

Research Paper

Comparison of the Electrical Activity of Lower Limb and Core Muscles During Walking in Men With Chronic Low Back Pain Compared to Healthy Controls



*Ehsan Fakhri Mirzanag¹ , Mohsen Barghamadi¹ , Sara Imani¹

1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.



Citation Fakhri Mirzanag E, Barghamadi M, Imani S. [Comparison of the Electrical Activity of Lower Limb and Core Muscles During Walking in Men With Chronic Low Back Pain Compared to Healthy Controls (Persian)]. *Journal of Guilan University of Medical Sciences*. 2025; 34(1):92-103. <https://doi.org/10.32598/JGUMS.34.1.2271.1>

<https://doi.org/10.32598/JGUMS.34.1.2271.1>

Received: 04 Mar 2024

Accepted: 23 Sep 2024

Available Online: 01 Apr 2025

ABSTRACT

Background The biomechanical changes in the trunk and lower limbs during walking and running have been assessed in individuals with chronic low back pain (CLBP). However, there are no comparative studies on the electrical activity of trunk and lower limb muscles during walking in people with CLBP and healthy people.

Objective The present study aims to compare the electrical activity of lower limb muscles and core stabilizers during walking in men with CLBP compared to healthy peers.

Methods This is a quasi-experimental study that was conducted in Ardabil, Iran, in 2023. Participants were 10 men with CLBP (age: 25.4 ± 2.5 years, weight: 79.04 ± 3.06 kg, height: 176.03 ± 7.04 cm) and 10 healthy controls (age: 25.8 ± 2.09 years, weight: 79.00 ± 3.01 kg, height: 176.06 ± 7.01 cm). During the test, participants were asked to walk barefoot on an 18-meter path and an electromyography (EMG) system was used to record the EMG data of the lower limb and core muscles.

Results There was a significant difference in the frequency of the rectus abdominis activity in the loading response phase ($P=0.019$, Cohen's $d=0.495$); in the frequency of semitendinosus activity in the mid-stance phase ($P=0.049$, Cohen's $d=0.436$); and in the frequency of the left erector spinae activity ($P=0.006$, Cohen's $d=0.504$) and the right rectus abdominis muscle activity ($P=0.003$, Cohen's $d=0.559$) in the push-off phase of gait in both groups. The results demonstrated significantly lower activity of the rectus abdominis and erector spinae muscles and higher activity of the semitendinosus muscle in the CLBP group compared to healthy controls ($P<0.05$).

Conclusion There is a significant change in the electrical activity of the rectus abdominis, semitendinosus, and erector spinae muscles in men with CLBP compared to healthy peers.

Keywords:

Chronic low back pain (CLBP), Walking, Electromyography (EMG)

* Corresponding Author:

Ehsan Fakhri Mirzanag

Address: Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Tel: +98 (939) 8606454

E-Mail: ehsanfakhri6454@gmail.com



Copyright © 2025 The Author(s);
This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

Extended Abstract

Introduction

Low back pain is one of the most common musculoskeletal disorders, with a reported lifetime prevalence of up to 80% and is also recognized as the leading cause of disability worldwide [1]. Chronic low back pain (CLBP) lasts more than 3 months and has a direct impact on people's daily activities and causes changes in motor control. The use of electromyography (EMG) has a major role in analyzing the electrical activity of trunk muscles during different postures among patients with CLBP [7]. Although many studies have evaluated biomechanical changes in the trunk and lower limbs in people with CLBP during walking and running, no comparative study has been conducted on the frequency of muscle electrical activity during walking in these people. Therefore, the present study aims to compare the electrical activity of lower limb muscles and core stabilizers in men with CLBP and healthy men during walking.

Methods

This is a quasi-experimental study. The study population consisted of men with chronic back pain aged 20-30 years from Ardabil and Namin counties in Iran. The statistical sample size was determined to be 10 per group using G*Power software, version 3.1.9.7. The samples were purposively divided into healthy (n=10) and CLBP (n=10) groups. An EMG device (EMG Pre-Ampli, Biometrics Ltd, Nine Mile Point Ind. Est, Newport, England) with a sampling rate of 1000 Hz was used to record the electrical activity of the muscles gastrocnemius lateralis, biceps femoris, semitendinosus, gluteus medius, right erector spinae, left erector spinae, left rectus abdominis and right rectus abdominis. The phases examined included the loading response (0-20% of the gait cycle), mid-stance (20-47% of the gait cycle), and the push-off phase (47-70% of the gait cycle). The independent t-test was used for statistical data analysis. Cohen's d was also used to calculate effect size: $d \leq 0.2$ was considered a small effect, >0.8 was considered a large effect and $d=0.5-0.8$ was considered a medium effect. For all statistical tests, a significance level of 0.05 was considered. Data were analyzed in SPSS software, version 18.

Results

The CLBP group had the following statistics: Age: 25.4 ± 2.5 years, weight: 79.4 ± 3.6 kg, height: 176.3 ± 7.4 cm. The control group had the following statistics: age:

25.8 ± 2.9 years, weight: 79.0 ± 3.1 kg, height: 176.6 ± 7.1 cm. There was no significant difference between the two groups in demographic characteristics (Table 1).

The results showed a significant difference in the frequency of rectus abdominis electrical activity in the loading response phase of gait in both groups ($P=0.019$), which was lower in the CLBP group. The results also showed a significant difference in the frequency of semitendinosus muscle activity in the mid-stance phase of gait in both groups ($P=0.049$), which was higher in the CLBP group. The results also showed a significant difference in the frequency of the left erector spinae activity ($P=0.006$) and the right rectus abdominis muscle activity ($P=0.003$) in the push-off phase of gait in both groups, which were lower in the CLBP group. No statistically significant difference was observed in the activity of other muscles in any groups ($P>0.05$).

Conclusion

There is a significant change in the frequency of electrical activity of the rectus abdominis, semitendinosus, and erector spinae muscles in men with CLBP compared to healthy men.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

The Ethics Committee University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran, approved the study (Code: IR.UMA.REC.1402.064).

