

Research Paper

Effect of Biofeedback Training of Hip Muscles on Pain, Muscle Strength and Their Electromyography in Patellofemoral Pain Syndrome



Mehdi Banan Khojasteh¹ , *Minoo Khalkhali Zavieh² , Khosro Khademi Kalantari² , Alireza Akbarzadeh Baghban³ , Aliyeh Daryabor⁴ , Saeed Mikaili²

1. Department of Physiotherapy, Student Research Committee, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
2. Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
3. Department of Biostatistics, Proteomics Research Center, School of Paramedicine, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
4. Department of Orthotics and Prosthetics, Physiotherapy Research Center, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.



Citation Banan Khojasteh M, Khalkhali Zavieh M, Khademi Kalantari Kh, Akbarzadeh Baghban A, Daryabor A, Mikaili S. Effect of Biofeedback Training of Hip Muscles on Pain, Muscle Strength and Their Electromyography in Patellofemoral Pain Syndrome. *Archives of Rehabilitation*. 2024; 25(3):520-539. <https://doi.org/10.32598/RJ.25.3.3826.1>

<https://doi.org/10.32598/RJ.25.3.3826.1>

ABSTRACT

Objective Electromyography (EMG) biofeedback has been suggested as a relatively new approach to help resolve muscle disorders. This research aimed to evaluate the influence of 8 weeks of proximal pelvic muscle training and biofeedback on pain, muscle strength, and their EMG activity in individuals suffering from patellofemoral pain syndrome (PFPS).

Materials & Methods This randomized clinical trial was performed on 30 young people aged 22 to 45 with PFPS. People in the intervention group (15 people) received EMG biofeedback of the abductor (gluteus medius) and external rotator (gluteus maximus) muscles along with routine physiotherapy treatments, including stretching exercises, isometric exercises of gluteal and quadriceps muscles, and conventional transcutaneous electrical nerve stimulation. In the control group (15 people), routine physiotherapy treatments were only performed on the patients. The participants of two groups were treated for 8 weeks, 3 sessions every week. Pain by a visual analog scale (VAS), maximal voluntary isometric strength (MVIC) of the abductor and external rotator muscles of the thigh with a dynamometer, and activity of these muscles, including maximum contraction, integrated EMG and onset EMG using EMG, were measured before and after the interventions.

Results MVIC and EMG of the gluteus medius muscle demonstrated that the intervention group had more maximum EMG activity ($P=0.043$) and MVIC ($P=0.003$) than the control group. MVIC and the maximum EMG activity of the gluteus maximus muscle showed no significant difference between the two groups. Still, the increase in the integrated EMG of this muscle in the intervention group indicated a greater increase than in the control group ($P=0.0001$). Moreover, people in the intervention group had significantly less pain than the group of routine exercises alone after 8 weeks of treatment ($P=0.016$).

Conclusion Adding 8 week biofeedback training of abductor and external rotator muscles to the routine therapeutic exercise in PFPS can lead to pain reduction, improvement of muscle strength and better performance of these muscles. This change could potentially slow down the degenerative process of the patellofemoral joint.

Keywords Biofeedback, Patellofemoral pain syndrome (PFPS), Strength, Electromyography (EMG), Hip abductor muscles, Hip external rotator muscles

Received: 08 Nov 2023

Accepted: 04 Mar 2024

Available Online: 01 Oct 2024

* Corresponding Author:

Minoo Khalkhali Zavieh, Associate Professor.

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

Tel: +98 (912) 3934886

E-Mail: minoo_kh@yahoo.com



Copyright © 2024 The Author(s).
This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

English Version

Introduction

Patellofemoral pain syndrome (PFPS) stands as one of the most common causes of front knee pain, and 25% of the population suffers from this disorder. It is more common in young women [1, 2]. Recent research has shown that PFPS is not necessarily caused by weakness or impaired motor control in the vastus medialis oblique muscle or improper patellar position but may be caused by weakness or movement impairment control of the proximal muscles [3, 4]. Excessive adduction of the hip when rising from a sitting position increases knee valgus, and following excessive internal rotation in a standing position, abnormal pressure is applied to the knee [5]. This bone disorder causes weakness of the hip external rotator muscles like the gluteus maximus, causing reduced strength and torque in the external rotator and hip abductor muscles of people with PFPS compared to healthy individuals [6]. In individuals suffering from PFPS compared to healthy ones during most activities, the activity level of the hip external rotator and abductor muscles is not different. However, the peak contraction of hip adductors during running and squatting is higher than that in healthy people. The hip external rotator and abductor muscles are also weaker than normal, although it is not known whether the weakness of these muscles is the cause or result of PFPS [7].

Following the PFPS, treatment goals are to maintain and promote knee joint stability, achieve optimal range of motion, strengthen knee muscles and gain normal neuromuscular control [8]. A wide range of common treatments are used for these patients, including pulse electromagnetic fields, home exercises, hip strengthening exercises, stretching exercises, stabilization exercises, aerobic exercises, neuromuscular facilitation through proprioception, and bracing use. Still, no single treatment in these patients is superior to other treatments [9]. However, a systematic study has shown that a combination of physiotherapy treatments, including strengthening the hip and knee muscles, and passive therapies, such as stretching exercises and braces, may be more effective in treating these people [10]. Systematic studies have indicated that strengthening the hip muscles could decrease pain and improve function in these individuals [11, 12]. Also, strengthening hip abductors exercises reduce pain more than quadriceps strengthening exercises. On the other hand, it has been shown that straight leg raising with ankle dorsiflexion and lateral hip rotation can improve function because of more vastus me-

dialis oblique muscle recruitment in these patients [13]. However, limited evidence has shown the superiority of multi-articular strengthening therapy over single-joint strengthening programs in these patients [14].

Biofeedback is used to retrain normal movement patterns following an injury [8]. Electromyography (EMG) biofeedback is an approach to retraining muscle by creating a new feedback system resulting from the conversion of myoelectric signals of a muscle into auditory and visual ones [15]. This feedback can cause changes in neuromuscular control and allow the person to attain the desired muscle contraction target [16]. EMG biofeedback is often used with routine rehabilitation approaches to improve balance, proprioception and strength [17] through modulating muscle activation, improving neuromuscular control and increasing patients' acceptance of treatment [18].

Since weakness or motor control impairment of the hip external rotator and abductor muscles can be one of the causes of PFPS [19], strengthening hip abductor muscles can improve function and reduce pain in these patients [11, 20, 21]. However, the influence of motor control exercises on these muscles during functional activities, along with using EMG feedback on pain and EMG findings of hip muscles, is not clear. In addition, no published studies have been available comparing the effect of biofeedback training with routine physiotherapy exercises in people with PFPS. Therefore, this research was conducted to evaluate the influence of routine and routine exercises and motor control exercises of EMG biofeedback of hip external rotator and abductor muscles on pain, strength, and EMG activity of these muscles in individuals with PFPS.

Materials and Methods

Study participants

Thirty people with PFPS (11 males and 19 females) aged 22 to 45 years were selected by simple non-probability sampling and allocated to the intervention and control groups. The inclusion criteria were as follows: Anterior/posterior patellar pain for at least two months [22, 23], aggravation of symptoms during stair climbing, prolonged sitting, kneeling, running, squatting and jumping [24], positive Clark's and apprehension tests [25], and pain during active knee extension with resistance. The presence of dislocation and direct trauma to the patella, any rheumatological conditions (osteoarthritis or rheumatoid arthritis), diabetes, meniscus injury and instability of knee ligaments were exclusion criteria [22, 24].

A previous study determined the sample size using the NCSS software, version 24.0.3 [26] based on the kinematics data. In this way, regarding $d=2$, $\alpha=0.05$, and $-\beta=0.80$, the sample size was determined to be 15 in each group (Equation 1):

$$1. n = \frac{(s_1^2 + s_2^2) (z_{1-\alpha/2} + z_{1-\beta})^2}{(x_1 - x_2)^2}$$

Study design

All participants signed the informed consent form after the Ethics Committee approved the study. After assessing the inclusion and exclusion criteria, the participants attended an initial meeting to be familiarized with the study procedure and complete the demographic survey questionnaire. In the present study, the study's dependent variables were measured before and 8 weeks after the interventions. Dependent variables included pain measured by visual analog scale (VAS), EMG variables of hip external rotator and abductor muscles and maximum voluntary isometric contraction (MVIC) of these muscles assessed by a dynamometer ($ICC > 0.7$) [27]. Then, the patients were randomly allocated to one of these groups by selecting one of the two envelopes written in the name of the intervention or treatment groups. The person who evaluated the samples was unaware of the subjects' grouping for blinding. The therapist had no knowledge of the evaluation results three times before and after eight weeks of interventions.

Study tools

To measure the MVIC of muscles, the ZEMIC dynamometer model H3-C3/C4-100KG-3B was used with 10-g accuracy, which its reliability and validity had been confirmed in a previous study [28]. To assess the hip abductors, participants were placed in a position mentioned by Nakagawa et al. [29] in the lateral decubitus position (side lying) and the neutral position supported by pillows so that the dominant lower limb was upward. An adjustable non-elastic band was placed around the examination table and in the proximal iliac crest to stabilize the pelvis and individuals pushed their leg into a dynamometer placed with the examiner's hand on the lateral condyle of the femur. The examiner asked patients to move their feet upwards with maximum effort [30]. To measure the MVIC of the hip external rotator muscles, the person sat on the edge of the bed with the thigh angle at 90 degrees flexion while holding the sides of the bed with both hands. Resistance was exerted at 5 cm close to the proximal edge of the medial malleoli against lateral pelvic rotation. The person was asked to push with maximum effort to the dynamometer in the

examiner's hand [30]. Patients were given verbal encouragement for maximum effort during the test. The mean value of three measurements with a dynamometer with an interval of 30 s was recorded as the maximum isometric contraction force of muscles. Dynamometric results of all experiments (kg) were converted to newton and normalized to body weight.

An 8-channel Megawin device was used to measure the EMG activity. Raw EMG signals with a bandwidth of 10-500 Hz were filtered. Before the test, three trials below the maximum and one maximum test were performed to familiarize the individuals. In the evaluation by dynamometer, the maximum isometric contraction force of muscle (kg) was recorded. To assess muscle EMG, the area under the EMG curve (integrated EMG) and the onset of muscle activity (the moment of onset of the EMG wave) were recorded within 5 s. To measure the integrated EMG, the total magnitude of rectilinear EMG signals was calculated from the onset to the end of the activity. To analyze EMG signals, root mean square (RMS) was calculated, and then using Mean+2SD from the recorded background signal range, the onset and offset of the muscle electrical activity were calculated. In other words, when the EMG signal exceeded the calculated threshold value of the background signal and remained higher for 25 ms, it was determined as the onset. When the EMG signal was less than the threshold limit and remained in this state for 25 ms, it was determined as the offset of electrical activity. In the EMG-RMS signal, the maximum amplitude value of the electrical activity wave was calculated and recorded from the start to the end of the electrical activity. There was a 2 minute break between each test. Regarding the statistical analysis, the mean value of 3 replications was considered, which showed an average variability of <10%. When there was a difference of >10% between trials, a fourth trial was conducted. (Equation 2 and 3)

$$2. (Power[N] = Power [kg] \times 9.81)$$

$$3. (Normalized\ power [N/kg] = Power [N] / Body\ weight [kg])$$

According to the surface EMG for the non-invasive assessment of muscles (SENIAM) protocol, EMG electrodes were installed for the hip external rotator muscle in the middle of the line between the sacral vertebrae and the greater trochanter and the hip abductor, in the middle of the line that connects the iliac crest to the greater trochanter, in the direction of muscle fibers. A distance of 20 mm between the electrodes and the reference electrode was placed on the spine.

