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

Shirvani Pour S[1], Sadeghi H[2]

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 karatecas 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 ($p\geq0.05$). The difference between dominant and non-dominant limbs (cutting manoeuvre direction) was not significant in neither anterior-posterior and medial- lateral components ($p\geq0.05$).

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 پرانتزی

سیاوش شیروانی پور[۱]، حیدر صادقی[۲]

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 پرانتزی 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 پرانتزی 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=۰/۰۲۴) و غیرغالب (p=۰/۰۰۴) در گروه زانوی پرانتزی به طور معناداری از گروه نرمال بیشتر بود. در حالی که در جهت قدامی- خلفی تفاوت معناداری بین دو گروه مشاهده نشد ($p\geq۰/۰۵$). ضمن اینکه تفاوت بین اندامهای غالب و غیرغالب در هیچکدام از مولفه‌های قدامی- خلفی و داخلی- خارجی معنادار نبود ($p\geq۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج مطالعه حاضر می‌توان چنین نتیجه‌گیری کرد که پرانتزی 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 پرانتزی، کاراته

نویسنده مسئول: سیاوش شیروانی پور، siavash876@yahoo.com

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

Archive of SID

www.SID.ir

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 اختلالهای ثانویه در دیگر بخشهای اندام تحتانی می‌انجامد (۴) در مورد ناهنجاریهایی که ممکن است به آسیب منجر شود، در رشتهٔ 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 واروس 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 عضلهٔ 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 باز کننده‌های 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 تعدیلات مناسب در کل بدن ضروری می‌باشد که به وسیله سرعت و وضعیت بدن و به طور خاص

www.SID.ir

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 پرانتزی در میان ورزشکاران رشته کاراته، نکات و ابهاماتی که همچنان پیرامون تاثیر این ناهنجاری برمتغیرهای بیومکانیکی حین انجام مانورهای برشی وجود دارد، هدف مطالعه حاضر مقایسه تغییرات مرکز فشار حین برش جانبی در مردان کاراته‌کای نخبه با زانوی پرانتزی و نرمال بود.

روش بررسی

در این تحقیق نیمه تجربی۲۰ 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 غیرتصادفی هدفمند 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)، 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 جمع‌آوری شد. از آزمون شاخص افتادگی ناوی[1] 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 پرانتزی 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 پرانتزی و گروه نرمال هر کدام به دو زیر گروه مساوی (هر زیرگروه 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 وزنش 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 امریکا)، 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).

$$cop - com = -kx$$

$$k1 = \frac{\rho \times Mh2}{wh}$$

گشتاور مفاصل در جهت قدامی- خلفی (گشتاور مچ پا

$$k2 = (\frac{\rho \times mr2}{wh} + \frac{.0572 \times Mh2}{wh})$$

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

[1] Navicular dome

Archive of SID
www.SID.ir

در فرمول فوق ضریب ثابت ρ (۰/۰۵۷۲ برای جهت قدامی- خلفی، و ۰/۰۵۳۳ برای جهت داخلی- خارجی)، κ 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-wilkبرای 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 ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

میانگین و انحراف استاندارد مشخصات فیزیکی آزمودنی‌ها شامل، سن، قد، وزن، طول اندام تحتانی و میزان واروس زانو در جدول۱ نشان داده شده است. با توجه به اطلاعات ارائه شده در جدول۱ دو گروه زانوی پرانتزی و نرمال از نظر مشخصات فیزیکی همسان بوده، و در ویژگی پرانتزی بودن زانو دارای اختلاف کاملاً محسوس بودند. همانگونه که جدول۲ نشان می‌دهد تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم در جهت داخلی- خارجی در هر دو اندام غالب (p=۰/۰۲۴) و غیرغالب (p=۰/۰۰۴) در گروه زانوی پرانتزی به طور معناداری از گروه نرمال بیشتر بود، اما تفاوت معناداری بین دو اندام (جهت انجام مانور برش) مشاهده نشد (p≥۰/۰۵). 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≥۰/۰۵). اثر تعاملی جهت حرکت و پرانتزی بودن زانو نیز معنادار نشد (p≥۰/۰۵).

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام تحقیق حاضر مقایسه تغییرات مرکز فشار حین برش جانبی در مردان کاراته‌کای نخبه با زانوی پرانتزی و نرمال بود. نتایج مطالعه حاضر نشان داد تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم در جهت داخلی- خارجی در گروه زانوی پرانتزی 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 پرانتزی 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 پرانتزی نسبت به افراد نرمال را به این عوامل مرتبط دانست. سماعی و همکاران در تحقیقی به بررسی نوسانات پاسچر در افراد زانوی پرانتزی 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 پرانتزی 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 پرانتزی 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

Archive of SID
www.SID.ir

جدول۱: ویژگیهای دموگرافیک آزمودنیها

گروه	تعداد (نفر)	سن (سال) (انحراف معیار± میانگین)	قد (سانتیمتر) (انحراف معیار± میانگین)	وزن (کیلوگرم) (انحراف معیار± میانگین)	طول اندام تحتانی (سانتیمتر) (انحراف معیار± میانگین)	میزان واروس زانو (درجه) (انحراف معیار± میانگین)
زانوی پرانتزی	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
P-Value		۰/۷۰	۰/۶۲	۰/۲۵	۰/۹۲	۰/۰۰

