

Factors Related to Low Back Pain Severity in Veterans with Unilateral Below Knee Amputation

Faraji E.¹ *PhD*, Barati A.H.² *PhD*, Sadeghi H.¹ *PhD*, Fateh H.R.³ *MD*, Allami M.* *BSc*

*Department of Medical & Rehabilitation Devices, Janbazan Medical and Engineering Research Center (JMERC), Tehran, Iran

¹Sport Injuries & Corrective Exercise Department, Physical Education and Sport Sciences Faculty, Kharazmi University, Tehran, Iran

²Sport Injuries & Corrective Exercise Department, Physical Education & Sport Sciences Faculty, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran

³Physical Medicine & Rehabilitation Department, Medicine Faculty, Tehran University, Tehran, Iran

Abstract

Aims: Low back pain as a common health issue is more problematic than other complications of amputation. Due to the etiology of amputation in veterans, different factors may be related to the severity of back pain. The aim of this study was to evaluate the factors related to the severity of low back pain in veterans with unilateral below-knee amputation.

Instruments & Methods: In this descriptive correlational study, 62 male veterans with unilateral below-knee amputation in 2016 were selected using available sampling method from Center of Orthosis and Prosthetics Kowsar in Tehran. The severity of back pain and disability caused by low back pain were evaluated by Numeric Pain Rating Scale (NPRS) and Oswestry Disability Index (ODI), respectively. Biomechanical evaluations were carried out using surface electromyography. Data was analyzed by SPSS 20 software using Pearson correlation coefficient, Spearman's rank correlation coefficient, simple linear regression and Chi square test.

Findings: There was a significant correlation between pain severity and asymmetry index of superficial lumbar multifidus muscle ($r=0.31$; $p=0.01$). Asymmetry index of superficial lumbar multifidus muscle could predict 0.09 of pain severity ($p<0.05$). The severity of low back pain were also correlated significantly with smoking history ($r=0.21$; $p=0.04$), psychological disorders ($r=0.25$; $p=0.02$), prosthetic height ($r=0.21$; $p=0.04$) and the use of auxiliary device ($r=0.03$; $p=0.27$).

Conclusion: Muscle asymmetry due to the use of the prosthesis, prosthesis height, amputation-associated psychological disorders and smoking are the factors related to the severity of low back pain in veterans with unilateral below-knee amputation.

Keywords

Low Back Pain [<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/mesh/68017116>];
Veterans [<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/mesh/68014728>];
Amputees [<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/mesh/68000674>];
Electromyography [<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/mesh/68004576>]

* Corresponding Author

Tel: +98 (21) 22172424

Fax: +98 (21) 22418180

Post Address: Janbazan Medical and Engineering Research Center (JMERC), No. 17, Farokh Street, Moghadas Ardabili Street, Yaman Street, Shahid Chamran Highway, Tehran, Iran

iranassistive@gmail.com

Received: April 12, 2017

Accepted: May 23, 2017

ePublished: November 6, 2017

عوامل مرتبط با شدت درد کمر در جانبازان قطع عضو یکطرفه زیر زانو

الهه فرجی PhD

گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

امیرحسین براتی PhD

گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

حیدر صادقی PhD

گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

حمیدرضا فاتح PhD

گروه طب فیزیکی و توانبخشی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

مصطفی علامی* BSc

گروه پژوهشی تجهیزات پزشکی و توانبخشی، مرکز تحقیقات مهندسی و علوم پزشکی جانبازان، تهران، ایران

چکیده

اهداف: کمردرد به‌عنوان یک مشکل شایع، بیش از سایر عوارض قطع عضو مشکل‌ساز است. با توجه به‌علت قطع عضو در جانبازان، عوامل مختلفی می‌توانند با شدت کمردرد مرتبط باشند. هدف این مطالعه، بررسی عوامل مرتبط با شدت درد کمر در جانبازان قطع عضو یکطرفه زیر زانو بود.

ابزار و روش‌ها: در این مطالعه توصیفی-همبستگی در سال ۱۳۹۵ تعداد ۶۲ جانباز مرد قطع عضو یکطرفه زیر زانو که به کمردرد مزمن مبتلا بودند، در مرکز ارتز و پروتز کوثر تهران به‌شیوه نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شده و مورد بررسی قرار گرفتند. شدت درد کمر و ناتوانی ناشی از درد کمر به‌ترتیب با مقیاس درجه‌بندی عددی درد (NPRS) و شاخص ناتوانی اوسوستری (ODI) ارزیابی شد. ارزیابی‌های بیومکانیکی با روش الکترومایوگرافی سطحی انجام گرفت. داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS 20 و توسط آزمون‌های همبستگی پیرسون، اسپیرمن، تحلیل رگرسیون خطی ساده و آزمون مجذور کای تحلیل شدند.

یافته‌ها: ضریب عدم تقارن عضله مولتی‌فیدوس سطحی با شدت کمردرد رابطه معنی‌دار نشان داد ($r=0.31$; $p=0.01$) و با ضریب تعیین 0.09 توانست شدت درد را تبیین نماید ($p<0.05$). سابقه مصرف سیگار ($r=0.21$; $p=0.04$)، اختلالات اعصاب و روان ($r=0.25$; $p=0.02$)، ارتفاع پروتز ($r=0.21$; $p=0.04$) و استفاده از وسیله کمکی ($r=0.27$; $p=0.03$) با شدت کمردرد همبستگی معنی‌داری داشتند. نتیجه‌گیری: عدم تقارن عضلانی بر اثر استفاده از پروتز، ارتفاع پروتز، آسیب همراه اعصاب و روان و استعمال دخانیات عوامل مرتبط با شدت درد کمر در جانبازان قطع عضو یکطرفه زیر زانو هستند.