Table 1. Demographic data of the intervention and control groups

Groups	Gender		Mean±SD			
	Female	Male	BMI (kg/m ²)	Height (cm)	Weight (kg)	Age (y)
Intervention	10	5	25.93±2.09	155.2±4.41	62.9±5.61	27.4±7.73
Control	9	6	26.43±1.35	155.2±3.40	65.8±4.34	26.2±7.08
P	Ns	Ns	Ns	Ns	Ns	Ns

Ns: Non-significant; BMI: Body mass index.

Archives of
Rehabilitation

Study procedure

The routine physiotherapy treatment for knee disorders [33] was administrated in the control group. This treatment included electrotherapy (including 30 minutes of conventional TENS at a 100 Hz frequency and a 50 ms duration around the knee). Patients also performed isometric exercises on gluteal and quadriceps muscles 100 times per session, along with stretching of quadriceps, iliotibial band, hamstring, hip adductor and cuff muscles. For stretching exercises in this group, active muscle stretching was performed for 30 s and 3 repetitions for each muscle under the therapist's supervision by patients. Treatment was carried out for 8 weeks, 3 sessions per week.

In addition to routine treatments in the intervention group, functional training was performed to contract external rotator and hip abductor muscles to control the correct alignment of the femur bone and, consequently, correct knee alignment at initiation gait and descending stairs. Patients were trained to contract the external rotator and hip abductor muscles to control the femoral alignment and consequently correct knee alignment at initiation gait and in the functional activity of descending stairs. To get a basic understanding of how to do the exercise, the therapist first performed the exercises to teach the patients. After the primary functional training, the patients were asked to contract stiffer these muscles at the initial phase of walking and also when relying on an extremity during the step descending, using visual biofeedback resulting from observation of gluteal muscle EMG signals (shown to the patient by a monitor in front of the subject). Each session of motor control training using EMG biofeedback was performed for 30 minutes (including two 15 minute periods with a rest interval of 3 minutes). At least 45 contractions were taken at each training stage.

Before the main study, the reliability and validity of measurement of EMG data of hip abductor and external

rotator muscles by Megawin device and MVIC of these muscles by ZEMIC dynamometer were conducted on ten subjects twice with three days intervals. The values obtained were ICC=0.66-0.65 for EMG and ICC=0.66-0.72 for dynamometer. The study steps are seen in the CONSORT flowchart (Figure 1).

Statistical analysis

For the statistical analysis, the SPSS software, version 26 was utilized. The data normality was checked using the Shapiro-Wilk test. The outcomes were presented as Mean±SD. As the data distribution was normal, the independent samples t-test was performed to compare the intergroup data, and the paired samples t-test was utilized for intragroup comparison. A $P \leq 0.05$ was considered statistically significant.

Results

All eligible participants completed the study and were finally analyzed (Figure 1). Table 1 presents the Mean±SD of demographic data, including gender, body mass index, height, weight, and age, indicating no significant difference between the two groups ($P > 0.05$). Also, no significant difference was found between the two groups for all MVIC and EMG variables in the pre-intervention conditions ($P > 0.05$).

Regarding the comparison of pain between baseline assessment and 8 weeks after intervention, a significant improvement was observed in the intervention group ($P = 0.001$) but not in the control group ($P = 0.146$) (Figure 2). Additionally, an independent t-test for intergroup comparison after treatment showed that pain score was significantly reduced in the intervention group compared to the control group ($P = 0.016$).

Regarding the intragroup comparison, the hip abductor MVIC significantly increased in the intervention group after 8 weeks of treatment compared to the pre-

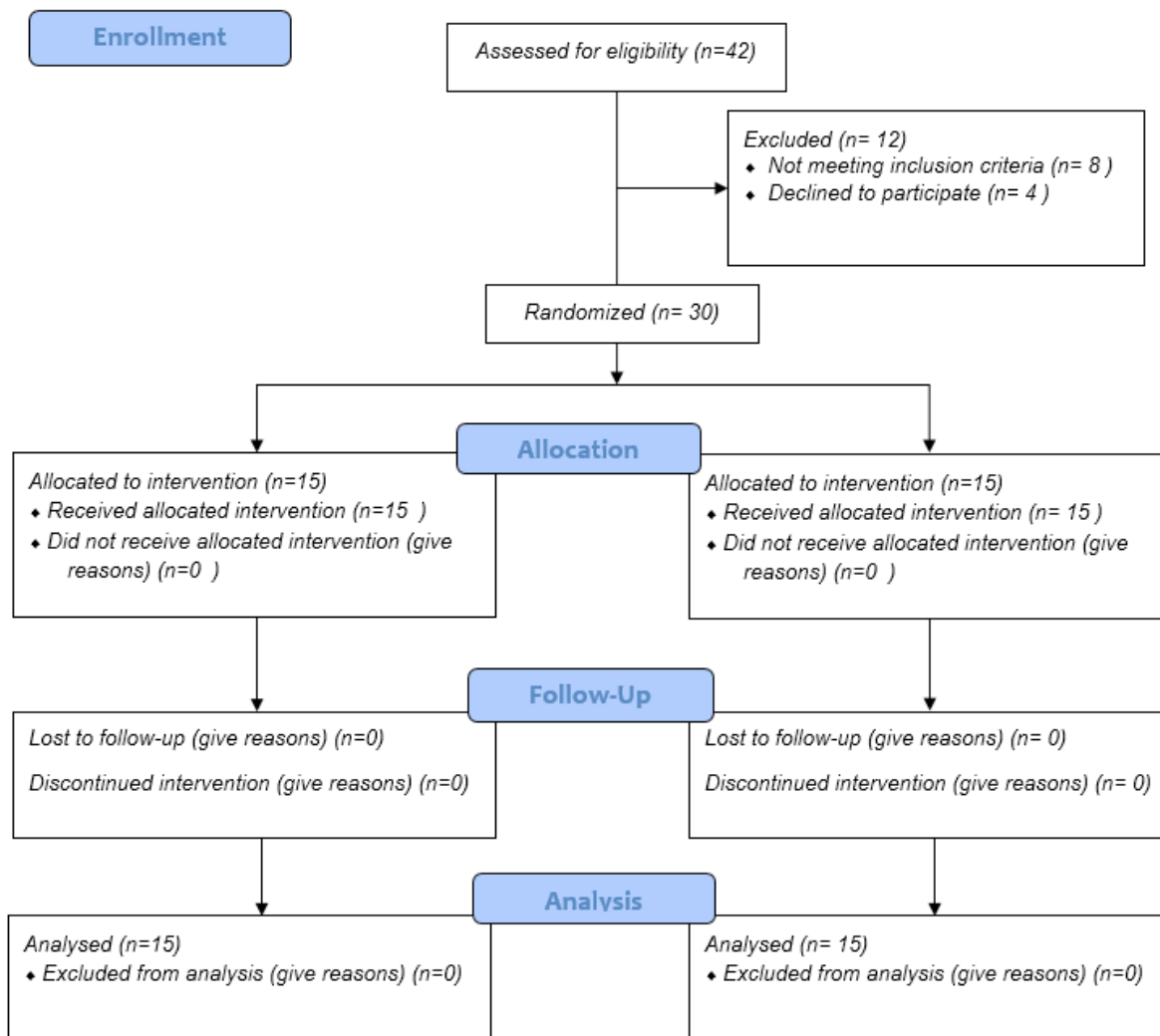


Figure 1. CONSORT Flowchart

Table 2. MVIC measured by dynamometer

MVIC	Group	Mean±SD		p##
		Before	After	
Hip abductor	Intervention	23.44±3.12	29.65±4.33	0.002**
	Control	24.1±3.9	24.6±2.7	0.076
	p#	0.425	0.003**	-
Hip external rotator	Intervention	21.53±2.65	23.41±1.11	0.05*
	Control	20.8±0.9	23.8±2.1	0.044*
	p#	0.425	0.074	-

*P<0.05, **P<0.01, #Intergroup, ##Intragroup.

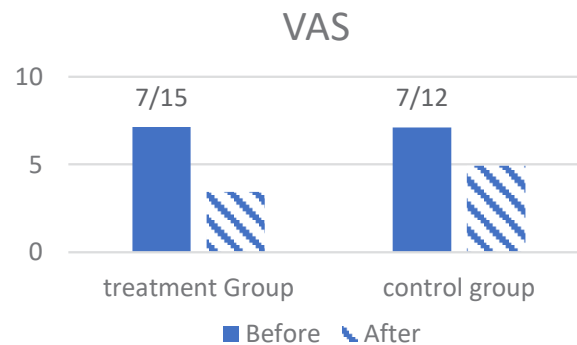


Figure 2. The average pain in two groups before and 8 weeks after the intervention

Archives of
Rehabilitation

intervention stage ($P=0.012$). Still, the control group did not show a significant difference. On the other hand, the external rotator MVIC was significantly increased in the control ($P=0.044$) and intervention ($P=0.05$) groups compared to the pre-intervention. Also, the intergroup results showed that MVIC of hip abductor muscle in the intervention group had a significant increase in the intervention group compared with the control group, with no significant statistical change between the two groups for hip external rotator muscle (Table 2).

Based on the findings of EMG of the hip abductor muscle, the intragroup comparison showed that the maximum contraction of this muscle in the intervention and control groups was significantly improved after 8 weeks of treatment compared to pre-treatment. The results of the intergroup comparison showed that the maximum contraction after 8 weeks in the intervention group was significantly increased compared to the control group. The integrated EMG of this muscle was increased significantly only in the control group compared to the pre-treatment condition, but not for the intervention group. The intergroup comparison findings demonstrated that the hip abductor's integrated EMG after 8 weeks in the control group was significantly higher than the intervention group. No significant change was found in the onset of this muscle for intra- and inter-group comparisons (Table 3).

Regarding the results of EMG of the hip external rotator muscle, the maximum contraction of the control group was significantly increased following the intervention, but not for the control group. Maximum hip external rotator muscle contraction showed no change between the two groups following 8-week treatment. An intragroup comparison of the integrated EMG of this muscle showed that this parameter significantly improved in both the intervention and control groups after

the 8-week treatment. The intergroup comparison results demonstrated that the integrated EMG after 8 weeks in the intervention group was significantly higher compared to the control group. The onset of muscle activity in the intervention group after 8 weeks of intervention was reduced considerably, but there was no significant change in the control group. Also, a significant change was found in intergroup comparison (Table 3).

