



## مقایسه تغییرات مرکز فشار حین راه رفتن به جلو و عقب در مردان کاراته‌کای نخبه با زنانی پراتنزی و نرمال

سیاوش شیروانی پور<sup>۱\*</sup>، حیدر صادقی<sup>۲</sup>، رغد معمار<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران

<sup>۲</sup> استاد تمام گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران

<sup>۳</sup> استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران

\* دریافت مقاله ۱۳۹۴/۳/۱۰ پذیرش مقاله ۱۳۹۴/۱۰/۲۶ \*

### چکیده

#### مقدمه و اهداف

با توجه به اینکه اختلال در وضعیت بدن، ثبات دینامیک را در حین انجام حرکات و مهارتهای ورزشی تحت تاثیر قرار میدهد، هدف از انجام این تحقیق مقایسه تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم حین راه رفتن به جلو و عقب در مردان کاراته‌کای نخبه با زنانی پراتنزی و نرمال بود.

#### مواد و روش‌ها

در این مطالعه نیمه‌تجربی ۲۰ مرد کاراته‌کای نخبه در دو گروه زنانی پراتنزی و نرمال به عنوان آزمودنی شرکت کردند. با استفاده از اطلاعات حاصل از صفحه نیرو، تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم بدن حین راه رفتن به جلو و عقب محاسبه شد.

#### یافته‌ها

نتایج نشان داد، تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم بدن بین راه رفتن به جلو و عقب در جهت داخلی-خارجی در اندام غیرغالب معنادار بوده ( $P=0/05$ ). درحالی که در جهت قدامی-خلفی در هیچکدام از اندامهای غالب و غیرغالب معنادار نبود. ضمن اینکه بین دو گروه زنانی پراتنزی و نرمال در تغییرات مرکز فشار نسبت به جرم بدن در جهت قدامی-خلفی حین راه رفتن به جلو در هر دو اندام تفاوت معنادار ( $P=0/01$ ). اما در جهت داخلی-خارجی اختلاف معناداری مشاهده نشد. بین اندامهای غالب و غیرغالب در تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم در هیچکدام از جهات تفاوت معناداری مشاهده نشد.

#### نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج تحقیق حاضر، الگوی تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم در راه رفتن به سمت جلو نسبت به راه رفتن به سمت عقب تفاوت دارد، در شرایطی که پایداری راه رفتن در هر دو جهت در افراد زنانی پراتنزی کمتر از افراد کاراته‌کای نرمال است.

#### واژگان کلیدی

راه رفتن، زنانی پراتنزی، کاراته، مرکز فشار

**نویسنده مسئول:** سیاوش شیروانی پور. تهران، میرداماد، رازان جنوبی، مجموعه آموزشی- ورزشی شهید کشوری، دانشکده تربیت بدنی و

علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران

آدرس الکترونیکی: siavash876@yahoo.com

## مقدمه و اهداف

اندام تحتانی بواسطه نقش عمده‌ای که در تحمل وزن، جذب و تعدیل فشارها و ضربات وارد شده در هنگام فعالیت‌های دینامیکی چون راه رفتن، دویدن، پریدن و حفظ وضعیت بدن در حالت ایستاده و در حال حرکت بر عهده دارد، در بین تحقیقات علوم حرکتی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار شده است<sup>[۱]</sup>. ضمن اینکه از دیدگاه آسیب‌شناسی، هر گونه تغییر در راستای مفاصل زانو و مچ پا ممکن است سبب شکل‌گیری ناهنجاری‌های ثانویه در قسمت‌های دیگر اندام تحتانی شود. این ناهنجاری‌ها ممکن است عوارض متعددی از قبیل بروز خستگی، درد، بی‌ثباتی، صدمه به مفاصل مچ پا، زانو، ران، ستون فقرات و کاهش توانایی در کنترل وضعیت را به دنبال داشته باشد<sup>[۲]</sup>. 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 پرنانزی در میان ورزشکاران رشته کاراته در مطالعات پیشین گزارش شده است<sup>[۳]</sup>. تغییر شکل زانوی پرنانزی که در آن کوندیل‌های داخلی استخوان ران از یکدیگر دور می‌شوند، می‌تواند باعث تغییر راستای طبیعی زانو شده و به دنبال آن خط ثقل از موقعیت طبیعی خود به بخش داخلی زانو منتقل شده و در نتیجه باعث برهم خوردن نیروهای وارده بر زانو شود. بنابراین افراد مبتلا به زانوی پرنانزی به دلیل بیشتر بودن گشتاور نزدیک کننده اعمال شده بر زانو، مستعد ابتلا به استئوآرتریت کمپارتمان جانب داخلی مفصل زانو در بزرگسالی هستند<sup>[۴]</sup>. در این افراد واروس زانو موجب ایجاد حرکات جبرانی در دیگر مفاصل می‌شود. تا جایی که هرچه شدت واروس زانو بیشتر باشد، پاشنه پا در لحظه تماس پاشنه با زمین حین گام برداری در وضعیت واروس بیشتری قرار می‌گیرد. بنابراین عقب پا و احتمالاً وسط پا متحمل پرونیشن بیشتری می‌شود تا به پا در پیشروی حرکت کمک کند<sup>[۵]</sup>. جلو پا نیز به وضعیت والگوس می‌رود<sup>[۶]</sup>. این حرکات موجب حرکت غیرمستقیم زانو به سمت داخل می‌شود و به کاهش گشتاور نزدیک کنندگی در زانو کمک می‌کند<sup>[۶]</sup>. این تغییرات ممکن است منجر به بی‌ثباتی در وضعیت بدنی شده و استراتژی کنترل پاسچر را در افراد دارای واروس حین راه رفتن دستخوش تغییر سازد.

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<sup>[۸]</sup>، در گام برداری به سمت عقب تماس با زمین نسبت به حرکت به سمت جلو به حداقل می‌رسد، که علت این امر کاهش طول هر گام، الگوی برخورد پا با زمین و الگوی سینماتیکی اندام تحتانی می‌باشد<sup>[۹]</sup>. به نظر می‌رسد پیچیدگی‌های تفاوت بین گام برداری به سمت جلو و عقب در درک بعضی حرکات، مهارت‌ها و تمرینات از اهمیت بالایی برخوردار است.

بسیاری از محققان تلاش‌های گوناگونی را برای بررسی و ارزیابی ثبات راه رفتن، بویژه در شرایطی که ثبات دینامیک راه رفتن به خطر می‌افتد به کار بستند. گزارش شده است که مرکز فشار که نشان دهنده سازوکار بیومکانیکی حمایت پا در مرحله استقرار راه رفتن است و مرکز جرم یا سرعت مرکز جرم که نشان دهنده حرکت بدن می‌باشد، ارتباط نزدیکی با پایداری بدن در راه رفتن دارند<sup>[۱۰-۱۱]</sup>. بویژه زاویه تمایل بین محور عمودی و بردار اتصال موقعیت مرکز فشار به موقعیت یا سرعت مرکز جرم بدن برای ارزیابی پایداری راه رفتن بسیار دقیق و مفید گزارش شده است. این مطالعات، همچنین گزارش کردند که برای ارزیابی ثبات راه رفتن زاویه تمایل داخلی- خارجی در صفحه فرونتال حساس‌تر از این زاویه در صفحه ساجیتال بود. بنابراین به طور معمول در تحقیقات، از جایجایی مرکز فشار به عنوان شاخص غیرمستقیمی از نوسان پاسچر و در نتیجه توانایی فرد برای حفظ تعادل و کنترل پاسچر استفاده شده است<sup>[۱۲]</sup>. کنترل پاسچر پویا در فعالیت‌های روزمره و عملکردهای مطلوب ورزشی لازم و تعیین کننده است<sup>[۱۳]</sup>. ارزیابی کنترل پاسچر در وضعیت‌های دینامیک، ابزار مهمی برای تعیین سطوح عملکردی عصبی-عضلانی ورزشکاران و همچنین جلوگیری از آسیب دیدگی و توانبخشی است<sup>[۱۴]</sup>.

