

## The Comparison of Center of Pressure to Center of Mass during Sideward Cutting among the Male Elites of Karatekas with and without Genu Varum

Shirvani Pour S<sup>1</sup>, Sadeghi H<sup>2</sup>

### Abstract

**Purpose:** Since impairment in body alignment affects dynamic stability during sport movements and skills, the purpose of this study was to compare center of pressure to center of mass changes during sideward cutting in the elite karatekas with and without genu varum.

**Method:** Twenty elite male karate athlete (ten genu varum and 10 healthy control individuals) participated in this semi-experimental study. Center of pressure changes to center of mass was calculated during sideward cutting.

**Results:** The results showed that center of pressure to center of mass changes in medial- lateral direction in dominant ( $p=0.024$ ) and non-dominant ( $p=0.004$ ) limb in genu varum group was significantly higher than normal group. However, there was not a significant difference in anterior- posterior direction between groups ( $p\geq 0.05$ ). The difference between dominant and non-dominant limbs (cutting manoeuvre direction) was not significant in neither anterior-posterior and medial- lateral components ( $p\geq 0.05$ ).

**Conclusion:** According to results of present study, an increase in genuvarum could be considered as an effective factor on center of pressure to center of mass changes during sideward cutting.

**Keywords:** Center of pressure, Sideward cutting, Genu varum, Karate

Received: 2015.8.4; Accepted: 2016.4.18

مقایسه تغییرات مرکز فشار به مرکز جرم حین برش جانبی در مردان کاراته‌کای نخبه با و بدون زانوی پرنانزی

سیاوش شیروانی پور<sup>۱</sup>، حیدر صادقی<sup>۲</sup>

**هدف:** 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 مطالعه مقایسه تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم حین برش جانبی در مردان کاراته‌کای نخبه با زانوی پرنانزی و نرمال بود.

**روش بررسی:** در این مطالعه نیمه‌تجربی، تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم بدن حین برش جانبی ۲۰ مرد کاراته‌کای نخبه (۱۰ نفر زانو پرنانزی و ۱۰ نفر نرمال) محاسبه شد.

**یافته‌ها:** نتایج نشان داد، تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم در جهت داخلی- خارجی در هر دو اندام غالب ( $p=0/024$ ) و غیرغالب ( $p=0/004$ ) در گروه زانوی پرنانزی به طور معناداری از گروه نرمال بیشتر بود. در حالی که در جهت قدامی- خلفی تفاوت معناداری بین دو گروه مشاهده نشد ( $p\geq 0/05$ ). ضمن اینکه تفاوت بین اندام‌های غالب و غیرغالب در هیچکدام از مولفه‌های قدامی- خلفی و داخلی- خارجی معنادار نبود ( $p\geq 0/05$ ).

**نتیجه‌گیری:** با توجه به نتایج مطالعه حاضر می‌توان چنین نتیجه‌گیری کرد که پرنانزی بودن زانو می‌تواند عاملی تاثیرگذار بر تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم حین انجام مانورهای برشی باشد.

**کلمات کلیدی:** مرکز فشار، برش جانبی، زانوی پرنانزی، کاراته

**نویسنده مسئول:** سیاوش شیروانی پور، [siavash876@yahoo.com](mailto:siavash876@yahoo.com)

آدرس: تهران، میرداماد، رازان جنوبی، مجموعه آموزشی- ورزشی شهیدکشوری، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران

- ۱- کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران  
 ۲- استاد تمام گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران

## مقدمه

کاراته به عنوان عمومی‌ترین ورزش رزمی شناخته شده است (۱). مسابقات و تمرینات کاراته به دو صورت کاتا (فرم) و کومیته (مبارزه) انجام می‌گیرد. کاراته، در قسمت مبارزه از جمله ورزشهای برخوردی است و شامل حرکات رو به جلو، رو به عقب، این سو و آن سو رفتن و حرکات بسیار فعال است. این حرکات همراه با تکنیکهای کوتاه حمله یا دفاع هستند که برای اجرا به حداکثر شدت نیاز دارند (۲). اجرای الگوهای حرکتی و مهارتی هنگام تمرین و سابقه طولانی می‌تواند موجب سازگاری‌های منفی ساختار دستگاه اسکلتی از جمله زانو شود (۳). 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. وقتی شخصی وضعیت بدنی مطلوبی دارد، راستای بدنش طوری تنظیم می‌شود که فشارهای وارد بر بخشهای مختلف بدن به حداقل می‌رسد. از طرفی، هنگامی که فرد وضعیت بدنی نامطلوبی دارد، به علت فشارهای زیاد به بعضی بخشهای بدن نسبت به دیگر بخشها، راستای بدن او از حالت تعادل خارج می‌شود (۲). این فشارهای دائمی حتی اگر نسبتاً کم باشد، موجب سازگاری غیرآناتومیکی و محدودیت در طول اجرای مهارت ورزشی می‌شود. همچنین عدم پیشگیری از ناهنجاریهای زانو به بروز اختلالات ثانویه در دیگر بخشهای اندام تحتانی می‌انجامد (۴) در مورد ناهنجاریهایی که ممکن است به آسیب منجر شود، در رشته ورزشی کاراته بحث چندانی نشده است، ولی تحقیقات انجام گرفته نشان می‌دهد که بر هم خوردن راستای طبیعی در مفاصلی مانند زانو و مچ پا و خارج شدن زانو از راستای طبیعی و پیچش به داخل یا خارج، به بروز آسیب‌هایی مانند استئوآرتریت مفصل زانو و درد قدامی زانو منجر می‌شود (۵). افزایش واریوس زانو از مقدار طبیعی از لحاظ بیومکانیکی به اعمال فشار بر مفصل زانو به سمت خارج یا داخل بیشتر از سمت دیگر منجر می‌شود و نیز بردار نیروی وارده از راستای طبیعی خارج می‌شود، در فعالیتهای شدید و تکراری که در آن عضله چهارسر درگیر می‌شود، نیروی طبیعی بر راستای

غیرطبیعی اندام تحتانی وارد می‌آید که این سبب تخریب بافت‌های اندام می‌شود و می‌تواند به بروز آسیب در اندام تحتانی منجر شود (۶).  
 آسیبهای ورزشی اغلب در حین پیشروی به سمت جلو، پرش و یا حرکات برشی اتفاق می‌افتند (۷). با این حال حرکات برشی از ضروریات مشارکت موفقیت آمیز در بیشتر فعالیتهای ورزشی می‌باشند. حرکت برش جانبی وقتی انجام می‌شود که ورزشکار به منظور تغییر جهت سریع به پهلو قدم برمی‌دارد، که تحت عنوان برش اطلاق می‌شود (۸). برش جانبی معمولاً با اکستنشن کامل زانو و چرخش داخلی یا خارجی درشت نی همراه است. پارگی رباطهای مچ پا اغلب در طول این حرکت اتفاق می‌افتد (۹). حرکت برش جانبی عموماً برای ارزیابی کینماتیک و کینتیک مفصل زانو در زمینه خطر آسیب رباط صلیبی قدامی به کار می‌رود (۱۰). نشان داده شده است که صدمات غیر برخوردی رباط صلیبی قدامی اغلب طی این حرکت، خصوصاً در طول مرحله برخورد تک پا رخ می‌دهد (۱۰). افزایش ابداکشن و گشتاور اداکتورهای زانو و همچنین محدود شدن فلکشن و افزایش گشتاور بازکننده‌های زانو خطر پارگی رباط صلیبی قدامی را در حین انجام این مانورها افزایش می‌دهد. در حین برش جانبی بارگذاری (اعمال بار) بیشتر به سمت داخل پا و بخش جلویی پا می‌باشد (۱۱). برای نمونه در حرکت به سمت داخل، اولین تماس کف کفش با زمین یک اهرم بزرگ نسبت به محور مفصل ساب تالار ایجاد می‌کند. این اهرم بزرگ می‌تواند گشتاور سوپینیشنی بزرگی ایجاد کند که باعث حرکت بیش از اندازه پا به سمت داخل، بارگذاری بیش از حد و صدمه به رباطهای خارجی مچ پا را به همراه داشته باشد (۸). طی ۲۵٪ ابتدائی مرحله برخورد تک پا یک جزء کاهش شتاب وجود دارد، که یک مکانیسم آسیب بالقوه در افراد ورزشکار در این مرحله، بالا بودن اوج بارگذاری والگوس زانو همراه با قفل شدن زانو در وضعیت باز شدن کامل می‌باشد (۱۲). میزان کاهش شتاب مورد نیاز در برش جانبی، به زاویه و سرعتی که این مانور انجام می‌شود بستگی دارد (۱۳). برای کاهش سرعت و تغییر مسیر حین برش انجام تعديلات مناسب در کل بدن ضروری می‌باشد که به وسیله سرعت و وضعیت بدن و به طور خاص