Discussion

This research investigated the influence of EMG biofeedback training of the hip external rotator and abductor muscles on pain and muscle EMG activity in PFPS. The results of MVIC and EMG of hip abduction muscles indicated that following 8 weeks of intervention, the biofeedback group showed higher maximum EMG and MVIC activity than the control group. Therefore, hip abductor muscle biofeedback training in PFPS patients could increase the EMG activity of hip abductor muscles more than routine treatment. EMG biofeedback seems to have caused this phenomenon by facilitating treatment acceptance by patients, modulating muscle activation, and improving neuromuscular control [18]. EMG biofeedback is a method by which a person tries to activate and control muscles consciously. Research has shown that using this biofeedback in knee muscles reduces pain in people with knee osteoarthritis and decreases hyperextension in the mid-stance phase in individuals with anterior knee pain [34, 35]. The possible mechanism of these changes due to biofeedback is using more fibers with higher frequency and better cooperation between motor units of muscle that can increase the rate of contraction and muscle tension [24].

Since weakness or motor control disorder of hip abductor muscles can be one of the causes of PFPS [19], strengthening hip abductor muscles can reduce pain and

Table 3. EMG activity of the hip external rotator and abductor muscles

Muscle	Parameters	Group	Mean±SD		P ^{##}
			Before	After	
Hip abductor	Peak (MV)	Intervention	42.78±5.6	47.34±4.02	0.0217*
		Control	39.29±6.5	41.03±3.54	0.019*
		P [#]	0.127	0.043*	-
	Integrated EMG	Intervention	13.53±0.78	14.21±1.21	0.097
		Control	12.60±0.55	13.13±0.42	0.01*
		P [#]	0.059	0.001**	-
Hip external rotator	Onset (MS)	Intervention	354.26±23.26	335.19±28.65	0.113
		Control	367.16±23.34	348.58± 24.08	0.0528
		P [#]	0.113	0.127	-
	Peak (MV)	Intervention	31.74±4.44	36.11±5.58	0.05*
		Control	26.14±3.55	30.88±3.54	0.125
		P [#]	0.127	0.601	-
Integrated EMG	Intervention	9.39±0.84	10.41±1.14	0.03*	
	Control	7.53±1.08	8.26±1.13	0.02*	
	P [#]	0.1	0.0001**	-	
Onset (MS)	Intervention	358.84±41.3	332.66±16.25	0.04*	
	Control	362.58±23.46	345.74±27.80	0.16	
	P [#]	0.3	0.06	-	

*P>0.05, **P<0.01, #Intergroup, ##Intragroup

improve function in patients with PFPS [11, 20, 21]. Heo et al. showed that hip abductor muscle biofeedback training can cause the requirement of this muscle in healthy individuals [36]. Kim et al. also showed that EMG biofeedback could activate quadriceps muscles in people with PFPS [37]. Considering the importance of the EMG activity of hip abductor muscles in PFPS, exercise that can increase the EMG activity of these muscles [38] can help the recovery of these patients. Therefore, according to the results of this study, biofeedback exercises can be used in these patients' proximal muscle strengthening training programs.

In the present study, MVIC and maximum EMG activity of the hip external rotator muscle had no signifi-

cant change between the two groups of intervention and control. Although a significant improvement was found in both groups after the intervention, the biofeedback group showed a greater increase than the control group. In other words, biofeedback exercises on this muscle have activated it more. Weakness or motor control impairment of the hip external rotator muscles may be one of the causes of PFPS [19]. Still, the researchers of the present study did not find any published studies that investigated the effect of hip external rotator muscle using biofeedback training in patients with PFPS. However, Govil and Noohu [39] showed that in patients with incomplete spinal cord injury, biofeedback training of the hip external rotator muscle increases the amplitude of the EMG activity of this muscle. Alonazi et al. also

reported that four weeks of EMG biofeedback complementary training caused significant improvements in quadriceps muscle strength in young male athletes with PFPS [24]. Therefore, biofeedback training of hip external rotator muscles can activate these muscles in patients with PFPS.

The study's results indicated that 8-week biofeedback training of proximal hip muscles reduced pain in these patients, while routine treatment in the control group did not significantly reduce pain. After 8 weeks of treatment, the biofeedback group had significantly less pain than the control group. Therefore, based on the present study's findings, it can be stated that adding biofeedback training by using the proximal hip muscles as opposed to routine treatment has reduced patients' pain. This finding means that biofeedback exercises help reduce pain in these patients. Our results are consistent with Alba-Martín et al. (in a systematic review) and Bisi-Balogun [37, 38]. They also showed that proximal lower extremity exercises reduce pain in individuals with PFPS. It should be noted that the exercises that they used were not biofeedback training. Our results also align with the study by Letafatkar et al. which showed that biofeedback exercises of the muscles around the knee combined with preparation exercises reduced pain and risk of subsequent injuries [40]. In their study, biofeedback exercises were not performed in the proximal hip area, but they were locally done in the muscles around the knee. Rabelo's study also found that motor control exercises had no greater effect on pain relief than isolated muscle training, which is inconsistent with the results of the current study and previous studies mentioned [41]. Although the exercises in this study were motor control exercises performed with EMG biofeedback, Rabelo's study performed these exercises without biofeedback.

In general, it seems that biofeedback training of the proximal hip muscles can increase the muscles' recruitment and the force of these muscles, which may improve clinical symptoms such as pain in patients with PFPS by correcting the movement pattern and aligning the joints of the lower limbs. Previous research has also reported that the force of the external rotator and hip abductor muscles plays a crucial role in controlling the alignment of dynamic valgus and hip internal rotation. These are mechanical factors underlying the development of PFPS [42]. Strengthening these muscles with progressive strengthening exercises improves patients' clinical symptoms with PFPS [43]. Still, the performance of these exercises, along with the use of EMG biofeedback, has not been investigated, according to our knowledge. So, the results of the present work demonstrated the im-

port of these exercises on improving the requirement of these muscles and also pain in these patients. Therefore, the use of these exercises in the treatment of people with PFPS is recommended.

The study was limited by lacking a follow-up period after the treatment. It would be beneficial to assess the long-term impacts of the interventions to understand the differences between the two treatments better. For future studies, it is recommended to compare the effects of biofeedback training on the proximal and local muscles of the knee. Additionally, considering the influence of gender on lower extremity alignment and the incidence of PFPS [44], it is recommended that future studies compare these exercises between men and women.

Conclusion

Adding 8 weeks of biofeedback training on external rotator and hip abductor muscles to routine exercise therapy in PFPS can reduce pain and improve muscle strength and performance. This change could potentially slow down the degenerative process of the patellofemoral joint.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the Ethics Committee of [Shahid Beheshti University of Medical Science \(SBMU\)](#), Tehran, Iran (Code: SBMU.RETECH.REC.1399.1117). Participants were informed of the study objectives. In addition to obtaining written consent, they were assured that information obtained from them would remain confidential.

Funding

The paper was extracted from the PhD dissertation of Mehdi Banan Khojasteh, approved by the Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, [Shahid Beheshti University of Medical Science \(SBMU\)](#), Tehran, Iran. This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Authors' contributions

Conceptualization: Mehdi Banan Khojasteh and Mino Khalkhali Zavieh; Methodology and analysis: Khosro Khademi Kalantari and Alireza Akbarzadeh Baghban; Research: Mehdi Banan Khojasteh and Saeed Mikailii; review, editing and final approval: Aliyeh Daryabor; Supervision: Mino Khalkhali Zavieh.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

Authors appreciate the Department of Physiotherapy faculty members of the School of Rehabilitation, [SBMU](#), for their support and thank all those who participated in this study.



مقاله پژوهشی

تأثیر آموزش بیوفیدبک عضلات دورکننده و چرخاننده‌های خارجی ران بر درد، قدرت و فعالیت الکترومیوگرافی این عضلات در افراد مبتلا به سندرم درد پتلوفمورال

مهدی بانان خجسته^۱، مینو خلخالی زاویه^۲، خسرو خادمی کالانتاری^۲، علیرضا اکبرزاده باغبان^۳، عالیه دریاپر^۴، سعید میکائیلی^۲

۱. گروه فیزیوتراپی، کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.
۲. گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.
۳. گروه آمار زیستی، مرکز تحقیقات پروتئومیکس، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.
۴. گروه ارتوز-پروتز، مرکز تحقیقات فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.



Citation Banan Khojasteh M, Khalkhali Zavieh M, Khademi Kalantari Kh, Akbarzadeh Baghban A, Daryabor A, Mikaili S. Effect of Biofeedback Training of Hip Muscles on Pain, Muscle Strength and Their Electromyography in Patellofemoral Pain Syndrome. *Archives of Rehabilitation*. 2024; 25(3):520-539. <https://doi.org/10.32598/RJ.25.3.3826.1>

doi <https://doi.org/10.32598/RJ.25.3.3826.1>

حکیده

هدف بیوفیدبک الکترومیوگرافی به‌عنوان یک ابزار نسبتاً جدید برای کمک به رفع اختلالات عضلانی پیشنهاد شده است. هدف از انجام این مطالعه، بررسی تأثیر ۸ هفته تمرین عضلات پروگزیمال ران (دورکننده و چرخاننده خارجی ران) به‌همراه بیوفیدبک بر درد، قدرت عضلانی و فعالیت الکترومیوگرافی این عضلات در افراد مبتلا به سندرم درد پتلوفمورال بود.

روش بررسی این کارآزمایی بالینی تصادفی یک‌سوکور بر روی ۳۰ فرد جوان مبتلا به سندرم درد پتلوفمورال با دامنه سنی ۲۲ تا ۴۵ سال انجام شد. افراد در گروه آزمایش (۱۵ نفر) بیوفیدبک الکترومیوگرافی عضلات دورکننده (گلوئوس مدیوس) و چرخاننده خارجی (گلوئوس ماگزیموس) ران را به‌همراه درمان‌های روتین فیزیوتراپی (شامل تمرین‌های کششی، تمرینات ایزومتریک عضلات گلوئوتال و چهارسر ران و تنس) دریافت کردند. در گروه کنترل (۱۵ نفر) فقط درمان‌های روتین فیزیوتراپی انجام شد. شرکت‌کنندگان دو گروه به‌مدت ۸ هفته و هر هفته ۳ جلسه تحت درمان قرار گرفتند. قبل و بعد از مداخلات، شدت درد با استفاده از مقیاس دیداری درد، قدرت انقباض ایزومتریک ارادی عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران توسط دینامومتر و فعالیت الکترومیوگرافی این عضلات شامل حداکثر انقباض، سطح زیر منحنی و زمان شروع فعالیت این عضلات اندازه‌گیری شدند.

یافته‌ها بررسی قدرت انقباض ایزومتریک ارادی و الکترومیوگرافی عضله دورکننده ران نشان داد پس از ۸ هفته درمان، گروه آزمایش حداکثر فعالیت الکترومیوگرافی ($P=0/04$) و نیز قدرت انقباض ایزومتریک ارادی ($P=0/03$) بیشتری نسبت به گروه کنترل داشتند. پس از ۸ هفته درمان، قدرت انقباض ایزومتریک ارادی و حداکثر فعالیت الکترومیوگرافی عضله چرخاننده خارجی ران، بین دو گروه تفاوت معنی‌داری نداشت، ولی سطح زیر منحنی فعالیت الکترومیوگرافی این عضله در گروه آزمایش نسبت به گروه کنترل بیشتر بود ($P=0/001$). همچنین، پس از ۸ هفته درمان، افراد گروه آزمایش به‌طور معنی‌داری درد کمتری نسبت به گروه کنترل داشتند ($P=0/016$).

