Journal of Military Medicine
2022, Volume 23, Issue 12
Pages: 978-988
10.30491/JMM.23.12.978

Assessing of Kinematic Variables of the Lower Extremity while Walking in Military Personnel Healthy and Anterior Cruciate Ligament Reconstruction

Mohammad Aziminia [1], Simin Riahy [1*]

[1] *Clinical Biomechanics and Ergonomics Research Center, AJA University of Medical Sciences, Tehran, Iran*

Received: 27 October 2021 **Accepted:** 20 March 2022

Abstract

Background and Aim: Due to the long-term recovery of anterior cruciate ligament (ACL) injury and postoperative problems as well as the nonadherence to postoperative rehabilitation programs, the risk of re-injury of this ligament will increase. To ignore kinematic variables in Anterior Cruciate Ligament Reconstructed (ACLR) individuals can be one of the main causes of injury in these people. The purpose of this study was to investigate kinematic parameters and variables of the lower extremity during walking in healthy military personnel with the reconstructed anterior cruciate ligament.

Methods: The subjects were 34 volunteer male military personnel who were reported to have anterior cruciate ligament rupture previously. The kinematic and kinetic data of the subjects' movements were recorded by the Vicon motion analysis system and the Kistler force plate with sampling frequencies of 200 and 1000 Hz, respectively. Finally, data analysis was performed using Nexus and Visual 3D software. The kinematic variables of the lower extremity from the moment of initial heel contact to the moment of foot separation with the force plate were calculated and compared between the two groups.

Results: The results of the study showed that the range of flexion-extension motion of the hip and ankle in the stance phase in the group with anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR) was lower than the healthy group; however, there was no significant relationship between them ($P = 0.12$, $P = 0.62$). Moreover, the range of flexion-extension motion of the knee in the stance phase and the maximum flexion angle of the knee at the moment of heel contact with the ground in the ACLR group was significantly reduced compared to the healthy group ($P = 0.03$, $P = 0.005$). The findings of the study revealed that Maximum knee joint valgus and tibiofemoral rotation ratio (T/F) in the stance phase showed a significant difference between the two groups and was associated with an increase in the mean of the ACLR group ($P = 0.032$, $P = 0.038$). Also, there was a significant difference between the two groups regarding the parameters of duration in the stance phase, Step speed, and step length evaluated during walking. It was also associated with a decrease in the mean of these parameters in the ACLR group ($P = 0.01$, $P = 0.02$, $P = 0.03$).

Conclusion: The results of this study suggest that rehabilitation exercises aimed at improving the range of motion of the lower extremity joints and also the modified Gait pattern in rehabilitation exercises can contribute to reducing the risk of injury and re-injury.

Keywords: Military personnel, Anterior cruciate ligament, Anterior cruciate ligament reconstruction, Kinematic variables, Walking.

*Corresponding author: **Simin Riahy,** Email: riahy_simin@yahoo.com

مجله طب نظامی
دوره ۲۳، شماره ۱۲، اسفند ۱۴۰۰
صفحات: ۹۸۸-۹۷۸
10.30491/JMM.23.12.978

بررسی متغیرهای کینماتیکی اندام تحتانی حین راه رفتن در پرسنل نظامی سالم و دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده

محمد عظیمی‌نیا[۱]، سیمین ریاحی[۲*]

[۱] مرکز تحقیقات بیومکانیک بالینی و ارگونومی، دانشگاه علوم پزشکی آجا، تهران، ایران

چکیده

زمینه و هدف: با توجه به روند بهبود طولانی مدت آسیب رباط صلیبی قدامی و بروز مشکلات ثانویه بعد از جراحی و همچنین عدم پایبندی افراد به برنامه‌های توانبخشی بعد از جراحی، ریسک پارگی مجدد این رباط وجود دارد. عدم توجه به پارامترهای کینماتیکی در حین حرکت در افراد رباط صلیبی بازسازی شده می‌تواند از دلایل اصلی آسیب در این افراد باشد. لذا هدف از این مطالعه بررسی پارامتر و متغیرهای کینماتیکی اندام تحتانی حین راه رفتن در پرسنل نظامی سالم و دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده بود.

روش‌ها: در این مطالعه تعداد ۳۴ پرسنل نظامی مرد در دو گروه ۱۷ نفره سالم و دارای سابقه پارگی رباط صلیبی قدامی به صورت داوطلبانه شرکت کردند. ثبت اطلاعات کینماتیکی و کینتیکی حرکت این آزمودنی‌ها به‌وسیله سیستم آنالیز ویدیویی حرکت وایکان و صفحه نیروی کیستلر به ترتیب با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ و ۱۰۰۰ هرتز انجام شد. در نهایت با استفاده از نرم افزار نکسوس و ویژوال 3D، تحلیل و تفسیر داده‌ها انجام شد. متغیرهای کینماتیکی اندام تحتانی از لحظه تماس اولیه پا تا لحظه جدا شدن پا با صفحه نیرو محاسبه و بین دو گروه مقایسه شد.

یافته‌ها: با توجه به نتایج آزمون تی‌مستقل، میزان دامنه حرکتی فلکشن–اکستنشن مفصل ران و مچ‌پا در فاز استقرار در گروه ACLR، نسبت به گروه سالم، دارای میانگین کمتری بود ولی رابطه معنی داری بین دو گروه دیده نشد ($P = ۰/۶۲$، $P = ۰/۱۲$). همچنین، میزان دامنه حرکتی فلکشن–اکستنشن مفصل زانو در فاز استقرار و حداکثر زاویهٔ فلکشن مفصل زانو در لحظهٔ تماس پاشنهٔ پا با زمین در گروه ACLR، نسبت به گروه سالم به طور معنی‌داری کاهش پیدا کرده بود ($P = ۰/۰۰۵$، $P = ۰/۰۳$). یافته‌های حاکی از این مطالعه نشان داد، متغیرهای حداکثر ولگوس مفصل زانو و نسبت چرخش تیبیا به فمور در فاز استقرار در بین دو گروه اختلاف معنی‌داری نشان داد و با افزایش میانگین در گروه ACLR، همراه بود ($P = ۰/۰۳۸$، $P = ۰/۰۳۲$). همچنین در پارامترهای مدت زمان فاز استقرار، سرعت گام‌برداری و طول گام‌برداری ارزیابی شده در حین راه رفتن در بین دو گروه اختلاف معنی‌داری نشان داده شد و با کاهش میانگین این پارامترها در گروه ACLR، همراه بود ($P=۰/۰۱$، $P = ۰/۰۳$، $P = ۰/۰۲$).

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج این پژوهش پیشنهاد می‌شود تمرینات بازتوانی با هدف بهبود دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی و همچنین اصلاح الگوی حرکتی راه رفتن در تمرینات توانبخشی مد نظر قرار گیرد تا ریسک آسیب و پارگی مجدد کاهش یابد.

کلیدواژه‌ها: پرسنل نظامی، رباط صلیبی قدامی، بازسازی رباط صلیبی قدامی، متغیرهای کینماتیکی، راه رفتن.

*نویسنده مسئول: **سیمین ریاحی.** پست الکترونیک: riahy_simin@yahoo.com
دریافت مقاله: ۱۴۰۰/۰۸/۰۵ پذیرش مقاله: ۱۴۰۰/۱۲/۲۹

مقدمه

اقتدار و ثبات یک کشور ارتباط نزدیکی با سلامتی، آمادگی جسمانی و رزمی نیروهای مسلح آن کشور دارد. از گذشته تاکنون، آمادگی جسمانی نظامیان، نقش مهمی در پیروزی یا شکست آنان داشته است. از آنجا که نیروهای نظامی بیش از عموم افراد جامعه نیاز به آمادگی جسمانی و رزمی بالایی دارند، به همین دلیل تمرینات جسمانی شدیدی مانند تمرینات رزمی، دوها و پیاده‌روی‌های طولانی با کوله پشتی، میادین موانع، راپل، صعود مصنوعی، تیراندازی و پرش از ارتفاعات گوناگون را در طول دوره‌های آموزشی پشت سر می‌گذراند (۱). لذا انجام تمرینات فیزیکی سخت و در عین حال طولانی مدت و مکرر سربازان و کارکنان نظامی، علاوه بر داشتن منافع، ممکن است باعث بروز یکسری از آسیب‌ها شود (۲).