کلیدواژه‌ها: درد کمر، جانبازان، قطع عضو، الکترومایوگرافی

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۰۱/۲۳

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۰۳/۰۲

* نویسنده مسئول: iranassistive@gmail.com

مقدمه

درد کمر یک مشکل شایع در عموم افراد یک جمعیت است و از همین‌رو مطالعات بسیاری برای تعیین شیوع و سبب‌شناسی آن انجام شده است. بروز اولیه درد کمر بین ۱۵/۳-۶/۳٪ و بروز درد کمر برای اولین‌بار یا به‌صورت عودکننده ۳۶/۰-۱/۵٪ در یک سال گزارش شده است^[1]. اختلالات ثانویه اسکلتی-عضلانی در افراد قطع عضو اندام تحتانی شامل افراد با قطع عضو بالای زانو و افراد با قطع عضو زیر زانو شایع است^[2]. به‌ویژه، کمردرد مزمن غیراختصاصی، یک اختلال ثانویه عمده است که شیوع آن با مدت بیش از یک ماه بین ۵۰ تا ۸۰٪ گزارش شده است^[3,4].

درد کمر بیش از سایر عوارض شایع قطع عضو چون درد کاذب و درد استامپ، مشکل‌ساز است^[3]. در پیمایشی از ۲۵۵ فرد قطع عضو

اندام تحتانی، ۵۲٪ پاسخ‌دهندگان کمردرد را به‌عنوان یک مشکل مزاحم و دائمی تعیین نمودند^[5]. در مطالعه‌ای دیگر، درد کمر با درجات بالا، به‌طور معنی‌داری تعارض بیشتری با فعالیت‌های فیزیکی روزمره نسبت به درد کاذب و درد عمومی بدن داشت^[6]. این نتایج مهر تأییدی بر شواهد فزاینده‌ای است که بر گستردگی و تاثیر درد کمر بر عملکرد فیزیکی افراد قطع عضو اندام تحتانی دلالت دارد.

نتایج مطالعات پیشین گواه بر این است که درد کمر در افراد با قطع عضو اندام تحتانی از نظر ماهیت چندعاملی است و به‌طور کلی به عوامل فردی، روان‌شناختی-اجتماعی و فیزیکی (بیومکانیکی) طبقه‌بندی می‌شوند^[7,8]. عوامل فردی ریسک کمردرد شامل سنین جوان‌تر، استعمال دخانیات و بالا بودن شاخص توده بدنی است^[7].

اگرچه عوامل خطر روان‌شناختی-اجتماعی متضمن مرحله آغاز کمردرد نیست^[9]، عواملی چون اضطراب، افسردگی، استراتژی‌های ضعیف کنارآمدن، اجتناب از ترس، محیط روانی سخت در محل کار و ناراضی‌تری زیاد از کار می‌تواند خطر ابتلا به کمردرد مزمن را افزایش دهد^[10,11]. در مورد عوامل فیزیکی یا بیومکانیکی، افراد با

قطع عضو در مقایسه با افراد غیرقطع عضو، به‌صورت عمده با تغییر سینتیک مفصلی اندام تحتانی و فراخوانی عضلانی روبه‌رو می‌شوند^[12-14]. در نتیجه، این تغییرات بیومکانیکی در تمام بدن، می‌تواند زمینه‌ساز شیوع بیشتر درد کمر در افراد با قطع عضو یکطرفه اندام تحتانی نسبت به افراد عادی جامعه باشد.

هر چند دلایل شیوع بیشتر درد کمر به‌خوبی شناخته نشده است، ولی یافته‌های پژوهشی حاکی از آن است که تغییر استراتژی‌های فراخوانی عضلانی، بیومکانیکی و حرکتی نسبت به عوامل دژنراتیو در بروز درد کمر در افراد قطع عضو اندام تحتانی موثرتر است^[4,15]. سبب‌شناسی‌های مختلف قطع عضو اندام از عوامل مهم مورد بررسی در کمردرد افراد قطع عضو است^[15]. با توجه به‌علت قطع عضو در جانبازان، عوامل مختلفی می‌تواند با شدت کمردرد مرتبط باشد. هدف این مطالعه، بررسی عوامل مرتبط با شدت درد کمر در جانبازان قطع عضو یکطرفه زیر زانو مبتلا به کمردرد مزمن بود.

ابزار و روش‌ها

این مطالعه توصیفی-همبستگی در سال ۱۳۹۵ بین ۱۷۵ جانباز قطع عضو زیر زانو که در طرح نیازسنجی سلامت افراد قطع عضو زیر زانوی یکطرفه شهر تهران در مرکز ارتز و پروتز کوثر تهران شرکت کردند، انجام شد. نمونه‌گیری به‌روش در دسترس صورت گرفت. با توجه به معیارهای ورود به مطالعه ۶۲ جانباز مرد مبتلا به درد کمر به‌صورت داوطلبانه در پژوهش مشارکت کردند. معیارهای ورود شامل دامنه سنی ۳۵ تا ۶۰ سال با قطع عضو زیر زانو یکطرفه، ابتلا به کمردردی که ۱۲ هفته یا بیشتر طول کشیده باشد و استفاده مداوم از پروتز بود. معیارهای خروج از مطالعه شامل وجود Red flag در ارزیابی کمردرد با توجه به نظر پزشک متخصص و عدم تمایل فرد به حضور در ارزیابی الکترومایوگرافی مطالعه بود. مطابق با معیارهای ورود و خروج تمام افراد واجد شرایط در مطالعه شرکت کردند. ارزیابی‌های دموگرافیک و اختلالات همراه با استفاده از مصاحبه با جانبازان انجام شد.

