

Research Paper

Ultrasonography of Knee Muscles During SLR With Different Positions of Hip and Ankle in Patellofemoral Pain Syndrome



Saeed Mikaili¹, *Khosro Khademi Kalantari¹, Minoo KhalkhaliZavieh¹, Aliyeh Daryabor², Mehdi Banan Khojasteh¹, Alireza Akbarzadeh Baghban³

1. Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
2. Department of Physiotherapy, Physiotherapy Research Center, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
3. Proteomics Research Center, Department of Biostatistics, School of Allied Medical Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.



Citation Mikaili S, Khademi Kalantari Kh, KhalkhaliZavieh M, Daryabor A, Banan Khojasteh M, Akbarzadeh Baghban A. [Ultrasonography of Knee Muscles During SLR With Different Positions of Hip and Ankle in Patellofemoral Pain Syndrome (Persian)]. *Archives of Rehabilitation*. 2023; 24(2):284-307. <https://doi.org/10.32598/RJ.24.2.3670.1>

doi <https://doi.org/10.32598/RJ.24.2.3670.1>



ABSTRACT

Objective Due to the substantial prevalence of patellofemoral pain syndrome and the importance of quadriceps strengthening in knee rehabilitation, determining the best way to activate and strengthen the patella stabilizing muscles is considered as one of important keys of treatment. The aim of this study is to evaluate the effect of different hip rotations associated with ankle dorsiflexion during maximal straight leg raising (SLR) maneuver in the sitting position on thickness and fibers angle of vastus medialis oblique (VMO) and vastus lateralis (VL) muscles using ultrasonography.

Materials & Methods This quasi-experimental study was performed on 40 individuals (healthy group: 20, patellofemoral pain syndrome [PFPS] group: 20). VMO and VL thickness and fiber angle were measured using ultrasonography during maximal SLR in 6 positions: hip internal, hip external, and neutral rotations with and without ankle dorsiflexion.

Results In between-group comparison, no significant difference was found for all variables with different SLR maneuvers ($P>0.05$). In the within-group comparison, hip external rotation compared to other hip positions without ankle dorsiflexion resulted in a significant increase in VMO thickness and fiber angle in both groups ($P<0.05$). Also, adding ankle dorsiflexion to different hip rotations during SLR significantly increased the thickness and fiber angle of VMO and VL.

Conclusion By changing hip rotations with or without ankle dorsiflexion during SLR, the trend of changes in VMO and VL thickness and fiber angle in the two groups followed the same pattern. Moreover, performing SLR in hip external rotation with ankle dorsiflexion can be recommendable for the rehabilitation of PFPS.

Keywords Vastus medialis oblique, Vastus lateralis, Ultrasonography, Hip rotation, Ankle dorsiflexion, Patellofemoral syndrome

Received: 29 Nov 2022

Accepted: 21 Jan 2023

Available Online: 01 Jul 2023

* Corresponding Author:

Khosro Khademi Kalantari, PhD.

Address: Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

Tel: +98 (21) 77561722

E-Mail: khosro_khademi@yahoo.co.uk

English Version

Introduction

Patellofemoral pain syndrome (PFPS) is often unreasoned knee anterior pain. Its prevalence is 25% in the general population and is more common in young and active people [1]. Although patellar maltracking in PFPS patients can be due to a variety of reasons, one of the common signs associated with this disorder is the lower activity of vastus medialis oblique (VMO) than vastus lateralis muscle (VL) [2]. The VMO is located at an angle of 45° to 50° to the longitudinal axis of the femur on the medial side of the patella. The most important function of this muscle is as a dynamic stabilizer of the patella to prevent excessive patellar lateralization [3]. Dynamic stability of the patella is mainly performed by the VMO and VL muscles, especially VMO [4]. Therefore, strengthening VMO can effectively improve the function of people with PFPS.

Regarding therapeutic management, most researchers agree that non-surgical and non-pharmacological interventions are first-line treatments for PFPS. An effective and non-invasive method for these individuals is physiotherapy, including general strengthening of the quadriceps, muscular stretching, patellar taping, and specific VMO strengthening [5]. The muscular imbalance between VMO and VL may lead to patellar lateralization, causing PFPS. Therefore, attention to specific VMO strengthening is crucial [6]. In previous studies, different exercises have been introduced to specifically strengthen VMO, including open and closed kinetic chain exercises [7], changes in the tibia [8] and hip rotations [9], adding ankle dorsiflexion during SLR exercise [10] and hip adduction [11]. One of the exercises suggested for VMO activation is the SLR maneuver with different angles of hip rotation. Sykes et al. (2003) showed that SLR with external hip rotation could increase VMO electrical activity relative to VL [9]. Although other studies have demonstrated that SLR with external hip rotation cannot be used as a specific exercise to activate VMO, there is still controversy [12]. On the other hand, another study mentioned that adding contraction of ankle dorsiflexor muscles during SLR exercise can effectively activate VMO and VL [10,13].

While performing the SLR maneuver in the supine position, the activity of the rectus femoris muscle is dominant over the VMO muscle due to hip flexion [14]. To our knowledge, no study has been performed on VMO muscles to create more activity while performing the SLR maneuver sitting. Therefore, because the

rectus femoris suffers from active insufficiency in the sitting position [15], it can be expected that by creating this change, the activity of other parts of the quadriceps muscle will be more dominant than the rectus femoris.

In recent years, ultrasonography has been widely used to measure morphological changes in skeletal muscle, such as thickness and fiber angle [16]. Compared to existing imaging methods, ultrasonography is a method with high validity and reliability to examine the relationship between the strength and size of muscles [17]. Therefore, in this study, ultrasonography was used to record changes in the thickness and fiber angle of the knee muscles.

Regarding the importance of VMO strengthening in patients with PFPS and disagreement about exercises that specifically activate VMO, this study measured the thickness and fiber angle of VMO and VL muscles during SLR exercise in different positions of this maneuver in individuals with and without PFPS. These positions included performing SLR exercises with maximum muscle contraction in a sitting position by combining different hip rotations with and without maximal contraction of the ankle dorsiflexor muscles.

Materials and Methods

Study participants

This quasi-experimental study was performed on 40 volunteers in two groups. One group included 20 healthy individuals (13 males and 7 females) with a mean age of 23±2.1 years, a height of 170±6 cm, and a weight of 64.65±3.61 kg. The inclusion criteria for healthy individuals were as follows: no history of knee pain in the last three months before the study, no record of specific pathology in the lower limbs, and no pain in performing more than two activities of running, jumping, sitting for a long time, and going up and down the stairs. Another group consisted of 20 individuals with PFPS (13 males and 7 females) with a mean age of 22.75±3.43 years, a height of 169±8 cm, a weight of 64.1±4.63 kg, and no history of knee and hip trauma. The inclusion criteria in the PFPS group included pain in the front of the knee and around the patella during at least two activities previously mentioned, knee pain for at least the past three months felt for most days, pain in the medial and lateral facet of the patella [18,19]. The exclusion criteria were a history of lower limbs surgery in the past 12 months before the study, previous musculoskeletal injuries of the hip, knee, or ankle, inflammatory and swelling conditions in the knee, and a history of dislocation or subluxation of the patella [18].

PFPS individuals were selected by simple non-random sampling from patients referred to the physiotherapy clinic of Shahid Beheshti University of Medical Sciences and healthy individuals from healthy students of that university. To determine the sample size, a pilot study was performed on 10 cases in each group with $\alpha=0.05$ and a power of 80%. Finally, 20 subjects in each group were calculated. In this project, all participants signed written informed consent. Individuals also completed a demographic information questionnaire.

Visual analog scale (VAS) was used to assess pain in people with PFPS, and they were asked to show their pain intensity on the pain ruler from 0 to 10. Due to the evaluation of maximal isometric contraction in the present study, individuals with moderate pain intensity (VAS between 3 and 6) were included.

Study procedure

To evaluate the interrater reliability of sonographic measurements, including VMO and VL muscle thickness and fiber angle, a preliminary study was performed on 10 healthy individuals to replicate these parameters during maximal SLR contraction in the different positions. An examiner conducted the measurements for 1 week, and the mean values with the three-time measurements were used to calculate the intraclass correlation coefficient (ICC).

After confirming the interrater reliability, the researcher performed all VMO and VL muscle thickness measurements and fiber angle measurements at the resting position through ultrasonography. Then, before conducting the main test, the subjects received a warm-up period by walking at their normal speed for 5 min on a treadmill and stretching the quadriceps, hamstrings, calf, and hip adductor muscles. Muscle stretching was done for 30 s, and three repetitions of the stretch for each muscle [20]. These procedures were performed on participants by the

same physiotherapist. After preparing the participants, the person was placed in a chair designed for this study so that the subject was sitting with straight knees and ankles in a neutral position (Figure 1). Individuals were then asked to randomly perform different positions of SLR maneuver with their maximum strength in 6 positions: internal, external, and neutral hip rotations with or without contraction of ankle dorsiflexor muscles. To perform different hip rotations, the people rotated their hips so that the axis designed on the device, on which the people's feet rested, was parallel to the thumb toe. The axes were designed at a 45° angle on both sides, and participants were asked to create maximum internal and external rotations of their hips. Next, the people applied their full strength to the load cell in front of the ankle and held the contraction for at least 5 s. Performing SLR in a sitting position can lead to more activity of VMO and VL rather than the rectus femoris.

All VMO and VL muscle thickness measurements and fiber angles were performed in this position after ensuring the lower limb was stable during the SLR maneuver. Ultrasound imaging was performed by the Sonography Capture software so that the software regularly recorded ultrasound images during the 5 seconds when the participants completed their SLR maneuver. This software could perform ultrasonographic measurements of the target muscles when the person had created the most torque. The participant repeated each SLR maneuver 3 times at 1-minute intervals. When the measures related to the first 6 positions were finished, the person rested for 4 min. The same procedure was followed for the other 5 SLR maneuvers randomly selected. Dependent variables included VMO and VL thickness at rest and contraction positions, VMO and VL fiber angle at rest and contraction positions, and the ratio of VMO to VL thickness at different contraction positions.



Figure 1. The designed chair to measure the ultrasonographic measurements

This study used the ultrasonography device (Honda Co, Japan) with a frequency of 7.5 MHz and a 5-cm linear probe to measure the VMO and VL muscle thickness and fiber angle. To calculate the thickness of the VMO muscle, we placed the probe of the ultrasound device, after its soaking in some gel, horizontally in the supra medial of the patella when we ensured that the lower limb was fixed. Then, we moved the probe along the medial side of the patella toward the proximal and distal to reveal the VMO fibers. After ensuring that the VMO muscle image appeared on the monitor, we saved the image. The maximum distance between the anterior and posterior fascia of the muscle was considered as its thickness [21]. To measure the VMO fiber angle, we placed the ultrasound probe parallel to the muscle fibers so that VMO fibers appeared parallel to each other in the ultrasound image. In this case, the angle formed between the longitudinal axis of the ultrasound probe and the line connecting the anterior superior iliac spine to the patella center was considered a VMO fiber angle [16]. To measure the thickness of the VL muscle, we first marked the middle point of the distance between the lateral epicondyle of the femur and the greater trochanter of the hip. After ensuring that the lower limb was fixed, the probe with a sufficient amount of gel was placed parallel to the muscle at this point. After appearing the image of the VL muscle on the monitor, we fixed the image. The maximum distance between the muscle's superficial and deep fascia was considered the VL muscle's thickness [22, 23]. At this point, the angle formed by the connection of the VL muscle fibers to the deep fascia was defined as the VL fibers angle [24]. To evaluate the results more objectively, we calculated the means related to the thickness and fiber angle of VMO and VL in different contraction positions as a percentage of the total resting position. Therefore, all statistical tests of contraction positions were performed on percentage ratios.

Statistical analysis

The ICC was calculated to evaluate the reliability of all dependent variables. For evaluating the normality of data related to contractile positions, the Shapiro-Wilk test was utilized. Due to the normality of all variables, a 2-way mixed ANOVA test was used to compare the healthy and PFPS groups. Also, analysis of variance with repeated measures and the Bonferroni test were performed for pairwise comparison to compare 6 different positions in each group obtained by combining hip rotations with or without ankle dorsiflexor contraction. All analyses were performed using IBM SPSS software version 24 at a significant level of $P < 0.05$.

Results

A total of 20 healthy individuals and 20 subjects with PFPS participated in the study, whose demographic information is shown in Table 1. At the beginning of the study, there were no statistically significant differences between the two groups in the demographic variables. The ICC results showed that the reliability of dependent variables during maximal SLR contraction was greater than 0.95 (Table 2).

