

دوفصلنامه علوم ورزشی و توان رزم

دوره ۱، شماره ۱: ۹۱-۱۰۰

تحلیل کینماتیکی حرکت اندام تحتانی در رژه ۹۰ درجه نیروهای مسلح جمهوری اسلامی ایران

احمد رضا عرشی^۱، الهام شیرزاد^۲، مجتبیٰ عشرستاقی^۳

۱. دانشیار دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران. ۲. استادیار دانشگاه تهران، تهران، ایران.

۳. استادیار پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۰۶/۰۵

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۰۴/۱۸

چکیده

هدف: رژه ۹۰ درجه یکی از انواع رژه‌های نظامی است که می‌تواند به‌عنوان شکلی خاص از راه رفتن مورد تحلیل قرار گیرد. هدف از اجرای این تحقیق، بررسی کینماتیکی حرکت اندام تحتانی در رژه ۹۰ درجه براساس مدل یک تکه پا بود.

روش‌شناسی: ۱۳ نفر از دانشجویان دانشگاه امام حسین (علیه‌السلام) در مقابل یک دوربین سرعت‌بالا به اجرای رژه ۹۰ درجه با سرعت دلخواه پرداختند و حرکت آنها در صفحه سجیتال با فرکانس ۳۰۰ هرتز ضبط شد. مفاصل ران و مچ پای راست آزمودنی‌ها نشان‌گذاری و فاصله مستقیم بین این دو مفصل به‌عنوان پا تعریف شد و کینماتیک حرکت پا و مفاصل ران و مچ پا در یک چرخه کامل اجرای رژه به کمک نرم‌افزار آنالیز حرکت تعیین گشت.

یافته‌ها: نمودارهای تغییرمکان، سرعت و شتاب برای حرکت زاویه‌ای پا و حرکت انتقالی مچ پا ارائه شدند و مورد تحلیل قرار گرفتند. میانگین سرعت پیشروی ۰/۶ m/s به دست آمد. منحنی شتاب زاویه‌ای پا دارای سه پیک بود و شتاب‌های عمودی، افقی و برآیند مچ پا به ترتیب سه، پنج و یک پیک مهم داشتند که ویژگی‌های حرکت اندام تحتانی را توصیف می‌کنند.

نتیجه‌گیری: رژه ۹۰ درجه با سرعت ترجیحی، شامل دو مرحله استقرار و نوسان شامل می‌شود. در مرحله استقرار، پا مانند یک پاندول معکوس حول مفصل مچ پا دوران می‌کند. در مرحله نوسان به دنبال یک شتاب‌گیری اولیه، پا با حرکتی پاندولی حول مفصل ران، ۹۰ درجه بالا می‌رود و پایین می‌آید. لحظه برخورد پا با زمین، لحظه بحرانی حرکت است که شتاب زیادی به پا وارد می‌کند.

واژه‌های کلیدی: کلیدی: رژه، کینماتیک، آسیب، حرکت پاندولی

مقدمه

(۲۰۰۱). چند نوع مشخص از این حرکت وجود دارد که با تفاوت در میزان بالا آوردن پا از هم تفکیک می‌گردند. شکل خاص این رژه و قیدهایی که در اجرای آن تعریف شده است، مشخصه‌های حرکتی ویژه‌ای را پدید می‌آورند. شناخت جنبه‌های بیومکانیکی این حرکت، علاوه بر جذابیت‌هایی که به لحاظ درک عمومی حرکات انسان دارد، گامی اساسی در بهینه‌سازی عملکرد رژه نیروهای مسلح و کاهش ریسک آسیب آن‌ها است.