نتیجه‌گیری نتایج این مطالعه نشان داد اضافه کردن ۸ هفته تمرین بیوفیدبکی عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران به تمرین درمانی روتین در سندرم درد پتلوفمورال می‌تواند به کاهش بیشتر درد و بهبود قدرت عضلات ابدان‌کنور ران منجر شود. این تغییر ممکن است بتواند به کاهش روند تخریبی مفصل پتلوفمورال کمک کند.

کلیدواژه‌ها بیوفیدبک، سندرم درد پتلوفمورال، قدرت، الکترومیوگرافی، عضلات دورکننده ران، عضلات چرخاننده خارجی ران

تاریخ دریافت: ۱۷ آبان ۱۴۰۲

تاریخ پذیرش: ۱۴ اسفند ۱۴۰۲

تاریخ انتشار: ۱۰ مهر ۱۴۰۳

* نویسنده مسئول:

دکتر مینو خلخالی زاویه

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

تلفن: ۳۹۳۴۸۸۶ (۹۱۲) ۹۸+

رایانامه: minoo_kh@yahoo.com



Copyright © 2024 The Author(s).

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

مقدمه

نسبت به تمرین تقویتی کوادرسیسپس ایجاد می‌کند. از طرفی، مشخص شده است که تمرین بالا بردن مستقیم پا^۷ با چرخش خارجی هیپ به‌همراه دورسی فلکشن میچ پا به‌دلیل وارد عمل کردن عضله پهن مایل داخلی در بهبود عملکرد این بیماران می‌تواند مؤثر باشد [۱۳]. با این وجود، شواهد محدودی برتری درمان تقویتی چندمفصلی نسبت به برنامه تقویت تک‌مفصلی را در این افراد گزارش کرده‌اند [۱۴].

بیوفیدبک تکنیکی است که برای تسهیل الگوهای حرکتی طبیعی پس از آسیب استفاده می‌شود [۸]. بیوفیدبک الکترومیوگرافی^۸ روشی برای بازآموزی عضلات با ایجاد یک سیستم فیدبک جدید است که سیگنال‌های میوالکتریک در عضله را به سیگنال‌های بینایی و شنیداری تبدیل می‌کند [۱۵]. این بازخوردها می‌توانند باعث ایجاد تغییرات در کنترل عصبی - عضلانی شوند و به بیمار اجازه می‌دهند تا به هدف موردنظر یعنی انقباض عضلانی برسد [۱۶]. بیوفیدبک الکترومیوگرافی اغلب همراه با تکنیک‌های توانبخشی روتین برای بهبود قدرت، تعادل و حس عمقی [۱۷] از طریق افزایش پذیرش درمان توسط بیماران، تعدیل^۹ فعال‌سازی عضلات و بهبود کنترل عصبی - عضلانی استفاده می‌شود [۱۸].

از آنجا که ضعف یا اختلال کنترل حرکتی عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران می‌تواند یکی از علل سندرم درد پتلوفمورال باشد [۱۹]، تقویت عضلات ابدکتور ران می‌تواند درد و عملکرد را در بیماران مبتلا به این اختلال کاهش دهد [۲۰، ۲۱]. با این وجود، تأثیر تمرین کنترل حرکتی^{۱۰} این عضلات در حین فعالیت‌های عملکردی با استفاده از فیدبک الکترومیوگرافی بر درد و یافته‌های الکترومیوگرافی عضلات ران مشخص نیست. علاوه بر این، تا کنون هیچ مطالعه چاپ‌شده‌ای که اثر تمرینات بیوفیدبکی را با تمرینات روتین فیزیوتراپی در افراد مبتلا به سندرم درد پتلوفمورال مقایسه کرده باشد در دسترس ما نبوده است. بنابراین، هدف این مطالعه بررسی تأثیر دو روش تمرین درمانی روتین به‌تنهایی و تمرین درمانی روتین همراه با تمرینات کنترل حرکتی بیوفیدبک الکترومیوگرافی بر درد، قدرت و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران در بیماران مبتلا به سندرم درد پتلوفمورال بود.

روش‌ها

شرکت‌کنندگان

در این مطالعه در مجموع، ۳۰ بیمار مبتلا به سندرم درد پتلوفمورال (۱۱ مرد و ۱۹ زن) با دامنه سنی ۲۲ تا ۴۵ سال و

7. Straight leg raising (SLR)

8. Electromyography (EMG)-biofeedback

9. Modulating

10. Motor control

سندرم درد پتلوفمورال^۱ یکی از شایع‌ترین علل درد قدامی زانوست، به‌طوری‌که ۲۵ درصد جمعیت از این اختلال رنج می‌برند. این عارضه در زنان جوان شایع‌تر است [۱، ۲]. تحقیقات اخیر نشان داده‌اند سندرم درد پتلوفمورال لزوماً به‌دلیل ضعف یا نقص کنترل حرکتی در عضله پهن مایل داخلی^۲ یا وضعیت نادرست پاتلا (کشکک) ایجاد نمی‌شود، بلکه ممکن است به‌دلیل ضعف یا مشکل کنترل حرکتی عضلات ناحیه پروگزیمال ایجاد شود [۳، ۴]. نزدیک کردن بیش از حد مفصل ران (اداکشن)^۳ حین برخاستن از وضعیت نشسته، باعث افزایش والگوس زانو شده و به‌دنبال چرخش داخلی بیش از حد در وضعیت ایستاده، فشار غیرطبیعی به زانو وارد می‌شود [۵]. این اختلال استخوانی باعث ضعف عضلات چرخاننده خارجی ران^۴ (مانند گلوئوس ماگزیموس) می‌شود، به‌طوری‌که عضلات دورکننده^۵ و چرخاننده خارجی ران در افراد مبتلا به سندرم درد پتلوفمورال قدرت و گشتاور کمتری نسبت به افراد سالم دارند [۶]. در بیماران مبتلا به سندرم درد پتلوفمورال در مقایسه با افراد سالم حین اغلب فعالیت‌ها سطح فعالیت عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران فرقی ندارد، ولی پیک انقباض اداکتورهای ران حین دویدن و چمباتمه زدن بیشتر از افراد سالم است و عضلات اداکتور و اکسترنال روتاتور ران نیز ضعیف‌تر از حالت طبیعی هستند؛ البته معلوم نیست که ضعف این عضلات علت یا نتیجه سندرم درد پتلوفمورال بوده باشد [۷].

به‌دنبال سندرم درد پتلوفمورال، هدف درمان شامل دست‌یابی به دامنه حرکتی مطلوب، حفظ و ارتقای ثبات مفصل، تقویت عضلات زانو و دست‌یابی به کنترل عصبی عضلانی نرمال است [۸]. طیف وسیعی از درمان‌های معمول برای این افراد به کار می‌رود که شامل میدان‌های الکترومغناطیس پالس، تمرینات منزل، تمرینات تقویتی ران، تمرینات کششی، تمرینات ثبات‌دهنده، تمرینات هوزی، تسهیل عصبی - عضلانی از طریق حس عمقی^۹ و استفاده از بریس هستند، ولی هیچ درمان منفردی در این بیماران بر بقیه درمان‌ها برتری ندارد [۹]. البته یک مطالعه سیستماتیک نشان داده است ترکیبی از درمان‌های فیزیوتراپی شامل تقویت عضلات ران و زانو همراه با درمان‌های پسیو مثل تمرین کششی و بریس می‌تواند در درمان این افراد مؤثرتر باشد [۱۰]. مطالعات سیستماتیک نشان داده‌اند تقویت عضلات ران موجب کاهش درد و بهبود عملکرد این افراد می‌شود [۱۱، ۱۲]. همچنین تمرین تقویتی اداکتورهای ران کاهش درد بیشتری

1. Patellofemoral pain syndrome (PFPS)

2. Vastus medialis obliquus

3. Adduction

4. External rotation

5. Abduction

6. Proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF)

گرفتند؛ به این صورت که در وضعیت دکوبیتوس جانبی^{۱۴} (به پهلو خوابیده) و در وضعیت نوترال که توسط بالش‌ها حمایت می‌شد، قرار گرفتند، به گونه‌ای که اندام تحتانی غالب بالا قرار گرفت. یک باند غیرالاستیک قابل تنظیم در اطراف میز معاینه و در پروگزیمال کمرست ایلیاک قرار داده شد تا لگن را تثبیت کند و افراد پا را به دینامومتری که با دست آزمونگر در سمت کوندیل خارجی فمور قرار داده شده بود فشار می‌دادند. آزمونگر از بیماران می‌خواست تا با تلاش حداکثری پای خود را به سمت بالا حرکت دهند [۲۹]. برای اندازه‌گیری MVIC عضلات چرخاننده خارجی ران، فرد در حالت نشسته در لبه تخت با زاویه ران در ۹۰ درجه فلکشن قرار می‌گرفت، در حالی که با هر دو دست خود کناره‌های تخت را نگه می‌داشت. مقاومت در ۵ سانتی‌متری نزدیک به لبه پروگزیمال مالئول داخلی، در برابر چرخش خارجی لگن اعمال می‌شد و از بیمار خواسته می‌شد با حداکثر تلاش دینامومتری که در دست آزمونگر قرار داشت را فشار دهد [۳۰]. در تمام مدت آزمون، تشویق کلامی برای حداکثر تلاش به بیماران داده می‌شد. میانگین ۳ بار اندازه‌گیری با دینامومتر که با فاصله ۳۰ ثانیه ثبت شده بودند، به عنوان حداکثر نیروی انقباض ایزومتریک عضلات ثبت شد. نتایج دینامومتری همه آزمایش‌ها (کیلوگرم) به نیوتن تبدیل شد و به وزن بدن نرمال شد [۴].

برای اندازه‌گیری فعالیت الکترومیوگرافی از دستگاه Mega-win ۸ کاناله ساخت انگلستان استفاده شد. سیگنال‌های خام الکترومیوگرافی با پهنای باند ۱۰-۵۰۰ هرتز فیلتر شدند. قبل از آزمون، ۳ آزمایش (تراپال) زیر حداکثر (بیشینه) و یک آزمایش حداکثر برای آشنایی آزمودنی انجام شد. در ارزیابی توسط دینامومتر، مقدار حداکثر نیروی انقباض ایزومتریک عضله (به کیلوگرم) ثبت شد. در ارزیابی الکترومیوگرافی عضلات، سطح زیر منحنی الکترومیوگرافی^{۱۵} و شروع به فعالیت عضلات^{۱۶} (لحظه شروع موج الکترومیوگرافی) در مدت ۵ ثانیه ثبت شد. برای اندازه‌گیری سطح زیر منحنی، مجموع بزرگی سیگنال‌های الکترومیوگرافی یک‌سوسوده در محدوده زمانی شروع فعالیت تا انتهای فعالیت محاسبه شد. برای تحلیل سیگنال‌های الکترومیوگرافی، ابتدا RMS محاسبه شد و سپس با استفاده از الگوریتم میانگین+دو انحراف معیار از محدوده سیگنال زمینه‌ای^{۱۷} ثبت‌شده، زمان شروع و پایان فعالیت الکتریکی عضله محاسبه شد. به عبارتی، زمانی که سیگنال الکترومیوگرافی از مقدار آستانه محاسبه‌شده از سیگنال زمینه بیشتر شد و به مدت ۲۵ هزارم ثانیه بالاتر باقی ماند، به عنوان زمان شروع مشخص شد و زمانی که سیگنال الکترومیوگرافیک از حد آستانه کمتر بود و به مدت ۲۵ هزارم ثانیه در این حالت باقی ماند، به عنوان زمان پایان فعالیت

با نمونه‌گیری غیراحتمالی ساده انتخاب شدند و به‌طور تصادفی در دو گروه ۱۵ نفره مداخله و کنترل قرار گرفتند. معیارهای ورود به مطالعه شامل وجود درد قدامی/خلفی پاتلا به مدت حداقل ۲ ماه [۲۳، ۲۲]، تشدید علائم در هنگام نشستن طولانی‌مدت، بالا رفتن از پله، چمباتمه زدن، دویدن و زانو زدن و پریدن [۲۴]، تست مثبت کلارک و استرس [۲۵] و بروز درد در حین اکستنشن فعال زانو با مقاومت [۱۶] بود. وجود دررفتگی و ضربه مستقیم به پاتلا، هر گونه شرایط روماتولوژیک (استئوآرتریت یا آرتریت روماتوئید)، دیابت، آسیب مینیسک و ناپایداری لیگامان‌های زانو معیارهای خروج از مطالعه بودند [۲۴، ۲۲].