Funding

This research did not receive any grant from funding agencies in the public, commercial, or non-profit sectors.

Authors' contributions

All authors contributed equally to the conception and design of the study, data collection and analysis, interpretation of the results, and drafting of the manuscript. Each author approved the final version of the manuscript for submission.

Conflicts of interest

The authors declared no conflicts of interest.

Table 1. Mean frequency of the electrical activity of muscles for two groups and the results of t-test

Gait Phase	Muscles	Mean±SD		Sig.	Effect Size
		CLBP Group	Control Group		
Loading response	Gastrocnemius lateralis	87.56±20.83	86.17±18.19	0.780	0.057
	Biceps femoris	86.33±31.23	75.96±23.09	0.195	0.267
	Semitendinosus	80.47±24.4	71.5±32.34	0.318	0.316
	Gluteus medius	72.07±26.83	77.57±29.24	0.520	0.173
	Left erector spinae	82.69±28.33	82.4±34.39	0.977	0.297
	Right erector spinae	84.73±26.84	84.52±27.26	0.979	0.212
	Left rectus abdominis	69.47±23.43	78.5±25	0.214	0.245
	Right rectus abdominis	61.19±26.95	87.12±38.89	0.019	0.495
Mid-stance	Gastrocnemius lateralis	88.25±18.79	95.17±21.8	0.271	0.221
	Biceps femoris	72.09±22.52	87.5±30.68	0.074	0.348
	Semitendinosus	82.51±36.38	62.5±27.06	0.049*	0.436
	Gluteus medius	83.21±28.08	73.62±34.6	0.328	0.195
	Left erector spinae	92.01±30.32	88.7±37.12	0.738	0.065
	Right erector spinae	98.83±46.17	78.78±32.83	0.087	0.358
	Left rectus abdominis	76.79±33.1	76.61±38.48	0.984	0.003
	Right rectus abdominis	64.79±28.17	71.61±38.48	0.518	0.129
Push-off	Gastrocnemius lateralis	92.36±30.77	106.12±28.53	0.125	0.305
	Biceps femoris	73.34±35.63	82.9±33.21	0.353	0.183
	Semitendinosus	70.27±32.05	67.38±22.14	0.714	0.06
	Gluteus medius	76.93±27.88	72.1±43.4	0.677	0.084
	Left erector spinae	81.32±19.29	104.22±35.76	0.006*	0.504
	Right erector spinae	88.08±27.3	93.47±32.83	0.563	0.100
	Left rectus abdominis	78.88±31.09	94.45±37.85	0.151	0.289
	Right rectus abdominis	65.88±26.45	97±42.38	0.003*	0.559

*Significant at the P<0.05 level.



مقاله پژوهشی

مقایسه فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی و ثبات‌دهنده‌های مرکزی در افراد دارای کمردرد مزمن و سالم طی راه رفتن

* احسان فخری میرزانیق^۱، محسن برگمدی^۱، سارا ایمانی^۱

۱. گروه بیومکانیک ورزشی دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران



Citation Fakhri Mirzanag E, Barghamadi M, Imani S. [Comparison of the Electrical Activity of Lower Limb and Core Muscles During Walking in Men With Chronic Low Back Pain Compared to Healthy Controls (Persian)]. *Journal of Guilan University of Medical Sciences*. 2025; 34(1):92-103. <https://doi.org/10.32598/JGUMS.34.1.2271.1>

doi <https://doi.org/10.32598/JGUMS.34.1.2271.1>

چکیده

تاریخ دریافت: ۱۴ اردیبهشت ۱۴۰۲

تاریخ پذیرش: ۰۲ مهر ۱۴۰۳

تاریخ انتشار: ۱۲ فروردین ۱۴۰۴

زمینه: تغییرات بیومکانیکی تنه و اندام تحتانی طی راه رفتن و دویدن اغلب در افراد مبتلا به کمردرد مزمن مورد ارزیابی قرار گرفته است. با وجود مطالعات اساسی، تا به امروز، هیچ مطالعه مقایسه‌ای درمورد فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات طی راه رفتن در افراد مبتلا به کمردرد مزمن انجام نشده است.

هدف: هدف از این مطالعه مقایسه مقادیر فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی و ثبات‌دهنده‌های مرکزی افراد دارای کمردرد مزمن و سالم طی راه رفتن بود.

روش‌ها: پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی در سال ۱۴۰۲ در شهرستان اردبیل انجام شد. نمونه آماری این مطالعه شامل ۱۰ نفر با بیماری کمردرد مزمن (سن: ۲۵/۴±۲/۵، وزن: ۷۹/۴±۳/۶ کیلوگرم، قد: ۱۷۶/۳±۷/۴ سانتی‌متر) و افراد سالم (سن: ۲۵/۸±۲/۹، وزن: ۷۹/۰±۳/۱ کیلوگرم، قد: ۱۷۶/۶±۷/۱ سانتی‌متر) بودند. طی آزمون، شرکت‌کنندگان با پای برهنه در یک مسیر ۱۸ متری راه رفتند و از یک سیستم الکترومایوگرافی برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اصلی اندام تحتانی و ثابت‌کننده تنه استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج تفاوت معناداری در فرکانس فعالیت عضلات راست شکمی در مرحله فاز پاسخ بارگیری ($P=0/019$, $d=0/495$) و نیمه وتری ($P=0/049$, $d=0/436$) در مرحله فاز میانه اتکا طی راه رفتن را نشان داد. نتایج نشان‌دهنده کاهش معنادار فرکانس فعالیت عضله راست شکمی در مرحله فاز پاسخ بارگیری در گروه بیماران با کمردرد مزمن در مقایسه با گروه سالم طی راه رفتن بود.

نتیجه‌گیری: نتایج حاصل از پژوهش حاضر نشان‌دهنده تغییر معنادار فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات راست شکمی، نیمه وتری و راست‌کننده ستون فقرات در بیماران مبتلا به کمردرد در مقایسه با افراد سالم بود.

