نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ۱، شماره ۱، بهار و تابستان ۱۳۹۲
۳۲-۲۱
WWW.RSR.BASU.AC.IR

تجزیه و تحلیل سینماتیکی حرکت مایی‌گری در کاراته

پریسا حجازی‌دینان[۱]، فرزام فرهمند[۲*]، حسین مختارزاده‌سلماسی[۳]، تهمینه رضائیان[۴]

۱. استادیار دانشکده تربیت بدنی دانشگاه الزهرا
۲. استاد گروه بیومکانیک دانشگاه صنعتی شریف
۳. دانشجوی دکتری دانشگاه ملبورن، استرالیا
۴. پژوهشگر مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی

دریافت ۲۵ بهمن ۱۳۹۱؛ پذیرش ۶ شهریور ۱۳۹۲

واژگان کلیدی

تحلیل سینماتیک

استریوفتوگرامتری

کاراته

مایی‌گری

چکیده

زمینه و هدف: هدف این مقاله بررسی و مقایسه متغیّرهای سینماتیکی حرکت مایی‌گری در دو گروه کاراته‌کاهای ماهر و نیمه‌ماهر است.

روش بررسی: افراد آزمودنی در دو گروه شامل ۹ نفر ماهر (اعضای تیم ملی) و ۷ کاراته‌کار با مهارت متوسط (غیرعضو تیم ملی) مورد آزمون قرار گرفتند. اندازه‌گیری با استفاده از روش استریو-ویدیوگرافی انجام شد و موقعیت سه‌بعدی مارکرهای بازتابنده‌ی نور نصب شده بر روی نقاط راهنمای آناتومیکی، حین اجرای حرکت ردیابی شد. مقایسه‌ی آماری میانگین متغیّرهای دو گروه، با استفاده از آزمون آماری T مستقل و مقایسه تغییر متغیّرها در هر گروه با استفاده از آزمون T زوج انجام پذیرفت.

یافته‌ها: نتایج به‌دست آمده حاکی از رعایت برخی جزئیات الگوی حرکتی شامل حفظ ارتفاع و زاویه‌ی چرخش تنه‌ی پیش و حین پرتاب پا، پلنتار فلکشن سه‌مرحله‌ای مفصل مچ پا و حفظ راستای ساق پیش از پرتاب پا در گروه ماهر بود که در گروه با مهارت متوسط مشاهده نمی‌شد. همچنین، هرچند مقایسه میانگین سایر متغیّرهای سینماتیکی در مقایسه بین دو گروه تفاوت معناداری را نشان نداد اما بررسی ضریب تغییرات نشان داد که اجرای حرکت در افراد گروه ماهر (شامل جابه‌جایی قائم و چرخش تنه و تغییرات زاویه‌ای مفاصل مچ پا، زانو و ران) با مشابهت بیشتری نسبت به افراد گروه با مهارت متوسط انجام شده است که این ویژگی به‌خصوص در حرکات مفصل زانو بارزتر بود.

نتیجه‌گیری: نتایج مطالعه حاکی از اهمیت و کارآیی روش‌های اندازه‌گیری و تحلیل حرکت برای مطالعه‌ی تفاوت‌های جزئی بین کاراته‌کاران ماهر و نیمه‌ماهر است که ممکن است به صورت عادی مشاهده نشوند.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۶۶۱۶۵۵۰۱-۶۶۱۶۵۵۳۲
✉ پست الکترونیکی: farahmand@sharif.edu

مقدمه

به‌دلیل تحرّک و زیبایی حرکات و نیز عدم تحمیل هزینه به ورزشکار برای تهیه‌ی تجهیزات خاص، کاراته در سال‌های اخیر محبوبیت ویژه‌ای در میان گروه‌های سنی مختلف زنان و مردان کسب کرده است. از آنجا که این ورزش شامل اجرای حرکات دقیق و حساب‌شده اندام‌های مختلف بدن است، انتظار می‌رود با بررسی دقیق حرکات قهرمانان کاراته بتوان به اطلاعات کمّی مفیدی برای ارائه‌ی الگویی مناسب و ملموس به ورزشکاران علاقه‌مند دست یافت و توصیه‌های دقیق‌تری برای اصلاح و بهبود تکنیک‌ها ارائه کرد. برای دستیابی به اطلاعات کمّی سینماتیکی از حرکات ورزشی می‌توان از روش تصویربرداری استفاده کرد (۱، ۲ و ۳).

تعداد مطالعات بیومکانیکی انجام شده درباره‌ی ورزش‌های رزمی (از جمله کاتا) بسیار محدود بوده است به طوری که Vieten گزارش کرده است از میان ۸۰۲۶ مقاله منتشر شده در زمینه هنرهای رزمی تنها ۱۶۰ مورد از دیدگاه بیومکانیکی به بررسی این ورزش‌ها پرداخته‌اند (۴). همچنین بررسی مقالات منتشر شده نشان می‌دهد تاکنون مطالعات انگشت‌شماری با استفاده از سیستم‌های تحلیل حرکت برای بررسی حرکات کاراته انجام گرفته است. با وجود مزیت‌های فراوان این روش از جمله افزایش دقت ارزیابی، به کارگیری آن در کشورمان نیز به دلایل متعدد از جمله هزینه‌ی قابل توجه و پیچیدگی کاربری تجهیزات، گسترش نیافته است.

Mejovšek و Kuleš (۱۹۹۷) حرکت لگد اوشیرومواشی‌گری را در کاراته مورد تحلیل قرار دادند و زوایای مفصلی، سرعت‌ها و مؤلفه‌های نیرو را به‌دست آوردند(۵). تحلیل بر روی اجرای یک نایب قهرمان جهان انجام شد تا با توجه به بالا بودن تکنیک این کاراته‌کار، الگوی دقیقی برای اجرای صحیح این حرکت ارائه شود. آنالیز سینماتیک با تصویربرداری توسط دو دوربین ویدیویی ۶۰Hz و با استفاده از سیستم آنالیز حرکت APAS انجام پذیرفت و مؤلفه‌های نیروی اعمال شده با استفاده از یک صفحه نیرو اندازه‌گیری شدند. در مطالعه‌ای در دانشگاه اوتاوا، Robertson و همکاران (۲۰۰۲) بیومکانیک لگد به سمت جلو را در دو حالت باز (که پای لگد زننده به عقب باز می‌گردد) و بسته (که پاها کنار یکدیگر قرار می‌گیرند) در دو ورزشکار هنرهای رزمی مورد بررسی قرار دادند (۶). حرکات با استفاده از دوربین ویدیویی تصویربرداری شد و محاسبه‌ی گشتاورهای خالص و توان مفصلی به روش دینامیک معکوس انجام پذیرفت. Witte و همکاران (۲۰۰۷) شباهت‌ها و تفاوت‌های متغیرهای زمانی و سرعت پا را در تکنیک‌های لگد زدن در مواشی‌گری با پای جلو و عقب و نیز لگد زدن در اوراموشی‌گری با پای جلو و عقب با استفاده از سیستم تحلیل حرکت سه‌بعدی در ۳ کاراته‌کار مورد مطالعه قرار دادند (۷). همچنین Emmermacher و همکاران (۲۰۰۷) در مطالعه‌ی روی گروه مشابهی به بررسی مسیر پنجه‌ی پا در حرکات فوق با استفاده از سیستم تحلیل حرکت با نرخ تصویربرداری ۲۵۰Hz پرداختند (۸).

