Archives of
Rehabilitation

January 2021. Vol 21. Num 4

Research Paper

The Effect of a Corrective Exercise Program Based on Scapula Stability on Scapular Upward Rotation and Scapulohumeral Rhythm in Wheelchair Basketball Athletes With Bilateral Scapula Rotational Syndrome

*Abdollah Maarouf[1], Ali Asghar Norasteh[1], Hasan Daneshmandi[1], Ahmad Ebrahimi Atri[2]

1. Department of Sports Injuries & Corrective Exercise, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran.
2. Department of Sports Injuries & Corrective Exercise, School of Physical Education and Sport Sciences, Ferdowsi University, Mashhad, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Maarouf A, Norasteh AA, Daneshmandi H, Ebrahimi Atri A. [The Effect of a Corrective Exercise Program Based on Scapula Stability on Scapular Upward Rotation and Scapulohumeral Rhythm in Wheelchair Basketball Athletes With Bilateral Scapula Rotational Syndrome (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2021; 21(4):488-507. https://doi.org/10.32598/RJ.21.4.3105.1

doi https://doi.org/10.32598/RJ.21.4.3105.1

CC BY NC

Received: 27 Oct 2019
Accepted: 05 Mar 2020
Available Online: 01 Jan 2021

ABSTRACT

Objective The present study aimed to investigate the effect of scapular stability-based corrective exercise program on scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm in Wheelchair Basketball (WB) players with bilateral scapular downward rotation syndrome.

Materials & Methods According to the research conditions, 24 wheelchair basketball athletes with spinal cord injury voluntarily participated in this study. Initially, eight players were selected from each sport class (1 to 1.5 class, 2 to 2.5 class, and 3 to 4.5 class). Then, four subjects in each group were randomly assigned to each group (12 control subjects with Mean±SD age of 43.23±11.0 years and 12 experimental subjects with Mean±SD age of 39.08±5.08 years). Thus, the control and experimental groups were present in an equal number of three sport classes. WB athletes were professional players in Mashhad City league, Iran. The participants were classified according to the Classification Committee of the IWBF, as well as the corresponding national classification from the Islamic Republic of Iran Sports Federation for the Disabled (IRISFD). Two digital inclinometers were used to measure the humeral range of motion and scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm in resting position, 45°, 90°, and 135° shoulder abduction in scaption plane. The exercise group performed scapular stability-based corrective exercises based on the Gym training principles and following ACSM guidelines for eight weeks. The independent t-test, analysis of variance, and analysis of covariance were used for statistical analysis at the significant level of less or equal to 0.05.

Results The results showed no significant asymmetry between dominant and non-dominant shoulders in the scapula's upward rotation at different angles of shoulder abduction. Contrary to the non-dominant shoulder, the dominant shoulder's scapula had a less downward rotation at the resting position and a higher upward rotation at 45° of shoulder abduction. Also, in 45° humeral abduction, the dominant shoulder has a less scapulohumeral rhythm ratio than the non-dominant shoulder. WB athletes' dominant shoulders in lower classes (2-2.5 and 3-4.5) have less scapular downward rotation in scapular resting position and more scapular upward rotation in 45°, 90° 135° humeral abduction. There was no significant difference in scapulohumeral rhythm ratio between WB players with different classes. Scapular upward rotation increased significantly after eight weeks of scapular stability-based corrective exercise program ($P \leq 0.05$). Also, a significant decrease in the scapular upward rotation was observed at post-program in resting position ($P=0.001$) and significantly increased in 45° ($P=0.01$), 90° ($P=0.001$), and 135° ($P=0.001$) humeral abduction compared with pre-program in dominant and non-dominant shoulders. However, the ratio of scapulohumeral rhythm in the dominant shoulder did not improve significantly, and the ratio of scapulohumeral rhythm in the non-dominant shoulder improved at 90° and 135°.

Conclusion Scapular stability-based corrective exercises can be used as one of the training methods to restore muscle balance, prevent and correct scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm in wheelchair basketball athletes. Therapists should know that some degrees of scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm asymmetry may be common in WB players. This asymmetry should not always be considered a pathological symptom but may be an adaptation to exercise training and frequent use of the upper extremity.

Keywords:
Wheelchair, Basketball, Scapula, Spinal cord injury, Spinal cord injury, Exercises

* *Corresponding Author:*
Abdollah Maarouf, PhD.
Address: Department of Sports Injuries & Corrective Exercise, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran.
Tel: +98 (915) 3613649
E-Mail: abed.maaroof93@gmail.com

Extended Abstract

Introduction

Athletes who mainly use their upper limbs in sports usually complain of shoulder disorders and pain [1, 2]. Inman et al. were the first to measure scapulohumeral rhythm by radiography and suggested a 2:1 ratio for glenohumeral elevation and scapulothoracic upward rotation [3]. Some of the literature suggests the 2:1 ratio is not consistent across an entire arc of shoulder elevation and that variability in this ratio may increase when considering the scapulohumeral rhythm exhibited by shoulder injured subjects [4, 5]. Some previous studies have suggested that scapula muscle dysfunction can lead to abnormal alignment and upper limb dysfunction [6, 7]. One of the scapula's abnormal problems is its low rotation syndrome, which causes the scapula to fall, drain, and tilt [8, 9]. Previous research in people who use wheelchairs examined their scapulae condition in activities such as translocation and weight loss [10-12]. According to these studies, changes in the scapula directions and movements and arm during these activities reduce the space under the acromion, which increases the risk of injury [10-12]. Transmissions in people who use wheelchairs are performed with compensatory changes in the scapula kinematics, maintaining space under the acromion during activity [11].

The previous scapula kinematics results of wheelchair drivers are mainly concluded from studies that have examined the scapula movements unilaterally (right or left) [13-15]. But wheelchair driving is a bilateral activity that requires coordination of both upper limbs, and therefore its symmetry cannot be ignored [16]. Although previous data show scapula asymmetry when driving in a wheelchair [16, 17, 18-20], we still need to research scapula movements bilaterally (right and left). Wheelchair players are at risk of overworked shoulder injuries due to the frequent use of their upper limbs to drive wheelchairs. Repeated wheelchair mechanisms cause repetitive scapular protrusions that can lead to postural changes, stabilizing muscle weakness, and anterior muscle stiffness. Compensatory muscle imbalances may be due to prolonged wheelchair use or defects in the rotator cuff and scapula stabilizers' strength training programs. This condition can lead to musculoskeletal injuries in athletes who require different movement patterns (such as swimming, throwing, or racket sports) [21, 22]. However, it is unknown whether activation has a protective effect on the musculoskeletal system [23]. Previous studies in this field have investigated the scapulohumeral rhythm in injured people and healthy athletes. However, no studies have been performed on wheelchair basketball players, and the effect of exercise interventions on the scapula in these people has not been studied. Thus, we aimed to investigate the indexes of scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm in wheelchair basketball players and see the exercise program's results based on scapula stability on these indexes.

Materials and Methods

The research method is quasi-experimental. According to the research conditions, 24 wheelchair basketball players with spinal cord injuries participated in this study. First, 8 players from each sports class (sports class 1 to 1.5, sports class 2 to 2.5, and sports class 3 to 4.5) were selected. Then, four people from each sports class were randomly assigned to the control or experimental group (12 control and 12 experimental). Thus, an equal number of three sports classes were present in each group. Wheelchair basketball players were professional players in the Mashhad City League, Iran. The participants were classified according to the IWBF classification and the relevant sports classification from the Veterans and Disabled Sports Federation of the Islamic Republic of Iran (IRISFD), both of which are required for people with physical disabilities to participate in competitions. Individuals with a history of shoulder surgery, injury, and pain were excluded from the study 6 months before the test. Two digital inclinometers were used to measure the motion of the arm and scapula range at rest position and 45°, 90°, and 135° shoulder abduction angles at the scapula scaption surface. The study's final results to measure the scapular upward rotation in resting positions (ICC=0.89) and angles 45° (ICC=0.88), 90° (ICC=0.89), and 135° (ICC=0.82), arm abduction had internal reliability between tests.

The exercise group performed a corrective exercise program based on scapula stability for eight weeks to strengthen and stretch the scapula stabilizing muscles. In the first session, all subjects received about one hour of training on how to do the exercises, and also each subject was given written instructions and a picture of how to do the exercises for guidance at home. The training program included five days a week, daily stretching exercises, and three days of strength training. Each training session consisted of a maximum of 60 minutes (10 minutes of warm-up, 10 minutes of stretching and range of movement after warm-up or cooling, and a maximum of 30 minutes of strength and postural exercises based on scapula stability and 10 minutes of cooling). In each training session, the examiner and a bodybuilding instructor were present to guide the subjects. This exercise program has been prepared using Gym exercises for people with spinal cord injury provided by Harborview Medical Center and following The American College of Sports Medicine (ACSM). guidelines for these

people [24, 25]. The independent t-test, Aanalysis of Variance (ANOVA), and Analysis of Covariance (ANCOVA) were used to analyze the data. The significance level was determined at P≤0.05 in all tests.

Results

Table 1 presents the demographic information of the subjects. Tables 2 and 4 show the scapular upward rotation and the scapulohumeral rhythm before and after the exercise program in the control and exercise groups. ANCOVA showed a significant difference between the control and exercise groups in the scapular upward rotation in resting positions and 45°, 90°, and 135° shoulder abduction angles after exercise in preferred and non-preferred hands. The results showed a significant improvement in scapulohumeral rhythm ratio after non-preferred hand training at 90° and 135° shoulder abduction angles. The results showed no significant asymmetry between the preferred and non-preferred shoulder in the scapular upward rotation (Figure 1) at different shoulder angles, but there was a significant difference in the scapulohumeral rhythm ratio at the 45° angle of shoulder abduction in the preferred and non-preferred shoulder (Table 3). Based on the variance test results analysis, there was a significant difference in the scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm in different sports classes at resting position, 45°, 90°, and 135° shoulder abduction (Table 5).

Discussion and Conclusion

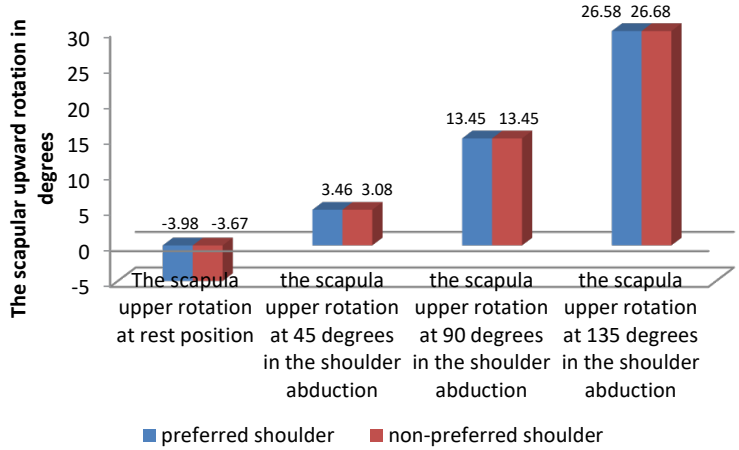
This study aimed to investigate the indexes of scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm in wheelchair basketball players and measure the effectiveness of an exercise program based on scapula stability on these indexes.