اجرای الگوهای حرکتی و مهارتی هنگام تمرین و سابقه طولانی می‌تواند موجب سازگاری‌های منفی ساختار دستگاه اسکلتی از جمله زانو شود<sup>[۱۵]</sup>. مطالعات اندکی به بررسی ثبات دینامیک و استاتیک در ورزش‌های رزمی و به طور ویژه کاراته پرداختند. Stefano و همکاران (۲۰۱۳) تاثیر افزایش ساعات تمرین کاراته بر میزان نوسانات پاسچر در ورزشکاران کاراته را مورد بررسی قرار دادند، و مدعی شدند که تمرینات کاراته به طور معناداری تعادل ایستای بدن را بهبود می‌بخشد<sup>[۱۶]</sup>. با توجه به شیوع ناهنجاری زانوی پرنانزی در میان ورزشکاران رشته کاراته<sup>[۳]</sup>، و از آنجا که در بررسی مطالعات داخلی و خارجی، مطالعه‌ای یافت نشد که به ارزیابی و مقایسه پارامترهای بیومکانیکی بین افراد مبتلا به زانوی پرنانزی و طبیعی در این رشته ورزشی پرداخته باشد، از این رو 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 دنبال آن استفاده بیشتر و نیرومندتر از یک طرف بدن می‌باشد. به عبارت دیگر ماهیت رشته کاراته ایجاب می‌کند که حین تمرین و مسابقه، ورزشکاران از هر سمت بدن استفاده متفاوتی با سمت دیگر بکنند. و این موضوع به احتمالی بر سازگاری‌های حاصله در هر سمت بدن تأثیر خواهد گذاشت. از این رو در این مطالعه تلاش شد تا به این پرسش پاسخ داده شود: آیا بین تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم حین راه رفتن به جلو و عقب در اندام غالب و غیرغالب مردان کاراته‌کای نخبه با زانوی پرانتری و نرمال تفاوت وجود دارد؟

## مواد و روش‌ها

در این تحقیق نیمه تجربی، ۲۰ نفر کاراته‌کای مرد نخبه که در سال ۱۳۹۳ در مسابقات سوپرلیگ کاراته حضور داشتند به عنوان آزمودنی شرکت کردند. افراد دارای کمربند مشکی به عنوان کاراته‌کای نخبه در نظر گرفته شدند [۱۲]. آزمودنی‌ها به صورت غیرتصادفی هدفمند از بین باشگاه‌های کاراته استان‌های تهران و کرج انتخاب و براساس معیارهای ورود به تحقیق که برای گروه زانوی پرانتری شامل: نداشتن اختلاف طول حقیقی بیش از ۱ سانتی‌متر در پاها، داشتن وضعیت طبیعی در دیگر بخش‌های بدن، فاصله بیش از ۳ سانتی متر بین کوندیل‌های داخلی زانوها در حالت چسبیدن قوزک‌های داخلی پاها به هم [۱۷]، نداشتن سابقه جراحی و آسیب دیدگی جدی در مفاصل اندام تحتانی و برای گروه نرمال: داشتن وضعیتی طبیعی در همه بخش‌های بدن بود، به دو گروه همسان و مساوی با تفاوت در ویژگی زانوی پرانتری تقسیم شدند. 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 جمع‌آوری شد.

از آزمون شاخص افتادگی ناوی ۲۲ برای اطمینان از نبودن ناهنجاری در پا استفاده شد. از کولیس صنعتی تغییرشکل یافته، با دقت ۱/۱۰ میلی‌متر ساخت شرکت LLD کشور ژاپن برای ارزیابی زانوی پرانتری و نرمال استفاده شد. 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 [۱۸].

