Archives of
Rehabilitation

April 2023. Vol 24. Num 1

Research Paper

Comparing the Effects of Lumbar-pelvic and Pelvic Belts on the Activity of Pelvic Muscles in Pregnant Women With Back and Pelvic Pain

Zhaleh Heydari[1], Gholamreza Aminian[1], Akbar Biglarian[2], Maryam Shokrpour[3], *Mohammad Ali Mardani[1]

1. Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.
2. Department of Biostatistics and Epidemiology, Social Determinants of Health Research Center, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.
3. Female Pelvic Floor Medicine and Surgery, Department of Obstetrics and Gynecology, School of Medicine Taleghani Hospital, Arak University of Medical Sciences, Arak, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Heydari Z, Aminian G, Biglarian A, Shokrpour M, Mardani MA. [Comparing the Effects of Lumbar-pelvic and Pelvic Belts on the Activity of Pelvic Muscles in Pregnant Women With Back and Pelvic Pain (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2023; 24(1):132-149. https://doi.org/10.32598/RJ.24.1.3542.1

https://doi.org/10.32598/RJ.24.1.3542.1

CC BY NC

ABSTRACT

Objective The physical and hormonal changes occur in pregnant women, which may cause skeletal and muscular discomforts and back and pelvic pain. If the pelvic muscles mechanism is damaged, pelvic joints may have less stability, and the joint is more exposed to shearing force. As a result of this condition, the activity pattern of these muscles of the lumbar region may change, increased muscle activity compensates for the anterior forces, and bending moments may occur, especially when the abdomen volume is increased. In previous studies, the activity of pelvic muscles in the test of active straight leg raise (ASLR) was evaluated in pregnant women without using a pelvic belt. These belts are strapped at the level of the pelvic ring and do not fully support the lumbar region. The lumbar-pelvic belt can extend below the lower angle of the scapula, completely covering the lumbar region and supporting the waist and pelvis simultaneously. As a result, the whole body acts as a unit compared to a pelvic belt. The present study aims to compare the effect of the lumbar-pelvic belt with the pelvic belt in the activity of the pelvic muscles during the ASLR test of the lower limb in pregnant women with back and pelvic pain.

Materials & Methods This was a clinical trial study on 48 pregnant women with pregnancy-related back and pelvic pain referred to the Kawsar Specialized and Subspecialty Clinic in Arak City, Iran. The sampling method was convenience sampling based on inclusion and exclusion. All participants completed the written consent form, and then they were randomly divided into three groups: lumbar-pelvic belt (14 women), pelvic belt (14 women), and control (20 women). First, a demographic questionnaire was completed by the participants. Then the pelvic muscles' muscle activity was evaluated using surface electromyography during the ASLR test at the beginning of the study and then three weeks later. Covariance analysis was used in SPSS version 26 software for data analysis, and the significance level was considered 0.05.

Results After three weeks of using the devices, the activity of the right rectus femoris, left rectus femoris, right biceps femoris, and left biceps femoris muscles decreased in both groups who used the belts and increased in the control group during the ASLR test. The activity of the right biceps femoris and left biceps femoris muscles in the lumbar-pelvic belt group was significantly reduced compared to the pelvic belt group ($P<0.001$). Although the activity level of the right rectus femoris and left rectus femoris muscles in the lumbar-pelvic belt group decreased more than the pelvic belt group, this decrease was not statistically significant.

Conclusion The activity of the rectus femoris and biceps femoris muscles during the ASLR test decreased in both groups using the pelvic belts and increased in the control group after three weeks. This finding shows the effect of both pelvic belts on improving pelvic muscle activity. However, the lumbar-pelvic belt had a greater impact on improving the activity of the biceps femoris muscles than the pelvic belt during the ASLR test.

Keywords Pregnancy, Pelvic pain, Active straight leg raise, Muscle activity, Belt

Received: 15 Nov 2022
Accepted: 07 Dec 2022
Available Online: 01 Apr 2023

Corresponding Author:
Mohammad Ali Mardani, Phd.
Address: Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.
Tel: +98 (918) 3634212
E-Mail: drshokrpour@gmail.com

English Version

Introduction

During pregnancy, the physical and hormonal changes that occur in the body cause skeletal and muscular discomforts and back and pelvic pain [1-4]. During pregnancy, weight gain, belly pushing forward, displacement of the center of mass, increase in forces on the spine and ligament laxity, and as a result, changes in lumbar-pelvic posture and the movement pattern of the lumbar region can lead to skeletal-muscular disorders and increase muscle activity [8].

Sacroiliac joint dysfunction plays a crucial role in pregnancy-related back and pelvic pain [9]. Abdominal and pelvic muscles jointly create sacroiliac joint force barrier and hip flexion [10]. In case of damage to the mechanism of these muscles, the joint has less stability and is more exposed to shearing forces [11]. This condition leads to a change in the activity pattern of the lumbar and pelvic muscles and an increase in muscle activity to compensate for the anterior forces and bending torques caused by increasing the volume of the abdomen and creating a postural adaptation [1, 8, 12].

The active straight leg raise (ASLR) test is a valid and reliable test used to diagnose back and pelvic pain in pregnant women and can show the transfer of disturbed load through the sacroiliac joint in pregnant women with back and pelvic pain [13].

Pelvic belts in pregnancy improve muscle function [14], stabilize the pelvic joint, and reduce pain [15, 16], and by preventing muscle damage and reducing muscle activity and fatigue, they can reduce possible pains [17].

In previous studies, the activity of pelvic muscles in the ASLR test was evaluated in pregnant women without using a pelvic belt [18, 19]. The belts examined in the previous studies included a part around the pelvic ring, which can be slightly wider in the waist area for more support or be limited to the same pelvic ring. They were mostly designed at the level of the pubic symphysis or the upper anterior cruciate ligament (ACL). These orthoses do not fully support the lumbar region. A lumbar-pelvic belt can extend to below the lower angle of the scapula and fully supports the lumbar area and the waist and pelvis simultaneously by transferring movement from the back to the pelvis, compared to a pelvic belt. It can have a better force distribution in the back and pelvis area, and its positive effect has been shown in the improvement of pain and function of the back and pelvis and the quality of life of pregnant women with back and pelvis pain [20, 21]. So far, the lumbar-pelvic belt's effect on the pelvic muscles' activity during the ASLR test in pregnant women with back and pelvic pain has not been evaluated. Therefore, the present study aims to compare the effect of the lumbar-pelvic belt with the pelvic belt in the activity of pelvic muscles during the ASLR test in pregnant women with back and pelvic pain.

Materials and Methods

The present research is a clinical trial study (Registration code: IRCT20200925048833N1). The research population included pregnant women with pelvic and back pain related to pregnancy. The sampling method was convenience sampling among pregnant women with pelvic and back pain who had visited the Specialist and Subspecialty Clinic of Kowsar in Arak City, Iran. According to the Gemma study, considering the confidence interval of 95% and the test power of 80%, the variance of 15.16 units and the accuracy of 3.5 units [1], a sample size of 14, 14, 20, respectively, for the control groups, pelvic belt, and lumbar-pelvic belt were obtained. So, 48 pregnant women with back and pelvic pain were included in the study according to the inclusion and exclusion study. Then, they were randomly divided into three groups: pelvic belt, lumbar-pelvic belt, and control.

All participants signed the written consent form and then entered the study. First, all subjects completed the demographic questionnaire. Before the study and three weeks after the intervention, the muscle activity of the pelvic muscles was evaluated with the ASLR test. In the present study, two types of belts were evaluated.

A pelvic belt is a prefabricated belt. It is flexible, soft, and comfortable. It is made of three-dimensional fabric with hypoallergenic fibers and is placed around the pelvis under the upper ACL and lower abdomen.

The second one is the lumbar-pelvic belt, which has four abdominal, lumbar, pelvic, and shoulder straps. In this belt, the pelvic part is connected to the flexible lumbar-sacral orthosis (lumbar region). In addition to being soft and comfortable, it covers a wider area of the woman's body.

To evaluate the muscle activity of the pelvic muscles during the ASLR test, a muscle electrical activity recording device equipped with 16 channels of the Mayon wireless model (made in Germany) was used.

