Journal of Military Medicine
Autumn 2014 ,Volume 16, Issue 3
Pages: 155-160

Evaluating the Shock Induced to the Legs during the 90 Degree Military Marching Using Acceleration Curves

Arshi A.R.[1] PhD, Shirzad E.[2] PhD, Ashrostaghi M.[3*] MSc, Salimi S.A.R[4] BSc

[1] Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran
[2] Department of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran
[3] Department of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
[4] Sports Engineering and Health Clinic, Enghelab Sport Complex, Tehran, Iran

Abstract

Aims: The objective of this study was to evaluate the shock induced to the legs during the 90 degree military marching using acceleration curves.
Methods: Subjects of this study were 13 Imam Hossein University Students performing 90 degree military marches at self-selected speeds recorded by a high speed camera at 300 fps from the sagittal plane. Two passive markers were placed on the hip and ankle of the participants. Horizontal component of hip velocity and accompanying ankle acceleration curves while marching were deduced and the magnitudes of peak acceleration at the moment of impact with the ground were recorded.
Results: Cyclic acceleration curves for consecutive movements were identified in all the subjects. Average propulsion velocity of 0.60±0.14m/s and average horizontal, vertical and resultant peak accelerations were 8.67± 1.58, 5.93± 1.60g, and 10± 1.72 g.
Conclusion: Unlike walking and running, the magnitude of horizontal acceleration at the instant of impact was larger than that of the vertical, in 90 degree marching. Although the forward velocity was remarkably slow, the accelerations obtained in this study were higher than those encountered with running at a velocity of 4 m/s. Directions and magnitudes of the acceleration indicate the irrational ground reaction force which can be highly prone to injury. The inclusion of special energy absorption parts in the armed forces boots, marching exercises using visual feedback on acceleration profiles, or adoption of alternative marching techniques could all contribute to reduce or eliminate injury problems.

Keywords: Marching, Impact Acceleration, Ground Reaction Force, Overuse Injury

*Corresponding author: Ashrostaghi M. Email: mojtabaashr@yahoo.com

مجله طب نظامی
دوره ۱۶، شماره ۳، پاییز ۱۳۹۳
صفحات: ۱۶۰-۱۵۵

تحلیل شوک وارد بر پا در رژه‌ی ۹۰ درجه‌ی نیروهای مسلح با استفاده از منحنی‌های شتاب

احمدرضا عرشی[۱] PhD، الهام شیرزاد[۲] PhD، مجتبی عشرستاقی*[۳] MSc، سید علیرضا سلیمی[۴] BSc

[۱] دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
[۲] دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
[۳] دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
[۴] کلینیک مهندسی ورزش و سلامت، مجموعه ورزشی انقلاب، تهران، ایران

چکیده

اهداف: هدف از اجرای این تحقیق، تحلیل شوک وارد بر پا در رژه‌ی ۹۰ درجه‌ی نیروهای مسلح به کمک منحنی‌های شتاب بود.

روش‌ها: آزمودنی‌های این تحقیق ۱۳ نفر از دانشجویان دانشگاه امام حسین (ع) بودند که در مقابل یک دوربین سرعت بالا به اجرای رژه‌ی ۹۰ درجه با سرعت پیشروی دلخواه پرداختند. مفاصل ران و مچ پای راست آزمودنی‌ها نشان‌گذاری شد و حرکت در صفحه‌ی ساجیتال با فرکانس ۳۰۰ هرتز ثبت گردید. با استفاده از نرم‌افزار آنالیز حرکت، سرعت افقی مارکر مفصل ران و منحنی‌های شتاب حرکت مارکر قوزک پا حین اجرای رژه به دست آمدند و مقادیر پیک شتاب در لحظه‌ی برخورد پا با زمین ثبت شدند.

یافته‌ها: بررسی داده‌ها الگوی تناوبی منحنی‌های شتاب را در چرخه‌های متوالی حرکت برای همه‌ی آزمودنی‌ها نشان داد. میانگین سرعت پیشروی ۰/۶۰±۰/۱۴m/s و میانگین پیک شتاب‌های افقی، عمودی و برآیند، به ترتیب برابر با ۸/۶۷±۱/۵۸g، ۵/۹۳±۱/۶۰g و ۱۰±۱/۷۲g ثبت شد.

