۹/۶۹±۱۵/۶۳ ۱۲۳/۷۶±۱۹/۷۲	غالب غیرغالب	زنانوی پرنانتری		
۰/۱۰	۰/۱۱	۷۸/۸۰±۱۲/۳۷ ۸۱/۵۹± ۱۰/۸۵	غالب غیرغالب	نرمال	عمق	به عقب
۰/۶۹	-۲/۴۷	۷۴/۸۹±۷/۷۹ ۷۳/۸۸±۱۰/۰۵	غالب غیرغالب	زنانوی پرنانتری		
۰/۹۱	-۱/۲۳	۱۰۲/۸۰±۷/۲۲ ۱۰۲/۵۶±۵/۵۷	غالب غیرغالب	نرمال	اوج دوم	
۰/۳۱	-۰/۲۷	۱۳۹/۸۷±۱۸ ۹۱/۸۷±۸/۱۸	غالب غیرغالب	زنانوی پرنانتری		

نتایجی مشابه نتایج تحقیق حاضر دست یافتند (۱۴،۶). به علاوه نتایج تحقیق حاضر با یافته‌های Grasso و همکاران همسو بود (۱۲). نتایج آن‌ها نشان داد میانگین نیروی اوج اول و دوم حین راه رفتن به سمت جلو و عقب مشابه تحقیق حاضر بود. از آنجاکه با انتقال مرکز ثقل به خارج از محدوده سطح اتکا در راه رفتن به سمت عقب، فرد سرعت کمتری و در نتیجه مدت زمان بیشتری را صرف پذیرش وزن توسط اندام استقرار می‌کند، شاید بتوان علت این امر را در جابجایی مرکز ثقل و افزایش خطر

اختلاف مربوط نیروی اوج اول در هر دو اندام و نیروی اوج دوم در اندام غیرغالب از لحاظ آماری معنادار بوده است. در همین رابطه، De Nunzio و Schieppati در مطالعه‌ای اثر راه رفتن به سمت جلو و عقب را بر جهت‌یابی بدن در فضا با استفاده از نیروی عکس‌العمل زمین و تغییرات مرکز فشار مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها مدعی شدند بین نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن به سمت جلو و عقب اختلاف معناداری وجود دارد (۲۲). Arastoo و همکاران، Sadeghi و همکاران نیز در تحقیقات جداگانه به

افتادن طی راه رفتن به سمت عقب دانست.