To collect electromyography (EMG) data, the exact location of the electrodes on the muscles was identified and

Table 1. Mean±SD of background variables of pregnant women by the belt used

Variables / Belt Type	Control	Lumbar-pelvic Belt Group	Pelvic Belt Group
Age (y)	29.60±2.41	29.64±2.56	28.86±2.71
Body mass index (kg/m^2)	27.83±1.02	27.48±1.10	27.07±2.71
Week of pregnancy at the time of visit (wk)	28.55±1.70	28.14±1.70	28.00±1.66
Weight at the time of visit (kg)	73.22±4.03	72.03±3.87	72.18±3.73
Average pain intensity at the time of the visit	74.70±11.09	78.14±10.67	72.93±10.50

Archives of
Rehabilitation

prepared based on the recommendations of the European Society of Electromyography [27]. The electrodes were placed on the rectus femoris and biceps femoris muscles. In the present study, the average muscle activity was determined based on the average amplitude of the signals. Due to the special conditions of pregnancy and the concerns about using the maximum voluntary isometric contraction test to normalize the data obtained from EMG, the signals of each muscle were normalized to the full activity value of that muscle during the same test [28-30]. After refining the data, SPSS software, version 26 was used to analyze the data. A statistically significant level of <0.05 was considered for all tests.

Results

In the present study, 48 pregnant women with back and pelvic pain participated and were randomly divided into three groups: pelvic belt (14 people), lumbar-pelvic belt (14 people), and control group (20 people). Table 1 presents the mean and standard deviation of background variables of pregnant women participating in the study.

To check the normality of the muscle activity variable data, we used the Kolmogorov-Smirnov test, and the normality of the data was confirmed. The muscle activities of the right and rectus femoris and right and left biceps femoris muscles were assessed with the ASLR test before the study and three weeks after the intervention, and their mean and standard deviation were obtained (Table 2). The results showed that three weeks after the administration of the belts, the muscle activity of all muscles during the ASLR in the two groups using the belt had a decreasing trend. In the control group, an increase in muscle activity was observed.

Muscle activity in the three studied groups in the ASLR test was analyzed using covariance analysis (Table 3). The

Table 2. Muscle activity in the three studied groups in the ASLR test (Mean±SD)

Variables			Mean±SD		
			Control Group	Lumbar-pelvic Belt Group	Pelvic Belt Group
Right leg	Right rectus femoris	Pre-intervention	34.41±5.15	35.61±4.71	35.63±4.95
		Post-intervention	36.18±5.24	33.71±4.70	34.56±5.44
	Right biceps femoris	Pre-intervention	28.63±4.45	28.07±5.73	27.23±4.11
		Post-intervention	29.54±7.68	26.25±5.98	26.17±4.38
Left leg	Left rectus femoris	Pre-intervention	36.47±5.21	36.19±6.13	36.23±6.43
		Post-intervention	37.68±5.05	34.54±5.86	34.93±6.53
	Right biceps femoris	Pre-intervention	30.46±5.65	29.24±6.18	30.69±5.87
		Post-intervention	32.09±5.38	26.98±6.21	29.11±6.10

Archives of
Rehabilitation

Table 3. The results of covariance analysis of muscle activity in the three studied groups in the ASLR test

Variables			df	Mean Squares	F	P
Right leg	Right rectus femoris after the intervention	Right rectus femoris before the intervention	1	1147.31	1059.93	<0.001
		Group	2	63.76	58.91	<0.001
		Error	44	1.08		
	Right biceps femoris after the intervention	Right biceps femoris before the intervention	1	1029.28	4055.97	<0.001
		Group	2	67.04	165.85	<0.001
		Error	44	1.38		
Left leg	Left rectus femoris after the intervention	Left rectus femoris before the intervention	1	1466.53	2933.07	<0.001
		Group	2	42.72	85.44	<0.001
		Error	44	0.50		
	Left biceps femoris after the intervention	Left biceps femoris before the intervention	1	1525.36	5049.99	<0.001
		Group	2	75.20	248.98	<0.001
		Error	44	0.30		

Archives of
Rehabilitation

results showed significant differences between the groups in the right rectus femoris, left rectus femoris, right biceps femoris, and left biceps femoris muscles (P<0.001).

Three weeks after the intervention, the activity of all muscles decreased in both groups using the belt. Although the activity level of the right rectus femoris and left rectus femoris muscles in the lumbar-pelvic belt group decreased more than the pelvic belt group, this decrease was not statistically significant. Still, the activity level of the right biceps femoris and left biceps femoris muscles in the lumbar-pelvic belt group had a statistically significant decrease compared to the pelvic belt group (P<0.001). Comparing the two groups with the control group, a significant difference was observed in all four muscles (P<0.001), and in the control group, the amount of muscle activity increased (Table 4).

Discussion

The present study was conducted to compare the effect of the lumbar-pelvic belt with the pelvic belt on the activity of the pelvic muscles during the ASLR test in pregnant women with back and pelvic pain. The activities of the right rectus femoris, right biceps femoris, left rectus femoris muscles, and left biceps femoris were examined with the ASLR test in three groups of the lumbar-pelvic belt, pelvic belt, and control at the beginning of the study and three weeks after administering the belts. In the control group, the activity level of all muscles increased. The increase in muscle activity in the control group can lead to a rise in anterior forces and bending moments due to the enlargement of the abdomen and the increase in mass in the anterior part of the body of pregnant women. As a result, all posterior lumbar and pelvic muscles act as active stabilizers. To compensate for the increase in anterior forces and bending moment, they increase their activity [8], which could be the reason for the increased activity of the biceps femoris muscle in the control group. With the progress of pregnancy, by the increase in the laxity of the ligaments in the pelvic ring, and the shearing forces caused by the tilt of the pelvis, the force fence of the sacroiliac joint is damaged, and the pelvic pain increases. As a result, the pelvic muscles (especially the anterior pelvic muscles) must be active to provide pelvic stability [9, 10]. Thus, the increased activity of the rectus femoris, an anterior hip muscle, in the current study can be due to this. Also, the lack of use of pregnancy belts in the control group and, as a result, the lack of proper support and coverage in the back and pelvis, which helps distribute weight and reduce pressure on the spine and reduce ligament laxity, led to an increase in muscle activity in this group. This increased muscle activity can be associated with increased pain and disability in the lumbar and pelvic areas. Gutke and Naval also concluded in their studies that muscle dysfunction and increased activity of lumbar

Table 4. Comparing the results of muscle activity between the three studied groups in the ASLR test

Variables		Lumbar-pelvic Belt and Control Group		Pelvic Belt and Control Group		Pelvic Belt and Lumbar-pelvic Belt	
		Mean±SD	P	Mean±SD	P	Mean±SD	P
Right leg	Right rectus femoris after intervention	0.36±-3.67	<0.001	-2.86±0.36	<0.001	0.82±0.39	0.12
	Right biceps femoris after intervention	0.23±-3.81	<0.001	-3.32± 0.22	<0.001	0.74±0.43	0.004
Left leg	Right rectus femoris after intervention	0.24±-2.86	<0.001	-2.25± 0.24	<0.001	0.34±0.26	0.60
	Right biceps femoris after intervention	0.19±-3.90	<0.001	-3.20± 0.19	<0.001	0.69±0.20	0.005

Archives of
Rehabilitation

and pelvic muscles are associated with lumbar and pelvic pain and should be considered when formulating treatment strategies and preventive measures [12, 31]. Grote's study showed that pregnant women with lumbar and pelvic pain had higher muscle activity during ASLR, which indicates disturbed load transfer through the sacroiliac joint in this population [9].

In the present study, the comparison between the three groups showed that the activity of all four muscles decreased in both groups that used pelvic and lumbar-pelvic belts for three weeks, which indicates the improvement of the muscle activity of the two groups mentioned in this test. This improvement in muscle activity can be due to belts' support of the pelvic area. This support leads to the reduction of ligament laxity in the pelvic ring. It prevents the increase of pelvic tilt, and as an external support, it helps the pelvic muscles create and maintain stability in the sacroiliac joint and the appropriate distribution of the forces entering the pelvis, reducing the pain the excessive activity of the pelvic muscles. It is consistent with the studies of Grot, Hu, and Sohiro that showed the positive effect of using pelvic belts during active leg raising in improving performance and reducing pelvic muscle activity [9, 10, 19].

In this study, in the lumbar-pelvic belt group, compared to the pelvic belt group, the activity of all four muscles decreased; however, the decrease in the right rectus femoris and left rectus femoris muscle activities were not statistically significant. Still, the activity level of the right biceps femoris and left biceps femoris in the pelvic-lumbar belt group showed a statistically significant decrease compared to the pelvic belt group. This performance improvement in the lumbar-pelvic belt can be due to the simultaneous support and the same fabric of the lumbar and pelvic area. It provides better support than the pelvic belt in the pelvic area, improves load transfer, and better distributes forces in the spine and pelvic area. It has provided better resistance against bending moments and improved biceps femoris muscle activity.

In the present study, three weeks after the intervention, the activity of the rectus femoris and biceps femoris muscles during ASLR in both groups using the pelvic and lumbar-pelvic belts decreased and increased in the control group. As a result, both pelvic and lumbar-pelvic belts were effective in improving pelvic muscle activity. However, the lumbar-pelvic belt improved the activity of the biceps femoris muscles more than the pelvic belt during the ASLR test.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

The current study was approved by the Ethics Committee of the University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences (Code: IR.USWR.REC.1399.161).