پیش 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 زیر گروه مساوی (هر زیرگروه ۵ نفر) تقسیم شدند و یک زیر گروه آزمون را با راه رفتن به جلو و زیر گروه 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 [۱۹]، از آزمودنی‌ها خواسته شد تا با سرعت انتخابی خود مسیر را طی کنند (سه مرتبه برای آشنایی با مسیر). البته برای کنترل اثر احتمالی سرعت راه رفتن 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. پیش از هر بار راه رفتن، هر آزمودنی با ایستادن روی صفحه نیرو وزن وی توسط دستگاه به طور دقیق ثبت می‌شد. آزمودنی‌ها در آزمون 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 کامل روی صفحه نیرو نمی‌گذاشت، آزمون دوباره تکرار می‌شد. برای جمع‌آوری اطلاعات مربوط به تغییرات مرکز فشار از دو دستگاه صفحه نیرو (Force Plate) سه محوره (مدل BERTEC، ۷\*۶\*۴۰ سانتی‌متر، ساخت کشور آمریکا) که در Walk Way جاسازی شده بود، با نرخ نمونه‌برداری ۲۵۰ هرتز استفاده شد. مقادیر بدست آمده توسط دستگاه با کمک نرم افزار اکسل ۲۰۱۳ پردازش شد. جابجایی مرکز فشار نسبت به مرکز جرم بدن در جهت قدامی - خلفی و داخلی - خارجی با استفاده از فرمول پاندول معکوس وینتر به صورت زیر محاسبه شد [۲۰]:

$$cop - com = -kx$$

$$k = \frac{\rho \times Mh^2}{wh}$$

در فرمول بالا ضریب ثابت  $\rho$  (۰/۰۵۷۲) برای جهت قدامی- خلفی، و  $\rho$  (۰/۰۵۳۳) برای جهت داخلی- خارجی)،  $K$  گشتاور مفصل مچ پا،  $M$  جرم بدن،  $h$  قد فرد،  $W$  وزن بدن و  $X$  شتاب مرکز جرم بدن می‌باشد.

از آمار توصیفی میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف داده‌ها، آزمون شاپیرو ویلک 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 مربوط به تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم بدن در جهات مختلف و آزمون  $t$  دو گروه همبسته برای مقایسه اندام غالب و غیرغالب آزمودنی‌ها استفاده شد ( $p \leq 0/05$ ).

### یافته‌ها

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. با توجه به اطلاعات ارائه شده، همانگونه که مشاهده می‌شود، دو گروه زنانی پراتنزی و نرمال از نظر مشخصات فیزیکی همسان بوده، و در ویژگی پراتنزی بودن زانو دارای اختلاف کاملاً محسوس بودند (جدول ۱).

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های دموگرافی آزمودنی‌ها

گروه	تعداد (نفر)	سن (سال)	قد (سانتی متر)	وزن (کیلوگرم)	طول اندام تحتانی (سانتی متر)	میزان واروس زانو (درجه)
زانوی پراتنزی	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
<b>p</b>		۰/۷۰	۰/۶۲	۰/۲۵	۰/۹۲	۰/۰۰

تفاوت مربوط به تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم بدن در جهت قدامی- خلفی، بین راه رفتن به جلو و عقب در هیچ یک از اندام‌های غالب و غیرغالب افراد معنادار نبود (جدول ۲). با این حال بین دو گروه زنانی پراتنزی و طبیعی در متغیر تغییرات مرکز فشار نسبت به جرم بدن در جهت قدامی-خلفی حین راه رفتن به جلو در هر دو اندام غالب و غیرغالب اختلاف معناداری مشاهده شد ( $p=0/01$ ). اما حین راه رفتن به عقب اختلاف معناداری مشاهده نگردید. همانگونه که مشاهده می‌شود، بین راه رفتن به جلو و عقب در متغیر تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم در جهت داخلی- خارجی در اندام غالب افراد تفاوت معناداری ثبت نشد، هرچند این اختلاف در اندام غیرغالب معنادار بود ( $p=0/005$ ). همچنین اثر همزمان و متقابل تکلیف و راستای زانو نیز بر متغیر وابسته معنادار نبود. نتایج آزمون آماری تی همبسته حاکی از نبودن اختلاف معنادار بین پای غالب و غیرغالب در تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم حین راه رفتن به سمت جلو و عقب بود.

