



Original Article

Comparison of the Pattern of Muscle Synergy during Load Lifting with Two Techniques among Women with Non-specific Back Pain in the Healthy Group

Fateme Rezaie Pourmashizi¹ , Behrouz Hajilou² , Rashid Heidarimoghadam³ , Sara Anbarian⁴ ,
Mehrdad Anbarian^{1*} 

¹ Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sports Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran

² Research Institute of Exceptional Children, Research Institute for Education, The Organization for Educational Research and Planning, Tehran, Iran

³ Department of Ergonomics, School of Public Health, Research Center for Health Sciences, Hamadan University of Medical Sciences, Hamadan, Iran

⁴ Department of Sports Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Sports Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran

Article History:

Received: 18 November 2024

Revised: 28 February 2025

Accepted: 04 March 2025

ePublished: 21 June 2025

***Corresponding author:** Mehrdad Anbarian, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sports Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran

Email: anbarian@basu.ac.ir

Abstract

Objectives: The core muscles of individuals with low back pain show a different activity pattern than the healthy group during load lifting. This issue may be due to changes in spinal control mechanisms, such as muscle synergies. The present study aimed to compare the synergy pattern of selected core muscles and lower limb muscles during load lifting and lowering with two different techniques among females with non-specific back pain in comparison with the healthy group.

Methods: A total of 18 healthy females with non-specific back pain and 18 match controls participated in this study. The activity of 8 muscles of the core and lower limbs was recorded while lifting a load of 10% of the subject's mass with stoop and squat techniques. Then, the pattern of muscle synergies was extracted using the non-negative matrix factorization algorithm. Pearson's correlation method and independent t-test were used to compare synergy patterns ($P < 0.05$).

Results: Patients with back pain had a different muscle synergy pattern than those in the healthy group in stoop and squat techniques. The peak muscle synergy patterns of patients in both techniques were different from those of healthy subjects and were created in a different time cycle of lifting the load.

Conclusion: This study indicated that individuals with non-specific back pain use different synergy patterns during load lifting, and the body's control system may respond differently in patients with non-specific low back pain compared to healthy individuals. The changes observed in the relative weight of muscles in patients and healthy people may be caused by the changes in muscle synergy patterns, which require further studies.

Keywords: Lifting load, Muscle synergy, Non-specific low back pain, Squat, Stoop



Extended Abstract

Background and Objective

Chronic back pain is persistent discomfort and aching in the lower or upper back that lasts more than 12 weeks, as one-third of patients report that one year after an acute period of the disease, the pain continues. Low back pain is one of the leading causes of living with disability in 65% of the people in the world. It is known that most of the injuries caused by excessive activity occur as a result of lifting activities, which is also known as one of the main causes of low back pain. In other words, lifting activities have been identified as risk factors for lower back pain. Previous studies indicate that various variables, including the activity of the muscles involved in the lifting task, have been discussed; however, the body's control system remains unknown. In recent years, an issue called muscle synergy, a model for the control of motor function that reduces the degrees of freedom of the central nervous system and allows muscle groups to act as a motor unit, has received attention, which may help to clarify the neural mechanisms underlying many injury conditions. The search for a safer lifting technique has attracted considerable attention due to the high risk of injury and low back pain associated with frequent lifting in occupational environments. Despite the well-known role of lifting in low back problems, the literature on safer lifting techniques remains controversial. Most studies have suggested the squat technique as a safer lifting technique; however, it is known that squat lift is not always possible due to the lift setup and load size. Therefore, in the present study, the stoop technique was also examined due to its more straightforward operation, lower energy consumption in repetitive lifting tasks, and better balance. The present work aimed to compare the synergy pattern of selected core and lower limb muscles during load lifting with two different techniques among females with non-specific back pain in comparison with controls.

Materials and Methods

Electromyography activity of selected core muscles and some lower limb muscles of 18 healthy females with non-specific back pain and 18 match controls was recorded while lifting and lowering a weight equal to 10% of their body weight. Subjects in both groups were asked to lift the bar using two different methods, called squat and stoop techniques. The non-negative matrix factorization (NNMF) method was employed to extract muscle synergies. The cubic interpolation method was utilized for time normalization of data, and all data was divided into 101 points. Using coding in MATLAB program, the NNMF method was used for each individual, and synergy patterns and synergy peaks were obtained. A VAF method was used to determine the number of synergies needed to build the main matrix. Pearson's correlation test was employed to compare synergy patterns, and the independent t-statistical method was used to compare peak synergies. In addition, a significant level of $P < 0.05$ was considered.

Results

In the stoop technique, three synergies were extracted

using VAF. There was a high correlation for the first ($r=0.981$), second ($r=0.837$), and third ($r=0.980$) synergies, which indicates the degree of similarity. In the first synergy, the peak of synergy in patients with non-specific low back pain was higher and with a time delay compared to healthy subjects in the lowering phase ($P=0.03$). In the lift phase, the difference between the two synergy patterns was also evident up to 35% of the movement ($P=0.011$). In the second synergy, a different synergy peak was observed between both groups ($P=0.027$). In this way, the synergy peak in the healthy group was higher in the range of 20-25 cycles ($P=0.038$); however, in patients, the synergy peak was lower and with a time delay ($P=0.034$). In the third synergy, the peak of the synergy pattern was lower in individuals with non-specific low back pain than in healthy subjects ($P=0.025$).

Discussion

The results indicated that for both healthy individuals and patients with non-specific low back pain groups, three muscle synergies were required for the task of lifting and lowering the load, and the pattern of synergy and peak synergy was different in both lifting techniques among both groups. A few studies have been conducted on muscle synergy in individuals with low back pain. Agostini et al. (2018) examined trunk muscle synergies in subjects with non-specific low back pain during walking. Their results revealed that patients had different synergy during walking compared to healthy subjects. They suggested that the rehabilitation protocol and motor control exercises should be used to correct synergy patterns. According to our knowledge, there was no similar study in this field to make a further comparison. It seems that the central nervous system in individuals with non-specific low back pain sends muscle synergies in a different way compared to healthy people. It is possible that the nerve pathways in subjects with low back pain have changed, and different nerve blocks have been created in the synergy center of the central nervous system, which means that the movement control while lifting the load is different in this group. Patients adopt different neurological strategies for pain relief. Considering that the number of synergies has not changed in healthy individuals and patients during lifting load, it can be concluded that the neural blocks of synergies for lifting task do not change in both techniques; however, the patterns of muscle synergies in both groups had different peaks and time shifts during lifting with two techniques. This finding is probably the reason for the observed differences in the intensity of muscle activity mentioned in previous studies.

Conclusion

In conclusion, the findings of the present work indicated that individuals with non-specific back pain use different synergy patterns during load lifting, and the body's control system may respond differently in patients with non-specific low back pain compared to healthy individuals. The changes observed in the relative weight of muscles in patients and healthy individuals may be caused by the changes in muscle synergy patterns.

