

دوفصلنامه علوم ورزشی و توان رزم

دوره ۳، شماره ۵: ۸۹-۹۹

تحلیل کینماتیکی حرکت اندام تحتانی در رژه ۹۰ درجه

نیروهای مسلح جمهوری اسلامی ایران

احمد رضا عرشی^۱، الهام شیرزاد^۲، مجتبی عسرسناقی^{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:

تاریخ دریافت:

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 (علیه السلام) در مقابل یک دوربین سرعت بالا 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 تغییر مکان، سرعت و شتاب برای حرکت زائویه‌ای پا و حرکت انتقالی مچ پا ارائه شدند و مورد تحلیل قرار گرفتند. میانگین سرعت پیشروی 0.16 m/s به‌دست آمد. منحنی شتاب زائویه‌ای 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: رژه، کینماتیک، آسیب، حرکت پاندولی

مقدمه

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). بالابردن 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 راه‌رفتن 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 به عنوان آزمودنی استفاده شده است. تأثیر 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؛ اتوئلز^۴ و همکاران، ۲۰۰۶؛ ماجومدار^۵ و همکاران، ۲۰۱۰). مطالعات آسیب‌شناسی، 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 زانوهایی کاملاً صاف اجرا می‌شود. حدود ۵۰ کشور جهان این سبک رژه را اجرا می‌کنند (هایتورنتوایت^۸ و همکاران، ۲۰۰۱). چند نوع مشخص از این حرکت وجود دارد که با تفاوت در میزان بالابردن 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 لی‌لی‌کردن، فقدان مرحله عدم استقرار^۹ است (لیپرت^{۱۰}، ۲۰۰۶). از این لحاظ، رژه نیز همانند راه رفتن است؛ بنابراین می‌توان آن را به‌عنوان یکی از انواع راه رفتن در نظر گرفت و به کمک مدل‌های موجود برای راه‌رفتن توصیف کرد. ساده‌ترین مدل برای توصیف کینماتیکی راه‌رفتن، استفاده از مدل یک تکه پا است (نیومن^{۱۱}، ۲۰۰۲؛

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

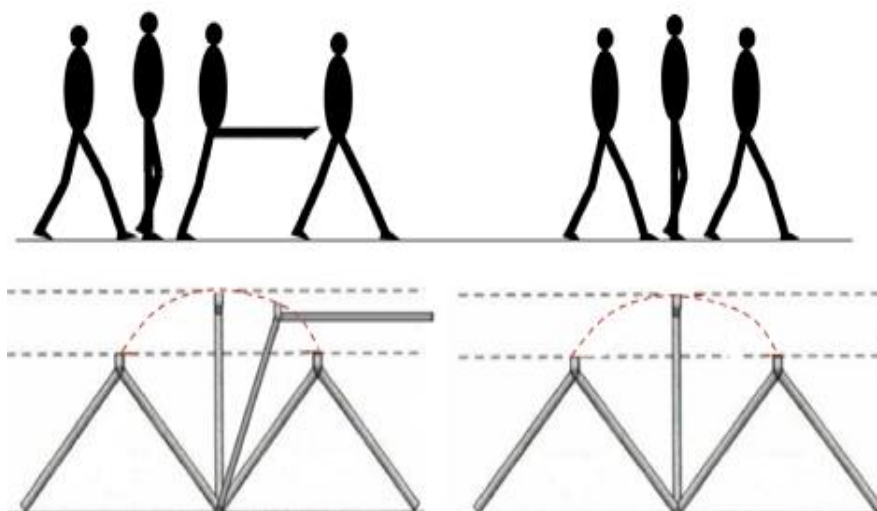
8. Haythornthwaite
9. Nonsupport
10. Lippert
11. Neumann

کوئو^۱ و همکاران، ۲۰۰۵؛ ساندرز^۲ و همکاران، ۱۹۵۳). مشخصه اصلی رژه ۹۰ درجه حرکت پاندولی پا و بالا آمدن آن تا موازات سطح زمین می باشد. با افزودن این حرکت پاندولی به مدل راه رفتن، مدلی برای رژه ۹۰ درجه به دست می آید که مبنای تحلیل های کینماتیکی این تحقیق است (شکل ۱). بر این اساس هدف از اجرای این تحقیق، تحلیل کینماتیکی رژه ۹۰ درجه نیروهای مسلح براساس مدل یک تکه پا می باشد.