برای بررسی شدت درد کمر و عوامل مرتبط با آن ارزیابی‌های زیر انجام شد:

الف- ارزیابی شدت درد کمر و ناتوانی ناشی از درد کمر: از مقیاس درجه‌بندی عددی درد (NPRS) برای اندازه‌گیری درد کمر با

تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم افزار SPSS 20 انجام شد. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها آزمون کولموگروف-اسمیرنوف مورد استفاده قرار گرفت. به منظور تعیین همبستگی بین متغیرها از آزمون همبستگی پیرسون و ضریب همبستگی رتبه‌ای اسپیرمن استفاده شد و تحلیل رگرسیون خطی ساده برای پیش‌بینی متغیر ملاک (شدت درد) از روی متغیر پیش‌بین (عدم تقارن عضلانی) به‌کار گرفته شد. آزمون مجذور کای نیز به‌منظور بررسی رابطه محدودیت در راه رفتن با طول استامپ مورد استفاده قرار گرفت.

یافته‌ها

درصد جانبازی شرکت‌کنندگان ۷۰-۳۵٪ بود و تمام این افراد از پروتز استفاده کرده بودند (جدول ۱).

جدول ۱) میانگین آماری متغیرهای دموگرافیک جانبازان قطع عضو زیر زانو مبتلا به کمردرد مزمن (۶۲ نفر)

متغیرها	میانگین
سن (سال)	۵۰/۶±۱۰/۷
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)	۲۷/۳±۳/۷
مدت سپری شده از زمان قطع عضو (سال)	۲۸/۹±۶/۷
دوره زمانی استفاده از پروتز (سال)	۲۸/۷±۶/۹
استفاده روزانه از پروتز (ساعت)	۱۲/۶±۲/۹

۱۱ نفر (۱۷/۷٪) از جانبازان ناتوانی خفیف، ۳۳ نفر (۵۳/۲٪) ناتوانی متوسط و ۱۷ نفر (۲۷/۴٪) ناتوانی شدید داشتند و تنها یک نفر (۱/۶٪) کاملاً ناتوان بود. همچنین ۲۶ نفر (۴۱/۰٪) درد کم، ۲۲ نفر (۳۶/۱٪) درد متوسط و ۱۴ نفر (۲۳/۰٪) درد شدید داشتند و هیچ کس بدون درد نبود. همچنین ۱۴ نفر (۲۳/۰٪) بدون درد و به راحتی می‌توانستند راه بروند و ۱۰ نفر (۱۶/۴٪) از جانبازان می‌توانستند بدون محدودیت زمانی بایستند (جدول ۲).

جدول ۲) میانگین آماری نمرات شاخص ناتوانی، شدت درد کمر و ضریب عدم تقارن در جانبازان قطع عضو زیر زانو مبتلا به کمردرد مزمن (۶۲ نفر)

متغیرها	نمرات
شاخص ناتوانی اوسوستری	۳۳/۳±۱۳/۵۰
نمره ناتوانی	
شدت درد	
در بهترین حالت	۲/۹۶±۱/۷۰
در زمان مطالعه	۴/۱۰±۲/۵۰
در بدترین حالت	۷/۵۴±۱/۸۰
شدت درد کلی	۴/۸۴±۱/۶۰
ضریب عدم تقارن	
عضله ارکتور اسپاینه	۲۶/۳±۲۳/۱۰
عضله مولتی‌فیدوس	۲۴/۲±۱۷/۷۰

ضریب عدم تقارن عضله مولتی‌فیدوس با ساعات استفاده از پروتز در روز ($r=0/23$; $p=0/04$) و ضریب عدم تقارن عضله ارکتور اسپاینه با تعداد سال‌های استفاده از پروتز ($r=0/26$; $p=0/03$) ارتباط معنی‌دار داشت. میانگین ضریب عدم تقارن عضله مولتی‌فیدوس سطحی با شدت کمردرد نیز رابطه معنی‌دار نشان داد ($r=0/31$; $p=0/01$)، ولی این ارتباط برای عضله ارکتور اسپاینه معنی‌دار نبود ($p=0/3$). ضریب عدم تقارن عضله مولتی‌فیدوس با ضریب تعیین $0/09$ توانست شدت درد را تبیین نماید ($p<0/05$).

فیتینگ سوکت در ۲۰ نفر (۳۲/۳٪)، ارتفاع پروتز در ۹ نفر (۱۴/۵٪)، الایمنت استاتیک در ۱۰ نفر (۱۶/۱٪) و الایمنت دینامیک در ۱۹ نفر (۳۰/۶٪) نامناسب تشخیص داده شد. همچنین ۳۸ نفر