The values of the VMO and VL muscle thickness and fiber angle, as well as the ratio of VMO to VL thickness at rest (baseline position) for healthy and PFPS subjects, are given in Table 3. The results indicated that the VMO and VL muscle thickness and fiber angle and the ratio of VMO to VL thickness in PFPS subjects were significantly lower than in healthy individuals at baseline position ($P = 0.01$).

Table 1. Demographic data of the subjects

Variables	Group	Mean±SD		P
		Healthy	PFPS	
Age (y)		23±2.1	22.75±3.43	0.281
Height (cm)		170±6	169±8	0.473
Weight (kg)		64.65±3.61	64.1±4.63	0.321
BMI (kg/m ²)		22.42 ± 1.65	22.41 ± 2.37	0.564

PFPS: Patellofemoral pain syndrome.

Table 2. Interrater reliability of sonographic measurements from two ultrasonography sessions

Variables	SEM	ICC	%95 CI	
			Lower Bound	Upper Bound
VMO Thickness	0.32	0.96	0.86	0.99
VMO Fiber Angle	0.59	0.97	0.91	0.99
VL Thickness	0.68	0.98	0.93	0.99
VL Fiber Angle	0.44	0.98	0.93	0.99

Archives of
Rehabilitation

Abbreviations: VMOT: Vastus medialis oblique, VLT: Vastus lateralis, ICC: Intraclass correlation coefficient, SEM: Standard error of the mean.

In the between-group comparison of contractile positions, the results showed no significant difference in any of the variables for the group factor ($P>0.05$, Table 4). However, the main effect of contractile positions in both healthy and PFPS groups during the SLR maneuver was significant ($P<0.05$), and the results are presented below.

The independent effect of hip rotation without ankle dorsiflexion contraction on VMO thickness changes showed that hip rotation during SLR had a significant effect on VMO thickness so that the existence of external hip rotation could significantly increase this outcome in both groups compared to neutral and internal hip rotations ($P=0.01$). On the other hand, the evaluation of the combined hip rotation and ankle position showed that performing SLR exercise with external hip rotation and ankle dorsiflexion compared to SLR with neutral hip rotation and no ankle dorsiflexion significantly in-

creased VMO thickness and fiber angle in both groups ($P=0.01$) (Figure 2).

Also, a statistically significant effect was observed regarding the independent effect of hip rotations on changes in VL thickness and fiber angle, so internal hip rotation increased these outcomes in both groups compared to the neutral hip position ($P=0.01$). Moreover, internal hip rotation and ankle dorsiflexor contraction significantly increased VL thickness and fiber angle compared to SLR with a neutral hip position and no ankle dorsiflexion in both groups ($P=0.01$) (Tables 5 and 6).

Regarding the thickness ratio of VMO to VL in different SLR positions, the addition of ankle dorsiflexor contraction to the exercise was an influential factor in this ratio, so this variable during SLR with external hip rotation and no ankle dorsiflexor contraction was significantly higher than SLR with external rotation of the hip

Table 3. Ultrasonographic measurements in rest position by the independent t test

Variables	Group	Mean±SD		P
		Healthy	PFPS	
VMOT (mm)		20.82±4.13	19.93±1.62	0.011*
VMOFA (degree)		49.25±5.17	47.76±1.58	0.002*
VLT (mm)		19.59±2.60	19.16±1.32	0.001*
VLFA (degree)		22.4±3.44	20.94±2.76	0.114
VMOT/VLT		1.06±0.18	1.01±0.1	0.019*

Archives of
Rehabilitation

Abbreviations: VMOT: Vastus medialis oblique thickness; VMOFA: Vastus medialis oblique fiber angle; VLT: Vastus lateralis thickness; VLFA: Vastus lateralis fiber angle.

* $P<0.05$

Table 4. Ultrasonographic measurements in two groups (ratio to the rest position)

Variables	Mean±SD							
	Healthy Group				PFPS Group			
	VMOT (mm)	VMOFA (degree)	VLT (mm)	VLFA (degree)	VMOT (mm)	VMOFA (degree)	VLT (mm)	VLFA (degree)
Rest conditions	100±0	100±0	100±0	100±0	100±0	100±0	100±0	100±0
SLRNHNA	130.04±16.77	131.64±19.06	102.42±10.68	104.49±15.48	126.02±10.14	127.71±6.8	93.58±9.47	103.61±11.68
SLRNHAD	139.09±17.12	139.29±22.66	101.9±6.86	107.54±18.60	135.15±15.21	134.26±10.1	95.4±12.41	103.54±11.72
SLRIHNA	132.2±23.87	134.58±26.86	107.8±8.93	116.87±21.26	132.89±9.9	126.23±10.75	101.95±13.08	110.81±10.11
SLRIHAD	140.18±20.61	144.7±28.44	114.06±17.08	105.06±16.77	140.5±15.61	140.6±11.28	105.99±9.75	103.01±8.8
SLREHNA	136.1±23.15	140.94±36.13	109.45±12.69	121.36±22.46	134.19±11.19	129.16±8.57	101.13±14.09	109.25±15.52
SLREHAD	154.31±22.4	158.52±37.41	110.86±16.48	106.47±16.02	151.56±17.29	153.99±13.54	102.76±10.38	101.97±10.29

	VMOT (mm)	VMOFA (degree)	VLT (mm)	VLFA (degree)
P	0.680	0.307	0.068	0.232

Abbreviations: SLRNHNA, straight leg raising in neutral hip position and with neutral ankle position; SLRNHDA, straight leg raising in neutral hip position and with ankle dorsi flexion; SLRIHNA, straight leg raising with hip internal rotation and with neutral ankle position; SLRIHAD, straight leg raising with hip internal rotation and with ankle dorsi flexion; SLREHNA, straight leg raising with hip external rotation and with neutral ankle position; SLREHAD, straight leg raising with hip external rotation and with ankle dorsi flexion; VMOT, vastus medialis oblique thickness; VMOFA, vastus medialis oblique fiber angle; VLT, vastus lateralis thickness; VLFA, vastus lateralis fiber angle.

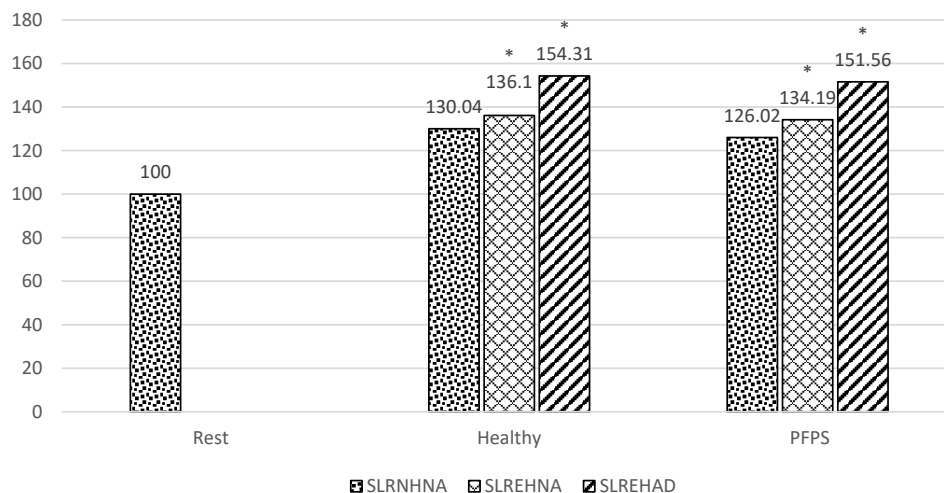


Figure 2. Comparing VMO thickness during three types of SLR exercise in healthy and PFPS groups

Abbreviations: PFPS, patellofemoral pain syndrome, SLRNHNA, straight leg raising in neutral hip position and with neutral ankle position; SLREHNA, straight leg raising with hip external rotation and with neutral ankle position, SLREHAD; straight leg raising with hip external rotation and with ankle dorsi flexion; VMOT, vastus medialis oblique thickness.

* P<0.05.

Table 5. Bonferroni result, healthy group

Variables	SLR type	P			
		VLFA	VLT	VMOFA	VMOT
SLRNHNA	SLRNHAD	1.000	1.000	0.901	0.042*
	SLRIHNA	0.032*	0.320	1.000	1.000
	SLRIHAD	1.000	0.061	0.136	0.07
	SLREHNA	0.003*	0.071	1.000	1.000
	SLREHAD	1.000	0.392	0.008*	0.000*
SLRNHAD	SLRIHNA	0.432	0.110	1.000	0.725
	SLRIHAD	1.000	0.037*	1.000	1.000
	SLREHNA	0.063	0.295	1.000	1.000
	SLREHAD	1.000	0.214	0.025*	0.002*
SLRIHNA	SLRIHAD	0.059	1.000	0.056	0.236
	SLREHNA	0.013*	1.000	0.773	0.295
	SLREHAD	0.069	1.000	0.000*	0.000*
SLRIHAD	SLREHNA	0.009*	1.000	1.000	1.000
	SLREHAD	1.000	1.000	0.014*	0.000*
SLREHNA	SLREHAD	0.006*	1.000	0.001*	0.000*

Abbreviations: SLRNHNA: Straight leg raising in neutral hip position and with neutral ankle position; SLRNHDA: Straight leg raising in neutral hip position and with ankle dorsi flexion; SLRIHNA, straight leg raising with hip internal rotation and with neutral ankle position; SLRIHAD, straight leg raising with hip internal rotation and with ankle dorsi flexion; SLREHNA, straight leg raising with hip external rotation and with neutral ankle position; SLREHAD, straight leg raising with hip external rotation and with ankle dorsi flexion; VMOT, vastus medialis oblique thickness; VMOFA, vastus medialis oblique fiber angle; VLT, vastus lateralis thickness; VLFA, vastus lateralis fiber angle.

*P<0.05.

without ankle dorsiflexion in the two groups (P=0.01). Nevertheless, no significant difference was observed in the combined effect of hip rotation and ankle position on this ratio (Figure 3).

Discussion

This study aimed to find the best position to activate VMO muscle than VL in different positions of SLR maneuver in two groups of healthy people and those with PFPS. Various techniques, such as magnetic resonance imaging, electromyography, and ultrasonography, are used to study skeletal muscle structure and function; ultrasonography, as a non-invasive, accessible, and in-

expensive tool, can easily examine these outcomes in either static or dynamic positions [25]. In this study, we utilized ultrasonography to evaluate VMO and VL activation during the maximal SLR maneuver with different positions of hip rotation and ankle dorsiflexion. Ultrasonography showed high reliability in examining the structural features of VMO and VL during SLR.

VMO and VL muscle thickness and fiber angle in the PFPS group were significantly less than in healthy people at rest. This finding is consistent with the results of Giles et al. (2013) and Dong et al. (2021), reporting atrophy in the VMO and VL muscles at rest position for PFPS patients compared to healthy individuals. The

Table 6. Bonferroni result, pfps group

Variables	SLR type	P			
		VLFA	VLT	VMOFA	VMOT
SLRNHNA	SLRNHAD	1.000	1.000	0.017*	0.439
	SLRIHNA	0.126	0.007*	1.000	0.474
	SLRIHAD	1.000	0.000*	0.000*	0.006*
	SLREHNA	0.852	0.078	1.000	0.056
	SLREHAD	1.000	0.000*	0.000*	0.000*
SLRNHAD	SLRIHNA	0.134	0.049*	0.045*	1.000
	SLRIHAD	1.000	0.000*	0.015*	1.000
	SLREHNA	0.268	0.139	0.526	1.000
	SLREHAD	1.000	0.010*	0.000*	0.217
SLRIHNA	SLRIHAD	0.030*	1.000	0.001*	0.561
	SLREHNA	1.000	1.000	1.000	1.000
	SLREHAD	0.024*	1.000	0.000*	0.001*
SLRIHAD	SLREHNA	1.000	0.691	0.005*	0.420
	SLREHAD	1.000	0.581	0.001*	0.595
SLREHNA	SLREHAD	0.476	1.000	0.000*	0.005*

Abbreviations: PFPS: Patellofemoral pain syndrome SLRNHNA: Straight leg raising in neutral hip position and with neutral ankle position; SLRNHDA, straight leg raising in neutral hip position and with ankle dorsi flexion; SLRIHNA, straight leg raising with hip internal rotation and with neutral ankle position; SLRIHAD, straight leg raising with hip internal rotation and with ankle dorsi flexion; SLREHNA, straight leg raising with hip external rotation and with neutral ankle position; SLREHAD, straight leg raising with hip external rotation and with ankle dorsi flexion; VMOT, vastus medialis oblique thickness; VMOFA, vastus medialis oblique fiber angle; VLT, vastus lateralis thickness; VLFA, vastus lateralis fiber angle.