نتیجه‌گیری: در رژه‌ی ۹۰ درجه، برخلاف راه رفتن و دویدن، شتاب افقی لحظه‌ی برخورد بزرگ‌تر از شتاب عمودی بود. علی‌رغم سرعت پیشروی بسیار پایین، شتاب به‌دست‌آمده در این مطالعه با شتاب‌های گزارش شده در دویدن با سرعت‌های بالاتر از ۴m/s برابری می‌کند. میزان بالای شتاب و جهت‌گیری خاص آن، حاکی از نیروی شدید عکس‌العمل زمین و شکل نامتعارف اعمال آن است که می‌تواند به‌شدت آسیب‌زا باشد. استفاده از ضربه‌گیرهای خاص در پوتین‌های نیروهای مسلح، تمرین رژه با استفاده از فیدبک دیداری منحنی‌های شتاب و یا تغییر شکل اجرای رژه به‌عنوان راهکارهای تعدیل یا رفع مشکل پیشنهاد می‌شوند.

کلیدواژه‌ها: رژه، شتاب برخورد، نیروی عکس‌العمل زمین، آسیب پرکاری

*نویسنده مسئول: مجتبی عشرستاقی. پست الکترونیک: mojtabaashr@yahoo.com
دریافت مقاله: ۹۲/۹/۱۳ پذیرش مقاله: ۹۳/۷/۲۷

مقدمه

رژه‌ی نیروهای مسلح یکی از بخش‌های اصلی و دائمی تمرینات این نیروها است [۱] که به شکل‌های مختلف اجرا می‌گردد. بالا بردن سطح آمادگی جسمانی، هماهنگی حرکت و نمایش قدرت و نظم واحدها به‌عنوان اهداف رژه برشمرده می‌شوند. با این حال، مطالعات آسیب شناختی رژه، شیوع صدمات بسیاری را گزارش کرده‌اند که تاول زدن پا، متاتارسالژیا، استرس فراکچر، درد زانو و کمردرد تنها بخشی از آن‌ها هستند [۲، ۳]. بر اساس مطالعات بیومکانیکی انجام گرفته، خستگی ناشی از پرکاری و اعمال بارهای متناوب، به‌عنوان مکانیزم عمومی آسیب‌های وارده مشخص شده‌اند [۳، ۴]. مجموعه‌ی پژوهش‌های انجام شده به ارائه‌ی برنامه‌های تمرینی مناسب برای بالا بردن آمادگی جسمانی و حرکتی نیروها و بهینه‌سازی تجهیزاتی مانند کوله‌پشتی و پوتین‌های آن‌ها که تأثیر مستقیم بر بروز آسیب دارند منجر شده است [۵–۷].

تقریباً تمام مطالعات موجود در زمینه‌ی رژه، در کشورهای اروپایی و آمریکا انجام گرفته‌اند و بالطبع به ارزیابی رژه‌ی نیروهای کشور خود پرداخته‌اند. رژه‌ی نظامی در این کشورها به لحاظ شکل اجرا تفاوت چندانی با راه رفتن ندارد. از این رو این تحقیقات بسیار شبیه به مطالعات عمومی حرکت انسان هستند با این تفاوت که در آن‌ها از نیروهای مسلح به‌عنوان آزمودنی استفاده شده است. رژه‌ی نظامی اجرا شده در ایران حرکتی است رو به جلو که با فلکشن مفصل ران و تاب دادن سریع پا با زانوهای کاملاً صاف اجرا می‌شود. این سبک رژه، ریشه در برنامه‌های نظامی امپراتوری‌های روس و پروس در قرن هجدهم دارد و در قرن‌های نوزدهم و بیستم به‌موازات پیروزی‌های سیاسی و نظامی آلمان و شوروی، به‌عنوان بخشی از تمرینات نظامی بسیاری از کشورهای جهان پذیرفته شد [۸]. 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 خاصی را پدید می‌آورد و مطالعات ویژه‌ای را می‌طلبد.