Please cite this article as follows: Rezaie Pourmashizi F, Hajilou B, Heidarimoghadam R, Anbarian S, Anbarian M. Comparison of the Pattern of Muscle Synergy during Load Lifting with Two Techniques among Women with Non-specific Back Pain in the Healthy Group. *Iran J Ergon*. 2025; 13(1): 1-9. DOI: 10.32592/IJE.13.1.1

مقایسه الگوی سینرژی عضلانی حین بلند کردن بار با دو روش متفاوت در زنان مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی با گروه سالم

فاطمه رضایی پورمشیزی^۱ ID، بهروز حاجیلو^۲ ID، رشید حیدری مقدم^۳ ID، سارا عنبریان^۴ ID، مهرداد عنبریان^{۱*} ID

^۱ گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
^۲ پژوهشکده کودکان استثنایی، پژوهشگاه مطالعات آموزش و پرورش، سازمان پژوهش و برنامه‌ریزی آموزشی، تهران، ایران
^۳ گروه ارگونومی، مرکز تحقیقات بهداشت و ایمنی شغلی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران
^۴ گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

چکیده

اهداف: عضلات مرکزی بدن افراد مبتلا به کمردرد، الگوی متفاوتی از فعالیت را نسبت به گروه سالم حین بلند کردن بار نشان می‌دهند. این موضوع ممکن است به علت تغییر مکانیسم‌های کنترلی نخاعی نظیر سینرژی‌های عضلانی باشد. هدف از این مطالعه، مقایسه الگوی سینرژی منتخبی از عضلات مرکزی بدن و اندام تحتانی حین بلند کردن و پایین گذاشتن بار با دو روش متفاوت در زنان مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی در مقایسه با گروه سالم است.

روش کار: در این مطالعه، هجده زن سالم و هجده زن با سابقه کمردرد غیر اختصاصی شرکت کردند. فعالیت هشت عضله مرکزی بدن و اندام تحتانی حین بلند کردن بار به مقدار ده درصد جرم آزمودنی‌ها با دو تکنیک استوپ و اسکات ثبت شد. سپس با استفاده از روش الگوریتم فاکتورسازی ماتریس غیر منفی، الگوی سینرژی‌های عضلانی استخراج شد. از روش هم‌بستگی پیرسون و تی مستقل نیز برای مقایسه الگوهای سینرژی استفاده شد ($p < 0.05$).

یافته‌ها: بیماران مبتلا به کمردرد، الگوی سینرژی عضلانی متفاوتی در مقایسه با گروه سالم در هر دو تکنیک استوپ و اسکات داشتند. پیک الگوهای سینرژی عضلانی افراد بیمار در هر دو تکنیک با افراد سالم متفاوت بود، چراکه در چرخه زمانی متفاوتی از بلند کردن بار، ایجاد شده بودند.

نتیجه‌گیری: نتایج این مطالعه نشان داد که افراد مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی از الگوهای سینرژی متفاوتی برای بلند کردن بار استفاده می‌کنند و احتمال دارد سیستم کنترلی بدن در افراد مبتلا به کمردرد به صورت متفاوتی نسبت به افراد سالم پاسخ دهد. البته ممکن است تغییرات مشاهده شده در وزن نسبی عضلات در افراد بیمار و سالم ناشی از تغییرات به وجود آمده در الگوهای سینرژی عضلانی باشد که نیازمند مطالعات بیشتر است.

کلید واژه‌ها: سینرژی عضلانی، کمردرد غیر اختصاصی، بلند کردن بار، اسکات، استوپ

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۳/۰۸/۲۸
تاریخ داوری مقاله: ۱۴۰۳/۱۲/۱۰
تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۳/۱۲/۱۴
تاریخ انتشار مقاله: ۱۴۰۴/۰۳/۳۱

تمامی حقوق نشر برای دانشگاه علوم پزشکی همدان محفوظ است.

* نویسنده مسئول: مهرداد عنبریان، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

ایمیل: anbarian@basu.ac.ir

استناد: رضایی پورمشیزی، فاطمه؛ حاجیلو، بهروز؛ حیدری مقدم، رشید؛ عنبریان، سارا؛ عنبریان، مهرداد. مقایسه الگوی سینرژی عضلانی حین بلند کردن بار با دو روش متفاوت در زنان مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی با گروه سالم. مجله ارگونومی، بهار ۱۴۰۴؛ ۱۳(۱): ۹-۱

مقدمه

سال ۲۰۲۰ میلادی بیش از نیم‌میلیارد نفر را درگیر کرده [۴] و شیوع آن در زنان نسبت به مردان بیشتر بوده است [۵]. کمردرد یک اختلال پیچیده چندعاملی است و به تبع آن، عوامل مکانیکی و فیزیکی متعددی می‌توانند به توسعه آن کمک کنند [۶]. برای نمونه، تغییرات

کمردرد مزمن یکی از اختلالات شایع اسکلتی-عضلانی دنیای امروز است که تبعات اقتصادی و اجتماعی فراوانی دارد و معمولاً بیش از ۱۲ هفته طول می‌کشد [۱]. کمردرد یکی از علت‌های اصلی زندگی با ناتوانی در سطح جهان است [۲، ۳]. برطبق گزارش‌ها، کمردرد در