روش شناسی پژوهش

پژوهش حاضر، مطالعه ای توصیفی است که در آن ۱۳ نفر از دانشجویان دانشگاه امام

حسین (علیه السلام) به عنوان آزمودنی شرکت کردند. از آزمودنی ها خواسته شد که در محیط کالیبره و در مسیری مستقیم به اجرای رژه ۹۰ درجه بپردازند. به این ترتیب، آزمودنی ها 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 می توان رژه ۹۰ درجه با سرعت ترجیحی نامید؛ همان طور که در مورد راه رفتن یا دویدن بیان می شود. یک دوربین سرعت بالا^۳، عمود بر مسیر حرکت و در سمت راست آزمودنی ها قرار گرفت و با فرکانس ۳۰۰ هرتز، اجرای شرکت کننده ها را ثبت کرد. برای مشخص کردن کینماتیک حرکت، با توجه به قید



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

1. Kuo

2. Saunders

3. Casio-Exilim

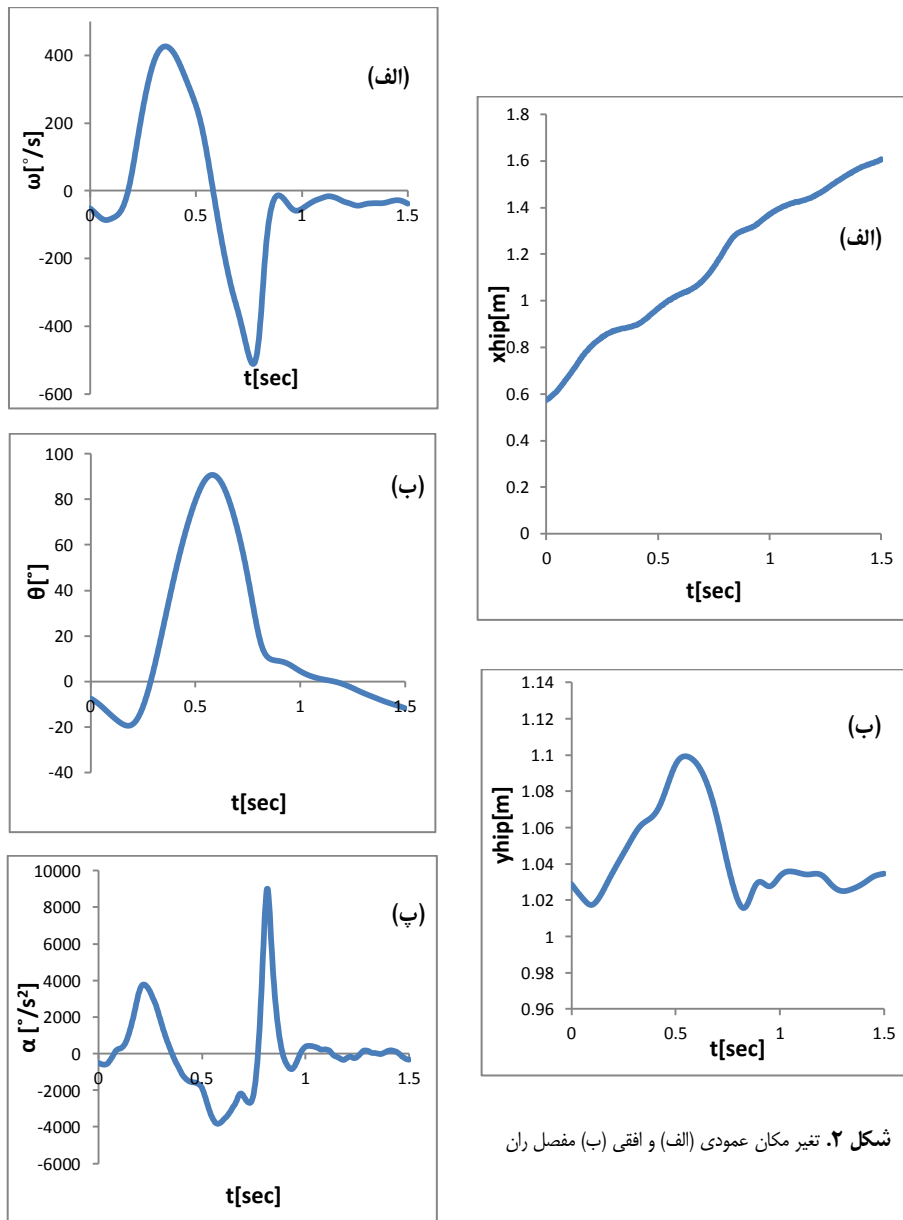
ثابت بودن مفصل زانو در حالت اکستنشن کامل و براساس مدل ارائه شده در شکل (۱)، دو مفصل ران و مچ پا به عنوان نقاط کلیدی مشخص کننده حرکت پا تعیین شدند. نشانگر مچ پا روی قوزک خارجی پا و نشانگر مفصل ران روی برجستگی بزرگ استخوان ران قرار گرفت و خط متصل کننده این دو نشانگر به عنوان "پا" در نظر گرفته شد. حرکت دو نشانگر، توسط نرم افزار آنالیز حرکت تحلیل شد. هر چند داده های مربوط به جابجایی نشانگرها تا حد قابل توجهی هموار بودند، اما خروجی های نرم افزار برای سرعت و به خصوص برای شتاب با نویز فراوان همراه بودند. جعبه ابزار برازش منحنی نرم افزار متلب^۱ برای هموار کردن داده ها به کار گرفته شد. ابتدا با استفاده از روش اسپلاین هموارسازی^۲ با متغیر هموارسازی ۰/۰۰۱ داده های تغییر مکان نشانگرها درونیابی و هموار شدند و سپس مشتقات مرتبه اول و دوم به عنوان منحنی های سرعت و شتاب استخراج گشتند. با طی این روند، کینماتیک حرکت انتقالی مفاصل ران و مچ پا و حرکت زاویه ای پا مشخص شد. یک چرخه راه رفتن به عنوان فاصله زمانی بین دو رخداد پیاپی هر یک از اتفاقات تکرارشونده در راه رفتن تعریف می شود (ویتل^۳، ۲۰۱۴). یک چرخه کامل رژه نیز همانند راه رفتن از دو مرحله نوسان^۴ و استقرار^۵ تشکیل می گردد. با توجه به نوع مدل اندام تحتانی در این تحقیق، لحظه آغازین حرکت