فعالیت بدنی و ورزش در سراسر جهان از محبوبیت زیادی برخوردار است که سبب بهبود وضعیت جسمانی، فیزیولوژیکی و روانی می‌شود (۳). با این وجود آسیب جزء جدایی ناپذیر از ورزش و فعالیت بدنی است که در این میان مفاصل اندام تحتانی نسبت به دیگر مفاصل بدن بیشتر مستعد آسیب هستند. یافته‌ها حاکی از آن است که، شایع‌ترین علت مراجعه نظامیان به درمانگاه، آسیب‌های بدنی (۷۲٪) بود که شایع‌ترین نوع آن، آسیب‌های اسکلتی عضلانی در اندام تحتانی است (۴). میزان شیوع آسیب در نیروهای نظامی ایران ۲۷/۴٪ و میزان بروز ۱۰/۲ آسیب در هر ۱۰۰ سرباز در ماه گزارش شده است (۵). بررسی بیماران بستری در دپارتمان طب فیزیکی ارتش آمریکا نشان داد که این آسیب‌ها ناشی از دوره‌های آموزش نظامی و فعالیت‌های ورزشی کارکنان بود. در این مطالعه بیشترین محل آسیب، زانو و بعد از آن مچ پا گزارش شد (۶).

مفصل زانو همانند تمام مفاصل بدن، مستعد آسیب‌های زیادی می‌باشد. مفصل زانو در هنگام فعالیت و یا انجام مانورهای سخت، وزن بدن را تحمل می‌کند، لذا نسبت به دیگر مفاصل مانند شانه، آرنج و مچ دست، از اهمیت زیادی برخوردار است و مفصلی منحصر به فرد به شمار می‌رود. از جمله مهم‌ترین بخش‌های مفصل زانو که در نظامیان مستعد آسیب است، پارگی رباط صلیبی قدامی (Anterior Cruciate Ligament) است (۷). این رباط به دو شکل تماسی و غیرتماسی آسیب می‌بیند که در این بین آسیب‌های غیر تماسی حدود ۷۰٪ و تماسی ۳۰٪ این آسیب ها را شامل می‌شود (۸).

Pallis و همکاران (۲۰۱۲)، در مطالعه‌ای ۴ ساله، که در آکادمی نظامیان آمریکا انجام شد، شیوع این آسیب را ۳/۲۴ نفر از هر ۱۰۰ مرد و ۳/۵۱ نفر از هر ۱۰۰ زن گزارش کردند (۷). بازسازی جراحی رباط صلیبی قدامی (Anterior Cruciate Ligament Reconstruct)، روشی استاندارد برای بازگرداندن ثبات و عملکرد مفصل زانو می‌باشد (۹). مطالعه King و همکاران (۲۰۱۹)، نشان داد که تنها ۸۲٪ از بیمارانی که تحت بازسازی رباط صلیبی قدامی (ACLR) قرار گرفته‌اند، قادر به از سرگیری فعالیت‌های قبلی خود بودند و مجدد به فعالیت تخصصی خود بازگشته‌اند و تنها نیمی از این افراد سطح عملکردی قبل از آسیب خود را بازیافتند (۱۰). پارگی رباط صلیبی قدامی (ACL) به بازسازی و توانبخشی وسیعی نیاز دارد که می‌تواند افراد را به مدت ۱۲ ماه از فعالیت‌های تخصصی دور نگه دارد و خطر ابتلا به ضایعه‌های مفصلی از جمله آرتروز زانو را در مدت ۱۰ سال پس از جراحی، ۵۰٪ افزایش دهد (۱۱).

آسیب‌های فیزیکی مانند پارگی ACL نه‌تنها تاثیر شدیدی بر توانایی و آمادگی رزمی نیروهای نظامی در انجام ماموریت‌های آتی آن‌ها دارد؛ بلکه سالانه هزینه‌های هنگفتی از بودجه سیستم‌های نظامی را مصرف می‌کند. لذا شناسایی عوامل خطرزای آسیب ACL جهت شناسایی سربازانی که مستعد آسیب و آسیب مجدد هستند از اهمیت بسزایی در توسعه و طراحی تمرینات پیشگیرانه دارد و از بروز مشکلات ناشی از این آسیب در خود شخص و کاهش توان رزمی و از کار افتادگی نیروها و هزینه‌های سنگین بهداشتی-درمانی جلوگیری می‌کند (۲). پارگی رباط صلیبی قدامی منجر به تغییر کینتیک، کینماتیک و الگوی مصرف انرژی حین راه رفتن می‌شود (۱۲). از ریسک فاکتورهای بیومکانیکی پیش‌بینی کننده آسیب ACL می‌توان به ولگوس و واروس زانو در صفحه فرونتال، کاهش دامنه حرکتی در مفاصل اندام تحتانی، وضعیت و گشتاور قسمت‌های دیگر بدن ازجمله اداکشن ران و پرونیشن پا هنگام فعالیت اشاره کرد که بر میزان نیروهای وارد بر ACL مؤثر می‌باشند (۱۳). شواهد نشان می‌دهد که افراد مبتلا به ACLR دچار تغییر در بیومکانیک اندام تحتانی می‌باشند که شامل افزایش فلکشن، اداکشن و چرخش داخلی ران، کاهش فلکشن و افزایش ابداکشن زانو، و همچنین افزایش پرونیشن مچپا نسبت به افراد سالم در حین انجام فعالیت‌های مشابه مانند راه رفتن است (۱۴). این عوامل از ریسک فاکتورهای این آسیب بوده و می‌تواند زمینه-ساز پارگی و آسیب مجدد در افراد سالم و آسیب‌دیده باشد.

باتوجه به اینکه مفاصل اندام تحتانی، به عنوان یک سیستم مرتبط با هم عمل می‌کنند و همچنین مکانیسم آسیب ACL شامل حرکات پیچیده و پویاست، اکثر مطالعات تنها عملکرد مفصل زانو را در نظر می‌گیرند (۱۴). از طرفی اکثر افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی و ACLR، هنگام راه رفتن دارای مشکل می‌باشند (۱۵) و باتوجه به این که اصلی‌ترین حرکت انسان برای جابجایی و فعالیت بدنی، راه رفتن می‌باشد، شدت عدم توانایی در این مهارت یعنی راه رفتن، می‌تواند مشخص شود (۱۶). آنالیز راه رفتن می‌تواند شاخصی برای شناسایی آسیب‌ها و ضعف‌های بیومکانیکال در مفاصل مرتبط با هم باشد. علیرغم شیوع بالای آسیب رباط صلیبی قدامی و باتوجه به تحقیقات انجام شده در افراد دارای ACLR، هنوز جنبه‌های زیادی از آن ناشناخته مانده است. بنابراین ارزیابی متغیرهای کینماتیکی ممکن است درک ما را از عوامل مخاطره آمیز در ارتباط با آسیب ACL و آسیب مجدد آن بهبود بخشد . لذا هدف از این مطالعه، بررسی پارامتر و متغیرهای کینماتیکی اندام

تحتانی حین راه رفتن در پرسنل نظامی سالم و دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده می‌باشد.