موقعیت مرکز جرم نسبت به مرکز فشار، نیروی عکس‌العمل زمین و ضربه نیروی عکس‌العمل زمین مشخص می‌شود (۱۴). با این حال مطالعات گذشته بیشتر بر متغیرهای کینماتیک تمرکز داشته است و تحقیق جامع و منسجمی یافت نشد که به بررسی تغییرات مرکز فشار حین انجام مانور برش در ورزش‌های رزمی و افراد دچار دفورمیتی اندام تحتانی پرداخته باشد. با توجه به شیوع ناهنجاری زانوی پرانتری در میان ورزشکاران رشته کاراته، نکات و ابهاماتی که همچنان پیرامون تاثیر این ناهنجاری بر متغیرهای بیومکانیکی حین انجام مانورهای برشی وجود دارد، هدف مطالعه حاضر مقایسه تغییرات مرکز فشار حین برش جانبی در مردان کاراته‌کای نخبه با زانوی پرانتری و نرمال بود.

### روش بررسی

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 به صورت غیر تصادفی هدفمند انتخاب و بر اساس معیارهای ورود و خروج به دو گروه همسان و مساوی (هر گروه ۱۰ نفر) با تفاوت در ویژگی زانوی پرانتری 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 پرانتری در گروه مورد)، داشتن سابقه جراحی و آسیب دیدگی 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 جمع‌آوری شد. از آزمون شاخص افتادگی ناوی<sup>۱</sup> برای اطمینان از عدم وجود 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.

قبل از شروع آزمون روش کار به طور کامل برای آزمودنی‌ها شرح داده شد، و از افراد خواسته شد که در زمان عبور از صفحه نیرو به دستگاه نگاه نکنند. به منظور خنثی کردن اثر یادگیری، آزمودنی‌های گروه زانوی پرانتری و گروه نرمال هر کدام به دو زیر گروه مساوی (هر زیر گروه ۵ نفر) تقسیم شدند و یک زیر گروه آزمون را با برش جانبی به وسیله اندام غالب و زیر گروه دیگر آزمون را با انجام این مانور با پای غیرغالب آغاز کردند. به گونه‌ای که هنگام انجام برش به سمت چپ اطلاعات پای غالب و هنگام برش به سمت راست اطلاعات پای غیرغالب ثبت می‌شد. همچنین به منظور نزدیک کردن آزمون به شرایط طبیعی و پیشگیری از تغییر احتمالی الگوی برش آزمودنی در اثر تمرکز روی سرعت انجام مانور، از آزمودنی‌ها خواسته شد تا با سرعت انتخابی خود مسیر را طی کنند (سه مرتبه برای آشنایی با مسیر). قبل از هر بار انجام تکلیف مذکور، هر آزمودنی با ایستادن روی صفحه نیرو و زنش توسط دستگاه به طور دقیق ثبت شد. آزمودنی‌ها در آزمون اصلی، مانور برش جانبی را سه بار با هر کدام از اندامهای غالب و غیرغالب انجام دادند. 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 مجدداً تکرار می‌شد. برای جمع‌آوری اطلاعات مربوط به تغییرات مرکز فشار از دستگاه صفحه نیرو (Force Plate) سه محوره (مدل BERTEC، ۷\*۶۰\*۴۰ سانتیمتر، ساخت کشور آمریکا)، با نرخ نمونه‌برداری ۵۰۰ هرتز استفاده 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 (۱۵).