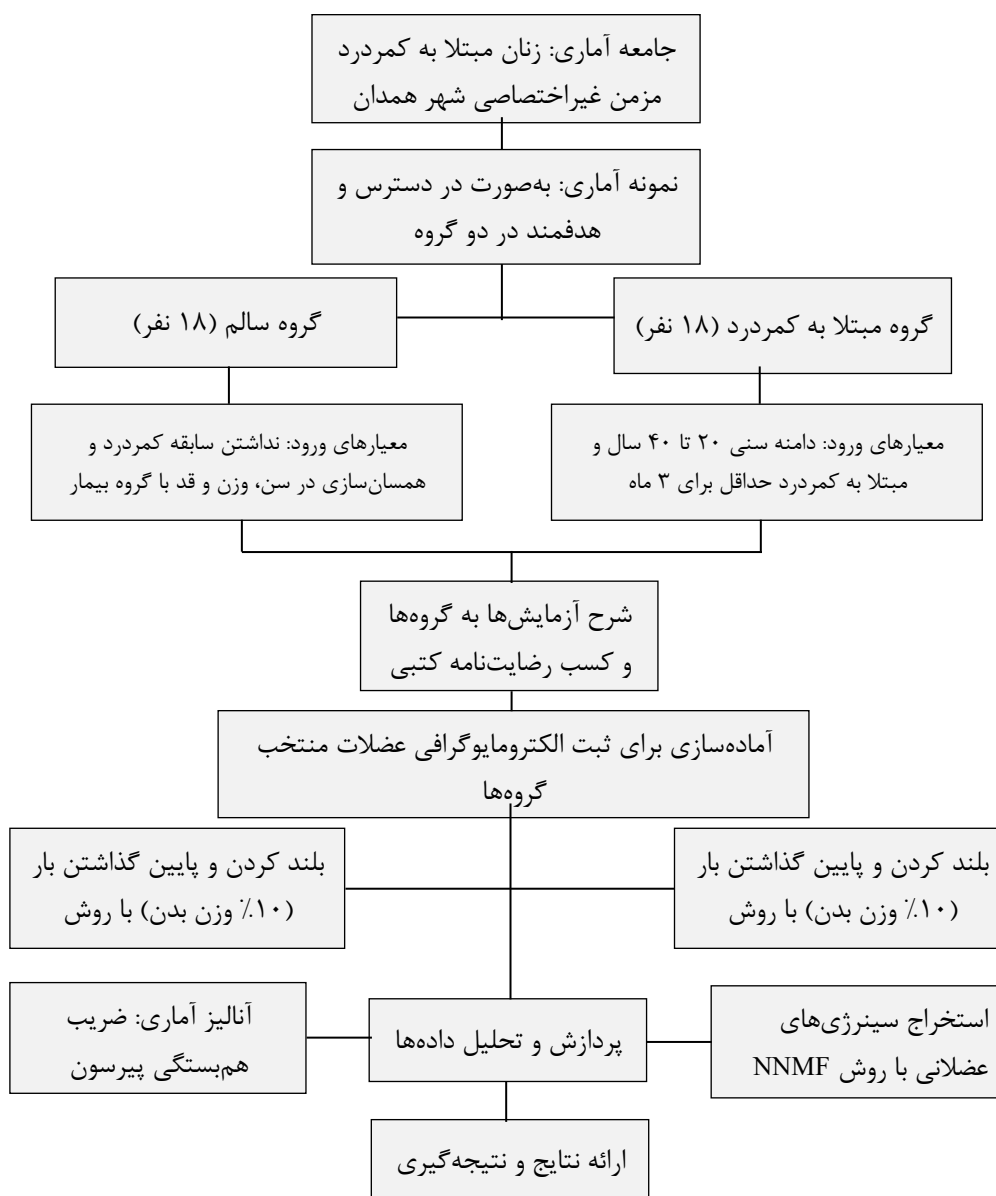
در الگوهای فعالیت عضلانی [۷]، کاهش اندازه و قدرت عضلانی [۸] و اختلال در کنترل عصبی-عضلانی و ثبات ستون فقرات با کمردرد در افراد غیرورزشکار مرتبط است. بلند کردن دستی بار (Manual Load Lifting) یکی از عوامل مهم در ابتلا به کمردرد است [۹]. بلند کردن بار، فعالیتی رایج و پیچیده در کنترل حرکت است که نیروهای فشاری و برشی چشمگیری را به ستون فقرات تحمیل می‌کند. به دلیل خطر زیاد بلند کردن بار، محققان می‌کوشند تا ایمن‌ترین روش بلند کردن اجسام را بیابند. مطالعات گذشته نشان داده که بلند کردن یا حمل دستی بار با کمردرد در ارتباط است و عامل اصلی آن به شمار می‌رود [۱۱]. در سال‌های اخیر تحقیقات بسیاری درباره ایمن‌ترین روش بلند کردن دستی بار صورت گرفته است و عمدتاً روش اسکات (Squat) را پیشنهاد داده‌اند؛ اما از آنجاکه در همه محیط‌ها، انجام دادن این روش امکان‌پذیر نیست [۱۲]، در این مطالعه، تکنیک استوپ نیز که یکی دیگر از روش‌های پر استفاده بلند کردن بار است، بررسی شده است. به عبارت دیگر، به رغم نقش بلند کردن در آسیب‌های کمر، مزایای بیومکانیکی نسبی روش اسکات در مقابل روش استوپ بحث‌برانگیز است.

با توجه به نقش اصلی عضلات در بلند کردن بار، با مروری بر تحقیقات پیشین، مشخص می‌شود که میزان فعالیت عضلات مختلف درگیر در این وظیفه بررسی شده است؛ اما بحث درباره سیستم کنترلی بدن که نقشی تعیین‌کننده در مطالعه حرکات انسان دارد، ناتمام مانده است. کمردرد ممکن است ناشی از استراتژی‌های غیرطبیعی کنترل حرکتی (Motor control) باشد. در سال‌های اخیر به موضوعی با عنوان سینرژی عضلانی توجه شده است. مدل سینرژی عضلانی، کنترل عملکرد حرکتی است که درجات آزادی سیستم اعصاب مرکزی را کاهش و اجازه می‌دهد گروه‌های عضلانی به عنوان یک واحد حرکتی عمل کنند. درک سینرژی عضلانی ممکن است به روشن شدن سازوکارهای عصبی که زمینه‌ساز بسیاری از آسیب‌دیدگی‌های عصبی هستند، کمک کند [۱۳]. سینرژی عضلانی قادر است یک ارزیابی کمی مفید از استراتژی‌های کنترل حرکتی ارائه دهد. در یکی از محدود مطالعات انجام‌شده مرتبط با استخراج سینرژی‌های عضلانی، در بیماران مبتلا به کمردرد که Agostini و همکاران (۲۰۱۸) انجام داده‌اند، از سینرژی عضلانی برای ارزیابی اثربخشی یک برنامه توان‌بخشی روی راه رفتن بیماران با کمردرد مزمن استفاده شد. آنان گزارش کردند که مدل سینرژی عضلانی امکان توصیف قدرتمند را از تغییرات کنترل حرکتی پس از برنامه توان‌بخشی در بیماران مبتلا به کمردرد فراهم می‌کند [۱۳]. از آنجاکه فرض بر این است که حرکات ترکیبی نظیر بلند کردن بار به شیوه‌ای سینرژیکی سازمان‌دهی می‌شوند، تجزیه و تحلیل وظیفه بلند کردن بار با مدل سینرژی عضلانی می‌تواند به ما کمک کند الگوهای حرکتی و هماهنگی‌های عضلانی را بهتر درک کنیم و به موقعیت‌های مشابه

تعمیم دهیم. اهمیت این پژوهش برای بیماران مبتلا به کمردرد که بلند کردن بار برایشان چالش بزرگی است، دوچندان است و خلأ جدی آن در تحقیقات مشاهده می‌شود و نیازمند بررسی است. خلأ موجود این است که مشخص نیست کدام سینرژی در وظیفه بلند کردن بار در افراد مبتلا به کمردرد استفاده می‌شود. سؤالی که اینجا طرح می‌شود این است که آیا سینرژی‌های عضلانی را که مراکز بالاتر مغز یا نخاع شوکی صادر می‌کند، در افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی در مقایسه با افراد سالم، در وظیفه بلند کردن بار متفاوت است یا خیر؛ بنابراین، هدف از این مطالعه، مقایسه الگوی سینرژی منتخبی از عضلات مرکزی بدن و اندام تحتانی حین بلند کردن و پایین گذاشتن بار با دو روش اسکات و استوپ در زنان مبتلا به کمردرد غیراختصاصی با زنان سالم است.