Funding

The paper was extracted from PhD thesis of Zhaleh Heydari at Department of Orthotics and Prosthetics,

University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences.

Authors' contributions

Conceptualization and supervision: Mohammad Ali Mardani; Methodology: Mohammad Ali Mardani and Akbar Biglarian; Data collection: Zhaleh Heydari, and Gholamreza Aminian; Data analysis: Akbar Biglarian and Zhaleh Heydari; Writing original draft, review & editing: All authors; Funding acquisition and resources: Zhaleh Heydari, Gholamreza Aminian and Maryam Shokrpour.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

We hereby express our gratitude to Arak University of Medical Sciences, who helped the study in the stage of taking samples.

This Page Intentionally Left Blank

مقاله پژوهشی

مقایسه تأثیر کمربند کمری لگنی با کمربند لگنی در فعالیت عضلات لگن در زنان باردار با درد کمر و لگن

ژاله حیدری[۱]، غلامرضا امینیان[۱]، اکبر بیگلریان[۲]، مریم شکرپور[۳]، *محمدعلی مردانی[۱]

۱. گروه ارتز و پروتز، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، تهران، ایران.
۲. گروه آمار زیستی و اپیدمیولوژی، مرکز تحقیقات عوامل اجتماعی سلامت، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، تهران، ایران.
۳. گروه زنان و زایمان، دانشکده پزشکی، بیمارستان آیت الله طالقانی، دانشگاه علوم پزشکی اراک، اراک، ایران.

Use your device to scan and read the article online

Citation Heydari Z, Aminian G, Biglarian A, Shokrpour M, Mardani MA. [Comparing the Effects of Lumbar-pelvic and Pelvic Belts on the Activity of Pelvic Muscles in Pregnant Women With Back and Pelvic Pain (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2023; 24(1):132-149. https://doi.org/10.32598/RJ.24.1.3542.1

https://doi.org/10.32598/RJ.24.1.3542.1

CC BY NC

چکیده

اهداف در طول بارداری تغییرات فیزیکی و هورمونی که در بدن زنان باردار اتفاق می‌افتد به ناراحتی‌های اسکلتی، عضلانی و درد کمر و لگن در طول دوره بارداری منجر می‌شود. در صورت ایجاد آسیب در مکانیسم عضلات لگنی مفصل ثبات کمتری داشته و بیشتر در معرض نیروهای برشی قرار می‌گیرد و به تغییر در الگوی فعالیت عضلات ناحیه کمری و لگن و افزایش فعالیت عضلانی به‌منظور جبران نیروهای قدامی و گشتاورهای خمشی ناشی از افزایش حجم شکم و ایجاد تطابق پاسچرال منجر می‌شود. در مطالعات گذشته، فعالیت عضلات لگنی در آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی در زنان باردار بدون استفاده و با استفاده از کمربند لگنی ارزیابی شدند. این نوع کمربندها در سطح حلقه لگنی بسته می‌شدند و ناحیه کمری را به‌طور کامل حمایت نمی‌کردند. کمربند کمری‌لگنی می‌تواند تا زیر زاویه تحتانی استخوان کتف گسترش یابد، ناحیه کمری را به‌طور کامل دربر گیرد و کمر و لگن را به‌طور هم‌زمان حمایت کند. درنتیجه در مقایسه با یک کمربند لگنی، کل تنه به‌عنوان یک واحد عمل می‌کند. بنابراین باتوجه‌به اینکه تا به حال تأثیر کمربند کمری‌لگنی بر فعالیت عضلات لگن حین آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی در زنان باردار با درد کمر و لگن در مطالعات ارزیابی نشده است، مطالعه حاضر با هدف مقایسه تأثیر کمربند کمری‌لگنی با کمربند لگنی در فعالیت عضلات لگن در حین انجام آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی در زنان باردار با درد کمر و لگن انجام شد.

روش بررسی این مطالعه، یک مطالعه کارآزمایی بالینی بود که در آن ۴۸ زن باردار با درد کمر و لگن مرتبط با بارداری مراجعه‌کننده به درمانگاه تخصصی و فوق‌تخصصی کوثر شهر اراک باتوجه‌به معیارهای ورود و خروج مطالعه بررسی شدند. روش نمونه‌گیری به‌صورت نمونه‌گیری دردسترس بود. تمامی شرکت‌کنندگان فرم رضایت‌نامه کتبی را تکمیل کردند سپس به‌صورت تصادفی ساده به ۳ گروه کمربند کمری‌لگنی (۱۴ نفر)، کمربند لگنی (۱۴ نفر) و کنترل (۲۰ نفر) تقسیم شدند. ابتدا پرسش‌نامه جمعیت‌شناختی برای افراد شرکت‌کننده تکمیل شد و فعالیت عضلانی عضلات لگنی با استفاده از الکترومایوگرافی سطحی در حین آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی، در ابتدای مطالعه و ۳ هفته پس از تجویز کمربندها ارزیابی شد. برای تحلیل داده‌ها از تحلیل کوواریانس در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ استفاده شد و سطح معنی‌داری برابر ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها ۳ هفته پس از مداخله، در حین انجام بالا آوردن فعال اندام تحتانی، فعالیت عضلات رکتوس فموریس راست، رکتوس فموریس چپ، بایسپس فموریس راست و بایسپس فموریس چپ در هر دو گروه استفاده‌کننده از کمربند کاهش یافت و در گروه کنترل افزایش یافت. فعالیت عضلات بایسپس فموریس راست و بایسپس فموریس چپ در گروه کمربند کمری‌لگنی نسبت به گروه کمربند لگنی کاهش معنادار یافت ($P<0/001$). با اینکه میزان فعالیت عضلات رکتوس فموریس راست و رکتوس فموریس چپ در گروه کمربند کمری‌لگنی نسبت به گروه کمربند لگنی کاهش بیشتری داشت، اما این کاهش ازنظر آماری معنادار نشد.

تاریخ دریافت: ۲۴ آبان ۱۴۰۱
تاریخ پذیرش: ۱۶ آذر ۱۴۰۱
تاریخ انتشار: ۱۱ دی ۱۴۰۱

* **نویسنده مسئول:**
محمدعلی مردانی
نشانی: تهران، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، دپارتمان ارتز و پروتز، دانشکده توانبخشی
تلفن: ۱۰۱۳۱۵۶ (۹۳۸) ۹۸+
رایانامه: natelnoory@yahoo.com

نتیجه‌گیری ۳ هفته پس از مداخله، فعالیت عضلات رکتوس فموریس و بایسپس فموریس در حین انجام آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی در هر دو گروه استفاده‌کننده از کمربند لگنی و کمری‌لگنی کاهش یافت و در گروه کنترل افزایش یافت که نشان‌دهنده تأثیر هر دو کمربند لگنی و کمری‌لگنی در بهبود فعالیت عضلات لگنی بود. بااین‌حال، به نظر می‌رسد کمربند کمری‌لگنی تأثیر بیشتری در بهبود فعالیت عضلات بایسپس فموریس در مقایسه با کمربند لگنی در حین آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی داشته است.

کلیدواژه‌ها بارداری، درد لگن، بالا آوردن فعال اندام تحتانی، فعالیت عضلانی، کمربند

مقدمه

در طول بارداری تغییرات فیزیکی و هورمونی که در بدن زنان باردار اتفاق می‌افتد به ناراحتی‌های اسکلتی، عضلانی و درد کمر و لگن منجر می‌شود [۱-۴]. درد کمر، دردی است که بین دنده دوازدهم و چین گلوتئال احساس می‌شود، درحالی‌که درد حلقه لگنی بین ایلیاک کرست خلفی و چین گلوتئال با یا بدون انتشار به ناحیه ران، کشاله ران، گلوتئال و ناحیه کوکسیژیال است [۵-۷].

در بارداری، افزایش سن بارداری، افزایش وزن، جلو آمدن شکم، جابه‌جایی مرکز جرم، افزایش نیروهای وارده به ستون فقرات و افزایش شلی لیگامانی و به تبع آن تغییرات پاسچر کمری‌لگنی و تغییر در الگوی حرکتی ناحیه کمری می‌تواند به ناراحتی‌های اسکلتی‌ضلانی و افزایش فعالیت عضلانی منجر شود [۸].