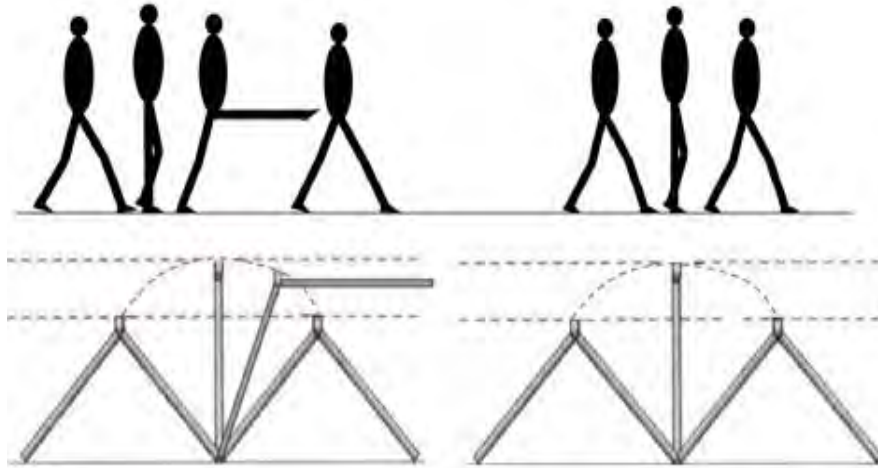
پژوهش حاضر روی رژه ۹۰ درجه متمرکز می‌شود و کینماتیک آن را مورد بررسی قرار می‌دهد. نخستین گام در این راستا تعریف مدلی است که بتواند ویژگی‌های مهم حرکت را نمایان کند. صرف‌نظر از سرعت حرکت، اصلی‌ترین وجه تمایز بین راه رفتن و حرکت‌هایی مثل دویدن یا لی‌لی کردن، فقدان مرحله عدم استقرار^۹ است (لیپرت^{۱۰}، ۲۰۰۶). از این لحاظ رژه نیز همانند راه رفتن است؛ بنابراین می‌توان آن را به عنوان یکی از انواع راه رفتن در نظر گرفت و به کمک مدل‌های موجود برای راه رفتن توصیف کرد. ساده‌ترین مدل برای توصیف کینماتیکی راه رفتن، استفاده از مدل یک تکه پا است (نیومن^{۱۱}، ۲۰۰۲؛ کوئو^{۱۲} و همکاران، ۲۰۰۵؛ ساندرز^{۱۳} و همکاران، ۱۹۵۳). مشخصه اصلی رژه ۹۰ درجه حرکت پاندولی پا و بالا آمدن آن تا موازات سطح زمین می‌باشد. با افزودن این حرکت پاندولی به مدل راه رفتن، مدلی برای رژه ۹۰ درجه به دست می‌آید که مبنای تحلیل‌های کینماتیکی این تحقیق است (شکل ۱). براین اساس هدف از اجرای این تحقیق، تحلیل کینماتیکی رژه ۹۰ درجه نیروهای مسلح براساس مدل یک تکه پا می‌باشد.

رژه نظامی، حرکت ویژه نیروهای مسلح است که به شکل‌های مختلف اجرا می‌گردد و یکی از بخش‌های اصلی و دائمی تمرینات آن‌ها را تشکیل می‌دهد (کیوسادا^۱ و همکاران، ۲۰۰۰؛ ون‌دیک^۲، ۲۰۰۹). بالا بردن سطح آمادگی جسمانی، هماهنگی حرکت و نمایش قدرت و نظم واحدها به عنوان اهداف رژه برشمرده می‌شوند. اکثر مطالعات موجود در زمینه رژه، در کشورهای اروپایی و آمریکایی انجام گرفته‌اند و بالطبع به ارزیابی رژه نیروهای کشور خود پرداخته‌اند. رژه نظامی در این کشورها به لحاظ شکل اجرا تفاوت چندانی با راه رفتن ندارد. از این رو این تحقیقات تا حد زیادی شبیه به مطالعات عمومی حرکت انسان هستند با این تفاوت که در آن‌ها از نیروهای مسلح به‌عنوان آزمودنی استفاده شده است. تاثیر میزان بار حمل‌شده و خستگی ناشی از رژه‌های طولانی بر شاخص‌های حرکتی و عملکردی، جذاب‌ترین موضوع تحقیقی در این حوزه بوده‌اند (ناپیک^۳ و همکاران، ۲۰۰۴؛ اتولتر^۴ و همکاران، ۲۰۰۶؛ ماجومدار^۵ و همکاران، ۲۰۱۰). مطالعات آسیب‌شناختی بخش دیگری از پژوهش‌ها را تشکیل می‌دهند که شیوع آسیب‌های بسیاری را به‌خصوص در اندام تحتانی گزارش کرده‌اند (هارتینگ^۶ و همکاران، ۱۹۹۹؛ ناپیک و همکاران، ۱۹۹۲؛ جونز^۷ و همکاران، ۲۰۰۲).

رژه نظامی اجرا شده در ایران حرکتی است روبه‌جلو که با فلکشن مفصل ران و تاب‌دادن سریع پا با زانوهای کاملاً صاف اجرا می‌شود. حدود ۵۰ کشور جهان این سبک رژه را اجرا می‌کنند (هایتورتوایت^۸ و همکاران،

1. Quesada
2. Van Dijk
3. Knapik
4. Attwells
5. Majumdar
6. Hartig
7. Jones
8. Haythornthwaite

9. Nonsupport
10. Lippert
11. Neumann
12. Kuo
13. Saunders



شکل ۱. سمت راست: مدل یک بخشی پا برای راه رفتن. سمت چپ: مدل یک بخشی پا برای رژه

زانو در حالت اکستنشن کامل و براساس مدل ارائه شده در شکل (۱)، دو مفصل ران و مچ پا به عنوان نقاط کلیدی مشخص کننده حرکت پا تعیین شدند. نشانگر مچ پا روی قوزک خارجی پا و نشانگر مفصل ران روی برجستگی بزرگ استخوان ران قرار گرفت و خط متصل کننده این دو نشانگر به عنوان "پا" در نظر گرفته شد. حرکت دو نشانگر توسط نرم افزار آنالیز حرکت تحلیل شد. هرچند داده‌های مربوط به جابجایی نشانگرها تا حد قابل توجهی هموار بودند اما خروجی‌های نرم افزار برای سرعت و به خصوص برای شتاب با نویز فراوان همراه بودند. جعبه ابزار برازش منحنی نرم افزار متلب^۲ برای هموار کردن داده‌ها به کار گرفته شد. ابتدا با استفاده از روش اسپلاین هموارسازی^۳ با متغیر هموارسازی ۰/۰۰۱ داده‌های تغییر مکان نشانگرها درونیایی و هموار شدند و سپس