*P<0.05.

reason for this claim was the presence of pain during quadriceps contraction, which led to inhibition of this muscle, resulting in atrophy in both VMO and VL muscles in these patients [26, 27].

In between-group comparison, no significant difference in the VMO and VL muscle thickness and fiber angle was observed in different positions of SLR maneuver, and the trend of changes in the two groups followed the same pattern by changing the hip rotation with or without ankle dorsiflexor contraction. These results are consistent with the findings of Lotfi et al. (2018), who reported no significant difference in the electrical activity ratio of VMO to VL during the SLR maneuver be-

tween the healthy and PFPS groups [28]. The lack of between-group difference could be young PFPS patients in the present study with no chronic condition, and the pattern of their knee muscles activity probably did not substantially change compared to healthy individuals. Also, because these patients did not have much severe pain, they could probably activate the quadriceps muscle as much as healthy people.

Based on the results, the independent position of the external hip rotation compared with the two other hip rotations led to a significant increase in the VMO muscle thickness and fiber angle. This finding confirms that reported by Sykes et al. (2003) study [9]. It may be due

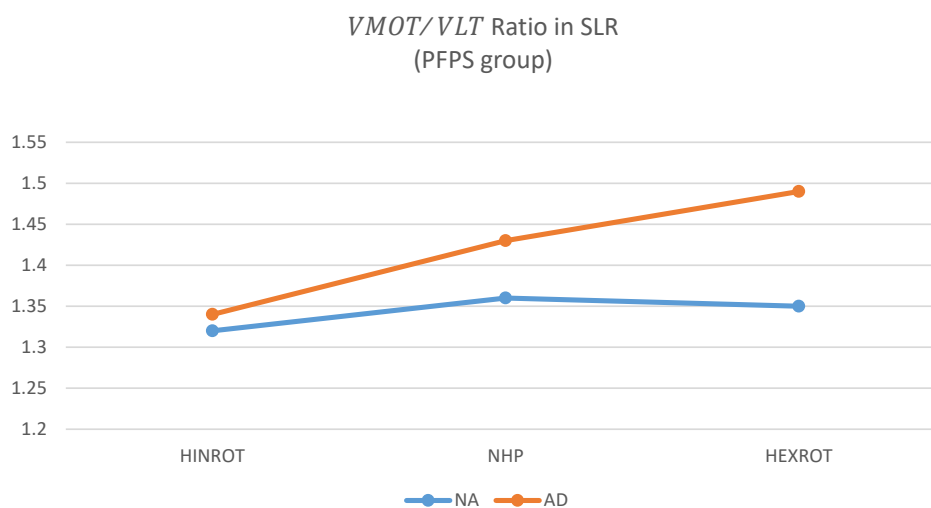


Figure 3. The ratio of VMO thickness to VL thickness during types of SLR exercise in PFPS group

Archives of
Rehabilitation

Abbreviations: PFPS, patellofemoral pain syndrome; VMOT, vastus medialis oblique; VLT, vastus lateralis thickness; HINROT, hip internal rotation; NHP, neutral hip position; HEXROT, hip external rotation; NA, neutral ankle position; AD, ankle dorsiflexion.

to the connections of the VMO muscle to the adductor magnus and the adductor longus; the fibers of these muscles are placed on the surface, thereby performing the SLR with hip external rotation by the collaboration of adductors [1]. As a result of more activity of the adductor muscles, the VMO muscle also shows more activity by increasing the values of the sonographic parameters of the present study. On the other hand, with the hip external rotation, the VMO should overcome greater gravitational force, resulting in greater torque production in the quadriceps muscle. In this regard, Mikaili et al. (2017) showed that greater force was produced in the external hip rotation compared to the internal and neutral rotations of the hip during the SLR maneuver in healthy individuals [29]. However, Livecchi et al. (2002) found that external hip rotation during SLR could not be used as a specific exercise to activate VMO in healthy individuals [12]. In previous studies, surface EMG has been utilized to evaluate the VMO and VL muscle activation in SLR maneuvers with different hip rotations. However, in the present study, ultrasonography was applied, which may be a reason for the controversy between the results of this study and some previous studies.

Adding ankle dorsiflexion to the SLR maneuvers significantly increased the VMO and VL thickness and fiber angle in healthy and PFPS groups. This finding is in line with that of Choi et al. (2014) and Cha et al. (2014) [10, 30]. From the point of view of neurophysiology and according to the overflow principle in proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF), the contractile

level of muscles can be affected by the contraction of other muscles. This energy transfer is justified by the irradiation principle, in which the torque resulting from the contraction of other muscles is transferred to weaker motor units [31]. Using the electromyographic examination of the abdominal muscles, Chon et al. (2010) showed that the addition of ankle dorsiflexion to the abdominal drawing-in maneuver increased the activity of the abdominal muscles through the irradiation [32]. The existence of a reflex relationship between the pretibial muscle and the quadriceps muscle has also been shown in the literature; for example, Kalantari et al. (2009) and Rafsanjani et al. (2017) investigated this reflex relationship, and their findings are consistent with the results of the present study [33, 34]. Moreover, the extent and intensity of this reflex vary at different positions of the knee and the hip joints. As the knee extension and hip flexion move closer to their terminal range of motion, the incidence of this reflex reaches its maximum. This reflex appears to occur more often in the SLR exercise performed at their terminal range of motion of the knee and hip. This event may explain the knee muscles' increased thickness, fiber angle during the SLR, and ankle dorsiflexor contraction.

The results of our study also indicated that the hip internal rotation with ankle dorsiflexion during the SLR maneuver compared to other positions significantly increased in VL muscle thickness and fiber angle. Because the VL muscle is placed on the surface resulting from the hip's internal rotation, it becomes more active during

the SLR than other parts of the quadriceps. This result was also confirmed by Serrao et al. (2005). They stated that the internal rotation of the tibia increased the electrical activity of the VL muscle in isometric knee extension exercises [8].

This study evaluated the ratio of VMO to VL thickness as a measure of VMO activation. In exercise therapy in PFPS patients, the emphasis should be on specific VMO strengthening [35]. The combination of hip rotations and ankle dorsiflexion on the thickness ratio of VMO to VL indicated no significant difference between the healthy and PFPS groups. This result is consistent with the results of Pattyn et al. (2011). They showed that the ratio of the cross-sectional area of VMO muscle to VL in PFPS individuals was not significantly different compared to healthy individuals [36]. Similarly, atrophy in both VMO and VL muscles in their distal part resulted in no significant difference in the ratio of the cross-section of VMO muscle to VL in PFPS patients than in healthy individuals.

Study Limitations

One of the limitations of this study was that we just included young participants. It is suggested that future studies are conducted on older people and other musculoskeletal knee injuries. Another limitation was the immediate evaluation of exercise on sonographic parameters; thus, a high-scale design with a long-term exercise program could help find the best exercise for greater VMO activation in PFPS patients.

Conclusion

The present study indicated that by changing hip rotations with or without ankle dorsiflexion during SLR, the changes in VMO and VL thickness and fiber angle in the two groups followed the same pattern. Moreover, performing SLR in hip external rotation with ankle dorsiflexion can be recommendable for the rehabilitation of PFPS.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the Ethics Committee of [Shahid Beheshti University of Medical Sciences](#) (Code: IR.SBMU.RETECH.REC.1400.217). The participants were informed about the study objectives and were assured that their information would remain confidential. They all signed a written consent form.

Funding

This article was extracted from the PhD thesis of Saeed Mikaili. The study was funded by [Shahid Beheshti University of Medical Sciences](#).

Authors' contributions

Conceptualization: Saeed Mikaili and Khosro Khademi Kalantari; Methodology, and data analysis: Mino Khalkhali Zavieh and Alireza Akbarzadeh Baghban; Investigation: Saeed Mikaili and Mehdi Banan Khojasteh; Editing and review: Aliyeh Daryabor; Supervision: Khosro Khademi Kalantari.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

The authors would like to thank the Vice-Chancellor for Research of [Shahid Beheshti University of Medical Sciences](#) for financial support and all participants for their cooperation.

This Page Intentionally Left Blank



مقاله پژوهشی

اولتراسونوگرافی عضلات زانو حین صاف بالا آوردن پا در وضعیت‌های مختلف هیپ و مچ پا در سندرم درد پتلوفمورال

سعید میکائیلی^۱، * خسرو خادمی کلانتری^۱، مینو خلخالی زاویه^۱، عالیه دریابر^۲، مهدی بانان خجسته^۱، علیرضا اکبرزاده باغبان^۳

۱. گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.

۲. گروه فیزیوتراپی، مرکز تحقیقات فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.

۳. مرکز تحقیقات پروتئومیکس، گروه آمار زیستی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.

Use your device to scan and read the article online



Citation Mikaili S, Khademi Kalantari Kh, KhalkhaliZavieh M, Daryabor A, Banan Khojasteh M, Akbarzadeh Baghban A. [Ultrasonography of Knee Muscles During SLR With Different Positions of Hip and Ankle in Patellofemoral Pain Syndrome (Persian)]. *Archives of Rehabilitation*. 2023; 24(2):284-307. <https://doi.org/10.32598/RJ.24.2.3670.1>

doi <https://doi.org/10.32598/RJ.24.2.3670.1>



هدف: باتوجه به شیوع قابل توجه سندرم درد پتلوفمورال، همچنین مطرح بودن تقویت عضلات چهارسر زانو در توانبخشی زانو، تعیین بهترین راه برای فعال‌سازی و تقویت عضلات، ثبات‌دهنده‌های پتلا به‌عنوان یکی از کلیدهای مهم درمان محسوب می‌شود. هدف از این مطالعه بررسی تأثیر وضعیت‌های مختلف چرخش ران و انقباض عضلات دورسی فلکسور مچ پا، حین انجام مانور حداکثری صاف بالا آوردن پا در حالت نشسته بر ضخامت و زاویه فیبرهای عضلات عضله پهن داخلی و عضله پهن خارجی با استفاده از اولتراسونوگرافی می‌باشد.

روش بررسی: این مطالعه شبه تجربی بر روی ۴۰ فرد، ۲۰ نفر گروه سالم و ۲۰ نفر گروه سندرم درد پتلوفمورال انجام شد. ضخامت و زاویه فیبر عضلات پهن داخلی و خارجی با استفاده از اولتراسونوگرافی حین مانور حداکثری صاف بالا آوردن پا در ۶ وضعیت ترکیبی چرخش داخلی، خارجی و خنثی هیپ با و بدون دورسی فلکشن مچ پا اندازه‌گیری شد.

یافته‌ها: در مقایسه بین گروهی، در حالت‌های مختلف صاف بالا آوردن پا، تفاوت معناداری در هیچ کدام از متغیرها وجود نداشت ($P < 0/05$). در مقایسه درون گروهی، چرخش خارجی هیپ در مقایسه یا سایر چرخش‌های هیپ بدون دورسی فلکشن مچ پا، منجر به افزایش ضخامت و زاویه فیبرهای عضلات پهن میانی در هر دو گروه شد ($P < 0/05$). همچنین، اضافه کردن دورسی فلکشن مچ پا به چرخش‌های مختلف هیپ حین انجام مانور صاف بالا آوردن پا منجر به افزایش معنادار ضخامت و زاویه فیبرهای عضلات پهن داخلی و پهن خارجی شد ($P < 0/05$).

نتیجه‌گیری: با تغییر چرخش هیپ با یا بدون دورسی فلکشن مچ پا در حین مانور صاف بالا آوردن پا، روند تغییرات ضخامت و زاویه فیبرهای عضلات پهن داخلی و پهن خارجی در هر دو گروه از یک الگو پیروی کرد. به نظر می‌رسد انجام تمرین صاف بالا آوردن پا در چرخش خارجی هیپ هم‌زمان با دورسی فلکشن مچ پا در توانبخشی افراد دارای سندرم درد پتلوفمورال قابل توصیه است.

کلیدواژه‌ها: واستوس مایل داخلی، واستوس مایل خارجی، اولتراسونوگرافی، چرخش هیپ، دورسی فلکشن مچ پا، سندرم پتلوفمورال

تاریخ دریافت: ۰۸ آذر ۱۴۰۱

تاریخ پذیرش: ۰۱ بهمن ۱۴۰۱

تاریخ انتشار: ۱۰ تیر ۱۴۰۲

* نویسنده مسئول:

دکتر خسرو خادمی کلانتری

نشانی: تهران، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دانشکده علوم توانبخشی، گروه فیزیوتراپی.