درجه‌بندی صفر تا ۱۰ استفاده شد. شدت درد در زمان مطالعه، بهترین حالت و در بدترین حالت در سه ماه گذشته با این ارزیابی مشخص شد. نمره صفر نشان‌دهنده عدم وجود درد، ۴-۱ نشان‌دهنده درد ملایم، ۶-۵ نشان‌دهنده شدت درد متوسط و ۱۰-۷ نشانگر درد شدید است^[16]. علاوه بر آن، شاخص ناتوانی اوسوستری (ODI) برای اندازه‌گیری سطح ناتوانی توسط مشارکت‌کنندگان تکمیل شد. پرسش‌نامه ناتوانی اوسوستری شامل ۱۰ بخش شش‌گزینه‌ای است. هر بخش میزان ناتوانی در عملکرد را به ترتیب از صفر (عملکرد مطلوب بدون احساس درد) تا ۵ (ناتوانی در اجرای فعالیت‌ها به‌علت درد شدید) رتبه‌بندی می‌کند. شاخص کل ناتوانی بین صفر تا ۱۰۰ ارزش‌گذاری می‌شود. نمرات بالاتر نشان‌دهنده ناتوانی بیشتر است. نمره ۲۰-۰٪ نشان‌دهنده ناتوانی خفیف، ۴۰-۲۱٪ نشان‌دهنده ناتوانی متوسط، ۶۰-۴۱٪ نشان‌دهنده ناتوانی شدید، ۸۰-۶۱٪ معنی‌دارترین اختلال عملکردی مرتبط با درد کمر که تحت عنوان ناتوان طبقه‌بندی می‌شود، و ۱۰۰-۸۱٪ بدین معنی است که فرد به‌بستر محدود است^[17]. پایایی پرسش‌نامه مقیاس درجه‌بندی عددی درد و شاخص ناتوانی اوسوستری به‌ترتیب با ۹۱٪ و ۸۴٪ تایید شده است و در مطالعات متعددی به‌کار رفته است^[17, 18]. پایایی نسخه فارسی نیز با ضریب آلفای کرونباخ ۰/۷۵ برای پرسش‌نامه ناتوانی اوسوستری مورد تایید قرار گرفته است^[19].

ب- ارزیابی‌های بیومکانیکی: فعالیت عضلات مختلف پشت بدن به‌طور غیرمستقیم با روش الکترومایوگرافی سطحی به‌عنوان یک استاندارد طلایی عملکرد عضله اندازه‌گیری شد^[20-22]. حداکثر انقباض عضلات ارکتور اسپاینه کمری و ایفای سطحی عضله مولتی‌فیدوس کمری با انجام اکستنشن تنه در برابر یک مقاومت دستی ثبت شد. حداکثر انقباض ارادی عضلات از طریق یک سری انقباضات دستی انجام گرفت. حداکثر انقباض ارادی برای عضلات اکستانسور ستون فقرات با اعمال مقاومت در برابر اکستنشن تنه انجام شد. افراد روی تخت به شکم قرار می‌گرفتند و تلاش می‌کردند در برابر مقاومت اعمال‌شده توسط آزمونگر از ناحیه کمر بازگردند ستون فقرات را انجام دهند^[23-25]. هر انقباض تا ۳ بار با استراحت ۳۰ ثانیه‌ای به‌منظور رفع خستگی انجام پذیرفت. به‌منظور ثبت فعالیت الکتریکی، الکترودها روی بالک عضلات در سمت آمپوته و سالم قرار گرفتند. الکترودها برای ایفای سطحی عضله مولتی‌فیدوس کمری ۲ سانتی‌متر خارج زایده خاری مهره L4 و برای ارکتور اسپاینه کمری ۵ سانتی‌متر خارج زایده خاری مهره L2 قرار داده شدند^[26, 27]. الکترو مرجع روی زایده استخوانی استیلوئید اولنا قرار گرفت. ثبت الکترومایوگرافی با استفاده از دستگاه ۸ کاناله EMG (مدل Wireless V8.24; BayaMed; ایران) و الکترودهای مدل F-55 (Skintact; اتریش) انجام شد. نرخ فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز، تبدیل آنالوگ به دیجیتال با مبدل A/D ۱۶ بیتی و فیلتر میان‌گذر ۲۰ تا ۳۰۰ هرتز صورت گرفت.

تجزیه و تحلیل داده در محیط Lab view با استفاده از نرم‌افزار تحلیل داده BayaMed انجام شد. ریشه میانگین مربع (RMS) به‌عنوان معنی‌دارترین اندازه‌گیری قدرت سیگنال در نظر گرفته شد و میانگین نمرات ۳ بار انقباض در نهایت ثبت شد. ضریب تقارن فعالیت عضلات مولتی‌فیدوس و ارکتور اسپاینه سمت سالم و قطع عضو با استفاده از فرمول محاسبه شد. ضریب عدم تقارن نزدیک به صفر نشانه کمبود عدم تقارن و نزدیک به ۱۰۰ نشانه زیادبودن عدم تقارن است^[28]. نوع پروتز، سوکت و پنجه آن ثبت شد و مناسب یا نامناسب بودن فیتینگ سوکت، ارتفاع پروتز، راستایی استاتیک و دینامیک پروتز توسط کارشناس‌ها مورد ارزیابی بالینی قرار گرفت.

(۶۰/۷٪) از هیچ وسیله کمکی در داخل یا خارج از خانه استفاده نکرده بودند. بین طول استامپ با شدت درد کمر همبستگی معنی‌داری مشاهده نشد. محدودیت در راه رفتن نیز با طول استامپ رابطه معنی‌داری نداشت ($p > 0.05$; جدول ۳).