روش‌شناسی پژوهش

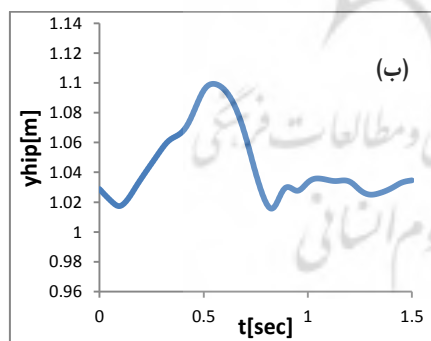
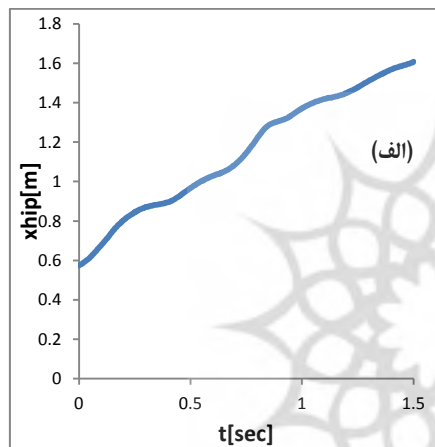
پژوهش حاضر، مطالعه‌ای توصیفی است که در آن ۱۳ نفر از دانشجویان دانشگاه امام حسین (علیه‌السلام) به عنوان آزمودنی شرکت کردند. از آزمودنی‌ها خواسته شد که در محیط کالیبره و در مسیری مستقیم به اجرای رژه ۹۰ درجه بپردازند. به این ترتیب، آزمودنی‌ها بدون مقید شدن به آهنگی خاص برای حرکت، سعی کردند آنچه را به عنوان رژه ۹۰ درجه آموخته بودند اجرا کنند. بنابراین حرکت انجام شده را می‌توان رژه ۹۰ درجه با سرعت ترجیحی نامید؛ همان طور که در مورد راه رفتن یا دویدن بیان می‌شود. یک دوربین سرعت بالا، عمود بر مسیر حرکت و در سمت راست آزمودنی‌ها قرار گرفت و با فرکانس ۳۰۰ هرتز، اجرای شرکت کننده‌ها را ثبت کرد. برای مشخص کردن کینماتیک حرکت، با توجه به قید ثابت بودن مفصل

2. MATLAB- curve fitting
3. Smoothing spline

1. Casio-Exilim

یافته‌های پژوهش

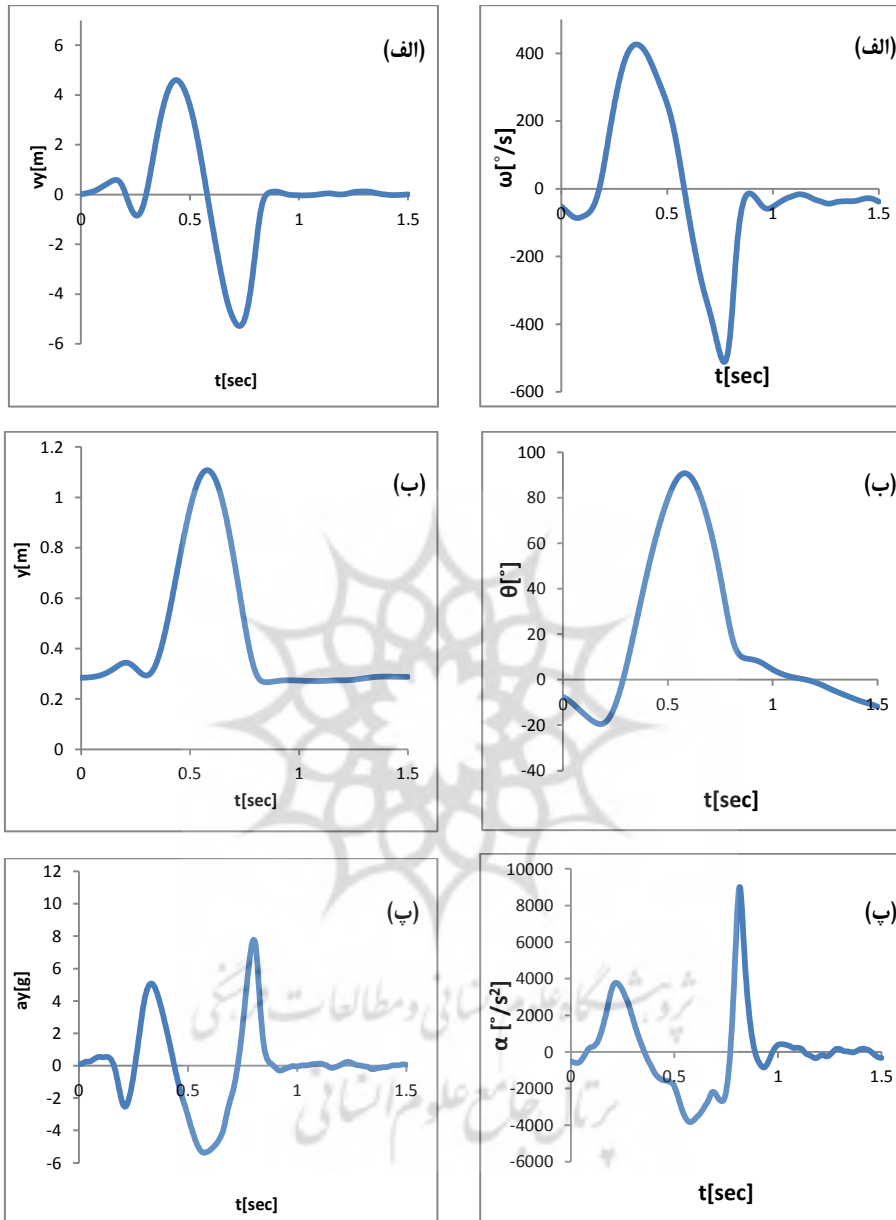
بررسی داده‌ها الگوی تناوبی منحنی‌های کینماتیک را در چرخه‌های متوالی حرکت نشان داد. به علاوه الگوی کلی این منحنی‌ها در تمام آزمودنی‌ها مشابه بود. در شکل ۲ جابجایی افقی و عمودی مفصل ران و در شکل ۳ منحنی‌های مربوط به جابجایی، سرعت و شتاب زاویه‌ای پای یکی از آزمودنی‌ها به تصویر کشیده شده‌اند. شکل‌های ۴ نیز کینماتیک خطی نشانگر میچ پا را نشان داده است.