حجم نمونه به‌وسیله نرم‌افزار NCSS نسخه ۲۴/۰/۳ با استفاده از مطالعه پیشین [۲۶] براساس مقیاس کینماتیک تعیین شد؛ بدین صورت که $d=2$ ، $\alpha=0/05$ و $\beta=0/80$ بود که حداقل حجم نمونه با استفاده از فرمول شماره ۱ در هر گروه ۱۵ نفر تعیین شد.

$$1. n = \frac{(s_1^2 + s_2^2)^2 (z_{1-\alpha/2} + z_{1-\beta})^2}{(x_1 - x_2)^2}$$

طراحی مطالعه

افراد پس از بررسی واجد شرایط بودن از نظر معیارهای ورود و خروج به مطالعه، در یک جلسه اولیه جهت آشنایی با روش مطالعه شرکت کردند، سپس پرسش‌نامه اطلاعات جمعیت‌شناختی را تکمیل نمودند. در این مطالعه، متغیرهای وابسته تحقیق قبل از مداخلات و ۸ هفته پس از مداخلات اندازه‌گیری شدند. متغیرهای وابسته شامل درد، متغیرهای الکترومیوگرافی عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران و همین‌طور حداکثر^{۱۱} قدرت انقباض ایزومتریک ارادی^{۱۱} این عضلات بودند که توسط مقیاس دیداری درد و دینامومتر اندازه‌گیری شدند ($ICC > 0/7$)^{۱۳} [۲۷]. سپس بیماران به‌طور تصادفی با انتخاب یکی از دو پاکت در بسته که اسم گروه آزمایش یا درمان در آن‌ها نوشته شده بود در یکی از این گروه‌ها قرار می‌گرفتند. برای کورسازی، فردی که ارزیابی نمونه‌ها را انجام می‌داد نسبت به گروه‌بندی افراد بی‌اطلاع بود و فرد درمان‌کننده نیز هیچ اطلاعی از نتایج ارزیابی در قبل و بعد از ۸ هفته مداخله نداشت.

ابزارها

به‌منظور اندازه‌گیری MVIC عضلات از دستگاه دینامومتر ZEMIC مدل H3-C3/C4-100KG-3B با دقت ۱۰ گرم استفاده شد که در مطالعه قبلی تکرارپذیری و اعتبار آن تأیید شده است [۲۸]. جهت ارزیابی عضله دورکننده ران، شرکت‌کنندگان در وضعیتی که توسط ناکاگوا و همکاران [۲۹] بیان شده، قرار

14. Lateral decubitus

15. Integrated electromyography

16. On-set

17. Background signal

11. Peak

12. Maximal voluntary isometric strength (MVIC)

13. Intraclass correlation coefficient (ICC)

در گروه آزمایش، علاوه بر درمان‌های روتین، تمرین عملکردی^{۲۱} جهت انقباض عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران به منظور کنترل راستای صحیح استخوان ران و در نتیجه هم‌راستایی صحیح زانو در شروع راه رفتن^{۲۲} و پایین آمدن از پله‌ها انجام شد. به بیماران آموزش داده شد برای کنترل صحیح راستای فمور و در نتیجه راستای صحیح زانو، در زمان ابتدایی ایستایش راه رفتن و همچنین در فعالیت عملکردی پایین آمدن از پله‌ها، عضلات ابدکتور و اکسترنال روتاتور ران را منقبض کنند. برای درک اولیه چگونگی انجام تمرین، تراپیست نحوه صحیح تمرین را خود انجام داده و به بیمار آموزش می‌داد. پس از آموزش عملکردی اولیه، از بیماران خواسته می‌شد در فاز ابتدایی ایستایش راه رفتن، و نیز در زمان اتکاء روی یک اندام طی پایین آمدن از پله با استفاده از بیوفیدبک بینایی ناشی از مشاهده سیگنال‌های الکترومیوگرافی عضلات گلوئتال (که توسط یک مانیتور در مقابل بیمار به وی نشان داده می‌شد)، این عضلات را قوی‌تر منقبض کنند. هر جلسه تمرین کنترل حرکتی با استفاده از بیوفیدبک الکترومیوگرافی به مدت ۳۰ دقیقه (شامل دو دوره ۱۵ دقیقه‌ای با فاصله استراحت ۳ دقیقه‌ای) بود. در هر مرحله تمرینی حداقل ۴۵ انقباض از فرد گرفته می‌شد.

قبل از انجام مطالعه اصلی، تکرارپذیری و اعتبارسنجی اندازه‌گیری اطلاعات الکترومیوگرافی عضلات دورکننده و چرخاننده‌های خارجی ران توسط دستگاه Megawin و اندازه‌گیری حداکثر نیروی عضلات توسط دینامومتر ZEMIC بر روی ۱۰ نفر، دوبار و با فاصله زمانی ۳ روز انجام شد و مقادیر آن برای الکترومیوگرافی ICC=۰/۶۶-۰/۶۵ و برای دینامومتر ICC=۰/۷۲-۰/۶۶ به دست آمد. مراحل انجام مطالعه در فلوجارت CONSORT (تصویر شماره ۱) مشاهده می‌شود.

تحلیل آماری

برای انجام تحلیل‌های آماری از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ استفاده شد. نرمال بودن توزیع متغیرها با استفاده از آزمون

الکتریکی مشخص شد. در سیگنال EMG-RMS، حداکثر مقدار دامنه^{۱۸} موج الکتریکی در محدوده زمانی شروع تا پایان فعالیت الکتریکی محاسبه و ثبت شد. بین هر آزمایش ۲ دقیقه استراحت وجود داشت. برای تجزیه و تحلیل آماری، میانگین ۳ تکرار در نظر گرفته شد که به طور متوسط تغییرپذیری کمتر از ۱۰ درصد را نشان داد. هنگامی که بین کارآزمایی‌ها اختلاف بیش از ۱۰ درصد رخ داد، کارآزمایی چهارم انجام شد (فرمول شماره ۲ و ۳).

$$۲. \text{ (قدرت [N]} = \text{قدرت [kg]} \times (۹/۸۱)$$

$$۳. \text{ (قدرت نرمال شده [N/kg]} = \text{قدرت [N]} / \text{وزن بدن [kg]}$$

طبق پروتکل سنیم^{۱۹}، الکترودهای الکترومیوگرافی برای عضله چرخاننده خارجی ران در وسط خط بین مهره خاجی و تروکانتر بزرگ، و برای عضله دورکننده ران در وسط خطی که ایلپاک کرسر را به تروکانتر بزرگ متصل می‌کند، در جهت فیبرهای عضلانی نصب شدند. فاصله بین الکترودها ۲۰ میلی‌متر بود و الکترودها رفرنس نیز روی ستون فقرات قرار گرفت.

روش کار

در گروه کنترل درمان‌های روتین فیزیوتراپی مشکلات زانو [۲۱] انجام شد و بیماران درمان‌های الکتروتراپی (شامل ۳۰ دقیقه تنس مرسوم^{۲۰} با فرکانس ۱۰۰ هرتز و مدت زمان ۵۰ میکروثانیه در اطراف زانو)، تمرین‌های ایزومتریک عضلات گلوئتال و کوادریسپس ۱۰۰ بار در هر جلسه و تمرینات کششی عضلات کوادریسپس، باند ایلوتیبیال، همسترینگ و عضلات اداکتور ران و کاف را دریافت می‌کردند. برای تمرینات کششی در این گروه، کشش فعال عضلانی به مدت ۳۰ ثانیه و ۳ تکرار برای هر عضله تحت نظر درمانگر توسط بیماران انجام می‌شد. درمان به مدت ۸ هفته و ۳ جلسه در هفته انجام شد.

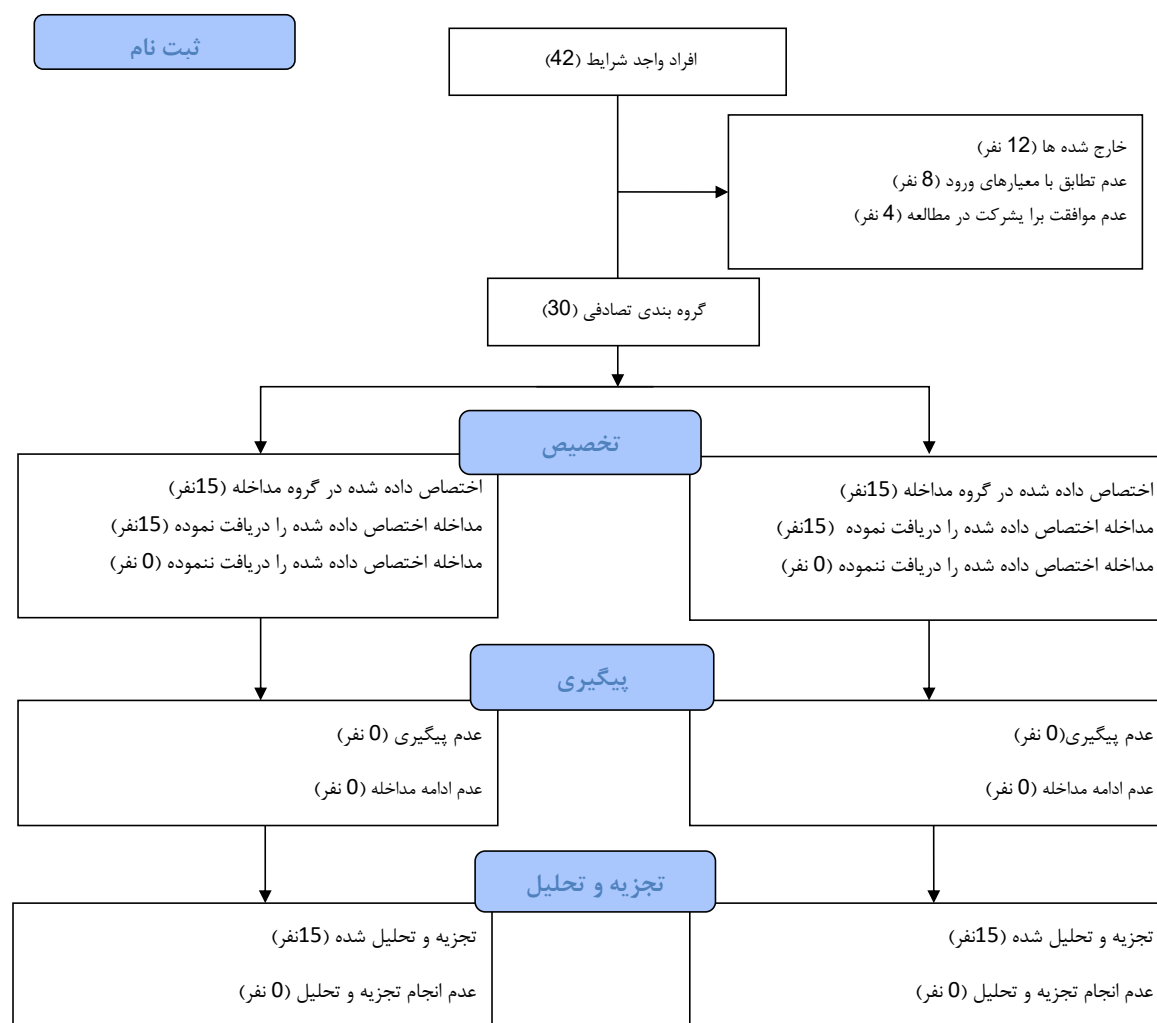
18. Amplitude
19. SENIAM
20. Conventional TENS