تلفن: ۷۷۵۶۱۷۲۲ (۲۱) ۹۸+

رایانامه: khosro_khademi@yahoo.co.uk

مقدمه

اضافه کردن انقباض عضلات دورسی فلکسور حین تمرین صاف بالا آوردن پا می‌تواند در وارد عمل کردن عضله پهن داخلی و عضله پهن خارجی مؤثر باشد، اما هنوز در مورد این موضوع اتفاق نظر قطعی وجود ندارد [۱۰، ۱۳].

در حین انجام مانور صاف بالا آوردن پا در حالت خوابیده به دلیل همراه بودن فلکشن هیپ، غالب بودن فعالیت عضله رکتوس فموریس نسبت به عضله پهن داخلی امری بدیهی است [۱۴]. در مورد اینکه بتوان در حین انجام مانور صاف بالا آوردن پا با وضعیت نشسته، فعالیت بیشتری در عضله پهن داخلی ایجاد کرد، مطالعه‌ای انجام نشده است. باتوجه به اینکه در حالت نشسته عضله رکتوس فموریس دچار بی‌کفایتی فعال می‌شود [۱۵]. می‌توان انتظار داشت که با ایجاد این تغییر فعالیت سایر قسمت‌های عضله کوادریسپس نسبت به رکتوس فموریس غالب‌تر باشد.

در سال‌های اخیر، از اولتراسونوگرافی به شکل گسترده‌ای جهت اندازه‌گیری تغییرات مورفولوژیکال عضلات اسکلتی همانند ضخامت و زاویه فیبر استفاده شده است [۱۶]. امروزه سونوگرافی نشان داده است که در مقایسه با روش‌های تصویربرداری موجود، بدون داشتن تداخل، وسیله‌ای با روایی و پایایی بالا برای مطالعات رابطه بین قدرت و ساینز عضله می‌باشد [۱۷]. در این مطالعه از سونوگرافی برای ثبت تغییرات ضخامت و زاویه فیبرهای عضلات زانو، استفاده شد.

باتوجه به اهمیت تقویت عضله پهن داخلی در بیماران مبتلا به سندرم درد پتلوفمورال و اینکه در مطالعات قبلی در مورد تمریناتی که به شکل اختصاصی عضله پهن داخلی را وارد عمل می‌کنند، هنوز اختلاف نظر وجود دارد، این مطالعه از طریق اندازه‌گیری ضخامت و زاویه فیبرها، میزان وارد عمل شدن عضلات پهن داخلی و پهن خارجی در حین تمرین صاف بالا آوردن پا در وضعیت‌های مختلف انجام این تمرین را در افراد با و بدون سندرم درد پتلوفمورال بررسی کرد. این حالت‌ها شامل انجام تمرین صاف بالا آوردن پا با حداکثر انقباض عضلانی در حالت نشسته با ترکیب وضعیت‌های مختلف چرخش هیپ و همچنین همراه و بدون همراهی انقباض حداکثری عضلات دورسی فلکسور مچ پا می‌باشد.

روش‌ها

نمونه‌ها

این مطالعه شبه‌تجربی بر روی ۴۰ فرد داوطلب در ۲ گروه انجام شد. یک گروه شامل ۲۰ فرد سالم (۱۳ مرد و ۷ زن) با میانگین سنی ۲۳±۲/۱ سال، قد ۱۷۰±۶ سانتی‌متر، وزن ۶۴/۶۵±۳/۶۱ کیلوگرم و بدون سابقه درد زانو و بدون سابقه پاتولوژی خاص در اندام تحتانی بود معیارهای ورود برای این افراد سالم عبارت

سندرم درد پتلوفمورال^۱، درد قدامی و اغلب بدون دلیل قدام زانو می‌باشد که میزان شیوع آن ۲۵ درصد در جمعیت می‌باشد و بیشتر در افراد جوان و فعال دیده می‌شود [۱]. اختلال در ریتم پتلوفمورال ایجاد شده در بیماران دارای سندرم درد پتلوفمورال، می‌تواند به دلایل مختلفی باشد. عمده دلیلی که منجر به حرکت غیرطبیعی پتلا در این بیماران می‌شود، کم بودن نسبت فعالیت عضله پهن داخلی^۲ به عضله پهن خارجی^۳ می‌باشد [۲]. عضله واستوس مایل داخلی در زاویه‌ای ۴۵ تا ۵۰ درجه نسبت به محور طولی فمور در سمت داخلی پتلا قرار دارد. مهم‌ترین عملکرد این عضله، ثبات‌دهنده داینامیک پتلا در سمت داخل و جلوگیری از انحراف به خارج بیش از حد پتلا می‌باشد [۳]. ثبات داینامیک پتلا با بخش مایل عضله پهن داخلی و عضله پهن خارجی انجام می‌شود [۴]. بنابراین تقویت عضله پهن داخلی در بهبود عملکرد بیماران سندرم درد پتلوفمورال مؤثر است.

در بین مداخلات درمانی، اغلب محققین اعتقاد دارند، درمان‌های غیرجراحی و غیردارویی خط اول درمان در بیماران سندرم درد پتلوفمورال می‌باشد. فیزیوتراپی یک درمان غیرتهاجمی در درمان این بیماران می‌باشد، مانند تقویت عمومی کوادریسپس، کشش عضلات کوتاه‌شده، اصلاح راستای پتلا توسط نواربندی و تقویت اختصاصی عضله پهن داخلی [۵]. وجود ایمبالانس عضلانی بین عضله پهن داخلی و عضله پهن خارجی، منجر به لترالیزیشن پتلا و در ادامه باعث استرس به مفصل پتلوفمورال می‌شود. در نتیجه در این بیماران توجه به تقویت اختصاصی عضله پهن داخلی، از اهمیت بالایی برخوردار است [۶].

در مطالعات قبلی، به منظور تقویت اختصاصی عضله پهن داخلی، تمرینات متنوعی معرفی شده است، همانند تمرینات زنجیره باز و زنجیره بسته [۷]، ایجاد تغییر در چرخش تیبیا [۸] و هیپ [۹] و اضافه کردن دورسی فلکشن مچ پا حین تمرین صاف بالا آوردن پا [۱۰] و اداکشن هیپ [۱۱]. از جمله تمریناتی که برای وارد عمل کردن اختصاصی عضله پهن داخلی پیشنهاد شده است. صاف بالا آوردن پا همراه با زوایای مختلف چرخش هیپ است. سایکس در سال ۲۰۰۳ نشان داد صاف بالا آوردن پا همراه با چرخش خارجی هیپ می‌تواند عضله پهن داخلی را بیشتر وارد عمل کند [۹]. هرچند در مطالعات دیگر مشاهده شده بود که صاف بالا آوردن پا همراه با چرخش خارجی هیپ نمی‌تواند به‌عنوان تمرین اختصاصی برای وارد عمل کردن عضله پهن داخلی مورد استفاده قرار گیرد و در این مورد اختلاف نظر وجود دارد [۱۲]. از طرف دیگر در مطالعات بیان شده است که

1. Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS)
2. Vastus Medialis Oblique (VMO)
3. Vastus Lateralis Muscle (VL)
4. Straight Leg Raising (SLR)



تصویر ۱. صندلی طراحی شده جهت اندازه‌گیری‌های سونوگرافی توانبخشی

بعد از اطمینان از تکرارپذیری درون آزمونگر، تمام پارامترهای مربوط به ضخامت و زاویه فیبرهای عضلات پهن داخلی و خارجی توسط محقق به‌وسیله سونوگرافی در حالت استراحت اندازه‌گیری شد. قبل از انجام تست اصلی، افراد یک دوره گرم کردن به‌صورت راه رفتن با سرعت نرمال به‌مدت ۵ دقیقه روی تردمیل و کشش برای عضلات کوادریسپس، همسترینگ، عضلات ساق و اداکتورهای ران را دریافت کردند. کشش عضلات به‌صورت نگهداشتن کشش برای ۳۰ ثانیه و ۳ تکرار کشش برای هر عضله بود.

انجام این مراحل بر روی نمونه‌ها توسط یک فیزیوتراپیست ثابت انجام می‌شد [۲۰]. بعد از آماده‌سازی شرکت‌کنندگان، فرد بر روی صندلی مخصوص طراحی شده برای این مطالعه قرار گرفت، به‌طوری‌که فرد در حالت نشسته با زانوی صاف و وضعیت خنثی میج یا قرار داشت (تصویر شماره ۱). تمام اندازه‌گیری‌های مربوط به ضخامت و زاویه فیبرهای عضلات پهن میانی و کناری توسط سونوگرافی در حالت استراحت برای پای فرد توسط محقق انجام شد. در ادامه از نمونه‌ها خواسته می‌شد، به شکل تصادفی حالت‌های مختلف از مانور صاف بالا آوردن پا با حداکثر قدرت انجام دهند که این حالت‌ها شامل ۶ حالت می‌شد که شامل ترکیبی از ۳ وضعیت چرخش داخلی، خارجی و خنثی ران و وجود یا عدم وجود انقباض دورسی فلکسورهای میج پا بود.

به منظور اتخاذ وضعیت‌های مختلف چرخش هیپ، فرد ران را طوری می‌چرخاند که محور طراحی شده بر روی وسیله‌ای که پای فرد روی آن قرار گرفته، موازی با انگشت شست قرار بگیرد. محورها با زاویه ۴۵ درجه در دو سمت طراحی شده بودند و از نمونه‌ها خواسته شد حداکثر چرخش داخلی و حداکثر چرخش خارجی را ایجاد کنند. در ادامه از فرد مورد آزمایش خواسته می‌شد که در مقابل Load Cell که بر روی قدام میج پای بیمار قرار گرفته بود با حداکثر نیرو فشار وارد کند و حداقل ۵ ثانیه این انقباض را نگه دارد. انجام مانور صاف بالا آوردن پا در وضعیت نشسته منجر به فعالیت بیشتر عضلات پهن داخلی و خارجی نسبت به بخش رکتوس فموریس می‌شود.

بودند از عدم وجود سابقه درد مفصل زانو در ۳ ماه قبل از مطالعه، عدم وجود پاتولوژی خاص در زانو و عدم درد در انجام بیش از دو فعالیت دویدن، پریدن، زانو زدن، نشستن طولانی‌مدت و بالا رفتن و پایین آمدن از پله‌ها.

گروه دیگر شامل ۲۰ فرد مبتلا به سندرم درد پتروفمورال (۱۳ مرد و ۷ زن) با میانگین سنی $۲۲/۷۵ \pm ۳/۴۳$ سال، قد ۱۶۹ ± ۸ سانتی متر، وزن $۶۴/۱ \pm ۴/۶۳$ کیلوگرم، بدون سابقه آسیب به زانو و هیپ بود. معیارهای ورود برای گروه سندرم درد پتروفمورال عبارت بودند از: درد جلوی زانو و اطراف پتلا حین حداقل دو فعالیت از فعالیت‌های یادشده در بالا که فشار به مفصل پتروفمورال وارد می‌کند، وجود درد در حداقل ۳ ماه گذشته که بیشتر روزها احساس می‌شده است، درد در لمس فاست داخلی یا خارجی کشکک [۱۸، ۱۹]. معیارهای خروج عبارت بودند از: سابقه جراحی در اندام تحتانی در ۱۲ ماه گذشته، آسیب ماسکولوسکتال قبلی هیپ، زانو یا میج پا، شرایط التهابی و تورم در زانو، سابقه دررفتگی یا نیمه دررفتگی کشکک [۱۸].

در این مطالعه بیماران سندرم درد پتروفمورال به‌روش نمونه‌گیری ساده غیرتصادفی از بین بیماران مراجعه‌کننده به **کلینیک فیزیوتراپی شهید بهشتی** و افراد سالم از بین دانشجویان سالم این **دانشگاه** انتخاب شدند. با یک مطالعه مقدماتی برای تعیین حجم نمونه بر روی ۱۰ نفر با در نظر گرفتن آلفای ۰/۰۵ و قدرت ۸۰ درصد دو گروه ۲۰ نفر انتخاب شدند. در این طرح نمونه‌های ۲ گروه براساس قد، وزن، سن و اندام‌های غالب، همسان‌سازی شدند. در این مطالعه فرم رضایت‌نامه آگاهانه توسط افراد تکمیل شد و افراد فرم اطلاعات جمعیت‌شناختی را قبل از شروع مطالعه تکمیل کردند.