شکل ۲. تغییر مکان عمودی (الف) و افقی (ب) مفصل ران

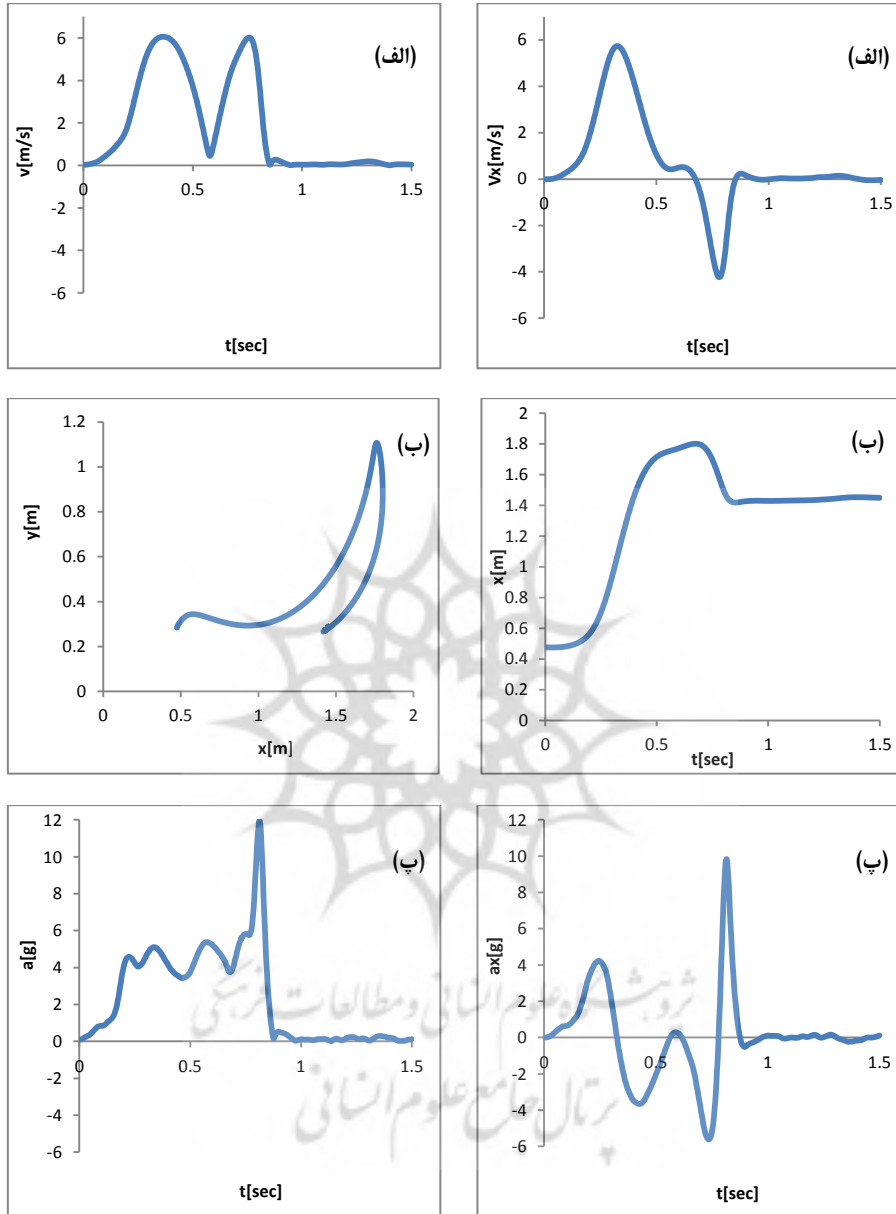
مشتقات مرتبه اول و دوم به عنوان منحنی‌های سرعت و شتاب استخراج گشتند. با طی این روند، کینماتیک حرکت انتقالی مفاصل ران و میچ پا و حرکت زاویه‌ای پا مشخص شد. یک چرخه راه رفتن به عنوان فاصله زمانی بین دو رخداد پیاپی هر یک از اتفاقات تکرارشونده در راه رفتن تعریف می‌شود (ویتل^۱)، (۲۰۱۴). یک چرخه کامل رژه نیز همانند راه رفتن از دو مرحله نوسان^۲ و استقرار^۳ تشکیل می‌گردد. با توجه به نوع مدل اندام تحتانی در این تحقیق، لحظه آغازین حرکت نشانگر میچ پای راست به عنوان مبدا مرحله نوسان در نظر گرفته شد. لحظه ثابت شدن دوباره نشانگر میچ پا روی زمین (پس از طی حرکت پاندولی) نیز به عنوان مبدا مرحله استقرار در نظر گرفته شد و دو فاز نوسان و استقرار را متمایز کرد. در حدود شش گام از حرکت در دید دوربین بود که از بین آن‌ها اولین چرخه کامل حرکت (یعنی دو گام پیاپی)، مورد نظر قرار گرفت. در هر لحظه از چرخه، پایی که در مرحله استقرار بود به عنوان پای تکیه‌گاه و پایی که در مرحله نوسان بود به عنوان پای راهنما مشخص شد. اجرای صحیح رژه مستلزم بالا آوردن پای راهنما تا زاویه خاص آن نوع رژه است. بنابراین بیشترین زاویه بین پای راهنما و راستای قائم تعیین شد و زاویه رژه نام گرفت. همچنین مدت زمان اجرای یک چرخه محاسبه شد و با تقسیم جابجایی افقی مفصل ران بر آن، سرعت پیشروی به دست آمد. تعداد پیک‌ها و مقادیر هر کدام از آن‌ها به عنوان مشخصه حرکت برای همه آزمودنی‌ها ثبت شد.