$$cop - com = -kx$$

$$k1 = \frac{\rho \times Mh^2}{wh}$$

گشتاور مفاصل در جهت قدامی- خلفی (گشتاور میج پا

$$k2 = \left( \frac{\rho \times mr^2}{wh} + \frac{.0572 \times Mh^2}{wh} \right)$$

گشتاور مفاصل در جهت داخلی- خارجی (گشتاور میج پا و ران

<sup>1</sup>Navicular dome

در گروه زنانی پرنانتری به طور معناداری از گروه نرمال بیشتر بود، برش جانبی معمولاً با اکستنشن کامل زانو و چرخش داخلی یا خارجی درشتنی همراه است (۹). در این حرکت بارگذاری (اعمال بار) بیشتر به سمت داخل پا و بخش جلویی پا می‌باشد (۱۱). برای نمونه در حرکت به سمت داخل، اولین تماس کف کفش با زمین یک اهرم بزرگ نسبت به محور مفصل ساب‌تالار ایجاد می‌کند. این اهرم بزرگ می‌تواند یک گشتاور سوپینیشن بزرگ ایجاد کند که باعث حرکت بیش از اندازه پا به سمت داخل، بارگذاری بیش از حد و صدمه به لیگامنت‌های خارجی مچ پا را به همراه داشته باشد (۱۱). از طرفی طبق گزارش تحقیقات پیشین پای افراد زانو پرنانتری در حین فعالیت‌هایی از قبیل راه رفتن بیشتر در وضعیت چرخیده به داخل است (۱۶)، بنابراین شاید بتوان علت بیشتر بودن تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم در جهت داخلی- خارجی در افراد زانوی پرنانتری نسبت به افراد نرمال را به این عوامل مرتبط دانست. سمعی و همکاران در تحقیقی به بررسی نوسانات پاسپر در افراد زانوی پرنانتری پرداختند. آنها شاخصهای تعادل کلی، طرفی و قدامی- خلفی را در وضعیت‌های ایستا و پویا با استفاده از دستگاه سنجش تعادل بایودکس اندازه-گیری کردند و چنین نتیجه‌گیری کردند که افراد دارای ژنوواروم زانو از تعادل ضعیفتری در جهت داخلی- خارجی نسبت افراد نرمال برخوردارند (۱۷). پناه آبادی و همکاران در مطالعه‌ای تاثیر ژنوواروم زانو بر جابجایی مرکز فشار دختران نوجوان پس از اعمال شتاب ناگهانی در چهار جهت قدامی، خلفی، داخلی و خارجی را مورد بررسی قرار دادند و مدعی شدند که جابجایی مرکز فشار در گروه زانوی پرنانتری اختلاف معناداری با گروه نرمال دارد (۱۸). نتایج این مطالعات به نوعی با یافته‌های تحقیق حاضر همخوان می‌باشد.

بر اساس نتایج اختلاف معناداری در جهت قدامی- خلفی بین دو گروه مشاهده نشد. از آنجایی که ناهنجاری زانوی پرنانتری بیشتر در صفحه فرونتال می‌باشد، طبیعتاً ساختار-های مرتبط با مفصل زانو و مفاصل مجاور بیشتر در این صفحه دستخوش تغییر می‌شوند و عدم اختلاف معنادار در تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم در جهت قدامی- خلفی می‌تواند بنا به این دلیل باشد. تحقیقی که پایداری دینامیک و به عبارت دقیق‌تر تغییرات مرکز فشار حین انجام حرکات برشی را مد نظر قرار داده باشد یافت نشد تا