کلیدواژه‌ها:

کمردرد مزمن، راه رفتن، الکترومایوگرافی، فرکانس الکتریکی عضلات

* نویسنده مسئول:

دکتر احسان فخری میرزانیق

نشانی: گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل.

تلفن: ۰۶۴۵۴ ۸۶۰ (۹۳۹) ۹۸+

رایانامه: ehsanfakhri6454@gmail.com



Copyright © 2025 The Author(s);

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

مقدمه

طی راه رفتن نشان می‌دهند و هیچ ارتباطی بین ناتوانی و فعالیت الکتریکی عضلات یافت نشد [۱۲]. همچنین گزارش شده است افزایش فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات می‌تواند نشان‌دهنده بهبود هماهنگی و کارایی عضلات باشد. به عبارتی منجر به بهبود جذب فیبرهای عضلات تندانباض می‌شود. در نتیجه دسته عضلاتی که مسئول تولید فعالیت الکتریکی در فرکانس بالاتر هستند می‌توانند منجر به بهبود قدرت و عملکرد عضلاتی در طول فعالیت‌هایی مانند راه رفتن شوند [۱۳]. در همین راستا جعفرنژاد و همکاران (۱۴۰۱) در پژوهشی به بررسی اثر تمرینات الگوی حرکتی بر فرکانس عضلات منتخب تنه در افراد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی حین فرود تک پا پرداختند. نتایج نشان داد احتمالاً تمرینات الگوی حرکتی می‌تواند به بهبود فرکانس عضلات منتخب تنه حین فرود تک پا منجر شود [۱۴]. بنابراین با در نظر گرفتن موارد مذکور آمارهای موجود تأییدکننده این مسئله است که کمردرد به‌عنوان یک مشکل عمومی در تمام دنیا به‌ویژه در کشورهای پیشرفته و صنعتی است [۱۵]. این بیماری به‌خاطر تأثیراتی نظیر از دست دادن کار باعث کاهش فعالیت جسمانی و کیفیت زندگی می‌شود و هزینه‌های اقتصادی سنگینی را به جوامع امروزی تحمیل می‌کند.

مطالعات زیادی تغییرات بیومکانیکی نواحی اندام تنه و اندام تحتانی در افراد مبتلا به کمردرد مزمن طی راه رفتن و دویدن را مورد ارزیابی قرار دادند، اما تا به امروز، هیچ مطالعه مقایسه‌ای در مورد فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات طی راه رفتن در افراد مبتلا به کمردرد مزمن انجام نشده است. بنابراین هدف از پژوهش حاضر مقایسه مقادیر فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی و ثبات‌دهنده‌های مرکزی در افراد دارای کمردرد مزمن و سالم طی راه رفتن بود. در نتیجه بررسی تغییر فرکانس فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی در افراد مبتلا به کمردرد مزمن، می‌تواند گام مؤثری در شناخت تغییرات عصبی عضلاتی در این گروه از بیماران و به دنبال آن به کار گرفتن روش درمانی مؤثرتر باشد.

روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی بود، نمونه آماری این پژوهش را مردان مبتلا به عارضه کمردرد از بین اقشار محلی شهرستان اردبیل و نمین در شغل‌های آزاد در دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال تشکیل دادند. حجم نمونه آماری با استفاده از نرم‌افزار جی‌پاور با اندازه اثر ۰/۷، سطح معناداری ۰/۰۵ و توان آماری ۰/۸ برای هر گروه حداقل ۱۰ نفر تعیین شد. نمونه‌ها در ۲ گروه سالم (۱۰ نفر) و دارای کمردرد مزمن (۱۰ نفر) به‌صورت هدفمند انتخاب شدند. گروه بیماران دارای کمردرد مزمن (سن: $25/4 \pm 2/5$ ، وزن: $79/4 \pm 3/6$ کیلوگرم، قد: $176/3 \pm 7/4$ سانتی‌متر) و گروه سالم (سن: $25/8 \pm 2/9$ ، وزن: $79/0 \pm 3/1$ کیلوگرم، قد: $176/6 \pm 7/1$ سانتی‌متر).

کمردرد یکی از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی-عضلانی است که شیوع آن در طول دوره زندگی تا ۸۰ درصد گزارش شده است. همچنین به‌عنوان علت اصلی ناتوانی در سطح جهان شناخته شده است [۱]. یکی از انواع کمردردها، کمردرد مزمن است که بیش از ۳ ماه طول می‌کشد و اثر مستقیمی بر فعالیت‌های روزمره افراد دارد و باعث تغییر در کنترل حرکتی می‌شود. علت اصلی این تغییر، ناپایداری عضلات احاطه‌کننده تنه است که حرکات انسان را کنترل می‌کنند [۲]. خم شدن تنه برای بلند کردن و یا گذاشتن بار بر روی زمین یک عامل مهم برای توسعه کمردرد است [۳]. میزان شیوع این آسیب در ایران متفاوت است به‌گونه‌ای که ۱۷ درصد در کودکان، ۶۲ درصد در پرستاران و ۸۴ درصد در زنان باردار گزارش شده است [۴، ۵]. بسیاری از کمردردها به مشاغل مربوط می‌شوند که در آن‌ها عمل برداشتن و پایین گذاشتن بار سنگین وجود دارد و این عمل باعث تشدید علائم کمردرد می‌شود. بنابراین وجود یک سیستم ارزیابی دقیق قبل از طراحی برنامه توان‌بخشی در افراد مبتلا به کمردرد ضروری به نظر می‌رسد [۶]. استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی نقش عمده‌ای در تجزیه و تحلیل فعالیت الکتریکی عضلات تنه طی وضعیت‌های متفاوت در بین بیماران مبتلا به کمردرد داشته است [۷]. به‌عنوان مثال گزارش شده طی خستگی عضلاتی پتانسیل عمل عضلات کاهش می‌یابد و در نتیجه منجر به کاهش میانه فرکانس الکترومایوگرافی عضلات می‌شود [۸] و این به‌عنوان یک پارامتر مهم در خستگی عضلاتی در افراد مبتلا به کمردرد مزمن است [۸، ۹]. همچنین افراد بدون سابقه فعالیت بدنی و با درد در عضلات نواحی کمری در مقایسه با افراد سالم زودتر خستگی عضلاتی را نشان می‌دهند و الکترومایوگرافی می‌تواند ابزار مفیدی برای تشخیص درد عضله کمر باشد [۱۰]. فرحپور و همکاران طی مطالعه‌ای فعالیت الکتریکی عضلات و کینتیک اندام‌های تحتانی طی راه رفتن در افراد مبتلا به پای پرونیته با و بدون کمردرد را مورد بررسی قرار دادند. نتایج در بیماران فعالیت بیشتر عضلات دوقلوی داخلی، سרینی میانی، راست‌کننده ستون فقرات و مایل داخلی شکم و حداکثر قدرت در مفصل زانو را نشان داد. در نتیجه فعالیت بیشتر عضلات منجر به جذب انرژی کمتر در مفصل مچ پا و کاهش قدرت مفصل زانو همراه خواهد شد. این مطالعه نشان داد تقویت عضلات، به‌ویژه اکستنسورهای مفصل زانو در بیماران مبتلا به کمردرد با پرونیته پا اهمیت زیادی دارد [۱۱]. ماریجا و همکاران (۲۰۱۰) در مطالعه‌ای به بررسی الگوی فعالیت الکتریکی عضلات نواحی پشت در افراد مبتلا به کمردرد مزمن طی راه رفتن پرداختند. نتایج نشان داد بیماران مبتلا به کمردرد مزمن، افزایش فعالیت عضلات کمر در تمام فاز راه رفتن، با تغییر قابل‌مقایسه در فاز نوسان و اتکا راه رفتن را گزارش دادند. براساس این نتایج، بیماران مبتلا به کمردرد مزمن یک مکانیسم دفاعی