جدول ۱. خصوصیات جمعیت‌شناختی در دو گروه آزمایش و کنترل

گروه‌ها	جنسیت (تعداد)		میانگین ± انحراف معیار			
	مرد	زن	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)
درمان	۵	۱۰	۲۷/۴±۷/۷۳	۶۲/۹±۵/۶۱	۱۵۵/۲±۴/۴۱	۲۵/۹۳±۲/۰۹
کنترل	۶	۹	۲۶/۲±۷/۰۸	۶۵/۸±۴/۳۴	۱۵۵/۲±۲/۴۰	۲۶/۴۳±۱/۳۵
سطح معنی‌داری	NS	NS	NS	NS	NS	NS

توانبخشی

NS: Non-significant



تصویر ۱. فلوچارت CONSORT

توانبخشی

هفته پس از مداخله، بهبود قابل توجهی در گروه آزمایش مشاهده شد ($P=0/001$) و این تفاوت در گروه کنترل معنی دار نبود ($P=0/146$) (تصویر شماره ۲). همچنین، نتیجه آزمون تی مستقل برای مقایسه بین گروهی پس از درمان نشان داد نمره درد در گروه آزمایش نسبت به گروه کنترل کاهش معنی دار داشته است ($P=0/016$).

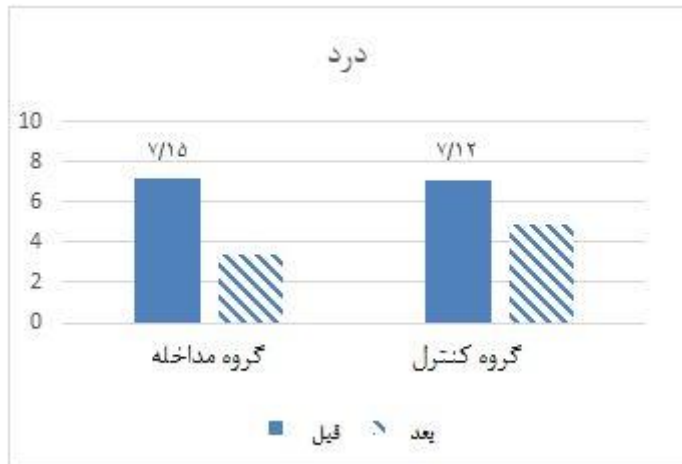
در مقایسه درون گروهی، MVIC دورکننده ران در گروه آزمایش بعد از ۸ هفته مداخله در مقایسه با قبل از مداخله افزایش معنی دار داشت ($P=0/012$)، اما تفاوت در گروه کنترل معنی دار نبود. از طرف دیگر، MVIC چرخاننده خارجی ران در گروه کنترل ($P=0/044$) و مداخله ($P=0/005$) بعد از مداخله در مقایسه با قبل از مداخله افزایش معنی دار داشت. همچنین، نتایج بین گروهی نشان داد MVIC عضله دورکننده ران در گروه آزمایش نسبت به گروه کنترل افزایش معنی دار داشت و تفاوت معنی داری برای چرخاننده خارجی ران بین دو گروه وجود

شاپیرو-ویلک ارزیابی شد. متغیرهای وابسته به صورت میانگین و انحراف معیار بیان شدند. از آنجایی که توزیع داده‌ها نرمال بود، آزمون تی مستقل برای مقایسه داده‌های بین گروهی و آزمون تی زوجی برای مقایسه درون گروهی مورد استفاده قرار گرفت. مقادیر $P \leq 0/05$ از نظر آماری معنی دار در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

تمام شرکت کنندگان واجد شرایط، مطالعه را به اتمام رساندند و در نهایت آنالیز آماری شدند (تصویر شماره ۱). جدول شماره ۱ میانگین و انحراف معیار اطلاعات جمعیت‌شناختی شامل سن، وزن، قد و شاخص توده بدنی را نشان می‌دهد که بین دو گروه تفاوت معنی داری وجود نداشت ($P > 0/05$). همچنین تفاوت معنی داری در تمام متغیرهای MVIC و الکترومیوگرافی در شرایط قبل از مداخله بین دو گروه وجود نداشت ($P > 0/05$).

در مقایسه نتایج مقیاس دیداری درد بین ارزیابی پایه و ۸



تصویر ۲. میانگین درد در گروه آزمایش و کنترل قبل و ۸ هفته بعد مداخله

نداشت (جدول شماره ۲).

توانبخشی

انقباض عضله چرخاننده خارجی ران در مقایسه بین دو گروه بعد از ۸ هفته اختلاف معنی دار نداشت. مقایسه درون گروهی متغیر سطح زیر منحنی این عضله نشان داد این پارامتر در هر دو گروه آزمایش و کنترل بعد از ۸ هفته درمان بهبود معنی دار یافت و نتایج مقایسه بین گروهی نشان داد سطح زیر منحنی بعد از ۸ هفته در گروه آزمایش نسبت به گروه کنترل به طور معنی داری بیشتر بود. میانگین زمان شروع به فعالیت عضله در گروه آزمایش بعد از ۸ هفته مداخله کاهش معنی دار داشت، اما در گروه کنترل تغییر معنی داری نکرد. همچنین تفاوت معنی داری در مقایسه بین گروهی وجود نداشت (جدول شماره ۳).

بحث

هدف از انجام این مطالعه، بررسی تأثیر تمرین بیوفیدبک الکترومیوگرافی عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران بر پارامترهای درد و فعالیت الکترومیوگرافی عضلانی در سندرم درد پتلوفمورال بود. نتایج MVIC و الکترومیوگرافی عضلات دورکننده ران نشان داد گروه بیوفیدبک پس از ۸ هفته مداخله،

باتوجه به نتایج الکترومیوگرافی عضله دورکننده ران، مقایسه درون گروهی نشان داد حداکثر انقباض این عضله در هر دو گروه آزمایش و کنترل بعد از ۸ هفته درمان در مقایسه با قبل از درمان بهبود معنی دار داشته است. نتایج مقایسه بین گروهی نشان داد حداکثر انقباض بعد از ۸ هفته، در گروه آزمایش نسبت به گروه کنترل افزایش معنی دار داشت. سطح زیر منحنی این عضله فقط در گروه کنترل بعد از مداخله در مقایسه با قبل از درمان افزایش معنی دار داشت، اما در گروه آزمایش تفاوت معنی دار نبود. نتایج مقایسه بین گروهی نشان داد سطح زیر منحنی عضله دورکننده ران بعد از ۸ هفته، در گروه کنترل نسبت به گروه آزمایش افزایش معنی دار داشت. در شروع به فعالیت این عضله در مقایسه درون و بین گروهی تفاوت معنی داری وجود نداشت (جدول شماره ۳).

باتوجه به نتایج الکترومیوگرافی عضله چرخاننده خارجی ران، حداکثر انقباض در گروه کنترل بعد از مداخله افزایش معنی دار یافت، اما در گروه کنترل تغییر معنی داری ایجاد نشد. حداکثر

جدول ۲. حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی اندازه گیری شده توسط دینامومتر

متغیرهای قدرت انقباض ایزومتریک ارادی	گروه	میانگین ± انحراف معیار		سطح معنی داری	
		قبل	بعد	بین گروهی	درون گروهی
عضله دورکننده ران	آزمایش	۲۳/۴۳ ± ۳/۱۲	۲۹/۶۵ ± ۴/۳۳	۰/۴۲۵	۰/۰۰۳**
	کنترل	۲۴/۱ ± ۳/۹	۲۴/۶ ± ۲/۷	۰/۰۰۳**	۰/۰۷۶
عضله چرخاننده خارجی ران	آزمایش	۲۱/۵۲ ± ۲/۶۵	۲۳/۴۱ ± ۱/۱۱	۰/۴۲۵	۰/۰۰۵*
	کنترل	۲۰/۸ ± ۰/۹	۲۳/۸ ± ۲/۱	۰/۰۷۴	۰/۰۴۴*

توانبخشی

* $p < 0.05$ ، ** $p < 0.01$

جدول ۳. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران

نام عضله	پارامترها	گروه	میانگین \pm انحراف معیار		سطح معنی داری
			قبل	بعد	
عضله دورکننده ران	سطح زیر منحنی	آزمایش	۴۲/۷۸ \pm ۵/۶	۴۷/۳۴ \pm ۴/۰۲	۰/۰۲۱۷
		کنترل	۳۹/۲۹ \pm ۶/۵	۴۱/۰۳ \pm ۳/۵۴	۰/۰۱۹
		سطح معنی داری بین گروهی	۰/۱۲۷	۰/۰۴۳	-
عضله چرخاننده خارجی ران	سطح زیر منحنی	آزمایش	۱۲/۵۳ \pm ۰/۷۸	۱۴/۲۱ \pm ۱/۲۱	۰/۰۹۷
		کنترل	۱۲/۶۰ \pm ۰/۵۵	۱۳/۱۳ \pm ۰/۴۲	۰/۰۱
		سطح معنی داری بین گروهی	۰/۰۵۹	۰۰/۰۰۱	-
عضله چرخاننده خارجی ران	سطح زیر منحنی	آزمایش	۲۵۴/۲۶ \pm ۲۳/۲۶	۳۳۵/۱۹ \pm ۲۸/۶۵	۰/۱۱۳
		کنترل	۳۶۷/۱۶ \pm ۲۲/۳۴	۳۴۸/۵۸ \pm ۲۴/۰۸	۰/۰۵۲۸
		سطح معنی داری بین گروهی	۰/۱۱۳	۰/۱۲۷	-
عضله چرخاننده خارجی ران	سطح زیر منحنی	آزمایش	۳۱/۷۴ \pm ۴/۳۴	۳۶/۱۱ \pm ۵/۵۸	۰/۰۰۵
		کنترل	۲۶/۱۴ \pm ۳/۵۵	۳۰/۸۸ \pm ۳/۵۴	۰/۱۲۵
		سطح معنی داری بین گروهی	۰/۱۲۷	۰/۶۰۱	-
عضله چرخاننده خارجی ران	سطح زیر منحنی	آزمایش	۹/۳۹ \pm ۰/۸۴	۱۰/۴۹ \pm ۱/۱۴	۰/۰۰۳
		کنترل	۷/۵۴ \pm ۱/۰۸	۸/۲۶ \pm ۱/۱۳	۰/۰۰۲
		سطح معنی داری بین گروهی	۰/۱	۰۰/۰۰۰۱	-
عضله چرخاننده خارجی ران	سطح زیر منحنی	آزمایش	۳۵۸/۸۴ \pm ۴۱/۲۳	۳۳۲/۶۶ \pm ۱۶/۲۵	۰/۰۰۴
		کنترل	۳۶۲/۵۸ \pm ۲۳/۴۶	۳۴۵/۷۴ \pm ۲۷/۸۰	۰/۱۶
		سطح معنی داری بین گروهی	۰/۳	۰/۰۶	-

*P<۰/۰۵؛ **P<۰/۰۱

توانبخشی

این تغییرات ناشی از بیوفیدبک به کارگیری فیبرهای بیشتر با فرکانس بالاتر و همکاری بهتر بین واحدهای حرکتی عضلانی است که می‌تواند سرعت انقباض را بالاتر برده و باعث افزایش تنش عضلات شود [۲۴].

