

مقاله در دست چاپ

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

حیدر صادقی^۱، سیاوش شیروانی پور^{۲*}، رغد معمار^۳

۱- استاد تمام گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، تلفن:
۰۹۱۲۲۴۵۳۱۷۵

* ۲- کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، تلفن:
۰۹۱۷۸۷۶۲۸۳۱

۳- استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، تلفن:
۰۹۱۲۲۷۸۰۹۱۰

The comparison of vertical ground reaction force during forward and backward walking among the elites of male karatekas with genu varum and normal

Sadeghi H¹, Shirvani Pour S^{2*}, Mimar R³

1. Full professor, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Teheran, Iran. E-mail: sadeghih@yahoo.com.

*2. Master student of Sport Biomechanics. Kharazmi University, Teheran, Iran. E-mail: siavash876@yahoo.com

3- Assistant Professor Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran. E-mail: M_raghad@yahoo.com

این مقاله از پایان نامه سیاوش شیروانی پور در مقطع کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی استخراج شد، که در آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران انجام گرفت.

ایمیل نویسنده مسئول: siavash876@yahoo.com

نشانی نویسنده مسئول: تهران، میرداماد، رازان جنوبی، مجموعه آموزشی - ورزشی شهید کشور، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران

مقاله در دست چاپ

چکیده

هدف: از انجام این تحقیق مقایسه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن به جلو و عقب در مردان کاراته-کای 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 به طور معناداری حین راه رفتن به عقب از راه رفتن به جلو بیشتر بود ($p=0/03$)، ($p=0/00$)، نیروی اوج دوم در اندام غیر غالب به طور 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 غیرغالب به طور معناداری در گروه نرمال بیشتر بود ($p=0/06$)، ($p=0/00$). نیروی عمق حین راه رفتن به جلو در گروه نرمال به طور معناداری بیشتر بود ($p=0/01$). نیروی اوج دوم در اندام غالب حین راه رفتن به هر دو جهت در گروه زنانی پرنانزی به طور معناداری بیشتر بود ($p=0/05$)، ($p=0/04$)

نتیجه‌گیری: باتوجه به یافته‌های تحقیق زنان پرنانزی می‌تواند عاملی تاثیرگذار بر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین به عنوان 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.

واژه‌های کلیدی: نیروی عکس‌العمل زمین، راه رفتن، زنانی پرنانزی، کاراته

The comparison of vertical ground reaction force during forward and backward walking among the male karates professional with genu varum and normal

Abstract

Objective: The purpose of this study was to compare vertical ground reaction force during forward and backward walking among the male Karates professional 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 used to analyze hypotheses.

Results: The first force peak was significantly more during backward walking than forward walking (($p=0.00$), ($p=0.03$)). The second force peak was significantly less 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 was significantly more in normal group (($p=0.00$), ($p=0.06$)). Also, depth force during forward walking was significantly more in the normal group (($p=0.01$), ($p=0.01$)). 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: According to results of present study, genu varum can consider as an effective factor on vertical ground reaction force (as predictor factor of musculoskeletal injuries among the Karates professionals, and backward walking can cause a change in vertical ground reaction force than forward walking.

Keywords: ground reaction force, walking, genu varum, karate

مقاله در دست چاپ

مقدمه

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 ناهنجاری‌های قامتی بر پارامترهای راه رفتن پرداخته‌اند (۱-۵). زانوی پرانتری 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، به طوری که وزن بین قسمت داخلی و خارجی زانو تقریباً به طور مساوی تقسیم می‌شود (۶). ناهنجاری زانوی پرانتری باعث تغییر مسیر اعمال نیروها بر زانو می‌شود (۷)، به طوری که خط کشش ثقل به سمت داخل زانو جابجا می‌شود و 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 پرانتری 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 به عنوان توصیف کننده‌ای 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 وزن گذاری 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 دانسته-

مقاله در دست چاپ

اند(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 پرانتزی 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 پرانتزی 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 پرانتزی 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 پرانتزی و نرمال بود.