روش‌ها

جامعه آماری پژوهش حاضر را سربازان و پرسنل نظامی مرد سالم و دارای سابقه بازسازی لیگامنت صلیبی قدامی (ACLR) تشکیل دادند. با استفاده از نرم افزار G-Power، در سطح معناداری ۰/۰۵ = α و توان آزمون ۰/۸ = P، تعداد ۳۴ آزمودنی در قالب دو گروه سالم و ACLR به روش نمونه‌گیری در دسترس به عنوان نمونه آماری انتخاب شد. تعداد ۱۷ آزمودنی که دارای سابقه بازسازی رباط صلیبی قدامی از طریق جراحی داشتند، در گروه آزمایشی ACLR، و همچنین ۱۷ آزمودنی که از عدم هیچگونه آسیب‌دیدگی اسکلتی عضلانی در تنه و اندام تحتانی برخوردار بودند، در گروه سالم قرار گرفتند.

معیارهای ورود به این پژوهش در گروه ACLR، شامل: داشتن بازه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال، استفاده از آتوگرفت همسترینگ در جراحی، گذشت حداقل یک سال از سابقه جراحی، گذراندن دوره کامل توانبخشی با هدف بهبود تعادل و تقویت عضله چهارسر، افزایش چابکی، انجام مانورهای پیچیده چرخشی و نظامی، بازگشت به فعالیت عادی و مشارکت فعال در امور نظامی‌گری و عملیات‌های نظامی بود. همچنین معیارهای ورود به پژوهش در گروه پرسنل نظامی سالم شامل: داشتن بازه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال، نداشتن سابقه هیچ‌گونه آسیب اسکلتی عضلانی در یک سال اخیر و یا جراحی در تنه و اندام تحتانی، به طوری که منجر به شلی لیگامنت مفصل مچ‌پا، زانو یا مفصل ران شود، بود. ملاک‌های خروج از پژوهش نیز شامل وجود آسیب در پرسنل نظامی شرکت کننده در زمان اجرای پژوهش و تمایل نداشتن افراد شرکت‌کننده به ادامه همکاری در هر زمان از اجرای پژوهش بود.

لازم به ذکر است که تمامی افراد فرم رضایت‌نامه آگاهانه جهت شرکت در این پژوهش را تکمیل کردند. در این پژوهش، پرسنل نظامی گروه ACLR، از نظر پای برتر و غیر برتر نسبت به پرسنل نظامی گروه سالم، همتا بودند. مشخصات دموگرافیک (میانگین سن، قد، وزن، شاخص ترکیبات بدنی و مدت زمان بعد از آسیب) آزمودنی‌ها در جدول ۱ ذکر شده است.

جدول-۱. میانگین و انحراف استاندارد مشخصات فردی آزمودنی‌ها

گروه	تعداد (نفر)	سن (سال)	جرم (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	BMI (Kg/m^2)	دوره زمانی بعد از آسیب (ماه)
سالم	۱۷	۲۵/۸۵ ± ۳/۲۱	۶۹/۲۵ ± ۴/۴۱	۱۷۶/۰۰ ± ۵/۴۱	۲۲/۴۱ ± ۱/۴۱	—
ACLR	۱۷	۲۴ ± ۲/۴۱	۷۰/۲۵ ± ۱۲/۱۴	۱۷۶/۵ ± ۵	۲۳/۵۹ ± ۱/۳۳	۱۶/۹ ± ۳/۰۳

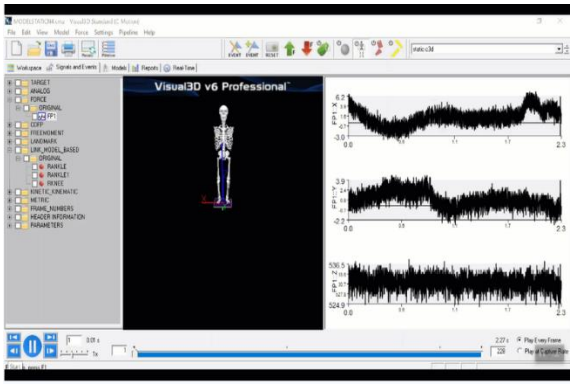
ابزارهای پژوهش

ابتدا آزمودنی‌ها جهت آشنایی با تجهیزات بیومکانیکی ارزیابی حرکت، روش کار و اجرای صحیح آزمون، قبل از اجرای آزمون در آزمایشگاه بیومکانیک و تجزیه و تحلیل حرکت، توضیحات لازم را دریافت کردند. سپس از آن‌ها خواسته شد تا در صورت تمایل به مشارکت در پژوهش، پرسشنامه اطلاعات فردی و رضایت‌نامه آگاهانه حضور در پژوهش را تکمیل کنند.

جهت تعیین ویژگی‌های آنتروپومتریکی قد و وزن آزمودنی‌ها، با استفاده از قدسنج دیجیتالی ایستاده (Inbody BSM170، ژاپن) و ترازو هوشمند شیائومی (Mi-Smart-Scale2، چین) و همچنین طول پای برتر و فاصله عرضی اپی‌کندیل‌های مفصل زانو و دو قوزک خارجی و داخلی مفصل مچ‌پا با استفاده از متر نواری و کولیس (Mitutoyo، ژاپن)، اندازه‌گیری شد. تشخیص پای غالب عملکردی پرسنل نظامی، با پرسش از آزمودنی‌ها و همچنین تعیین پایی را که آزمودنی‌ها با آن توپ را شوت می‌زدند، در نظر گرفته شد (۱۷). برای جلوگیری از آسیب در حین انجام حرکت، قبل از اجرا، برای هر آزمودنی ۵ دقیقه گرم کردن در نظر گرفته شد که شامل دویدن با سرعت ۴ متر بر ثانیه بر روی تردمیل بود.

بعد از آماده‌سازی آزمودنی و کالیبراسیون استاتیک و داینامیک دوربین‌های ثبت آنالیز حرکت، پروتکل اجرایی هر آزمودنی برای

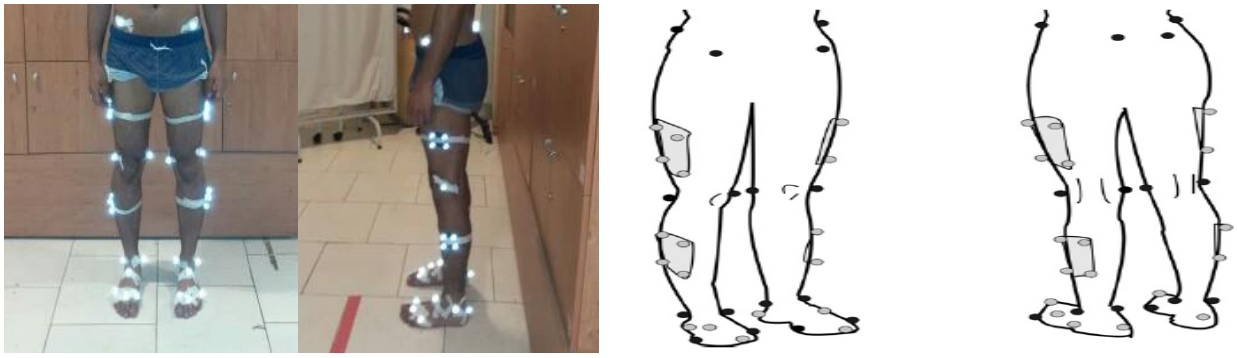
شکل-۱. محیط آزمایشگاه، مجهز به دوربین آنالیز حرکتی وایکان و صفحه نیرو کیستلر



شکل-۲. مدل‌سازی آزمودنی به‌وسیله نرم‌افزار ویژوال 3D

انجام آزمون، راه رفتن به مسافت ۱۰ متر با سرعت طبیعی در محیط آزمایشگاه صورت پذیرفت. ۸ دوربین تجزیه و تحلیل حرکتی وایکان (Vicon Motion Capture، انگلیس) جهت جمع‌آوری اطلاعات کینماتیکی حرکت استفاده شد. جمع‌آوری اطلاعات برای مسیر سه بعدی مارکرها به قطر ۱۴ میلی‌متر، با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز صورت گرفت (شکل ۱ و ۲).