The results showed no significant asymmetry in the scapular upward rotation in different degrees of shoulder abduction between the preferred and non-preferred shoulders in these athletes. At a 45-degree shoulder abduction angle, the scapulohumeral rhythm ratio in the preferred shoulder was lower than that in the non-preferred shoulder. The scapula in the preferred shoulder of athletes with lower sports class-

Table 1. Demographic information of the subjects

Group	Number	Mean±SD		
		Age (y)	Weight (kg)	Sitting Height (cm)
Control	12	43.0±11.23	61.25±9.91	78.25±3.95
Exercise	12	39.08±5.08	54.5±8.73	77.25±3.22
t		2.68	0.04	1.09
P		0.28	0.09	0.50

Archives of
Rehabilitation



Archives of
Rehabilitation

Figure 1. The independent t-test results in upward rotation of the scapula at different shoulder angles between the preferred and non-preferred shoulder

Table 2. Analysis of covariance test results in upward rotation of the scapula before and after the exercise

Shoulder	Test Stage	Group	Mean±SD			
			Shoulder Position (Degree)			
			The Scapular Upward Rrotation at Rest Position	The Scapular Upward Rotation at 45° Shoulder Abduction	The Scapular Upward Rotation at 90° Shoulder Abduction	The Scapular Upward Rotation at 135° Shoulder Abduction
Preferred	Before	Control	-3.95±0.69	3.35±0.86	13.20±0.78	26.45±1.69
		Exercise	-4.02±0.73	3.57±0.84	13.7±0.87	26.7±1.19
	After	Control	-3.7±0.73	2.71±1.02	13.65±1.14	27.16±1.24
		Exercise	-3.13±0.86	3.93±0.94	14.7±1.15	28.32±1.4
Analysis of Covariance			F=10.48	F=9.35	F=2.72	F=5.96
			Sig.=0.004	Sig.=0.006	Sig.=0.11	Sig.=0.02
			Eta=0.33	Eta=0.30	Eta=0.11	Eta=0.22
Non-preferred	Before	Control	-3.53±0.84	2.85±0.84	13.29±1.54	26.58±1.91
		Exercise	-3.8±0.57	3.30±0.94	13.6±1.12	26.78±1.86
	After	Control	-3.55±0.81	3.25±0.42	13.33±1.4	26.57±1.84
		Exercise	-3.04±0.82	3.96±0.72	15.15±1.68	28.54±2.1
Analysis of covariance			F=22.88	F=7.26	F=18.60	F=18.80
			Sig.=0.001	Sig.=0.01	Sig.=0.001	Sig.=0.001
			Eta=0.52	Eta=0.25	Eta=0.47	Eta=0.47

Archives of Rehabilitation

es (2 to 2.5 and 3 to 4.5) had a less low rotation at resting position and more upward rotation at 45°, 90°, and 135° shoulder abduction angles.

The ratio of scapulohumeral rhythm in athletes with different sports classes was not significantly different. The scapula's further upward rotation was observed as the arm elevation increased in the frontal plane, which corresponds to the scapula's role in overhead activities to optimize performance. At resting position, the lower rotation was observed some more. But at different degrees of shoulder abduction, less upward rotation was observed in the scapula. Almost like the scapulohumeral rhythm, the share of the scapular upward rotation in the entire shoulder elevation arch is different, consistent with previous reports [26, 27]. Some kinematic studies have shown differences in the scapula position and movements on both sides [33-28], while others suggest symmetry in the scapula kinematics in the preferred and non-preferred shoulder [27, 34].

Barry et al. reported internal rotation, upward rotation, and anterior scapular tilt during wheelchair driving [35]. Martin et al. showed wheelchair tennis players had a more posterior tilt in the scapula during arm elevation and lowering it to the preferred than non-preferred position [36]. The scapula in these individuals had more upward rotation to the preferred side during the arm's elevation on the scapula plate than those with shoulder involvement [36-39]. It can be concluded that asymmetry, especially an anterior tilt pattern or the internal scapula rotation, is associated with shoulder pathology or its susceptibility. It seems that one of the reasons for the anterior glenohumeral instability in athletes is throwing, which can make them prone to shear stress and damage to the capsule anterior structure and labrum.

The results showed no significant difference between the preferred and non-preferred shoulders of wheelchair basketball players in the scapula resting position. However, the scapula had lower rotation in the preferred shoulder than the non-preferred shoulder. These results are probably due

Table 3. Results of the independent t-test in scapulohumeral rhythm at different shoulder angles between the preferred and non-preferred shoulder

Shoulder	Preferred	Non-preferred	P
The scapulohumeral rhythm ratio at 45° of abduction (standard deviation)	5.07:1 (0.47)*	5.76:1 (0.87)	0.002
The scapulohumeral rhythm ratio at 90° of abduction (standard deviation)	4.16:1 (0.15)	4.28:1 (0.38)	0.18
The scapulohumeral rhythm ratio at 135° of abduction (standard deviation)	3.42:1 (0.16)	3.46:1 (0.24)	0.51

Archives of
Rehabilitation

* For example, the scapula resting position is up to 45 degrees of abduction, the scapulohumeral rhythm ratio in the upper shoulder is 5.07:1. This means that in the range of 45 degrees of preferred shoulder abduction (from resting up to 45 degrees) per 5.07 degrees in the glenohumeral joint motion, a degree of motion in the scapulothoracic joint (the upper rotation of the scapula) has been carried out. Therefore, the lower the scapulohumeral rhythm ratio is the more scapulothoracic joint involvement (the upper rotation of the scapula).

to adaptations to the particular position used in the musculoskeletal system, such as muscle length imbalances in the scapulothoracic muscles due to repeated but different frequency and movement patterns in the preferred and non-preferred shoulder [6, 29, 40]. It was also observed the mean amount of the scapular upward rotation at resting position, 45°, 90°, and 135° angles of arm abduction in the preferred shoulder of wheelchair basketball athletes with different sports classes was significantly different, which may be due to muscle imbalance.

People with lower exercise classes have better muscle control over the trunk, and the trunk-scapular muscles provide more scapular stability during arm elevation. This study showed that a corrective exercise program based on scapula stability improved scapular upward rotation in wheelchair basketball players. After the training program, the scapular downward rotation decreased in dominant and non-dominant shoulder in the resting position (effect size respectively, 0.33, 0.52) and scapular upward rotation had a significant

Table 4. Results of ANCOVA test in scapulohumeral rhythm before and after the exercise program

Shoulder	Test Stage	Group	The Scapulohumeral Rhythm Ratio in Varying Degrees of the Shoulder Abduction		
			45° (SD)	90° (SD)	135° (SD)
Preferred	Before	Control	5.18:1 (0.46)	4.25:1 (0.11)	3.44:1 (0.19)
		Exercise	4.95:1 (0.48)	4.08:1 (0.15)	3.39:1 (0.11)
	After	Control	6.27:1 (1.54)	4.19:1 (0.25)	3.37:1 (0.13)
		Exercise	5.5:1 (1.02)	4.05:1 (0.17)	3.29:1 (0.15)
Analysis of Covariance			F=0.98	F=0.02	F=1.25
			Sig.=0.33	Sig.=0.88	Sig.=0.27
			Eta=0.04	Eta=0.001	Eta=0.05
Non-preferred	Before	Control	6.12:1 (0.82)	4.38:1 (0.47)	3.49:1 (0.25)
		Exercise	5.4:1 (0.79)	4.17:1 (0.25)	3.42:1 (0.23)
	After	Control	5.72:1 (0.55)	4.37:1 (0.33)	3.5:1 (0.26)
		Exercise	5.44:1 (0.4)	3.96:1 (0.34)	3.28:1 (0.21)
Analysis of Covariance			F=0.08	F=8.14	F=8.20
			Sig.=0.76	Sig.=0.01	Sig.=0.009
			Eta=0.004	Eta=0.27	Eta=0.28

Archives of
Rehabilitation

Table 5. Analysis of variance test results in upward rotation of the scapula in different sports classes

Arm Abduction Status	State of Shoulder	df	F	Sig.	Post Hoc Test Results	
					Comparison Between Sports Classes	Sig.
Resting state	Preferred	2	16.14	0.001	Class 1 to 1.5 with 2 to 2.5	0.001
					Class 1 to 1.5 with 3 to 4.5	0.001
					Class 2 to 2.5 with 3 to 4.5	0.9
	Non-preferred	2	19.37	0.001	Class 1 to 1.5 with 2 to 2.5	0.001
					Class 1 to 1.5 with 3 to 4.5	0.001
					Class 2 to 2.5 with 3 to 4.5	0.95
45° shoulder abduction	Preferred	2	14.59	0.001	Class 1 to 1.5 with 2 to 2.5	0.001
					Class 1 to 1.5 with 3 to 4.5	0.001
					Class 2 to 2.5 with 3 to 4.5	0.93
	Non-preferred	2	6.83	0.05	Class 1 to 1.5 with 2 to 2.5	0.05
					Class 1 to 1.5 with 3 to 4.5	0.004
					Class 2 to 2.5 with 3 to 4.5	0.47
90° shoulder abduction	Preferred	2	3.96	0.03	Class 1 to 1.5 with 2 to 2.5	0.03
					Class 1 to 1.5 with 3 to 4.5	0.17
					Class 2 to 2.5 with 3 to 4.5	0.65
	Non-preferred	2	5.59	0.01	Class 1 to 1.5 with 2 to 2.5	0.01
					Class 1 to 1.5 with 3 to 4.5	0.68
					Class 2 to 2.5 with 3 to 4.5	0.06
135° shoulder abduction	Preferred	2	3.77	0.04	Class 1 to 1.5 with 2 to 2.5	0.05
					Class 1 to 1.5 with 3 to 4.5	0.09
					Class 2 to 2.5 with 3 to 4.5	0.95
	Non-preferred	2	3.37	0.05	Class 1 to 1.5 with 2 to 2.5	0.05
					Class 1 to 1.5 with 3 to 4.5	0.14
					Class 2 to 2.5 with 3 to 4.5	0.89

Archives of
Rehabilitation

increase in 45º and 135º of shoulder abduction in dominant side (effect size respectively, 0.3, 0.22) and had a significant increase in 45º, 90º and 135º of shoulder abduction in non-dominant side (effect size respectively, 0.52, 0.25, 0.47). Although no significant improvement was observed in the scapulohumeral rhythm ratio in the preferred shoulder, it improved in the non-preferred shoulder at 90° and 135° angles of arm abduction (effect size, 0.27, 0.28, respectively).

The scapula muscle strengthening was associated with a significant increase in its upward rotation angle and a significant decrease in scapulohumeral rhythm. According to this study results, the scapula direction, as described by Kendall et al. [41], deviated somewhat from the normal state. Therefore, a corrective exercise program based on scapula stability can maintain and restore the scapula's

normal position and possibly repair and improve the standard muscle length in the upper rotator scapula muscles.