جدول ۱. مقایسه میانگین سن، قد و وزن گروه بیماران و گروه سالم شهرستان اردبیل

P	میانگین $\pm$ انحراف معیار		مشخصات
	گروه آزمایش (حجم نمونه=۱۵)	گروه کنترل (حجم نمونه=۱۵)	
۰/۷۶۵	۲۵/۰۸ $\pm$ ۲/۰۹	۲۵/۰۴ $\pm$ ۲/۰۵	سن (سال)
۰/۶۶۸	۱۷۶/۰۶ $\pm$ ۷/۰۱	۱۷۶/۰۳ $\pm$ ۷/۰۲	قد (سانتی متر)
۰/۵۴۶	۷۹/۰۰ $\pm$ ۳/۰۱	۷۹/۰۴ $\pm$ ۳/۰۶	وزن (کیلوگرم)

سطح معناداری، $P < ۰/۰۵$ | اختلاف معنی دار

مجله دانشکده علوم پزشکی گیلان

ستون فقرات قسمت راست بدن^۶، عضلات شکمی قسمت چپ^۷ و راست شکمی قسمت راست^۸ توسط دستگاه الکترومایوگرافی بایوسیسستم در افراد با کمردرد مزمن و سالم طی راه رفتن ثبت شد (تصویر شماره ۱). مواضع عضلانی محل نصب الکترودها، مطابق با پروتکل سنایم انجام شد [۱۷، ۱۸]. برای این منظور ابتدا موهای سطوح موردنظر برای نصب الکترودها تراشیده شد و پوست با پنبه آغشته به الکترولیت (ایزوپروپیل ۰/۵) تمیز شد. جهت قرارگیری الکترودها به موازات تارهای عضلات بود [۱۷]. فاصله مرکزی ۲ الکترودها مجاور برابر ۲۰ سانتی متر بود [۱۹]. مقادیر میانه فرکانس فعالیت عضلات توسط نرم افزار دیتالیت استخراج شد. برای مشخص کردن فازهای مختلف راه رفتن از فوت سوئیچ استفاده شد. فازهای موردبررسی، شامل پاسخ بارگذاری (صفر تا ۲۰ درصد سیکل راه رفتن)، میانه اتکا (۲۰ تا ۴۷ درصد سیکل راه رفتن) و فاز هل دادن (۴۷ تا ۷۰ درصد سیکل راه رفتن) بود [۲۰، ۲۱]. ثبت داده های الکترومایوگرافی توسط پژوهشگر و با کمک کارشناس آزمایشگاه و زیر نظر متخصص آزمایشگاه انجام شد.

تحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده ها توسط آزمون شاپیرو ویلک مورد تأیید قرار گرفت. همگنی واریانس ها با آزمون لون مورد بررسی قرار گرفت. داده های آمار توصیفی به صورت میانگین برای هر دو گروه بیان شد. برای تجزیه و تحلیل داده های آماری از آزمون تی مستقل استفاده شد. همچنین برای محاسبه اندازه اثر، از d کوهن استفاده شد: $d \leq ۰/۲$ کوچک، $۰/۸ < d$ بزرگ و بین این مقادیر متوسط در نظر گرفته شد (۳۳). برای تمام آزمون های آماری سطح معناری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. داده ها با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۱۸ تجزیه و تحلیل شد.

یافته ها

مطابق جدول شماره ۱، نتایج پژوهش حاضر نشان داد تفاوت معناداری بین مشخصات جمعیت شناختی گروه ها وجود ندارد.