همچنین از سیستم مارکرگذاری که در شکل ۳ نشان داده شده است، برای اندام تحتانی برای هر فرد استفاده شد. بر اساس مدل تعریف شده، نشانگرهای رفلکسی بر روی مفصل متاتارسال اول، دوم و پنجم، پشت پاشنه، قوزک خارجی و داخلی مچ‌پا، اپی‌کندیل‌های داخلی و خارجی مفصل زانو، خار خاصره‌ای قدامی فوقانی و خاره خاصره‌ای خلفی فوقانی قرار داده شدند. همچنین از چهار کلاستر که متشکل از چهار مارکر بود، برای سگمنت ساق و ران هر دو پا مورد استفاده قرار گرفت. چیدمان دوربین‌ها به نحوی بود که همه مارکرها در هر لحظه، حداقل توسط دو دوربین مشاهده شوند (۱۸). مدل میله حرکات ثبت شده و نام‌گذاری مارکرها و از بین بردن فواصل بین مسیر ثبت مارکرها توسط نرم افزار نکسوس (Nexus) نسخه ۲. ۸ . ۲، ساخت کمپانی وایکان انگلیس انجام شد (۱۹). همچنین جهت جمع‌آوری اطلاعات فازهای مختلف راه رفتن، از دو صفحه نیروسنج کیستلر (9260AA، Kistler، سوئیس)، که همزمان‌سازی شده با دوربین‌های ثبت آنالیز ویدیویی بود، استفاده شد.



شکل-۳. نمونه‌ای از مدل مارکرست استفاده شده در این پژوهش

در این مطالعه یک چرخه گام‌برداری به عنوان دوره تماس اولیه پاشنه با سطح تا تماس بعدی همان پا با زمین تعریف شد. در این شرایط به دلیل تغییرات زیاد مرکز فشار در لحظه تماس اولیه پا با زمین و زمانی که پا از سطح جدا می‌شود که ناشی از مقادیر کوچک نیروی عکس‌العمل زمین در این مراحل به‌وجود می‌آید، برای رفع این مشکل از آستانه بردار نیروی برآیند ($FR=\sqrt{F_x^2+F_y^2+F_z^2}$) جهت تعیین آغاز و پایان مرحله استقرار راه رفتن مقادیر ۱۰ نیوتن در نظر گرفته شد (۲۰). بعد از گرفتن تست استاتیک در وضعیت آناتومیکی از هر آزمودنی و همچنین تمرین کافی و هماهنگی با شرایط آزمون، هر آزمودنی ۵ بار مسیر کالیبره شده آزمایشگاه را برای راه رفتن طی نمودند که سه تکرار مناسب از این میان برای تحلیل‌های بعدی انتخاب شد. آزمونی مناسب بود که پای برتر (پای راست) با صفحه‌های نیروی به‌طور مناسب تماس پیدا می‌کرد. جهت یکسان‌سازی شرایط اجرا و طبیعی بودن میزان نیروهای وارد شده به مفاصل اندام تحتانی، از تمامی آزمودنی‌ها خواسته شد تا مسیر مورد نظر را بدون کفش و با پای برهنه در طبیعی‌ترین حالت ممکن طی کنند. در این مطالعه ثبت اطلاعات لحظه برخورد به وسیله صفحه نیرو، با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز صورت پذیرفت (۲۱).

برای ارزیابی اطلاعات کینماتیکی سه بعدی حرکت، دوربین‌ها قبل از اجرای هر آزمودنی کالیبره شدند. پس از جمع‌آوری داده‌ها، ابتدا داده‌ها مورد بررسی اولیه قرار گرفت و از نظر محتوایی و نسبت به پروتکل‌های قبلی با سایر منابع چک شد تا از صحت نمونه-برداری اطمینان حاصل شود. سپس به منظور فیلتر کردن داده‌ها از فیلتر باتروورث (Butterworth) پایین‌گذر مرتبه چهار با فرکانس قطع ۷ برای داده‌های موقعیت راه رفتن استفاده شد (۱۴). در این مطالعه، دامنه حرکتی فلکشن-اکستنشن مفصل ران، زانو و مچ‌پا در فاز استقرار، زاویهٔ فلکشن زانو در لحظهٔ تماس پاشنهٔ پا با زمین، حداکثر ولگوس مفصل زانو و نسبت چرخش تیبیا به فمور در فاز استقرار، مدت زمان فاز استقرار، سرعت گام برداری و طول گام بوسیله نرم افزار ویژوال تر دی (Visual3D, C-Motion Inc) و نرم افزار نکسوس بررسی شد.

برای اندازه‌گیری زوایا و دامنه حرکتی مفاصل در طول راه رفتن، ابتدا نمودار زاویه‌ای مفاصل در صفحات مورد نظر به‌دست آمد. سپس، سری زمانی زاویه-زمان مفاصل مورد نظر به صد در صد نرمالایز شد که شصت درصد سیکل ذکر شده به عنوان فاز استنس (مرحله استقرار) در نظر گرفته شد. همچنین برای محاسبه دامنه حرکتی در فاز استقرار در مفاصل مورد نظر، بیشترین و کمترین زاویه هر مفصل به‌دست آمد و در نهایت، اختلاف بین دو زاویه ذکر شده به عنوان «دامنه حرکتی مفصل طی فاز استقرار» در نظر گرفته شد.

تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها

روش‌های آماری بکار رفته در این پژوهش شامل روش‌های آمار توصیفی و آمار استنباطی بود. از آمار توصیفی در مواردی از جمله محاسبه میانگین و انحراف معیار ویژگی‌های آزمودنی‌ها مورد استفاده قرار گرفت. از آزمون شاپیرو–ویلک برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها و همچنین از آزمون تی تست مستقل برای مقایسه میانگین بین دو گروه کنترل (CON) و آزمایشی (ACLR)، در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد. برای انجام محاسبات آماری مذکور، از نرم افزار SPSS نسخه ۲۰ استفاده شد.

ملاحظات اخلاقی

کلیه نظامیان شرکت‌کننده در ابتدا کاملاً با نحوه انجام طرح پژوهش آشنا شده و فرم رضایت‌نامه شرکت در پژوهش را تکمیل نمودند. همچنین کلیه مراحل انجام مطالعه توسط کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی ارتش جمهوری اسلامی ایران بررسی و با شناسه اخلاق IR.AJAUMS.REC.1400.062 مورد تصویب قرار گرفت.

نتایج

نتایج آزمون شاپیرو–ویلک نشان داد توزیع متغیرهای مورد مطالعه در دو گروه سالم و ACLR، طبیعی بود (P>۰/۰۵). در جدول ۲ داده‌های توصیفی و استنباطی جمع‌آوری شده از اندازه‌گیری پارامترها و متغیرهای کینماتیکی در حین راه رفتن به تفکیک گروه نشان داده شده است.