جدول ۳ توزیع فراوانی مطلق و نسبی (تعداد و درصد) متغیرهای بیومکانیکی جانبازان قطع عضو زیر زانو مبتلا به کمردرد مزمن (۶۲ نفر)

متغیر	تعداد (درصد)
نوع پروتز	
مدولار	۴۴ (۷۰/۹)
پدیلنی	۱۸ (۲۹/۱)
سوکت	
لایتر	۲۶ (۴۱/۴)
سافت - سوکت	۳۶ (۵۸/۶)
نوع پنجه	
تک محوره	۲۳ (۳۸/۶)
ساج	۱۳ (۲۱/۱)
دینامیک	۱۰ (۱۵/۸)
کربنی	۱۰ (۱۵/۸)
سایر	۶ (۹/۶)
طول استامپ	
بسیار بلند	۱۳ (۲۰/۳)
بلند	۱۲ (۱۸/۶)
متوسط	۲۶ (۴۲/۴)
کوتاه	۸ (۱۳/۶)
بسیار کوتاه	۳ (۵/۱)

سن و شاخص توده بدنی با شدت کمردرد همبستگی معنی‌داری نداشتند، ولی داشتن سابقه مصرف سیگار ($\chi^2=0.21$; $p=0.04$)، اختلالات اعصاب و روان ($\chi^2=-0.25$; $p=0.02$)، ارتفاع پروتز ($\chi^2=0.21$; $p=0.04$) و استفاده از وسیله کمکی ($\chi^2=0.27$; $p=0.03$) با شدت کمردرد همبستگی معنی‌داری نداشتند (جدول ۴).

جدول ۴ توزیع فراوانی مطلق و نسبی (تعداد و درصد) و میانگین آماری نمرات شدت درد به تفکیک عوامل فردی، روان شناختی و بیومکانیکی در جانبازان قطع عضو زیر زانو مبتلا به کمردرد مزمن (۶۲ نفر)

متغیرها	درد کم	درد متوسط	درد شدید	نمره شدت درد
سابقه مصرف سیگار				
دارد	۵ (۸/۰)	۷ (۱۱/۲)	۸ (۱۲/۹)	۵/۴±۱/۷
ندارد	۲۰ (۳۲/۲)	۱۶ (۲۵/۸)	۶ (۹/۶)	۴/۶±۱/۵
آسیب اعصاب و روان				
دارد	۸ (۱۲/۹)	۱۲ (۱۹/۳)	۸ (۱۲/۹)	۵/۳±۱/۵
ندارد	۱۷ (۲۷/۴)	۱۱ (۱۷/۷)	۶ (۹/۶)	۵/۴±۱/۷
ارتفاع پروتز				
مناسب	۲۳ (۳۷/۰)	۱۸ (۲۹/۰)	۱۱ (۱۷/۷)	۴/۷±۱/۶
نامناسب	۲ (۳/۲)	۵ (۸/۰)	۳ (۴/۸)	۵/۶±۱/۴
استفاده از وسیله کمکی				
دارد	۸ (۱۲/۹)	۸ (۱۲/۹)	۸ (۱۲/۹)	۵/۴±۱/۶
ندارد	۱۷ (۲۷/۴)	۱۵ (۲۴/۱)	۶ (۹/۶)	۴/۵±۱/۶

بحث

در این مطالعه، شدت درد کمر و ناتوانی ناشی از آن و همچنین عوامل احتمالی مرتبط با کمردرد در جانبازان دچار قطع عضو زیر زانو که به کمردرد مزمن مبتلا بودند، بررسی شد. یافته‌ها نشان داد که شدت درد کمر با عدم تقارن عضلانی ستون فقرات کمری مرتبط است. به علاوه، در افراد قطع عضو مبتلا به درد کمر، عدم تقارن عضلانی مولتی‌فیدوس با مدت زمان استفاده از پروتز در روز ارتباط معنی‌داری داشت. این عدم تقارن‌های عضلانی همراه با مکانیزم

جبرانی می‌تواند یک علت احتمالی در ابتدا به درد کمر در افراد قطع عضو زیر زانو در حین انجام وظایف عملکردی باشد [29, 30].

عدم تقارن‌های عضلانی می‌تواند به تغییرات در ریخت‌شناسی و الگوهای به‌کارگیری عضلات برای انجام وظایف جدید مرتبط باشد. هنگامی که حرکات در انجام وظایف به‌صورت مکرر انجام شوند، این فرض وجود دارد که ممکن است عدم تقارن‌ها ماندگار شوند و به بدشکلی ساختارهای لیگامانی غیرفعال در ناحیه کمری لگنی و فعال شدن مکانورسپتورها منتج شوند و همچنین منجر به تحریک بازتابی عضلات پاراسپاینال برای افزایش ثبات کمری- لگنی شوند [31]. بدشکلی طولانی‌مدت ساختارهای لیگامانی غیرفعال و افزایش فعالیت عضلات پاراسپاینال می‌تواند به خستگی یا نقص مکانیکی ساختارهای پس‌منجر شود [32]. به‌صورت نظری چنین تغییراتی می‌تواند ریسک درد و بی‌ثباتی مکانیکی را در ستون فقرات کمری افزایش دهد [33]. همچنین بازتاب‌های لیگامانی-عضلانی غیرطبیعی می‌تواند به سبب بدشکلی طولانی‌مدت ایجاد شود و به سمت تحریک غیرمستقیم ساختار عضلانی پاراسپاینال پیش برود و به حرکات و بارگذاری غیرمستقیم بر ستون فقرات بیانجامد [32]. علاوه بر تغییرات مکانیکی در ناحیه کمری- لگنی، وجود حالت‌های متعدد دردناک می‌تواند با ساختارهای پردازش درد جلدی و مرکزی در مغز مرتبط باشد [34]. این وضعیت می‌تواند به‌صورت بالقوه در ایجاد درد کمر یا باقی‌ماندن آن در این گروه جمعیتی دخیل باشد. به‌طور خلاصه، شواهدی وجود دارد که بیانگر عدم تقارن‌های حرکتی پیرامون نواحی کمری- لگنی و اندام تحتانی در افراد قطع عضو اندام تحتانی است که می‌تواند در نتیجه استراتژی‌های حرکتی جبرانی در اثر استفاده از پروتز ایجاد شود. افراد شرکت‌کننده در این مطالعه، جانبازان قطع عضو مبتلا به کمردرد مزمن بودند که مقایسه عدم تقارن عضلانی در افراد قطع عضو بدون ابتلا به کمردرد نیازمند تحقیق بیشتر است.