در مطالعه‌ی دیگری، Witte و Jackstien (۲۰۰۸) با استفاده از داده‌های سینماتیکی حاصل از سیستم تحلیل حرکت سه‌بعدی، کفی‌های اندازه‌گیری فشار کف پا و MRI، تنش‌های مفصلی در حرکات لگد زدن و قدم گذاشتن بر پله در ۳ کاراته‌کا بررسی کردند (۹). همچنین Witte و همکاران (۲۰۱۰) با مطالعه‌ی اجرای مکرر حرکت مایی‌گری توسط ۵ کاراته‌کار ماهر با استفاده از سیستم تحلیل حرکت سه‌بعدی، روشی را برای قابل مشاهده ساختن مشابهت‌های سینماتیکی حرکات ارائه کردند (۱۰). اخیرا Pozo و همکاران (۲۰۱۱) اجرای حرکت مایی‌گری را در ۱۷ کاراته‌کار (در دو گروه ورزشکاران ملی و بین المللی) از دیدگاه سینماتیکی، سینتیکی و متغیّرهای زمانی- مکانی و با استفاده از صفحه نیرو و تصویربرداری دوبعدی با سرعت ۵۰۰Hz مورد مطالعه قرار دادند (۱۱).

مقالات فوق اهمیت سیستم‌های تحلیل حرکت را برای مطالعه‌ی ویژگی‌های بیومکانیکی حرکات قهرمانان کاراته و اصلاح و ارتقای اجرای حرکات در سایر ورزشکاران مورد تأکید قرار می‌دهند. با وجود این تاکنون در کشورمان حرکات کاراته با استفاده از چنین سیستم‌هایی مورد بررسی قرار نگرفته‌اند. در مطالعه‌ی حاضر اندازه‌گیری و مقایسه پارامترهای سینماتیکی سه‌بعدی در اجرای حرکت مایی‌گری در دو گروه کاراته‌کاهای قهرمان و ورزشکاران سطوح پایین‌تر مورد توجه قرار گرفته است. حرکت مایی‌گری یکی از حرکات پایه‌ای در کاراته است که عمدتاً حرکت یک پا به سمت جلو و اعمال ضربه را شامل می‌شود. انتظار می‌رود که با بررسی و مقایسه دقیق حرکت مزبور در دو گروه بتوان به تفاوت‌های جزئی در حرکت قهرمانان و

افراد در سطوح مهارتی پایین‌تر پی برد که اغلب در مشاهده عادی قابل تشخیص نیستند و توصیه‌های دقیق و کمّی برای اصلاح و بهبود تکنیک‌ها در اختیار فراگیران قرار داد.

روش مطالعه

افراد آزمودنی شامل ۱۶ مرد بودند که با هماهنگی فدراسیون کاراته و مربیان تیم‌های ملی کاتا و کاراته ایران انتخاب شدند و موافقت آنها برای شرکت در آزمون‌ها جلب شد. این افراد بر حسب مهارت در دو گروه کاراته‌کاهای ماهر (۹ نفر از اعضای تیم ملی کاراته در بخش کاتا) و کاراته‌کاهای با مهارت متوسط (۷ نفر با تجربه حداقل ۶ سال غیر عضو تیم ملی) طبقه‌بندی شدند. مشخصات افراد آزمودنی در جدول ۱ آمده است.

به منظور مطالعه و تحلیل هر حرکت ورزشی لازم است که در ابتدا درک کاملی از طبیعت و هدف حرکت و شناسایی عوامل مؤثر بر اجرای آن حاصل شود. حرکت مایی‌گری به‌طور کلی به منظور اعمال ضربه‌ی موثر به جلو با پا انجام می‌شود. در ابتدا ورزشکار با پاهای جفت و زانوی خم شده به شکلی می‌ایستد که تنه عمود بر زمین قرار گیرد (شکل ۱- الف). سپس مفصل ران و زانوی پای ضربه زننده را حدود ^{o}۹۰ خم می‌کند به طوری که قسمت ران موازی با سطح زمین، ساق عمود بر ران، مچ پا در زاویه ^{o}۹۰ و انگشتان درحال هایپراکستنشن قرار گیرند (شکل ۱-ب). این وضعیت پنجه سبب می‌شود که ضربه با سینه‌ی پا وارد شود. در مرحله‌ی بعد، همزمان با فلکشن بیشتر مفصل ران و پلنتارفلکشن مفصل مچ، زانو کاملاً باز می‌شود تا ضربه به فرد مقابل اصابت کند (شکل ۱- ج). برای دستیابی به برد و قدرت ضربه بیشتر، این حرکت معمولا با حرکت لگن به سمت ضربه توأم است.

به‌رغم اینکه حرکت مایی‌گری عمدتاً در صفحه‌ی ساجیتال انجام می‌شود برای دستیابی به دقت بیشتر تصمیم گرفته شد که اندازه‌گیری‌ها به‌صورت سه‌بعدی انجام شود. بدن به‌صورت یک مدل چهار قطعه‌ای شامل تنه و اندام تحتانی یک سمت بدن (مشتمل بر ران، ساق و پنجه) در نظر گرفته شد. در حالت کلی، دست نیز در حرکت مایی‌گری مشارکت می‌کند اما با توجه به اینکه حرکت دست مانع مشاهده مارکرها می‌شد در مطالعه‌ی حاضر دست‌ها به‌صورت خم از آرنج در مقابل قفسه‌ی سینه به‌صورت ثابت قرار گرفتند تا از پوشانده شدن مارکرهای نصب شده روی ران و تنه جلوگیری شود.