روش‌شناسی

در این تحقیق نیمه تجربی ۲۰ نفر کاراته‌کای مرد که در سال ۱۳۹۳ در مسابقات سوپرلیگ کاراته حضور داشتند به عنوان آزمودنی شرکت کردند. آزمودنی‌ها از بین باشگاه‌های کاراته استان‌های تهران و کرج انتخاب و براساس معیارهای ورود و خروج به دو گروه همسان و مساوی (هر گروه ۱۰ نفر) با تفاوت در ویژگی زانوی پرانتزی 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 پرانتزی در گروه مورد)،

مقاله در دست چاپ

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 آسیب دیدگی جمع آوری شد. از آزمون شاخص افتادگی ناوی برای اطمینان از عدم وجود ناهنجاری در پا استفاده شد. از کولیس صنعتی تغییرشکل یافته، با دقت $1/10$ میلی‌متر ساخت شرکت LLD کشور ژاپن برای ارزیابی زانوی پرانتری و نرمال استفاده شد. برای ارزیابی وضعیت زانوها، افراد با پای برهنه و به گونه‌ای که زانوها، ران و مچ پای آنان پیدا بود به صورت کاملاً راحت و بدون انقباض غیرطبیعی در عضلات اندام تحتانی در مقابل 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 به عنوان 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 موثرتر 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 به طور 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. به منظور خنثی 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 به منظور 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 بهم 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 به طور 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 به طور

مقاله در دست چاپ

کامل روی صفحه نیرو نمی‌گذاشت، آزمون مجدداً تکرار می‌شد. برای بررسی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین از دو دستگاه صفحه نیرو سه محوره (مدل BERTEC، ۷*۶۰*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 برون گروهی شاخص‌های اوج اول، عمق و اوج دوم نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و آزمون t دو گروه همبسته برای مقایسه اندام غالب و غیرغالب آزمودنی‌ها استفاده شد ($p \leq 0.05$).

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.

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها

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

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

نتایج جدول ۲ نشان می‌دهد، نیروی اوج اول در هردو اندام غالب به طور معناداری حین راه رفتن به عقب از راه رفتن به جلو بیشتر بود ((به ترتیب $(p=0.03)$ ، $(p=0.00)$))، در حالی که نیروی اوج دوم در اندام غیر غالب به طور معناداری حین راه رفتن به عقب از راه رفتن به جلو کمتر بود ($p=0.01$). همچنین نیروی اوج اول حین راه رفتن به عقب در اندام غالب و

مقاله در دست چاپ

حین راه رفتن به جلو در اندام غیرغالب به طور معناداری در گروه نرمال بیشتر از گروه زانوی پرنانتری بود ((به ترتیب $(p=0/06)$ ، $(p=0/00)$). نیروی عمق حین راه رفتن به جلو در هر دو اندام در گروه نرمال به طور معناداری از گروه زانوی پرنانتری 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 پرنانتری به طور معناداری از گروه نرمال بیشتر بود ((به ترتیب $(p=0/05)$ ، $(p=0/04)$). در حالیکه 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 $(p=0/015)$. در حالی که در سایر موارد متغیرها تحت تاثیر متغیر مستقل قرار نگرفتند.