روش کار آزمودنی

جامعه آماری این مطالعه، زنان سالم و مبتلا به کمردرد غیراختصاصی در بازه سنی ۲۰ تا ۴۰ سال شهر همدان بود. با توجه به گزینش هدفمند و به صورت در دسترس، تعداد هجده زن سالم (سن: $29/1 \pm 6/64$ سال، قد: 160 ± 5 سانتی‌متر، جرم بدن: $57/9 \pm 10/8$ کیلوگرم) و هجده زن مبتلا به کمردرد (سن: $57/9 \pm 25/9$ سال، قد: 161 ± 9 سانتی‌متر، وزن: $57/47 \pm 8/9$ کیلوگرم) انتخاب شدند. حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی پاور با سطح خطای $0/05$ و توان $0/85$ محاسبه شد. آزمودنی‌های هر دو گروه فاقد سابقه آسیب‌دیدگی و ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی بودند. گروه سالم در زمان مطالعه فاقد هرگونه کمردرد حداقل در شش ماه گذشته بودند. معیارهای ورود، افراد مبتلا به کمردرد شامل دوره کمردرد حداقل سه ماه در بیماران بدون انتشار علائم به زیر ناحیه گلوئیتال بود [۱۴]. معیار خروج از مطالعه شامل تمایل نداشتن آزمودنی به ادامه تحقیق و ایجاد درد هنگام انجام دادن وظیفه بلند کردن بار بود. پزشک متخصص با مراجعه به پرونده پزشکی و انجام دادن معاینات، شرایط گروه مبتلا به کمردرد را تشخیص داد. برای مشخص کردن میزان درد، از پرسش‌نامه مقیاس عددی درد (Numeric Pain Rating Scale: NPRS) استفاده شد. در این مقیاس، که از صفر تا ده درجه‌بندی شده، عدد صفر برای «بدون درد» و عدد ده برای «بدترین درد قابل تصور» در نظر گرفته شده است. میزان درد افراد مبتلا به کمردرد هفت بود. افراد هر دو گروه، رضایت‌نامه کتبی برای ورود به مطالعه را امضا کردند. شیوه‌نامه این مطالعه را کمیته اخلاق در پژوهش‌های زیست‌پزشکی دانشگاه بوعلی سینا به شماره ۶۱۰۳ مورخ ۱۴۰۳/۵/۱۰ تأیید کرده است. فلوجارت روند مطالعه در شکل ۱ نمایش داده شده است.



شکل ۱: فلوچارت روند مطالعه

الکترومایوگرافی

برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات، ابتدا به منظور کاهش امپدانس پوست، موهای زائد عضله مدنظر کاملاً تراشیده و با پنبه آغشته به الکل طبی پوست کاملاً تمیز شد. پس از آماده شدن پوست، عمل الکتروگذاری مطابق با شیوه‌نامه اروپایی SENIAM روی عضلات دوسرانی، راست رانی، راست شکمی، مورب خارجی شکمی، مورب داخلی شکمی، ارکترو اسپاین (بخش طویل و بخش خصرهای) و مولتی فیدوس سمت راست آزمودنی‌ها انجام شد. الکترودهای استفاده شده از نوع الکترودهای سطحی چسبنده یک بار مصرف کلرید نقره بودند. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها دو سانتی‌متر بود. الکترودها روی استخوان درشتنی قرار گرفت. برای کاهش آرتیفکت‌های حرکتی، سیم‌های متصل به الکترودها با استفاده از چسب ضدحساسیت روی پوست ثابت شد. برای ثبت فعالیت عضلانی از دستگاه الکترومایوگرافی شانزده کاناله

ME-6000 ساخت کشور فنلاند با فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۰۰ هرتز استفاده شد. برای فیلتر کردن سیگنال‌های خام الکترومایوگرافی از فیلتر میان‌گذر ۱۰-۴۵۰ هرتز استفاده شد. برای نرمال‌سازی داده‌های سیگنال‌های خام الکترومایوگرافی، از اوج فعالیت عضلات هنگام حرکت استفاده شد؛ به این صورت که از بیشترین فعالیت عضلات طی حرکت، برای نرمال‌سازی عضله در مرحله بلند کردن و پایین گذاشتن بار استفاده شد.

فرایند

پس از حضور داوطلبان در محل آزمایشگاه، از آنان خواسته شد تا با پوشیدن لباس مناسب، به مدت پنج دقیقه بدنشان را با راه رفتن روی تردمیل و انجام دادن حرکات کششی زیر نظر متخصص علوم ورزشی گرم کنند. سپس وظیفه بلند کردن بار به دو روش اسکات و استوپ را تحت نظارت کامل انجام دادند. در تکنیک استوپ، فرد با

$$VAF = 1 - \frac{\sum_{t=1}^{101} EMG_t^{rec} - EMG_t^{exp}}{\sum_{t=1}^{101} EMG_t^{exp}}$$

معادله ۱: نحوه محاسبه VAF

روش آماری

برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک و برای مقایسه الگوهای سینرژی از آزمون هم‌بستگی پیرسون استفاده شد. اگر هم‌بستگی در الگوهای سینرژی نزدیک به ۱ بود، نشان از شباهت بالای الگوهای سینرژی دارد (۲۹-۳۰ شباهت کم، ۳/۰ تا ۶۹/۰ شباهت متوسط و ۷/۰ تا ۱ شباهت بالا). برای مقایسه پیک سینرژی‌ها از روش آماری تی مستقل استفاده شد. سطح معنادار $P=0/05$ نظر گرفته شد. همه تجزیه و تحلیل‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ انجام شدند.

یافته‌ها

در روش استوپ سه سینرژی با استفاده از VAF استخراج شدند که میزان هم‌بستگی در سینرژی اول $r=0/981$ ، سینرژی دوم $r=0/837$ و سینرژی سوم $r=0/980$ بود که حاکی از بالا بودن شباهت الگوها در هر سه مورد است. در سینرژی اول تقریباً دو الگوی سینرژی مشابه یکدیگر بودند؛ با این تفاوت که پیک سینرژی در افراد بیمار بالاتر و با تأخیر زمانی نسبت به افراد سالم در مرحله پایین گذاشتن بار ایجاد شده بود ($p=0/03$). در مرحله بلند کردن بار، تفاوت دو الگوی سینرژی تا ۳۵ درصد حرکت نیز مشهود بود ($p=0/011$) و بعد از آن، دو الگوی سینرژی تقریباً هم‌پوشانی داشتند. در سینرژی دوم، پیک سینرژی متفاوتی بین دو گروه مشاهده شد ($p=0/027$)؛ به این صورت که پیک سینرژی در افراد سالم بالاتر در بازه ۲۵-۲۰ چرخه ایجاد شده بود ($p=0/038$)، اما در افراد بیمار پیک سینرژی پایین‌تر و با تأخیر زمانی نیز ایجاد شده بود ($p=0/034$). بین بازه ۱۰ تا ۴۵ درصد مرحله پایین گذاشتن و بلند کردن بار، الگوی سینرژی و پیک سینرژی بین دو گروه متفاوت بود ($p=0/014$). در سینرژی سوم پیک الگوی سینرژی در افراد بیمار پایین‌تر از افراد سالم بود ($p=0/025$). در افراد بیمار پیک سینرژی در بازه زمانی بین ۱۵-۱۰ درصد فاز پایین آوردن بار ایجاد شده بود ($p=0/019$)، اما در افراد سالم دیده نشد. بین بازه ۲۰-۴۰ درصد فاز بالا آوردن هم‌پوشانی دو گروه ایجاد شده بود و بعد از آن، تا انتهای حرکت پیک سینرژی افراد سالم را بالاتر از افراد بیمار نشان داد ($p=0/017$).