اختلال عملکرد مفصل ساکروایلیاک نقش مهمی در کمر درد و درد لگن مرتبط با بارداری دارد. عملکرد اصلی این مفاصل انتقال بارها از قسمت بالای بدن به پاها و بالعکس است. اختلال عملکرد مفصل ساکروایلیاک به بی‌ثباتی، افزایش یا کاهش شلی لیگامانی، افزایش یا کاهش تحرک و یا تغییر سختی[1] مفاصل نسبت داده می‌شود [۹]. پایداری مکانیکی مفصل ساکروایلیاک به ویژگی‌های آناتومیکی خاص این مفصل و تنشن لیگامانی و عضلانی که از مفصل لگن عبور می‌کنند، بستگی دارد. عضلات با جهت‌گیری عرضی می‌توانند نیروهایی تولید کنند که از این مفصل در جهت مناسب عبور کرده و با نیروی تولیدشده، ثبات ایجاد کنند [۹].

عضلات شکم و لگن به‌صورت مشترک در ایجاد حصار نیرویی مفصل ساکروایلیاک و فلکشن لگن فعال‌اند [۱۰]. در صورت ایجاد آسیب در مکانیسم این عضلات مفصل ثبات کمتری داشته و بیشتر در معرض نیروهای برشی قرار می‌گیرد [۱۱] و به تغییر در الگوی فعالیت عضلات ناحیه کمری و لگن و افزایش فعالیت عضلانی به‌منظور جبران نیروهای قدامی و گشتاورهای خمشی ناشی از افزایش حجم شکم و ایجاد تطابق پاسچرال منجر می‌شود [۱، ۸، ۱۲].

آزمون بالا اوردن فعال اندام تحتانی یک آزمون دارای روایی و پایایی است که برای تشخیص درد کمر و لگن در زنان باردار استفاده می‌شود و می‌تواند انتقال بار آشفته را ازطریق مفصل ساکروایلیاک در زنان باردار با درد کمر و لگن نشان دهد [۱۳]. در مطالعه گروت نشان داده شد زنان باردار مبتلا به درد کمری و لگنی فعالیت عضلانی بالاتری را در طول بالا بردن فعال پا نسبت به زنان باردار سالم داشتند [۹].

کمربندهای لگنی در بارداری باعث بهبود عملکرد عضلات [۱۴]، ایجاد ثبات در مفصل لگن و کاهش درد می‌شوند [۱۵، ۱۶] و با جلوگیری از آسیب عضلات و کاهش فعالیت عضلانی و خستگی می‌توانند دردهای محتمل را کاهش دهند [۱۷]. هو و همکاران گزارش دادند که استفاده از کمربندهای لگنی در طی بالا بردن فعال پا به بهبود عملکرد و کاهش فعالیت عضلات منجر می‌شود [۱۸] همچنین سهیرو و همکاران در سال ۲۰۱۹ در مطالعه خود به این نتیجه رسیدند که استفاده از کمربند لگنی می‌تواند درک سختی را در طی بالا آوردن فعال اندام تحتانی کاهش دهد و اختلال در انتقال بار بین تنه و لگن را بهبود بخشد [۱۹].

در مطالعات گذشته، فعالیت عضلات لگنی در آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی[2] در زنان باردار بدون استفاده و با استفاده از کمربند لگنی ارزیابی شدند [۲۰، ۲۱]. به علت اهمیت نقش عضله بایسپس فموریس به‌عنوان یک ثبات‌دهنده فعال در ایجاد ثبات خلفی لگن در برابر گشتاورهای قدامی ناشی از افزایش جرم و بزرگ شدن شکم زنان باردار [۸] و اهمیت نقش عضله رکتوس فموریس در ایجاد ثبات در قسمت قدامی لگن در افزایش شلی لیگامانی و آسیب حصار نیرویی مفصل ساکروایلیاک [۹، ۱۰]، در مطالعه حاضر این دو عضله ارزیابی شدند. کمربندهای موردبررسی در مطالعات گذشته شامل یک بخش دور حلقه لگنی بوده است که برای حمایت بیشتر می‌تواند کمی در ناحیه کمر گسترده‌تر شود، یا اینکه محدود به همان حلقه لگنی شود و اکثراً در سطح سمفیز پوبیس و یا خار خاصره قدامی فوقانی طراحی شده بودند. روشن است که این نوع ارتزها ناحیه کمری را به‌طور کامل حمایت نمی‌کردند. کمربند کمری‌لگنی می‌تواند تا زیر زاویه تحتانی استخوان کتف گسترش یابد و ناحیه کمری را به‌طور کامل حمایت می‌کند و حمایت هم‌زمان کمر و لگن را انجام می‌دهد. درنتیجه با انتقال حرکت از کمر به لگن، در مقایسه با یک کمربند لگنی، می‌تواند توزیع نیروی بهتری در ناحیه کمر و لگن داشته باشد و تأثیر مثبت آن بر بهبود درد و عملکرد کمر و

1. Stiffness

2. Active straight leg raise test (ASLR)

لگن و کیفیت زندگی زنان باردار مبتلا به درد کمر و لگن نشان داده شده است [۲۰، ۲۱] بااین‌حال، تأثیر کمربند کمری‌لگنی بر فعالیت عضلات لگن حین آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی در زنان باردار با درد کمر و لگن در مطالعات ارزیابی نشده است، بنابراین مطالعه حاضر با هدف مقایسه تأثیر کمربند کمری‌لگنی با کمربند لگنی در فعالیت عضلات لگن در حین انجام آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی در زنان باردار با درد کمر و لگن به انجام رسید.

روش‌ها

مطالعه حاضر یک مطالعه کارآزمایی بالینی است. (کد ثبت در سامانه: IRCT20200925048833N1). جامعه پژوهش خانم‌های باردار دارای درد لگن و کمر مرتبط با بارداری بودند و روش نمونه‌گیری به‌صورت نمونه‌گیری دردسترس از میان زنان باردار دارای درد لگن و کمر بود که به درمانگاه تخصصی و فوق‌تخصصی کوثر شهر اراک مراجعه کرده بودند. براساس مطالعه گما با درنظرگیری ضریب اطمینان ۹۵ درصد و توان آزمون ۸۰ درصد و همچنین درنظرگیری واریانس برابر با ۱۵/۱۶ واحد و دقتی برابر با ۳/۵ واحد [۱]، حجم نمونه‌ای به ترتیب برابر با ۲۰، ۱۴ و ۱۴ زن باردار برای گروه‌های کنترل، کمربند لگنی و کمربند کمری‌لگنی به دست آمد و درمجموع ۴۸ زن باردار مبتلا به درد کمر و لگن مطابق با معیارهای ورود و خروج مطالعه وارد مطالعه شدند. سپس این افراد به‌صورت تصادفی ساده به ۳ گروه کمربند لگنی، کمربند کمری‌لگنی و کنترل تقسیم شدند.

معیارهای ورود: زنان باردار از هفته ۲۰ بارداری [۲۲، ۲۳]، زنان باردار با شدت درد متوسط تا شدید (مقیاس بصری شدت درد ۴۰ به بالا) [۲۴] ، سن زیر ۴۰ سال [۲۳]، بارداری تک‌قلو [۲۳]، تشخیص کلینیکی درد دو طرفه کمر و یا درد لگن براساس گفته خود افراد و تشخیص بالینی پزشک مربوطه. معیارهای خروج: زنان باردار با سابقه جراحی در ستون فقرات، لگن و یا اندام تحتانی [۲۲، ۲۳]، زنان باردار با سابقه کمردرد و درد لگن قبل از بارداری [۱۶]، بیماری‌های سیستمی مانند بیماری‌های ریوی، بیماری‌های قلبی و دیابت [۲۳]، هرگونه نشانه‌ای از بارداری پرخطر [۲۳]، بارداری دوقلو [۱۶]، افسردگی [۲۳]، بیماری‌های نورولوژیکی [۲۳]، استفاده رایج از داروهای ضدالتهاب غیراستروئیدی[3] یا استفاده از هر دارویی حاوی کورتیکواستروئید در ۳۰ روز گذشته [۲۳]، عدم توانایی در شرکت در جلسات مطالعه [۲۳]، عدم رضایت بیمار برای همکاری، عدم همکاری مناسب بیمار و خستگی بیمار به‌صورتی‌که قادر و مایل به ادامه کار نباشند و سابقه هرگونه واکنش پوستی در استفاده از کمربند [۲۳].