6. Erector spinae left
7. Rectus Abdominis
8. Rectus Abdominis

سانتی متر) بودند. معیارهای ورود به مطالعه حاضر شامل جنسیت مرد، دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال و شاخص درد بالاتر از ۱۴ در ناحیه کمر براساس پرسش نامه علمی رولاند موریس استفاده شده در پژوهش [۱۶]، عدم وجود سابقه ضربه، شکستگی تازه، ضایعه عصبی یا نخاعی در ستون فقرات کمری، همچنین عدم وجود سابقه اختلالات شدید فقرات کمری مثل فتق دیسک، بیماری رماتیسمی، التهابی، ضایعات اعصاب محیطی، بیماری های شدید روانی، جراحی قبلی در ناحیه کمر، بیماری عصبی عضلانی یا مفصلی، بیماری سیستمیک، بیماری های ارگانیک و بدخیمی، بیماری قلبی تنفسی و متابولیک بود. معیارهای خروج از پژوهش حاضر شامل مشکلات عصبی عضلانی، عدم وجود عارضه کمردرد در مرحله اجرای آزمایش و یا دارا بودن فعالیت فیزیکی سنگین طی ۲ روز قبل از آزمون بود. به علت حذف اثرات فیزیولوژیکی ناشی از فعالیت فیزیکی سنگین و خستگی بر نتایج پژوهش آزمودنی ها از فعالیت سنگین ۲ روز قبل از آزمون منع شدند. پای برتر همه آزمودنی ها با استفاده از شوت توپ فوتبال شناسایی شد. ضمناً در تمامی مراحل، اخلاق پژوهشی رعایت شد و از شرکت کنندگان رضایت نامه شرکت در پژوهش اخذ شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود. شرکت کنندگان پس از امضای فرم رضایت نامه وارد مطالعه شدند. پژوهش حاضر توسط کمیته اخلاقی دانشگاه محقق اردبیلی با کد IR.UMA.REC.1402.064 مورد تأیید قرار گرفت.

داده های الکترومایوگرافی

برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از یک سیستم الکترومایوگرافی (EMG Pre-Ampli، Biometrics Ltd، Nine Mile Point Ind. Est ۱۰۰۰، نیوپورت، انگلستان) با نرخ نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز و ساخت کشور انگلستان استفاده شد. فعالیت عضلات فعالیت دوقلوی خارجی^۱، دو سر رانی^۲، نیمه غشایی^۳، سرینی میانی^۴، راست کننده ستون فقرات قسمت چپ بدن^۵، راست کننده

1. Gastrocnemius lateralis
2. Biceps femoris
3. Semitendinosus
4. Gluteus medius
5. Erector spinae right

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات در ۲ گروه افراد با کمردرد مزمن و گروه سالم شهرستان اردبیل

فاز	عضلات	گروه کمردرد مزمن	گروه سالم	سطح معناداری	اندازه اثر
پاسخ بارگیری	عضله دوقلوی داخلی	۸۷/۵۶±۲۰/۸۳	۸۹/۱۷±۱۸/۱۹	۰/۷۸۰	۰/۰۵۷
	راست رانی	۸۶/۳۳±۳۱/۲۳	۷۵/۹۶±۳۳/۰۹	۰/۱۹۵	۰/۲۶۷
	عضله نیمه وتری	۸۰/۴۷±۲۴/۴۰	۷۱/۵۰±۳۲/۳۴	۰/۳۱۸	۰/۳۱۶
	سری میانی	۷۲/۰۷±۲۶/۸۳	۷۷/۵۷±۲۹/۲۴	۰/۵۲۰	۰/۱۷۳
	راست کننده ستون فقرات قسمت چپ	۸۲/۶۹±۲۸/۲۳	۸۲/۴۰±۳۳/۳۹	۰/۹۷۷	۰/۲۹۷
	راست کننده ستون فقرات قسمت راست	۸۴/۷۳±۲۶/۸۴	۸۴/۵۲±۳۷/۲۶	۰/۹۷۹	۰/۲۱۲
	عضلات چپ شکمی	۶۹/۴۷±۲۲/۴۳	۷۸/۵۰±۲۵/۰۰	۰/۲۱۴	۰/۲۴۵
	عضلات راست شکمی	۶۱/۱۹±۲۶/۹۵	۸۷/۱۲±۳۸/۸۹	۰/۰۱۹	۰/۴۹۵
میانۀ اتکا	عضله دوقلوی داخلی	۸۸/۲۵±۱۸/۷۹	۹۵/۱۷±۲۱/۸۰	۰/۳۲۱	۰/۲۲۱
	راست رانی	۷۲/۰۹±۲۲/۵۲	۸۷/۵۰±۳۰/۶۸	۰/۰۷۴	۰/۲۴۸
	عضله نیمه وتری	۸۲/۵۱±۳۶/۲۸	۶۲/۵۰±۳۷/۰۶	۰/۰۴۹*	۰/۳۳۶
	سری میانی	۸۳/۲۱±۲۸/۰۸	۷۳/۶۲±۳۴/۶۰	۰/۳۲۸	۰/۱۹۵
	راست کننده ستون فقرات قسمت چپ	۹۲/۰۱±۳۰/۳۲	۸۸/۷۰±۳۷/۱۲	۰/۷۲۸	۰/۰۶۵
	راست کننده ستون فقرات قسمت راست	۹۸/۸۳±۴۶/۱۷	۷۸/۷۸±۳۳/۸۳	۰/۰۸۷	۰/۳۵۸
	عضلات چپ شکمی	۷۶/۷۹±۳۳/۱۰	۷۶/۶۱±۲۵/۴۱	۰/۹۸۴	۰/۰۰۳
	عضلات راست شکمی	۶۴/۷۹±۲۸/۱۷	۷۱/۶۱±۳۸/۴۸	۰/۵۱۸	۰/۱۲۹
هل دادن	عضله دوقلوی داخلی	۹۲/۳۶±۳۰/۷۷	۱۰۶/۱۲±۲۸/۵۳	۰/۱۲۵	۰/۳۰۵
	راست رانی	۷۳/۳۳±۳۵/۶۳	۸۲/۹۰±۳۳/۲۱	۰/۳۵۳	۰/۱۸۳
	عضله نیمه وتری	۷۰/۲۷±۳۲/۰۵	۶۷/۳۸±۳۲/۱۴	۰/۷۱۴	۰/۰۰۶
	سری میانی	۷۶/۹۳±۲۷/۸۸	۷۳/۱۰±۴۳/۴۰	۰/۶۷۷	۰/۰۸۴
	راست کننده ستون فقرات قسمت چپ	۸۱/۳۲±۱۹/۲۹	۱۰۴/۲۲±۳۵/۷۶	۰/۰۰۶*	۰/۵۰۴
	راست کننده ستون فقرات قسمت راست	۸۷/۰۸±۲۷/۳۰	۹۳/۴۷±۳۲/۸۳	۰/۵۶۳	۰/۱۰۰
	عضله چپ شکمی	۷۸/۸۸±۳۱/۰۹	۹۴/۴۵±۳۷/۸۵	۰/۱۵۱	۰/۲۸۹
	عضله راست شکمی	۶۵/۸۸±۲۶/۴۵	۹۷/۰۰±۴۲/۳۸	۰/۰۰۳*	۰/۵۵۹