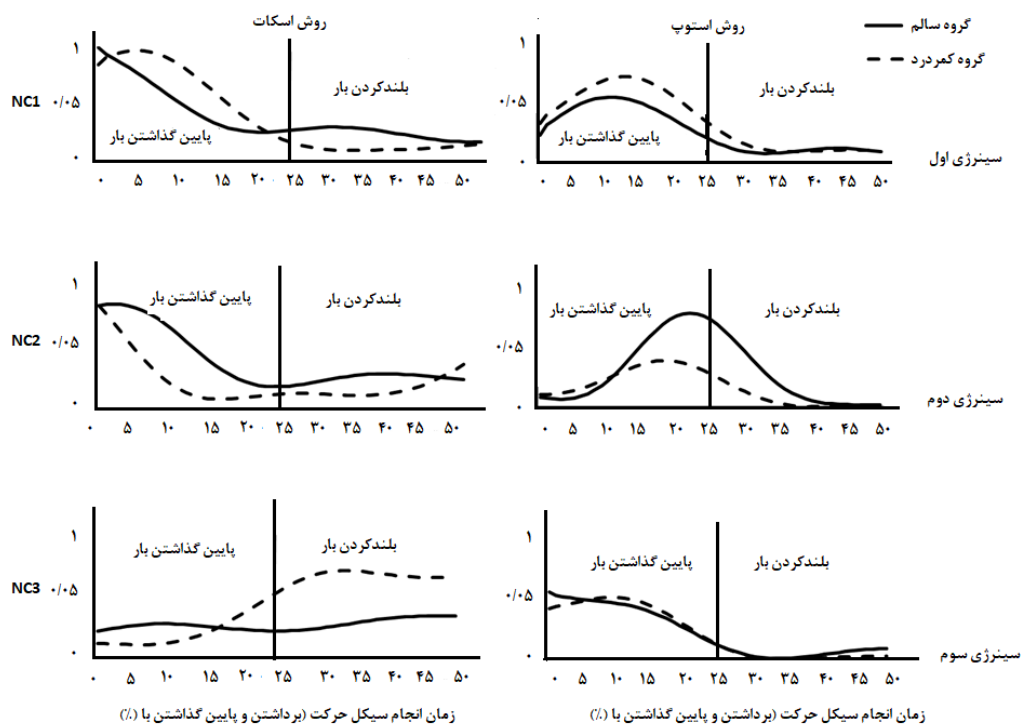
در شکل ۲، الگوهای سینرژی عضلانی افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی در مقایسه با گروه سالم در یک سیکل بلند کردن و پایین گذاشتن بار نشان داده شده است. با استفاده از روش VAF، سه سینرژی عضلانی برای هر دو گروه و دو روش بلند کردن بار

صاف نگه داشتن زانو (اکستنشن) و خم کردن تنه با زاویه حدود نود درجه، اقدام به بلند کردن بار می‌کرد [۷]. در تکنیک اسکات، زانو، خم (فلکشن) و بالاتنه تقریباً صاف است. از لحاظ کمی می‌توان گفت که هنگام بلند کردن بار از سطح زمین، فلکشن زانو در حدود ۴۵ درجه و فلکشن تنه کمتر از سی درجه تعیین شده بود. داوطلبان وزنه‌ای معادل ده درصد وزن بدن [۱۵] را با هریک از دو روش اسکات و استوپ با پنج بار تکرار بلند کردند. بلند کردن بار از مقابل بدن، با استفاده از جعبه‌ای مکعبی شکل با ابعاد $28/5 \times 33 \times 38$ سانتی‌متر (به ترتیب از راست به چپ: طول، عرض، ارتفاع) انجام شد. در این روش، فاصله محل اتصال دست روی بار تا زمین، به میزان ۲۸ سانتی‌متر و فاصله بین پاها نیز به اندازه عرض شانه‌ها بود و عرض شانه‌ها با اندازه‌گیری فاصله بین دو زانده اخروی تعیین شد. به آزمودنی آموزش داده شد که تا حد امکان جعبه را نزدیک بدنش قرار دهد و از برخورد به بدن جلوگیری کند [۱۱]. حفظ آهنگ حرکت هنگام ثبت فعالیت عضلانی، نیازمند هماهنگی و تمرین بود. از این‌رو، سرعت انجام دادن حرکت با استفاده از مترونوم تنظیم شد. پیش از ثبت اطلاعات، آزمودنی‌ها با نحوه اجرای تکنیک‌ها آشنا شدند و به هریک از آن‌ها فرصت داده شد تا بتوانند خود را با ضرب‌آهنگ مترونوم هماهنگ کنند. آهنگ اجرای تکنیک به گونه‌ای بود که بالا بردن بار، نگه داشتن بار، پایین آوردن و زمان مکث، هریک در مدت دو ثانیه انجام شد. سه تکرار از بهترین سیگنال‌های ثبت‌شده برای تجزیه و تحلیل انتخاب شد [۱۶].

آنالیز داده‌ها

برای استخراج سینرژی‌های عضلانی از روش (Non-negative matrix factorization) استفاده شد. با استفاده از این روش ریاضیاتی، ماتریس سیگنال الکترومایوگرافی (m فریم $n \times$ عضله) به دو ماتریس که عبارت‌اند از: ۱. الگوی سینرژی (m فریم $k \times$ سینرژی) و ۲. وزن هر عضله در هر سینرژی (k سینرژی $n \times$ عضله) تبدیل شد. بدین‌منظور ابتدا داده‌های خام عضلات وارد نرم‌افزار MATLAB شد. بعد از عملیات فیلترینگ، داده‌های الکترومایوگرافی نرمالایز شدند. سپس پوش خطی داده‌ها انجام گرفت. برای نرمالایز زمانی داده‌ها از روش اینترپولیت کیوبیک استفاده شد و کل داده‌ها به ۱۰۱ نقطه تقسیم شد. با استفاده از کدنویسی در برنامه MATLAB، برای هر فرد روش NNMF به کار رفت و الگوهای سینرژی و پیک سینرژی‌ها به دست آمد. برای تعیین تعداد سینرژی‌های موردنیاز برای ساخت ماتریس اصلی، از روشی به نام (Variability Accounted For: VAF) استفاده شد (معادله شماره ۱). در هر تعداد سینرژی، اگر VAF بالاتر از ۰/۹ برای هر عضله باشد، دیگر نیازی به اضافه کردن سینرژی دیگری نیست. در معادله شماره ۱، EMG_t^{exp} سیگنال الکترومایوگرافی بازسازی‌شده و EMG_t^{rec} سیگنال الکترومایوگرافی ورودی یا اصلی در فریم t هستند.