برای ارزیابی میزان درد افراد دارای سندرم درد پتروفمورال از مقیاس بصری درد^۳ استفاده شد و از افراد خواسته شد شدت درد خود را بر روی خط کش درد از شدت صفر تا ۱۰ نشان دهند. به منظور بررسی حداکثر انقباض ایزومتریک افراد، در این مطالعه افرادی وارد شدند که دارای شدت درد متوسط (VAS بین ۳ تا ۶) بودند.

روش اجرا

به منظور بررسی تکرارپذیری درون آزمونگر یک مطالعه ابتدایی بر روی ۱۰ فرد سالم انجام شد تا تکرارپذیری اندازه‌گیری‌های مربوط به ضخامت و زاویه فیبرهای عضلات پهن داخلی و خارجی حین انقباض حداکثری مانور صاف بالا آوردن پا به دست آید، اندازه‌گیری‌ها طی ۱ هفته و توسط یک آزمونگر انجام شد و میانگین ۳ بار اندازه‌گیری به منظور اندازه‌گیری ضریب همبستگی درون رده‌ای^۴ استفاده شد.

5. Visual Analog Scale (VAS)

6. Intraclass Correlation Coefficient (ICC)

به منظور اندازه‌گیری ضخامت عضله پهن خارجی، ابتدا نقطه وسط فاصله بین اپی‌کوندیل خارجی زانو و تروکانتر بزرگ ران با مارکر علامت‌گذاری شد. با اطمینان از ثابت بودن عضو، پروب دستگاه سونوگرافی همراه با مقدار کافی ژل، به شکل موازی با عضله در این نقطه قرار داده شدند. پس از اطمینان از ظاهر شدن تصویر عضله پهن خارجی در صفحه نمایشگر، تصویر ثابت شد. بیشترین فاصله بین فاسیای سطحی و عمقی عضله به‌عنوان ضخامت عضله در نظر گرفته شد [۲۲، ۲۳]. در همین نقطه زاویه‌ای که از اتصال فیبرهای عضله پهن خارجی به فاسیای عمقی تشکیل می‌شد به‌عنوان زاویه فاسیکل عضله پهن خارجی تعریف شد [۲۴]. به منظور بررسی عینی‌تر نتایج، هر کدام از متغیرهای اندازه‌گیری‌شده، به‌صورت درصدی از میانگین اعداد خام حالت استراحت کلی (استراحت در خنثی هیپ و بدون انقباض دورسی فلکسورهای مچ پا) درآورده و تمام آزمون‌های آماری بر روی داده‌های جدید انجام شد.

تحلیل آماری

جهت بررسی تکرارپذیری تمامی متغیرهای وابسته، ضریب همبستگی درون‌رده‌ایی محاسبه شد. برای بررسی نرمال بودن داده‌ها، از آزمون شاپیرو-ویلک^۷ استفاده شد. به‌دلیل نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون تحلیل واریانس دو طرفه^۸ جهت مقایسه گروه سالم و دارای سندرم درد پتروفورال استفاده شد. همچنین به‌دلیل وجود ۶ حالت مختلف که از ترکیب وضعیت هیپ و همراهی و عدم همراهی انقباض عضلات دورسی فلکسور مچ پا به دست آمد، از تحلیل واریانس با اندازه‌های مکرر و برای مقایسه زوجی از روش بونفرنی^۹ استفاده شد. تمام تحلیل‌ها با استفاده از SPSS نسخه ۲۴ انجام شد و سطح معناداری $P < 0/05$ برای مقایسه تعیین شد.

یافته‌ها

در این مطالعه ۲۰ فرد سالم و ۲۰ فرد مبتلا به سندرم پتروفورال شرکت کردند که اطلاعات جمعیت‌شناختی نمونه‌ها در **جدول شماره ۱** ارائه شده است. در ابتدای مطالعه اختلاف آماری معناداری بین میانگین متغیرهای جمعیت‌شناختی در دو گروه وجود نداشت ($P < 0/05$).

نتایج ضریب همبستگی درون رده‌ایی نشان داد تکرارپذیری متغیرهای وابسته در حین انقباض حداکثری صاف بالا آوردن پا بیشتر از ۰/۹۵ است (**جدول شماره ۲**).

مقادیر مربوط به ضخامت و زاویه فیبرهای عضلات پهن داخلی و پهن خارجی و همچنین نسبت ضخامت عضله پهن داخلی به

در این حالت پس از اطمینان از ثابت بودن عضو حین مانور صاف بالا آوردن پا، تمام اندازه‌گیری‌های مربوط به ضخامت و زاویه فیبرهای عضلات پهن داخلی و خارجی انجام می‌شد. تصویربرداری سونوگرافی توسط نرم‌افزار Cap-Sonography انجام شد، به شکلی که این نرم‌افزار در طول مدت ۵ ثانیه‌ای که نمونه مانور صاف بالا آوردن پا خود را انجام می‌شد به شکل مرتب تصویرهای مربوط به سونوگرافی و اندازه‌گیری‌های مربوط به نیرو را به شکل هم‌زمان ثبت می‌کرد. این نرم‌افزار این قابلیت را داشت که بتوانیم اندازه‌گیری‌های سونوگرافی خود را از عضله موردنظر در وضعیتی که نمونه بیشترین گشتاور خود را ایجاد کرده بود، انجام دهیم.

تمام این اندازه‌گیری‌ها به تعداد ۳ بار تکرار شد، به‌طوری‌که فرد، نمونه هریک از حالت‌های انجام مانور صاف بالا آوردن پا را به تعداد ۳ بار و با فاصله زمانی ۱ دقیقه تکرار می‌کرد. بعد از اتمام اندازه‌گیری‌های مربوط به حالت اول به مدت ۴ دقیقه به فرد نمونه استراحت داده می‌شد. پس از انتخاب تصادفی حالت بعدی از انجام مانور صاف بالا آوردن پا، شرکت‌کننده مثل حالت اول عمل کرده و دوباره تمام اندازه‌گیری‌های مربوط به ضخامت و زاویه فیبرها به تعداد ۳ بار تکرار می‌شد. در مورد ۴ حالت بعدی از انجام مانور صاف بالا آوردن پا نیز به همین روال عمل شد. متغیرهای وابسته شامل ضخامت عضلات پهن داخلی و خارجی در تمامی حالات (استراحت و انقباض‌ها)، زاویه فیبرهای عضلات پهن داخلی و خارجی در تمامی حالات (استراحت و انقباض‌ها) و نسبت ضخامت عضلات پهن داخلی و خارجی در حالت‌های مختلف انقباض بود.

در این مطالعه از دستگاه اولتراسونوگرافی مدل Honda Co. Japan با فرکانس ۷/۵ مگاهرتز و پروب خطی ۵ سانتی‌متر برای اندازه‌گیری ضخامت و زاویه فیبرهای عضلات پهن داخلی و خارجی استفاده شد. به منظور اندازه‌گیری ضخامت عضله پهن داخلی، پس از اطمینان از ثابت بودن عضو، پروب دستگاه سونوگرافی پس از آغشته کردن به مقدار کافی ژل، در سمت داخل پروگزیمال‌ترین نقطه پتلا به شکل افقی قرار داده شد. سپس پروب در قسمت داخلی پتلا و در امتداد ضلع داخلی پتلا به سمت پروگزیمال و دیستال حرکت داده شد تا فیبرهای عضله پهن داخلی نمایان شود. پس از اطمینان از ظاهر شدن تصویر عضله پهن داخلی در صفحه نمایشگر، تصویر ذخیره شد. بیشترین فاصله بین فاسیای قدامی و خلفی عضله به‌عنوان ضخامت عضله در نظر گرفته شد [۲۱].

به منظور اندازه‌گیری زاویه فیبرهای عضله پهن داخلی، پروب سونوگرافی را موازی با فیبرهای عضله، طوری قرار داده شد که فیبرهای عضله پهن داخلی به شکل موازی با هم در تصویر سونوگرافی نمایان شود، در این حالت زاویه تشکیل شده بین محور طولی پروب سونوگرافی و خطی که از ASIS به مرکز پتلا وصل می‌شد، به‌عنوان زاویه فیبر عضله پهن داخلی در نظر گرفته شد [۱۶].

7. Shapiro-Wilk Test
8. Two-way mixed ANOVA
9. Bonferroni

جدول ۱. اطلاعات جمعیت‌شناختی شرکت کنندگان

P	میانگین ± انحراف معیار		متغیر
	افراد سندرم درد پتروفمورال	افراد سالم	
۰/۲۸۱	۲۲/۷۵ ± ۳/۴۳	۲۳ ± ۲/۱	سن (سال)
۰/۴۷۳	۱۶۹ ± ۸	۱۷۰ ± ۶	قد (سانتی متر)
۰/۳۲۱	۶۴/۱ ± ۴/۶۳	۶۴/۶۵ ± ۳/۶۱	وزن (کیلوگرم)
۰/۵۶۴	۲۲/۴۱ ± ۲/۳۷	۲۲/۴۲ ± ۱/۶۵	شاخص توده بدنی

توانبخشنی

جدول ۲. نتایج بررسی تکرارپذیری درون آزمونگر در متغیرهای وابسته سونوگرافی

متغیر	خطای استاندارد اندازه‌گیری	ضریب همبستگی درون‌روایی	%۹۵ فاصله اطمینان	
			حد بالا	حد پایین
ضخامت عضله پهن داخلی	۰/۳۲	۰/۹۶	۰/۹۹	۰/۸۶
زاویه فیبر عضله پهن داخلی	۰/۵۹	۰/۹۷	۰/۹۹	۰/۹۱
ضخامت عضله پهن خارجی	۰/۶۸	۰/۹۸	۰/۹۹	۰/۹۳
زاویه فیبر عضله پهن خارجی	۰/۴۴	۰/۹۸	۰/۹۹	۰/۹۳

توانبخشنی

در بررسی اثر مستقل وضعیت چرخش هیپ بدون در نظر گرفتن دورسی فلکشن میچ پا بر تغییرات ضخامت عضله پهن داخلی مشخص شد که چرخش ران حین صاف بالا آوردن پا بر تغییرات ضخامت عضله پهن داخلی اثر معناداری دارد، به طوری که وجود چرخش خارجی در حین تمرین صاف بالا آوردن پا می‌تواند در هر دو گروه باعث افزایش معنادار ضخامت عضله پهن داخلی نسبت به چرخش داخلی و وضعیت نوترال هیپ شود ($P=0/01$). همچنین در بررسی اثر وجود یا عدم وجود انقباض دورسی فلکسورهای میچ پا حین تمرین صاف بالا آوردن پا بر تغییرات ضخامت عضله پهن داخلی مشخص شد که انقباض دورسی فلکسورهای میچ پا به شکل معناداری می‌تواند

عضله پهن خارجی در حالت استراحت به تفکیک افراد سالم و بیمار در **جدول شماره ۳** ارائه شده است، نتایج نشان داد در افراد سندرم درد پتروفمورال ضخامت و زاویه فیبرهای عضلات پهن داخلی و خارجی همچنین نسبت ضخامت عضله پهن داخلی به عضله پهن خارجی در افراد دارای سندرم درد پتروفمورال نسبت به افراد سالم در حالت استراحت، کمتر می‌باشد ($P=0/01$).

در مقایسه بین گروهی، نتایج تفاوت معناداری در هیچ کدام از متغیرها نشان نداد ($P>0/05$) (**جدول شماره ۴**). هر چند در هر دو گروه سالم و بیمار با تمرینات مختلف صاف بالا آوردن پا، تغییراتی در این متغیرهای وابسته ایجاد شده بود ($P<0/05$) که نتایج در ادامه مبحث آمده است.