با توجه به نتایج آزمون تی مستقل، میزان دامنه حرکتی فلکشن –اکستنشن مفصل ران و مچپا در فاز استقرار در گروه ACLR، نسبت به گروه سالم، دارای میانگین کمتری بود ولی رابطه معنی‌داری بین دو گروه دیده نشد (P = ۰/۶۲، P = ۰/۱۲). همچنین، میزان دامنه حرکتی فلکشن–اکستنشن مفصل زانو در فاز استقرار و حداکثر زاویهٔ فلکشن مفصل زانو در لحظهٔ تماس پاشنهٔ پا با زمین در گروه ACLR، نسبت به گروه سالم به‌طور معنی‌داری کاهش پیدا کرده بود (P = ۰/۰۰۵، P = ۰/۰۳). همانطور که در جدول نتایج آزمون تی‌مستقل نشان داده شده است، متغیرهای حداکثر ولگوس مفصل زانو و نسبت چرخش تیبیا به فمور در فاز استقرار در بین دو گروه اختلاف معنی‌داری نشان داد و با افزایش میانگین در گروه ACLR، همراه بود (P = ۰/۰۳۸، P = ۰/۰۳۲). همچنین در پارامترهای مدت زمان فاز استقرار، سرعت گام برداری و طول گام برداری ارزیابی شده در حین راه رفتن در بین دو گروه اختلاف معنی‌داری نشان داد و با کاهش میانگین در گروه ACLR، همراه بود (P = ۰/۰۱، P = ۰/۰۳، P = ۰/۰۲).

جدول-۲. نتایج آمار توصیفی و استنباطی برای پارامترهای مورد مطالعه در دو گروه

پارامتر و متغیرهای کینماتیکی	گروه	میانگین ± انحراف استاندارد	سطح معنی‌داری
دامنه حرکتی فلکشن–اکستنشن مفصل ران در فاز استقرار	سالم	۳۳/۴۳ ± ۴/۱۰	۰/۱۲
	ACLR	۳۱/۲۳ ± ۳/۱۵	
دامنه حرکتی فلکشن–اکستنشن مفصل زانو در فاز استقرار	سالم	۲۵/۳۳ ± ۳/۲۴	۰/۰۳*
	ACLR	۲۰/۴۲ ± ۲/۸۳	
حداکثر زاویهٔ فلکشن زانو در لحظهٔ تماس پاشنهٔ پا با زمین	سالم	۱۳/۰۲ ± ۵/۳۰	۰/۰۰۵*
	ACLR	۶/۲ ± ۵/۴۰	
حداکثر ولگوس مفصل زانو در فاز استقرار	سالم	۳/۳۱ ± ۰/۴۳	۰/۰۳۲*
	ACLR	۶/۳۹ ± ۲/۵۷	
نسبت چرخش تیبیا به فمور در فاز استقرار	سالم	۷/۰۷ ± ۲/۴۰	۰/۰۳۸*
	ACLR	۹/۵۳ ± ۵/۸۷	
دامنه حرکتی فلکشن–اکستنشن مفصل مچپا در فاز استقرار	سالم	۲۶/۷۳ ± ۵/۰۸	۰/۱۶
	ACLR	۲۵/۹۸ ± ۳/۴۵	
مدت زمان فاز استقرار (ثانیه)	سالم	۰/۲۲ ± ۰/۱۴	۰/۰۲*
	ACLR	۰/۵۸ ± ۰/۱۲	
سرعت گام برداری (متر بر ثانیه)	سالم	۱/۱۳ ± ۰/۲۱	۰/۰۳*
	ACLR	۰/۹۵ ± ۰/۱۶	
طول گام برداری (متر)	سالم	۱/۵۳ ± ۰/۰۹	۰/۰۱*
	ACLR	۱/۲۳ ± ۰/۱۱	

*تفاوت بین میانگین‌ها معنی‌دار است: P<۰/۰۵.

بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی پارامتر و متغیرهای کینماتیکی اندام تحتانی در پرسنل نظامی سالم و دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده از طریق جراحی، در حین راه رفتن بود. نتایج مطالعه حاضر نشان داد حداکثر زاویه فلکشن مفصل زانو در لحظه برخورد و همچنین دامنه حرکتی مفصل زانو در مرحله استقرار در گروه ACLR، نسبت به گروه سالم به‌طور معنی‌داری کاهش پیداکرده است. باتوجه به مطالعات انجام شده Lin و همکاران (۲۰۱۲)، در بررسی عوامل خطرساز آسیب ACL و پارگی مجدد آن با تجهیزات آنالیز ویدیویی حرکت، نتایج نشان داد که، معمولا کاهش دامنه حرکتی و زاویه فلکشن مفصل زانو حین راه رفتن و دویدن با آسیب ACL، همراه می‌باشد که در این حالت، عضلات قدامی ران به‌ویژه چهارسر رانی به اندازه‌ای نیروی برشی قدامی ایجاد می‌کند که موجب پارگی ACL، می‌شود (۲۲،۲۳). نیروی برشی قدامی به عنوان مهم‌ترین عامل در تعیین میزان اعمال بار بر رباط صلیبی قدامی عمل می‌کند که افزایش میزان این متغیر با کاهش فلکشن مفصل زانو رابطه معنی‌داری دارد. کاهش دامنه حرکتی مفصل زانو به عنوان اصلی‌ترین مفصل در تحمل وزن بدن به هنگام فعالیت، در افراد ACLR، می‌تواند موجب عدم توانایی این افراد در پاسخ سریع در شرایط سخت مانند مانورهای نظامی شود. همچنین از نظر بالینی، می‌تواند بر مکانیسم‌های عصبی عضلانی تأثیرگذار باشد و توانایی این افراد را در پاسخ به وظایف چالش برانگیز و حفظ ثبات، کاهش داده و موجب پارگی مجدد ACL، گردد (۲۴). لذا تقویت عضلات فلکسور و اکستنسور مفصل زانو امری مهم و ضروری در مراحل توانبخشی جهت بر قراری دامنه حرکتی مطلوب در صفحه ساجیتال می‌باشد.

نتایج مطالعه حاضر، افزایش معنی‌دار حداکثر زاویه ولگوس مفصل زانو در مرحله استقرار در صفحه فرونتال را درگروه ACLR، نسبت به افراد سالم نشان داد. ولگوس مفصل زانو یکی از مهمترین مکانیسم‌های آسیب ACL و پارگی مجدد آن می‌باشد. در مطالعه Agostinone و همکاران (۲۰۲۱)، در بررسی اثر میزان ولگوس و واروس مفصل زانو در افراد دارای رباط صلیبی ناکارآمد، گزارش شد که این ناهنجاری بیومکانیکی در مفصل زانو می‌تواند موجب بروز نیروی برشی قدامی غیر قابل تحمل در رباط صلیبی قدامی و همچنین باعث توزیع و اعمال نیرویی متفاوت در سطح بالایی استخوان درشت‌نی شود که این امر، خطر بیشتر آرتروز اولیه و آسیب مجدد لیگامنت صلیبی را موجب خواهد شد (۲۵). میزان زیاد ولگوس زانو ، احتمال آسیب در اندام تحتانی را به مرور زمان افزایش می‌دهد که می‌تواند به دلیل ضعیف بودن قدرت عضلانی چرخش‌دهنده‌های خارجی ران در گروه ACLR باشد (۲۶). لذا تقویت عضلات ضعیف دخیل در این ناهنجاری، می‌تواند در توانبخشی ACL، از اهمیت بالایی برخوردار باشد.