مرحله پایین آوردن، یک پیک سینرژی در افراد سالم در پنج درصد حرکت ایجاد شده است ($p=0/026$)؛ در حالی که نمودار افراد بیمار به صورت نزولی است و پیک سینرژی ایجاد نشده است ($p=0/042$). در میانه حرکت (نقطه ۲۵ درصد) سینرژی دو گروه به هم نزدیک است، ولی تطابقی مشاهده نمی شود ($p=0/03$). در مرحله بالا آوردن بار، نمودار سینرژی افراد بیمار همچنان نزولی است تا در چرخه زمانی ۴۶ درصد حرکت، از الگوی سینرژی افراد سالم پیشی می گیرد ($p=0/014$). در سینرژی سوم یک تأخیر در سینرژی عضلانی افراد سالم دیده می شود ($p=0/028$). پیک سینرژی افراد بالاتر از افراد بیمار است ($p=0/034$) و تا نقطه ۱۷ درصد، که در مرحله پایین گذاشتن بار است، نمودار افراد بیمار فراتر می رود ($p=0/029$). در نقطه ۳۰-۳۶ درصد فاز بالا آوردن، یک پیک صورت می گیرد و تفاوت بین دو نمودار به وضوح مشخص است ($p=0/011$).



شکل ۲: مقایسه الگوی سینرژی عضلانی (سینرژی اول: ردیف بالا، سینرژی دوم: ردیف وسط و سینرژی سوم: ردیف پایین) طی انجام دادن مراحل بلند کردن و پایین گذاشتن بار در روش اسکات و استوپ در گروه سالم و گروه مبتلا به کمردرد (NC: اختصار Neural Command)

همکاران در سال ۲۰۱۸ به بررسی سینرژی های عضلات تنه در افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی طی راه رفتن پرداختند. نتایج آن ها نشان داد که افراد بیمار هنگام راه رفتن، سینرژی متفاوتی نسبت به افراد سالم دارند و برای شیوه نامه توان بخشی باید از تمرینات کنترل حرکتی برای اصلاح الگوهای سینرژی استفاده شود [۱۳]. به رغم متفاوت بودن نوع وظیفه حرکتی در این مطالعه با پژوهش آگوستینی و همکاران، نتایج مشابهی در الگوی سینرژی متفاوت در بیماران مبتلا به کمردرد، در مقایسه با افراد سالم در هر دو مطالعه مشاهده شد که می تواند در طراحی مداخلات و ارزیابی اثربخشی آن ها مفید باشد. براساس جست و جوی نویسندگان این پژوهش، مطالعه مشابهی که

استخراج شد. نتایج نشان داد که هم بستگی الگوی سینرژی بین افراد سالم و بیمار در روش اسکات به ترتیب در سینرژی اول $I=0/87$ ، سینرژی دوم $I=0/782$ و سینرژی سوم $I=0/386$ است که شباهت الگوی سینرژی اول و دوم زیاد و سوم کم بود. در سینرژی اول و در روش اسکات، تأخیر زمانی در پیک سینرژی عضلانی دو گروه مشهود بود؛ به این صورت که در گروه بیمار بازه زمانی زودتری ایجاد شده بود ($p=0/02$). در اوایل حرکت پایین آوردن بار در افراد بیمار، یک پیک بین ۱۴-۰ درصد حرکت ایجاد شده بود که با افراد سالم متفاوت بود ($p=0/013$). در ۲۳ درصد مرحله پایین گذاشتن بار، پیک سینرژی در افراد بیمار افت کرد؛ به طوری که تا مرحله بالا آوردن بار، شاهد این افت بودیم ($p=0/021$) و در نهایت در انتهای حرکت (۵۰ درصد حرکت) تقریباً دو نمودار کمی با هم هم پوشانی داشتند. همان طور که در شکل دیده می شود، در ابتدای سینرژی دوم، در

بحث

هدف از این مطالعه بررسی الگوی سینرژی عضلانی منتخبی از عضلات مرکزی بدن و اندام تحتانی حین بلند کردن بار در زنان مبتلا به کمردرد غیراختصاصی است. نتایج نشان داد برای هر دو گروه سالم و مبتلا به کمردرد، سه سینرژی عضلانی برای وظیفه بلند کردن و پایین گذاشتن بار نیاز است. الگوی سینرژی و پیک سینرژی در هر دو روش اسکات و استوپ در هر دو گروه متفاوت بود. درباره الگوی سینرژی عضلانی در تجزیه و تحلیل وظایف حرکتی در افراد مبتلا به کمردرد، مطالعات اندکی انجام شده است. برای مثال، Agostini و

برای تحلیل وظیفه بلند کردن از بررسی الگوی سینرژی عضلانی استفاده کرده باشد، یافته نشد تا مقایسه مستقیم صورت گیرد. البته در مطالعه ایل‌بیگی و همکاران (۱۴۰۳) تشابه نسبی وجود داشت. آنان سینرژی عضلانی اندام‌های تنه و لگن هنگام حمل بار دستی با وزن‌های متفاوت را در جوانان سالم بررسی کردند. نتایج آنان نشان داد که اندازه سینرژی عضلانی تحت تأثیر افزایش وزن قرار می‌گیرد و دستخوش تغییرات چشمگیر می‌شود [۱۷]. اگرچه نوع وظیفه حرکتی و آزمون‌ها در این مطالعه با بررسی ایل‌بیگی و همکاران کاملاً متفاوت است، تشابه در استفاده از نتایج این مطالعات در به‌کارگیری مداخلات ارگونومیکی و شیوه‌نامه‌های تمرینی برای نزدیک کردن سینرژی عضلات مرکزی و اندام تحتانی به الگوی سینرژی طبیعی (به‌ویژه در افراد مبتلا به کمردرد مزمن) چشمگیر است.