در فرمول فوق ضریب ثابت  $p(0.572)$  برای جهت قدامی- خلفی، و  $p(0.533)$  برای جهت داخلی- خارجی،  $K$  گشتاور مفصل،  $M$  جرم بدن،  $h$  قد فرد،  $W$  وزن بدن،  $X$  شتاب مرکز جرم بدن،  $m$  جرم بالا تنه و  $r$  فاصله مرکز جرم بدن تا نوک سر می‌باشد. شتاب مرکز جرم بدن در هر جهت از تقسیم نیروی عکس‌العمل زمین در آن جهت بر وزن بدن فرد محاسبه شد. جرم بالا تنه و فاصله مرکز جرم بدن تا نوک سر با استفاده از ضرایب Dempster استفاده شد. از آمار توصیفی میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف داده‌ها، آزمون Shapiro-wilk برای بررسی 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 استفاده شد. سطح معناداری در آزمون‌های آماری  $0.05$  در نظر گرفته شد.

#### یافته‌ها

میانگین و انحراف استاندارد مشخصات فیزیکی آزمودنی‌ها شامل، سن، قد، وزن، طول اندام تحتانی و میزان واریانس زانو در جدول ۱ نشان داده شده است. با توجه به اطلاعات ارائه شده در 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. همانگونه که جدول ۲ نشان می‌دهد تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم در جهت داخلی- خارجی در هر دو اندام غالب  $(p=0.024)$  و غیرغالب  $(p=0.004)$  در گروه زانوی پرنانتری به طور معناداری از گروه نرمال بیشتر بود، اما تفاوت معناداری بین دو اندام (جهت انجام مانور برش) مشاهده نشد  $(p \geq 0.05)$ . ضمن اینکه هیچکدام از متغیرهای جهت انجام تکلیف و راسنای زانو تاثیر معناداری روی متغیر تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم در جهت قدامی- خلفی نداشته است  $(p \geq 0.05)$ . اثر تعاملی جهت حرکت و پرنانتری بودن زانو نیز معنادار نشد  $(p \geq 0.05)$ .

#### بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام تحقیق حاضر مقایسه تغییرات مرکز فشار حین برش جانبی در مردان کاراته‌کای نخبه با زانوی پرنانتری و نرمال بود. نتایج مطالعه حاضر نشان داد تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم در جهت داخلی- خارجی

جدول ۱: ویژگیهای دموگرافیک آزمودنیها

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

جدول ۲: مقایسه جابجایی مرکز فشار نسبت به مرکز جرم بدن حین برش جانبی

| جهت          | اندام         | گروه | میانگین و انحراف معیار | ت گروه <sup>۱</sup> | پ گروه <sup>۲</sup> | تکلیف <sup>۳</sup> | f تکلیف <sup>۴</sup> | p تکلیف <sup>۵</sup> | f تعاملی <sup>۵</sup> | p تعاملی <sup>۶</sup> |
|--------------|---------------|------|------------------------|---------------------|---------------------|--------------------|----------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|
| داخلی- خارجی | غالب          | شاهد | ۰/۱۹±۰/۰۳۹             | -۲/۴۸               | ۰/۰۲۴               | ۲/۱۳               | ۰/۱۶۱                | ۳/۴۹                 | ۰/۰۷۸                 | ۰/۰۷۸                 |
|              | زانوی پرانتری | شاهد | ۰/۵۰±۰/۰۳۹             | -۲/۴۸               | ۰/۰۲۴               | ۲/۱۳               | ۰/۱۶۱                | ۳/۴۹                 | ۰/۰۷۸                 | ۰/۰۷۸                 |
| قدامی- خلفی  | غالب          | شاهد | ۰/۱۸±۰/۰۴۱             | -۳/۳۱               | ۰/۰۰۴               | ۲/۱۳               | ۰/۱۶۱                | ۳/۴۹                 | ۰/۰۷۸                 | ۰/۰۷۸                 |
|              | زانوی پرانتری | شاهد | ۰/۶۱±۰/۰۴۱             | -۳/۳۱               | ۰/۰۰۴               | ۲/۱۳               | ۰/۱۶۱                | ۳/۴۹                 | ۰/۰۷۸                 | ۰/۰۷۸                 |
| غالب         | شاهد          | شاهد | ۰/۲۳±۰/۰۵۳             | -۰/۶۵               | ۰/۵۲۵               | ۱/۱۳               | ۰/۳۰۱                | ۰/۲۳                 | ۰/۶۳۵                 | ۰/۶۳۵                 |
|              | زانوی پرانتری | شاهد | ۰/۲۶±۰/۰۱۶             | -۰/۶۵               | ۰/۵۲۵               | ۱/۱۳               | ۰/۳۰۱                | ۰/۲۳                 | ۰/۶۳۵                 | ۰/۶۳۵                 |
| غالب         | شاهد          | شاهد | ۰/۲۱±۰/۰۸۶             | -۰/۱۴               | ۰/۸۹۱               | ۱/۱۳               | ۰/۳۰۱                | ۰/۲۳                 | ۰/۶۳۵                 | ۰/۶۳۵                 |
|              | زانوی پرانتری | شاهد | ۰/۲۱±۰/۰۱              | -۰/۱۴               | ۰/۸۹۱               | ۱/۱۳               | ۰/۳۰۱                | ۰/۲۳                 | ۰/۶۳۵                 | ۰/۶۳۵                 |