1. Whittle
2. Swing
3. Support



شکل ۴. منحنی‌های جابجایی عمودی (الف)، سرعت عمودی (ب) و شتاب عمودی (پ) میچ پا

شکل ۳. جابجایی زاویه‌ای (الف)، سرعت زاویه‌ای (ب) و شتاب زاویه‌ای (پ) برای پا



شکل ۵. منحنی‌های جابجایی افقی (الف)، سرعت افقی (ب) و شتاب افقی (پ) موج پا

شکل ۶. منحنی مسیر (الف)، سرعت برآیند (ب) و شتاب برآیند (پ) موج پا

پیشروی شرکت کننده‌های این تحقیق $0/14 \pm 0/6$ متر بر ثانیه بود. این مقدار، کمتر از نصف سرعت راه رفتن عادی است که در حدود $1/37$ متر بر ثانیه گزارش شده است (نیومن، ۲۰۰۲). سرعت رژه آزمودنی‌ها بین $0/33$ تا $0/87$ متر بر ثانیه متغیر بود که دامنه وسیعی را نشان می‌دهد. با این حال سرعت حرکت گروهی در رژه عموماً بسیار بالاتر از این مقادیر است. بالطبع آزمودنی‌های با سرعت ترجیحی پایین‌تر، برای هماهنگی با حرکت گروه، نیازمند صرف انرژی بیشتر و به‌کارگیری عضلات و مفاصل در حد بالاتر دامنه حرکتی هستند که خود می‌تواند در بالابردن ریسک آسیب موثر باشد. میانگین زاویه رژه آزمودنی‌های این تحقیق $90/82 \pm 9/40$ بود که تفاوت چندانی با میزان موردنظر ندارد. باوجوداین، دامنه تغییرات حدود ۳۰ درجه‌ای به دست آمد که نشان از عملکرد نامناسب بعضی از شرکت کننده‌ها در ساختن زاویه رژه دارد. این امر ممکن است به علت ضعف در قدرت یا انعطاف عضلات و یا ضعف در حس مفصل و درک ناصحیح از زاویه ۹۰ درجه باشد.