جدول ۲. مقایسه تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم بدن در جهت قدامی- خلفی و داخلی- خارجی حین راه رفتن به جلو و عقب

تکلیف (راه رفتن)	گروه	میانگین و انحراف استاندارد	T گروه	Sig گروه	F تکلیف	Sig تکلیف	F تعاملی	Sig تعاملی
غالب	به جلو	نرمال	-۲/۷۰	۰/۰۱۵	۴/۳۸	۰/۰۵۱	۱/۶۲	۰/۲۲۰
		زانوی پراتنزی	۰/۷۱±۰/۱۸	۰/۹۳±۰/۱۸				
	به عقب	نرمال	-۱/۷۲	۰/۱۰۳				
		زانوی پراتنزی	۰/۶۸±۰/۱۳	۰/۸۱±۰/۲۰				
غیرغالب	به جلو	نرمال	-۲/۵۸	۰/۰۱۹	۲/۳۸	۰/۱۴۰	۰/۲۵	۰/۶۲۲
		زانوی پراتنزی	۰/۷۵±۰/۱۶	۰/۹۵±۰/۱۸				
	به عقب	نرمال	-۱/۴۸	۰/۱۵۶				
		زانوی پراتنزی	۰/۷۳±۰/۱۶	۰/۸۷±۰/۳۰				

۰/۱۳۴	۲/۴۶	۰/۵۲۴	۰/۴۲	۰/۸۷	۰/۱۷	۰/۳۹±۰/۰۷۴	نرمال	به جلو	غالب	داخلی - خارجی
						۰/۳۸±۰/۱۰	زانوی پرانتری			
				۰/۱۸	-۱/۳۴	۰/۳۶±۰/۱۵	نرمال	به عقب		
						۰/۴۵±۰/۱۴	زانوی پرانتری			
۰/۲۴۲	۱/۴۷	۰/۰۰۵	۱۷/۳۵	۰/۸۸	۰/۱۶	۰/۳۴±۰/۱۶	نرمال	به جلو	غیر غالب	
						۰/۳۳±۰/۱۲	زانوی پرانتری			
				۰/۴۷	-۰/۷۳	۰/۴۳±۰/۱۶	نرمال	به عقب		
						۰/۴۹±۰/۲۰	زانوی پرانتری			

در هیچکدام از متغیرهای تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم بدن در جهت قدامی- خلفی و داخلی- خارجی بین اندام غالب و غیر غالب افراد تفاوت معناداری مشاهده نشد (جدول ۳).

جدول ۳: نتایج آزمون تی همبسته برای مقایسه تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم در اندام غالب و غیر غالب افراد

جهت	تکلیف (راه رفتن)	گروه	اندام	میانگین و انحراف استاندارد	t	Sig
داخلی - خارجی	به جلو	نرمال	غالب	۰/۳۹±۰/۰۷۴	۱/۴۵	۰/۱۸۱
			غیر غالب	۰/۳۴±۰/۱۶		
	به عقب	نرمال	غالب	۰/۳۶±۰/۱۵	۱/۲۵	۰/۲۴۴
			غیر غالب	۰/۳۳±۰/۱۲		
قدامی - خلفی	به جلو	نرمال	غالب	۰/۳۶±۰/۱۵	-۲/۰۷	۰/۰۶۸
			غیر غالب	۰/۴۳±۰/۱۶		
	به عقب	نرمال	غالب	۰/۴۵±۰/۱۴	-۰/۷۲۱	۰/۴۸۹
			غیر غالب	۰/۴۹±۰/۲۰		
داخلی - خارجی	به جلو	نرمال	غالب	۰/۷۱±۰/۱۸	-۱/۵۶	۰/۱۵۳
			غیر غالب	۰/۷۵±۰/۱۶		
	به عقب	نرمال	غالب	۰/۹۳±۰/۱۸	-۰/۹۲	۰/۳۸۴
			غیر غالب	۰/۹۵±۰/۱۸		
قدامی - خلفی	به جلو	نرمال	غالب	۰/۶۸±۰/۱۳	-۰/۹۸	۰/۳۵۵
			غیر غالب	۰/۷۱±۰/۱۶		
	به عقب	نرمال	غالب	۰/۸۱±۰/۲۰	-۱/۰۶	۰/۳۱۸
			غیر غالب	۰/۸۷±۰/۳۰		