نشانگر مچ پای راست به عنوان مبدأ مرحله نوسان در نظر گرفته شد. لحظه ثابت شدن دوباره نشانگر مچ پا روی زمین (پس از طی حرکت پاندولی) نیز به عنوان مبدأ 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 (دو گام پیاپی)، مورد نظر قرار گرفت. در هر لحظه از چرخه، پایی که در مرحله استقرار بود به عنوان پای تکیه گاه 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 پیک ها و مقادیر هر کدام از آنها به عنوان مشخصه حرکت برای همه آزمودنی ها ثبت شد.

یافته های پژوهش

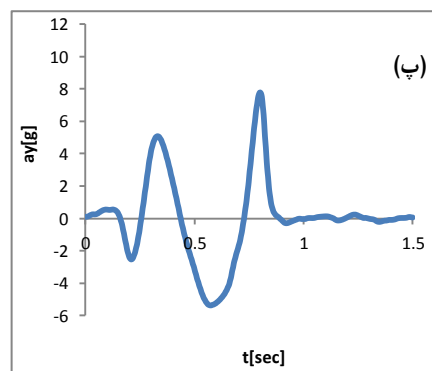
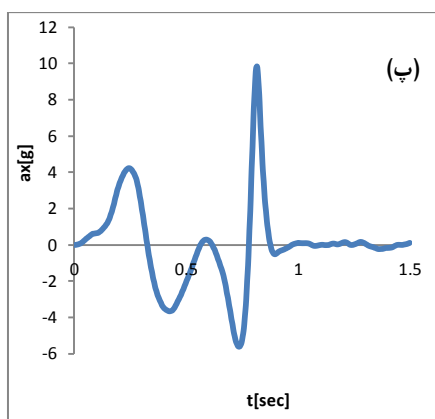
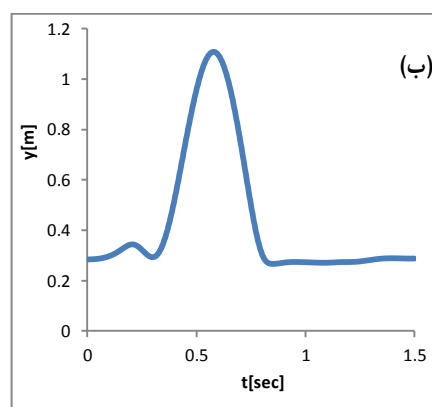
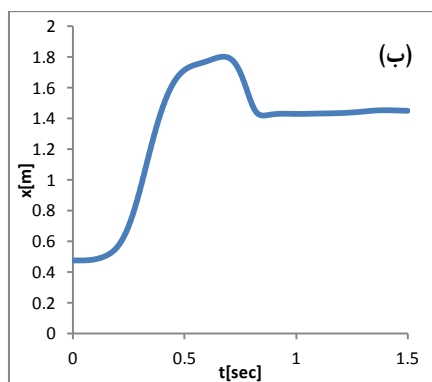
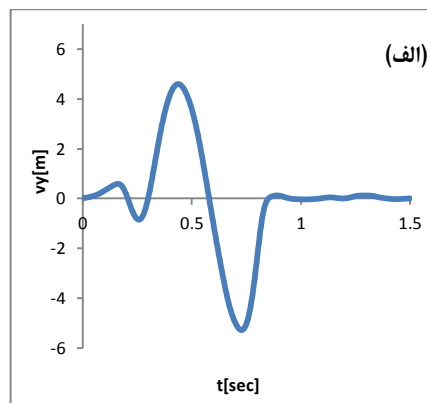
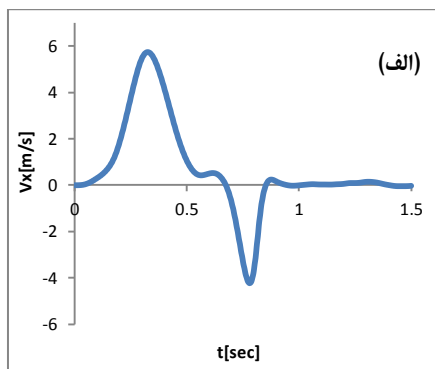
بررسی داده ها، الگوی تناوبی منحنی های کینماتیک را در چرخه های متوالی حرکت نشان داد. به علاوه الگوی کلی این منحنی ها در تمام آزمودنی ها مشابه بود. در شکل ۲ جابجایی افقی و عمودی مفصل ران و در شکل ۳ منحنی های مربوط به جابجایی، سرعت و شتاب زاویه ای پای یکی از آزمودنی ها به تصویر کشیده شده اند. شکل های ۴ نیز کینماتیک خطی نشانگر مچ پا را نشان داده است.