در بررسی اختلافات بین گروهی در اندام غالب افراد، یافته‌های تحقیق حاضر نشان داد در حین هر دو تکلیف راه رفتن به سمت جلو و راه رفتن به سمت عقب نیروی اوج اول و نیروی عمق در گروه نرمال از گروه زانوی پرانتزی بیشتر بود، اما گروه زانوی پرانتزی در متغیر نیروی اوج دوم مقادیر بیشتری نسبت به گروه نرمال طی هر دو تکلیف راه رفتن به سمت جلو و راه رفتن به سمت عقب به ثبت رساند. هر چند تنها، تفاوت‌های مربوط به متغیر نیروی اوج اول و نیروی اوج دوم حین راه رفتن به سمت عقب و نیروی عمق حین راه رفتن به سمت جلو بین دو گروه از لحاظ آماری معنادار بود. همچنین اختلافات بین گروهی در اطلاعات مربوط به اندام غیر غالب آزمودنی‌ها حاکی از این است که به استثنای متغیر نیروی اوج اول حین راه رفتن به سمت عقب که گروه زانوی پرانتزی نسبت به گروه نرمال مقادیر بیشتری را به ثبت رساند، در سایر موارد مقادیر نیروی طی هر دو تکلیف راه رفتن به سمت جلو و راه رفتن به سمت عقب در گروه نرمال نسبت به گروه زانوی پرانتزی بیشتر بود. با این حال تنها متغیر نیروی عمق حین راه رفتن به سمت جلو بین دو گروه زانوی پرانتزی و نرمال از لحاظ آماری معنادار بود. Mahaki و همکاران در مطالعه‌ای به بررسی و مقایسه نیروی عکس‌العمل زمین حین تکلیف فرود تک پا بین دو گروه زانوی پرانتزی و نرمال پرداختند. نتایج آنان حاکی از بیشتر بودن اوج نیروی عکس‌العمل در افراد زانوی پرانتزی نسبت به گروه نرمال بود (۲۳)، که از این حیث می‌توان گفت با نتایج تحقیق حاضر ناهمخوان است. علت را می‌توان به تفاوت موجود در الگوی تماس پا با زمین در حین دو تکلیف راه رفتن و فرود و متعاقباً تفاوت در الگوی به‌کارگیری عضلات و جذب شوک نسبت داد. چرا که در تکلیف فرود وظیفه جذب شوک و تعدیل نیروها در مچ پا بیشتر متوجه عضلات پلنتار فلکسور می‌باشد، در صورتی که در حین راه رفتن در هر زیر فاز عضلات مختلفی در مفاصل مختلف عهده‌دار این وظیفه می‌باشند. بیشتر بودن فعالیت عضله نازک‌نئی طویل در افراد دارای واروس زانو نسبت به افراد نرمال به دلیل بیشتر بودن میزان سوپینیت پا در زیر فاز تماس پاشنه حین راه رفتن در تحقیقات پیشین ثابت شده است (۲۴، ۲۵). با توجه به نقش این عضله و عضلات همکار به‌عنوان دورسی فلکسور پا در کنترل پسا طی زیر فاز تماس پاشنه، و در نتیجه جذب و تعدیل نیروها، کمتر بودن نیروی اوج اول در گروه زانوی پرانتزی نسبت به گروه نرمال قابل توجیه است. افزایش و تکرار نیروهای ضربه‌ای و نرخ بارگذاری در فاز ابتدایی راه رفتن دارای اثرات آسیب‌رسان روی سیستم عضلانی-اسکلتی

هستند. با وجود این که بدن دارای چندین ساختار جذب شوک مانند غضروف مفصلی، منیسک، دیسک‌های بین مهره‌ای برای محافظت در برابر این نیروهاست، اما این ساختارها گاهی نمی‌توانند در برابر نیروهای راه رفتن مقاومت کنند و در اثر نیروهای زیاد و تکراری ممکن است دچار خستگی مکانیکی شوند (۲۶)، خصوصاً اینکه توزیع این نیروها به‌واسطه وجود بد راستایی در ساختارهای بدن به‌صورت غیرطبیعی انجام گیرد. برتری در یک پا موجب می‌شود ورزشکار استفاده متفاوتی از گروه عضلات پای برتر و نیز پای غیر برتر در حین فعالیت‌های تمرینی و اجرای تکنیک‌ها داشته باشد و چنانچه گروهی از عضلات بیشتر از گروه دیگر تمرین داده شوند یا در خلال ورزش در معرض فشار بیشتری نسبت به عضلات گروه مخالف قرار گیرند در این صورت ممکن است بین این دو گروه از عضلات عدم تعادل در قدرت اتفاق بیفتد. الگوهای حرکتی بسیار مکرر و انحصاری نیز ممکن است موجب عدم تعادل در قابلیت کشش و انعطاف‌پذیری بین گروه‌های عضلانی مخالف شود. ترکیب و تلفیق عدم تعادل قدرت با عدم تعادل در انعطاف‌پذیری ممکن است موجب عدم تعادل عملکردی شود که در این حالت فرد را در معرض آسیب قرار می‌دهد (۲۷). یافته‌های تحقیق حاضر نشان داده است، به استثنای نیروی اوج دوم طی راه رفتن به سمت عقب در گروه زانوی پرانتزی که حاکی از بیشتر بودن مقدار ثبت شده در اندام غالب نسبت به اندام غیر غالب بوده است، در دیگر موارد اندام غیر غالب به اندام غالب برتری داشته است. با این حال تنها اختلاف مربوط به نیروی اوج اول در گروه نرمال حین راه رفتن به سمت جلو از لحاظ آماری معنادار بوده است. در رشته ورزشی کاراته به‌ویژه در بخش کومیته (مبارزه) پای غیر برتر (تکیه‌گاه) در حین ضربه زدن کشش‌های زیادی را متحمل می‌شود. این موضوع در نهایت منجر به تحریک بیشتر سلول‌های استخوانی و متابولیسم بیشتر استخوانی می‌شود (۲۷). از طرفی فشار مکانیکی، نیروهای کششی، انقباض‌های عضلانی و تحمل وزن بدن حین تمرین و مبارزه در کاراته پای غیر برتر را بیشتر تحت تأثیر قرار می‌دهند (۲۰). از این رو شاید بتوان علت تفاوت در شاخص‌های مربوط به نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بین اندام غالب و غیر غالب افراد را با این عوامل مرتبط دانست. از آنجا که تحقیق حاضر تنها متغیرهای کینتیکی را مد نظر قرار داده است، پیشنهاد می‌شود به منظور ایجاد درکی کامل‌تر از چگونگی تأثیر راستای زانو بر بیومکانیک اندام تحتانی در ورزشکاران رشته کاراته، متغیرهای کینماتیکی نیز در تحقیقات بعدی مورد مطالعه قرار گیرند.