جدول ۲. میانگین، انحراف استاندارد و نتایج مقایسه نیروهای عمودی عکس العمل زمین در دو گروه زانوی پرنانتری و نرمال

اندام	متغیر (نیروی)	تکلیف (راه رفتن)	گروه	میانگین و انحراف استاندارد	T گروه	Sig گروه	F تکلیف	Sig تکلیف	F تعاملی	Sig تعاملی
غالب	اوج اول	به جلو	نرمال	۱۱۰/۰۸±۱۱/۰۴	۱/۲۳	۰/۲۳	۱۱/۷۷	۰/۰۰	۲/۷۸	۰/۱۱
			زانوی پرنانتری	۱۰۳/۹۳±۱۱/۳۱	۳/۰۹	۰/۰۰	۱۲۶/۷۴±۷/۷۰	۰/۰۰		
	عمق	به عقب	نرمال	۱۰۹/۶۹±۱۵/۶۳	۲/۸۲	۰/۰۱	۱/۴۴	۰/۲۴	۷/۲۶	۰/۰۱
			زانوی پرنانتری	۸۴/۰۳±۱۰/۵۸	۰/۸۵	۰/۴۰	۷۴/۸۸±۶/۶۲	۰/۴۰		
		به جلو	نرمال	۷۸/۸۰±۱۲/۳۷	۱/۰۷	۰/۰۵	۰/۶۸	۰/۴۲	۰/۹۴	۰/۳۵
			زانوی پرنانتری	۷۴/۸۹±۷/۷۹	-۰/۹۲	۰/۰۴	۱۰۸/۶۹±۵/۶۴	۰/۰۵		
غیرغالب	اوج اول	به جلو	نرمال	۱۰۸/۸۷±۵/۷۹	۱/۳۷	۰/۱۸	۳۴/۲	۰/۰۰	۰/۷۹	۰/۳۸
			زانوی پرنانتری	۱۰۵/۷۰±۱۱/۱۲	۱/۴۷	۰/۱۶	۱۱۳±۱۲/۶۳	۰/۱۶		
	عمق	به عقب	نرمال	۱۲۳/۷۶±۱۹/۷۲	۲/۶۵	۰/۰۱	۰/۹۶	۰/۳۳	۰/۷۲	۰/۴۰
			زانوی پرنانتری	۸۴/۳۵±۱۰/۲۴	۱/۶۵	۰/۱۱	۷۴/۰۸±۶/۷۳	۰/۰۱		
		به جلو	نرمال	۸۱/۵۹±۱۰/۸۵	۱/۳۱	۰/۲۰	۱۷/۱۷	۰/۰۰	۱/۸۸	۰/۱۸
			زانوی پرنانتری	۷۳/۸۸±۱۰/۰۵	۳/۳۶	۰/۰۰	۱۰۸/۸۷±۵/۷۹	۰/۲۰		
اوج دوم	به عقب	نرمال	۱۰۴/۴۱±۹/۰۳							
		زانوی پرنانتری	۱۰۲/۵۶±۵/۵۷							
			زانوی پرنانتری	۹۱/۸۷±۸/۱۸						

مقاله در دست چاپ

همانطور که جدول ۳ نشان می‌دهد، به استثنای متغیر نیروی اوج اول حین راه رفتن به سمت جلو در گروه نرمال که در اندام غالب به طور معناداری از اندام غیرغالب کمتر بود ($p=0/036$)، در سایر موارد اختلاف معناداری بین اندام غالب و غیر غالب افراد مشاهده نشد.

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)
0/03	-2/47	110/08±11/04 113±12/63	غالب غیرغالب	نرمال	اوج اول	
0/29	-1/23	103/93±11/31 105/70±11/12	غالب غیرغالب	زانوی پرانتری		
0/79	-0/27	84/03±10/58 84/35±10/24	غالب غیرغالب	نرمال	عمق	به جلو
0/29	-1/15	72/88±6/62 74/08±6/73	غالب غیرغالب	زانوی پرانتری		
0/88	-0/15	108/69±5/64 108/87±5/79	غالب غیرغالب	نرمال	اوج دوم	
0/74	0/33	104/80±10/05 104/41±9/03	غالب غیرغالب	زانوی پرانتری		
0/09	-1/86	126/74±7/70 137/53±22/21	غالب غیرغالب	نرمال	اوج اول	
0/08	-1/97	109/69±15/63 123/76±19/72	غالب غیرغالب	زانوی پرانتری		
0/10	0/11	78/80±12/37 81/59±10/85	غالب غیرغالب	نرمال	عمق	به عقب
0/69	-2/47	74/89±7/79 73/88±10/05	غالب غیرغالب	زانوی پرانتری		
0/91	-1/23	102/80±7/22 102/56±5/57	غالب غیرغالب	نرمال	اوج دوم	
0/31	-0/27	139/87±18 91/87±8/18	غالب غیرغالب	زانوی پرانتری		