نتایج مطالعه حاضر، رابطه معنی‌داری بین طول استامپ با شدت درد کمر نشان نداد. همچنین، محدودیت در راه رفتن نیز با طول استامپ رابطه معنی‌داری نداشت. عضو باقی‌مانده بلندتر برای راه رفتن کاربردی‌تر است [35]. به‌علاوه، بیان شده است که اگر طول اندام باقی‌مانده حداقل ۵۷٪ طول عضو سالم باشد هیچ تفاوت مشخصی در راه رفتن افراد وجود نخواهد داشت [36]. همچنین، افزایش طول اندام باقی‌مانده به دلیل افزایش سهم کاربردی عضلات موجب کاهش دامنه حرکتی اضافی هنگام راه رفتن و کم شدن جابه‌جایی تنه و تیلت لگن می‌شود [37, 38]. با این وجود، مطالعه حاضر به نتایج معنی‌داری دست نیافت. این یافته تاثیر بیشتر فاکتورهای دیگر را نشان می‌دهد و ضرورت مطالعات با اندازه‌گیری دقیق‌تر طول استامپ را می‌طلبد.

ویژگی‌های پروتزی با شدت‌های درد کمر و ناتوانی ارتباط معنی‌داری نداشت. در مطالعه حاضر، مشاهده عدم تفاوت در شدت و ناتوانی ناشی از درد کمر در افراد با پنجه‌های پروتزی مشاهده شد. با پیشرفت فناوری در سالیان اخیر، حجم وسیعی از ادبیات تحقیق ارایه شده است که تاثیر پنجه‌های پروتزی متفاوت بر تقارن شیوه راه رفتن را بر چنین افرادی در جامعه بررسی نموده است [39]. در یک مطالعه مروری در خصوص ذخیره‌سازی و آزادکردن انرژی پنجه‌های پروتزی در افراد قطع عضو اندام تحتانی، نتیجه‌گیری شد که کمترین تغییر در مصرف انرژی در مقایسه با پنجه‌های پروتزی معمولی وجود دارد [38]. ادراک بیماران اشاره بر ارتقای عملکرد مچ به دنبال استفاده از پنجه‌های پروتزی ذخیره و آزادکننده انرژی دارد [39]. با این وجود، یافته‌های ما نشان داد که شدت کمردرد در

تشکر و قدردانی: از تمامی دوستان و عزیزانی که ما را در اجرای این پژوهش یاری نمودند و نیز جانبازان بزرگوار که در این پژوهش شرکت نمودند، کمال قدردانی و تشکر را داریم.

تأییدیه اخلاقی: کمیته سازمانی اخلاق در پژوهش‌های زیستی-پزشکی بنیاد شهید و امور ایثارگران با کد E-D-۱۰۳-۹۵ این پژوهش را مورد تأیید قرار داده است. برای شرکت آزمودنی‌ها در تحقیق، فرم رضایت‌نامه توزیع و جمع‌آوری شد. اطلاعات مربوط به افراد به‌صورت محرمانه نگهداری شد.

تعارض منافع: موردی از سوی نویسندگان گزارش نشده است.
سهم نویسندگان: الهه فرجی (نویسنده اول)، نگارنده مقاله/روش‌شناس (۲۵٪)؛ امیرحسین براتی (نویسنده دوم)، پژوهشگر اصلی/نگارنده بحث (۲۵٪)؛ حیدر صادقی (نویسنده سوم)، پژوهشگر کمکی (۱۵٪)؛ حمیدرضا فاتح (نویسنده چهارم)، پژوهشگر کمکی (۱۰٪)؛ مصطفی علامی (نویسنده پنجم)، پژوهشگر اصلی/نگارنده مقدمه/تحلیلگر آماری (۲۵٪)
منابع مالی: هزینه‌های این طرح توسط پژوهشکده مهندسی و علوم پزشکی جانبازان، تهران، ایران تأمین شده است.

منابع

- 1- Hoy D, Brooks P, Blyth F, Buchbinder R. The epidemiology of low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2010;24(6):769-81.
- 2- Robert Gailey PhD P. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *J Rehabil Res Dev*. 2008;45(1):15-29.
- 3- Smith DG, Ehde DM, Legro MW, Reiber GE, del Aguila M, Boone DA. Phantom limb, residual limb, and back pain after lower extremity amputations. *Clin Orthop Relat Res*. 1999;361:29-38.
- 4- Ephraim PL, Wegener ST, MacKenzie EJ, Dillingham TR, Pezzin LE. Phantom pain, residual limb pain, and back pain in amputees: Results of a national survey. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(10):1910-9.
- 5- Ehde DM, Smith DG, Czerniecki JM, Campbell KM, Malchow DM, Robinson LR. Back pain as a secondary disability in persons with lower limb amputations. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(6):731-4.
- 6- Jensen MP, Smith DG, Ehde DM, Robinsin LR. Pain site and the effects of amputation pain: further clarification of the meaning of mild, moderate, and severe pain. *Pain*. 2001;91(3):317-22.
- 7- da Costa BR, Vieira ER. Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: a systematic review of recent longitudinal studies. *Am J Ind Med*. 2010;53(3):285-323.
- 8- Devan H, Carman AB, Hendrick PA, Ribeiro DC, Hale LA. Perceptions of low back pain in people with lower limb amputation: A focus group study. *Disabil Rehabil*. 2015;37(10):873-83.
- 9- Koes B, Van Tulder M, Thomas S. Diagnosis and treatment of low back pain. *BMJ*. 2006;332(7555):1430-4.
- 10- Hoogendoorn WE, van Poppel MN, Bongers PM, Koes BW, Bouter LM. Systematic review of psychosocial factors at work and private life as risk factors for back pain. *Spine*. 2000;25(16):2114-25.
- 11- Pincus T, Burton AK, Vogel S, Field AP. A systematic review of psychological factors as predictors of chronicity/disability in prospective cohorts of low back pain. *Spine*. 2002;27(5): 109-20.
- 12- Silverman AK, Fey NP, Portillo A, Walden JG, Bosker G, Neptune RR. Compensatory mechanisms in below-