برای تفسیر نتایج مطالعه پیش رو می‌توان گفت به نظر می‌رسد سیستم عصبی مرکزی در افراد مبتلا به کمردرد، نسبت به افراد سالم، سینرژی‌های عضلانی را به‌صورت متفاوتی ارسال می‌کند. این احتمال وجود دارد که مسیرهای عصبی در افراد بیمار دچار تغییر شده باشند و بلوک‌های عصبی متفاوتی در مرکز سینرژی سیستم عصبی مرکزی ایجاد کرده باشند که این به معنای آن است که کنترل حرکتی هنگام بلند کردن بار در این گروه متفاوت است [۱۸]. افراد بیمار، استراتژی‌های عصبی متفاوتی در پیش می‌گیرند تا بتوانند درد خود را کاهش دهند. مطالعات پیشین نشان داده‌اند که افراد مبتلا به کمردرد نسبت به افراد سالم کینماتیک، زاویه متفاوتی در سگمنت ران و تنه ایجاد می‌کنند تا از این طریق هنگام بلند کردن و پایین گذاشتن بار، درد کمتری داشته باشند [۱۹]. تغییر در استراتژی‌های کینماتیکی به مرور زمان مسیرهای کنترل عصبی عضلانی را تغییر می‌دهد و این امر باعث شده است گروه مبتلا به کمردرد، الگوی سینرژی متفاوتی نسبت به افراد سالم داشته باشند. با توجه به اینکه تعداد سینرژی‌ها در افراد سالم و بیمار هنگام بلند کردن بار تغییر نکرده است، می‌توان نتیجه گرفت که بلوک‌های عصبی سینرژی‌ها برای بلند کردن بار در هر دو تکنیک تغییر نمی‌کنند؛ اما الگوی سینرژی‌های عضلانی در هر دو گروه دارای پیک و شیف‌ت زمانی متفاوتی در بلند کردن بار در هر دو روش اسکات و استوپ بودند که احتمالاً دلیلی بر تفاوت‌های مشاهده‌شده در شدت فعالیت عضلات است که در مطالعات گذشته به آن اشاره شده است [۱۵، ۱۶]. این موضوع نشان می‌دهد سیستم عصبی با توجه به درون‌دادها یا یادگیری و تجربه‌ای که بر اثر آسیب‌دیدگی یا درد ایجاد شده است، اصلاحاتی را در الگوی سینرژی ایجاد می‌کند. برنشتاین (Bernstein) در سال ۱۹۶۹ تئوری چهار مرحله کنترل حرکتی را مطرح کرد. در این تئوری، سینرژی‌های عضلانی در سطح دوم کنترل حرکتی شامل بصل‌النخاع و بلوک‌های عصبی نخاعی هستند [۲۰]. با توجه به کنترل سلسله‌مراتبی برنشتاین می‌توان نتیجه گرفت که بخش دوم کنترل حرکتی با تغییر در الگوی سینرژی و ضرایب وزنی عضلات، می‌کوشد استراتژی مناسبی را در افراد مبتلا به کمردرد ایجاد کند تا درد آن‌ها تشدید نشود. در بلوک‌های سینرژی، عضلات وزن‌دهی می‌شوند و

پیام‌های فعال‌سازی برای عضلات با توجه به وظیفه حرکتی و تقاضای مکانیکی ارسال می‌شود.

هدف این مطالعه، تمرکز بر تحلیل سینرژی عضلانی هنگام بلند کردن و پایین گذاشتن بار در بیماران مبتلا به کمردرد غیراختصاصی در مقایسه با افراد سالم بود که براساس اطلاعات ما، این اولین کار روی این وظیفه حرکتی است. از آنجاکه سیستم عصبی تلاش می‌کند بهینه‌ترین الگوی سینرژی یا الگوی هماهنگ را با هدف کاهش پیچیدگی در اجرای وظایف حرکتی انتخاب و اجرا کند، تحلیل سینرژی عضلانی می‌تواند در بهینه‌سازی وظیفه بلند کردن بار و نیز پیشگیری از آسیب مفید باشد. از نظر بالینی، نتایج این مطالعه می‌تواند برای تعیین استراتژی‌های توان‌بخشی و انتخاب شیوه‌نامه‌ها و مداخلات درمانی مناسب به درمانگران کمک کند؛ برای مثال، استفاده از تمرینات کنترل حرکتی به‌منظور بازگرداندن کنترل عصبی عضلانی در وظایف شغلی نظیر بلند کردن بار در بیماران مبتلا به کمردرد. ازسوی دیگر، از روش نرمال‌سازی داده‌های خام الکترومایوگرافی استفاده‌شده در این مطالعه، می‌توان به‌مثابه یک محدودیت یاد کرد. در این مطالعه از اوج فعالیت عضلات حین بلند کردن بار استفاده شد. شاید اگر از حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (Maximal voluntary isometric contraction: MVIC) استفاده می‌شد، وزن نسبی عضلات اندکی تغییر می‌کرد؛ هرچند تحقیقات ساختار سینرژی عضلانی این دو روش را تا حد زیادی مشابه گزارش کرده‌اند [۲۰]. گفتنی است که در این مطالعه به‌دلیل رعایت اخلاق پژوهشی، استفاده از روش حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی برای نرمال‌سازی سیگنال‌های خام الکترومایوگرافی روی بیماران مبتلا به کمردرد مجاز نبوده است.

نتیجه‌گیری

به‌طور خلاصه یافته‌های این مطالعه نشان داد که فعالیت عضلات بین دو گروه در هر دو روش بلند کردن بار متفاوت بود. ممکن است در بلوک سینرژی، وزن‌دهی متفاوتی برای افراد مبتلا به کمردرد در شرایط مختلف اندازه‌گیری انجام شده باشد که نتیجه آن تغییرات معنادار مشاهده‌شده در الگوی سینرژی‌های عضلانی و پیک سینرژی‌ها در شرایط مختلف است. تحقیقات بیشتری در زمینه عصب‌شناسی و الکترومایوگرافی نیاز است تا اختلال و اصلاح ایجادشده در بخش سیستم عصبی مرکزی را در افراد مبتلا به کمردرد بررسی کند و مسیرهای عصبی را که بر اثر آسیب یا درد تغییر یافته است، بشناسد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان این مقاله از تمام افراد شرکت‌کننده در پژوهش قدردانی می‌کنند.

تضاد منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

مشارکت‌های نویسندگان

مفهوم‌سازی: مهرداد عنبریان، فاطمه رضایی پورمشیزی و بهروز حاجیلو
مدیریت داده‌ها: سارا عنبریان و فاطمه رضایی پورمشیزی

ملاحظات اخلاقی

کسب مجوز لازم از کارگروه اخلاق در پژوهش‌های پزشکی‌زیستی دانشگاه بوعلی سینا، کسب رضایت‌نامه حضور آگاهانه، حق خروج از مطالعه از اصول اخلاقی رعایت شده در این مطالعه بود.

حمایت مالی

این مقاله از پایان‌نامه کارشناسی ارشد نویسنده اول در دانشگاه بوعلی سینا استخراج شده و هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

تحلیل: بهروز حاجیلو، مهرداد عنبریان و رشید حیدری‌مقدم
تحقیق: فاطمه رضایی پورمشیزی، سارا عنبریان و بهروز حاجیلو
روش‌شناسی: مهرداد عنبریان، بهروز حاجیلو و رشید حیدری‌مقدم
مدیریت پروژه: مهرداد عنبریان، رشید حیدری‌مقدم، بهروز حاجیلو و فاطمه رضایی پورمشیزی
نرم‌افزار: بهروز حاجیلو، فاطمه رضایی پورمشیزی و سارا عنبریان
نظارت: مهرداد عنبریان، بهروز حاجیلو و رشید حیدری‌مقدم
اعتبارسنجی: مهرداد عنبریان و بهروز حاجیلو
نوشتن (پیش‌نویس اصلی): بهروز حاجیلو، فاطمه رضایی پورمشیزی و سارا عنبریان
نگارش (بررسی و ویرایش): مهرداد عنبریان