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 غیرغالب افراد کاراته‌کای حرفه‌ای با زانوی پرانتری و نرمال بود. نتایج نشان داد مقادیر مربوط به نیروی اوج

مقاله در دست چاپ

اول در حین راه رفتن به سمت جلو نسبت به راه رفتن به سمت عقب در اندام غالب و غیرغالب هر دو گروه کمتر بوده است. با این حال نیروی عمق و نیروی اوج دوم در اندام غیرغالب طی راه رفتن به جلو نسبت به راه رفتن به سمت عقب بیشتر بود. هرچند تنها اختلاف مربوط به 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 جهت یابی 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 نتایجی مشابه نتایج تحقیق حاضر دست یافتند (۶، ۱۴). 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 آنجا که 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 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 پرانتری بیشتر بود، اما گروه زانوی پرانتری 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. هرچند 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 غیرغالب آزمودنی‌ها حاکی از این است که به استثنای متغیر نیروی اوج اول حین راه رفتن به سمت عقب که گروه زانوی پرانتری نسبت به گروه نرمال مقادیر بیشتری را به ثبت رساند، در سایر موارد مقادیر نیرو طی هر دو تکلیف راه رفتن به سمت جلو و راه رفتن به سمت عقب در گروه نرمال نسبت به گروه زانوی پرانتری بیشتر بود. با این حال تنها متغیر نیروی عمق حین راه رفتن به سمت جلو بین دو گروه زانوی پرانتری و نرمال از لحاظ آماری معنادار بود. Mahaki و همکاران در مطالعه‌ای به بررسی و مقایسه نیروی عکس-

مقاله در دست چاپ

العمل زمین حین تکلیف فرود تک پا بین دو گروه زانوی پرنانتری و نرمال پرداختند. نتایج آنان حاکی از بیشتر بودن اوج نیروی عکس‌العمل در افراد زانوی پرنانتری 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 بکارگیری 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 عهده دار این وظیفه می‌باشند. بیشتر بودن فعالیت عضله نازکنئی طولی 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 به عنوان دورسی فلکسور پا در کنترل پا طی زیرفاز تماس پاشنه، و در نتیجه جذب و تعدیل نیروها، کمتر بودن نیروی اوج اول در گروه زانوی پرنانتری نسبت به گروه نرمال قابل توجیه است. افزایش و تکرار نیروهای ضربه‌ای و نرخ بارگذاری در فاز ابتدائی راه رفتن دارای اثرات آسیب‌رسان روی سیستم عضلانی-اسکلتی هستند. باوجود اینکه بدن دارای چندین ساختار جذب شوک مانند غضروف مفصلی، منیسک، دیسک‌های بین‌مهره‌ای 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 بواسطه وجود بد راستایی در ساختارهای بدن به صورت 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 انعطاف پذیری بین گروه‌های عضلانی مخالف شود. ترکیب و تلفیق عدم تعادل قدرت با عدم تعادل در انعطاف پذیری 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

مقاله در دست چاپ

زانوی پرنانتری که حاکی از بیشتر بودن مقدار ثبت شده در اندام غالب نسبت به اندام غیرغالب بوده است، در دیگر موارد اندام غیرغالب 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 به ویژه در بخش کومیته (مبارزه) پای غیربرتر (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 غیربرتر را بیشتر تحت تاثیر قرار می‌دهند (۲۰). از این رو شاید بتوان علت تفاوت در شاخص‌های مربوط به نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بین اندام غالب و غیرغالب 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 تاثیر راستای زانو بر بیومکانیک اندام تحتانی در ورزشکاران رشته کاراته، متغیرهای کینماتیکی نیز در تحقیقات بعدی مورد مطالعه قرار گیرند.