جدول ۳. داده‌های سونوگرافی در وضعیت استراحت

P	میانگین ± انحراف معیار		متغیر
	افراد دارای سندرم درد پتروفمورال	افراد سالم	
۰/۰۱۱*	۱۹/۹۲ ± ۱/۶۲	۲۰/۸۲ ± ۴/۱۳	ضخامت عضله پهن داخلی (میلی‌متر)
۰/۰۰۲*	۴۷/۷۶ ± ۴/۵۸	۴۹/۲۵ ± ۵/۱۷	زاویه فیبر عضله پهن داخلی (درجه)
۰/۰۰۱*	۱۹/۱۶ ± ۱/۳۲	۱۹/۵۹ ± ۲/۶۰	ضخامت عضله پهن خارجی (میلی‌متر)
۰/۱۱۴	۲۰/۹۴ ± ۲/۷۶	۲۲/۴۳ ± ۲/۴۴	زاویه فیبر عضله پهن خارجی (درجه)
۰/۰۱۹*	۱/۰۱ ± ۰/۱	۱/۰۶ ± ۰/۱۸	نسبت ضخامت عضله پهن داخلی به عضله پهن خارجی (میلی‌متر)

توانبخشنی

* معناداری آماری

جدول ۴. داده‌های سونوگرافی در دو گروه (نسبت به وضعیت استراحت)

وضعیت حالت	میانگین ± انحراف معیار							
	افراد سالم				افراد دارای سندرم درد پتلوفمورال			
	ضخامت وستوس مایل داخلی (میلی متر)	زاویه فیبر وستوس مایل داخلی (درجه)	ضخامت وستوس خارجی (میلی متر)	زاویه فیبر وستوس خارجی (درجه)	ضخامت وستوس مایل داخلی (میلی متر)	زاویه فیبر وستوس مایل داخلی (درجه)	ضخامت وستوس خارجی (میلی متر)	زاویه فیبر وستوس خارجی (درجه)
استراحت	۱۰۰±۰	۱۰۰±۰	۱۰۰±۰	۱۰۰±۰	۱۰۰±۰	۱۰۰±۰	۱۰۰±۰	۱۰۰±۰
صاف بالا آوردن پا در وضعیت نوترال (خنثی) هیپ و نوترال مچ پا	۱۳۰/۰۴±۱۶/۷۷	۱۳۱/۶۴±۱۹/۰۶	۱۰۲/۴۲±۱۰/۶۸	۱۰۴/۴۹±۱۵/۴۸	۱۲۶/۰۲±۱۰/۱۴	۱۲۷/۷۱±۶/۸	۹۲/۵۸±۹/۴۷	۱۰۲/۶۱±۱۱/۶۸
صاف بالا آوردن پا در وضعیت نوترال هیپ و دورسی فلکشن مچ پا	۱۳۷/۰۹±۱۷/۱۲	۲۲/۶۶±۱۳۹/۲۹	۱۰۷/۹±۶/۸۶	۱۰۷/۵۴±۱۸/۶۰	۱۳۵/۱۵±۱۵/۲۱	۱۳۴/۲۶±۱۰/۱	۹۵/۴±۱۲/۴۱	۱۰۲/۵۴±۱۱/۷۲
صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش داخلی هیپ و نوترال مچ پا	۱۳۲/۲±۲۳/۸۷	۱۳۴/۵۸±۲۶/۸۶	۱۰۷/۸±۸/۹۳	۱۱۶/۸۷±۲۱/۲۶	۱۳۲/۹±۹/۹	۱۲۶/۲۳±۱۰/۷۵	۱۰۱/۹۵±۱۳/۰۸	۱۱۰/۸۱±۱۰/۱۱
صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش داخلی هیپ و دورسی فلکشن مچ پا	۱۴۰/۱۸±۲۰/۶۱	۱۴۴/۷±۲۸/۴۴	۱۱۴/۰۶±۱۷/۰۸	۱۰۵/۰۶±۱۶/۷۷	۱۴۰/۵±۱۵/۶۱	۱۴۰/۶±۱۱/۲۸	۱۰۵/۷۹±۹/۷۵	۱۰۳/۰۱±۸/۸
صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و نوترال مچ پا	۱۳۶/۱±۲۳/۱۵	۱۴۰/۹۴±۳۶/۱۳	۱۰۹/۴۵±۱۲/۶۹	۱۲۱/۲۶±۲۲/۴۶	۱۳۴/۱۹±۱۱/۱۹	۱۲۹/۱۶±۸/۷۵	۱۰۱/۱۳±۱۴/۰۹	۱۰۹/۲۵±۱۵/۵۲
صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و دورسی فلکشن مچ پا	۱۵۴/۳۱±۲۳/۲۴	۱۵۸/۵۲±۳۷/۴۱	۱۱۰/۸۶±۱۶/۴۸	۱۰۶/۴۷±۱۶/۰۲	۱۵۱/۵۶±۱۷/۲۹	۱۵۲/۹۹±۱۳/۵۴	۱۰۲/۷۶±۱۰/۳۸	۱۰۱/۹۷±۱۰/۲۹
P مقایسه بین گروهی	۰/۶۸۰	۰/۳۰۷	۰/۰۶۸	۰/۲۳۲				

توانبخشی

چرخش هیپ و دورسی فلکشن مچ پا، بر تغییرات ضخامت و زاویه فیبرهای عضله پهن خارجی، مشخص شد تمرین صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش داخلی هیپ همراه با دورسی فلکشن مچ پا، به طور معناداری می‌تواند باعث افزایش ضخامت و زاویه فیبرهای عضله پهن خارجی نسبت به صاف بالا آوردن پا با وضعیت نوترال چرخش هیپ و نوترال مچ پا در هر دو گروه شود ($P=0/01$) (جدول شماره ۵ و ۶).

در بررسی نسبت ضخامت عضله پهن داخلی به عضله پهن خارجی در حالت‌های مختلف صاف بالا آوردن پا مشخص شد، افزودن انقباض دورسی فلکسورهای مچ پا به عنوان یک عامل تأثیرگذار در این نسبت مطرح می‌باشد، به طوری که نتایج نشان داد نسبت ضخامت عضله پهن داخلی به عضله پهن خارجی، در حین صاف بالا آوردن پا با چرخش خارجی هیپ و انقباض دورسی فلکسورهای مچ پا نسبت به صاف بالا آوردن پا با چرخش

باعث افزایش ضخامت عضله پهن داخلی حین تمرین صاف بالا آوردن پا در هر دو گروه شود ($P=0/01$). همچنین در بررسی برهمکنش وضعیت چرخش هیپ و وضعیت مچ پا، مشاهده شد که انجام تمرین صاف بالا آوردن پا با چرخش خارجی هیپ و انقباض دورسی فلکسورهای مچ پا نسبت به صاف بالا آوردن پا با وضعیت نوترال چرخش هیپ و نوترال مچ پا باعث افزایش معنادار ضخامت و زاویه فیبرهای در هر دو گروه می‌شود ($P=0/01$) ($P=0$) (تصویر شماره ۲).

در بررسی اثر مستقل وضعیت چرخش هیپ بر تغییرات ضخامت عضله پهن خارجی و تغییرات زاویه فیبرهای عضله پهن خارجی اثر معنادار آماری مشاهده شد، به طوری که نشان داده شد چرخش داخلی هیپ می‌تواند باعث افزایش ضخامت و زاویه فیبرهای عضله پهن خارجی در هر دو گروه نسبت به وضعیت نوترال هیپ شود ($P=0/01$). در بررسی اثر برهمکنش

جدول ۵. نتایج آزمون بونفرونی در افراد سالم

P				متغیر	نوع صاف بالا آوردن پا
ضخامت وستوس مایل داخلی	زاویه فیبر وستوس مایل داخلی	ضخامت وستوس خارجی	زاویه فیبر وستوس خارجی		
۰/۰۴۳*	۰/۹۰۱	۱	۱	صاف بالا آوردن پا در وضعیت نوترال هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	
۱	۱	۰/۳۳۰	۰/۰۳۳*	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش داخلی هیپ و نوترال میچ پا	
۰/۰۰۷	۰/۱۳۶	۰/۰۶۱	۱	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش داخلی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	صاف بالا آوردن پا در وضعیت نوترال (خنثی) هیپ و نوترال میچ پا
۱	۱	۰/۰۷۱	۰/۰۰۳*	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و نوترال میچ پا	
۰/۰۰۱*	۰/۰۰۸	۰/۳۹۲	۱	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	
۰/۷۲۵	۱	۰/۱۱۰	۰/۴۳۲	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش داخلی هیپ و نوترال میچ پا	
۱	۱	۰/۰۳۳*	۱	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش داخلی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	صاف بالا آوردن پا در وضعیت نوترال هیپ و دورسی فلکشن میچ پا
۱	۱	۰/۲۹۵	۰/۰۶۳	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و نوترال میچ پا	
۰/۰۰۳*	۰/۰۲*	۰/۲۱۴	۱	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	
۰/۲۳۶	۰/۰۵۶	۱	۰/۰۵۹	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش داخلی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش داخلی هیپ و نوترال میچ پا
۰/۲۹۵	۰/۷۷۳	۱	۰/۰۱۳*	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و نوترال میچ پا	
۰/۰۰۱*	۰/۰۰۱*	۱	۰/۰۶۹	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	
۱	۱	۱	۰/۰۰۹*	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و نوترال میچ پا	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش داخلی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا
۰/۰۰۱*	۰/۰۱۴*	۱	۱	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	
۰/۰۰۱*	۰/۰۰۱*	۱	۰/۰۰۶*	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و نوترال میچ پا

* معناداری آماری

توانبخشی

پهن داخلی و عضله پهن خارجی در طول مانور صاف بالا آوردن پا با وضعیت‌های مختلف چرخش هیپ و دورسی فلکشن میچ پا استفاده شد. سونوگرافی تکرارپذیری بالایی در بررسی ویژگی‌های ساختاری عضله پهن داخلی و عضله پهن خارجی در حین مانور صاف بالا آوردن پا نشان داد.

ضخامت و زاویه فیبرهای عضلات پهن داخلی و پهن خارجی در گروه سندرم درد پتلوفمورال نسبت به افراد سالم، به‌طور قابل توجهی در حالت استراحت کمتر بود. این یافته با نتایج گیله و همکاران) و دانگ و همکاران مطابقت دارد که گزارش کردند عضلات پهن داخلی و خارجی در افراد دارای سندرم درد پتلوفمورال دارای آتروفی نسبت به گروه افراد سالم هستند. وجود درد در حین انقباض دلیلی بر وجود آتروفی در این افراد می‌باشد که منجر به مهار عضله و در نتیجه ایجاد آتروفی می‌شود [۲۶، ۲۷].

خارجی هیپ و بدون انقباض دورسی فلکسورهای میچ پا به‌طور معناداری در هر دو گروه سالم و بیمار بالاتر می‌باشد ($P=0/01$). در بررسی تأثیر برهمکنش وضعیت چرخش هیپ و وضعیت میچ پا بر این نسبت، تفاوت معناداری دیده نشد (تصویر شماره ۳).

بحث

هدف از این مطالعه یافتن بهترین وضعیت برای فعال‌سازی بیشینه عضله پهن داخلی نسبت به عضله پهن خارجی در حالت‌های مختلف مانور صاف بالا آوردن پا در دو گروه افراد سالم و افراد دارای سندرم درد پتلوفمورال بود. تکنیک‌های مختلفی مانند ام‌آرآی^۱، الکترومایوگرافی سطحی و سونوگرافی برای مطالعه ساختار و عملکرد عضله استفاده می‌شود که سونوگرافی به‌عنوان یک ابزار غیر تهاجمی در دسترس و ارزان می‌تواند به راحتی این نتایج را در حالت استاتیک و داینامیک بررسی کند [۲۵]. در این مطالعه، از سونوگرافی برای ارزیابی عملکرد عضله

10. Magnetic Resonance Imaging (MRI)

جدول ۶. نتایج آزمون بونفرونی افراد سندرم درد پتئولومورال

P				متغیر	نوع صاف بالا آوردن پا
ضخامت فیبر وستوس مایل داخلی	زاویه فیبر وستوس داخلی	ضخامت فیبر وستوس خارجی	زاویه فیبر وستوس خارجی		
۰/۴۳۹	۰/۰۱۷*	۱	۱	صاف بالا آوردن پا در وضعیت نوترال هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	صاف بالا آوردن پا در وضعیت نوترال (خنثی) هیپ و نوترال میچ پا
۰/۴۷۴	۱	۰/۰۰۷*	۰/۱۲۶	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش داخلی هیپ و نوترال میچ پا	
۰/۰۰۶*	۰/۰۰۱*	۰/۰۰۱*	۱	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش داخلی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	
۰/۰۵۶	۱	۰/۰۷۸	۰/۸۵۲	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و نوترال میچ پا	
۰/۰۰۱*	۰/۰۰۱*	۰/۰۰۱*	۱	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	صاف بالا آوردن پا در وضعیت نوترال هیپ و دورسی فلکشن میچ پا
۱	۰/۰۴۵*	۰/۰۴۹*	۰/۱۳۴	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش داخلی هیپ و نوترال میچ پا	
۱	۰/۰۱۵*	۰/۰۰۱*	۱	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش داخلی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	
۱	۰/۵۲۶	۰/۱۳۹	۰/۲۶۸	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و نوترال میچ پا	
۰/۲۱۷	۰/۰۰۱*	۰/۰۰۱*	۱	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش داخلی هیپ و نوترال میچ پا
۰/۵۶۱	۰/۰۰۱*	۱	۰/۰۲*	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش داخلی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	
۱	۱	۱	۱	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و نوترال میچ پا	
۰/۰۰۱*	۰/۰۰۱*	۱	۰/۰۲۳*	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	
۰/۴۲۰	۰/۰۰۵*	۰/۶۹۱	۱	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و نوترال میچ پا	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش داخلی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا
۰/۵۹۵	۰/۰۰۱*	۰/۵۸۱	۱	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	
۰/۰۰۵*	۰/۰۰۱*	۱	۰/۴۷۶	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و دورسی فلکشن میچ پا	صاف بالا آوردن پا در وضعیت چرخش خارجی هیپ و نوترال میچ پا