به‌طورکلی در تحلیل سینماتیک سه‌بعدی لازم است مختصات حداقل سه نقطه‌ی غیر واقع بر یک خط از هر قطعه متحرک مشخص گردد. بدین منظور مارکرهای بازتابنده‌ی نور روی برجستگی‌های استخوانی اندام‌ها نصب می‌شوند که اغلب معادل و یا نزدیک به محور حرکتی مفاصل هستند و یک مارکر نیز بر روی نقطه‌ی میانی هر قطعه قرار داده می‌شود (۱۲). در این تحقیق از مارکرهای کروی بازتابنده نور به رنگ‌های سفید و قرمز به قطر تقریبی ۲ سانتیمتر استفاده شد. پنج مارکر روی نقاط آناتومیکی برجستگی کوراکوئید کتف (برای شناساندن بخش فوقانی تنه)، تروکانتر بزرگ (مفصل ران)، اپی‌کندیل خارجی ران (مفصل زانو)، قوزک خارجی (مفصل مچ پا) و سر متاتارس دوم قرار گرفتند. چهار مارکر دیگر نیز در فاصله‌ی میان مارکرهای مزبور به گونه‌ای که با مارکرهای مجاور در یک راستا قرار نگیرند، نصب شدند (شکل ۲).

جدول ۱: مشخصات افراد شرکت کننده در آزمایش‌ها

نمونه	متغیّر	سن (سال)	قد (سانتیمتر)	وزن (کیلوگرم)
گروه ماهر	میانگین	۲۰/۱۱	۱۷۶	۶۹/۶۶
	انحراف معیار	۲/۸۴	۶/۷۴	۷/۸۷
گروه با مهارت متوسط	میانگین	۲۳/۲۸۵	۱۷۸/۱۴	۷۴/۸۵
	انحراف معیار	۳/۷۲۸	۹/۳۳۵	۹/۶۳۳

الف) ب) ج)

شکل ۱: مراحل انجام حرکت مایی‌گری

پیش از اجرای حرکت، فرصتی در اختیار فرد آزمودنی قرار داده شد تا با محیط آشنا شده و خود را آماده نماید. از هر فرد، ۳ آزمون گرفته شد و بهترین آزمون (به تشخیص یک کاراته‌کای خبره) مورد تحلیل قرار گرفت. برای ثبت تصاویر از دو دوربین دیجیتال JVC مدل GR-DVL 9800 با سرعت تصویربرداری ۵۰ فریم در ثانیه (پس از دی‌اینترلیسینگ) استفاده شد. دوربین‌ها در فاصله‌ی تقریبی ۴/۵m از آزمودنی و با زاویه‌ی تقریبی ۴۰^{o} نسبت به یکدیگر قرار داشتند. همزمان‌سازی دوربین‌ها با فعال ساختن یک فلش عکاسی درست پیش از آغاز اجرای هر تکنیک، و ثبت و شناسایی آن در تصاویر حاصل از هر یک از دوربین‌ها انجام پذیرفت. برای کالیبراسیون سه‌بعدی از فریم کالیبراسیونی با ابعاد ۱/۳×۱/۲×۱ متر استفاده شد. سیستم مختصات مرجع در نظر گرفته شده در شکل ۲ نشان داده شده است.

پس از اجرای حرکت توسط آزمودنی، تصاویر ثبت شده توسط نرم‌افزار SMA مورد پردازش و تحلیل قرار گرفتند-(۱۲). ابتدا مارکرها در هر فریم از تصاویر حاصل از دو دوربین شناسایی شدند و مختصات دوبعدی آنها در سیستم مختصات هر دوربین به‌دست آمد. آنگاه با استفاده از مختصات معلوم چارچوب کالیبراسیون، مختصات سه بعدی مارکرها در فضای آزمایشگاه مطابق روش بازسازی سه‌بعدی DLT محاسبه شدند. برای حذف نویزها از روش فیلتراسیون تبدیل فوریه استفاده شد. مسیر حرکت مارکرها در تصاویر دو دوربین و مختصات سه‌بعدی آنها در حین حرکت در شکل ۳ نمایش داده شده‌اند.

در مرحله‌ی بعد با تعریف قطعات بدن الگوی تغییرات زاویه‌ای مفاصل با استفاده از مختصات سه‌بعدی مارکرها محاسبه شدند. زوایای مفاصل مچ پا، زانو و ران به ترتیب زاویه بین قطعات پنجه پا - ساق و ساق - ران و ران- تنه در نظر گرفته شدند و با فرض زاویه‌ی صفر در پوسچر فرد در ابتدای حرکت، تغییرات زاویه‌ای مفاصل نسبت به این وضعیت محاسبه شدند. با توجه به اهمیت زاویه‌ی ساق نسبت به افق در ابتدا و انتهای حرکت، این زاویه به‌طور جداگانه با استفاده از معادله‌ی زیر به‌دست آمد:

$$\cos\beta = \left(\frac{x_1 - x_2}{\sqrt{(x_1 - x_2) + (y_1 - y_2) + (z_1 - z_2)}}\right)$$

که در آن β زاویه ساق با افق، و Δx، Δy و Δz به ترتیب تفاضل مختصات مارکر دیستال و پروگزیمال قطعه

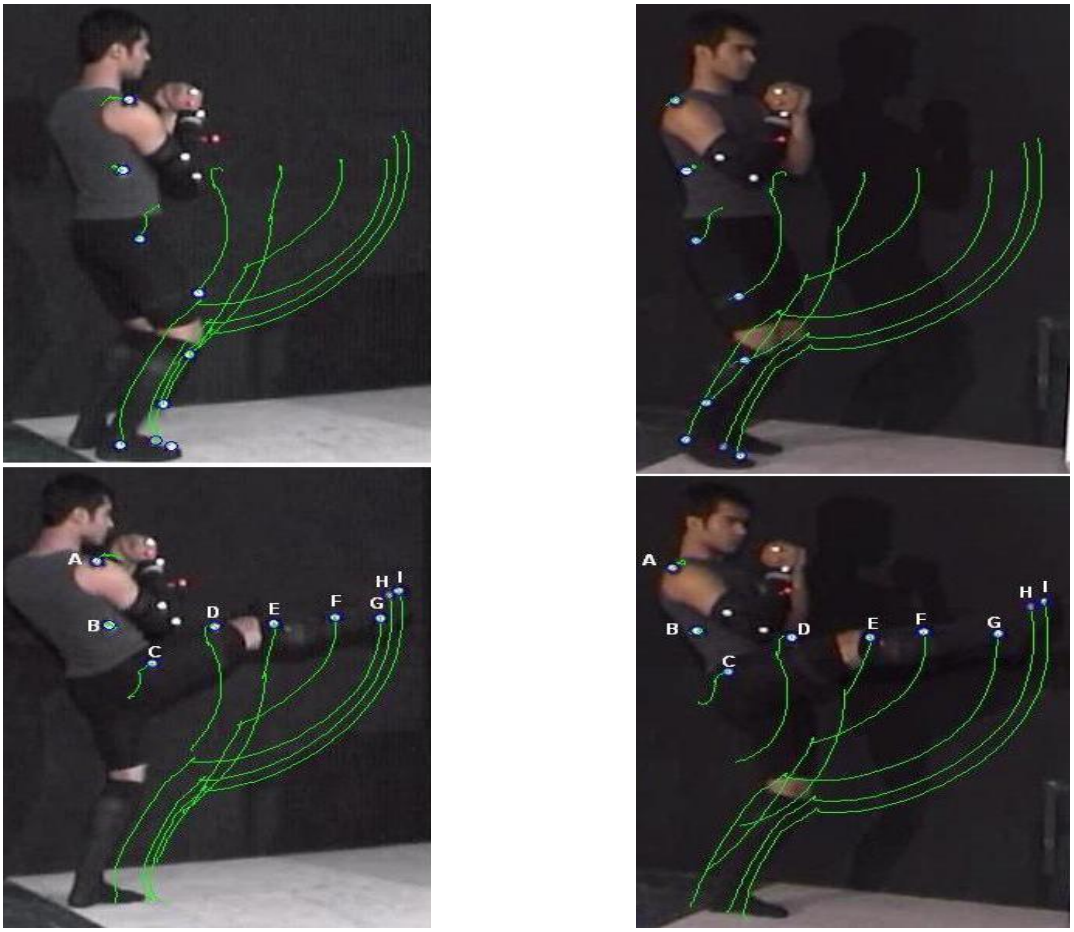
ساق در راستای x، y و z هستند. همچنین زوایای ران و تنه با افق به روش مشابهی محاسبه شدند.