Overall, this study showed that wheelchair basketball players have some asymmetry in the upward scapular rotation and the ratio of the scapulohumeral rhythm between the preferred and non-preferred shoulder. It is due to specific adaptations to imposed demands [42] and muscle imbalances caused by spinal cord injury. This study showed that the selected exercise program could be effective in correcting the scapula direction and movements during arm elevation in wheelchair basketball players. This finding is consistent with the Shaman and Caldwell results, which examined the impact of scapula exercise programs [43, 44].

The study's limitations were the small sample size and its non-blindness according to the research conditions. It is suggested that similar studies on scapula disorders be performed in other groups of athletes with wheelchairs, especially spinal cord injuries (such as tennis, archery, etc.) and women.

The study results supported the effectiveness of the scapula stability-based correction exercising program in improving scapula movements in wheelchair basketball players. The scapula has an essential role in shoulder movements, whose postural and movement disorders can cause secondary problems such as shoulder pain, shoulder entrapment syndrome, and limited motion range. So, physicians and trainers devote part of their training program to scapula stabilizers. Despite our results, more research and follow-up are needed to prepare an effective exercise therapy program for wheelchair athletes and identify its long-term effects in preventing injury and determining its benefits in wheelchair athletes, especially wheelchair basketball players.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

Necessary coordination was arranged with the head of the welfare department of Mashhad City and Imam Khomeini and Shahid Fayyaz Bakhsh rehabilitation centers. The proposal was approved by the Research Commission of the University of Guilan. The participants were informed of the purpose of the research and its implementation stages. A written consent has been obtained from the subjects. They were also assured about the confidentiality of their information and were free to leave the study whenever they wished, and if desired, the research results would be available to them. The Helsinki Convention was also observed.

Funding

This article was extracted from the PhD. dissertation of the first authorat Department of Sports Injuries & Corrective Exercise, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Guilan, Rasht.

Authors' contributions

Conceptualization, methodology, data collection, and data analysis: Abdollah Maarouf, Hassan Daneshmandi, Ali Asghar Norasteh; Writing – original draf: Hassan Daneshmandi, Ali Asghar Norasteh and Ahmad Ebrahimi Atri.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

We appreciate the wheelchair basketball players with disabilities of Imam Khomeini and Shahid Fayyazbakhsh Rehabilitation Centers in Mashhad City, who participated in this study.

مقاله پژوهشی

تأثیر یک برنامه تمرینی اصلاحی مبتنی بر ثبات اسکاپولا بر چرخش فوقانی اسکاپولا و ریتم اسکاپولوهومرال در ورزشکاران بسکتبال با ویلچر دارای سندرم چرخش تحتانی دوطرفه اسکاپولا

*عبدالله معروف[۱]، علی‌اصغر نورسته[۱]، حسن دانشمندی[۱]، احمد ابراهیمی عطری[۲]

۱. گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران.
۲. گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه فردوسی، مشهد، ایران.

تاریخ دریافت: ۰۵ آبان ۱۳۹۸
تاریخ پذیرش: ۱۵ اسفند ۱۳۹۸
تاریخ انتشار: ۱۲ دی ۱۳۹۹

چکیده

اهداف هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر یک برنامه تمرینی اصلاحی مبتنی بر ثبات اسکاپولا بر چرخش رو به بالای اسکاپولا و ریتم اسکاپولاهومرال در ورزشکاران بسکتبال با ویلچر با سندرم چرخش پایینی دوطرفه اسکاپولا بود.

روش بررسی با توجه به شرایط تحقیق ۲۴ ورزشکار بسکتبالیست با ویلچر و دارای ضایعه نخاعی به طور هدفمند در این مطالعه شرکت کردند. ابتدا هشت بازیکن از هر کلاس ورزشی (کلاس ورزشی ۱ تا ۱/۵، کلاس ورزشی ۲ تا ۲/۵ و کلاس ورزشی ۳ تا ۴/۵) انتخاب شدند. سپس از هر کلاس ورزشی به طور تصادفی چهار نفر در هر گروه (دوازده نفر کنترل با میانگین و انحراف استاندارد سن ۱۱± ۴۳/۲۳ سال و ۱۲ نفر آزمایش با میانگین و انحراف استاندارد سن ۵/۰۸±۳۹/۰۸ سال) قرار گرفتند. بدین‌ترتیب در گروه کنترل و آزمایش به تعداد مساوی از سه کلاس ورزشی حضور داشتند. ورزشکاران بسکتبال با ویلچر، بازیکنان حرفه‌ای در لیگ شهر مشهد بودند. شرکت‌کنندگان بر اساس کلاس‌بندی فدراسیون بین‌المللی بسکتبال با ویلچر (IWBF) و همچنین کلاس‌بندی ورزشی مربوطه از فدراسیون ورزشی جانبازان و معلولین جمهوری اسلامی ایران (IRISFD) طبقه‌بندی شده بودند. از دو اینکلاینومتر دیجیتال برای اندازه‌گیری چرخش رو به بالای اسکاپولا و ریتم اسکاپولوهومرال در وضعیت‌های استراحت و زوایای ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه آبداکشن شانه در سطح اسکاپشن اسکاپولا، استفاده شد. گروه آزمایش، تمرینات مبتنی بر ثبات اسکاپولا را بر اساس اصول تمرینات Gym و مطابق با دستورالعمل‌های ACSM به مدت هشت هفته انجام دادند. برای تجزیه و تحلیل آماری از آزمون‌های تی مستقل، آنالیز واریانس آنووا و آنالیز کوواریانس آنکووا در سطح معناداری P≤%5 استفاده شد.

یافته‌ها یافته‌ها نشان داد که در چرخش رو به بالای اسکاپولا در زوایای مختلف آبداکشن شانه، عدم تقارن معناداری بین شانه برتر و غیربرتر وجود نداشت. اگرچه در شانه برتر نسبت به شانه غیربرتر، اسکاپولا دارای چرخش پایینی بیشتر در وضعیت استراحت و چرخش رو به بالای بیشتر در زاویه ۴۵ درجه آبداکشن شانه بود. همچنین در زاویه ۴۵ درجه آبداکشن شانه، نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در شانه برتر کمتر از شانه غیربرتر بود. در شانه برتر ورزشکاران بسکتبال با ویلچر دارای کلاس‌های ورزشی پایین‌تر(۲ تا ۲/۵ و ۳ تا ۴/۵) اسکاپولا دارای چرخش پایینی کمتری در حالت استراحت و چرخش رو به بالای بیشتر در زوایای ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه آبداکشن شانه بود. تفاوت معناداری در نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در ورزشکاران بسکتبال با ویلچر با کلاس‌های ورزشی مختلف وجود نداشت. چرخش رو به بالای اسکاپولا پس از هشت هفته تمرینات اصلاحی مبتنی برثبات اسکاپولا افزایش یافت. بعد از هشت هفته تمرین، کاهش معناداری در چرخش رو به بالای اسکاپولا در وضعیت استراحت (P=۰/۰۰۱) و افزایش معناداری در زوایای ۴۵ (P=۰/۰۱)، ۹۰ (P=۰/۰۰۱) و ۱۳۵ (P=۰/۰۰۱) درجه آبداکشن شانه در شانه برتر و غیربرتر در مقایسه با قبل از تمرین مشاهده شد. اما در نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در شانه برتر، بهبود معناداری حاصل نشد و در شانه غیربرتر نسبت ریتم در زوایای ۹۰ و ۱۳۵درجه بهبود یافت.

نتیجه‌گیری تمرینات اصلاحی مبتنی بر ثبات اسکاپولا می‌تواند به عنوان یکی از روش‌های تمرینی برای بازگرداندن تعادل عضلانی مورد استفاده قرارگرفته و سبب جلوگیری و تصحیح چرخش رو به بالای اسکاپولا و ریتم اسکاپولوهومرال در ورزشکاران بسکتبال با ویلچر شود. درمانگران باید توجه کنند که در این ورزشکاران، درجه‌ای از عدم تقارن در چرخش رو به بالای اسکاپولا و ریتم اسکاپولوهومرال، می‌تواند شایع باشد. این عدم تقارن نباید همیشه به عنوان یک نشانه پاتولوژیک در نظر گرفته شود، بلکه ممکن است یک سازگاری به تمرین ورزشی و استفاده مکرر از اندام فوقانی باشد.

کلیدواژه‌ها:
ویلچر، بسکتبال، اسکاپولا، ضایعه نخاعی، چرخش رو به بالای اسکاپولا، تمرین اسکاپولا

* **نویسنده مسئول:**
دکتر عبدالله معروف
نشانی: رشت، دانشگاه گیلان، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی.
تلفن: ۳۶۱۳۶۴۹ (۹۱۵) ۹۸+
رایانامه: abed.maaroof93@gmail.com

مقدمه

معمولاً در ورزشکارانی که به طور عمده از اندام فوقانی در ورزش استفاده می‌کنند، اختلالات شانه و درد وجود دارد [۱، ۲]. در هنگام تلاش برای پرتاب، مجموعه شانه در معرض دامنه وسیعی از حرکت قرار دارد که عمدتاً به ترکیبی از حرکات بین مفاصل استرنوکلاویکلار، آکرومیوکلاویکلار، اسکاپولوتوراسیک و گلنوهومرال وابسته است [۳]. در راستای ایده‌آل لبه مهره‌ای اسکاپولا با ستون فقرات موازی است و در فاصله سه اینچ از خط وسط پشت قرار دارد [۴]. اسکاپولا در حالت طبیعی بین زوائد شوکی مهره‌های دوم و هفتم پشتی قرار دارد و ۳۰ درجه به سمت جلو در صفحه فرونتال چرخش دارد [۵-۷]. اینمن و همکاران اولین کسانی بودند که ریتم اسکاپولوهومرال را توسط رادیوگرافی اندازه‌گیری کردند و نسبت ۲ به ۱ را برای الویشن گلنوهومرال و چرخش رو به بالای اسکاپولوتوراسیک پیشنهاد کردند [۸]. برخی از مطالعات نشان می‌دهد که نسبت ۲ به ۱ در کل قوس الویشن شانه وجود ندارد و این نسبت ممکن است در افراد دارای آسیب شانه افزایش یابد[۹، ۱۰]. برخی مطالعات قبلی حاکی از آن است که اختلال در عملکرد عضلات اسکاپولا می‌تواند منجر به راستای غیرطبیعی و اختلال در اندام فوقانی شود [۱۱، ۱۲]. یکی از راستاهای غیرطبیعی اسکاپولا سندرم چرخش پایینی آن است که سبب افتادگی، آبداکشن و تیلت اسکاپولا می‌شود. در سندرم چرخش پایینی اسکاپولا، طول عضله ذوزنقه فوقانی افزایش می‌یابد و عضله بالابرنده اسکاپولا دچار سفتی می‌شود و به طور بالقوه سبب محدودیت چرخش رو به بالا در اسکاپولا می‌شود [۱۳، ۱۴]. به هم خوردن راستای اسکاپولا و ترقوه به طور بالقوه سبب تغییر در بیومکانیک ناحیه شانه می‌شود که تنش عضلات گردنی کتفی (افزایش طول عضله ذوزنقه فوقانی و سفتی عضله بالابرنده اسکاپولا) را تغییر می‌دهد و ممکن است سبب محدودیت در چرخش رو به بالای اسکاپولا، بی‌ثباتی مفصل گلنوهومرال، سندرم بیرونی سینه‌ای طی الویشن بازو و بارهای فشاری طولانی‌مدت روی ستون فقرات گردنی شود [۶، ۱۵-۱۹]. کاهش چرخش رو به بالا و تیلت خلفی اسکاپولا همراه با افزایش چرخش داخلی آن و عدم تقارن بین دو طرف در افراد علامت‌دار طی حرکات غیرفعال گزارش شده است [۲۰، ۲۱].