- ۱- آماره t مربوط به آزمون t مستقل برای مقایسه دو گروه، ۲- سطح معناداری مربوط به آزمون t مستقل برای مقایسه دو گروه
- ۳- آماره f مربوط به آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر برای مقایسه جهت حرکت
- ۴- سطح معناداری مربوط به آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر برای مقایسه جهت حرکت
- ۵- آماره f مربوط به آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر برای اثر تعامل جهت حرکت و وضعیت زانو
- ۶- سطح معناداری مربوط به آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر برای اثر تعامل جهت حرکت و وضعیت زانو

و چرخش داخلی مفصل ران و همچنین خم شدن تنه، همراه با گشتاور زیاد والگوس زانو طی مانور برش جانبی خطر آسیب رباط صلیبی قدامی را افزایش می دهد. بی شک بررسی پارامترهای کینماتیکی مانور برش جانبی در کنار متغیرهای کینتیکی می تواند پاسخ روشن تری به ابهامات و سوالات فراوانی دهد که همچنان پیرامون تاثیر ناهنجاریها بر عملکرد ورزشکاران رشته های مختلف ورزشی به ویژه کاراته وجود دارد که می توان به عنوان یکی از محدودیت های اصلی مطالعه حاضر از آن یاد کرد.

به نظر می رسد افزایش واروس زانو می تواند عاملی تاثیر گذار بر تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم حین انجام مانورهای برشی باشد و افراد زانوی پرانتری از ثبات دینامیک کمتری طی انجام این حرکات نسبت به افراد

نتایج آن با یافته های تحقیق حاضر مقایسه شود، و بیشتر تحقیقات انجام گرفته به مقایسه انواع مانور برشی پرداختند (۲۱-۱۹). در حرکات برشی تغییر مسیر بدن به وسیله جدا شدن مرکز جرم از مرکز فشار به سمت جهت جدید، تولید مولفه داخلی نیروی عکس العمل زمین و چرخش برای هم راستا شدن با مسیر حرکت جدید انجام می گیرد (۲۴-۲۲). هر چند صفحه فرونتال و عرضی مفصل ران و مکانیک تنه ممکن است تغییر مسیر را تسهیل نمایند. قرار گرفتن اندام به صورت جانبی و دور شدن مفصل ران که طی انجام مانور برش مشاهده می شوند با جدا شدن مرکز جرم از مرکز فشار سازگاراند (۲۶-۲۵). در این مانور تنه بیش از حد به پای کاشته شده تکیه می کند (۲۶). با توجه به غیرطبیعی بودن ساختار زانو در افراد دچار زانوی پرانتری، افزایش دور شدن

## سپاسگزاری

بدینوسیله از تمامی افرادی که به عنوان آزمودنی ما را در انجام این تحقیق یاری نمودند تشکر و قدردانی می‌گردد.