افراد با پنجه‌های مختلف متفاوت نبود. با توجه به معنی‌داری بودن تأثیر استفاده از پروتز طی سال‌ها بر تقارن عضلانی، تأثیر طولانی‌مدت پنجه‌های پروتزی متفاوت در کاهش اختلالات اسکلتی-عضلانی در افراد قطع عضو اندام تحتانی و کمردرد شایسته تحقیقات بیشتر است.

در مطالعه حاضر شدت کمردرد با نامناسب بودن ارتفاع پروتز ارتباط معنی‌داری داشت. در مطالعه‌ای نشان داده شد که افراد قطع عضو اندام تحتانی مبتلا به درد کمر شدید و دایمی به‌طور معنی‌داری اختلاف طول اندام بیشتری در مقایسه با افرادی داشتند که گاه‌به‌گاه به درد کمر مبتلا بودند^[40]. با این وجود، این نتایج در مطالعات مشابه تأیید نشده است^[15, 41]. تغییرات در کینماتیک کمری-لگنی به‌صورت ثانویه ناشی از اختلاف طول دو اندام (بیش از ۳۰ میلی‌متر) در حین انجام وظایف عملکردی افراد قطع عضو زیر زانو یافت شد^[42]. نتایج متناقض می‌تواند ناشی از تفاوت‌های روش اندازه‌گیری اختلاف طول دو اندام و ویژگی‌های جامعه مورد مطالعه باشد. ضرورت مطالعات بیشتر با هدف بررسی ارتباط بین اختلاف طول دو اندام و درد کمر وجود دارد.

در مورد عوامل فردی ریسک کمردرد، سن و شاخص توده بدنی ارتباط معنی‌داری نداشتند، اما سابقه استعمال دخانیات با افزایش شدت درد مرتبط بود که این نتیجه در مطالعه دیگری نیز تأیید شده است^[7]. در این مطالعه شدت درد کمر در جانبازان با آسیب همراه اعصاب و روان بیشتر از سایرین بیان شده است. مطالعاتی که تأثیر عوامل روان‌شناختی-اجتماعی را در ابتلا یا باقی‌ماندن درد کمر در افراد قطع عضو اندام تحتانی مورد تحقیق قرار داده‌اند، محدود هستند. در یک پیمایش جدید در افراد قطع عضو، وجود حالت افسردگی همراه با گزارش درد کمر آزاردهنده ارتباط معنی‌داری داشت^[4]. نتایج یک مطالعه، شواهد اولیه‌ای در خصوص وجود ارتباطی بین عوامل روان‌شناختی-اجتماعی (مانند دچار مصیبت شدن، افسردگی، اضطراب و عوامل مرتبط با کار) و درد کمر در گروه افراد قطع عضو ارائه کرد^[43]. بنابراین، با توجه به نقش بالقوه عوامل روان‌شناختی-اجتماعی در ایجاد یا باقی‌ماندن درد کمر در این گروه، بر ضرورت انجام مطالعات بیشتر در این خصوص دلالت می‌کند.

عدم تقارن عضلانی در حداکثر انقباض ارادی در جانبازان قطع عضو یک‌طرفه زیر زانو بارز است. با این حال، روشن نیست که عدم تقارن‌های حرکتی و عضلانی در هنگام انجام سایر فعالیت‌های روزمره در افراد قطع عضو اندام تحتانی به چه میزان است. ما معتقدیم این عدم تقارن‌ها می‌تواند به‌صورت بالقوه این گروه از جانبازان را در معرض اختلالات حرکتی قرار دهد.

از محدودیت‌های این مطالعه، انجام پژوهش با حجم نمونه کم بود که پیشنهاد می‌شود در مطالعات آتی حجم نمونه بالاتری مورد بررسی قرار گیرد.

با توجه به اینکه یکی از اهداف اولیه توان‌بخشی در افراد قطع عضو اندام تحتانی به‌حداقل رساندن عدم تقارن‌ها در خلال راه‌رفتن و سایر وظایف عملکردی و افزایش عملکرد است، طراحی‌های مطالعاتی متفاوت مبتنی بر بررسی تمرینات و حرکات درمانی بر کاهش عدم تقارن‌های عضلانی ضروری به‌نظر می‌رسد.

نتیجه‌گیری

عدم تقارن عضلانی بر اثر استفاده از پروتز، ارتفاع پروتز، آسیب همراه اعصاب و روان و استعمال دخانیات از عوامل مرتبط با شدت درد کمر در جانبازان قطع عضو یک‌طرفه زیر زانو هستند.