کاراته‌کاهای به جهت حرکت ارتباط دارد. بین مقادیر متغیرهای مذکور در اندام غالب و غیرغالب افراد کاراته‌کا اختلاف وجود دارد.

تشکر و قدردانی

این مقاله از پایان‌نامه کارشناسی ارشد سیاوش شیروانی پور رشته تربیت‌بدنی - گرایش بیومکانیک ورزشی اقتباس شده است، لذا از تمامی کسانی که به‌عنوان آزمودنی در این تحقیق همکاری کردند صمیمانه تشکر می‌شود.

References

- Maiwald C, Arndt A, Nester C, Jones R, Lundberg A, Wolf P. The effect of intracortical bone pin application on kinetics and tibio-calcaneal kinematics of walking gait. *Gait & Posture*. 2017;52:129-34.
- Rethlefsen SA, Blumstein G, Kay RM, Dorey F, Wren TA. Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy revisited: influence of age, prior surgery, and Gross Motor Function Classification System level. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2017;59(1):79-88.
- Ganesan B, Fong K, Luximon A, Al-Jumaily A. Kinetic and kinematic analysis of gait pattern of 13 year old children with unilateral genu valgum. *European review for medical and pharmacological sciences*. 2016;20(15):3168.
- Shultz SP, D'Hondt E, Fink PW, Lenoir M, Hills AP. The effects of pediatric obesity on dynamic joint malalignment during gait. *Clinical Biomechanics*. 2014;29(7):835-8.
- Farr S, Kranzl A, Pablik E, Kaipel M, Ganger R. Functional and radiographic consideration of lower limb malalignment in children and adolescents with idiopathic genu valgum. *Journal of Orthopaedic Research*. 2014;32(10):1362-70.
- Arastoo M ZS, Arastoo A, Negahban H, Goharpey Sh. . Measuring ground reaction force during forward and backward walking among the girl students whit flexible flat foot. *Modern Rehabilitation*. 2011;5(1):2-5.
- Johnson F, Leitzl S, Waugh W. The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. *Bone & Joint Journal*. 1980;62(3):346-9.
- Witvrouw E, Danneels L, Thijs Y, Cambier D, Bellemans J. Does soccer participation lead to genu varum? Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy. 2009;17(4):422-7.
- Dadgar H SM, Noraei T, Sharifian E. Relationship between Q angle and non-contact injuries of lower extremity in men Karatekas. *JSMED* 2012;3:83-97.
- Syczewska M, Oberg T. Mechanical energy levels in respect to the center of mass of trunk segments during walking in healthy and stroke subjects. *Gait & Posture*. 2001;12(2):131-8.
- Magee DJ. *Orthopedic physical assessment*: Elsevier Health Sciences; 2014.
- Grasso R, Bianchi L, Lacquaniti F. Motor patterns for human gait: backward versus forward locomotion. *Journal of Neurophysiology*. 1998;80(4):1868-85.
- Arata AW. Kinematic comparison of high speed backward and forward running. *Air force academy*. 2000:1-4.
- Sadeghi H, Mousavi S, Ghasempur H, Nabavinik H. A Comparison of the vertical ground reaction force during forward and backward walking In athletes with ankle sprain. *Journal of Modern Rehabilitation*. 2013;7(1):7-12.
- Shojaedin SS MM, Mi'mar R. The comparison of peak vertical ground reaction forces and the rate of loading during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal knee. *Research in Rehabilitation Sciences*. 2012;8(3):560-70.
- Kishali NF, İmamoglu O, Burmaoglu G, Atan T, Yildirim K. Q-angle values of elite soccer and taekwondo athletes. *The Pain Clinic*. 2013.
- Shetty GM, Mullaji A, Khalifa AA, Ray A. Windswept deformities—An indication to individualise valgus correction angle during total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedics*. 2017;14(1):70-2.
- Howell SM, Papadopoulos S, Kuznik K, Ghaly LR, Hull ML.