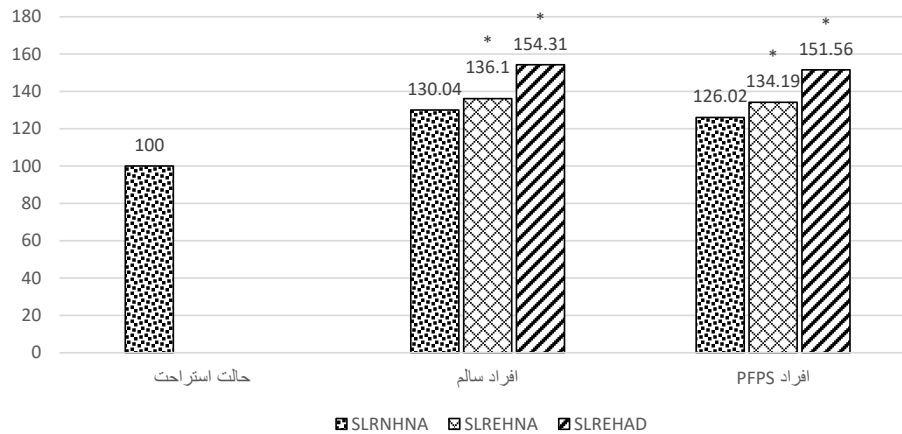
توانبخشی

* معناداری آماری

براساس نتایج که وضعیت چرخش خارجی هیپ نسبت به چرخش‌های دیگر هیپ حین مانور صاف بالا آوردن پا منجر به افزایش معنادار ضخامت و زاویه فیبرهای عضله پهن داخلی شد. این یافته حاصل از مطالعه ما با مطالعه‌ای که توسط سایکس در سال ۲۰۰۳ انجام شده است، هم‌خوانی دارد [۹]. به نظر می‌رسد به دلیل اتصالات عضله پهن داخلی به اداکتور مگنوس و اداکتور لانگوس، در صاف بالا آوردن پا همراه با چرخش خارجی هیپ، فیبرهای اداکتور ماگنوس و اداکتور لانگوس در سطح قرار می‌گیرند و عمل صاف بالا آوردن پا به کمک آن‌ها انجام می‌شود، در نتیجه فعالیت بیشتر عضلات اداکتور، عضله پهن داخلی نیز فعالیت بیشتری از خود نشان می‌دهد [۱] که آن را به صورت افزایش ضخامت و زاویه فیبر در اولتراسونوگرافی نشان می‌دهد. از سوی دیگر با چرخش خارجی هیپ، بخش‌های داخلی وستوس به‌ناچار باید بر گشتاور جاذبه‌ای بیشتری غلبه کنند که نتیجه آن تولید گشتاور بیشتر در عضله چهارسرانی می‌باشد که در مطالعه‌ای که در سال ۲۰۱۷ میکائیلی و همکاران انجام دادند، با معنادار بودن گشتاور تولیدی بیشتر در چرخش خارجی هیپ که توسط دینامومتر اندازه‌گیری شد، می‌توان این واقعیت را نشان داد [۲۹].

در مقایسه بین گروهی، تفاوت معناداری در ضخامت و زاویه فیبرهای عضله پهن داخلی و خارجی در دو گروه مشاهده نشد و روند تغییرات در دو گروه با ایجاد تغییر در چرخش هیپ، با بدون دورسی فلکشن میچ پا در حین مانور صاف بالا آوردن پا از یک الگوی ثابت پیروی کرد. این نتایج با یافته‌های مطالعه لطفی و همکاران هم‌خوانی دارد که تفاوت قابل توجهی در نسبت فعالیت الکتریکی عضله پهن داخلی به عضله پهن خارجی در حین مانور صاف بالا آوردن پا بین افراد سالم و افراد دارای سندرم درد پتئولومورال گزارش نکرد [۲۸]. عدم تفاوت این الگو بین دو گروه می‌تواند به این دلیل باشد که چون در این مطالعه افراد دارای بازه سنی جوان شرکت داشتند و وارد فاز مزمن بیماری نشده بودند و احتمالاً در این افراد روند فعالیت عضلات هنوز دچار تغییر نشده بود، همچنین به این دلیل که این افراد شدت درد زیادی نداشتند، احتمالاً می‌توانستند مانند افراد سالم، انقباض مناسبی در عضلات خود ایجاد کنند.

نسبت ضخامت VMO در حالت SLR به استراحت (%)
 $VMOT \text{ in SLR} / VMOT \text{ in Rest} (\%)$



تصویر ۲. مقایسه ضخامت عضله پهن داخلی در دو حالت از حالت‌های مختلف صاف بالا آوردن پا در افراد سالم و افراد دارای سندرم درد پتلوفمورال * معناداری آماری

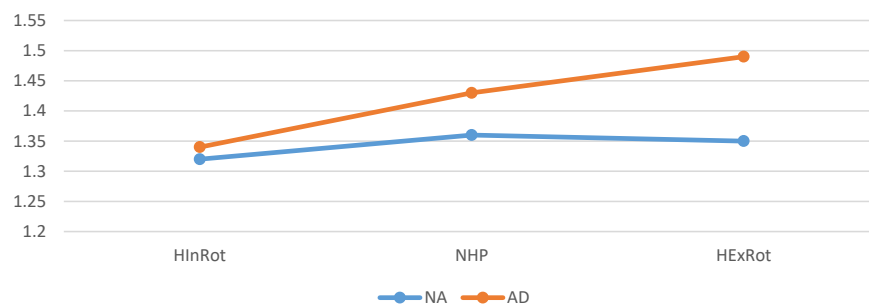
یافته‌های دیگر نشان داد که افزودن دورسی فلکشن به صاف بالا آوردن پا باعث افزایش معنادار ضخامت و زاویه فیبرهای هر دو عضله پهن داخلی و پهن خارجی در هر دو گروه سالم و بیمار می‌شود. این یافته با نتایج مطالعات چوی و چا در سال ۲۰۱۴ هم‌خوانی دارد [۱۰، ۳۰]. از دیدگاه نوروفیزیولوژی و باتوجه به قانون سرریز انرژی^{۱۱} در PNF، سطح انقباضی عضلات می‌تواند تحت تأثیر انقباضی عضلات دورتر قرار بگیرد؛ این انتقال انرژی از طریق تشعشع^{۱۲} توجیه می‌شود که گشتاور حاصل از انقباض عضلات دورتر به موتور یونیت‌های ضعیف‌تر منتقل می‌شود [۳۱]. چون در سال ۲۰۱۰ با بررسی الکترومیوگرافیک

هرچند در مطالعه لیوکی در سال ۲۰۰۲ مشاهده شده است که چرخش خارجی هیپ حین صاف بالا آوردن پا نمی‌تواند به‌عنوان تمرین اختصاصی برای وارد عمل کردن عضله پهن داخلی مورد استفاده قرار گیرد [۱۲]. در مطالعات گذشته به منظور بررسی میزان وارد عمل شدن عضلات پهن داخلی و خارجی در مانور صاف بالا آوردن پا با وضعیت‌های مختلف چرخش ران از الکترومایوگرافی سطحی استفاده شده است، به‌دلیل اینکه در مطالعه ما از ابزار اولتراسونوگرافی برای بررسی میزان وارد عمل شدن عضلات یادشده استفاده شد، شاید بتوان دلیل تناقضات با نتایج برخی مطالعات را این دلیل عنوان کرد.

11. Overflow
 12. Irradiation

نسبت ضخامت VMO در حالت SLR به استراحت (%)

$VMOT/VLT \text{ Ratio in SLR}$
 (PFPS Subjects)



تصویر ۳. مقایسه ضخامت عضله پهن داخلی در دو حالت از حالت‌های مختلف صاف بالا آوردن پا در افراد سالم و افراد دارای سندرم درد پتلوفمورال * معناداری آماری

یکی از محدودیت‌های این مطالعه این بود که شرکت‌کنندگان در این مطالعه دارای بازه سنی جوان بودند. پیشنهاد می‌شود مطالعات آینده بر روی افراد مسن و سایر آسیب‌های اسکلتی عضلانی زانو انجام شود.

محدودیت دیگر این مطالعه بررسی اثر آنی این تمرینات بر روی پارامترهای سونوگرافی بود. پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده با طراحی یک مطالعه با برنامه ورزشی طولانی‌مدت، به یافتن بهترین تمرین برای فعال‌سازی بیشتر عضله پهن داخلی در بیماران دارای سندرم درد پتروفمورال کمک کند.

نتیجه‌گیری

مطالعه حاضر نشان داد با ایجاد تغییر در چرخش هیپ با یا بدون دورسی فلکشن مچ پا در حین مانور صاف بالا آوردن پا، روند تغییرات ضخامت و زاویه فیبرهای عضله پهن داخلی و عضله پهن خارجی در هر دو گروه از یک الگو پیروی کردند. به نظر می‌رسد انجام تمرین صاف بالا آوردن پا در چرخش خارجی هیپ هم‌زمان با دورسی فلکشن مچ پا در توان بخشی افراد دارای سندرم درد پتروفمورال قابل توصیه است.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

طرح پژوهشی حاضر را معاونت پژوهشی و کمیته اخلاق **دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی** با کد IR.SBMU.RETECH.1400.217 تأیید کرده است. شرکت‌کنندگان به‌طور کامل از اهداف تحقیق مطلع شدند. علاوه بر کسب رضایت کتبی، به آن‌ها اطمینان داده شد که اطلاعات به‌دست‌آمده از آن‌ها محرمانه باقی خواهد ماند.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه مقطع دکترای تخصصی سعید میکائیلی از گروه فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی **دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی** است. این پژوهش هیچ‌گونه کمک مالی از سازمانی‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت‌نویسندگان

مفهوم‌سازی: سعید میکائیلی و خسرو خادمی کلانتری؛ روش‌شناسی و تحلیل: مینو خلخالی زاویه و علیرضا اکبرزاده باغبان؛ تحقیق: سعید میکائیلی و مهدی بانان خجسته؛ ویراستاری و نهایی‌سازی: عالیه دریابر؛ نظارت: خسرو خادمی کلانتری.

عضلات شکم نشان داد افزودن دورسی فلکشن مچ، موجب افزایش فعالیت عضلات شکم از طریق انتقال نیرو می‌شود [۳۲].

همچنین در مطالعات قبلی وجود یک رابطه رفلکسی مابین عضلات پری تیبیال و عضله چهارسررانی نشان داده شده است. کلانتری و رفسنجانی به بررسی این رابطه رفلکسی پرداختند که با نتایج مطالعه حاضر سازگاری دارد [۳۳، ۳۴]. همچنین میزان و شدت بروز این رفلکس در زوایای مختلف مفاصل زانو و هیپ متفاوت می‌باشد، به‌طوری‌که هرچه به دامنه‌های انتهایی اکستنشن مفصل زانو و دامنه‌های انتهایی فلکشن مفصل هیپ نزدیک می‌شویم، بروز این رفلکس به حداکثر میزان خود می‌رسد که به نظر می‌رسد این رفلکس در تمرین صاف بالا آوردن پا که در دامنه انتهایی اکستنشن زانو و در فلکشن هیپ انجام می‌شود، شدت بروز بالاتری داشته باشد که توجه‌کننده افزایش ضخامت و زاویه فیبرهای عضلات زانو حین صاف بالا آوردن پا همراه با انقباض دورسی فلکسورهای مچ پا می‌باشد.