با توجه به تفاوت طول قد افراد شرکت کننده برای اینکه امکان مقایسه تغییرات جابه‌جایی مفاصل فراهم گردد، متغیّرهای مربوط به جابه‌جایی نسبت به قد هر یک از افراد مورد آزمایش نرمالایز شدند. همچنین از آنجا که فقط شیوه‌ی اجرای حرکت، بدون توجه به سرعت آن، مورد نظر بود به منظور تسهیل مقایسه متغیّرهای افراد شرکت کننده با یکدیگر یک منحنی اسپلاین به منحنی هر یک از متغیّرهای استخراج شده برازش شد و زمان اجرای حرکت بر حسب فاز حرکتی از ابتدا (۰٪ سیکل) تا لحظه‌ی برخورد لگد به هدف فرضی (۱۰۰٪ سیکل) نرمالایز گردید. مقایسه میانگین متغیّرهای دو گروه ماهر و با مهارت متوسط با استفاده از آزمون آماری T مستقل و بررسی تغییر متغیّرها در هر گروه با استفاده از آزمون T زوج انجام پذیرفت. متغیّرهای مورد بررسی شامل جابه‌جایی مارکر شانه در جهت عمودی (Z) و افقی (X)، تغییر زاویه‌ی قطعات ساق، ران و تنه نسبت به سطح افق، تغییرات زوایای مفصلی مچ پا، زانو و ران در نظر گرفته شدند.

یافته‌ها

نتایج نهایی مقایسه‌ی بین سینماتیک حرکت دو گروه ماهر و با مهارت متوسط در نمودارهای شکل‌های ۴ تا ۹ ارائه شده‌اند. در شکل ۴ جابه‌جایی قائم متوسط مارکر شانه سمت ضربه در افراد ماهر و با مهارت متوسط پس از نرمال کردن بر حسب قد افراد، مقایسه شده‌اند. مسیر جابه‌جایی قائم مارکر شانه در گروه‌های ماهر و با مهارت متوسط تقریباً مشابه بود. در حین اجرای حرکت، انتقال تدریجی شانه به سمت پایین در هر دو گروه مشاهده شد که در لحظه‌ی نهایی (اصابت ضربه) به پایین‌ترین ارتفاع خود رسید. با وجود این، برخی تفاوت‌های جزئی در منحنی متوسط دو گروه مشاهده گردید که از نظر آماری معنادار نبود ($p>۰/۰۵$). از جمله بجز در لحظه‌ی نهایی، در طی مسیر حرکت و به‌خصوص ۶۰٪ ابتدایی سیکل (تا آغاز پرتاب پای ضربه)، کاهش ارتفاع شانه در گروه ماهر (با میانگین ۰/۰۰۰۷mm/cm و انحراف معیار ۰/۰۰۷mm/cm) کمتر از گروه با مهارت متوسط (با میانگین۰/۰۰۲mm/cm و انحراف معیار ۰/۰۱mm/cm) بود. همچنین مقایسه‌ی آماری جابه‌جائی قائم مارکر شانه در افراد هر گروه با یکدیگر نشان داد حرکت در افراد گروه ماهر با مشابهت بیشتری انجام شده است. ضریب تغییرات (CV) برای جابه‌جایی نهایی برای افراد گروه ماهر معادل ۰/۴۹ و برای افراد گروه با مهارت متوسط بیش از ۰/۹۲ به‌دست آمد.

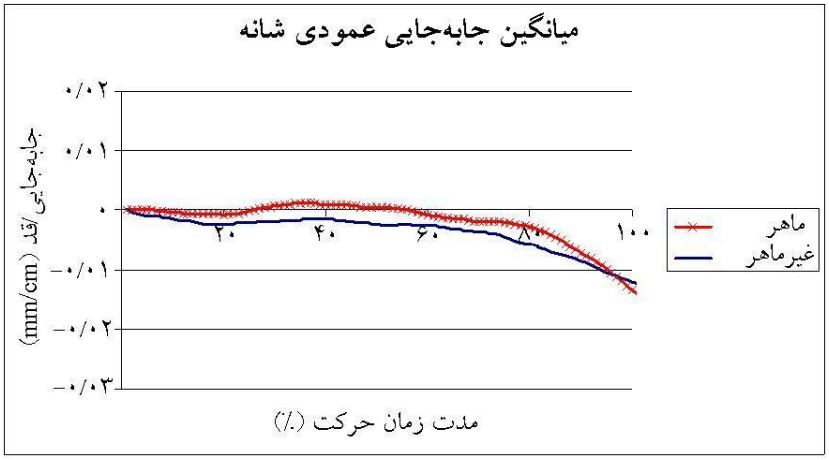
شکل ۲: محل نصب مارکرها و سیستم مختصات مرجع برای تحلیل حرکت مایی‌گری