تمامی شرکت‌کنندگان فرم رضایت‌نامه کتبی را تکمیل کردند و سپس وارد مطالعه شدند. ابتدا همه افراد پرسش‌نامه جمعیت‌شناختی را تکمیل کردند، سپس در ابتدای مطالعه و ۳ هفته پس از مداخله و تجویز کمربندها فعالیت عضلانی عضلات لگن در حین آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی ارزیابی شد. در گروه کنترل مداخله‌ای انجام نشد، اما پس از ۳ هفته مانند ۲ گروه آزمایش، ارزیابی مجدد شدند. پس از تجویز کمربندها نحوه استفاده از کمربندها به‌طور کامل برای افراد شرکت‌کننده توضیح داده شد و از آن‌ها خواسته شد چند مرتبه در حضور فرد متخصص کمربندهای خود را باز کرده و سپس ببندند و درصورتی‌که در رابطه با نحوه استفاده، رعایت بهداشت و شست‌وشوی کمربند سؤالی داشتند، به سؤالات آنان به‌طور کامل پاسخ داده می‌شد. همچنین در رابطه با میزان استفاده از کمربندها باتوجه‌به مطالعات گذشته [۲۵، ۲۶]، برای افراد توضیح داده شد که باید در زمان درد و فعالیت (به‌طور میانگین ۶ ساعت در روز) از کمربندها استفاده کنند. میزان استفاده از کمربندها و مشکلات احتمالی در استفاده به‌صورت روزانه با پیام متنی از افراد شرکت‌کننده در مطالعه پرسیده شد. در هنگام استفاده از کمربندها هیچ‌گونه نارضایتی و عدم استفاده از سوی افراد موردمطالعه گزارش نشد و همه از کمربندهای خود استفاده کردند.

مطالعه حاضر مورد تصویب کمیته اخلاق **دانشگاه علوم توان‌بخشی و سلامت اجتماعی** قرار گرفت و کد اخلاق این مطالعه IR.USWR.REC.1399.161 است.

در مطالعه حاضر ۲ نوع کمربند ارزیابی شدند:

کمربند لگنی: این کمربند پیش‌ساخته، انعطاف‌پذیر، نرم و راحت بود و از پارچه ۳ بعدی با الیاف ضدحساسیت ساخته شده بود که دور لگن در زیر خار خاصره قدامی فوقانی و زیر شکم قرار می‌گرفت (تصویر شماره ۱). اندازه آن براساس محیط لگن در ناحیه بین خار خاصره‌ای قدامی فوقانی و تروکانتر برای هر بیمار تهیه شد.

کمربند کمری‌لگنی: این کمربند دارای ۴ قسمت شکمی، کمری، لگنی و بندهای شانه‌ای است. بخش شکمی از پارچه ۳ بعدی با الیاف ضدحساسیت، بخش کمری از جنس نئوپرن و باند لگنی از جنس پلی‌استر ساخته شد. در این کمربند بخش لگنی به ارتز کمری‌خاجی (قسمت کمری) قابل‌انعطاف اتصال دارد و علاوه بر نرم و راحت بودن در استفاده، سطح وسیع‌تری از بدن زنان را دربر می‌گرفت (تصویر شماره ۲). برای ساخت این کمربند محیط کمر در ناحیه ناف و محیط لگن در ناحیه بین خار خاصره قدامی فوقانی و تروکانتر اندازه‌گیری شد و متناسب با سایز افراد، برای هر فرد به‌صورت سفارشی ساخته شد.

به‌منظور ارزیابی فعالیت عضلانی عضلات لگن در حین آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی از دستگاه ثبت‌کننده فعالیت الکتریکی عضلات مجهز به ۱۶ کانال مدل مایون وایرلس، ساخت کشور آلمان استفاده شد. روش انجام آزمون بالا آوردن فعال اندام

3. Nonsteroidal anti-inflammatory drug (NSAID)

تصویر ۱. کمربند لگنی
توانبخشی

تصویر ۲. کمربند کمری‌لگنی
توانبخشی

تحتانی به این شکل بود که بیمار به حالت طاق‌باز بر روی تخت دراز می‌کشید بدون اینکه زیر سر از بالش استفاده شود. فاصله بین دو پا ۲۰ سانتی‌متر بود. بیمار باید پا را بدون خم شدن زانو ۲۰ سانتی‌متر (براساس متری که به دیوار نصب شده بود) از روی سطح تخت بلند می‌کرد [۹]. ابتدا نحوه انجام هر آزمون برای فرد به‌طور کامل توضیح داده شد و چگونگی انجام آزمون به او نشان داده شد و به‌منظور اطمینان از صحت انجام آزمون، قبل از گرفتن آزمون اصلی فرد چند مرتبه تمرین می‌کرد. به‌منظور اطمینان یافتن از صحت داده‌های حاصل از اکترومایوگرافی آزمون ۳ مرتبه به فاصله ۱ ساعت تکرار شد و فرد پس از هر آزمون استراحت می‌کرد.

برای جمع‌آوری داده‌های الکترومایوگرافی، محل دقیق نصب الکترودها بر روی عضلات براساس توصیه‌های انجمن الکترومایوگرافی اروپا [۲۷] شناسایی و آماده سازی شد. به‌منظور نصب الکترودها ابتدا موهای آن ناحیه تراشیده شد و سپس با استفاده از پنبه آغشته به الکل محل نصب الکترود پاک‌سازی شد. الکترودها بر روی بالک عضلات رکتوس فموریس و بایسپس فموریس قرار گرفتند. برای الکترودگذاری بر روی عضله رکتوس فموریس، وضعیت بیمار به‌صورت نشسته روی تخت با زانوی کمی خم و تنه کمی خم‌شده به عقب بود و الکترودها در وسط خطی که از خار خاصره فوقانی به بالای پتلا وصل می‌شد، قرار می‌گرفتند. برای الکترودگذاری بر روی عضله بایسپس فموریس وضعیت بیمار به‌صورت درازکش روی شکم با صورت به سمت پایین و ران روی میز و زانوها خمیده (کمتر از ۹۰ درجه) با ران در کمی چرخش خارجی و ساق در کمی چرخش خارجی نسبت به ران بود و الکترودها در وسط خطی که از خار خاصره فوقانی به اپی کندیل خارجی تیبیا وصل می‌شد، قرار می‌گرفتند.

فرکانس داده‌برداری دستگاه الکترومایوگرافی ۱۲۰۰ هرتز بود. داده‌برداری در نرم‌افزار نکسوس انجام شد. برای حذف نویز در نرم افزار متلب[۴] فیلترها اعمال شدند. ابتدا فیلتر بالاگذر باتر ورس[۵] مرتبه ۵ با فرکانس قطع ۳۰ هرتز اعمال شد و پس از حذف میانگین سیگنال[۶] و یکسو کردن سیگنال[۷]، فیلتر پایین‌گذر باتر ورس مرتبه ۴ با فرکانس قطع ۱۰ هرتز اعمال شد پس از حذف نویز می‌شد سیگنال‌ها را تحلیل کرد.

برای تحلیل داده‌های الکترومایوگرافی از نرم‌افزار متلب استفاده شد و با کدنویسی تحلیل داده‌ها انجام شد. در مطالعه حاضر براساس میانگین دامنه[۸] سیگنال‌ها، میانگین فعالیت عضلات مشخص شد. برای تعیین معیاری جهت تشخیص زمان روشن و خاموش شدن عضله از تست استاتیک استفاده شد. به این صورت که برای هر عضله میانگین فعالیت آن عضله در تست استاتیک به اضافه انحراف معیار آن به‌عنوان خط مبدأ برای شروع فعالیت عضله فرض شد. باتوجه‌به شرایط خاص بارداری و نگرانی‌هایی که جهت استفاده از تست حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی[۹] جهت نرمال‌سازی داده‌های حاصل از الکترومایوگرافی وجود دارد، در این مطالعه مشابه با مطالعات جنیفر ، سانتوز و چوی سیگنال‌های الکترومیوگرافی مرتبط با هر عضله به حداکثر مقدار فعالیت آن عضله در طول همان آزمون نرمال شدند [۲۸-۳۰]. در ادامه داده‌های حاصل از نرم‌افزار نکسوس (پارامترهای مربوط به الکترومایوگرافی) وارد نرم‌افزار اکسل شدند. پس از پالایش داده‌ها، از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ برای فراخوانی داده‌ها و توصیف و تحلیل داده‌ها استفاده شد. از توزیع فراوانی، میانگین و انحراف معیار برای توصیف داده‌ها استفاده شد. از تحلیل کوواریانس[۱۰] به‌منظور مقایسه نتایج تست ثانویه در ۳ گروه موردمطالعه استفاده شد. سطح معنی‌داری ازنظر آماری P<۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

4. Matlab R2017b
5. Butterworth
6. Demean
7. Full wave rectify
8. Amplitude
9. Maximum voluntary isometric contraction testing
10. Univariate Analysis of Variance (ANCOVA)

جدول ۱. میانگین و انحراف‌معیار متغیرهای زمینه‌ای زنان باردار به تفکیک نوع کمربند مورداستفاده

متغیر / گروه	میانگین±انحراف معیار		
	کمربند لگنی	کمربند کمری‌لگنی	کنترل
سن	۲۸/۸۶±۲/۷۱	۲۹/۶۴±۲/۵۶	۲۹/۶۰±۲/۴۱
شاخص توده بدنی	۲۷/۰۷±۱/۷۰	۲۷/۴۸±۱/۱۰	۲۷/۸۳±۱/۲۰
هفته بارداری در زمان مراجعه	۲۸/۰۰±۱/۶۶	۲۸/۱۴±۱/۷۰	۲۸/۵۵±۱/۷۰
وزن در زمان مراجعه	۷۲/۱۸±۳/۷۳	۷۲/۰۳±۳/۸۷	۷۳/۲۲±۴/۰۳
میانگین شدت درد در زمان مراجعه	۷۲/۹۳±۱۰/۵۰	۷۸/۱۴±۱۰/۶۷	۷۴/۷۰±۱۱/۰۹

توانبخشی

یافته‌ها

در مطالعه حاضر ۴۸ زن باردار مبتلا به درد کمر و لگن شرکت کردند و به‌طور تصادفی به ۳ گروه کمربند لگنی (۱۴ نفر)، کمربند کمری‌لگنی (۱۴ نفر) و گروه کنترل (۲۰ نفر) تقسیم شدند. میانگین و انحراف معیار متغیرهای زمینه‌ای زنان باردار شرکت‌کننده در مطالعه، در جدول شماره ۱ گزارش شده است.