### بحث و نتیجه گیری

هدف تحقیق حاضر مقایسه تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم بدن حین راه رفتن به جلو و عقب در مردان کاراته‌کای نخبه با زانوی پرانتری و طبیعی بود. نتایج نشان داد، میانگین تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم بدن در جهت قدامی- خلفی در هر دو اندام غالب و غیر غالب افراد در راه رفتن به جلو نسبت به راه رفتن به عقب بیشتر است. هرچند این اختلافات به لحاظ آماری معنادار نبود. در راه رفتن به سمت جلو نقش عضلات نسبت به راه رفتن به سمت عقب متفاوت است؛ در راه رفتن به سمت جلو نیروی تحرک به طور عادی توسط

عضلات پلنتار فلکسور می شود بعلاوه نقش اولیه مفصل زانو تولید نیروست و مفصل میچ پا در آغاز نقش جذب شوک را داراست. - در حالی که در راه رفتن به سمت عقب این نیروی تحرک توسط عضلات اکستنسور زانو و ران تامین می شود، و همچنین نقش اولیه زانو جذب شوک و مفصل میچ پا تولید نیرو می باشد [۳۰،۳۱]. مهمتر اینکه در هنگام راه رفتن به سمت عقب میزان حرکت مفاصل اندام تحتانی (میچ پا، زانو و ران) کمتر است [۳۱]، بنابراین شاید بتوان علت بیشتر بودن میزان تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم بدن در راه رفتن به سمت جلو را به این عوامل نسبت داد. همچنین نتایج تحقیق حکایت از بیشتر بودن این مقادیر در گروه زانوی پرنانتری نسبت به گروه نرمال در هر دو اندام غالب و غیرغالب بود، که این تفاوتها حین راه رفتن به سمت جلو معنادار شد. با این حال اثر تعاملی تکلیف و راستای زانو در هیچ یک از اندامهای غالب و غیرغالب معنادار نشد. نتایج تحقیقات پیشین در زمینه تجزیه و تحلیل کینماتیکی راه رفتن کودکان و جوانان دچار زانوی پرنانتری نشان داده است، با اینکه دفورمیتی زانوی پرنانتری در صفحه فرونتال دیده می شود اما تغییرات متعددی در متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی در صفحه ساجیتال و هوریزنتال نیز ایجاد می کند [۴]. این دفورمیتی در صفحه ساجیتال موجب کاهش معنادار حداکثر گشتاور اکستشنی زانو و حداکثر دامنه اکستشن زانو در بخش پایانی مرحله استقرار راه رفتن می شود [۶]. همچنین واروس زانو سبب والگوس جلوی پا [۷] و در نتیجه کاهش سطح مقطع بخش جلوی پا می شود. بنابراین باتوجه به اینکه فشار از تقسیم نیرو بر سطح مقطعی که نیرو بر آن وارد می شود، بدست می آید، در نتیجه افزایش نیروها و گشتاورها در بخش جلوی پا و کاهش سطح مقطع در این ناحیه، بالا رفتن فشار در پا را موجب می شود. در بررسی مطالعات پیشین، تحقیقی که به بررسی و مقایسه متغیرهای مورد نظر تحقیق در کاراته‌کاهای دچار بدوضعیتی در اندام تحتانی پرداخته باشد یافت نشد که نتایج آن با یافته‌های مطالعه حاضر مقایسه گردد. در همین راستا، پناه آبادی و همکاران (۱۳۹۱) و Nyland و همکاران (۲۰۰۲)، در مطالعات جداگانه‌ای میزان جابجایی مرکز فشار را در گروه زانوی پرنانتری بیشتر از گروه نرمال گزارش کردند، که از این حیث با نتایج تحقیق حاضر همخوان می باشد [۲۲-۲۳]. تغییرات بیومکانیکی ناشی از برهم خوردن راستای آناتومیکی طبیعی احتمالاً بر بازخورد مفصل یا گریندهای حس عمقی در عضلات و ساختارهای مفاصل زانو و ران تأثیر می گذارد و سبب تغییر رفتارهای بازتابی و ثبات در این دو مفصل می شود، که این عوامل می تواند سبب تفاوت در عملکرد عصبی-عضلانی و کنترل ثبات در ورزشکاران دچار ناهنجاری در اندام تحتانی نسبت به افراد طبیعی شود [۲۴]. فتاحی و همکاران (۱۳۹۲) در مطالعه‌ای به بررسی تأثیر ناهنجاری زانوی پرنانتری بر پایداری دینامیکی پرداختند. آنها نتیجه گرفتند که زمان رسیدن به پایداری در جهت قدامی- خلفی در گروه زانوی پرنانتری نسبت به گروه طبیعی بیشتر است، هرچند این تفاوتها از لحاظ آماری معنادار نبود، اما بیانگر تعادل ضعیفتر افراد دچار ناهنجاری زانوی پرنانتری نسبت به افراد طبیعی می باشد [۲۵]. سمعی و همکاران (۱۳۹۱) در مطالعه‌ای اثر دفورمیتی ژنوواروم بر نوسانات پاسچر زنان را مورد بررسی قرار دادند، و مدعی شدند که تفاوت معناداری بین گروه ژنوواروم و گروه طبیعی در شاخص تعادل قدامی- خلفی مشاهده نشد، که با نتایج تحقیق حاضر مطابقت ندارد، شاید بتوان علت این ناهمخوانی را با تفاوت در جنسیت آزمودنی‌ها، و همچنین انجام تکالیف دینامیک در تحقیق حاضر مرتبط دانست [۲۶]. پیش بینی می شد باتوجه به اینکه ورزشکار در رشته کاراته در هر سمت بدن برای اجرای تکنیکها، حرکات و تمرینات خاص وضعیت ویژه‌ای اتخاذ می کند، بدین معنی که ورزشکار هنگام انجام مهارت‌های کاراته از هر یک از اندامهای غالب و غیرغالب استفاده‌های متفاوتی می کند تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم در دو اندام باهم متفاوت باشد که نتایج تحقیق حاضر این فرضیه را حمایت نکرد.