میانگین دوره زمانی چرخه حرکت برای آزمودنی‌های این تحقیق $1/48 \pm 0/22$ ثانیه و میانگین سرعت پیشروی $0/14 \pm 0/60$ m/s به دست آمد. زاویه رژه نیز $90/82 \pm 9/40$ درجه بود. همان‌طور که در شکل‌های ۳ تا ۶ مشاهده می‌گردد، شتاب زاویه‌ای پا سه پیک و شتاب‌های عمودی، افقی و برآیند مچ پا به ترتیب سه، پنج و یک پیک مهم دارند. مقادیر پیک شتاب‌های خطی مچ پا و شتاب زاویه‌ای پا در جدول (۱) آورده شده‌است.

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از اجرای این تحقیق توصیف کینماتیکی رفتار اندام تحتانی در اجرای رژه ۹۰ درجه بود. برای این منظور مدلی تعریف شد که هر یک از دو پا را مانند میله‌ای صلب در نظر می‌گرفت. بر مبنای این مدل، کینماتیک حرکت مشخص شد. میانگین دوره یک چرخه رژه ۹۰ درجه $1/48 \pm 0/22$ ثانیه به دست آمد که طولانی‌تر از راه رفتن عادی است. دوره چرخه راه رفتن عادی مردان ۱۸ تا ۴۹ سال بین $0/89$ تا $1/32$ ثانیه گزارش شده است (ویتل، ۲۰۱۴). میانگین سرعت

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد پیک‌های منحنی‌های شتاب

متغیر (واحد- نماد)	شماره پیک				
	۵	۴	۳	۲	۱
شتاب زاویه‌ای پا ($\alpha - ^\circ/s^2$)	-	-	± 190.4 7658	± 740 -3665	± 1639 4507
شتاب افقی مچ پا ($a_x - g$)	$\pm 1/58$ 8/67	$\pm 1/32$ -4/46	$\pm 0/73$ 0/18	$\pm 1/32$ -4/61	$\pm 1/66$ 4/62
شتاب عمودی مچ پا ($a_y - g$)	-	-	$\pm 1/60$ 5/93	$\pm 0/70$ -4/92	$\pm 1/04$ 5/63

بخش اول نمودارها در شکل‌های ۲ تا ۶ فاز نوسان و بخش دوم آن‌ها فاز استقرار را نشان می‌دهد. سر پروگزیمال پا یعنی مفصل ران در تمام طول چرخه با سرعت تقریباً ثابت به پیش می‌رود (شکل ۳ الف). اما سر دیستال پا یعنی مفصل مچ، در مرحله استقرار روی زمین ثابت می‌ماند و در مرحله نوسان به همراه کل پا حول مفصل ران دوران می‌کند. در ادامه حرکت زاویه‌ای پا و حرکت انتقالی مچ پا مورد بحث قرار می‌گیرند.

حرکت زاویه‌ای پا (شکل ۳): نمودار تغییر زاویه‌ای پا (شکل ۳ الف) به دو بخش قابل تقسیم است؛ بخش اول نمودار، حاصل حرکت پاندولی پا به عنوان پای راهنما در مرحله نوسان است. در این بخش مفصل ران مرکز دوران است که البته حرکت روبه‌جلوی خود را نیز ادامه می‌دهد. بخش دوم که وضعیت تکیه‌گاهی پا را نشان می‌دهد، در نتیجه پیشروی مفصل ران به وجود آمده است. در این بخش، پا مانند یک پاندول معکوس حول مچ پا دوران می‌کند. نمودار سرعت زاویه‌ای (شکل ۳ ب)، دو پیک اصلی دارد. پیک اول که در مرحله بالا رفتن پای راهنما به وقوع می‌پیوندد نتیجه مرحله شتاب مثبت اولیه است. در مرحله پایین آمدن، اندازه سرعت زاویه‌ای تا لحظه برخورد افزایش می‌یابد و در این لحظه به‌طور ناگهانی به صفر نزدیک می‌شود. در ادامه و در وضعیت تکیه‌گاهی، سرعت زاویه‌ای پا ثابت می‌ماند. منحنی تغییر شتاب در مرحله بالا بردن و پایین آوردن پای راهنما (شکل ۳ پ)، سه نقطه پیک دارد. پیک اول مثبت است و کمی پس از آغاز حرکت رخ می‌دهد. در این لحظه، فلکسورهای ران و اکستنسورهای زانو، در بهترین شرایط از لحاظ طول عضله و زاویه خط کشش نیرو قرار دارند (کومی، ۲۰۱۱). شتاب مثبت که نشانگر غلبه نیروهای بالابرنده بر نیروی وزن می‌باشد، تا رسیدن به سرعت بیشینه ادامه می‌یابد. در ادامه، انقباض کانستریک متوقف