یکی از رژه‌های نظامی در ایران رژه‌ی ۹۰ درجه است که مشخصه‌ی اصلی آن بالا آمدن پا تا موازات سطح زمین می‌باشد. این حرکت شبه‌پاندولی پا که گاه برای نمایش قدرت واحدها و استحکام رژه به حالت چکشی اجرا می‌گردد پتانسیل اعمال نیروی شدید عکس‌العمل زمین را در لحظه‌ی برخورد به وجود می‌آورد. ارائه‌ی راهکار برای تعدیل شوک وارد بر پا که زمینه ساز انواع آسیب‌های پرکاری است نیازمند تحلیل مکانیکی ضربه است. برخورد با زمین شتابی ناگهانی به پا می‌دهد که ارتباط آن با پیک نیروی عکس‌العمل زمین در مطالعات مختلف نشان داده شده است [۹، ۱۰]. بر این اساس بررسی منحنی‌های شتاب، به‌عنوان یکی از روش‌های تحلیل ضربه مورد نظر قرار گرفته است [۱۱–۱۷]. هدف از اجرای این تحقیق، تحلیل شوک وارد بر پا در رژه‌ی ۹۰ درجه به کمک منحنی‌های شتاب بود.

روش‌ها

روش این تحقیق نیمه تجربی و طرح تحقیق از نوع توصیفی بود. ۱۳ نفر از دانشجویان دانشگاه امام حسین (ع) به‌طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. پس از توضیح کامل مراحل و اهداف آزمون، از آزمودنی‌ها خواسته شد که در محیط کالیبره و در مسیری مستقیم به اجرای رژه‌ی ۹۰ درجه بپردازند. به این ترتیب، آزمودنی‌ها بدون مقید شدن به آهنگی خاص برای حرکت، سعی کردند آنچه را به‌عنوان رژه‌ی ۹۰ درجه آموخته بودند اجرا کنند؛ بنابراین حرکت انجام شده را می‌توان رژه‌ی ۹۰ درجه با سرعت ترجیحی نامید؛ همان طور که در مورد راه رفتن یا دویدن بیان می‌شود. یک دوربین سرعت بالا (Casio-Exilim)، عمود بر مسیر حرکت و در سمت راست آزمودنی‌ها قرار گرفت و با فرکانس ۳۰۰ هرتز، اجرای شرکت‌کننده‌ها را ثبت نمود. مفاصل ران و مچ پای راست آزمودنی‌ها با استفاده از دو مارکر، نشان‌گذاری شد و حرکت آن‌ها توسط نرم افزار آنالیز حرکت دنبال شد. مارکر مفصل ران روی تروکانتر بزرگ و مارکر مچ پا روی قوزک خارجی پای راست آزمودنی‌ها قرار گرفت. در حدود شش گام از حرکت در دید دوربین بود که اطلاعات سینماتیکی آن، به کمک نرم‌افزار به‌دست آمد. یک چرخه‌ی راه رفتن به‌عنوان فاصله‌ی زمانی بین دو رخداد پیاپی هر یک از اتفاقات تکرار شونده در راه رفتن تعریف می‌شود [۱۸]. یک چرخه‌ی کامل رژه نیز همانند راه رفتن از دو مرحله‌ی نوسان (swing) و استقرار (stance) تشکیل می‌گردد. در این تحقیق، لحظه‌ی شروع حرکت مچ پا به‌عنوان مبدأ مرحله‌ی نوسان تعیین شد. لحظه‌ی ثابت شدن دوباره‌ی مارکر مچ پا روی زمین (پس از طی حرکت شبه پاندولی پا) نیز به‌عنوان مبدأ مرحله‌ی استقرار در نظر گرفته شد و دو فاز نوسان و استقرار را متمایز کرد. از میان گام‌های آنالیز شده، اولین چرخه‌ی کامل حرکت (دو گام پیاپی)، مشخص شد و اطلاعات آن استخراج گشت. هرچند داده‌های مربوط به جابجایی مارکر تا حد قابل توجهی هموار (smooth) بودند اما خروجی‌های نرم‌افزار برای سرعت و به‌خصوص برای شتاب با نویز فراوان همراه بودند. جعبه ابزار برازش منحنی نرم افزار متلب (MATLAB - curve fitting) برای هموارسازی داده‌ها به کار گرفته شد. ابتدا با استفاده از روش اسپلاین هموارساز (Smoothing spline) با متغیر هموارسازی ۰/۰۰۱ داده‌های مربوط به تغییر مکان افقی و عمودی مارکر، درون‌یابی و هموار شدند و سپس مشتقات مرتبه‌ی دوم آن‌ها به‌عنوان منحنی‌های شتاب استخراج گشتند. برآیند شتاب‌های افقی و عمودی نیز به‌عنوان شتاب کل به‌دست آمد. مطابق انتظار هر سه منحنی شتاب در لحظه‌ی برخورد به مقدار بیشینه رسیدند. این میزان برای همه‌ی آزمودنی‌ها ثبت شد. میزان پیشروی افقی مفصل ران طی یک چرخه‌ی کامل رژه به‌عنوان دوره‌ی حرکت تعریف شد و با تقسیم آن بر مدت زمان اجرای چرخه، سرعت پیشروی به‌دست آمد. برای گزارش نتایج، از شاخص‌های آمار