آزمون تی مستقل، $P < ۰/۰۵$ اختلاف معنی دار

یافته‌های پژوهش حاضر تفاوت معناداری در فرکانس فعالیت عضله نیمه وتری در مرحله فاز میانۀ اتکا طی راه رفتن در هر دو گروه را نشان داد ($P=۰/۰۴۹$). همچنین مقایسه جفتی نتایج نشان‌دهنده افزایش معنادار فرکانس فعالیت این عضله در گروه افراد با کمردرد مزمن در مقایسه با گروه سالم بود.

مطابق جدول شماره ۲ نتایج تفاوت معناداری در فرکانس فعالیت الکتریکی عضله راست شکمی در مرحله فاز پاسخ بارگیری طی راه رفتن در هر دو گروه را نشان داد ($P=۰/۰۱۹$). مقایسه جفتی نتایج نشان‌دهنده کاهش معنادار فرکانس فعالیت این عضله در گروه افراد با کمردرد مزمن در مقایسه با گروه سالم در مرحله فاز پاسخ بازگیری طی راه رفتن بود.



تصویر ۱. محل نصب الکترودها

مجله دانشگاه علوم پزشکی گیلان

می‌تواند نشانه فراخوانی واحدهای حرکتی بیشتر طی راه رفتن باشد. به نظر می‌رسد بیماران مبتلا به عارضه کمردرد مزمن از یک مکانیسم دفاعی در خصوص کاهش فعالیت عضلات راست شکمی برخوردار هستند، با این حال ممکن است در مطالعات آینده تفاوت‌هایی در سایر محتوای فرکانس عضلانی مشاهده شود. بنابراین نیاز است محتوای فرکانسی و دامنه فعالیت الکتریکی عضلات با حجم نمونه آماری بیشتر و در گروه‌های سنی متفاوت و در نمونه‌های انسانی زن بررسی شود. همچنین در راستای یافته‌های نتایج پژوهش حاضر کارین و همکاران در پژوهشی به بررسی الگوی فعالیت الکتریکی عضلات در افراد با کمردرد مزمن در مقایسه با افراد سالم پرداختند. نتایج کاهش معنادار فعالیت الکتریکی عضله راست شکمی در مقایسه با گروه سالم را نشان داد [۲۴]. سجادیان و همکاران در مطالعه‌ای به بررسی اثر تمرینات الگوی حرکتی بر فرکانس عضلات منتخب تنه در افراد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی حین فرود تک پا پرداختند. یافته‌ها نشان داد طیف فرکانس عضلات رکتوس ابدومینس راست و ارکتور اسپاین کمری راست در گروه آزمایش در مقایسه با گروه کنترل پایین‌تر است. در نتیجه احتمالاً تمرینات الگوی حرکتی می‌تواند به بهبود طیف فرکانس عضلات منتخب تنه حین فرود تک پا منجر شود [۱۴]. از آنجایی که در طول حرکات دینامیکی فعال‌سازی عضلات همسترینگ برای ایجاد ثبات و پایداری در مفصل زانو مهم است [۲۵، ۲۶]، این عضلات به‌عنوان یک آگونیست مهم برای رباط صلیبی قدامی در نظر گرفته می‌شوند. علی‌الخصوص توانایی فعال‌سازی عضله نیمه وتری نقش کلیدی در محافظت از رباط صلیبی قدامی ایفا می‌کند [۲۷]. بنابراین کاهش فعالیت این عضله می‌تواند در بروز آسیب در مفصل زانو مشارکت داشته باشد [۲۸]. در همین راستا نتایج پژوهش حاضر نشان داد از لحاظ آماری تفاوت معناداری بین فرکانس عضله نیمه

نتایج پژوهش حاضر تفاوت معناداری در فرکانس فعالیت الکتریکی عضله راست‌کننده ستون فقرات قسمت چپ ($P=0/006$) و عضله راست شکمی ($P=0/003$) در ۲ گروه را نشان داد. به‌طوری‌که مقایسه جفتی نتایج نشان‌دهنده کاهش معنادار فرکانس فعالیت این عضلات در گروه افراد با کمردرد مزمن در مقایسه با گروه سالم در مرحله فاز هل دادن طی راه رفتن بود. مطابق نتایج پژوهش از لحاظ آماری تفاوت معناداری در سایر مقادیر فرکانس فعالیت عضلات در هر دو گروه مشاهده نشد ($P>0/005$).

بحث

هدف از پژوهش حاضر مقایسه مقادیر فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی و ثبات‌دهنده‌های مرکزی افراد دارای کمردرد مزمن و سالم طی راه رفتن بود. نقش مهم و ضروری عضلات احاطه‌کننده ستون فقرات حفظ پایداری اندام طی فعالیت‌های دینامیک است [۲۲]. بنابراین کنترل عضلانی مجموعه کمری لگنی طی اجرای حرکت انسان نقش مهمی در نگهداری و حفظ وضعیت بدن دارد و همچنین باعث پیشگیری از آسیب می‌شود [۲۳]. اهمیت داشتن عضلات تنه قوی و ارتباط آن با عملکرد ورزشی به‌خوبی شناخته شده است. در همین راستا نتایج پژوهش حاضر نشان داد که فرکانس فعالیت الکتریکی عضله راست شکمی در مرحله فاز پاسخ بارگیری طی راه رفتن در هر دو گروه از لحاظ آماری تفاوت معناداری دارد. به‌طوری‌که نتایج نشان‌دهنده کاهش معنادار فرکانس این عضله در گروه افراد با کمردرد مزمن نسبت به گروه سالم در مرحله فاز پاسخ بارگیری طی راه رفتن است. این مسئله به این صورت قابل‌توجه است که باتوجه به تفاوت‌های موجود در بیومکانیک راه رفتن بیماران مبتلا به کمردرد در مقایسه با افراد سالم، افزایش فعالیت عضلات تنه

حامی مالی

این تحقیق هیچ گونه کمک مالی از سازمان های تأمین مالی در بخش های عمومی، تجاری یا غیرانتفاعی دریافت نکرد.