REFERENCES

- Urits I, Burshtein A, Sharma M, Testa L, Gold PA, Orhurhu V, et al. Low back pain, a comprehensive review: pathophysiology, diagnosis, and treatment. *Curr Pain Headache Rep*. 2019;23:1–10. [DOI: [10.1007/s11916-019-0757-1](https://doi.org/10.1007/s11916-019-0757-1)] [PMID]
- Vos T, Lim SS, Abbafati C, Abbas KM, Abbasi M, Abbasifard M, et al. Global burden of 369 diseases and injuries in 204 countries and territories, 1990–2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *Lancet*. 2020;396(10258):1204–22. [DOI: [10.1016/S0140-6736\(20\)30925-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(20)30925-9)] [PMID]
- GBD 2021 Diseases and Injuries Collaborators. Global incidence, prevalence, years lived with disability (YLDs), disability-adjusted life-years (DALYs), and healthy life expectancy (HALE) for 371 diseases and injuries in 204 countries and territories and 811 subnational locations, 1990–2021: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2021. *Lancet*. 2024;403(10440):2133–2161. [DOI: [10.1016/S0140-6736\(24\)00757-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(24)00757-8)] [PMID]
- GBD 2021 Low Back Pain Collaborators. Global, regional, and national burden of low back pain, 1990–2020, its attributable risk factors, and projections to 2050: a systematic analysis of the Global Burden of Disease Study 2021. *Lancet Rheumatol*. 2023;5(6):e316–e329. [DOI: [10.1016/S2665-9913\(23\)00098-X](https://doi.org/10.1016/S2665-9913(23)00098-X)] [PMID]
- Meucci RD, Fassa AG, Faria NM. Prevalence of chronic low back pain: systematic review. *Rev Saude Publica*. 2015;49:73. [DOI: [10.1590/S0034-8910.2015049005874](https://doi.org/10.1590/S0034-8910.2015049005874)] [PMID]
- Rezaei B, Mousavi E, Heshmati B, Asadi Sh. Low back pain and its related risk factors in health care providers at hospitals: A systematic review. *Ann Med Surg (Lond)*. 2021;70:102903. [DOI: [10.1016/j.amsu.2021.102903](https://doi.org/10.1016/j.amsu.2021.102903)] [PMID]
- Ershad N, Kahrizi S, Parnianpour M, Azghani MR, Khalaf K. Trunk muscle activity during holding two types of dynamic loads in subjects with nonspecific low back pain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2022; 31:7–15. [DOI: [10.1016/j.jbmt.2022.02.002](https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2022.02.002)] [PMID]
- Hofste A, Soer R, Groen GJ, van der Palen J, Geerdink FJB, Oosterveld FGJ, et al. Functional and morphological lumbar multifidus characteristics in subgroups with low back pain in primary care. *Musculoskelet Sci Pract*. 2021; 55: 102429. [DOI: [10.1016/j.msksp.2021.102429](https://doi.org/10.1016/j.msksp.2021.102429)] [PMID]
- Ahmad S, Muzammil M. Revised NIOSH lifting equation: a critical evaluation. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*. 2023; ;29(1):358–65. [DOI: [10.1080/10803548.2022.2049123](https://doi.org/10.1080/10803548.2022.2049123)] [PMID]
- Goncharenko LP, Harvey VL, Greer KR, Zhang S, Coster AJ. Longitudinally dependent low-latitude ionospheric disturbances linked to the Antarctic sudden stratospheric warming of September 2019. *Journal of Geophysical Research: Space Physics*. 2020;125(8):e2020JA028199. [DOI: [10.1029/2020JA028199](https://doi.org/10.1029/2020JA028199)]
- Sambeko BEM, Susanto N, Alfanan A. Manual Handling as Contributor of Low Back Pain for Workers: A Case Study at PT Sumber Mandiri Jaya, Kabupaten Merauke. *The Indonesian Journal of Occupational Safety and Health*. 2024; 13(1): 29–36. [DOI: [10.20473/ijosh.v13i1](https://doi.org/10.20473/ijosh.v13i1)]
- Daneau C, Tétreau C, Deroche T, Mainville C, Cantin V, Descarreaux M. Impact of load expectations on neuromuscular and postural strategies during a freestyle lifting task in individuals with and without chronic low back pain. *PLoS One*. 2021;16(2):e0246791. [DOI: [10.1371/journal.pone.0246791](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0246791)] [PMID]
- Agostini V, Rimini D, Ghislieri M, Knaflitz M, Frola U, Trucco M. Muscle synergies in patients with low back pain: a statistical gait analysis study pre-and post-rehabilitation. In: 2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA). IEEE. 2018: p. 1–6. [DOI: [10.1109/MeMeA.2018.8438803](https://doi.org/10.1109/MeMeA.2018.8438803)]
- Sambeko BEM, Susanto N, Alfanan A. Manual Handling as Contributor of Low Back Pain for Workers: A Case Study at PT Sumber Mandiri Jaya, Kabupaten Merauke. *The Indonesian Journal of Occupational Safety and Health*. 2024; 13(1): 29–36. [DOI: [10.20473/ijosh.v13i1](https://doi.org/10.20473/ijosh.v13i1)]
- Anbarian M, Rajabian F, Ghasemi MH, Heidari Moghaddam R. The effect of the heel wedges on the electromyography activities of the selected lower back muscles during load lifting. *Iranian Journal of Ergonomics*. 2017;5(3):12–21. [DOI: [10.30699/jergon.5.3.12](https://doi.org/10.30699/jergon.5.3.12)]
- Faber GS, Kingma I, Bakker AJM, Van Dieën JH. Low-back loading in lifting two loads beside the body compared to lifting one load in front of the body. *Journal of biomechanics*. 2009; 42(1), 35–41. [DOI: [10.1016/j.jbiomech.2008.10.013](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.013)] [PMID]
- Ilbeigi S, Al-Eghabi M, Yousefi M, Hosseini MH. Muscular Synergy of Trunk and Hip Segments in Carrying Hand Loads with Different Weights in Healthy Young People. *Iran J Ergon*. 2024; 12(3): 192–200. [DOI: [10.32592/IJE.12.3.192](https://doi.org/10.32592/IJE.12.3.192)]
- Medrano-Escalada Y, Plaza-Manzano G, Fernández-de-Las-Peñas C, Valera-Calero JA. Structural, functional and neurochemical cortical brain changes associated with chronic low back pain. *Tomography*. 2022;8(5):2153–63. [DOI: [10.3390/tomography8050180](https://doi.org/10.3390/tomography8050180)] [PMID]
- Suehiro T, Ishida H, Kobara K, Osaka H, Watanabe S. Altered trunk muscle recruitment patterns during lifting in individuals in remission from recurrent low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018;39:128–33. [DOI: [10.1016/j.jelekin.2018.02.008](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.02.008)] [PMID]
- Halaki M, Ginn K. Normalization of EMG signals: to normalize or not to normalize and what to normalize to. In: *Computational intelligence in electromyography analysis-A perspective on current applications and future challenges*, InTech; 2012. [DOI: [10.5772/49957](https://doi.org/10.5772/49957)].