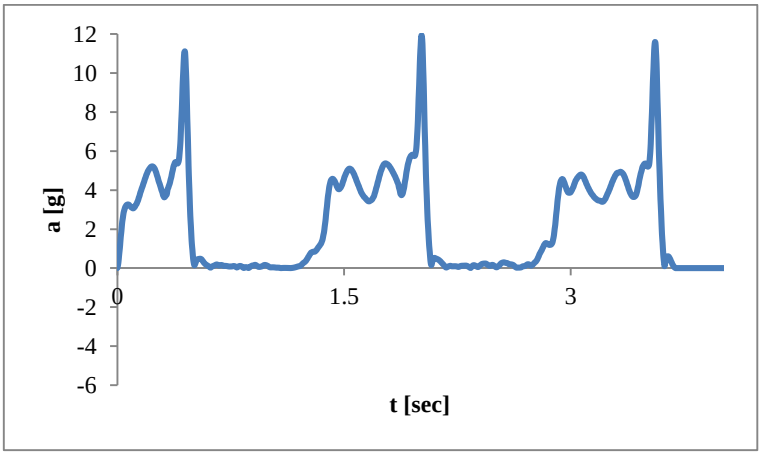
توصیفی (میانگین، انحراف استاندارد و دامنه‌ی تغییرات) استفاده شد.

نتایج

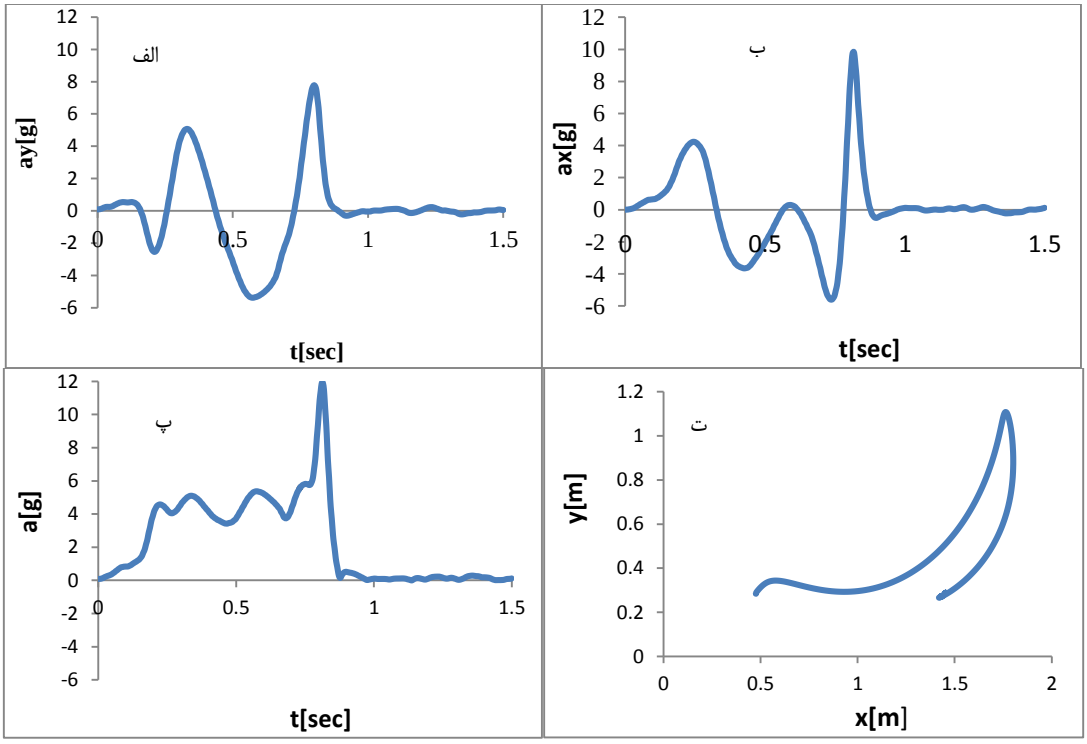
بررسی داده‌ها الگوی تناوبی منحنی‌های سینماتیک را در چرخه‌های متوالی حرکت نشان داد. به‌علاوه الگوی کلی این منحنی‌ها در تمام آزمودنی‌ها مشابه بود. نمودار (۱) منحنی برآیند شتاب یکی از آزمودنی‌ها را در سه چرخه‌ی متوالی به تصویر کشیده است.