مشارکت نویسندگان

نویسندگان در طراحی، اجرا و نگارش پژوهش مشارکت یکسان داشتند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان این مقاله تعارض منافع ندارد.

وتری در مرحله فاز میانه اتکا طی راه رفتن در هر دو گروه وجود دارد. به طوری که فرکانس این عضله در گروه افراد با کمردرد مزمن نسبت به گروه سالم افزایش معناداری را نشان داد. در راستای یافته های نتایج پژوهش حاضر گیماراس و همکاران در مطالعه ای به بررسی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی و ثبات دهنده های مرکزی طی حرکت اکستنشن مفصل ران در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن در مقایسه با افراد سالم پرداختند. نتایج از لحاظ آماری تفاوت معناداری برای تمامی عضلات مورد بررسی در این مطالعه را نشان نداد. به طوری که الگوی فعالیت الکتریکی مشابهی برای هر دو گروه مشاهده شد. همچنین نتایج به ترتیب شروع فعالیت الکتریکی عضله نیم وتری، و به دنبال آن عضلات ستون فقرات و سרینی بزرگ طی اجرای حرکت اکستنشن مفصل ران در هر دو گروه را نشان داد [۲۹]. از طرف دیگر عضلات همسترینگ، لگن را در حالت خم شدن به جلو تثبیت می کنند و روی لمبوساکرال اثر می گذارند. بنابراین سفتی عضلات همسترینگ باعث کاهش حرکت لگن و کاهش دامنه حرکتی می شود. همچنین همسترینگ کوتاه در بیماران کمردرد مزمن گزارش شده است [۳۰]. در همین راستا جان و همکاران [۳۱] به بررسی کشش و سفتی عضلات همسترینگ در بیماران مبتلا به کمردرد پرداختند. نتایج نشان داد کاهش دامنه حرکتی منجر به کاهش توسعه پذیری فعالیت عضلات همسترینگ در بیماران مبتلا به کمردرد می شود [۳۱].

نتیجه گیری

نتایج حاصل از پژوهش حاضر نشان دهنده تغییر معنادار فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات راست شکمی، نیمه وتری و راست کننده ستون فقرات در بیماران مبتلا به کمردرد در مقایسه با افراد سالم است و باتوجه به اهمیت کلینیکی می تواند مهم و ضروری باشد.

از محدودیت های پژوهش حاضر می توان به کم بودن تعداد نمونه آماری همچنین عدم بررسی مقادیر مکانیکی بر روی نمونه آماری زنان اشاره کرد. بنابراین پیشنهاد می شود پژوهشی بر روی هر دو جنس زن و مرد جهت بررسی سایر مقادیر مکانیکی، مانند فعالیت الکتریکی عضلات، کینتیک و همچنین کینماتیک حرکت انجام شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این مطالعه توسط کمیته اخلاق دانشگاه محقق اردبیلی با کد اخلاق (IR.UMA.REC.1402.064) تصویب شده است.