A: شانه B: تنه C: تروکانتر برزگ D: میان ران E: زانو

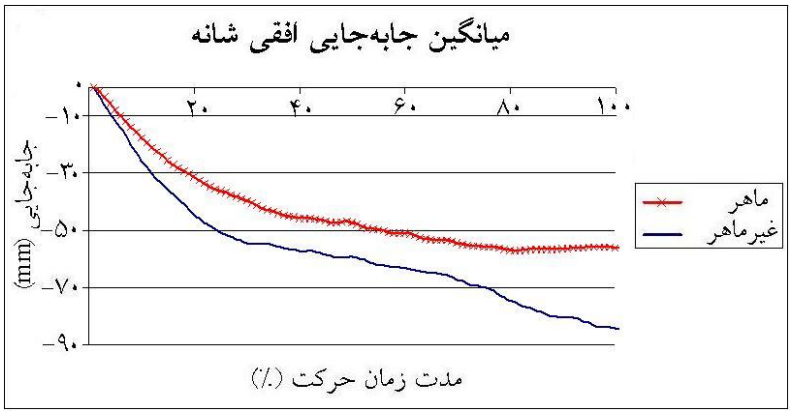
F: میان ساق G: مچ پا H: میان پنجه I: متاتارس دوم

شکل ۳: مسیر حرکت مارکرها در طی اجرای حرکت مایی‌گری توسط یکی از افراد آزمودنی در دوربین راست (راست-بالا) و دوربین چپ (چپ- بالا) و نیز مسیر سه‌بعدی حرکت به‌دست آمده طی فرایند بازسازی مختصات



شکل ۴: مقایسه‌ی جابه‌جایی مارکر شانه در راستای قائم (Z) در حرکت مایی‌گری برای افراد ماهر و غیر ماهر

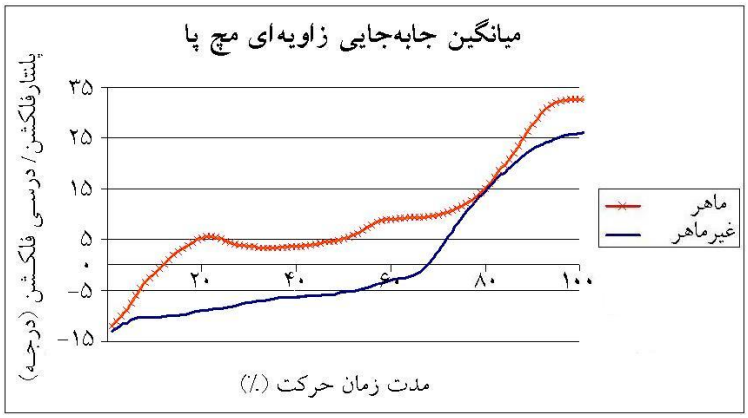
در شکل ۵ جابه‌جایی افقی متوسط مارکر شانه‌ی سمت ضربه حین انجام حرکت برای دو گروه ماهر و با مهارت متوسط نشان داده شده‌اند. جابه‌جایی عرضی مارکر مزبور، که ناشی از چرخش شانه سمت ضربه به سمت داخل است، برای دو گروه تقریباً مشابه ولی در گروه ماهر اندکی کمتر بود. به‌خصوص در فاصله‌ی آغاز پرتاب پای ضربه (۶۰٪ سیکل) تا اصابت آن (۱۰۰٪ سیکل) تغییر موقعیت عرضی شانه در افراد گروه ماهر معنادار نبود (با میانگین ۵۱mm و انحراف معیار ۲۴mm در لحظه پرتاب به میانگین۵۶/۲mm و انحراف معیار ۲۶/۶mm در لحظه‌ی اصابت) اما این تفاوت برای گروه با مهارت متوسط (با میانگین ۶۳/۳mm و انحراف معیار ۴۹mm در لحظه‌ی پرتاب به میانگین۸۴/۶mm و انحراف معیار ۶۲mm در لحظه‌ی اصابت) قابل ملاحظه و معنادار بود (p=۰/۰۱). همچنین مقایسه‌ی آماری جابه‌جایی عرضی مارکر شانه در افراد هر گروه با یکدیگر نشان داد حرکت در افراد گروه ماهر با مشابهت بیشتری انجام شده است. ضریب تغییرات برای جابه‌جایی نهایی برای افراد گروه ماهر ۰/۴۷ و برای افراد گروه با مهارت متوسط ۰/۷۳ به‌دست آمد.



شکل ۵: مقایسه‌ی جابه‌جایی مارکر شانه در راستای عرضی (X) در حرکت مایی‌گری برای افراد ماهر و غیر ماهر

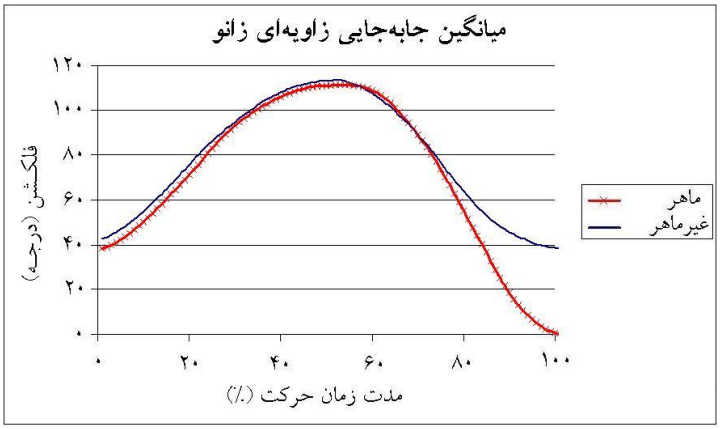
در شکل ۶ تغییرات زاویه‌ای متوسط مفصل مچ پا در دو گروه کاراته‌کارهای ماهر و با مهارت متوسط نشان داده شده است. چنانکه مشاهده می‌شود، حرکت پلنتار فلکشن مفصل مچ پا در حین حرکت در گروه ماهر در سه مرحله انجام شد که بیشترین تغییرات زاویه‌ای مربوط به مراحل ابتدایی و نهایی حرکت بود. اما در گروه با مهارت متوسط حرکت پلنتار فلکشن مچ پا در مراحل ابتدایی و میانی حرکت (تا لحظه آغاز پرتاب پای ضربه) اندک بود و عمدتاً در مرحله‌ی نهایی حرکت صورت پذیرفت. این تفاوت در الگوی حرکتی مفصل مچ پا در بررسی آماری نیز مورد تأیید قرار گرفت به گونه‌ای‌که برخلاف گروه با مهارت متوسط که تفاوت زاویه‌ی مچ پای آنها در مرحله‌ی ابتدایی حرکت (۰٪ تا ۲۰٪ سیکل) معنادار نبود، این تفاوت برای گروه ماهر قابل ملاحظه و معنادار بود (p=۰/۰۰۱). این امر سبب شد میانگین زاویه‌ی

مچ دو گروه در ۲۰٪ سیکل دارای تفاوت معنادار باشد (p=۰/۰۰۶)؛ اما میزان پلنتار فلکشن نهایی در انتهای حرکت برای هر دو گروه تقریباً مشابه بود.