از نتایج دیگر پژوهش حاضر، افزایش معنی‌دار میزان نسبت چرخش تیبیا به فمور، در گروه ACLR، نسبت به گروه سالم بود. افزایش نسبت چرخش تیبیا به فمور موجب ایجاد بارهای ولگوس در مفصل زانو می‌شود که باعث فشار بیش از اندازه به لیگامان رباط صلیبی قدامی می‌گردد. در پژوهش Moore و همکاران (۲۰۲۰)، در بررسی بیومکانیک اندام تحتانی قبل و بعد از بازسازی رباط صلیبی قدامی گزارش شد، از آنجایی که آسیب‌های غیر تماسی ACL ممکن است در اثر نیرویی که موجب چرخش داخلی و خارجی تیبیا می‌شود، ایجاد گردد، برهم خوردن راستای طبیعی درشت‌نی نسبت به فمور ممکن است به افزایش فشار بر رباط ACL و پارگی مجدد آن بیانجامد (۲۷). از طرفی طی فاز استقرار راه رفتن، گشتاور اداکشن مفصل زانو موجب چرخاندن استخوان درشت‌نی نسبت به استخوان ران به سمت داخل در صفحه فرونتال می‌گردد که افزایش این متغیر در افراد ACLR، موجب افزایش نیروهای برخوردی در بخش داخلی مفصل زانو و متعاقب آن باعث افزایش تراکم مواد معدنی استخوان درشت‌نی در قسمت داخلی مفصل زانو می‌گردد و در نهایت به کاهش حجم غضروف مفصلی می‌انجامد و فرد را در معرض ابتلا به استئوآرتریت قرار می‌دهد (۲۸).

نتایج مطالعه حاضر با پژوهش Hantes و همکاران (۲۰۱۲)، مبنی بر ناپایداری و تضعیف عضلات فلکسور و اکستنسور و کاهش فلکشن مفصل زانو در افراد ACLR و افزایش معنی‌دار چرخش تیبیا نسبت به فمور همسو بود. این امر می‌تواند به دلیل کاهش توان عضلانی همسترینگ و عضلات گستروکنمیوس در افراد ACLR باشد که وظیفه کنترل چرخش درشت‌نی را برعهده دارند (۲۹). در پژوهش حاضر تمامی افراد از پیوند تاندونی همسترینگ جهت بازسازی رباط صلیبی قدامی استفاده کرده بودند که نتیجه حاصل می‌تواند ناشی از ضعف عضلات همسترینگ و عدم تقویت در حد مطلوب آن در این افراد در توانبخشی باشد.

بررسی یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد، اگرچه تفاوت معنی داری در دامنه حرکتی فلکشن-اکستنشن مفصل ران در فاز استقرار در دو گروه سالم و ACLR نبود، ولی با کاهش میانگین این متغیر در گروه ACLR، همراه بود. کاهش دامنه حرکتی مفاصل به دلیل سفت شدن واحدهای عضلانی-تاندونی اطراف مفصل است که ارتباط مثبتی با بی‌ثباتی در مفاصل دارد. در همین راستا یافته‌های حاکی از مطالعه Leppänen و همکاران (۲۰۱۷)، نشان داد که، کاهش دامنه حرکتی مفصل ران می‌تواند در الگوی راه رفتن تأثیر به‌سزایی گذاشته و یکی از علل اصلی در بی ثباتی، عدم تعادل و زمین خوردن افراد حین راه رفتن باشد (۳۰). پرسنل نظامی از این جهت که با انواع مانورهای نظامی و تخصصی در عملیات‌های مختلف مشارکت دارند، داشتن تعادل و ثبات مفاصل به‌خصوص در اندام تحتانی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد. لذا نتایج این مطالعه نشان از آن داشت که گروه ACLR، نسبت به افراد سالم دارای تعادل و الگوی راه رفتن نامناسب‌تری هستند که این امر باید

در پروتکل‌های توانبخشی بعد از جراحی رباط صلیبی قدامی در نظر گرفته شود.

باتوجه به اینکه مهارت راه رفتن در زنجیره حرکتی بسته انجام می‌شود، تغییر در متغیرهای کینماتیکی اندام بالادستی می‌تواند ریسک آسیب را در مفاصل پایین‌تر افزایش دهد. لذا کاهش دامنه حرکتی فلکشن-اکستنشن مفصل ران می‌تواند ناشی از ضعف عضلات قدامی ران و همچنین منجر به ریسک آسیب ACL، و پارگی مجدد این رباط گردد (۳۱).

نتایج این پژوهش نشان داد، میزان تغییرات فلکشن مچ‌پا در مرحله استقرار در هر دو گروه تفاوت معنی‌داری نداشت ولی با کاهش دامنه حرکتی فلکشن-اکستنشن مچ‌پا همراه بود. صاحب‌الزمانی و همکاران (۱۳۹۱)، در بررسی تأثیر خستگی بر کنترل قامت پویای ورزشکاران دارای ناپایداری عملکردی مچ‌پا نشان دادند، افزایش فلکشن مچ‌پا هنگام اجرای مانورهای ورزشی احتمال آسیب اندام تحتانی را کاهش می‌دهد (۳۲). از طرفی کاهش دورسی فلکشن مچ‌پا با توجه به کاهش فلکشن مفصل زانو، تأثیر بیشتری بر روی مفصل زانو می‌گذارد که خطر آسیب ACL را افزایش می‌دهد (۳۳). از آنجایی که مفاصل اندام تحتانی به عنوان یک سیستم مرتبط با هم عمل می‌کنند، تغییر در دامنه حرکتی یک مفصل می‌تواند در مفاصل بالا و پایین‌دستی خود اثر گذار باشد و این عامل می‌تواند باعث تغییر در راستای بارگذاری نیرو حین راه رفتن در مفاصل شود و اثر نامطلوبی را بر جای گذارد (۳۴).

در بررسی نتایج پژوهش حاضر، در پارامترهای بیومکانیکی در حین راه رفتن، یافته‌ها حاکی از آن بود که سرعت و طول گام‌برداری، به‌طور معنی‌داری در گروه ACLR نسبت به گروه سالم کاهش و مدت زمان فاز استقرار افزایش یافته است. سرعت گام‌برداری با دو عامل طول گام و تواتر گام‌برداری مرتبط است (۳۵). در این پژوهش، کاهش سرعت گام‌برداری در افراد ACLR، به دلیل افت میانگین طول گام آن‌ها بود. کاهش این عامل می‌تواند دلیلی بر، جهت افزایش ثبات و تعادل دینامیکی در حین راه رفتن باشد که موجب بهبود ریتم و الگوی حرکتی در طول راه رفتن می‌شود (۳۶). باتوجه به مطالعه Winiarski و همکاران (۲۰۱۲)، علت اصلی در کاهش طول گام، کاهش در دامنه حرکتی مفاصل مچ‌پا، زانو و ران می‌باشد (۳۷)، که با نتایج این پژوهش همسو بود. افزایش طول و سرعت گام‌برداری سبب کاهش مدت زمان نوسان و استقرار در راه رفتن نرمال در افراد سالم می‌شود (۳۸). نتایج حاصل از یافته‌های پژوهش حاضر، نشان از کاهش طول گام‌برداری در گروه ACLR، بود که متعاقب آن، افزایش معنی‌دار زمان استقرار را به همراه داشت. کاهش سرعت و در نتیجه افزایش مدت زمان استقرار در حین راه رفتن نشان از اختلال و کنترل حرکتی نامطلوب در گروه ACLR، می‌باشد که سبب افزایش احتمال لغزش و سرخوردن و همچنین افزایش مصرف انرژی درحین راه رفتن می‌شود (۳۶).