نتیجه‌گیری نهایی

با توجه به نتایج تحقیق حاضر می‌توان نتیجه گرفت که الگوی کینتیک نیروهای وارده به پا در نمای عمودی در راه رفتن به سمت جلو نسبت به راه رفتن به سمت عقب در کاراته‌کاهای حرفه‌ای متفاوت است. زانوی پرانتری می‌تواند بر الگوی تولیدی نیروی عکس‌العمل زمین به‌عنوان یکی از عوامل پیشگوی آسیب‌های اسکلتی-عضلانی در ورزشکاران رشته کاراته تأثیرگذار باشد. از سویی با توجه معنادار بودن اثر تعاملی راستای زانو و جهت حرکت، به نظر می‌رسد تأثیر راستای زانو بر کینتیک

Does varus alignment adversely affect implant survival and function six years after kinematically aligned total knee arthroplasty? *International orthopaedics*. 2015;39(11):2117-24.

19. Palastanga N, Field D, Soames R. *Anatomy and human movement: structure and function*: Elsevier Health Sciences; 2006.

20. Esmail Afzalpour M, Kaviani Najafabadi R, Ehsanbakhsh A. The comparison of the bone mineral density and content between dominant & non dominant limb in elite males Karate practitioners of southern Khorasan. *Applied Biological Sciences in Sports*. 2013;1(1):44-57.

21. Dionisio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008;18(1):134-43.

22. De Nunzio AM, Zanetti C, Schieppati M. Post-effect of forward and backward locomotion on body orientation in space during quiet stance. *European journal of applied physiology*. 2009;105(2):297-307.

23. Mahaki M SS, Mi'mar R, Khaleghi M. The comparison of electromyography of muscles around leg and peak of vertical ground reaction force in land movement of men genu varum and normal. *Sport Medicin* 2012;8:87-106. .

24. Lloyd DG, Buchanan TS. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *Journal of biomechanics*. 2001;34(10):1257-67.

25. Rutherford D, Hubley-Kozey C, Stanish W. The neuromuscular demands of altering foot progression angle during gait in asymptomatic individuals and those with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2010;18(5):654-61.

26. Creaby MW, May K, Bennell KL. Insole effects on impact loading during walking. *Ergonomics*. 2011;54(7):665-71.

27. Choktasiri W, Rojanasakul A, Rajatanavin R. Bone mineral density in primary and secondary amenorrhea. *Journal of the Medical Association of Thailand= Chotmai het thangphaet*. 2000;83(3):243-8.