اختلال در جهت‌های اسکاپولا در افراد ویلچری رایج است و با افزایش بارهای ناشی از فعالیت، تشدید می‌شود [۲۲]. تحقیقات قبلی در افراد ویلچری، جهات اسکاپولا را در فعالیت‌هایی مانند انتقال‌ها و بلند شدن رهایی از وزن بررسی کرده‌اند [۲۳-۲۵]. بر اساس مطالعات، تغییر در جهات و حرکات اسکاپولا و بازو در هنگام این فعالیت‌ها سبب کاهش فضای زیر آکرومیون می‌شود که باعث افزایش خطر آسیب می‌شود [۲۳-۲۵]. انجام انتقال‌ها در افراد ویلچری با تغییرات جبرانی در کینماتیک اسکاپولا انجام می‌شود که این تغییرات جهت حفظ فضای زیر آکرومیون طی فعالیت صورت می‌گیرد [۲۴]. در فعالیت‌های مختلفی که در استفاده‌کنندگان ویلچر دستی مورد بررسی قرار گرفته است، نشان داده شده است که وضعیت ایستادن در یک چارچوب منجر به مطلوب‌ترین جهت‌گیری اسکاپولا و بازو در مقایسه با وضعیت‌های نشسته روی ویلچر، انتقال‌ها، بلند شدن رهایی از وزن و ایستادن با حالت راحت می‌شود [۲۵].

نتایج قبلی از کینماتیک اسکاپولا هنگام راندن ویلچر عمدتاً تحقیقاتی هستند که حرکات اسکاپولا را به صورت یک‌طرفه (سمت راست یا چپ) بررسی کرده‌اند [۲۰-۲۲]. اما راندن ویلچر یک فعالیت دوطرفه است که نیازمند هماهنگی هر دو اندام فوقانی است و بنابراین تقارن آن را نمی‌توان نادیده گرفت [۲۶]. با این حال، تحقیقات در مورد بررسی دوطرفه حرکات اسکاپولا در راندن ویلچر محدود است و اکثر آن‌ها تفاوت‌های کینتیک را بررسی کرده‌اند [۲۶-۲۸]، در حالی که مقایسه‌های کینماتیک اغلب محدود به ارزیابی الگوهای راندن بین دو طرف است [۲۷، ۲۹]. فقط شنومبرگ و همکاران و سلتائو و همکاران تجزیه و تحلیل مفصلی از کینماتیک دوطرفه قسمت فوقانی بدن در هنگام راندن ویلچر گزارش دادند که این موارد فقط به مطالعات موردی یک موضوع در شرکت‌کنندگان پاراپلژی یا مطالعات مستقل از اندام برتر و غیربرتر محدود شده بود [۳۰، ۳۱]. با وجود اینکه داده‌های قبلی عدم تقارن اسکاپولا هنگام راندن ویلچر را نشان می‌دهد [۲۶، ۲۷، ۲۹-۳۱]، با این حال نیاز به تحقیقات در حرکات اسکاپولا به صورت دوطرفه (سمت راست و چپ) است. با وجود این، هیچ‌یک از تحقیقات قبلی، کینماتیک دوطرفه اسکاپولا در افراد ورزشکار بسکتبال با ویلچر را مورد بررسی قرار نداده‌اند.

ورزشکاران ویلچری به دلیل استفاده مکرر از اندام فوقانی برای راندن، در معرض خطر ویژه‌ای از صدمات پرکاری شانه قرار دارند. سازوکارهای مکرر راندن ویلچر سبب پروترکشن‌های تکراری اسکاپولا می‌شود که می‌تواند منجر به تغییر پاسچر، ضعف عضلات ثبات‌دهنده و سفتی عضلات قدامی شود. همچنین عدم تعادل عضلانی جبرانی ممکن است به دلیل راندن طولانی‌مدت ویلچر یا نقص در برنامه‌های تمرینی قدرتی عضلات روتیتورکاف و ثبات‌دهنده اسکاپولا ایجاد شود. این امر می‌تواند منجر به آسیب‌های اسکلتی عضلانی در ورزشکارانی شود که نیاز به الگوهای حرکتی متفاوت (مانند شنا، ورزش‌های پرتابی یا ورزش‌های راکتی) دارند [۳۲، ۳۳]. اگرچه هنوز مشخص نیست که آیا فعال بودن، اثر محافظتی روی سیستم اسکلتی عضلانی دارد یا خیر [۳۴]. با این حال، بازیکنان بسکتبال با ویلچر، اکثر وقت خود را روی ویلچر می‌گذرانند که برای فعالیت‌های روزمره طراحی شده است؛ بنابراین نمی‌توان فرض کرد که فعالیت‌های ورزشی اجراشده در ویلچر ورزشی، به‌تنهایی مسئول خطرات آسیب‌های التهابی است که ممکن است وجود داشته باشد؛ زیرا راندن و

انتقال ویلچر که در فعالیت‌های روزمره اجرا می‌شود می‌تواند یکی از منابع اصلی خطر باشد. مطالعات متعددی با پرسش‌نامه (درد و ناتوانی) و اندازه‌گیری دامنه حرکتی گردن و قدرت عضلانی، قبل و بعد از مداخلات درمانی انجام شده‌اند [۳۶، ۳۵، ۱۳]. از آنجایی که مطالعات قبلی صورت‌گرفته در این زمینه، بیشتر به بررسی ریتم اسکاپولوهومرال در افراد آسیب‌دیده و ورزشکاران سالم پرداخته‌اند و مطالعات در زمینه ورزشکاران ویلچری صورت نگرفته است و اثر مداخلات تمرینی در راستای اسکاپولا در این افراد بررسی نشده است، بنابراین هدف از پژوهش حاضر این بود که الف) چرخش رو به بالای اسکاپولا و ریتم اسکاپولوهومرال را در ورزشکاران بسکتبال با ویلچر به صورت دوطرفه بررسی کند. ب) به این سؤال پاسخ دهد که آیا کینماتیک و بزرگی عدم تقارن با آبداکشن شانه تغییر می‌کند؟ ج) چرخش رو به بالای اسکاپولا و ریتم اسکاپولوهومرال در ورزشکاران بسکتبال با ویلچر با کلاس‌های ورزشی مختلف را مقایسه کند. د) اثرات برنامه تمرینی اصلاحی مبتنی بر ثبات اسکاپولا بر چرخش رو به بالای آن و ریتم اسکاپولوهومرال را بررسی کند.

روش بررسی

روش پژوهش حاضر نیمه‌تجربی است و جامعه آماری آن را ورزشکاران ضایعه نخاعی رشته بسکتبال با ویلچر شاغل در تیم‌های شهر مشهد در سال ۱۳۹۶-۱۳۹۷ تشکیل دادند. با توجه به شرایط تحقیق، ۲۴ ورزشکار بسکتبال با ویلچر دارای ضایعه نخاعی به طور هدفمند به عنوان نمونه در این مطالعه شرکت کردند. ابتدا هشت بازیکن از هر کلاس ورزشی (کلاس ورزشی ۱ تا ۱/۵، کلاس ورزشی ۲ تا ۲/۵ و کلاس ورزشی ۳ تا ۴/۵) انتخاب شدند. سپس از هر کلاس ورزشی به طور تصادفی چهار نفر در هر گروه (دوازده نفر کنترل و دوازده نفر آزمایش) قرار گرفتند. بدین‌ترتیب در گروه کنترل و آزمایش به تعداد مساوی از سه کلاس ورزشی حضور داشتند. اطلاعات جمعیت‌شناختی شرکت کنندگان در جدول شماره ۱ ذکر شده است. ورزشکاران با ویلچر، بازیکنان حرفه‌ای در لیگ شهر مشهد بودند. شرکت‌کنندگان بر اساس کلاس‌بندی IWBF و همچنین کلاس‌بندی ورزشی مربوطه از فدراسیون ورزشی جانبازان و معلولین جمهوری اسلامی ایران طبقه‌بندی شده بودند که هر دو مورد برای شرکت در مسابقات برای افراد دارای ناتوانی جسمانی نیاز است. دستی که برای پرتاب توپ استفاده می‌شد به عنوان دست برتر در نظر گرفته شد. جهت کنترل تفاوت‌های جنسیتی احتمالی فقط مردان در این مطالعه شرکت داشتند. افراد با سابقه قبلی در عمل جراحی شانه، آسیب‌دیدگی (دررفتگی، نیمه‌دررفتگی یا اسپرین مفصل آکرومیوکلاویکلار) و درد شانه در طی شش ماه قبل از آزمون، از این مطالعه خارج شدند. همچنین معیارهای غربالگری زیر برای انتخاب آزمودنی بر اساس مطالعات قبلی مورد استفاده قرار گرفت.

۱. اسکاپولا به سمت پایین چرخش داشت. با ارزیابی بصری، زاویه تحتانی اسکاپولا نسبت به ریشه خار اسکاپولا نزدیک‌تر به ستون مهره‌ای بود (زاویه تحتانی به سمت داخل حرکت می‌کند و حفره گلنوئید به سمت عقب می‌چرخد) [۱۵]. ۲. با ارزیابی بصری به نظر می‌رسد که ترقوه به حالت افقی قرار گرفته و یا مفصل آکرومیوکلاویکلار پایین‌تر از استرنوکلاویکلار قرار دارد [۶]. ۳. لبه مهره‌ای اسکاپولا در وسط کمتر از ۳ اینچ با ستون مهره فاصله دارد: اندازه‌گیری با متر نواری [۱۵].