از آن‌جایی که آسیب ACL، و پارگی مجدد آن در زنان شیوع بیشتری داشته، برای مطالعات آینده پیشنهاد می‌شود، به مقایسه پرسنل نظامی زن سالم و دارای سابقه رباط صلیبی بازسازی شده و همچنین نقش جنسیت در شناسایی عوامل خطرساز پارگی رباط صلیبی قدامی و آسیب مجدد آن پرداخته شود. همچنین پیشنهاد می‌شود اثر یک دوره تمرین توانبخشی ACL و تأثیر آن بر روی متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی و مقایسه آن بین دو گروه سالم و ACLR، در مهارت‌هایی مانند مانورهای پیچیده‌تر پرداخته شود.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که پرسنل نظامی دارای رباط صلیبی بازسازی شده نسبت به افراد سالم، از کینماتیک تغییر یافته‌ای در زاویه و دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی می‌باشد که این تغییرات می‌تواند ناشی از ضعف عضلات عمل کننده در مفاصل اندام تحتانی و همچنین عدم توانبخشی مناسب در دوران بعد از جراحی باشد. عدم توجه به این امر می‌تواند سبب پارگی مجدد ACL، در این افراد شود. لذا پیشنهاد می‌شود که در طراحی تمرینات و دوره‌های توانبخشی و درمانی پس از جراحی، به تقویت عضلات عمل‌کننده در متغیرهای مورد مطالعه و آموزش صحیح تکنیک و الگوی مناسب حرکتی حین راه رفتن، توجه شود تا با کسب کینماتیک مطلوب در مفاصل و اندام‌ها، خطرات ناشی از آسیب مجدد ACL، به حداقل کاهش یابد. براساس یافته‌های پژوهش حاضر می‌توان نتیجه گرفت که دامنه حرکتی کم در مفاصل اندام تحتانی در افراد ACLR، موجب تغییر نامطلوب در پارامترهای سرعت و طول گام‌برداری و همچنین مدت زمان فاز استقرار می‌شود که این امر می‌تواند در آسیب و پارگی مجدد رباط صلیبی قدامی نقش بسزایی داشته باشد. لذا پیشنهاد می‌شود تا پروتکل‌های تمرینی جهت افزایش دامنه حرکتی مفاصل ران، زانو و مچ پا در توانبخشی در نظر گرفته شود.

از مهمترین محدودیت‌های پژوهش حاضر شامل عدم کورسازی آزمودنی‌ها نسبت به مطالعه بود. جهت جلب رضایت آزمودنی‌ها برای شرکت در مطالعه، آزمون گیرنده مجبور به شرح کامل پژوهش و هدف آن برای افراد شد. همچنین در این مطالعه تنها به ارزیابی پارامتر و متغیرهای کینماتیکی اندام تحتانی پرداخته شد و به ارزیابی فعالیت عضلات اندام تحتانی پرداخته نشده است. ارزیابی فعالیت عضلات اندام تحتانی به خصوص عضلات چهارسر رانی و همسترینگ احتمالاً بتواند اطلاعات بهتر و کامل‌تری در مورد رفتار پارامتر و متغیرهای مورد ارزیابی در مفاصل اندام تحتانی به ما بدهد. از آنجایی که سربازان و پرسنل نظامی در مواجه با مانورهای مختلف نظامی و فعالیت‌های تخصصی در عملیات‌های آزمایشی و جنگی هستند، نقش آمادگی جسمانی و همچنین اصلاح الگوی کنترل حرکتی در مهارت‌های ساده مانند راه رفتن، می‌تواند در سازگاری آن‌ها در شرایط چالش برانگیز و خطرساز از اهمیت بالایی برخوردار باشد. لذا ارزیابی مداوم متغیرهای بیومکانیکی افراد سالم

و آسیب‌دیده در این ارگان‌ها می‌تواند درک ما را از عوامل مخاطره آمیز مرتبط با آسیب اسکلتی عضلانی بخصوص در آسیب رباط صلیبی قدامی و پارگی مجدد آن بهبود بخشد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر، حاصل طرح تحقیقاتی مصوب با کد رهگیری ۹۷۰۰۱۵۳۸، توسط شورای پژوهشی معاونت تحقیقات دانشگاه علوم پزشکی ارتش جمهوری اسلامی ایران می‌باشد. از تمامی سربازان و پرسنل نظامی و اساتید محترمی که در این طرح پژوهشی همکاری داشتند، تقدیر و تشکر می‌نماییم.

نقش نویسندگان

ارائه ایده و طرح اولیه: عظیمی‌نیا؛ ویرایش و پردازش عنوان و طرح پژوهش: ریاحی؛ جمع‌آوری داده‌ها و ثبت سوابق آزمودنی‌ها: عظیمی‌نیا؛ تجزیه و تحلیل داده‌ها: عظیمی‌نیا؛ پیش‌نویس و ارسال مقاله: عظیمی‌نیا و ریاحی. همه نویسندگان در بازنگری مقاله سهیم بودند و همه اعضا با تأیید نهایی مقاله حاضر، مسئولیت دقت و صحت مطالب مندرج در آن را می‌پذیرند.

تضاد منافع: نویسندگان تصریح می‌کنند که هیچ‌گونه تضاد منافعی در مطالعه حاضر وجود ندارد.

نکات بالینی کاربردی برای جوامع نظامی

- از آنجایی پرسنل نظامی و سربازان در مواجه با مانورهای مختلف نظامی و فعالیت‌های تخصصی در عملیات‌های جنگی مستعد پارگی و آسیب مجدد رباط صلیبی قدامی هستند، پیشنهاد می‌شود تا در تمرینات آمادگی جسمانی و همچنین در پروتکل‌های درمانی جهت توانبخشی پارگی رباط صلیبی قدامی، به تمرینات افزایش دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی بخصوص در مفصل زانو توجه ویژه شود تا از ریسک آسیب و پارگی مجدد ACL، پیشگیری شود.
- اصلاح الگوی کنترل حرکتی در مهارت‌های ساده مانند راه رفتن، می‌تواند در سازگاری پرسنل نظامی و سربازان در شرایط چالش برانگیز و خطرساز از اهمیت بالایی برخوردار باشد که می‌توان با ارزیابی مداوم راه رفتن این افراد نسبت به اصلاح الگوی حرکتی نادرست آن‌ها، اقدام کرد.

منابع

1. Whittaker JL, Booysen N, De La Motte S, Dennett L, Lewis CL, Wilson D, et al. Predicting sport and occupational lower extremity injury risk through movement quality screening: a systematic review. British Journal Of Sports Medicine. 2017;51(7):580-5. doi:10.1136/bjsports-2016-096760
2. Bullock SH, Jones BH, Gilchrist J, Marshall SW. Prevention of physical training–related injuries: recommendations for the military and other active populations based on expedited systematic reviews. American Journal of Preventive Medicine. 2010;38 (1):S156-81. doi:10.1016/j.amepre.2009.10.023
3. Cotofana S, Ring-Dimitriou S, Hudelmaier M, Himmer M, Wirth W, Sänger AM, et al. Effects of exercise intervention on knee morphology in middle-aged women: a longitudinal analysis using magnetic resonance imaging. Cells Tissues Organs. 2010;192(1):64-72. doi:10.1159/000289816
4. Zarei M, Johari K. Predicting Lower Extremity Injury in Iranian Army Rangers using Functional Performance Tests. Journal of Military Medicine. 2018;19(6):607-15. [In Persian]
5. Farahani H, Sanei S, Naji M, Sadr S, Khakpoor S, Divandari H. The investigation of incidence rate and causes of physical injuries in sport activities and military parade and developing strategies to prevent them. Physical Education and Sport Science Quarterly (PESSQ). 2009;2(5):21-32. [In Persian]
6. Lauder TD, Baker SP, Smith GS, Lincoln AE. Sports and physical training injury hospitalizations in the army. American Journal of Preventive Medicine. 2000;18(3):118-28. doi:10.1016/S0749-3797(99)00174-9
7. Pallis M, Svoboda SJ, Cameron KL, Owens BD. Survival comparison of allograft and autograft anterior cruciate ligament reconstruction at the United States Military Academy. The American Journal of Sports Medicine. 2012;40(6):1242-6. doi:10.1177/0363546512443945
8. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. The American Journal of Sports Medicine. 2006;34(2):299-311. doi:10.1177/0363546505284183
9. Rahardja R, Zhu M, Love H, Clatworthy MG, Monk AP, Young SW. Effect of graft choice on revision and contralateral anterior cruciate ligament reconstruction: results from the New Zealand ACL Registry. The American Journal of Sports Medicine. 2020;48(1):63-9. doi:10.1177/0363546519885148
10. King E, Richter C, Franklyn-Miller A, Wadey R, Moran R, Strike S. Back to normal symmetry? Biomechanical variables remain more asymmetrical than normal during jump and change-of-direction testing 9 months after anterior cruciate ligament reconstruction. The American Journal of Sports Medicine. 2019;47(5):1175-85. doi:10.1177/0363546519830656
11. Weir G, Stillman M, van Emmerik R, Wyatt H, Jewell C, Hamill J. Differences in kinetics, kinematics and muscle activation strategies in male and female team sport athletes during unanticipated sidestepping.