از آنجاکه ضعف یا اختلال کنترل حرکتی عضلات دورکننده ران می‌تواند یکی از علل سندرم درد پتئوفمورال باشد [۱۹]، تقویت عضلات دورکننده ران می‌تواند درد و عملکرد را در بیماران مبتلا به سندرم درد پتئوفمورال کاهش دهد [۱۱، ۲۰، ۲۱]. هئو و همکاران نشان دادند تمرینات بیوفیدبکی عضلات دورکننده ران موجب به کارگیری^{۲۴} این عضله در افراد سالم می‌شود [۳۴]. کیم و همکاران نیز نشان دادند بیوفیدبک الکترومیوگرافی توانست موجب فعال شدن عضلات چهارسر ران در افراد مبتلا به سندرم درد پتئوفمورال شود [۳۵]. باتوجه به اهمیت فعالیت

حداکثر فعالیت الکترومیوگرافی و نیز MVIC بیشتری نسبت به گروه کنترل داشت. بنابراین به نظر می‌رسد تمرینات بیوفیدبکی عضلات دورکننده ران در بیماران سندرم درد پتئوفمورال نسبت به درمان روتین بیشتر توانسته است فعالیت الکترومیوگرافی عضلات دورکننده ران را افزایش دهد. به نظر می‌رسد بیوفیدبک الکترومیوگرافی از طریق تسهیل پذیرش درمان توسط بیماران، تعدیل^{۲۳} فعال سازی عضلات و بهبود کنترل عصبی - عضلانی موجب این پدیده می‌شود [۱۸]. بیوفیدبک الکترومیوگرافی روشی است که در آن فرد سعی می‌کند آگاهانه عضلات را فعال و کنترل کند. تحقیقات نشان داده‌اند استفاده از این بیوفیدبک در عضلات زانو باعث کاهش درد در افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو و کاهش هایپراکستنشن در فاز میانی ایستایی^{۲۴} در افراد مبتلا به درد قدامی زانو^{۲۵} می‌شود [۳۳، ۳۲]. مکانیسم احتمالی

23. Modulating

24. Stance

25. Anterior knee pain

26. Requirement

آسیب‌های بعدی را کاهش می‌دهد [۴۰]. در مطالعه آن‌ها نیز تمرینات بیوفیدبکی در ناحیه پروگزیمال ران انجام نشده بود، بلکه این تمرینات بیوفیدبکی به‌طور موضعی در عضلات اطراف زانو انجام شده بود. مطالعه رابلو و همکاران در سال ۲۰۱۷ نیز نشان داد تمرینات کنترل حرکت نسبت به تمرینات ایزوله عضلانی تأثیر بیشتری بر کاهش درد نداشته است که با نتایج مطالعه حاضر و مطالعات ذکرشده قبلی مغایرت دارد [۴۱]. اگرچه تمرینات مطالعه حاضر نیز تمرینات کنترل حرکتی بود که با بیوفیدبک الکترومیوگرافی انجام شده بود، ولی در مطالعه رابلو و همکاران، این تمرینات بدون بیوفیدبک انجام شده بود.

به‌طور کلی، به نظر می‌رسد تمرینات بیوفیدبکی عضلات پروگزیمال ران می‌تواند موجب افزایش به‌کارگیری این عضلات و همچنین نیروی این عضلات شود که احتمالاً از طریق اصلاح الگوی حرکتی و راستای قرارگیری مفاصل اندام تحتانی، موجب بهبود علائم بالینی مانند درد در بیماران با سندرم درد پتئوفمورال می‌شود. مطالعات قبلی نیز نشان داده‌اند نیروی عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران نقش مهمی در کنترل راستای والگوس داینامیک و چرخش داخلی ران دارند و این هر دو از عوامل مکانیکی زمینه‌ساز برای ایجاد سندرم درد پتئوفمورال هستند [۴۲]. تقویت این عضلات با تمرینات تقویتی پیشرونده موجب بهبودی علائم بالینی بیماران مبتلا به سندرم درد پتئوفمورال می‌شود [۴۳]، ولی انجام این تمرینات به طریق بیوفیدبک الکترومیوگرافی به دانش ما تا کنون مورد بررسی قرار نگرفته بود که نتایج مطالعه حاضر نشان‌دهنده تأثیر این تمرینات در بهبود به‌کارگیری این عضلات و همچنین درد این بیماران است. بنابراین استفاده از این تمرینات در درمان بیماران مبتلا به سندرم درد پتئوفمورال توصیه می‌شود.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد اضافه کردن ۸ هفته تمرین بیوفیدبکی عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی ران به تمرین درمانی روتین در سندرم درد پتئوفمورال می‌تواند به کاهش درد و بهبود قدرت عضلانی و عملکرد بهتر این عضلات منجر شود. این تغییر ممکن است احتمالاً روند تخریبی مفصل پتئوفمورال را به تأخیر بیندازد.

محدودیت این مطالعه عدم وجود دوره پیگیری پس از اتمام درمان بود. ارزیابی اثرات طولانی مدت این درمان می‌تواند تفاوت بین این دو روش درمانی را بیشتر آشکار کند. پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده، تأثیر تمرینات بیوفیدبکی بین عضلات پروگزیمال و به‌صورت موضعی در عضلات زانو مقایسه شود. همچنین باتوجه به نقش جنسیت در راستای اندام تحتانی و بروز سندرم درد پتئوفمورال، پیشنهاد می‌شود مطالعات آینده این تمرینات را بین زنان و مردان نیز مقایسه کنند.

الکترومیوگرافی عضلات دورکننده ران در سندرم درد پتئوفمورال، تمرینی که بتواند فعالیت الکترومیوگرافی این عضلات را افزایش دهد [۳۶] می‌تواند به بهبودی این بیماران کمک کند. بنابراین، باتوجه به نتایج مطالعه حاضر می‌توان از تمرینات بیوفیدبکی در برنامه تمرینات تقویتی عضلات پروگزیمال این افراد استفاده کرد.

در مطالعه حاضر MVIC و حداکثر فعالیت الکترومیوگرافی عضله چرخاننده خارجی ران، بین دو گروه تفاوت معنی‌داری نداشت، ولی با وجود اینکه در هر دو گروه بهبود معنی‌دار مشاهده شده، اما در گروه بیوفیدبکی افزایش بیشتری نسبت به گروه کنترل نشان داده است. به عبارت دیگر، تمرینات بیوفیدبکی این عضله توانسته است موجب فعال کردن بیشتر این عضله شود. ضعف یا اختلال کنترل حرکتی عضلات چرخاننده خارجی ران می‌تواند یکی از علل سندرم درد پتئوفمورال باشد [۱۹]، اما محققین مطالعه حاضر هیچ تحقیق چاپ‌شده‌ای در دسترس نداشتند که تأثیر تمرینات بیوفیدبکی عضله چرخاننده خارجی ران را در بیماران دارای سندرم درد پتئوفمورال بررسی کرده باشد. آلونازی و همکاران گزارش کردند که ۴ هفته تمرین مکمل بیوفیدبک الکترومیوگرافی، بهبود قابل توجهی را در قدرت عضله چهارسر ران در ورزشکاران مرد جوان مبتلا به سندرم درد پتئوفمورال ایجاد کرد [۲۴]. بنابراین تمرین بیوفیدبکی عضلات چرخاننده خارجی ران می‌تواند موجب فعال شدن این عضلات در افراد دارای سندرم درد پتئوفمورال شود.

نتایج مطالعه نشان داد ۸ هفته تمرین بیوفیدبک عضلات پروگزیمال ران باعث کاهش درد این بیماران می‌شود، درحالی که درمان روتین در گروه کنترل کاهش معنی‌داری در درد این بیماران ایجاد نکرد. پس از ۸ هفته درمان نیز افراد گروه بیوفیدبک به‌طور معنی‌داری نسبت به گروه کنترل درد کمتری داشتند. بنابراین باتوجه به نتایج این مطالعه می‌توان گفت اضافه کردن تمرینات بیوفیدبک با به‌کارگیری عضلات پروگزیمال ران برخلاف درمان روتین توانسته است درد بیماران را کاهش دهد؛ یعنی تمرینات بیوفیدبکی به‌وضوح در کاهش درد این افراد مفید است. نتایج ما با نتایج آلبا - مارتین و همکاران در مطالعه مروری سیستماتیک و نتایج مطالعه بیسی - بالوگون در سال ۲۰۱۵ مطابقت دارد [۳۸، ۳۷]. آن‌ها نیز نشان دادند تمرینات پروگزیمال اندام تحتانی موجب کاهش درد بیماران مبتلا به سندرم درد پتئوفمورال می‌شود؛ البته تمریناتی که آن‌ها استفاده کرده بودند از نوع بیوفیدبکی نبود. گوی و نوهو نشان [۳۹] دادند در افراد مبتلا به آسیب ناکامل طناب نخاعی، تمرین بیوفیدبکی عضله چرخاننده خارجی ران موجب افزایش آمپلیتود فعالیت الکترومیوگرافی این عضله می‌شود.