شکل ۶: تغییرات زاویه مچ پا در حرکت مایی‌گری برای افراد ماهر و غیر ماهر

در شکل ۷ تغییرات زاویه‌ای متوسط مفصل زانو در طی حرکت در دو گروه کاراته‌کاهای ماهر و با مهارت متوسط نشان داده شده است. الگوی کلی حرکت مفصل زانو در دو گروه به میزان زیادی مشابه بود. در ابتدای حرکت، فلکشن زانو از حالت خمیدگی اولیه (حدود 40^{o} در شکل ۱-الف) به میزان حدود 75^{o} صورت پذیرفت تا زاویه‌ی فلکشن حدود 110^{o} حاصل شود و سپس در مرحله‌ی پرتاب پای ضربه، زانو به سرعت به حالت بازشدگی کامل نزدیک شد. با وجود این بررسی تفصیلی تغییرات زاویه‌ی زانو در افراد دو گروه نشان دهنده تفاوت مهارتی آنها در اجرای الگوی کلی فوق بود. در مقایسه افراد گروه ماهر با یکدیگر، تغییرات زاویه‌ی زانو در حین حرکت کاملاً مشابه بود (ضریب تغییرات زاویه‌ی حداکثر زانو معادل ۰/۰۴۷). در مقابل، در افراد گروه با مهارت متوسط تفاوت‌های بیشتری در تغییرات زاویه زانو مشاهده گردید (ضریب تغییرات زاویه حداکثر زانو معادل ۰/۰۵۶).

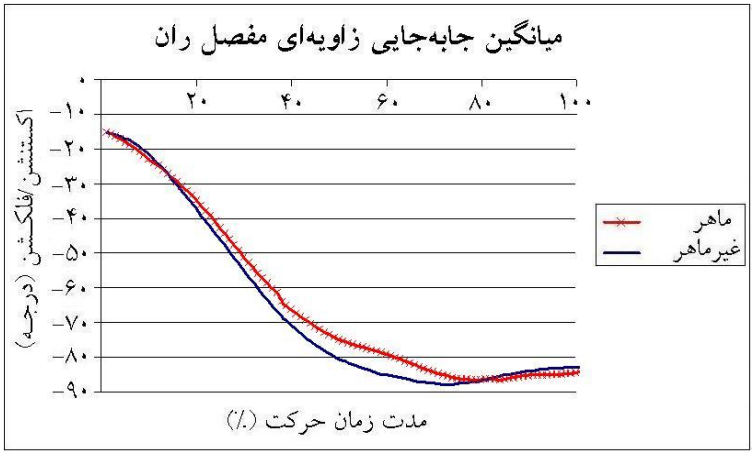


شکل ۷: تغییرات زاویه‌ی زانو در حرکت مایی‌گری برای افراد ماهر و غیرماهر

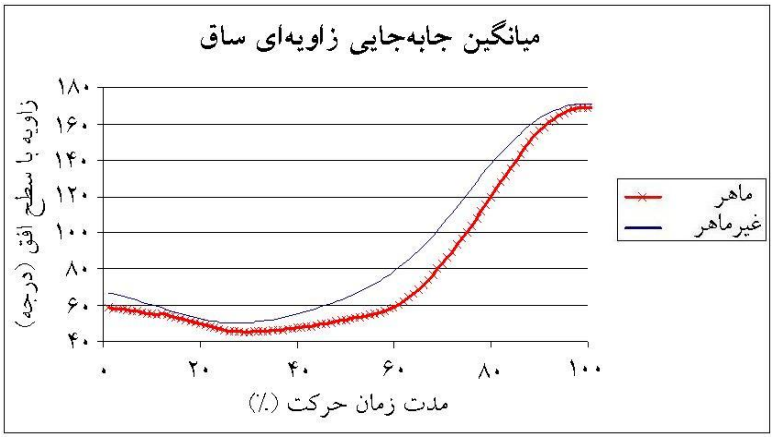
در شکل ۸ تغییرات زاویه‌ای متوسط مفصل ران در طی حرکت در دو گروه کاراته‌کاهای ماهر و با مهارت متوسط نشان داده شده است. الگوی کلی حرکت مفصل هیپ در دو گروه مشابه بود و تغییرات جزئی مشاهده شده (در فاصله ۳۰٪ تا ۶۰٪ سیکل) معنادار نبود. در مراحل ابتدایی و میانی حرکت، زاویه‌ی خمیدگی مفصل هیپ به‌صورت پیوسته افزایش یافت تا به حداکثر آن در لحظات آغازین پرتاب پای ضربه (حدود ۷۰٪ سیکل) رسید و پس از آن تا انتهای حرکت (اصابت ضربه) به‌صورت جزئی کاهش یافت. با وجود این بررسی تفصیلی تغییرات زاویه مفصل هیپ در افراد هر گروه نشان دهنده تفاوت مهارتی آنها در اجرای الگوی کلی فوق بود. مقایسه آماری نشان داد حرکت مفصل ران در افراد

گروه ماهر با مشابهت بیشتری انجام شده است. ضریب تغییرات برای زاویه‌ی خمش ران در ۵۰٪ و ۱۰۰٪ سیکل برای افراد گروه ماهر به ترتیب معادل ۰/۱۵ و ۰/۰۸؛ و برای افراد گروه با مهارت متوسط به ترتیب معادل ۰/۱۷ و ۰/۰۷ به‌دست آمد. شکل ۹ تغییرات زاویه‌ای متوسط ساق با افق را در حین حرکت مایی‌گری برای دو گروه ماهر و با مهارت متوسط نشان می‌دهد. الگوی کلی حرکت در دو گروه تقریباً مشابه بود. در مراحل ابتدایی و میانی حرکت با بلند شدن ساق از روی زمین در راستای قائم، تغییرات جزئی در زاویه‌ی آن با افق مشاهده شد (شکل ۱-ب) که در ادامه‌ی حرکت و در حین پرتاب ضربه (شکل ۱-ج) دچار افزایش سریعی شد.

با وجود این تفاوت‌های آماری متعددی در تغییرات زاویه‌ی ساق دو گروه مشاهده گردید. از جمله درابتدای حرکت زاویه‌ی ساق افراد ماهر (با میانگین $58/5^{o}$ و انحراف معیار $4/3^{o}$) کمتر از افراد غیرماهر (با میانگین $66/6^{o}$ و انحراف معیار $3/8^{o}$) بود ($p=0/002$). همچنین بررسی تفصیلی تغییرات زاویه‌ی ساق در افراد هر گروه نشان داد که حرکت ساق در افراد گروه ماهر با مشابهت بیشتری انجام شده است. ضریب تغییرات برای زاویه‌ی ساق در ۶۰٪ سیکل برای افراد گروه ماهر معادل ۰/۱۵ و برای افراد گروه با مهارت متوسط معادل ۰/۲۵ به‌دست آمد.