با توجه به نتایج مطالعه حاضر به نظر می رسد که الگوی تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم در راه رفتن به سمت جلو نسبت به راه رفتن به سمت عقب متفاوت است، همچنین میزان پایداری راه رفتن به سمت جلو و عقب در افراد کاراته‌کای عادی بیشتر از افراد زانوی پرنانتری است. وضعیت طبیعی اندام تحتانی برای عملکرد دقیق و صحیح به منظور حفظ خط ثقل در سطح اتکا ضروری است. ضعف در پایداری پاسچر ممکن است افراد دچار ناهنجاری زانوی پرنانتری را طی فعالیت‌های ورزشی بیشتر در معرض آسیب قرار دهد، مهمتر اینکه انجام مهارت‌های حرکتی پیچیده مانند آنچه در ورزش کاراته انجام می شود مستلزم ثبات پاسچر و تعادل بهینه می باشد. هر چند باتوجه به اندک بودن حجم نمونه تحقیق نمی توان با قاطعیت نتیجه گیری کرد، با این حال برای پیشگیری از هرگونه آسیب احتمالی توصیه می شود در برنامه‌های تمرینی آن دسته از کاراته‌کاهایی که دارای واروس غیرطبیعی زانو هستند، تمرینات تعادلی و همچنین تمرینات اصلاحی مناسب برای بازبایی تعادل عضلات آگونیست و آنتاگونیست در ناحیه زانو نیز اضافه شود.

## تشکر و قدردانی

این مقاله براساس پایان نامه کارشناسی ارشد رشته بیومکانیک ورزشی آقای سیاوش شیروانی پور، به راهنمایی آقای دکتر حیدر صادقی می‌باشد. بدینوسیله از تمامی افرادی که به عنوان آزمودنی ما را در انجام این تحقیق یاری نمودند تشکر و قدردانی می‌گردد.