نرمال برخوردار باشند. همچنین تعامل تغییرات حاصل از واروس زانو با مکانیک مانورهای برشی می‌تواند زمینه آسیب رباط‌های صلیبی و پارگی رباط‌های مچ پا را فراهم نماید.

## منابع

- Dadgar H, Sahebazamani M, Noraei T, Sharifian E. Relationship between Q angle and non-contact injuries of lower extremity in men Karatekas. *JSMED* 2012; 3: 83-97. [Persian]
- Beneke R, Beyer T, Jachner Ch, Erasmus J, Hutler M. Energetic in karate. *Journal Applied Physics* 2004; 92(4-5): 518-23.
- Alizadeh MH, Gheytsi M. Fundamental Concept of Corrective Exercise. Tehran. Institute of Physical Education and Sports Science 2012. [Persian]
- 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.
- Donell S. Patellofemoral dysfunction – extensor mechanism mala-alignment. *Orthopedic and Trauma, Formerly Current Orthopedics* 2006; 20(2): 103-11.
- Probst MM, Fletcher R, Seelig DS. A comparison of lower body flexibility, strength and knee stability between karate and active control. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2007; 21(2): 451-5.
- Lynch SA, Renstrom PA. Treatment of acute lateral ankle ligament rupture in the athlete. *Conservative versus surgical treatment. Sports Medicine* 1999; 27(1): 61-71.
- Pollard CD, Heiderscheit BC, van Emmerik REA, Hamill J. Gender differences in lower extremity coupling variability during an unanticipated cutting maneuver. *Journal of Applied Biomechanics* 2005; 21(2): 143-52.
- Boden B, Dean G, Feagin J, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics* 2000; 23: 573-8.
- Queen R, Haynes B, Hardaker W, Garrett W. Forefoot loading during 3 athletic tasks. *American Journal of Sports Medicine* 2007; 35: 630-6.
- Wright IC, Neptune RR, van den Bogert AJ, Nigg BM. The influence of foot positioning on ankle sprains. *Journal of Biomechanics* 2000; 33(5): 513-19.
- Besier TF, Lloyd DG, Cochrane JL, Ackland TR. External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2001; 33(7): 1168-75.
- Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ. Neuromuscular and lower limb biomechanical differences exist between male and female elite adolescent soccer players during an unanticipated side-cut maneuver. *American Journal of Sports Medicine* 2007; 35(11): 1888-900.
- Chappell JD, Yu B, Kirkendall DT, et al. A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *American Journal of Sports Medicine* 2002; 30: 261-7.
- 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.
- Chang A, et al. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis & Rheumatism* 2005; 52 (11): 3515-19.
- 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. [Persian]
- 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. [Persian]
19. Havens KL, Sigward SM. Joint and segmental mechanics differ between cutting maneuvers in skilled athletes. *Gait & Posture* 2015; 41: 33-8.
20. Llana-Belloch S, Brizuela G, Rezsoriano PP, Ana C. A-Belenguer G, Crespo M. Supination control increases performance in sideward cutting movements in tennis. *Sports Biomechanics* 2013; 2(1): 38-47.
21. Suzuki Y, Michiyoshi AE, Takenaka S, Fuji N. Comparison of support leg kinetics between side-step and cross-step cutting techniques. *Sports Biomechanics* 2014; 13(2): 144-53.
22. Lohmander LS, Ostenberg A, Englund M, et al. High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis Rheum* 2004; 50: 3145-52.
23. Mache MA, Hoffman MA, Hannigan K, et al. Effects of decision making on landing mechanics as a function of task and sex. *Clinical Biomechanics* 2013; 28: 104-9.
24. Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, et al. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics* 2001; 16: 438-45.
25. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, et al. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal Orthopedics Research* 1995; 13: 930-35.
26. Kim JH, Lee KK, Kong SJ, Keun OA, Jeong JH, Lee YS. Effect of Anticipation on Lower Extremity Biomechanics during Side- and Cross-Cutting Maneuvers in Young Soccer Players. *The American Journal of Sports Medicine* 2014; 42(8): 1985-92.