می‌شود و حرکت پای راهنما برای رسیدن به زاویه رژه کنترل می‌شود. این کنترل می‌تواند از طریق اثر گشتاوری نیروی وزن، انقباض اکستریک عضلات مخالف حرکت و یا مقاومت مفصل و ساختارهای غیرانقباضی صورت پذیرد. پیک دوم در لحظه قرارگیری پای راهنما در زاویه رژه، رخ می‌دهد و دارای مقداری منفی است. در این لحظه نیروهای کنترلی در بهترین شرایط برای اعمال نیرو هستند. سراسر مرحله پایین آمدن پای راهنما تا لحظه برخورد، با غلبه نیروی وزن بر نیروهای مخالف حرکت و افزایش سرعت رو به پایین همراه است. البته به موازات کم‌شدن زاویه پای راهنما، بازوی گشتاوری نیروی وزن کاهش می‌یابد و فلکسورهای مفصل ران در وضعیت بهتری برای اعمال نیروی اکستریک قرار می‌گیرند. بنابراین اندازه‌ی شتاب منفی کاهش می‌یابد و به سمت مثبت شدن می‌رود. در لحظه برخورد پا با زمین، نیروی شدید عکس‌العمل سطح به پا وارد می‌شود و ضمن به وجود آوردن پیک سوم در منحنی شتاب، سرعت را به صفر تقلیل می‌دهد.

حرکت عمودی نشانگر مچ پا (شکل ۴): جابجایی عمودی مچ پای راست (شکل ۴ الف)، حاصل حرکت عمودی مفصل ران و مولفه قائم حرکت پاندولی پای راهنما است. با توجه به نمودارهای به‌دست آمده، حرکت عمودی مفصل ران، همسو با جابجایی عمودی مچ پا و با دامنه‌ای در حدود ۰/۱ آن است (شکل ۲ الف). بنابراین منحنی حاصل، بیشتر تحت تاثیر حرکت پاندولی پا است. براساس مدل ساده یک تکه‌پا، تنها یک پیک برای نمودار $y-t$ (در لحظه رسیدن پای راهنما به زاویه رژه) مورد انتظار بود. باین حال در ابتدای نمودار، یک پیک کوچک مشاهده شد که مربوط به گذار پا از وضعیت تکیه‌گاهی به وضعیت راهنما است. صعود نشانگر مچ پا در این مرحله ناشی از فلکشن زانو و در بعضی موارد

بازه‌ای نسبتاً کوچک نوسان می‌کند و در لحظه برخورد صعود ناگهانی را تجربه می‌کند.

یک چرخه کامل رژه ۹۰ درجه نیروهای مسلح دو مرحله استقرار و نوسان را دربر می‌گیرد. حرکت پا در مرحله استقرار تقریباً مشابه با حرکت پا در راه رفتن است. در این مرحله پا مانند یک پاندول معکوس حول انتهای دیستال خود دوران می‌کند. تفاوت اصلی راه رفتن و رژه در مرحله نوسان است. صعود پا در این مرحله شبیه به ضربات پا در ورزش‌های رزمی یا شوت روی پای فوتبال است؛ با این تفاوت که در ضربات پا یا شوت فوتبال ورزشکار سعی می‌کند که شتاب مثبت را تا کمی پیش از لحظه برخورد پا با حریف یا توپ حفظ کند (نانومه^۱ و همکاران، ۲۰۰۲؛ کیم^۲ و همکاران، ۲۰۱۱؛ واسیک^۳، ۲۰۱۱). اما در اجرای رژه، شتاب‌گیری و افزایش سرعت تنها در ابتدای مسیر رخ می‌دهد. به نظر می‌رسد که ادامه حرکت پا در مرحله نوسان تا لحظه برخورد به زمین، تاحدزبانی پاندولی و غیرفعال است. با این حال با افزایش سرعت رژه، حرکت پای راهنما باید به صورت فعال و چکشی شود که بالاتر رفتن نیروی عکس‌العمل زمین در لحظه برخورد و افزایش ریسک آسیب را به دنبال خواهد داشت.

منابع

- Attwells, R. L., Birrell, S. A., Hooper, R. H., & Mansfield, N. J. (2006). Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait. *Ergonomics*, 49(14), 1527-1537.
- Hartig, D. E., & Henderson, J. M. (1999). Increasing hamstring flexibility decreases lower extremity overuse injuries in military basic trainees. *The American journal of sports medicine*, 27(2), 173-176.

1. Nunome
2. Kim
3. Wasik

پلانتارفلکشن می‌باشد. شکل کلی نمودارهای سرعت و شتاب عمودی مشابه با منحنی‌های زاویه‌ای متناظر است.