جهت بررسی نرمال بودن داده‌های متغیر فعالیت عضلانی از آزمون کولموگروف‌اسمیرنوف استفاده شد و نرمال بودن داده‌ها تأیید شد. فعالیت عضلانی عضلات رکتوس فموریس راست و بایسپس فموریس راست در انجام آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی راست و فعالیت عضلانی عضلات رکتوس فموریس چپ و بایسپس فموریس چپ در انجام آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی چپ در ابتدای مطالعه و ۳ هفته پس از مداخله اندازه‌گیری و میانگین و انحراف‌معیار آن‌ها به دست آمد (جدول شماره ۲).

نتایج نشان داد ۳ هفته پس از تجویز کمربندها، فعالیت عضلانی تمام عضلات در حین انجام بالا آوردن فعال اندام تحتانی در ۲ گروه استفاده‌کننده از کمربند روندی کاهشی داشت و در گروه کنترل افزایش فعالیت عضلات مشاهده شد.

فعالیت عضلات در ۳ گروه موردمطالعه در آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی با استفاده از تحلیل کوواریانس بررسی شد (جدول شماره ۳). نتایج نشان داد اختلاف بین گروه‌ها در عضلات رکتوس فموریس راست، رکتوس فموریس چپ، بایسپس فموریس راست و بایسپس فموریس چپ معنادار است (P>۰/۰۰۱).

۳ هفته پس از مداخله، فعالیت تمام عضلات در هر دو گروه استفاده‌کننده از کمربند کاهش پیدا کرده بود. با اینکه میزان فعالیت عضلات رکتوس فموریس راست و رکتوس فموریس چپ در گروه کمربند کمری‌لگنی نسبت به گروه کمربند لگنی کاهش بیشتری داشته است، اما این کاهش ازنظر آماری معنادار

جدول ۲. فعالیت عضلات در ۳ گروه موردمطالعه در آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی()

متغیر	گروه	میانگین±انحراف معیار		
		کمربند لگنی	کمربند کمری‌لگنی	کنترل
پای راست	رکتوس فموریس راست	پیش از مداخله	۳۵/۶۳±۴/۹۵	۳۵/۶۱±۴/۷۱	۳۴/۴۱±۵/۱۵
		پس از مداخله	۳۴/۵۶±۵/۴۴	۳۳/۷۱±۴/۷۰	۳۶/۱۸±۵/۲۴
	بایسپس فموریس راست	پیش از مداخله	۲۷/۲۳±۴/۱۱	۲۸/۰۷±۵/۷۳	۲۸/۶۳±۴/۴۵
		پس از مداخله	۲۶/۱۷±۴/۳۸	۲۶/۲۵±۵/۹۸	۲۹/۵۴±۷/۶۸
پای چپ	رکتوس فموریس چپ	پیش از مداخله	۳۶/۲۳±۶/۴۳	۳۶/۱۹±۶/۱۳	۳۶/۴۷±۵/۲۱
		پس از مداخله	۳۴/۹۳±۶/۵۳	۳۴/۵۴±۵/۸۶	۳۷/۶۸±۵/۰۵
	بایسپس فموریس چپ	پیش از مداخله	۳۰/۶۹±۵/۸۷	۲۹/۲۴±۶/۱۸	۳۰/۴۶±۵/۶۵
		پس از مداخله	۲۹/۱۱±۶/۱۰	۲۶/۹۸±۶/۲۱	۳۲/۰۹±۵/۳۸

توانبخشی

جدول ۳. نتایج تحلیل کوواریانس فعالیت عضلات در ۳ گروه موردمطالعه در آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی

	متغیرها		درجه آزادی	متوسط مربعات	ملاک آزمون F	مقدار احتمال
پای راست	رکتوس فموریس راست پس از مداخله	رکتوس فموریس راست پیش از مداخله	۱	۱۱۴۷/۳۱	۱۰۵۹/۹۳	<۰/۰۰۱
		گروه	۲	۶۳/۷۶	۵۸/۹۱	<۰/۰۰۱
		خطا	۴۴	۱/۰۸		
	بایسپس فموریس راست پس از مداخله	بایسپس فموریس راست پیش از مداخله	۱	۱۰۲۹/۲۸	۴۰۵۵/۹۷	<۰/۰۰۱
		گروه	۲	۶۷/۰۴	۱۶۵/۸۵	<۰/۰۰۱
		خطا	۴۴	۱/۳۸		
پای چپ	رکتوس فموریس چپ پس از مداخله	رکتوس فموریس چپ پیش از مداخله	۱	۱۴۶۶/۵۳	۲۹۳۳/۰۷	<۰/۰۰۱
		گروه	۲	۴۲/۷۲	۸۵/۴۴	<۰/۰۰۱
		خطا	۴۴	۰/۵۰		
	بایسپس فموریس چپ پس از مداخله	بایسپس فموریس چپ پیش از مداخله	۱	۱۵۲۵/۳۶	۵۰۴۹/۹۹	<۰/۰۰۱
		گروه	۲	۷۵/۲۰	۲۴۸/۹۸	<۰/۰۰۱
		خطا	۴۴	۰/۳۰		

توانبخشی

نشده است، اما میزان فعالیت عضلات بایسپس فموریس راست و بایسپس فموریس چپ در گروه کمربند کمری‌لگنی نسبت به گروه کمربند لگنی ازلحاظ آماری کاهش معناداری داشت (P>۰/۰۰۱). در مقایسه ۲ گروه با گروه کنترل در هر ۴ عضله اختلاف معنادار شد (P>۰/۰۰۱) و در گروه کنترل میزان فعالیت عضلات افزایش یافت (جدول شماره ۴).

بحث

مطالعه حاضر با هدف مقایسه تأثیر کمربند کمری‌لگنی با کمربند لگنی در فعالیت عضلات لگن در حین انجام آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی در زنان باردار با درد کمر و لگن انجام شد و فعالیت عضلات رکتوس فموریس راست، بایسپس فموریس راست، رکتوس فموریس چپ و بایسپس فموریس چپ در آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی راست و چپ در ۳ گروه کمربند کمری‌لگنی، کمربند لگنی و کنترل در ابتدای مطالعه و ۳ هفته پس از تجویز کمربندها بررسی شد. در گروه کنترل میزان فعالیت تمام عضلات افزایش یافت. افزایش فعالیت عضلات در گروه کنترل می‌تواند به علت بزرگ شدن شکم و افزایش جرم در قسمت قدامی بدن زنان باردار باشد که به افزایش نیروهای قدامی و گشتاورهای خمشی منجر می‌شود. درنتیجه تمام عضلات خلفی کمری و لگنی به‌عنوان ثبات‌دهنده‌های فعال عمل کرده و برای جبران افزایش نیروهای قدامی و گشتاور خمشی فعالیت خود را افزایش می‌دهند [۸] که این موضوع می‌تواند

جدول ۴. نتایج مقایسه فعالیت عضلات بین ۳ گروه موردمطالعه در آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی

متغیر	گروه	میانگین±انحراف معیار	مقدار احتمال	میانگین±انحراف معیار	مقدار احتمال	میانگین±انحراف معیار	مقدار احتمال
		کمربند کمری‌لگنی و کنترل		کمربند لگنی و کنترل		کمربند لگنی و کمربند کمری‌لگنی	
پای راست	رکتوس فموریس راست پس از مداخله	-۳/۶۷±۰/۳۶	>۰/۰۰۱	-۲/۸۶±۰/۳۶	<۰/۰۰۱	۰/۸۲±۰/۳۹	۰/۱۲
	بایسپس فموریس راست پس از مداخله	-۳/۸۱±۰/۲۳	>۰/۰۰۱	-۳/۳۲±۰/۲۲	<۰/۰۰۱	۰/۷۴±۰/۴۳	۰/۰۰۴
پای چپ	رکتوس فموریس چپ پس از مداخله	-۲/۸۶±۰/۲۴	>۰/۰۰۱	-۲/۵۲±۰/۲۴	<۰/۰۰۱	۰/۳۴±۰/۲۶	۰/۶۰
	بایسپس فموریس چپ پس از مداخله	-۳/۹۰±۰/۱۹	>۰/۰۰۱	-۳/۲۰±۰/۱۹	<۰/۰۰۱	۰/۶۹±۰/۲۰	۰/۰۰۵

توانبخشی

علت افزایش فعالیت عضله بایسپس فموریس در گروه کنترل در مطالعه حاضر باشد. با پیشرفت بارداری و افزایش شلی لیگامانی در حلقه لگنی و افزایش نیروهای برشی ناشی از تیلت لگن، حصار نیرویی مفصل ساکروایلیاک دچار آسیب می‌شود و دردهای لگنی افزایش می‌یابد. درنتیجه عضلات لگنی (مخصوصاً عضلات قدامی لگن) برای فراهم آوردن ثبات لگن باید فعالیت بیشتری داشته باشند [۹، ۱۰]. درنتیجه افزایش فعالیت عضله رکتوس فموریس که یک عضله قدامی لگن است، در مطالعه حاضر می‌تواند به این علت باشد. همچنین عدم استفاده از کمربندهای بارداری در گروه کنترل و درنتیجه عدم حمایت و پوشش مناسب در کمر و لگن که به توزیع وزن و کاهش فشارهای وارده به ستون فقرات و کاهش شلی لیگامانی کمک کند، به افزایش فعالیت عضلات در این گروه منجر شد. این افزایش فعالیت عضلات می‌تواند با افزایش درد و ناتوانی ناحیه کمری و لگنی همراه باشد. گوتکه و ناوال نیز در مطالعات خود به این نتیجه رسیدند که اختلال عملکرد عضلات و افزایش فعالیت عضلات کمری و لگنی با درد کمری و لگنی همراه است و باید در هنگام تدوین استراتژی‌های درمانی و اقدامات پیشگیرانه مورد توجه قرار گیرند [۱۲، ۳۱]. در مطالعه گروت نشان داده شد زنان باردار مبتلا به درد کمری و لگنی فعالیت عضلانی بالاتری را در طول بالا بردن فعال پا داشتند که انتقال بار آشفته را ازطریق مفصل ساکروایلیاک در این جمعیت نشان می‌دهد [۹].

در مطالعه حاضر در مقایسه بین ۳ گروه نتایج نشان داد که فعالیت هر ۴ عضله در هر دو گروهی که ۳ هفته از کمربندهای لگنی و کمری‌لگنی استفاده کرده بودند، کاهش پیدا کرد که نشان‌دهنده بهبود فعالیت عضلانی ۲ گروه ذکرشده در این آزمون است. این بهبود فعالیت عضلات می‌تواند به علت دربرگیری و حمایت ناحیه لگنی توسط این کمربندها باشد که به کاهش شلی لیگامانی در حلقه لگنی و جلوگیری از افزایش تیلت لگن منجر شده و به‌عنوان یک حمایت خارجی به عضلات لگن جهت ایجاد و حفظ ثبات در مفصل ساکروایلیاک و توزیع مناسب نیروهای وارده به لگن کمک می‌کنند و به کاهش فعالیت بیش از اندازه عضلات لگنی منجر می‌شوند و این همسو با مطالعات گروت، هو و سهیرو است که تأثیر مثبت استفاده از کمربندهای لگنی در طی بالا بردن فعال پا در بهبود عملکرد و کاهش فعالیت عضلات لگنی را نشان دادند [۹، ۱۸، ۱۹].

در این مطالعه در گروه کمربند کمری‌لگنی نسبت به گروه کمربند لگنی فعالیت هر ۴ عضله کاهش بیشتری داشته است، اما این کاهش در عضلات رکتوس فموریس راست و رکتوس فموریس چپ ازنظر آماری معنادار نشد. اما میزان فعالیت عضله بایسپس فموریس راست و بایسپس فموریس چپ در گروه کمربند لگنی‌کمری نسبت به گروه کمربند لگنی ازلحاظ آماری کاهش معناداری نشان داد. این بهبود عملکرد در کمربند کمری‌لگنی می‌تواند به علت حمایت هم‌زمان و یکپارچه ناحیه کمری و لگنی باشد که حمایت بهتری را نسبت به کمربند لگنی در ناحیه لگن فراهم کرده و به بهبود انتقال بار و توزیع بهتر نیروها در ستون فقرات و ناحیه لگنی کمک می‌کند و در برابر گشتاورهای خمشی مقاومت بهتری را فراهم آورده است و به بهبود فعالیت عضله بایسپس فموریس منجر شده است.

نتیجه‌گیری

در مطالعه حاضر نشان داده شد که ۳ هفته پس از مداخله، فعالیت عضلات رکتوس فموریس و بایسپس فموریس در حین انجام آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی در هر دو گروه استفاده‌کننده از کمربند لگنی و کمری‌لگنی کاهش یافت و در گروه کنترل افزایش یافت. درنتیجه هر دو کمربند لگنی و کمری‌لگنی در بهبود فعالیت عضلات لگنی مؤثر بودند. بااین‌حال، به نظر می‌رسد کمربند کمری‌لگنی تأثیر بیشتری در بهبود فعالیت عضلات بایسپس فموریس در مقایسه با کمربند لگنی در حین آزمون بالا آوردن فعال اندام تحتانی داشته است.

محدودیت‌های مطالعه حاضر، مشکل در یافتن نمونه‌ها، افزایش زمان نمونه‌گیری و طولانی شدن گرفتن آزمون‌ها به علت شیوع بیماری کرونا و درنتیجه همکاری پایین زنان باردار بود. در ضمن به علت شرایط خاص بارداری از تست حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی جهت نرمال‌سازی داده‌های حاصل از الکترومایوگرافی در مطالعه حاضر استفاده نشد. در نتیجه سیگنال‌های الکترومایوگرافی مرتبط با هر عضله به حداکثر مقدار فعالیت آن عضله در طول همان آزمون نرمال شدند. پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده اثر فوری استفاده از کمربندها ارزیابی شود و با اثر استفاده طولانی‌مدت آن‌ها مقایسه شود و ارزیابی فعالیت عضلات لگنی در سایر آزمون‌ها نیز ارزیابی شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

مطالعه حاضر مورد تصویب کمیته اخلاق **دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی** قرار گرفت و کد اخلاق این مطالعه IR.USWR.REC.1399.161 است. تمامی شرکت‌کنندگان در مطالعه حاضر فرم رضایت کتبی را امضا کردند و از روند اجرای مطالعه آگاهی کامل داشتند. همچنین هر زمان که تمایل به شرکت در ادامه مطالعه را نداشتند، می‌توانستند از مطالعه خارج شوند. در ضمن تمام اطلاعات شرکت‌کنندگان در مطالعه به‌صورت محرمانه باقی ماند.

حامی مالی

مطالعه حاضر حامی مالی نداشته است. این مطالعه برگرفته از

پایان نامه خانم ژاله حیدری در گروه ارتز و پروتز **دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی** تهران است.

مشارکت نویسندگان

مفهوم‌سازی: محمدعلی مردانی؛ روش‌شناسی: محمدعلی مردانی، اکبر بیگلریان؛ اعتبارسنجی: اکبر بیگلریان، ژاله حیدری؛ تحلیل: اکبر بیگلریان؛ تحقیق و بررسی: ژاله حیدری، مریم شکرپور، محمدعلی مردانی؛ منابع: ژاله حیدری، غلامرضا امینیان، مریم شکرپور؛ نگارش پیش‌نویس: ژاله حیدری؛ ویراستاری و نهایی‌سازی نوشته: غلامرضا امینیان؛ بصری‌سازی: غلامرضا امینیان، ژاله حیدری، محمدعلی مردانی، مریم شکرپور؛ نظارت و مدیریت پروژه: محمدعلی مردانی؛ تأمین مالی: ژاله حیدری.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان این مقاله هیچ‌گونه تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از **دانشگاه علوم‌پزشکی اراک** که در مرحله گرفتن نمونه‌ها به مطالعه کمک کردند قدردانی می‌کنیم.