نتایج ما همچنین با نتایج مطالعه لطافتکار و همکاران در سال ۲۰۲۰ مطابقت دارد که نشان داد تمرینات بیوفیدبکی عضلات اطراف زانو همراه با تمرینات آماده‌سازی، میزان درد و خطر

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

مطالعه حاضر مورد تأیید کمیته اخلاق پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی (IR.SBMU.RETECH) قرار گرفت و کلیه شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه را آزادانه و آگاهانه امضا کردند. همچنین، این مطالعه با طراحی کارآزمایی بالینی تصادفی یک سو کور در سامانه کارآزمایی بالینی ایران ثبت شد (IRCT20221214056819N1). 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 مهدی بانان خجسته از گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی است و هیچ‌گونه کمک مالی از سازمانی‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

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

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] Vora M, Curry E, Chipman A, Matzkin E, Li X. Patellofemoral pain syndrome in female athletes: A review of diagnoses, etiology and treatment options. *Orthopedic Reviews*. 2018; 9(4):7281. [PMID]
- [2] Almeida GP, Silva AP, França FJ, Magalhães MO, Burke TN, Marques AP. Q-angle in patellofemoral pain: Relationship with dynamic knee valgus, hip abductor torque, pain and function. *Revista Brasileira de Ortopedia*. 2016; 51(2):181-6. [DOI:10.1016/j.rboe.2016.01.010] [PMID]
- [3] Boling MC, Padua DA, Alexander Creighton R. Concentric and eccentric torque of the hip musculature in individuals with and without patellofemoral pain. *Journal of Athletic Training*. 2009; 44(1):7-13. [DOI:10.4085/1062-6050-44.1.7] [PMID]
- [4] Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2003; 33(11):671-6. [DOI:10.2519/jospt.2003.33.11.671] [PMID]
- [5] Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: A theoretical perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2003; 33(11):639-46. [DOI:10.2519/jospt.2003.33.11.639] [PMID]
- [6] Conneely M, O'Sullivan K. Gluteus maximus and gluteus medius in pelvic and hip stability: Isolation or synergistic activation? *Physiotherapy Ireland*. 2008; 29:6-10. [Link]
- [7] Xie P, István B, Liang M. The relationship between patellofemoral pain syndrome and hip biomechanics: A systematic review with meta-analysis. *Healthcare*. 2022; 11(1):99. [DOI:10.3390/healthcare11010099] [PMID]
- [8] Afzal MR, Oh MK, Choi HY, Yoon J. A novel balance training system using multimodal biofeedback. *Biomedical Engineering Online*. 2016; 15:42. [DOI:10.1186/s12938-016-0160-7] [PMID]
- [9] Saltychev M, Dutton RA, Laimi K, Beaupré 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]
- [10] Pollatos D, Chandolias K, Giordamni MK, Chalkia A, Trevlaki E. Review of new data in physiotherapeutic approach to Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS). *Journal of Biosciences and Medicines*. 2021; 9(2):103. [DOI:10.4236/jbm.2021.92010]
- [11] Rogan S, Haehni M, Luijckx E, Dealer J, Reuteler S, Taeymans J. Effects of hip abductor muscles exercises on pain and function in patients with Patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2019; 33(11):3174-87. [DOI:10.1519/JSC.0000000000002658] [PMID]
- [12] Santos TR, Oliveira BA, Ocarino JM, Holt KG, Fonseca ST. Effectiveness of hip muscle strengthening in patellofemoral pain syndrome patients: A systematic review. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 2015; 19(3):167-76. [DOI:10.1590/bjpt-rbf.2014.0089] [PMID]
- [13] Mikaili S, Khademi Kalantari K, 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. [DOI:10.32598/Rj.24.2.3670.1]
- [14] Scali K, Roberts J, McFarland M, Marino K, Murray L. Is multi-joint or single joint strengthening more effective in reducing pain and improving function in women with patellofemoral pain syndrome? A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2018; 13(3):321-34. [PMID]
- [15] Duarte-Moreira RJ, Castro KV, Luz-Santos C, Martins JVP, Sá KN, Baptista AF. Electromyographic biofeedback in motor function recovery after peripheral nerve injury: An integrative review of the literature. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 2018; 43(4):247-57. [DOI:10.1007/s10484-018-9403-7] [PMID]
- [16] Karaborklu Argut S, Celik D, Yasaci Z. Effectiveness of therapeutic electromyographic biofeedback after orthopedic knee surgeries: A systematic review. *Disability and Rehabilitation*. 2022; 44(14):3364-72. [DOI:10.1080/09638288.2020.1867904] [PMID]
- [17] Ogul A, Ercan S, ÇETİN C, Canbulut A, Ergan M, Acar HT, et al. The effect of biofeedback exercises for the quadriceps muscle on the muscle strength, balance, and proprioception. *Medicina Dello Sport*. 2022; 75(1):29-44. [DOI:10.23736/S0025-7826.22.03894-7]
- [18] Kiefer AW, Kushner AM, Groene J, Williams C, Riley MA, Myer GD. A commentary on real-time biofeedback to augment neuromuscular training for ACL injury prevention in adolescent athletes. *Journal of Sports Science & Medicine*. 2015; 14(1):1-8. [PMID]
- [19] Anwer, S, Quddus N, Miraj M, Equebal A. Effectiveness of electromyographic biofeedback training on quadriceps muscle strength in osteoarthritis of knee. *Hong Kong Physiotherapy Journal*. 2011; 29(2):86-93. [DOI:10.1016/j.hkpi.2011.06.006]
- [20] Khayambashi K, Mohammadkhani Z, Ghaznavi K, Lyle MA, Powers CM. The effects of isolated hip abductor and external rotator muscle strengthening on pain, health status, and hip strength in females with patellofemoral pain: A randomized controlled trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2012; 42(1):22-9. [DOI:10.2519/jospt.2012.3704] [PMID]
- [21] Jamali N, Khayambashi K, Lenjannejadian S, Esmaceli H. [Effect of hip abductor and external rotator muscles strengthening on pain, hip muscles strength, and lower extremity kinematics in patients with patellofemoral pain (Persian)]. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2020; 9(2):79-92. [Link]
- [22] Dursun N, Dursun E, Kiliç Z. Electromyographic biofeedback-controlled exercise versus conservative care for patellofemoral pain syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2001; 82(12):1692-5. [DOI:10.1053/apmr.2001.26253] [PMID]
- [23] Nejati P, Forogh B, Moeineddin R, Baradaran HR, Nejati M. Patellofemoral pain syndrome in Iranian female athletes. *Acta Medica Iranica*. 2011; 49(3):169-72. [PMID]
- [24] Alonazi A, Hasan S, Anwer S, Jamal A, Parvez S, Alfaiz FAS, et al. Efficacy of electromyographic-biofeedback supplementation training with patellar taping on quadriceps strengthening in patellofemoral pain syndrome among young adult male athletes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2021; 18(9):4514. [DOI:10.3390/ijerph18094514] [PMID]
- [25] Yip SL, Ng GY. Biofeedback supplementation to physiotherapy exercise programme for rehabilitation of patellofemoral pain syndrome: A randomized controlled pilot study. *Clinical Rehabilitation*. 2006; 20(12): 1050-7. [DOI:10.1177/0269215506071259] [PMID]

- [26] Richards R, van den Noort JC, van der Esch M, Booij MJ, Harlaar J. Gait retraining using real-time feedback in patients with medial knee osteoarthritis: Feasibility and effects of a six-week gait training program. *The Knee*. 2018; 25(5):814-24. [DOI:10.1016/j.knee.2018.05.014] [PMID]
- [27] Mentiplay BF, Perraton LG, Bower KJ, Adair B, Pua YH, Williams GP, et al. Assessment of lower limb muscle strength and power using hand-held and fixed dynamometry: A reliability and validity study. *Plos One*. 2015; 10(10):e0140822. [DOI:10.1371/journal.pone.0140822] [PMID]
- [28] 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]
- [29] Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD, Serrão FV. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2012; 42(6):491-501. [DOI:10.2519/jospt.2012.3987] [PMID]
- [30] Thorborg K, Petersen J, Magnusson SP, Hölmich P. Clinical assessment of hip strength using a hand-held dynamometer is reliable. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2010; 20(3):493-501. [DOI:10.1111/j.1600-0838.2009.00958.x] [PMID]
- [31] Baldon Rde M, Serrão FV, Scattone Silva R, Piva SR. Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patellofemoral pain: A randomized clinical trial. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2014; 44(4): p. 240-51. [DOI:10.2519/jospt.2014.4940] [PMID]
- [32] Eid MA, Aly SM, El-Shamy SM. Effect of electromyographic biofeedback training on pain, quadriceps muscle strength, and functional ability in juvenile rheumatoid arthritis. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2016; 95(12):921-30. [DOI:10.1097/PHM.0000000000000524] [PMID]
- [33] Petruzzello SJ, Landers DM, Salazar W. Biofeedback and sport/exercise performance: Applications and limitations. *Behavior Therapy*. 1991; 22(3):379-92. [DOI:10.1016/S0005-7894(05)80372-7]
- [34] Heo HJ, An DH, Yoo WG, Oh JS. EMG analysis of gluteus medius subdivisions during modified unilateral biofeedback exercises for the lower limbs. *Journal of Physical Therapy Science*. 2013; 25(1):85-8. [DOI:10.1589/jpts.25.85]
- [35] Kim JH. Effects of EMG-biofeedback using closed kinetic chain exercise on Q-angle and quadriceps muscle activation in patellofemoral pain syndrome. *The Journal of Korean Physical Therapy*. 2016; 28(2):65-70. [Link]
- [36] Barton CJ, Lack S, Malliaras P, Morrissey D. Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: A systematic review. *British Journal of Sports Medicine*. 2013; 47(4):207-14. [DOI:10.1136/bjsports-2012-090953] [PMID]
- [37] Alba-Martín P, Gallego-Izquierdo T, Plaza-Manzano G, Romero-Franco N, Núñez-Nagy S, Pecos-Martín D. Effectiveness of therapeutic physical exercise in the treatment of patellofemoral pain syndrome: A systematic review. *Journal of Physical Therapy Science*. 2015; 27(7):2387-90. [DOI:10.1589/jpts.27.2387] [PMID]
- [38] Bisi-Balogun A, Torlak F. Outcomes following hip and quadriceps strengthening exercises for patellofemoral syndrome: A systematic review and meta-analysis. *Sports*. 2015; 3(4):281-301. [DOI:10.3390/sports3040281]
- [39] Govil K, Noohu MM. Effect of EMG biofeedback training of gluteus maximus muscle on gait parameters in incomplete spinal cord injury. *NeuroRehabilitation*. 2013; 33(1):147-52. [PMID]
- [40] Letafatkar A, Rabiei P, Farivar N, Alamouti G. Long-term efficacy of conditioning training program combined with feedback on kinetics and kinematics in male runners. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2020; 30(3):429-41. [DOI:10.1111/sms.13587] [PMID]
- [41] Rabelo NDDA, Costa LOP, Lima BM, Dos Reis AC, Bley AS, Fukuda TY, et al. Adding motor control training to muscle strengthening did not substantially improve the effects on clinical or kinematic outcomes in women with patellofemoral pain: A randomised controlled trial. *Gait & Posture*. 2017; 58:280-6. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2017.08.018] [PMID]
- [42] Sahrman, S. *Movement system impairment syndromes of the extremities, cervical and thoracic spines*. Amsterdam: Elsevier Health Sciences; 2010. [Link]
- [43] Raisi A, Shojaedin S S, Habibi R. The effect and durability of hip and core exercises on pain and performance in females with patellofemoral pain syndrome. *Physical Treatments - Specific Physical Therapy Journal*. 2020; 10(3):145-58. [DOI:10.32598/ptj.10.3.431.1]
- [44] Jacobs CA, Uhl TL, Mattacola CG, Shapiro R, Rayens WS. Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: Sex differences. *Journal of Athletic Training*. 2007; 42(1):76-83. [PMID]