نمودار (۲) منحنی‌های شتاب افقی، عمودی و برآیند و همچنین منحنی مسیر حرکت مارکر قوزک پا برای یکی از آزمودنی‌ها نشان داده است. میزان شتاب به‌عنوان مضربی از شتاب گرانش زمین (g) بیان شده است.

منحنی مسیر حرکت در نمودار (۲)، بالا و پایین رفتن پا و پیشروی آزمودنی را به‌خوبی مشخص می‌کند. منحنی‌های شتاب عمودی و افقی، به ترتیب سه و پنج پیک مهم را تجربه می‌کنند که می‌توان آن‌ها را به‌عنوان مشخصه‌های حرکت شبه‌پاندولی پا در نظر گرفت. بااین‌حال برآیند شتاب‌ها در تمام مسیر پرواز پا، نسبتاً ثابت است و تنها در لحظه‌ی برخورد به‌طور ناگهانی افزایش می‌یابد. بر این اساس مقادیر پیک شتاب‌های افقی، عمودی و برآیند در لحظه‌ی برخورد، مورد توجه قرار گرفتند که به همراه دو متغیر دیگر یعنی دوره‌ی زمانی چرخه و سرعت پیشروی در جدول (۱) توصیف شده‌اند.



نمودار ۱. الگوی تناوبی منحنی برآیند شتاب در چرخه‌های متوالی حرکت برای یکی از آزمودنی‌های تحقیق



نمودار ۲. منحنی‌های شتاب (الف: شتاب عمودی، ب: شتاب افقی، پ: شتاب کل) و منحنی مسیر (ت) یکی از آزمودنی‌های تحقیق

جدول ۱. میانگین، انحراف استاندارد و دامنه‌ی تغییرات متغیرهای تحقیق

متغیر	میانگین	انحراف استاندارد	دامنه
دوره (T- sec)	۱/۴۸	۰/۲۲	۱/۲۰ –۲/۰۰
سرعت پیشروی (V_{hip}-m/s)	۰/۶۰	۰/۱۴	۰/۳۳ –۰/۸۷
پیک شتاب افقی ($a_{x\text{-}max}$-g)	۸/۶۷	۱/۵۸	۵/۰۶ –۱۰/۷۳
پیک شتاب عمودی ($a_{y\text{-}max}$-g)	۵/۹۳	۱/۶۰	۳/۶۹ –۸/۷۷
پیک برآیند شتاب (a_{max}- g)	۱۰/۰۰	۱/۷۲	۷/۶۲ –۱۲/۷۳