جدول۲: مقایسه جابجایی مرکز فشار نسبت به مرکز جرم بدن حین برش جانبی

جهت	اندام	گروه	میانگین و انحراف معیار	t گروه[۱]	p گروه[۲]	f تکلیف[۳]	p تکلیف[۴]	f تعاملی[۵]	p تعاملی[۶]
داخلی- خارجی	غالب	شاهد	۰/۱۹±۰/۰۳۹	-۲/۴۸	۰/۰۲۴	۲/۱۳	۰/۱۶۱	۳/۴۹	۰/۰۷۸
		زانوی پرانتزی	۰/۵۰±۰/۳۹	-۲/۴۸	۰/۰۲۴	۲/۱۳	۰/۱۶۱	۳/۴۹	۰/۰۷۸
	غیرغالب	شاهد	۰/۱۸±۰/۰۴۱	-۳/۳۱	۰/۰۰۴	۲/۱۳	۰/۱۶۱	۳/۴۹	۰/۰۷۸
		زانوی پرانتزی	۰/۶۱±۰/۴۱	-۳/۳۱	۰/۰۰۴	۲/۱۳	۰/۱۶۱	۳/۴۹	۰/۰۷۸
قدامی- خلفی	غالب	شاهد	۰/۲۳±۰/۰۵۳	-۰/۶۵	۰/۵۲۵	۱/۱۳	۰/۳۰۱	۰/۲۳	۰/۶۳۵
		زانوی پرانتزی	۰/۲۶±۰/۱۶	-۰/۶۵	۰/۵۲۵	۱/۱۳	۰/۳۰۱	۰/۲۳	۰/۶۳۵
	غیرغالب	شاهد	۰/۲۱±۰/۰۸۶	-۰/۱۴	۰/۸۹۱	۱/۱۳	۰/۳۰۱	۰/۲۳	۰/۶۳۵
		زانوی پرانتزی	۰/۲۱±۰/۱	-۰/۱۴	۰/۸۹۱	۱/۱۳	۰/۳۰۱	۰/۲۳	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 جهات حرکت
۴- سطح معناداری مربوط به آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر برای مقایسه جهات حرکت
۵- آماره f مربوط به آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر برای بررسی اثر تعامل جهت حرکت و وضعیت زانو
۶- سطح معناداری مربوط به آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر برای بررسی اثر تعامل جهت حرکت و وضعیت زانو

نتایج آن با یافته‌های 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 عکس‌العمل زمین و چرخش برای هم راستا شدن با مسیر حرکت جدید انجام می‌گیرد (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 مشاهد می‌شوند با جدا شدن مرکز جرم از مرکز فشار سازگاراند (۲۶-۲۵). در این مانور تنه بیش از حد به پای کاشته شده تکیه می‌کند (۲۶). با توجه به غیرطبیعی بودن ساختار زانو در افراد دچار زانوی پرانتزی، افزایش دور شدن 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 می‌دهد. بی‌شک بررسی پارامترهای کینماتیکی مانور برش جانبی در کنار متغیرهای کینتیکی می‌تواند پاسخ روشن‌تری به ابهامات و سوالات فراوانی دهد که همچنان پیرامون تاثیر ناهنجاری‌ها بر عملکرد ورزشکاران رشته‌های مختلف ورزشی به ویژه کاراته وجود دارد که می‌توان به عنوان یکی از محدودیت-های اصلی مطالعه حاضر از آن یاد کرد.

به نظر می‌رسد افزایش واروس زانو می‌تواند عاملی تاثیر-گذار بر تغییرات مرکز فشار نسبت به مرکز جرم حین انجام مانورهای برشی باشد و افراد زانوی پرانتزی از ثبات دینامیک کمتری طی انجام این حرکات نسبت به افراد

Archive of SID
www.SID.ir

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.

سپاسگزاری

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

منابع

1. 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]
2. Beneke R, Beyer T, Jachner Ch, Erasmus J, Hutler M. Energetic in karate. Journal Applied Physics 2004; 92(4-5): 518-23.
3. Alizadeh MH, Gheytasi M. Fandamental Concept of Corrective Exercise. Tehran. Institute of Physical Education and Sports Science 2012. [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. Donell S. Patellofemoral dysfunction – extensor mechanism mala-alignment. Orthopedic and Trauma, Formerly Current Orthopedics 2006; 20(2): 103-11.
6. 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.
7. 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.
8. 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.
9. Boden B, Dean G, Feagin J, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics 2000; 23: 573-8.
10. Queen R, Haynes B, Hardaker W, Garrett W. Forefoot loading during 3 athletic tasks. American Journal of Sports Medicine 2007; 35: 630–6.
11. 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.
12. 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.
13. 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.
14. 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.
15. 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.
16. Chang A, et al. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. Arthritis & Rheumatism 2005; 52 (11): 3515-19.
17. 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]
18. Panah-abadi M, Aghayari A, Salari Esker F, Anbarian M. The effect of genu varum deformity on balance control following postural perturbation in

Archive of SID
www.SID.ir

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 perfor mance in sideward cutting movements in tennis. Sports Biomechanics 2013; 2(1): 38-47.

21. Suzuki Y, Michiyoshi AE, Takenaka S, Fuji N. Compar ison of suppor t 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.

Archive of SID

www.SID.ir