- neuromuscular training on non-dominant side of low back improves balanced muscle response and spinal stability. *Eur J Appl Physiol*. 2013;113(4):997-1004.
- 29- Michaud SB, Gard SA, Childress DS. A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation. *J Rehabil Res Dev*. 2000;37(1):1-10.
- 30- Prinsen EC, Nederhand MJ, Rietman JS. Adaptation strategies of the lower extremities of patients with a transtibial or transfemoral amputation during level walking: a systematic review. *Arch Phys Med Rehabil*. 2011;92(8):1311-25.
- 31- Solomonow M, Zhou B-H, Harris M, Lu Y, Baratta RV. The ligamento-muscular stabilizing system of the spine. *Spine*. 1998;23(23):2552-62.
- 32- Mueller MJ, Maluf KS. Tissue adaptation to physical stress: A proposed "Physical stress theory" to guide physical therapist practice, education, and research. *Physical therapy*. 2002;82(4):383.
- 33- Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. part II. neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord*. 1992;5(4):390-7.
- 34- Flor H, Nikolajsen L, Jensen TS. Phantom limb pain: A case of maladaptive CNS plasticity?. *Nat Rev Neurosci*. 2006;7(11):873-81.
- 35- Greive AC, Lankhorst GJ. Functional outcome of lower-limb amputees: A prospective descriptive study in a general hospital. *Prosthet Orthot Int*. 1996;20(2):79-87.
- 36- Goujon-Pillet H, Sapin E, Fodé P, Lavaste F. Three-dimensional motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89(1):87-94.
- 37- Bell JC, Wolf EJ, Schnall BL, Tis JE, Tis LL, Potter MBK. Transfemoral amputations: the effect of residual limb length and orientation on gait analysis outcome measures. *J Bone Joint Surg Am*. 2013;95(5):408-14.
- 38- Hafner BJ, Sanders JE, Czerniecki J, Ferguson J. Energy storage and return prostheses: does patient perception correlate with biomechanical analysis?. *Clin Biomech*. 2002;17(5):325-44.
- 39- Macfarlane PA, Nielsen DH, Shurr DG, Meier K. Gait comparisons for below-knee amputees using a flex-foot versus a conventional prosthetic foot. *J Prosthet Orthot*. 1991;3(4):150-61.
- 40- Friberg O. Biomechanical significance of the correct length of lower limb prostheses: a clinical and radiological study. *Prosthet Orthot Int*. 1984;8(3):124-9.
- 41- Morgenroth DC, Shakir A, Orendurff MS, Czerniecki JM. Low-back pain in transfemoral amputees: is there a correlation with static or dynamic leg-length discrepancy?. *Am J Phys Med Rehabil*. 2009;88(2):108-13.
- 42- Lee RY, Turner-Smith A. The influence of the length of lower-limb prosthesis on spinal kinematics. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003;84(9):1357-62.
- 43- Jensen MP, Moore MR, Bockow TB, Ehde DM, Engel JM. Psychosocial factors and adjustment to chronic pain in persons with physical disabilities: A systematic review. *Arch Phys Med Rehabil*. 2011;92(1):146-60.
- knee amputee gait in response to increasing steady-state walking speeds. *Gait Posture*. 2008;28(4):602-9.
- 13- Silverman AK, Neptune RR. Three-dimensional knee joint contact forces during walking in unilateral transtibial amputees. *J Biomech*. 2014;47(11):2556-62.
- 14- Fey NP, Silverman A, Neptune R. The influence of increasing steady-state walking speed on muscle activity in below-knee amputees. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(1):155-61.
- 15- Kulkarni J, Gaine W, Buckley J, Rankine J, Adams J. Chronic low back pain in traumatic lower limb amputees. *Clin Rehabil*. 2005;19(1):81-6.
- 16- Serlin RC, Mendoza TR, Nakamura Y, Edwards KR, Cleeland CS. When is cancer pain mild, moderate or severe? Grading pain severity by its interference with function. *Pain*. 1995;61(2):277-84.
- 17- Fairbank J, Couper J, Davies J, O'Brien J. The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy*. 1980;66(8):271-3.
- 18- Price DD, McGrath PA, Rafii A, Buckingham B. The validation of visual analogue scales as ratio scale measures for chronic and experimental pain. *Pain*. 1983;17(1):45-56.
- 19- Mousavi SJ, Parnianpour M, Mehdian H, Montazeri A, Mobini B. The Oswestry disability index, the Roland-Morris disability questionnaire, and the Quebec back pain disability scale: Translation and validation studies of the Iranian versions. *Spine*. 2006;31(14):454-9.
- 20- De Luca CJ. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve*. 1993;16(2):210-6.
- 21- Kramer M, Ebert V, Kinzl L, Dehner C, Elbel M, Hartwig E. Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(1):31-6.
- 22- Hu Y, Siu SH, Mak JN, Luk KD. Lumbar muscle electromyographic dynamic topography during flexion-extension. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(2):246-55.
- 23- Moffroid MT. Endurance of trunk muscles in persons with chronic low back pain: assessment, performance, training. *J Rehabil Res Dev*. 1997;34(4):440-7.
- 24- Drake JD, Fischer SL, Brown SH, Callaghan JP. Do exercise balls provide a training advantage for trunk extensor exercises? A biomechanical evaluation. *J Manipulative Physiol Ther*. 2006;29(5):354-62.
- 25- McGill SM. Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: Implications for lumbar mechanics. *J Orthop Res*. 1991;9(1):91-103.
- 26- Claus AP, Hides JA, Moseley GL, Hodges PW. Different ways to balance the spine: subtle changes in sagittal spinal curves affect regional muscle activity. *Spine*. 2009;34(6):E208-14.
- 27- Tsao H, Druitt TR, Schollum TM, Hodges PW. Motor training of the lumbar paraspinal muscles induces immediate changes in motor coordination in patients with recurrent low back pain. *Pain*. 2010;11(11):1120-8.
- 28- Kim Y, Son J, Yoon B. Intensive unilateral