References

[1] Biviá-Roig G, Lisón JF, Sánchez-Zuriaga D. Effects of pregnancy on lumbar motion patterns and muscle responses.The Spine Journal: Official Journal of The North American Spine Society. 2019; 19(2):364-71. [PMID]

[2] Bastiaanssen JM, de Bie RA, Bastiaenen CH, Essed GG, van den Brandt PA. A historical perspective on pregnancy-related low back and/or pelvic girdle pain. European Journal of Obstetrics, Gynecology, and Reproductive Biology. 2005; 120(1):3-14. [DOI:10.1016/j.ejogrb.2004.11.021] [PMID]

[3] Cheng PL, Pantel M, Smith JT, Dumas GA, Leger AB, Plamondon A, et al. Back pain of working pregnant women: Identification of associated occupational factors. Applied Ergonomics. 2009; 40(3):419-23. [DOI:10.1016/j.apergo.2008.11.002] [PMID]

[4] Gutke A, Boissonnault J, Brook G, Stuge B. The severity and impact of pelvic girdle pain and low-back pain in pregnancy: A multinational study. Journal of Women's Health. 2018; 27(4):510-7. [DOI:10.1089/jwh.2017.6342] [PMID]

[5] Kluge J, Hall D, Louw Q, Theron G, Grové D. Specific exercises to treat pregnancy-related low back pain in a South African population. International Journal of Gynaecology and Obstetrics: The Official Organ of The International Federation of Gynaecology and Obstetrics. 2011; 113(3):187-91. [DOI:10.1016/j.ijgo.2010.10.030] [PMID]

[6] Kaplan Ş, Alpayci M, Karaman E, Çetin O, Özkan Y, İlter S, et al. Short-term effects of Kinesio Taping in women with pregnancy-related low back pain: A randomized controlled clinical trial. Medical Science Monitor. 2016; 22:1297–301. [DOI:10.12659/MSM.898353] [PMID] [PMCID]

[7] Vleeming A, Albert HB, Ostgaard HC, Sturesson B, Stuge B. European guidelines for the diagnosis and treatment of pelvic girdle pain. European Spine Journal. 2008; 17(6):794-819. [DOI:10.1007/s00586-008-0602-4] [PMID] [PMCID]

[8] Biviá-Roig G, Lisón JF, Sánchez-Zuriaga D. Changes in trunk posture and muscle responses in standing during pregnancy and postpartum. PLoS One. 2018; 13(3):e0194853. [DOI:10.1371/journal.pone.0194853] [PMID] [PMCID]

[9] de Groot M, Pool-Goudzwaard AL, Spoor CW, Snijders CJ. The active straight leg raising test (ASLR) in pregnant women: Differences in muscle activity and force between patients and healthy subjects. Manual Therapy. 2008; 13(1):68-74. [DOI:10.1016/j.math.2006.08.006] [PMID]

[10] Buijs EJ, Kamphuis ET, Groen GJ. Radiofrequency treatment of sacroiliac joint-related pain aimed at the first three sacral dorsal rami: A minimal approach. The Pain Clinic. 2004; 16(2):139-46. [Link]

[11] Vleeming A, Volkers AC, Snijders CJ, Stoeckart R. Relation between form and function in the sacroiliac joint. Part II: Biomechanical aspects. Spine (Phila Pa 1976). 1990; 15(2):133-6. [DOI:10.1097/00007632-199002000-00017] [PMID]

[12] Nawal TTL, Mansourou LM, Lafiou Y, Geneviève D. Implication of back extensor muscles in the appearance of back pain in 30 beninese pregnant women. American Journal of Biomedical and Life Sciences. 2017; 5(6):119-22. [DOI:10.11648/j.ajbls.20170506.12]

[13] Mens JM, Vleeming A, Snijders CJ, Koes BW, Stam HJ. Reliability and validity of the active straight leg raise test in posterior pelvic pain since pregnancy. Spine (Phila Pa 1976). 2001; 26(10):1167-71. [DOI:10.1097/00007632-200105150-00015] [PMID]

[14] Liddle SD, Pennick V. Interventions for preventing and treating low-back and pelvic pain during pregnancy. The Cochrane Database of Systematic Reviews. 2015; 2015(9):CD001139. [PMID] [PMCID]

[15] Oh JS. Effects of pelvic belt on hip extensor muscle EMG activity during prone hip extension in females with chronic low back pain. Journal of Physical Therapy Science. 2014; 26(7):1023-4. [DOI:10.1589/jpts.26.1023] [PMID] [PMCID]

[16] Bertuit J, Van Lint CE, Rooze M, Feipel V. Pregnancy and pelvic girdle pain: Analysis of pelvic belt on pain. Journal of Clinical Nursing. 2018; 27(1-2):e129-37. [DOI:10.1111/jocn.13888] [PMID]

[17] Kang X, Ying BA, Zhang X, Qi J, Wu L. Force analysis of the support belt and pregnant woman for relieving the pregnancy-related waist pain. Journal of Fiber Bioengineering and Informatics. 2018; 11(4):217-26. [DOI:10.3993/jfbim00302]

[18] Hu H, Meijer OG, van Dieën JH, Hodges PW, Bruijn SM, Strijers RL, et al. Muscle activity during the active straight leg raise (ASLR), and the effects of a pelvic belt on the ASLR and on treadmill walking. Journal of Biomechanics. 2010; 43(3):532-9. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2009.09.035] [PMID]

[19] Suehiro T, Yakushijin Y, Nuibe A, Ishii S, Kurozumi C, Ishida H. Effect of pelvic belt on the perception of difficulty and muscle activity during active straight leg raising test in pain-free subjects. Journal of Exercise Rehabilitation. 2019; 15(3):449-53. [DOI:10.12965/jer.1938140.070] [PMID] [PMCID]

[20] Heydari Z, Aminian G, Biglarian A, Shokrpour M, Mardani MA. Comparison of the modified lumbar pelvic belt with the current belt on low back and pelvic pain in pregnant women. Journal of Biomedical Physics & Engineering. 2022; 12(3):309–18. [PMID] [PMCID]

[21] Heydari Z, Mardani MA, Biglarian A, Shokrpour M, Aminian G. Evaluation of the quality of life of pregnant women with lumbar pain using the new pregnancy belt and compare to the current belt. Journal of Rehabilitation Sciences & Research. 2022. [Link]

[22] Cameron L, Marsden J, Watkins K, Freeman J. Management of antenatal pelvic-girdle pain study (MAPS): A double blinded, randomised trial evaluating the effectiveness of two pelvic orthoses. International Journal of Women's Health Care. 2018; 3(2):1-9. [DOI:10.33140/IJWHC.03.02.09]

[23] Kordi R, Abolhasani M, Rostami M, Hantoushzadeh S, Mansournia MA, Vasheghani-Farahani F. Comparison between the effect of lumbopelvic belt and home based pelvic stabilizing exercise on pregnant women with pelvic girdle pain; a randomized controlled trial. Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation. 2013; 26(2):133-9. [DOI:10.3233/BMR-2012-00357] [PMID]

[24] Sehmbi H, D'Souza R, Bhatia A. Low back pain in pregnancy: Investigations, management, and role of neuraxial analgesia and anaesthesia: A systematic review. Gynecologic and Obstetric Investigation. 2017; 82(5):417-36. [PMID]

[25] Depledge J, McNair PJ, Keal-Smith C, Williams M. Management of symphysis pubis dysfunction during pregnancy using exercise and pelvic support belts. Physical Therapy. 2005; 85(12):1290-300. [DOI:10.1093/ptj/85.12.1290] [PMID]

[26] Flack NA, Hay-Smith EJ, Stringer MD, Gray AR, Woodley SJ. Adherence, tolerance and effectiveness of two different pelvic support belts as a treatment for pregnancy-related symphyseal pain - a pilot randomized trial. BMC Pregnancy Childbirth. 2015; 15:36. [PMID] [PMCID]

[27] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2000; 10(5):361-74. [DOI:10.1016/S1050-6411(00)00027-4] [PMID]

[28] Bagwell JJ, Reynolds N, Walaszek M, Runez H, Lam K, Armour Smith J, et al. Lower extremity kinetics and muscle activation during gait are significantly different during and after pregnancy compared to nulliparous females. Gait & Posture. 2020; 81:33-40. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2020.07.002] [PMID]

[29] Choi Y, Kim Y, Kim M, Yoon B. Muscle synergies for turning during human walking. Journal of Motor Behavior. 2019; 51(1):1-9. [DOI:10.1080/00222895.2017.1408558] [PMID]

[30] Santuz A, Ekizos A, Janshen L, Mersmann F, Bohm S, Baltzopoulos V, et al. Modular control of human movement during running: An open access data set. Frontiers in Physiology. 2018; 9:1509. [DOI:10.3389/fphys.2018.01509] [PMID] [PMCID]

[31] Gutke A, Östgaard HC, Öberg B. Association between muscle function and low back pain in relation to pregnancy. Journal of Rehabilitation Medicine. 2008; 40(4):304-11. [PMID]

This Page Intentionally Left Blank