شکل ۸: تغییرات زاویه‌ی مفصل هیپ در حرکت مایی‌گری برای افراد ماهر و غیرماهر



شکل ۹: تغییرات زاویه‌ی ساق با افق در حرکت مایی‌گری برای افراد ماهر و غیرماهر

بحث و نتیجه‌گیری

در سال‌های اخیر مطالعات چندی در حوزه‌ی تحلیل بیومکانیکی حرکات بدن انسان با استفاده از روش تصویربرداری در کشور انجام شده است (۱۳-۱۶). اما تحقیق حاضر یکی از نخستین تحقیقات انجام شده در زمینه‌ی سینماتیک حرکات کاراته محسوب می‌شود. از جمله مهم‌ترین محدودیت‌های این تحقیق، می‌توان به سرعت نسبتاً پایین تصویربرداری (۵۰ فریم در ثانیه) اشاره کرد که برای مطالعه‌ی فعالیت‌هایی نظیر راه رفتن، کافی به‌نظر می‌رسد اما برای ثبت و تحلیل حرکات ورزشی به سرعت‌های به‌مراتب بیشتری (حدود ۲۰۰ فریم در ثانیه) نیاز است. این محدودیت سبب شده است که در تحلیل نتایج تنها به مؤلفه‌های دوران و جابه‌جایی (صرف‌نظر از ظرف زمانی) توجه شود و از تحلیل سرعت‌ها و شتاب‌ها که پارامترهای بسیار مهم و تعیین کننده‌ای در حرکات ورزشی به‌شمار می‌روند صرف‌نظر گردد. همچنین علی‌رغم اینکه مطالعه به صورت سه‌بعدی انجام شده است، با توجه به وقوع حرکت در صفحه‌ی ساجیتال، داده‌ها عمدتاً در این صفحه بررسی شده‌اند. علت این امر این بوده است که تغییرات زوایه‌ای در صفحات دیگر کوچکند و با توجه به خطاهای ایجاد شده در استفاده از مارکرهای نصب شده رو پوست (۱۷) از اعتبار کافی برخوردار نیستند.

به‌دلیل نبود تحقیقات مشابه در زمینه‌ی تحلیل سینماتیک حرکت مایی‌گری، امکان مقایسه و ارزیابی نتایج حاصل از این مطالعه با مطالعات پیشین وجود ندارد، اما با مقایسه‌ی مراحل حرکت (شکل ۱) و نتایج حاصل شده می‌توان دریافت که انتخاب مدل و ثبت و تحلیل حرکت به‌صورت مناسب انجام شده به گونه‌ای که طبیعت و الگوی کلی حرکت به‌خوبی در نمودارهای حرکتی مفاصل قابل مشاهده است. در عین حال، نتایج به‌دست آمده نکات دقیق و جزئی از سینماتیک حرکت را به‌دست می‌دهند که در مشاهده عادی مربیان قابل درک نیست. از جمله، ضرورت و اهمیت حفظ ارتفاع تنه و عدم چرخش آن در حین حرکت مایی‌گری که در متون آموزشی مربوطه اغلب مورد غفلت قرار گرفته است، به‌خوبی در الگوی اجرا شده توسط گروه ماهر مشاهده می‌شود (شکل‌های ۴ و ۵). تغییرات ارتفاع تنه (حرکت قائم مارکر شانه) به‌خصوص پیش از پرتاب پای ضربه و چرخش آن (حرکت عرضی مارکر شانه) به‌ویژه در حین پرتاب پای مزبور در گروه ماهر نسبت به گروه با مهارت متوسط از دامنه‌ی کوچک‌تری برخوردار بود و با نوسان کمتری رخ می‌داد.

همچنین مقایسه‌ی نتایج تغییرات زاویه‌ای مفصل مچ پای ضربه (شکل ۶) در دو گروه ماهر و با مهارت متوسط، حاکی از اهمیت توجه به پلنتار فلکشن مچ در لحظات ابتدایی حرکت است که در گروه با مهارت متوسط رعایت نشده است. در مرحله‌ی ابتدایی حرکت (۰٪ تا۲۰٪ سیکل) پلنتار فلکشن مفصل مچ پای ضربه‌ی تنها در گروه ماهر مشاهده شد و تغییرات زاویه‌ای مفصل در گروه با مهارت متوسط قابل ملاحظه نبود. افزایش تدریجی و سه‌مرحله‌ای زاویه مچ در گروه ماهر، در مقایسه با افزایش نسبتاً سریع آن در انتهای حرکت در گروه با مهارت متوسط، امکان دستیابی به یک حرکت یکنواخت و زیبا را فراهم می‌سازد. سرانجام، اهمیت حفظ راستای ساق پای ضربه در حین بالا بردن آن در مراحل ابتدایی و میانی حرکت مایی‌گری (پیش از شروع پرتاب) که تاکنون مورد توجه قرار نگرفته است در الگوی اجرا شده توسط گروه ماهر به‌خوبی رعایت شده است (شکل ۹). تغییرات زاویه‌ی ساق در فاصله ۰٪ تا ۶۰٪ سیکل در گروه ماهر ناچیز ولی در گروه با مهارت متوسط قابل ملاحظه بود.

علاوه بر تفاوت‌های مشاهده شده بین گروه‌های ماهر و با مهارت متوسط در اجرای الگوی حرکتی، بررسی تفصیلی سینماتیک حرکت در افراد دو گروه نشان دهنده‌ی تفاوت مهارتی آنها در اجرای الگوی کلی فوق بود. مقایسه‌ی آماری انحراف معیار متغیّرهای سینماتیک در افراد دو گروه نشان داد که اجرای حرکت مایی‌گری در افراد گروه ماهر (شامل جابه‌جایی قائم و چرخش تنه و تغییرات زاویه‌ای مفاصل مچ پا، زانو و ران) با مشابهت به مراتب بیشتری در مقایسه با افراد گروه با مهارت متوسط انجام شده است. این ویژگی به‌خصوص در حرکات مفصل زانو بارزتر بود؛ به گونه‌ای که مشابهت نزدیکی در تغییرات زاویه‌ای مفصل زانو در افراد گروه ماهر و در مقابل پراکندگی قابل توجهی در تغییرات زاویه‌ای مفصل مزبور (به‌خصوص از آغاز پرتاب پای ضربه تا اصابت آن) در افراد گروه با مهارت متوسط مشاهده شد. بی‌شک این پراکندگی نشان‌دهنده توانایی و مهارت کمتر گروه با مهارت متوسط در اجرای صحیح الگوی حرکتی و ضرورت آموزش و تمرین بیشتر افراد گروه مزبور است.