نتایج مطالعه ما نشان داد تغییر در وضعیت چرخش داخلی هیپ و وجود دورسی فلکشن مچ پا می‌تواند منجر به تغییرات معنادار در جهت افزایش ضخامت و زاویه فیبرهای عضله پهن خارجی شود. به نظر می‌رسد به‌دلیل اینکه با چرخش داخلی هیپ، عضله پهن خارجی در سطح قرار می‌گیرد، در حین صاف بالا آوردن پا بیشتر از بخش‌های دیگر کوادریسپس وارد عمل می‌شود. این نتایج با یافته‌های مطالعه سرائو در سال ۲۰۰۵ مطابقت دارد که نشان داد وضعیت چرخش داخلی تیبیا منجر به افزایش فعالیت الکتریکی عضله پهن خارجی نسبت به عضله پهن داخلی در تمرین ایزومتریک اکستنشن زانو در حالت نشسته بر روی صندلی کوادریسپس می‌شود [۸].

در این مطالعه نسبت ضخامت عضله پهن داخلی به عضله پهن خارجی به‌عنوان یک معیار برای بررسی میزان وارد عمل شدن بیشتر عضله پهن داخلی مورد بررسی قرار گرفت. در بحث تمرین درمانی این دسته از بیماران باید تأکید اختصاصی بر روی تقویت عضله پهن داخلی باشد [۳۵]. اگرچه در بررسی برهمکنش چرخش هیپ و انقباض دورسی فلکسورهای مچ پا بر افزایش نسبت ضخامت عضله پهن داخلی به عضله پهن خارجی تفاوت معناداری در دو گروه سالم و بیمار مشاهده نشد. این نتیجه با نتایج پتین و همکاران در سال ۲۰۱۱ مطابقت دارد. آن‌ها نشان دادند که نسبت سطح مقطع عضله پهن داخلی به عضله پهن خارجی در افراد دارای سندرم درد پتروفمورال در مقایسه با افراد سالم تفاوت معناری نداشت [۳۶]. به نظر می‌رسد، وجود آتروفی در قسمت دیستال هر دو عضله پهن داخلی و پهن خارجی منجر به وجود عدم تفاوت معناداری در نسبت سطح مقطع عضله پهن داخلی به عضله پهن خارجی در بیماران سندرم درد پتروفمورال نسبت به افراد سالم شده است.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مطالعه تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

از اعضای هیئت علمی گروه فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی **دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی** و تمامی افرادی که در این مطالعه شرکت کردند، تشکر و قدردانی می‌شود.

References

- [1] Song CY, Lin JJ, Jan MH, Lin YF. The role of patellar alignment and tracking in vivo: The potential mechanism of patellofemoral pain syndrome. *Physical Therapy in Sport*. 2011; 12(3):140-7. [DOI:10.1016/j.ptspt.2011.02.008] [PMID]
- [2] Lin YF, Lin JJ, Cheng CK, Lin DH, Jan MH. Association between sonographic morphology of vastus medialis obliquus and patellar alignment in patients with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2008; 38(4):196-202. [DOI:10.2519/jospt.2008.2568] [PMID]
- [3] Christou EA. Patellar taping increases vastus medialis oblique activity in the presence of patellofemoral pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2004; 14(4):495-504. [DOI:10.1016/j.jelekin.2003.10.007] [PMID]
- [4] Felicio LR, Baffa Ado P, Liporacci RF, Saad MC, De Oliveira AS, Bevilaqua-Grossi D. Analysis of patellar stabilizers muscles and patellar kinematics in anterior knee pain subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011; 21(1):148-53. [DOI:10.1016/j.jelekin.2010.09.001] [PMID]
- [5] Saltychev M, Dutton RA, Laimi K, Beaupre GS, Virolainen P, Fredericson M. Effectiveness of conservative treatment for patellofemoral pain syndrome: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2018; 50(5):393-401. [DOI:10.2340/16501977-2295] [PMID]
- [6] Sawatsky A, Bourne D, Horisberger M, Jinha A, Herzog W. Changes in patellofemoral joint contact pressures caused by vastus medialis muscle weakness. *Clinical Biomechanics*. 2012; 27(6):595-601. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2011.12.011] [PMID]
- [7] Irish SE, Millward AJ, Wride J, Haas BM, Shum GL. The effect of closed-kinetic chain exercises and open-kinetic chain exercise on the muscle activity of vastus medialis oblique and vastus lateralis. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010; 24(5):1256-62. [DOI:10.1519/JSC.0b013e3181cf749f] [PMID]
- [8] Serrão FV, Cabral CMN, Bérzin F, Candolo CI, Monteiro-Pedro V. Effect of tibia rotation on the electromyographical activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis longus muscles during isometric leg press. *Physical Therapy in Sport*. 2005; 6(1):15-23. [DOI:10.1016/j.ptspt.2004.03.001]
- [9] Sykes K, Wong YM. Electrical activity of vastus medialis oblique muscle in straight leg raise exercise with different angles of hip rotation. *Physiotherapy*. 2003; 89(7):423-30. [DOI:10.1016/S0031-9406(05)60076-4]
- [10] Choi SA, Cynn HS, Yoon TL, Choi WJ, Lee JH. Effects of ankle dorsiflexion on vastus medialis oblique and vastus lateralis muscle activity during straight leg raise exercise with hip external rotation in patellofemoral pain syndrome. *Journal of Musculoskeletal Pain*. 2014; 22(3):260-7. [DOI:10.3109/10582452.2014.907857]
- [11] Wong YM, Straub RK, Powers CM. The VMO: VL activation ratio while squatting with hip adduction is influenced by the choice of recording electrode. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2013; 23(2):443-7. [PMID]
- [12] Livecchi NM, Armstrong CW, Cordova ML, Merrick MA, Rankin JM. Vastus lateralis and vastus medialis obliquus activity during a straight-leg raise and knee extension with lateral hip rotation. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2002; 11(2):120-6. [DOI:10.1123/jsr.11.2.120]
- [13] Smith TO, Bowyer D, Dixon J, Stephenson R, Chester R, Donell ST. Can vastus medialis oblique be preferentially activated? A systematic review of electromyographic studies. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2009; 25(2):69-98. [DOI:10.1080/09593980802686953] [PMID]
- [14] Kushion D, Rheume J, Kopchitz K, Glass S, Alderink G, Jinn JH. EMG activation of the vastus medialis oblique and vastus lateralis during four rehabilitative exercises. *The Open Rehabilitation Journal*. 2012; 5:1-7. [DOI:10.2174/1874943701205010001]
- [15] Herzog W, Abrahamse SK, ter Keurs HE. Theoretical determination of force-length relations of intact human skeletal muscles using the cross-bridge model. *Pflügers Archiv*. 1990; 416(1-2):113-9. [DOI:10.1007/BF00370231] [PMID]
- [16] Engeline S, Robertson CJ, Moggridge J, Killingback A, Adds P. Using ultrasound to measure the fibre angle of vastus medialis oblique: A cadaveric validation study. *The Knee*. 2014; 21(1):107-11. [DOI:10.1016/j.knee.2012.07.001] [PMID]
- [17] Rezasoltani A, Ali-Reza A, Khosro KK, Abbas R. Preliminary study of neck muscle size and strength measurements in females with chronic non-specific neck pain and healthy control subjects. *Manual Therapy*. 2010; 15(4):400-3. [DOI:10.1016/j.math.2010.02.010] [PMID]
- [18] Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2009; 39(1):12-9. [DOI:10.2519/jospt.2009.2885] [PMID]
- [19] Fukuda TY, Melo WP, Zaffalon BM, Rossetto FM, Magalhães E, Bryk FF, et al. Hip posterolateral musculature strengthening in sedentary women with patellofemoral pain syndrome: A randomized controlled clinical trial with 1-year follow-up. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2012; 42(10):823-30. [DOI:10.2519/jospt.2012.4184] [PMID]
- [20] Coqueiro KR, Bevilaqua-Grossi D, Bérzin F, Soares AB, Candolo C, Monteiro-Pedro V. Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2005; 15(6):596-603. [DOI:10.1016/j.jelekin.2005.03.001] [PMID]
- [21] Benjafeld A, Killingback A, Robertson C, Adds P. An investigation into the architecture of the vastus medialis oblique muscle in athletic and sedentary individuals: an in vivo ultrasound study. *Clinical Anatomy*. 2015; 28(2):262-8. [DOI:10.1002/ca.22457] [PMID]
- [22] Strasser EM, Draskovits T, Prashak M, Quittan M, Graf A. Association between ultrasound measurements of muscle thickness, pennation angle, echogenicity and skeletal muscle strength in the elderly. *Age*. 2013; 35(6):2377-88. [DOI:10.1007/s11357-013-9517-z] [PMID] [PMCID]

- [23] Raj IS, Bird SR, Shield AJ. Reliability of ultrasonographic measurement of the architecture of the vastus lateralis and gastrocnemius medialis muscles in older adults. *Clinical Physiology and Functional Imaging*. 2012; 32(1):65-70. [DOI:10.1111/j.1475-097X.2011.01056.x] [PMID]
- [24] Wells AJ, Fukuda DH, Hoffman JR, Gonzalez AM, Jajtner AR, Townsend JR, et al. Vastus Lateralis exhibits non-homogenous adaptation to resistance training. *Muscle & Nerve*. 2014; 50(5):785-93. [DOI:10.1002/mus.24222] [PMID]
- [25] Honarpishe R, Bakhtiary AH, Olyaei G. Effect of quadriceps exercise training on muscle fiber angle in patients with patellofemoral pain syndrome. *Middle East Journal Of Rehabilitation And Health Studies*. 2015; 2(4):e32216. [DOI:10.17795/mejrh-32216]
- [26] Dong C, Li M, Hao K, Zhao C, Piao K, Lin W, et al. Dose atrophy of vastus medialis obliquus and vastus lateralis exist in patients with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2021; 16(1):128. [DOI:10.1186/s13018-021-02251-6] [PMID] [PMCID]
- [27] Giles LS, Webster KE, McClelland JA, Cook J. Does quadriceps atrophy exist in individuals with patellofemoral pain? A systematic literature review with meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2013; 43(11):766-76. [DOI:10.2519/jospt.2013.4833] [PMID]
- [28] Lotfi H, Nodehi Moghadam A, Shati M. Comparing electromyographic activity of quadriceps muscle during straight leg raise in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal*. 2018; 7(4):197-204. [DOI:10.32598/ptj.7.4.197]
- [29] Mikaili S, Khademi-Kalantari K, Rezasoltani A, Arzani P, Baghban AA. Quadriceps force production during straight leg raising at different hip positions with and without concomitant ankle dorsiflexion. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2018; 22(4):904-8. [DOI:10.1016/j.jbmt.2017.11.006] [PMID]
- [30] Cha YJ. Isokinetic training effect of ankle positions on knee extensor strength. *Journal of Physical Therapy Science*. 2014; 26(9):1465-7. [DOI:10.1589/jpts.26.1465] [PMID] [PMCID]
- [31] Shimura K, Kasai T. Effects of proprioceptive neuromuscular facilitation on the initiation of voluntary movement and motor evoked potentials in upper limb muscles. *Human Movement Science*. 2002; 21(1):101-13. [DOI:10.1016/S0167-9457(01)00057-4] [PMID]
- [32] Chon SC, Chang KY, You JS. Effect of the abdominal draw-in manoeuvre in combination with ankle dorsiflexion in strengthening the transverse abdominal muscle in healthy young adults: A preliminary, randomised, controlled study. *Physiotherapy*. 2010; 96(2):130-6. [DOI:10.1016/j.physio.2009.09.007] [PMID]
- [33] Kalantari KK, Baxendale RH. The pattern of modulation of short latency reflex linking the pretibial muscles to the knee extensors during gait in human. *Pakistan Journal of Medical Sciences*. 2009; 25(1):31-5. [Link]
- [34] Rafsanjani H, Khademi-Kalantari K, Rezasoltani A, Naimi SS, Ghasemi M, Jaberzadeh S. Immediate effect of common peroneal nerve electrical stimulation on quadriceps muscle arthrogenic inhibition in patients with knee osteoarthritis. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2017; 21(4):879-83. [DOI:10.1016/j.jbmt.2017.03.003] [PMID]
- [35] Bolgla LA, Gordon R, Sloan G, Pretlow LG, Lyon M, Fulzele S. Comparison of patella alignment and cartilage biomarkers in young adult females with and without patellofemoral pain: A pilot study. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2019; 14(1):46-54. [DOI:10.26603/ijsp20190046] [PMID] [PMCID]
- [36] Pattyn E, Verdonk P, Steyaert A, Vanden Bossche L, Vanden Broecke W, Thijs Y, et al. Vastus medialis obliquus atrophy: Does it exist in patellofemoral pain syndrome? *The American Journal of Sports Medicine*. 2011; 39(7):1450-5. [DOI:10.1177/0363546511401183] [PMID]