محقق قبل از شروع مطالعه کلیه مراحل را به آزمودنی‌ها توضیح داد و رضایت آگاهانه کتبی آن‌ها را گرفت. از دو اینکلانیومتر دیجیتال برای اندازه‌گیری دامنه حرکتی بازو و اسکاپولا در موقعیت استراحت و زوایای ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه آبداکشن شانه در سطح اسکاپشن اسکاپولا استفاده شد (تصویر شماره ۱). جانسون و همکاران با استفاده از یک سیستم ردیابی الکترومغناطیسی، استفاده از اینکلاینومتر دیجیتال را برای اندازه‌گیری چرخش رو به بالای اسکاپولا در زوایای مختلف آبداکشن بازو تأیید کردند [۳۷]. (r=۰/۶۶-۰/۸۹). نتایج پایانی در این تحقیق برای اندازه‌گیری چرخش رو به بالای اسکاپولا در موقعیت‌های استراحت (ICC =۰/۸۹) و زوایای ۴۵ (ICC =۰/۸۸)، ۹۰ (ICC =۰/۸۹) و ۱۳۵ (ICC=۰/۸۲) درجه آبداکشن بازو از قابلیت اطمینان درونی بین آزمون برخوردار بود.

شیوه اندازه‌گیری

از یک اینکلاینومتر برای اندازه‌گیری چرخش رو به بالای اسکاپولا و از دیگری برای اندازه‌گیری میزان آبداکشن شانه در سطح اسکاپشن اسکاپولا استفاده شد. همه آزمودنی‌ها در وضعیت راحت و نشسته روی ویلچر اندازه‌گیری شدند. از آزمودنی‌ها خواسته شد تا اکستنشن کامل آرنج را انجام داده و مچ در وضعیت خنثی و انگشت شست رو به سطح کرونال قرار داشته باشد. اولین اینکلاینومتر به موازات بازو دقیقاً زیر محل انتهای دلتوئید با استفاده از نوار متصل شد. چرخش رو به بالای اسکاپولا با استفاده از اینکلاینومتر دوم اندازه‌گیری شد (تصویر شماره ۱). این کار با تراز کردن اینکلاینومتر در راستای خار اسکاپولا انجام گرفت. از آزمودنی‌ها خواسته شد تا به طور فعال بازوها را (برتر و غیربرتر به طور تصادفی) از حالت استراحت تا زاویه ۴۵ درجه، از حالت استراحت تا زاویه ۹۰ درجه و از حالت استراحت تا زاویه ۱۳۵ درجه آبداکشن در سطح اسکاپشن منتقل کنند و در این وضعیت‌ها بازو را جهت اندازه‌گیری نگه دارند (اندازه‌گیری با اولین اینکلاینومتر). جهت جلوگیری از انحراف وضعیت بدن در حالت نشسته از آزمودنی خواسته شد تا به یک نقطه در فاصله تقریباً ۲متری روبه‌رو در سطح چشمان نگاه کند. اندازه‌گیری در سه نوبت با ۳۰ ثانیه استراحت برای هر شانه انجام شد (در وضعیت‌های استراحت، زوایای ۴۵ درجه، ۹۰ درجه و ۱۳۵ درجه) و میانگین

سه عدد به‌دست‌آمده محاسبه شد. ریتم اسکاپولوهومرال با تقسیم الویشن گلنوهومرال (به طور مثال، چرخش رو به بالای اسکاپولا کل حرکت شانه=الویشن گلنوهومرال) بر چرخش رو به بالای اسکاپولا (اسکاپولوتوراسیک) محاسبه شد [۳۸]. همه آزمون‌ها توسط یک آزمونگر انجام شد.

پروتکل تمرینی

گروه آزمایش، یک برنامه تمرینی اصلاحی مبتنی بر ثبات اسکاپولا را به مدت هشت هفته جهت تقویت و کشش عضلات ثبات‌دهنده اسکاپولا انجام دادند. همه آزمودنی‌ها در جلسه اول حدود یک ساعت آموزش نحوه انجام تمرین را دریافت کردند و علاوه بر آن به هر آزمودنی یک دستورالعمل مکتوب و تصویری از نحوه انجام تمرینات برای راهنمایی در منزل داده شد. برنامه تمرینی پنج روزدر هفته، شامل تمرین کششی روزانه و سه روز تمرینات قدرتی بود. هر جلسه تمرینی شامل حداکثر ۶۰ دقیقه (۱۰ دقیقه گرم کردن، ۱۰ دقیقه حرکات کششی و دامنه حرکتی بعد از گرم کردن یا سرد کردن و حداکثر ۳۰ دقیقه تمرینات قدرتی و تمرینات پاسچرال مبتنی بر ثبات اسکاپولا و ۱۰ دقیقه سرد کردن) بود (جدول شماره ۱). در هر جلسه تمرینی علاوه بر آزمونگر مربی بدنساز جهت راهنمایی آزمودنی‌ها حضور داشت. این برنامه تمرینی با استفاده از تمرینات Gym برای افراد دارای ضایعه نخاعی که توسط مرکز پزشکی هاربورویو ارائه شده است و مطابق با دستورالعمل‌های ACSM برای این افراد است، تهیه شده است[۳۹، ۴۰].

تجزیه و تحلیل داده‌ها

برای تعیین نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک استفاده شد که بر اساس این آزمون داده‌های پژوهش حاضر نرمال بود؛ بنابراین از آزمون‌های تی مستقل برای مقایسه چرخش رو به بالای اسکاپولا و ریتم اسکاپولوهومرال بین دست برتر و غیربرتر استفاده شد. آزمون تحلیل واریانس آنووا برای مقایسه چرخش رو به بالای اسکاپولا و ریتم اسکاپولوهومرال در ورزشکاران با کلاس‌های ورزشی مختلف استفاده شد. همچنین از آزمون تحلیل کوواریانس آنکووا برای مقایسه چرخش رو به بالای اسکاپولا و ریتم اسکاپولوهومرال قبل و بعد تمرین در دو گروه کنترل و آزمایش استفاده شد. سطح معناداری در تمامی آزمون‌ها P≤۰/۰۵ تعیین شد.

تصویر ۱. شیوه اندازه‌گیری چرخش رو به بالای اسکاپولا

توانبخشی

یافته‌ها

اطلاعات جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها در جدول شماره ۲ نشان داده شده است. چرخش رو به بالای اسکاپولا قبل و بعد برنامه تمرینی در دو گروه کنترل و آزمایش در جدول شماره ۳ نشان داده شده است. آزمون تحلیل کوواریانس نشان داد که تفاوت معناداری در چرخش رو به بالای اسکاپولا در وضعیت‌های استراحت و زوایای ۴۵ درجه، ۹۰ درجه و ۱۳۵ درجه آبداکشن شانه پس از اعمال تمرین در دست برتر و غیربرتر بین گروه کنترل و آزمایش وجود داشت. همچنین نتایج نشان داد که بهبود معناداری در نسبت ریتم اسکاپولوهومرال پس از تمرین در دست غیر برتر در زوایای ۹۰ درجه و ۱۳۵ درجه آبداکشن شانه ایجاد شد. نتایج تحقیق نشان داد عدم تقارن معناداری در چرخش رو به بالای اسکاپولا (تصویر شماره ۲) در زوایای مختلف شانه، بین شانه برتر و غیربرتر وجود نداشت، اما نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در زاویه ۴۵ درجه آبداکشن شانه در شانه برتر و غیربرتر تفاوت معناداری داشت (جدول شماره ۴). ریتم اسکاپولوهومرال قبل و بعد برنامه تمرینی در دو گروه کنترل و آزمایش در جدول شماره ۵ نشان داده شده است. بر اساس نتایج آزمون تحلیل واریانس تفاوت معناداری در چرخش رو به بالای اسکاپولا و ریتم اسکاپولوهومرال در کلاس‌های ورزشی مختلف در وضعیت‌های استراحت، ۴۵ درجه، ۹۰ درجه و ۱۳۵ درجه آبداکشن شانه وجود داشت (جدول شماره ۶).

بحث

هدف از این پژوهش بررسی چرخش رو به بالای اسکاپولا و ریتم اسکاپولوهومرال در ورزشکاران بسکتبال با ویلچر و اثر برنامه تمرینی مبتنی بر ثبات اسکاپولا بر چرخش رو به بالای اسکاپولا و ریتم اسکاپولوهومرال در این ورزشکاران بود. یافته‌ها نشان داد که عدم تقارن معناداری در چرخش رو به بالای اسکاپولا در درجات مختلف آبداکشن شانه، بین شانه برتر و غیربرتر در این ورزشکاران وجود نداشت. در زاویه ۴۵ درجه آبداکشن شانه، نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در شانه برتر کمتر از شانه غیربرتر بود. اسکاپولا در شانه برتر ورزشکاران دارای کلاس‌های ورزشی پایین‌تر (۲ تا ۲/۵ و ۳ تا ۴/۵) دارای چرخش پایینی کمتری در وضعیت استراحت و چرخش رو به بالای بیشتر در زوایای ۴۵ درجه، ۹۰ درجه و ۱۳۵ درجه آبداکشن شانه بود. نسبت

جدول ۱. برنامه تمرینی اصلاحی طی یک جلسه

نوع حرکت	نام عضله	نام حرکت	تعداد ست	تعداد تکرار
تقویتی	دلتوئید	بالا بردن مدیسن بال و میله	۳*	۱۰
	پشتی بزرگ	کشش لت پول و اکستنشن شانه	۳	۱۰
	ذوزنقه تحتانی	دیپ با بازوی باز	۳	۱۰
	متوازی‌الاضلاع و ذوزنقه میانی و تحتانی	کشش پارو و حرکت پروانه با وزنه آزاد	۳	۱۰
	عضلات رتیتورکاف	اینترنال روتیشن و اکسترنال روتیشن بازو با وزنه	۳	۱۰
	دندانه ای قدامی	پانچ با بازوی باز و هل دادن دیوار	۳	۱۰
کششی	سینه‌ای بزرگ	کشش درحالتی که شانه‌ها در وضعیت ابداکشن ۹۰ درجه و آرنج‌ها نیز در فلکشن ۹۰ درجه قرار دارند دست‌ها روی دیوار قرار می‌گیرد با جلو بردن سینه کشش در ناحیه عضلات سینه‌ای ایجاد می‌شود.	۳	پنج تکرار ۳۰ثانیه‌ای
	سینه‌ای کوچک	مربی با فشار بر سر شانه در حالت خوابیده به پشت سعی در رساندن سطح خلفی اسکاپولا ورزشکار به تشک را دارد.	۳	پنج تکرار ۳۰ثانیه‌ای
	ذوزنقه بالایی	یک دست به بدنه ویلچر جهت ثبات تنه و دست دیگر دریک طرف سر قرار داده می‌شود و آن را بدون چرخش به سمت دیگر خم می‌کند.	۳	پنج تکرار ۳۰ثانیه‌ای
پروترکشن اسکاپولا	پروترکتورهای اسکاپولا	فرد به شکم روی آرنج‌ها خوابیده و سپس ۱ تا ۲ سانتی‌متر بالا آمده به طوری که اسکاپولا پروترکت شود	۳	پنج تکرار ۳۰ثانیه‌ای

*مدت‌زمان استراحت بین ست‌ها حداقل ۲ دقیقه بود.