با این وجود، در مجموع تفاوت مشاهده شده بین سینماتیک حرکت دو گروه در این مطالعه کمتر از حد انتظار بوده است و نتایج به دست آمده بیانگر آن است که الگوی کلی حرکت کمابیش توسط گروه با مهارت متوسط نیز رعایت شده است. این امر می‌تواند ناشی از این حقیقت باشد که افراد گروه مزبور مبتدی نبوده بلکه از تجربه‌ی حداقل ۶ سال تمرین کاراته برخوردار بوده‌اند. در عین حال، نباید از اهمیت ظرف زمانی اجرای مراحل مختلف حرکت و ویژگی‌های سرعت و شتاب که در این مطالعه از آنها صرف‌نظر شده است غافل شد. می‌توان انتظار داشت که در تحقیقات آتی که با استفاده از تجهیزات پیشرفته‌تر و و با درنظر گرفتن پارامترهای فوق انجام می‌شوند جزئیات دقیق‌تری از تفاوت اجرای الگوی حرکتی توسط گروه قهرمانان ملی و سایر کاراته‌کاها به‌دست آید.

مطالعه حاضر توانایی روش‌های علمی ثبت و تحلیل حرکات ورزشی را در تشخیص برخی از جزییات الگوی حرکتی که اغلب از چشم مربیان و ورزشکاران دور می‌مانند اثبات می‌کند و توصیه‌های ارزنده‌ای را به منظور بهبود و ارتقای مهارت‌های کاراته در اختیار می‌گذارد. بر اساس نتایج حاصله مربیان باید در مورد حفظ ارتفاع تنه و عدم چرخش آن در حین حرکت مایی‌گری، پلنتار فلکشن مچ در لحظات ابتدایی حرکت و افزایش تدریجی و سه‌مرحله‌ای زاویه مچ در ادامه آن و نیز حفظ راستای ساق پای ضربه در حین بالا بردن آن در مراحل ابتدایی و میانی حرکت مایی-گری دقت بیشتری مبذول دارند.

سپاسگزاری

نویسندگان لازم می‌دانند مراتب سپاس خود را از همکاری صمیمانه فدراسیون کاراته، مربیان تیم ملی، تیم ملی کاراته‌ی جمهوری اسلامی ایران و سایر کاراته‌کاها شرکت کننده در این پژوهش بیان کنند. همچنین از یاری بی‌شائبه‌ی دانشجویان و مسئولان آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه صنعتی‌شریف قدردانی می‌شود. اجرای این پژوهش با حمایت مالی معاونت پژوهشی دانشگاه الزهرا امکان‌پذیر شد که نویسندگان مراتب قدردانی خود را در این زمینه ابراز می‌دارند.

References

[1] Pingali G., Opalach A., Jean Y., Carlbom I., Visualization of Sports using Motion Trajectories: Providing Insights into Performance, Style, and Strategy. 12th Annual IEEE Visualization Conference (Vis'2001), San Diego, California, USA, October 21-26, 2001.

[2] Ringer M., Lasenby J., Modeling and Tracking Articulated Motion from Multiple Camera Views. The 11th British Machine Vision Conference, University of Bristol, 11-14 September 2000.

[3] de Meneses Y. L., Roduit P., Luisier F., Jacot J., Trajectory Analysis for Sport and Video Surveillance, Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis, 2005; 5(3):148-156.

[4] Vieten M.M., Application of biomechanics in martial art training, In: Hong Y., Bartlett R., editors: Routledge Handbook of Biomechanics and Human Movement Science, Published by Routledge; 2008, P 556.

[5] Kuleš B., Mejovšek M., Kinematička i dinamička analiza karate udarca ushiro mawashi geri. Kineziologija, 1997; 29(2): 40-46.

[6] Robertson D.G.E., Fernando C., Hart M. and Beaulieu F., Biomechanics of the karate front-kick. Available at http://www.health.uottawa.ca/biomech/lab/docs/wcb4_gr.pdf, Accessed July 16, 2007.

[7] Witte K., Emmermacher P., Bystrzycki S., Potenberg J., Movement structure of round kicks in Karate, XXV ISBS Symposium, pp 302-305, Ouro Preto, Brazil, 2007.

[8] Emmermacher P., Witte K., Bystrzycki S., Potenberg J., Different variations of the Karate technique Mawashi-Geri, XXV ISBS Symposium, Ouro Preto, Brazil, 2007, pp 289-292.

[9] Witte K., Jackstien M., Application of the BRG.LIFEMOD for simulations of step-movements and kicks and estimation of joint stress, ISBS Conference, Seoul, Korea, July 14-18, 2008, pp 104-107.

[10] Witte K., Emmermacher P., Langenbeck N., Method to visualize and analyze similarities of movements – using the example of Karate kicks, 28 International Conference on Biomechanics in Sports, Michigan, USA, July 19 – 23, 2010.

[11] Pozo J., Bastien G. & Dierick F.,: Execution time, kinetics, and kinematics of the mae-geri kick: Comparison of national and international standard karate athletes, Journal of Sports Sciences, 2011; 29:14, 1553-1561.

[12] Kolahi A., Hoviattalab M., Rezaeian T., Alizadeh M., Bostan M. and Mokhtarzadeh H., Design of a marker-based human motion tracking system, Biomedical Signal Processing and Control, 2007; 2(1): 59-67.

[13] Farahmand F., Rezaeian T., Narimani R. and Hejazi Dinan P., Kinematic and dynamic analysis of the gait cycle of above-knee amputees. International

journal of science and technology; Scientia Iranica. 2006; 13 (3): 261-271.
[14] Gholipour M., Farahmand F., Narimani R., Maqsoudloo H., Soudbakhsh D., Mokhtarzade H., Rezaeian T., Measurement and comparison of joints moments during different speeds of lifting, Sharif journal, 2007; 37: 81-88.
[15] M.Hoviattalab, R.Narimani and A. Mirbagheri, An Investigation on Human vibration Analysis Using Image Processing Method, Proceedings of ASME 2005 International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference, IDETC/CIE, Long Beach, California, USA , Sep. 24-28, 2005.
[16] Narimani R., Hoviattalab M., Abadpour A. and Yadolahi A., Vibration Measurement And Analysis Using Image Processing Method, proceedings of the 7th Biennial Conference on Engineering Systems Design and Analysis, ESDA, Manchester, UK, July 19-22, 2004.
[17] Akbarshahi M., Schache A.G., Fernandez J.W., Baker R., Banks S., Pandy M.G., Non-invasive assessment of soft-tissue artifact and its effect on knee joint kinematics during functional activity, Journal of Biomechanics, 2010; 43(7):1292-301.