1. MATLAB- curve fitting
2. Smoothing spline
3. Whittle
4. Swing
5. Support



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

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



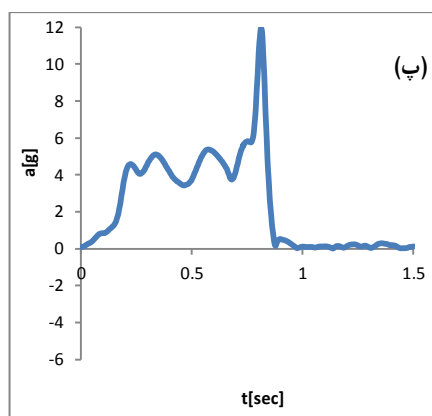
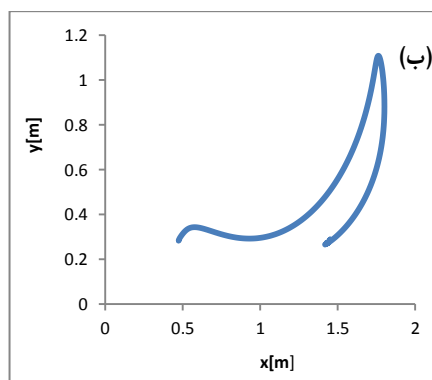
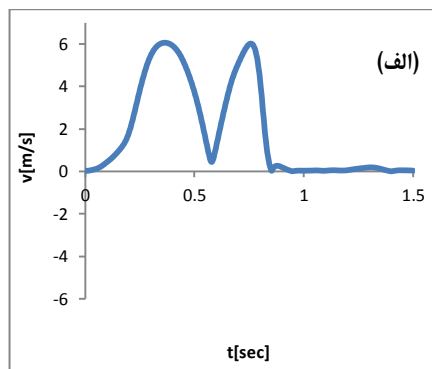
شکل ۵. منحنی‌های جابجایی افقی (الف)، سرعت افقی (ب) و شتاب افقی (پ) مج پا

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

میانگین دوره زمانی چرخه حرکت برای آزمودنی‌های این تحقیق $0/22 \pm 1/48$ ثانیه و میانگین سرعت پیشروی $0/14 \pm 0/60$ m/s به دست آمد. زاویه رژه نیز $9/40 \pm 90/82$ 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 شده است.