The Comparison of Vertical Ground Reaction Force during Forward and Backward Walking among the Elites of Male Karatekas with Genu Varum and Normal

Heydar Sadeghi¹,
Siavash Shirvani Pouri^{1*},
Raghad Mimar¹

1. Faculty of Physical Education
and Sport Sciences, Kharazmi
University, Teheran, Iran.

* Corresponding author:
Faculty of Physical Education and Sport
Sciences, Kharazmi University, Teheran,
Iran.
Tel: 09178762831
Email: siavash876@yahoo.com

Abstract

Received: Sep. 17, 2016 Accepted: Sep. 4, 2017

Objective: The purpose of this study was to compare vertical ground reaction force during forward and backward walking among the male professional Karatekas with genu varum and normal knee.

Methods: 20 professional male Karates (in genu varum and normal groups) participated in this semi-experimental study. The vertical ground reaction force was measured using force plate system during forward and backward walking utilizing 250 Hz frequency. Mixed ANOVA test was run to analyze the obtained data.

Results: The first force peak was significantly higher during backward walking ($p=0.00$) than forward walking ($p=0.03$). The second force peak was significantly lower in non-dominant limb during backward walking than forward walking ($p=0.01$). The first force peak in dominant limb during backward walking and in non-dominant limb during forward walking were significantly higher in normal group [$(p=0.00)$, $(p=0.06)$]. Also, depth force during forward walking was significantly more in the normal group ($(p=0.01)$, $(p=0.01)$). While, the second force peak in dominant limb during backward-forward-walking was significantly more in genu varum group [$(p=0.04)$, $(p=0.05)$].

Conclusion: Based on the results of present study, genu varum can be considered as an effective factor on vertical ground reaction force (as predictor factor of musculoskeletal injuries among the Karate professionals, and backward walking can cause a change in vertical ground reaction force more than forward walking does.

Keywords: Ground reaction force, Walking, Genu varum, Karate

خانم دکتر رغد معمار در سال ۱۳۸۶ دکترای خود را در رشته مهندسی پزشکی بیومکانیک از دانشگاه لیدز انگلستان دریافت کردند. همچنین دارای لیسانس فیزیوتراپی از دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی و کارشناسی ارشد در رشته مهندسی پزشکی از دانشگاه امیرکبیر می‌باشند. در حال حاضر استادیار دانشگاه خوارزمی می‌باشند و در حال گذراندن فرصت مطالعاتی در کشور کانادا هستند. ایشان دارای ۳۰ مقاله در مجلات معتبر داخلی و مجلات انگلیسی زبان هستند



پروفسور حیدر صادقی، در سال ۱۳۷۸ دکتری خود در رشته بیومکانیک را از دانشکده علوم حرکتی دانشگاه مونتreal دریافت کرد و در سال ۱۳۸۰ در دانشکده پزشکی همان دانشگاه دوره فوق دکتری را تکمیل نمودند ایشان در حال حاضر استاد تمام گروه بیومکانیک ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران می‌باشند. ایشان دارای ۵۸ مقاله نمایه شده در مجلات انگلیسی زبان و ۹۴ مقاله علمی پژوهشی به زبان فارسی می‌باشند. لازم به ذکر است ایشان انتشار ۱۸ جلد کتاب تألیفی و ترجمه‌ای را نیز در کارنامه خود دارند.



سیاوش شیروانی پور مدرک کارشناسی خود را در گرایش عمومی در سال ۱۳۹۱ از دانشگاه سراسری شهید چمران اهواز و کارشناسی ارشد خود را در گرایش بیومکانیک ورزشی در سال ۱۳۹۳ از دانشگاه خوارزمی تهران دریافت کرده‌اند. در حال حاضر ایشان دارای یک جلد کتاب ترجمه و ۶ مقاله علمی-پژوهشی و همایشی چاپ شده در حوزه کینتیک مهارت‌های ورزشی و جامعه کلینیکی، آنالیز راه رفتن و کنترل پاسچر هستند.