توانبخشی

ریتم اسکاپولوهومرال در ورزشکاران با کلاس‌های ورزشی مختلف تفاوت معناداری نداشت. این پژوهش، احتمالاً اولین مطالعه‌ای بود که کینماتیک دوطرفه و تقارن در اسکاپولا طی آبداکشن شانه در سطح اسکاپشن اسکاپولا را در ورزشکاران بسکتبال با ویلچر مورد بررسی قرار داد. در پژوهش حاضر سهم چرخش رو به بالای اسکاپولا در الویشن شانه در سطح فرونتال تعیین شد و همچنین با استفاده از ابزارهای کلینیکی موجود شواهدی ارائه شد که ورزشکاران بسکتبال با ویلچر ممکن است مقداری عدم تقارن در چرخش رو به بالای اسکاپولا و ریتم اسکاپولوهومرال بین شانه برتر و غیربرتر داشته باشند. چرخش رو به بالای بیشتر در اسکاپولا هم‌زمان با افزایش الویشن بازو در صفحه فرونتال مشاهده شد که این با نقش اسکاپولا در فعالیت‌های بالای سر برای بهینه‌سازی عملکرد مطابقت دارد. در وضعیت استراحت مقداری چرخش پایینی بیشتر و در درجات مختلف ابداکشن شانه چرخش رو به بالای کمتری در اسکاپولا مشاهده شد.

تقریباً مانند ریتم اسکاپولوهومرال، سهم چرخش رو به بالای اسکاپولا در کل قوس الویشن شانه متفاوت و مطابق با گزارشات قبلی است [۴۱، ۴۲] و استفاده از اینکلاینومتر دیجیتال را در ارزیابی‌های کلینیکی برای نظارت مؤثر بر حرکات اسکاپولا به عنوان بخشی از ارزیابی آسیب و توان‌بخشی مورد حمایت قرار می‌دهد. برخی مطالعات کینماتیک، تفاوت‌هایی را در وضعیت اسکاپولا و حرکات آن در دو طرف نشان داده‌اند [۱۶، ۴۳-۴۷]، در حالی که دیگران تقارن در کینماتیک اسکاپولا در شانه برتر و غیربرتر را مطرح می‌کنند [۴۲، ۴۸]. لی و همکاران فقط تیلت خلفی اسکاپولا طی ابداکشن در سطح کرونال را نشان داده‌اند که در افراد سالم نامتقارن بود و با توجه به سطح حرکت بازو الگوی ریتم اسکاپولوهومرال متفاوت بود [۴۹]. باری و همکاران چرخش داخلی، چرخش رو به بالا و تیلت قدامی اسکاپولا طی راندن ویلچر را گزارش کردند [۵۰]. مارتین و همکاران نشان دادند که ورزشکاران تنیس با ویلچر دارای تیلت خلفی بیشتر

جدول ۲. اطلاعات جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها

گروه	تعداد	میانگین±انحراف استاندارد		
		سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد نشسته (سانتی‌متر)
کنترل	۱۲	۴۳±۱۱/۲۳	۶۱/۲۵±۹/۹۱	۷۸/۲۵±۳/۹۵
آزمایش	۱۲	۳۹/۰۸±۵/۰۸	۵۴/۵±۸/۷۳	۷۷/۲۵±۳/۲۲
	t	۲/۶۸	۰/۰۴	۱/۰۹
	p	۰/۲۸	۰/۰۹	۰/۵۰

توانبخشی

جدول ۳. نتایج آزمون آنکووا در چرخش رو به بالای اسکاپولا قبل و بعد تمرین

شانه	مرحله آزمون	گروه	میانگین±انحراف استاندارد			
			وضعیت شانه (درجه)			
			چرخش رو به بالای اسکاپولا در وضعیت استراحت	چرخش رو به بالای اسکاپولا در ۴۵ درجه آبداکشن شانه	چرخش رو به بالای اسکاپولا در ۹۰ درجه آبداکشن شانه	چرخش رو به بالای اسکاپولا در ۱۳۵ درجه آبداکشن شانه
برتر	قبل	کنترل	-۳/۹۵±۰/۶۹	۳/۳۵±۰/۸۶	۱۳/۲۰±۰/۷۸	۲۶/۴۵±۱/۶۹
		آزمایش	-۴/۰۲±۰/۷۳	۳/۵۷±۰/۸۴	۱۳/۷±۰/۸۷	۲۶/۷±۱/۱۹
	بعد	کنترل	-۳/۷±۰/۷۳	۲/۷۱±۱/۰۲	۱۳/۶۵±۱/۱۴	۲۷/۱۶±۱/۲۴
		آزمایش	-۳/۱۳±۰/۸۶	۳/۹۳±۰/۹۴	۱۴/۷±۱/۱۵	۲۸/۳۲±۱/۴
	تحلیل کوواریانس		F =۱۰/۴۸ Sig=۰/۰۰۴ Eta=۰/۳۳	F=۹/۳۵ Sig=۰/۰۰۶ Eta=۰/۳۰	F=۲/۷۲ Sig=۰/۱۱ Eta=۰/۱۱	F=۵/۹۶ Sig=۰/۰۲ Eta=۰/۲۲
غیربرتر	قبل	کنترل	-۳/۵۳±۰/۸۴	۲/۸۵±۰/۸۴	۱۳/۲۹±۱/۵۴	۲۶/۵۸±۱/۹۱
		آزمایش	-۳/۸±۰/۵۷	۳/۳۰±۰/۹۴	۱۳/۶±۱/۱۲	۲۶/۷۸±۱/۸۶
	بعد	کنترل	-۳/۵۵±۰/۸۱	۳/۲۵±۰/۴۲	۱۳/۳۳±۱/۴	۲۶/۵۷±۱/۸۴
		آزمایش	-۳/۰۴±۰/۸۲	۳/۹۶±۰/۷۲	۱۵/۱۵±۱/۶۸	۲۸/۵۴±۲/۱
	تحلیل کوواریانس		F=۲۲/۸۸ Sig=۰/۰۰۱ Eta=۰/۵۲	F=۷/۲۶ Sig=۰/۰۱ Eta=۰/۲۵	F =۱۸/۶۰ Sig =۰/۰۰۱ Eta =۰/۴۷	F=۱۸/۸۰ Sig=۰/۰۰۱ Eta=۰/۴۷

توانبخشی

در اسکاپولا طی الویشن بازو و پایین آوردن آن در سمت برتر نسبت به سمت غیربرتر بودند [۵۱]. اسکاپولا در این افراد نسبت به افراد با درگیری شانه دارای چرخش رو به بالای بیشتری در سمت برتر طی الویشن بازو در صفحه اسکاپولا بود [۵۱-۵۴]. در حالی که در افراد دارای هایپرموبیلیتی شانه، چرخش رو به بالای اسکاپولا نسبت به افراد سالم بیشتر بود [۵۵]. همچنین بورخارت و همکاران گزارش دادند که ورزشکاران بالای سر دارای آسیب، مقداری عدم تقارن (پروترکشن افزایش‌یافته، تیلت قدامی و چرخش داخلی اسکاپولا) در سمت دارای علامت داشتند [۵۶].

می‌توان نتیجه‌گیری کرد که عدم تقارن و به‌ویژه یک الگوی تیلت قدامی و یا چرخش داخلی اسکاپولا با پاتولوژی شانه همراه است یا آن را مستعد پاتولوژی می‌کند و به نظر می‌رسد یکی از دلایل بی‌ثباتی قدامی گلنوهومرال در ورزشکاران پرتابی باشد که می‌تواند آن‌ها را مستعد استرس‌های برشی و آسیب به ساختارهای قدامی کپسول و لابروم کند. جدای از چندین تفاوت روش‌شناسی مربوط به برخی عوامل (مانند صفحه الویشن بازو، دامنه حرکتی خاص مورد بررسی)، وضعیت‌های فعال در مقابل غیرفعال، ابزار و شیوه‌های اندازه‌گیری متفاوت و روش‌های

جدول ۴. نتایج آزمون تی مستقل در ریتم اسکاپولوهومرال در زوایای مختلف شانه بین شانه برتر وغیربرتر

شانه	برتر	غیربرتر	P
نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در ۴۵ درجه آبداکشن (انحراف استاندارد)	۵/۰۷ :۱ (۰/۴۷)*	۵/۷۶ :۱ (۰/۸۷)	۰/۰۰۲
نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در ۹۰ درجه آبداکشن (انحراف استاندارد)	۴/۱۶ :۱ (۰/۱۵)	۴/۲۸ :۱ (۰/۳۸)	۰/۱۸
نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در ۱۳۵ درجه آبداکشن (انحراف استاندارد)	۳/۴۲ :۱ (۰/۱۶)	۳/۴۶ :۱ (۰/۲۴)	۰/۵۱

توانبخشی

* به عنوان مثال از وضعیت استراحت کتف تا ۴۵ درجه ابداکشن شانه، نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در شانه برتر ۵/۰۷:۱ است این بدین معناست که در دامنه ۴۵ درجه ابداکشن شانه برتر (از وضعیت استراحت تا ۴۵ درجه) به ازای هر ۵/۰۷ درجه حرکت در مفصل گلنوهومرال یک درجه حرکت در مفصل اسکاپولوتراسیک (چرخش بالایی کتف) صورت گرفته است؛ بنابراین هرچه نسبت ریتم اسکاپولوهومرال کمتر باشد نشان‌دهنده مشارکت بیشتر مفصل اسکاپولوتراسیک (چرخش بالایی بیشتر کتف) است.

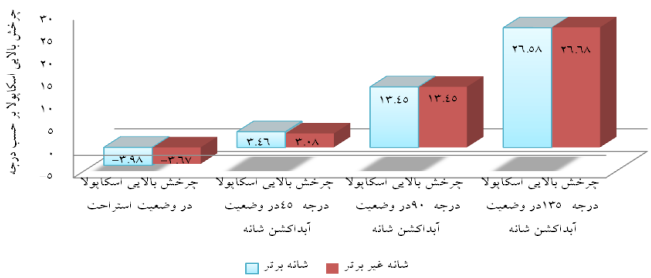
جدول ۵. نتایج آزمون آنکووا در ریتم اسکاپولوهومرال قبل و بعد برنامه تمرینی