بحث

هدف از اجرای این تحقیق، تحلیل شوک وارد بر پا در رژه‌ی ۹۰ درجه بر اساس مشخص کردن میزان پیک منحنی‌های شتاب در لحظه‌ی برخورد با زمین بود. میانگین پیک شتاب‌های افقی، عمودی و کل، به ترتیب برابر با ۸/۶۷g، ۵/۹۳g و ۱۰g به‌دست آمد. واضح است که شتاب کل، بیشتر تحت تأثیر شتاب افقی قرار گرفته است. این امر، بر اهمیت بالای ضربه‌ی افقی در رژه تأکید می‌کند. استراتژی برخورد پا با زمین را می‌توان مهم‌ترین تفاوت رژه با راه رفتن و دویدن دانست. در مورد راه رفتن و دویدن، ضربه‌ی افقی سطح یک نیروی ترمزی است و در جهت مخالف حرکت به پا وارد می‌شود اما به نظر می‌رسد که در رژه، نیروی عکس‌العمل زمین به سمت جلو اعمال می‌شود و باعث به وجود آمدن شتابی بزرگ‌تر از شتاب عمودی می‌گردد. استراتژی برخورد در رژه شبیه به تکنیک فرود فعال پا در مرحله‌ی تیک‌آف پرش طول است؛ با این تفاوت که هدف از فرود فعال در انتهای دورخیز پرش طول کاستن از نیروی ترمزی سطح و اجرای بهتر تیک‌آف است [۱۹] اما در رژه که سرعتی بسیار پایین‌تر از دورخیز پرش طول دارد این استراتژی اجباری نه تنها بهره‌ای ندارد بلکه چنان که در ادامه توضیح داده می‌شود آثار زیان باری نیز به دنبال خواهد داشت. جهت تحلیل مقایسه‌ای، نتایج تعدادی از مطالعات پیشین که شوک وارد شده بر پا را حین حرکت‌های راه رفتن و دویدن محاسبه کرده‌اند، در جدول (۲) آورده شده است.

بر اساس نتایج ارائه شده در جدول (۲)، با افزایش سرعت راه رفتن و دویدن، شتاب وارد بر پا نیز افزایش می‌یابد. به لحاظ سرعت پیشروی، رژه‌ی ۹۰ درجه‌ی ترجیحی شرکت‌کننده‌ها در این تحقیق حتی از راه رفتن عادی نیز کندتر بود. با این حال شتاب وارد بر پا با شتاب‌های گزارش شده در دویدن با سرعت‌های بالاتر از ۴m/s برابری می‌کند. نشان داده شده است که افزایش زاویه‌ی اکستنشن زانو در لحظه‌ی تماس پا با زمین، جرم مؤثر و ضربه‌ی نیروی عکس‌العمل زمین را افزایش می‌دهد اما شتاب منتقل شده از طریق ساق پا را کاهش می‌دهد [۲۰، ۲۱]. در اجرای رژه برخلاف راه رفتن و دویدن، فرود با بیشترین زاویه‌ی اکستنشن زانو صورت می‌پذیرد؛ بنابراین به نظر می‌رسد که ضربه‌ی اولیه‌ی متناظر با شتاب ۱۰g در رژه حتی از دویدن با سرعت‌های بالای ۴m/s نیز بزرگ‌تر باشد. علاوه بر تأثیر مستقیم سرعت حرکت بر شوک که نتیجه‌ی قطعی تحقیقات است [۱۱، ۱۲، ۱۷]، تأثیر خستگی نیز بر افزایش شتاب حاصل از ضربه به اثبات رسیده است [۱۵]؛ بنابراین در رژه‌های هماهنگ طولانی مدت که با سرعت‌های بسیار بالاتر از سرعت پیشروی آزمودنی‌ها در این تحقیق اجرا می‌گردند شوک نیرومندتری مورد انتظار خواهد بود.

جدول ۲. خلاصه‌ی نتایج مطالعات انجام گرفته روی شتاب پا در لحظه‌ی برخورد

محقق، سال	نوع شتاب و حرکت مورد مطالعه	میزان شتاب
لافورچن و همکاران، ۱۹۹۱ [۱۱]	برآیند شتاب سه بعدی در راه رفتن پابرهنه و با کفش با سرعت ۱/۵m/s	۳/۷g و ۲/۷g
رئوس و همکاران، ۲۰۱۰ [۱۲]	شتاب محوری در راه رفتن پابرهنه با سرعت‌های بین ۱ تا ۲m/s	۵g تا ۳g
اولیری و همکاران، ۲۰۰۸ [۱۳]	شتاب محوری در دویدن با سرعت ۳/۲ m/s، با و بدون استفاده از ضربه گیر در کفش	۴/۸g و ۴/۱g
لاتن و همکاران، ۲۰۰۳ [۱۴]	شتاب محوری در دویدن با سرعت ۳/۵ m/s، با و بدون استفاده از ارتز ضمن فرود با قسمت جلویی و عقبی پا	۸g تا ۶g
میزراهی و همکاران، ۲۰۰۰ [۱۵]	شتاب محوری در آغاز و پایان ۳۰ دقیقه دویدن با سرعت ۳/۵ m/s(اثر خستگی)	۱۱g و ۷g
لافورچن و همکاران، ۱۹۹۱ [۱۱]	برآیند شتاب سه‌بعدی در دویدن با سرعت‌های ۳/۵m/s و ۴/۷m/s	۱۰/۶g و ۷/۵g
لافورچن و همکاران، ۱۹۹۵ [۱۶]	شتاب محوری در دویدن با سرعت ۴/۵ m/s	۱۱g تا ۹g
گرینهال و همکاران، ۲۰۱۱ [۱۷]	شتاب محوری در دویدن با سرعت‌های ۳/۳ و ۵m/s روی سطوح بتنی و کف پوش سالن هاکی	۹/۸g تا ۴/۸g
پژوهش حاضر	شتاب‌های افقی، عمودی و برآیند در رژه با سرعت ۰/۶ m/s	۱۰g و ۵/۹۳g،۸/۶۷g