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 پرنانتری می‌تواند بر الگوی تولیدی نیروی عکس‌العمل زمین به عنوان یکی از عوامل پیشگوی آسیب‌های اسکلتی-عضلانی در ورزشکاران رشته کاراته تاثیرگذار باشد. از سویی با توجه معنادار بودن اثر تعاملی راستای زانو و جهت حرکت، به نظر می‌رسد تاثیر راستای زانو بر کینتیک 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 پایان نامه کارشناسی ارشد سیاوش شیروانی پور رشته تربیت بدنی-گرایش بیومکانیک ورزشی اقتباس شده است، لذا از تمامی کسانی که به عنوان آزمودنی در این تحقیق همکاری کردند صمیمانه تشکر می‌شود.

References

1. Maiwald C, Arndt A, Nester C, Jones R, Lundberg A, Wolf P. The effect of intracortical bone pin application on kinetics and tibioacalcanal kinematics of walking gait. *Gait & Posture*. 2017;52:129-34.
2. 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.
3. 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.
4. 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.
5. 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.
6. 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.
7. Johnson F, Leidl 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.
8. 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.
9. 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.
10. 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.
11. Magee DJ. *Orthopedic physical assessment*: Elsevier Health Sciences; 2014.
12. Grasso R, Bianchi L, Lacquaniti F. Motor patterns for human gait: backward versus forward locomotion. *Journal of Neurophysiology*. 1998;80(4):1868-85.
13. Arata AW. Kinematic comparison of high speed backward and forward running. *Air force academy*. 2000:1-4.
14. 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.
15. 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.
16. Kishali NF, İmamoglu O, Burmaoglu G, Atan T, Yildirim K. Q-angle values of elite soccer and taekwondo athletes. *The Pain Clinic*. 2013.
17. 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.
18. Howell SM, Papadopoulos S, Kuznik K, Ghaly LR, Hull ML. Does varus alignment adversely affect implant survival and function six years after kinematically aligned total knee arthroplasty? *International orthopaedics*. 2015;39(11):2117-24.

مقاله در دست چاپ

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

بیوگرافی نویسندگان

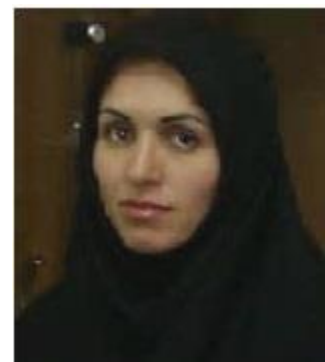


پروفسور حیدر صادقی، در سال ۱۳۷۸ دکتری خود در رشته بیومکانیک را از دانشکده علوم حرکتی دانشگاه مونترال دریافت کرد و در سال ۱۳۸۰ در دانشکده پزشکی همان دانشگاه دوره فوق دکتری را تکمیل نمودند ایشان در حال حاضر استاد تمام گروه بیومکانیک ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران می باشند.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

مقاله در دست چاپ



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 کرده اند. در حال حاضر ایشان دارای یک جلد کتاب ترجمه و ۶ مقاله علمی-پژوهشی و همایشی چاپ شده در حوزه کینتیک مهارت های ورزشی و جامعه کلینیکی، آنالیز راه رفتن و کنترل پاسچر هستند.



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 می باشند. در حال حاضر استادیار دانشگاه خوارزمی می باشند و در حال گذراندن فرصت مطالعاتی در کشور کانادا هستند. ایشان دارای ۳۰ مقاله در مجلات معتبر داخلی و مجلات انگلیسی زبان هستند.