شانه	مرحله آزمون	گروه	نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در درجات مختلف آبداکشن شانه		
			۴۵ درجه (انحراف استاندارد)	۹۰ درجه (انحراف استاندارد)	۱۳۵ درجه (انحراف استاندارد)
برتر	قبل	کنترل	۵/۱۸ :۱(۰/۴۶)	۴/۲۵ :۱(۰/۱۱)	۳/۴۴ :۱(۰/۱۹)
		آزمایش	۴/۹۵ :۱(۰/۴۸)	۴/۰۸ :۱(۰/۱۵)	۳/۳۹ :۱(۰/۱۱)
	بعد	کنترل	۶/۲۷ :۱(۱/۵۴)	۴/۱۹ :۱(۰/۲۵)	۳/۳۷ :۱(۰/۱۳)
		آزمایش	۵/۵ :۱(۱/۰۲)	۴/۰۵ :۱(۰/۱۷)	۳/۲۹ :۱(۰/۱۵)
تحلیل کوواریانس			F =۰/۹۸ Sig =۰/۳۳ Eta =۰/۰۴	F =۰/۰۲ Sig =۰/۸۸ Eta =۰/۰۰۱	F =۱/۲۵ Sig =۰/۲۷ Eta =۰/۰۵
غیربرتر	قبل	کنترل	۶/۱۲ :۱(۰/۸۲)	۴/۳۸ :۱(۰/۴۷)	۳/۴۹ :۱(۰/۲۵)
		آزمایش	۵/۴ :۱(۰/۷۹)	۴/۱۷ :۱(۰/۲۵)	۳/۴۲ :۱(۰/۲۳)
	بعد	کنترل	۵/۷۲ :۱(۰/۵۵)	۴/۳۷ :۱(۰/۳۳)	۳/۵ :۱(۰/۲۶)
		آزمایش	۵/۴۴ :۱(۰/۴)	۳/۹۶ :۱(۰/۳۴)	۳/۲۸ :۱(۰/۲۱)
تحلیل کوواریانس			F =۰/۰۸ Sig =۰/۷۶ Eta =۰/۰۰۴	F =۸/۱۴ Sig =۰/۰۱ Eta =۰/۲۷	F =۸/۲۰ Sig =۰/۰۰۹ Eta =۰/۲۸

توانبخشی

مختلف محاسبه زاویه‌ها و افراد مختلف مورد اندازه‌گیری (مانند ورزشکار در مقابل غیرورزشکار) که می‌تواند تا حدودی تناقض در نتایج را بیان کند، نگاه دقیق‌تر به روش‌های مورد استفاده برای توصیف چرخش‌های اسکاپولا نشان می‌دهد که تفاوت، در مقادیر زاویه وضعیت شروع بود.

نتایج نشان داد اختلاف معناداری در وضعیت استراحتی اسکاپولا بین شانه برتر و غیربرتر ورزشکاران بسکتبال با ویلچر وجود نداشت؛ اگرچه اسکاپولا در شانه برتر چرخش پایینی بیشتری نسبت به شانه غیربرتر داشت. احتمالاً این نتایج ناشی از سازگاری‌های مربوط به استفاده از یک سمت خاص در سیستم اسکلتی عضلانی، مانند ایمبالانس‌های طول عضلانی در عضلات اسکاپولوتوراسیک ناشی از استفاده مکرر اما متفاوت، چه از نظر فرکانس و چه از نظر الگوی حرکتی در شانه برتر و غیربرتر است [۱۱، ۴۳، ۵۷]. همچنین مشاهده شد که میانگین مقدار چرخش رو به بالای اسکاپولا در حالت استراحت، زوایای ۴۵ درجه، ۹۰ درجه و ۱۳۵ درجه آبداکشن بازو در شانه برتر ورزشکاران بسکتبال با ویلچر با کلاس‌های ورزشی مختلف تفاوت معناداری داشت که احتمالاً ناشی از عدم تعادل عضلانی باشد. افراد دارای کلاس‌های ورزشی پایین‌تر کنترل عضلانی بهتری روی تنه دارند و عضلات تنه‌ای کتفی ثبات بیشتر اسکاپولا را طی الویشن بازو فراهم می‌کنند. به طور کلی، یافته‌های این مطالعه نشان داد که ورزشکاران بسکتبال با ویلچر مقداری عدم تقارن در چرخش رو به بالای اسکاپولا و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال بین شانه برتر و غیربرتر دارند که با توجه به سازگاری‌های خاص در اثر تطابق با تقاضاهای تحمیل‌شده [۵۸] و ایمبالانس‌های عضلانی ناشی از ضایعه نخاعی است. این نتایج می‌تواند برای ارزیابی‌های کلینیکی



تصویر ۲. نتایج آزمون تی مستقل در چرخش رو به بالای اسکاپولا در زوایای مختلف شانه بین شانه برتر و غیربرتر

توانبخشی

جدول ٦. نتایج آزمون آنووا در چرخش رو به بالای اسکاپولا در کلاس‌های ورزشی مختلف

وضعیت آبداکشن بازو	شانه	df	f	Sig.	نتایج آزمون تعقیبی	
					مقایسه بین کلاس‌های ورزشی	Sig.
وضعیت استراحت	برتر	۲	۱۶/۱۴	۰/۰۰۱	کلاس ۱ تا ۱/۵ با ۲ تا ۲/۵	۰/۰۰۱
					کلاس ۱ تا ۱/۵ با ۳ تا ۴/۵	۰/۰۰۱
					کلاس ۲ تا ۲/۵ با ۳ تا ۴/۵	۰/۹
	غیر برتر	۲	۱۹/۳۷	۰/۰۰۱	کلاس ۱ تا ۱/۵ با ۲ تا ۲/۵	۰/۰۰۱
					کلاس ۱ تا ۱/۵ با ۳ تا ۴/۵	۰/۰۰۱
					کلاس ۲ تا ۲/۵ با ۳ تا ۴/۵	۰/۹۵
۴۵ درجه آبداکشن شانه	برتر	۲	۱۴/۵۹	۰/۰۰۱	کلاس ۱ تا ۱/۵ با ۲ تا ۲/۵	۰/۰۰۱
					کلاس ۱ تا ۱/۵ با ۳ تا ۴/۵	۰/۰۰۱
					کلاس ۲ تا ۲/۵ با ۳ تا ۴/۵	۰/۹۳
	غیربرتر	۲	۶/۸۳	۰/۰۰۵	کلاس ۱ تا ۱/۵ با ۲ تا ۲/۵	۰/۰۵
					کلاس ۱ تا ۱/۵ با ۳ تا ۴/۵	۰/۰۰۴
					کلاس ۲ تا ۲/۵ با ۳ تا ۴/۵	۰/۴۷
۹۰ درجه آبداکشن شانه	برتر	۲	۳/۹۶	۰/۰۳	کلاس ۱ تا ۱/۵ با ۲ تا ۲/۵	۰/۰۳
					کلاس ۱ تا ۱/۵ با ۳ تا ۴/۵	۰/۱۷
					کلاس ۲ تا ۲/۵ با ۳ تا ۴/۵	۰/۶۵
	غیربرتر	۲	۵/۵۹	۰/۰۱	کلاس ۱ تا ۱/۵ با ۲ تا ۲/۵	۰/۰۱
					کلاس ۱ تا ۱/۵ با ۳ تا ۴/۵	۰/۶۸
					کلاس ۲ تا ۲/۵ با ۳ تا ۴/۵	۰/۰۶
۱۳۵ درجه آبداکشن شانه	برتر	۲	۳/۷۷	۰/۰۴	کلاس ۱ تا ۱/۵ با ۲ تا ۲/۵	۰/۰۵
					کلاس ۱ تا ۱/۵ با ۳ تا ۴/۵	۰/۰۹
					کلاس ۲ تا ۲/۵ با ۳ تا ۴/۵	۰/۹۵
	غیربرتر	۲	۳/۲۷	۰/۰۵	کلاس ۱ تا ۱/۵ با ۲ تا ۲/۵	۰/۰۵
					کلاس ۱ تا ۱/۵ با ۳ تا ۴/۵	۰/۱۴
					کلاس ۲ تا ۲/۵ با ۳ تا ۴/۵	۰/۸۹

توانبخشی

مفید باشد و پیشنهاد می‌شود درمانگران باید آگاه باشند که برخی از عدم تقارن‌ها در چرخش رو به بالای اسکاپولا و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال ممکن است در افراد دارای ضایعه نخاعی و به‌خصوص ورزشکاران بسکتبال با ویلچر رایج باشند و نباید به صورت اتوماتیک به عنوان علامت پاتولوژیک در نظر گرفته شوند، بلکه باید به عنوان یک سازگاری به یک تمرین ورزشی خاص یا در اثر استفاده مکرر و بیش از حد از اندام فوقانی در نظر گرفته شوند.

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که برنامه تمرینی اصلاحی مبتنی بر ثبات اسکاپولا منجر به بهبودی در چرخش رو به بالای اسکاپولا در ورزشکاران بسکتبال با ویلچر شد. اهداف برنامه تمرینی حاضر، عضلات ثبات‌دهنده اسکاپولا (مانند دندانه‌ای قدامی، ریترکتورهای اسکاپولا و چرخش‌دهنده‌های خارجی گلنوهومرال) بودند. چرخش رو به بالای اسکاپولا پس از برنامه تمرینی منتخب به طور معناداری افزایش یافت. پس از برنامه

تمرینی میزان چرخش پایینی اسکاپولا در شانه برتر و غیربرتر در وضعیت استراحت کاهش یافت (اندازه اثر به ترتیب ۰/۳۳ و ۰/۵۲) و چرخش رو به بالای آن در زوایای ۴۵ و ۱۳۵ درجه آبداکشن بازو در شانه برتر (اندازه اثر به ترتیب ۰/۳ و ۰/۲۲) و در زوایای ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه آبداکشن بازو در شانه غیربرتر (اندازه اثر به ترتیب ۰/۵۲، ۰/۲۵، ۰/۴۷ و ۰/۴۷) افزایش معناداری داشت. اما در نسبت ریتم اسکاپولوهومرال بهبود معناداری در شانه برتر مشاهده نشد، ولی در شانه غیربرتر در زوایای ۹۰ و ۱۳۵ درجه آبداکشن بازو بهبود داشت (اندازه اثر به ترتیب ۰/۲۷ و ۰/۲۸). تقویت عضلات اسکاپولا با افزایش معناداری در زاویه چرخش رو به بالای آن و کاهش معنادار در ریتم اسکاپولوهومرال همراه بود. راستای کمربند شانه یک نشانه از تغییرات احتمالی طول عضلات و راستای مفصل است که جهت حرکت بهینه در کمربند شانه‌ای نیاز به اصلاح دارد [۶]. بانچ و سیگل یک وضعیت استاندارد را برای اسکاپولا توصیف کردند که مشخص می‌کند لبه مهره‌ای اسکاپولا موازی با ستون فقرات است و حدود ۳ اینچ (۷ تا ۸ سانتی‌متر) در وسط مهره‌های پشتی با آن فاصله دارد [۵۹]. بر اساس یافته‌های این پژوهش راستای اسکاپولا همان‌طور که کندال و همکاران شرح داده‌اند، مقداری از وضعیت نرمال انحراف داشت. بنابراین، برنامه تمرینی اصلاحی مبتنی بر ثبات اسکاپولا می‌تواند سبب حفظ و بازیابی وضعیت نرمال اسکاپولا شود و احتمالاً سبب ترمیم و بهبود طول طبیعی عضلانی در عضلات چرخش‌دهنده بالایی اسکاپولا شود. بر اساس یک مطالعه قبلی که یک برنامه تمرینی قدرتی به مدت شش هفته جهت اصلاح چرخش پایینی اسکاپولا انجام گرفت، نشان داده شد که طبق تعریف کندال در بیماران مبتلا به سندرم چرخش پایینی اسکاپولا، قدرت عضلات دندانه‌ای قدامی و ذوزنقه فوقانی افزایش یافت [۳۵].