## منابع

1. Heidari Nik H. The study of body abnormalities in student's boy in Komijan city [Online]. 2007 [cited 2007 Dec 10]; Available from: URL: <http://komijanpazhoesh.blogfa.com/post-4.aspx/>.
2. Daneshmandi H, Alizadeh MH, Gharakhanlou R. Corrective Action: Detect and Prescribing Practices. Tehran, Iran: The Institute of Physical Education and Sports Science 2005; 31-95. [In Persian].
3. Dadgar H, Sahebazamani M, Noraei T, Sharifian E. The relationship between Q angle size and non-contact injuries of lower extremity in the men karateka. *Medician sport* 2011; 3: 83-97. [In Persian].
4. Stief F, Bohma H, Schwirtz A, Dussa CU, Doderlein L. Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus mal-alignment. *Gait & Posture* 2011; 33: 490-5.
5. Sharma L, Lou C, Cahue S, Dunlop DD. The mechanism of the effect of obesity in knee osteoarthritis: the mediating role of malalignment. *Arthrit Rheum* 2000; 43: 568-75.
6. Chang A, et al. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemora osteoarthritis progression. *Arthritis & Rheumatism* 2005; 52 (11): 3515-19.
7. Beneke R, Beyer T, Jachner Ch, Erasmus J, Hutler M. Energetic in karate. *Applied physiology* 2004; 92(4-5): 518-23.
8. Magee DA. Orthopedic physical assessment. 4th Edition. Edmonton, Alberta, Canada 2006: 679-81.
9. Grasso R, Binachi L, Lacquaniti F. Motor patterns for human gait: backward versus forward locomotion. *Journal of Neurophysiology* 1998; 80: 1868-85.
10. Yoon SH, Kim TS, Lee JH, et al. Evaluation of the elderly gait stability using the center of mass and center of pressure inclination angles. *Korean Journal of Sport Biomechanics* 2007; 17: 99-106.
11. Lee HJ, Chou LS. Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2006; 87: 569-75.
12. Regolin F, Carvalho G. Relationship between thoracic kyphosis, bone mineral density, and postural control in elderly women. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 2010; 14: 464-9.
13. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shutz SJ. Effect of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of Athletic Training* 2005; 40(1): 41-6.
14. Phillip G, Tucker S, White P. Time of day influences on static and dynamic postural Control. *Journal of Athletic Training* 2007; 42(1): 35-41.
15. Alizadeh MH, Gheytsi M. Fundamental Concept of Corrective Exercise. Tehran. Institute of Physical Education and Sports Science 2012. [In Persian].
16. Stefano V, et al. Postural Adaptations in Preadolescent Karate Athletes Due to a One Week Karate Training Camp. *Journal of Human Kinetics* 2013; 38: 45-52.
17. Plastanga N. Anatomy & human movement structure & function .5 ed. Butterworth-Heinemann 2006.
18. Kaviani-najafabadi R, Afzalpour ME, Ehsanbakhsh A. The comparison of bony condition and muscular strength among the elite men karateka with kata and kumite methods of south Khorasan state. *Sport Physiology* 2013; 5(18): 67-80. [In Persian].
19. Dionisio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *Electromyography Kinesiology* 2008; 18(1): 134-43.
20. Lafonda D, Duarteb M, Prince F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *Journal of Biomechanics* 2004; 37: 1421-6.
21. Dufek JS. Exercise variability: A prescription for overuse injury prevention. *Health and Fitness Journal* 2002; 6(4): 18-23.
22. Panah-abadi M, Aghayari A, Salari Esker F, Anbarian M. The effect of genu varum deformity on balance control following postural perturbation in adolescent girls. *Scientific Journal of Kurdistan University of Medical Sciences* 2013; 18(2): 67-76. [In Persian].



23. Nyland J, Smith S, et al. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2002; 34(7): 1150-7.
24. Nakhaee Z, Rahimi A, Abaee M, Rezasoltani A, Kalantari KK. The relationship between the height of the medial longitudinal arch (MLA) and the ankle and knee injuries in professional runners. *Foot (Edinb)* 2008; 18(2): 84-90. [In Persian].
25. Shahamiri FF, Alizadeh MH, Minonezhad H. The effect of genu varum deformity on dynamic stability in single jump-land. *Studies of Sport Medicine* 2012; 13: 39-52. [In Persian].
26. Samaei A, Bakhtiary A, Elham F, Rezasoltani A. Effects of genu varum deformity on postural stability. *International Journal of Sports Medicine* 2012; 33(6): 469-73. [In Persian].