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 هریک 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 $0/22 \pm 1/48$ 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 پیشروی شرکت‌کننده‌های این تحقیق $0/14 \pm 0/60$ 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



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

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد پیک‌های منحنی‌های شتاب

متغیر (واحد - نماد)	شماره پیک				
	۱	۲	۳	۴	۵
شتاب زاویه‌ای پا (α°/s^2)	± 1639 ۴۵۰۷	± 740 -۳۶۶۵	± 1904 ۷۶۵۸	-	-
شتاب افقی مچ پا ($a_x - g$)	$\pm 1/66$ ۴/۶۲	$\pm 1/32$ -۴/۶۱	$\pm 0/73$ ۰/۱۸	$\pm 1/32$ -۴/۴۶	$\pm 1/58$ ۸/۶۷
شتاب عمودی مچ پا ($a_y - g$)	$\pm 1/04$ ۵/۶۳	$\pm 0/70$ -۴/۹۲	$\pm 1/60$ ۵/۹۳	-	-

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 مؤثر باشد. میانگین زاویه رژه آزمودنی‌های این تحقیق، $9/40^\circ \pm 90/82$ بود که تفاوت چندانی با میزان موردنظر ندارد. با وجود این، دامنه تغییرات حدود ۳۰ درجه‌ای به دست آمد که نشان از عملکرد نامناسب بعضی از شرکت‌کننده‌ها 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. 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 زاویه پا (شکل ۳ الف) به دو بخش قابل تقسیم است؛ بخش اول نمودار، حاصل حرکت پاندولی پا به‌عنوان 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 بالارفتن 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 بالابردن و پایین آوردن پای راهنما (شکل ۳ پ)، سه نقطه پیک دارد. پیک اول مثبت است و کمی پس از آغاز حرکت رخ می دهد. 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 می باشد، تا رسیدن به سرعت بیشینه ادامه می یابد. در ادامه، انقباض کانستریک متوقف می شود و حرکت پای راهنما برای رسیدن به زاویه رژه کنترل می شود. این کنترل می تواند 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 می دهد 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 کم شدن زاویه پای راهنما، بازوی گشتاوری نیروی وزن کاهش می یابد و فلکسورهای مفصل ران در وضعیت بهتری برای اعمال نیروی اکستریک قرار می گیرند؛ بنابراین اندازه شتاب منفی کاهش می یابد و به سمت مثبت شدن می رود. در لحظه برخورد پا با زمین، نیروی شدید عکس العمل سطح به پا وارد می شود و ضمن به وجود آوردن پیک سوم در منحنی شتاب، سرعت را به صفر تقلیل

می دهد.

حرکت عمودی نشانگر میچ پا (شکل ۴): جابجایی عمودی میچ پای راست (شکل ۴ الف)، حاصل حرکت عمودی مفصل ران و مولفه قائم حرکت پاندولی پای راهنما است. با توجه به نمودارهای به دست آمده، حرکت عمودی مفصل ران، همسو با جابجایی عمودی میچ پا و با دامنه ای در حدود ۰/۱ آن است (شکل ۲ الف)؛ بنابراین منحنی حاصل، بیشتر تحت تأثیر حرکت پاندولی پا است. براساس مدل ساده یک تکه پا، تنها یک پیک برای نمودار $y-t$ (در لحظه رسیدن پای راهنما به زاویه رژه) مورد انتظار بود. با این حال در ابتدای نمودار، یک پیک کوچک مشاهده شد که مربوط به گذار پا از وضعیت تکیه گاهی به وضعیت راهنما است. صعود نشانگر میچ پا در این مرحله ناشی از فلکشن زانو و در بعضی موارد پلانترفلکشن می باشد. شکل کلی نمودارهای سرعت و شتاب عمودی مشابه با منحنی های زاویه ای متناظر است.

حرکت افقی نشانگر میچ پا (شکل ۵): حرکت افقی نشانگر میچ پا از حرکت روبه جلوی مفصل ران به علاوه مولفه افقی حرکت پاندولی پای راهنما حاصل می گردد. پیشروی مفصل ران که با سرعت تقریباً ثابت صورت می پذیرد (شکل ۲ ب)، موجب پله ای 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 $\theta-t$)، می گردد. تفاوت عمده منحنی سرعت افقی (شکل ۵ ب) با سرعت های عمودی و زاویه ای نیز در همسایگی لحظه رسیدن به زاویه رژه است. در

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، تاحدزیادی 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.
- Haythornthwaite, P. (2012). *The Russian Army of the Napoleonic Wars (1): Infantry 1799-1814*. Bloomsbury Publishing.

1. Nunome
2. Kim
3. Wąsik

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 می‌کنند. 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 بالاتر رفتن پا افزایش می‌یابد، پس از آن در 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

- 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.
- Neumanm, 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.
- Wąsik, 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، ۳ (۵)، ۸۹-۹۹.

- 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*, 3 (5), 89-99.