حرکت افقی نشانگر مچ پا (شکل ۵): حرکت افقی نشانگر مچ پا از حرکت روبه‌جلوی مفصل ران به‌علاوه مولفه افقی حرکت پاندولی پای راهنما حاصل می‌گردد. پیشروی مفصل ران که با سرعت تقریباً ثابت صورت می‌پذیرد (شکل ۲ ب) موجب پله‌ای شدن نمودار $x-t$ و همچنین تغییر شکل پیک نمودار در همسایگی لحظه رسیدن به زاویه رژه (در مقایسه با پیک نمودارهای $y-t$ و $\theta-t$)، می‌گردد. تفاوت عمده منحنی سرعت افقی (شکل ۵ ب) با سرعت‌های عمودی و زاویه‌ای نیز در همسایگی لحظه رسیدن به زاویه رژه است. در این بخش از منحنی، یک ناحیه کفه یا فلات با مقدار مثبت مشاهده می‌شود. این مقدار مثبت، همان سرعت پیشروی ثابت مفصل ران است. منحنی شتاب افقی (شکل ۵ پ) همانند شتاب‌های عمودی و زاویه‌ای شامل دو پیک در ابتدا و انتهای حرکت پاندولی است که به ترتیب، اعمال نیروی فلکسورهای ران و برخورد پا با زمین را مشخص می‌کند. سه پیک میانی، مشخصه شتاب افقی حرکت پاندولی پا هستند. پیک سوم شتاب، مقداری نزدیک به صفر دارد و در لحظه رسیدن به زاویه رژه رخ می‌دهد.

حرکت کلی نشانگر مچ پا (شکل ۶): پیک اصلی منحنی مسیر که در شکل (۶ الف) نشان داده شده است نیز در لحظه رسیدن به زاویه رژه رخ می‌دهد. پیک کوچک مشاهده‌شده در ابتدای مسیر، همان پیک اولیه مشاهده‌شده در منحنی $y-t$ است. منحنی مسیر، در ابتدای مرحله تکیه‌گاهی متوقف می‌شود. نمودار برآیند سرعت، مشابه با سایر نمودارهای سرعت می‌باشد، با این تفاوت که بخش منفی نمودار به بالای محور منتقل شده است. نمودار برآیند شتاب در ابتدای حرکت بالا رفتن پا افزایش می‌یابد، پس از آن در

- Haythornthwaite, P. (2012). *The Russian Army of the Napoleonic Wars (1): Infantry 1799–1814*. Bloomsbury Publishing.
- Jones, B. H., Thacker, S. B., Gilchrist, J., Kimsey Jr, C. D., & Sosin, D. M. (2002). Prevention of lower extremity stress fractures in athletes and soldiers: a systematic review. *Epidemiologic reviews*, 24(2), 228-247.
- Kim, Y. K., Kim, Y. H., & Im, S. J. (2011). Inter-joint coordination in producing kicking velocity of Taekwondo kicks. *Journal of sports science & medicine*, 10(1), 31.
- Knapik, J., Reynolds, K., Staab, J., Vogel, J. A., & Jones, B. (1992). Injuries associated with strenuous road marching. *Military medicine*, 157(2), 64-67.
- Knapik, J. J., Reynolds, K. L., & Harman, E. (2004). Soldier load carriage: historical, physiological, biomechanical, and medical aspects. *Military medicine*, 169(1), 45-56.
- Komi, P. V. (2010). From isolated actions to true muscle function. *Neuromuscular Aspects of Sport Performance*, 17, 1-14.
- Kuo, A. D., Donelan, J. M., & Ruina, A. (2005). Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transitions. *Exercise and sport sciences reviews*, 33(2), 88-97.
- Lippert, S. L. (2006). *Clinical Kinesiology of Anatomy the Upper extremities*. Clinical Kinesiology and Anatomy, Philadelphia, FA. Davis Company.
- Majumdar, D., Pal, M. S., & Majumdar, D. (2010). Effects of military load carriage on kinematics of gait. *Ergonomics*, 53(6), 782-791.
- Neumann, D. A. (2002). *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation*. Mosby.
- Nunome, H., Asai, T., Ikegami, Y., & Sakurai, S. (2002). Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(12), 2028-2036.
- Quesada, P. M., Mengelkoch, L. J., Hale, R. C., & Simon, S. R. (2000). Biomechanical and metabolic effects of varying backpack loading on simulated marching. *Ergonomics*, 43(3), 293-309.
- Saunders, J. B., Inman, V., & Eberhart, H. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 35(3), 543.
- Van Dijk, J. (2009). Chapter 3-Common Military Task: Marching. *Optimizing Operational Physical Fitness*. RTO-TR-HFM-080. NATO Research and Technology Organisation.
- Wasik, J. (2011). Kinematics and kinetics of taekwon-do side kick. *Journal of human kinetics*, 30(1), 13-20.
- Whittle, M. W. (2014). *Gait analysis: an introduction*. Butterworth-Heinemann.

استناد به مقاله

- عرشی، احمدرضا؛ شیرزاد، الهام و عشرستاقی، مجتبی. (۱۳۹۹). تحلیل کینماتیکی حرکت اندام تحتانی در رژه ۹۰ درجه نیروهای مسلح جمهوری اسلامی ایران، علوم ورزشی و توان رزم، ۱ (۱)، ۹۱-۱۰۰.

- Arshi, A. R.; Shirzad, E. & Ashrotaghi, M. (2020). Kinematic Analysis of Lower Body During 90-Degree the Islamic Republic of Iran's Military Marching, *Biannual Journal of Sport Science and Battle Ability*, 1 (1), 90-100.