Journal of Science in Sport and Exercise. 2019;1(2):159-67. doi:10.1007/s42978-019-0019-2
12. Devita P, Hortobagyi TI, Barrier JA, Torry MI, Glover KL, Speroni DL, et al. Gait adaptations before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. Medicine and Science in Sports and Exercise. 1997;29(7):853-9. doi:10.1097/00005768-199707000-00003
13. Rajabzade A, Jamshidi AA. Biomechanical risk factors of non-contact anterior cruciate ligament injuries: a review of the literature. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2015;11(1):70-5. [In Persian] doi:10.22122/jrrs.v11i1.1892
14. Davis K, Williams JL, Sanford BA, Zucker-Levin A. Assessing lower extremity coordination and coordination variability in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction during walking. Gait & Posture. 2019;67:154-9. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.10.010
15. Sharifmoradi K, Raji A. The Comparison of Ground Reaction Forces Components during Walkingin Patients with ACL Tear, ACL Reconstruction Compared to Normal Subjects. Research on Biosciences and Physical Actiuity. 2016;3(4):25-33. [In Persian] doi:10.22111/RBPA.2016.4182
16. Andriacchi TP. Dynamics of pathological motion: applied to the anterior cruciate deficient knee. Journal of Biomechanics. 1990;23:99-105. doi:10.1016/0021-9290(90)90044-4
17. Weir G, van Emmerik R, Jewell C, Hamill J. Coordination and variability during anticipated and unanticipated sidestepping. Gait & posture. 2019;67:1-8. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.09.007
18. Graci V, Van Dillen LR, Salsich GB. Gender differences in trunk, pelvis and lower limb kinematics during a single leg squat. Gait & posture. 2012;36(3):461-6. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.04.006
19. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Etemadi H, Hilfiker R, Knarr BA, Shad MM. Effect of 16-week corrective training program on three dimensional joint moments of the dominant and non-dominant lower limbs during gait in children with genu varus deformity. Science & Sports. 2020;35(1):44.e1-11. doi:10.1016/j.scispo.2018.12.011
20. Damavandi M, Dixon PC, Pearsall DJ. Kinematic adaptations of the hindfoot, forefoot, and hallux during cross-slope walking. Gait & posture. 2010;32(3):411-5. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.07.004
21. Ojeda J, Morales J, Mayo J. Influence of different body pose reconstruction methods in the solution of the inverse dynamic problem during human gait without force plates. The 5th Joint International Conference on Multibody System Dynamics. 2018;6(6):24-8. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.07.0334
22. Lin PE, Sigward SM. Influence of hamstrings on knee moments during loading response of gait in individuals following ACL reconstruction. Journal of Orthopaedic Research. 2020;38(2):378-86. doi:10.1002/jor.24465
23. Lin CF, Liu H, Gros MT, Weinhold P, Garrett WE, Yu B. Biomechanical risk factors of non-contact ACL injuries: A stochastic biomechanical modeling study. Journal of Sport and Health Science. 2012;1(1):36-42. doi:10.1016/j.jshs.2012.01.001
24. Armitano-Lago CN, Morrison S, Hoch JM, Bennett HJ, Russell DM. Anterior cruciate ligament reconstructed individuals demonstrate slower reactions during a dynamic postural task. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 2020;30(8):1518-28. doi:10.1111/sms.13698
25. Agostinone P, Di Paolo S, Grassi A, Pinelli E, Bontempi M, Bragonzoni L, et al. ACL deficiency influences medio-lateral tibial alignment and knee varus–valgus during in vivo activities. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2021; 29(2):389-97. doi:10.1007/s00167-020-05979-6
26. Lawrence III RK, Kernozek TW, Miller EJ, Torry MR, Reuteman P. Influences of hip external rotation strength on knee mechanics during single-leg drop landings in females. Clinical Biomechanics. 2008;23(6):806-13. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.02.009
27. Moore JM, Cessford K, Willmott AP, Raj D, Exell TA, Burbage J, et al. Lower limb biomechanics before and after anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review. Journal of Biomechanics. 2020;106:109828. doi:10.1016/j.jbiomech.2020.109828
28. Miura S, Iwasaki K, Kondo E, Endo K, Matsubara S, Matsuoka M, et al. Stress on the posteromedial region of the proximal tibia increased over time after anterior cruciate ligament injury. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2021:1-8. doi:10.1007/s00167-021-06731-4
29. Hantes ME, Tsarouhas A, Giakas G, Spiropoulos G, Sideris V, Christel P, et al. Effect of fatigue on tibial rotation after single-and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: A 3-dimensional kinematic and kinetic matched-group analysis. The American Journal of Sports Medicine. 2012;40(9):2045-51. doi:10.1177/0363546512454413
30. Leppänen M, Pasanen K, Krosshaug T, Kannus P, Vasankari T, Kujala UM, et al. Sagittal plane hip, knee, and ankle biomechanics and the risk of anterior cruciate ligament injury: a prospective study. Orthopaedic Journal of Sports Medicine. 2017;5(12):2325967117745487. doi:10.1177/2325967117745487
31. Pietrosimone B, Davis-Wilson HC, Seeley MK, Johnston C, Spang JT, Creighton RA, Kamath GM, Blackburn JT. Gait Biomechanics in Individuals Meeting Sufficient Quadriceps Strength Cutoffs After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Journal of Athletic Training. 2021;56(9):960-6. doi:10.4085/425-20
32. Sahebzamani M, Sedaghat M. Fatigue effect of dynamic postural control, especially football soccer players with functional ankle instability. Sport Medicine Studies. 2012;12:97-114. [In Persian]
33. Ursei ME, Accadbled F, Scandella M, Knorr G, Munzer C, Swider P, et al. Foot and ankle

compensation for anterior cruciate ligament deficiency during gait in children. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. 2020;106(1): 179-83. doi:10.1016/j.otsr.2019.07.009
34. Holder J, Trinler U, Meurer A, Stief F. A systematic review of the associations between inverse dynamics and musculoskeletal modeling to investigate joint loading in a clinical environment. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2020:1382. doi:10.3389/fbioe.2020.603907
35. Knoll Z, Kocsis L, Kiss RM. Gait patterns before and after anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2004;12(1):7-14. doi:10.1007/s00167-003-0440-1
36. Nambi G, Abdelbasset WK, Verma A, Elsayed SH, Aldhafian OR, Bin Nwihadh N, et al. Effects of Postoperative Rehabilitation on Gait Parameters and Electromyography Variables in Acute and Chronic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Surgery in Football Players. Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine. 2021;2021:9912795. doi:10.1155/2021/9912795
37. Winiarski S, Czamara A. Evaluation of gait kinematics and symmetry during the first two stages of physiotherapy after anterior cruciate ligament reconstruction. Acta of Bioengineering & Biomechanics. 2012;14(2):91-100. doi:10.5277/abb120212
38. Inam S. Analysis of Basic Spatial Gait Parameters in Laboratory. Sukkur IBA Journal of Emerging Technologies. 2019;2(2):7-12. doi:10.30537/sjet.v2i2.436