فرم خاص اجرای رژه مشکل دیگری را نیز در پی دارد؛ ساختار عضلانی مفصلی بدن وظیفه‌ی استهلاک نیروی حاصل از برخورد را بر عهده دارد؛ فلکشن زانو پس از برخورد، مهم‌ترین نقش را در اجرای یک فرود نرم و تضعیف شتاب ناشی از ضربه ایفا می‌کند [۲۱، ۲۲]. مقید بودن افراد در صاف نگه داشتن مفصل زانو، فرودی کاملاً سفت را موجب می‌شود و ریسک آسیب بسیار بالایی را در پی دارد.

با توجه به آثار زیان بار این نوع رژه، دو رویکرد پیشنهاد می‌گردد. رویکرد نخست می‌تواند تغییر مدل رژه‌ی نیروهای مسلح کشور باشد؛ همان طور که پیش از این بسیاری از کشورها، این نوع رژه را از برنامه‌ی نیروهای خود حذف یا محدود به اجرای مراسم خاص نموده‌اند؛ اما رویکرد دوم کاهش اثرات مخرب وارد بر پا در اجرای رژه است. پیش از این تلاش‌هایی در راستای اصلاح حرکت‌های راه رفتن و دویدن با استفاده از فیدبک دیداری شتاب ساق پا، انجام گرفته است [۲۳، ۲۴]. به نظر می‌رسد که استفاده از منحنی‌های شتاب نظیر آن چه در این مطالعه به‌دست آمد و تمرین افراد برای پایین آوردن پیک نمودارها، می‌تواند راهی برای کاهش آسیب‌ها باشد. روش دیگر می‌تواند استفاده از ضربه‌گیر در پوتین باشد. کفی‌های ضربه‌گیر با داشتن خاصیت جذب انرژی، نیروی عکس‌العمل زمین و شتاب منتقل شده به پا را کاهش می‌دهند [۲۵]. همان‌طور که ملاحظه شد در رژه‌ی ۹۰ درجه، شوک اصلی وارده در راستای افقی و رو به جلو وارد می‌شود که باید در طراحی ضربه‌گیر برای پوتین‌ها لحاظ شود. مطالعات آتی می‌توانند به بررسی شوک وارد بر پا در سایر انواع رژه بپردازند و کارایی پیشنهادهای ارائه شده برای کاهش ریسک آسیب را مورد ارزیابی قرار دهند.

نتیجه‌گیری

با توجه به اجباری بودن خدمت سربازی در ایران، بخش وسیعی از جمعیت کشور حداقل در دوره‌ای از زندگی خود با رژه و عوارض ناشی از آن مواجه هستند. رژه‌ی ۹۰ درجه، یکی از انواع رژه‌های نظامی است که با اعمال نیروهای شدید و مکرر به پا، پتانسیل بروز آسیب را به وجود می‌آورد. در این پژوهش، میزان و چگونگی ضربه‌ی وارد بر پا مورد تحلیل قرار گرفت و راهکارهایی برای تعدیل مشکل ارائه شد. درک کامل‌تر از مسئله و حل آن تحقیقات بیشتر را می‌طلبد.