References

- [1] Coppeta L, Gentili S, Mugnaini S, Balbi O, Massimiani S, Armieri G, et al. Neuromuscular functional assessment in low back pain by surface electromyography (SEMG). *The Open Public Health Journal*. 2019; 12(1):61-7. [DOI:10.2174/1874944501912010061]
- [2] de Aquino Nava GT, Tozim BM, Morcelli MH, Navega MT. The trunk muscles behavior in women with low back pain in the test of flexion and extension of the trunk. *Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal*. 2017; 1-6. [DOI:10.17784/mtprehabjournal.2017.15.493]
- [3] Marras WS, Lavender SA, Leurgans SE, Fathallah FA, Ferguson SA, Allread WG, et al. Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. *Ergonomics*. 1995; 38(2):377-410. [DOI:10.1080/00140139508925111] [PMID]
- [4] Hartvigsen J, Hancock MJ, Kongsted A, Louw Q, Ferreira ML, Genevay S, et al. What low back pain is and why we need to pay attention. *Lancet*. 2018; 391(10137):2356-67. [DOI:10.1016/S0140-6736(18)30480-X] [PMID]
- [5] Jafarnezhadgero A, Alizade HS, Dehghani M. The frequency domain of ground reaction forces during running in patients with low back pain: Comparing with healthy control group. *Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences*. 2020; 42(2):143-51. [DOI:10.34172/mj.2020.030]
- [6] Farbod H, Abbasi A, Letafatkar A. [Comparison of electrical activity ratio in gluteus maximus and gluteus medius relative to tensor fascia lata in participants with non-specific chronic low back pain and healthy participants during selected rehabilitation exercises (Persian)]. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2018; 7(2):158-68. [DOI:10.22037/jrm.2018.110910.1616]
- [7] McGregor AH, Bull AM, Byng-Maddick R. A comparison of rowing technique at different stroke rates: A description of sequencing, force production and kinematics. *International Journal of Sports Medicine*. 2004; 25(6):465-70. [DOI:10.1055/s-2004-820936] [PMID]
- [8] Orizio C. Muscle fatigue monitored by the force, surface mechanomyogram and EMG. *Champaign: Human Kinetics*; 2000. [Link]
- [9] Candotti CT, Loss JF, Pressi AM, Castro FA, La Torre M, Melo Mde O, et al. Electromyography for assessment of pain in low back muscles. *Physical Therapy*. 2008; 88(9):1061-7. [DOI:10.2522/ptj.20070146] [PMID]
- [10] Heydari A, Nargol AV, Jones AP, Humphrey AR, Greenough CG. EMG analysis of lumbar paraspinal muscles as a predictor of the risk of low-back pain. *European Spine Journal*. 2010; 19(7):1145-52. [PMID]
- [11] Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018; 39:35-41. [DOI:10.1016/j.jelekin.2018.01.006] [PMID]
- [12] van der Hulst M, Vollenbroek-Hutten MM, Rietman JS, Schaake L, Groothuis-Oudshoorn KG, Hermens HJ. Back muscle activation patterns in chronic low back pain during walking: a "guarding" hypothesis. *The Clinical Journal of Pain*. 2010; 26(1):30-7. [DOI:10.1097/AJP.0b013e3181b40eca] [PMID]
- [13] Lim BW, Hinman RS, Wrigley TV, Sharma L, Bennell KL. Does knee malalignment mediate the effects of quadriceps strengthening on knee adduction moment, pain, and function in medial knee osteoarthritis? A randomized controlled trial. *Arthritis and Rheumatism*. 2008; 59(7):943-51. [DOI:10.1002/art.23823] [PMID]
- [14] Orouji A, Shojaodin SS, Letafatkar A, Jafarnezhadgero AA. [Effect of movement-pattern training on frequency of selected trunk muscles in individuals with non-specific chronic low back pain during single-leg landing: A clinical trial study (Persian)]. *Journal of Gorgan University of Medical Sciences*. 2022; 24(1):1-9. [Link]
- [15] Pahlevanian AA, Najarian R, Adabi S, Mirshoja MS. [The prevalence of fall and related factors in Iranian elderly: A systematic review (Persian)]. *Archives of Rehabilitation*. 2020; 21(3):286-303. [DOI:10.32598/RJ.21.3.2084.6]
- [16] Mousavi SJ, Parnianpour M, Mehdiian 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):E454-9. [DOI:10.1097/01.brs.0000222141.61424.f7] [PMID]
- [17] Portero P, Dogadov AA, Servi re C, Quaine F. Surface electromyography in physiotherapist educational program in France: Enhancing learning SEMG in stretching practice. *Frontiers in Neurology*. 2020; 11:584304. [DOI:10.3389/fneur.2020.584304] [PMID] [PMCID]
- [18] Sugawara K, Okada K, Saito I, Saito A, Wakasa M. Foot pressure pattern during walking in individuals with anterior cruciate ligament injury. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2016; 106(3):201-6. [DOI:10.7547/15-006] [PMID]
- [19] Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkouhian M, Granacher U. Ground reaction forces and muscle activity while walking on sand versus stable ground in individuals with pronated feet compared with healthy controls. *Plos One*. 2019; 14(9):e0223219. [DOI:10.1371/journal.pone.0223219] [PMID] [PMCID]
- [20] Jafarnezhadgero AA, Anvari M, Granacher U. Long-term effects of shoe mileage on ground reaction forces and lower limb muscle activities during walking in individuals with genu varus. *Clinical Biomechanics*. 2020; 73:55-62. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2020.01.006] [PMID]
- [21] Murley GS, Landorf KB, Menz HB. Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? *Clinical Biomechanics*. 2010; 25(7):728-36. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2010.05.001] [PMID]
- [22] Ewbank PT, Jensen RL. Change in trunk muscle activity during incline treadmill running. Paper presented at: 29 International Conference on Biomechanics in Sports (2011); 2011 October 21; Porto, Portugal. [Link]

- [23] Saunders SW, Schache A, Rath D, Hodges PW. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clinical Biomechanics*. 2005; 20(8):784-93. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2005.04.004] [PMID]
- [24] Newcomer KL, Jacobson TD, Gabriel DA, Larson DR, Brey RH, An KN. Muscle activation patterns in subjects with and without low back pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2002; 83(6):816-21. [DOI:10.1053/apmr.2002.32826] [PMID]
- [25] Draganich LF, Vahey JW. An in vitro study of anterior cruciate ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces. *Journal of Orthopaedic Research*. 1990; 8(1):57-63. [DOI:10.1002/jor.1100080107] [PMID]
- [26] More RC, Karras BT, Neiman R, Fritschy D, Woo SL, Daniel DM. Hamstrings-An anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study. *The American Journal of Sports Medicine*. 1993; 21(2):231-7. [DOI:10.1177/036354659302100212] [PMID]
- [27] Zebis MK, Andersen LL, Bencke J, Kjaer M, Aagaard P. Identification of athletes at future risk of anterior cruciate ligament ruptures by neuromuscular screening. *The American Journal of Sports Medicine*. 2009; 37(10):1967-73. [DOI:10.1177/0363546509335000] [PMID]
- [28] Hegyi A, Péter A, Finni T, Cronin NJ. Region-dependent hamstrings activity in Nordic hamstring exercise and stiff-leg deadlift defined with high-density electromyography. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2018; 28(3):992-1000. [DOI:10.1111/sms.13016] [PMID]
- [29] Guimarães CQ, Sakamoto AC, Laurentino GE, Teixeira-Salmela LF. Electromyographic activity during active prone hip extension did not discriminate individuals with and without low back pain. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2010; 14(4):351-7. [DOI:10.1590/S1413-35552010005000017] [PMID]
- [30] Zawadka M, Skublewska-Paszkowska M, Gawda P, Lukasik E, Smolka J, Jablonski M. What factors can affect lumbopelvic flexion-extension motion in the sagittal plane? A literature review. *Human Movement Science*. 2018; 58:205-18. [DOI:10.1016/j.humov.2018.02.008] [PMID]
- [31] Halbertsma JP, Göeken LN, Hof AL, Groothoff JW, Eisma WH. Extensibility and stiffness of the hamstrings in patients with nonspecific low back pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2001; 82(2):232-8. [DOI:10.1053/apmr.2001.19786] [PMID]

This Page Intentionally Left Blank