منابع

1. Quesada PM, Mengelkoch LJ, Hale RC, Simon SR. Biomechanical and metabolic effects of varying backpack loading on simulated marching. Ergonomics. 2000;43(3):293-309.
2. Knapik JJ, Reynolds KL, Harman E. Soldier load carriage: historical, physiological, biomechanical, and medical aspects. Mil Med. 2004;169(1):45-56.
3. Hartig DE, Henderson JM. Increasing hamstring flexibility decreases lower extremity overuse injuries in military basic trainees. Am J Sports Med. 1999;27(2):173-6.
4. Knapik J, Reynolds K, Staab J, Vogel JA, Jones B. Injuries associated with strenuous road marching. Mil Med. 1992;157(2):64-7.
5. Knapik JJ, Gerber J. The Influence of physical fitness training on the manual material-handling capability and road-marching performance of female soldiers. Aberdeen Proving Ground: U.S. Army Research Laboratory, Human Research and Engineering Directorate, 1996. Report No.: ARL-TR-1064.
6. Crowell HP, Boynton AC, Mungiole M. Exoskeleton power and torque requirements based on human biomechanics. Aberdeen Proving Ground: Army Research Laboratory, 2002. Report No.: ARL-TR-2764.
7. Jones BH, Thacker SB, Gilchrist J, Kimsey CD, Sosin DM. Prevention of lower extremity stress fractures in athletes and soldiers: a systematic review. Epidemiol Rev. 2002;24(2):228-47.
8. Haythornthwaite PJ. The Russian army of the Napoleonic Wars: Infantry, 1799-1814. London: Osprey Publishing; 2001.
9. Elvin NG, Elvin AA, Arnoczky SP. Correlation between ground reaction force and tibial acceleration in vertical jumping. J Appl Biomech. 2007;23(3): 180-9.
10. Tran J, Netto K, Aisbett B, Gastin P. Validation of accelerometer data for measuring impacts during jumping and landing tasks. In: Jensen R, Ebben W, Petushek E, Richter C, Roemer K, editors. Proceedings of the 28th International Conference on Biomechanics in Sports; 2010; Marquette, Michigan USA: International Society of Biomechanics in Sports; 2010. [4 p.].
11. Lafortune MA. Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. J Biomech. 1991;24(10):877-86.
12. Rios J, De Andrade M, Avila A. Analysis of peak tibial acceleration during gait in different cadences. Hum Mov. 2010;11(2):132-6.
13. O'leary K, Vorpahl KA, Heiderscheit B. Effect of cushioned insoles on impact forces during running. J Am Podiatr Med Assoc. 2008;98(1):36-41.
14. Laughton CA, Davis I, Hamill J. Effect of strike pattern and orthotic intervention on tibial shock during running. J Appl Biomech. 2003;19(2):153-68.
15. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E, Daily D. Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. Hum Mov Sci. 2000;19(2):139-51.
16. Lafortune MA, Henning E, Valiant GA. Tibial shock measured with bone and skin mounted transducers. J Biomech. 1995;28(8):989-93.
17. Greenhalgh A, Sinclair J, Leat A, Chockalingam N. Influence of footwear choice, velocity and surfaces on tibial accelerations experienced by field hockey participants during running. Footwear Sci. 2012;4(3):213-9.

18. Whittle MW. Gait analysis: an introduction. 4th ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann; 2007.
19. Graham-Smith P, Lees A. A three-dimensional kinematic analysis of the long jump take-off. J Sports Sci. 2005;23(9):891-903.
20. Derrick TR. The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. Med Sci Sports Exerc. 2004;36(5):832-7.
21. Lafortune MA, Hennig EM, Lake MJ. Dominant role of interface over knee angle for cushioning impact loading and regulating initial leg stiffness. J Biomech. 1996;29(12):1523-9.
22. Mcmahon TA, Valiant G, Frederick EC. Groucho running. J Appl Physiol (1985). 1987;62(6):2326-37.
23. Heiderscheit BC. Gait retraining for runners: in search of the ideal. J Orthop Sports Phys Ther. 2011;41(12):909-10.
24. Crowell HP, Milner CE, Hamill J, Davis IS. Reducing impact loading during running with the use of real-time visual feedback. J Orthop Sports Phys Ther. 2010;40(4):206-13.
25. Cinats J, Reid DC, Haddow JB. A biomechanical evaluation of sorbothane. Clin Orthop Relat Res. 1987;(222):281-8.