از طریق برنامه تمرینی حاضر، این فرضیه مطرح شد که افزایش قدرت در عضلات ثبات‌دهنده اسکاپولا مانند ریترکتورها و چرخش‌دهنده‌های بالایی اسکاپولا می‌تواند سبب تغییر و اصلاح وضعیت اسکاپولا شود. احتمالاً حرکات کششی در این برنامه تمرینی می‌تواند سبب افزایش طول عضلات (مانند سینه‌ای کوچک) در اثر افزایش تعداد سارکومرها شود [۶]. تغییر در طول استراحتی عضلات احتمالاً می‌تواند سبب تغییر در راستای پاسچر شود [۶۰]. در پژوهش حاضر، برنامه تمرینی سبب تغییر در چرخش رو به بالای اسکاپولا و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال شد. اگرچه در پژوهش حاضر مستقیماً تغییر در طول عضلات اندازه‌گیری نشد، با این حال، برنامه تمرینی هشت‌هفته‌ای مبتنی بر ثبات اسکاپولا بر اساس کشش در عضلات چرخش‌دهنده پایینی (سینه‌ای کوچک و بالابرنده اسکاپولا) و تقویت چرخش‌دهنده‌های بالایی و ریترکتورهای اسکاپولا (دندانه‌ای قدامی، ذوزنقه و متوازی الاضلاع) طراحی شده بود که یک برنامه تمرینی مؤثر برای اصلاح طول آناتومیک عضله سازگارشده، انقباض عضلات طویل‌شده و به طور هم‌زمان کشش عضلات کوتاه‌شده است [۶]. بنابراین، بازگرداندن طول عضلات چرخش‌دهنده بالایی و چرخش‌دهنده‌های پایینی اسکاپولا از طریق برنامه تمرینی اصلاحی مبتنی بر ثبات اسکاپولا در تغییر راستای آن در افراد دارای ضایعه نخاعی و به‌خصوص ورزشکاران بسکتبال با ویلچر ضروری است. در پایان، یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد برنامه تمرینی منتخب می‌تواند یک برنامه تمرینی مؤثر در اصلاح راستا و حرکات اسکاپولا طی الویشن بازو در ورزشکاران بسکتبال با ویلچر باشد که با یافته‌های سهرمن و کالدول که به بررسی تأثیر برنامه‌های تمرینی در راستای اسکاپولا پرداختند همسوست [۶، ۱۵].

نتیجه‌گیری

یافته‌های پژوهش حاضر، شواهدی از اثربخشی برنامه‌های تمرینی اصلاحی مبتنی بر ثبات اسکاپولا را در بهبود حرکات اسکاپولا در ورزشکاران بسکتبال با ویلچر نشان می‌دهد. با توجه به اهمیت اسکاپولا در حرکات شانه که اختلال در وضعیت و حرکات آن می‌تواند سبب بروز مشکلات ثانویه مانند درد شانه، سندرم گیرافتادگی شانه و محدودیت در دامنه حرکتی آن شود، توصیه می‌شود پزشکان و مربیان بخشی از برنامه تمرینی این افراد را به ثبات‌دهنده‌های اسکاپولا اختصاص دهند. همچنین به پزشکان و مربیان پیشنهاد می‌شود که آگاه باشند که ممکن است درجه‌ای از عدم تقارن در چرخش رو به بالای اسکاپولا و ریتم اسکاپولوهومرال در این ورزشکاران با توجه به اعمال و فعالیت‌های ورزشی شایع باشد. این نباید به طور خودکار به عنوان یک نشانه پاتولوژیک در نظر گرفته شود، بلکه ممکن است یک سازگاری به تمرین ورزشی و استفاده مکرر از اندام فوقانی باشد. علی‌رغم نتایج به‌دست‌آمده از این تحقیق، برای تهیه یک برنامه تمرینی درمانی مؤثر برای ورزشکاران ویلچری و شناسایی اثرات طولانی‌مدت آن در پیشگیری از آسیب و تعیین مزیت‌های آن در ورزشکاران ویلچری و به‌خصوص بازیکنان بسکتبال با ویلچر، نیاز به تحقیقات بیشتر و پیگیری طولانی‌مدت حس می‌شود.

با توجه به اینکه مطالعات با حجم نمونه‌های بالاتر سبب کسب نتایج قابل اعتمادتر می‌شود، از جمله محدودیت‌های پژوهش حاضر کوچک بودن حجم نمونه با توجه به شرایط تحقیق بود. همچنین از دیگر محدودیت‌های این پژوهش کور نبودن آن است. در پایان پیشنهاد می‌شود که مطالعات مشابه در زمینه اختلالات اسکاپولا در دیگر گروه‌های ورزشکار با ویلچر و مخصوصاً ضایعه نخاعی (مانند تنیس، تیراندازی و غیره) و همچنین در گروه‌های زنان انجام گیرد.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

قبل از اجرای پژوهش با ریاست اداره بهزیستی شهرستان مشهد و مراکز توان‌بخشی امام خمینی(ره) و شهید فیاض‌بخش هماهنگی‌های لازم انجام شد. همچنین طرح مذکور پس از ارزیابی اولیه و نگارش پروپوزال، در کمیسیون پژوهشی دانشگاه گیلان از لحاظ اخلاقی مورد تأیید قرار گرفت. رضایت آزمودنی‌های پژوهش جلب شد و این اطمینان داده شد که اطلاعات جمع‌آوری شده محرمانه خواهد بود و در صورت عدم تمایل در هر مرحله از پژوهش می توانند از مطالعه خارج شوند.

حامی مالی

این پژوهش مستخرج از رساله دکتری نویسنده اول در گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه گیلان است.

مشارکت نویسندگان

نگارنده مقدمه، پژوهشگر اصلی و تحلیل آماری: عبدالله معروف؛ روش‌شناسی و نگارنده بحث: علی‌اصغر نورسته و حسن دانشمندی؛ روش‌شناسی و پژوهشگر کمکی: احمد ابراهیمی عطری.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

از ورزشکاران بسکتبال با ویلچر جانباز و معلول مراکز توان‌بخشی امام خمینی (ره) و شهید فیاض‌بخش شهر مشهد که در این پژوهش مشارکت داشتند، تشکر و قدردانی می‌شود.

References

[1] Jobe F, Pink M. Shoulder pain in golf. Clinics in Sport Medicine.1996; 15(1):55-63. [DOI:10.1016/S0278-5919(20)30158-7]

[2] Ranson C, Gregory P. Shoulder injury in professional cricketers. Physical Therapy in Sport. 2008; 9(1):34-39. [DOI:10.1016/j.ptsp.2007.08.001] [PMID]

[3] Fayad F, Hoffmann G, Hanneton S, Yazbeck C, Lefevre-Colau MM, Poiraudeau S, et al. 3-D scapular kinematics during arm elevation: Effect of motion velocity. Clinical Biomechanics. 2006; 21(9):932-41. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2006.04.015] [PMID]

[4] Sobush DC, Simoneau GG, Dietz KE, Levene JA, Grossman RE, Smith WB. The lennie test for measuring scapular position in healthy young adult females: A reliability and validity study. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1996; 23(1):39-50. [DOI:10.2519/jospt.1996.23.1.39] [PMID]

[5] Magee DJ. Orthopedic physical assessment. Philadelphia: W. B. Saunders Company; 1997.

[6] Sahrmann S. Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes. St. Louis: Mosby; 2002.

[7] Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Romani WA. Muscles: Testing and function with posture and pain. Baltimore: Williams & Wilkins; 2005.

[8] Inman VT, Saunders JB, Abbott LC. Observations of the function of the shoulder joint. 1944. Clinical Orthopaedics and Related Research. 1996; (330):3-12. [DOI:10.1097/00003086-199609000-00002] [PMID]

[9] Crosbie J, Kilbreath SL, Hollmann L, York S. Scapulohumeral rhythm and associated spinal motion. Clinical Biomechanics (Bristol, Avon). 2008; 23(2):184-92. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2007.09.012] [PMID]

[10] Scibek JS, Mell AG, Downie BK, Carpenter JE, Hughes RE. Shoulder kinematics in patients with full-thickness rotator cuff tears after a subacromial injection. Journal of Shoulder and Elbow Surgery. 2008; 17(1):172-81. [DOI:10.1016/j.jse.2007.05.010] [PMID]

[11] Borstad JD. Resting position variables at the shoulder: Evidence to support a posture impairment association. Physical Therapy. 2006; 86(4):549-57. [DOI:10.1093/ptj/86.4.549] [PMID]

[12] Page P, Frank C, Lardner R. Assessment and treatment of muscle imbalance: The Janda approach. Journal of Orthopedic & Sports Physical Therapy. 2011; 41(10):799-800. http://www.jandacrossedsyndromes.com/wp-content/uploads/2011/10/JOSPT2011JandaReview.pdf

[13] Ha SM, Kwon OY, Yi CH, Jeon HS, Lee WH. Effects of passive correction of scapular position on pain, proprioception, and range of motion in neck-pain patients with bilateral scapular downward-rotation syndrome. Manual Therapy. 2011; 16(6):585-9. [DOI:10.1016/j.math.2011.05.011] [PMID]

[14] Lee JH, Cynn HS, Choi WJ, Jeong HJ, Yoon TL. Various shrug exercises can change scapular kinematics and scapular rotator muscle activities in subjects with scapular downward rotation syndrome. Human Movement Science. 2016; (45)119-29. [DOI:10.1016/j.humov.2015.11.016] [PMID]

[15] Caldwell C, Sahrmann S, Van Dillen L. Use of a movement system impairment diagnosis for physical therapy in the management of a patient with shoulder pain.Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2007; 37(9):551-63. [DOI:10.2519/jospt.2007.2283] [PMID]

[16] Lukasiewicz AC, McClure P, Michener L, Pratt N, Sennett B. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1999; 29(10):574-83. [DOI:10.2519/jospt.1999.29.10.574] [PMID]

[17] Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. Physical Therapy. 2000; 80(3):276-91. [DOI:10.1093/ptj/80.3.276] [PMID]

[18] Hebert LJ, Moffet H, McFadyen BJ, Dionne CE. Scapular behaviour in shoulder impingement syndrome. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2002; 83(1):60-9. [DOI:10.1053/apmr.2002.27471] [PMID]

[19] Warner JJP, Micheli LJ, Arslanian LE, Kennedy J, Kennedy R. Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome. A study using Moiré topographic analysis. Clinical Orthopaedics and Related Research. 1992; 285:191-9. [DOI:10.1097/00003086-199212000-00024]

[20] Morrow MMB, Kaufman KR, An KN. Scapular kinematics and associated impingement risk in manual wheelchair users during propulsion and during a weight relief lift. Clinical Biomechanics. 2011; 26(4):352-7. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2010.12.001] [PMID] [PMCID]

[21] Zhao KD, van Straaten MG, Cloud BA, Morrow MM, An KN, Ludewig PM. Scapulothoracic and glenohumeral kinematics during daily tasks in users of manual wheelchairs. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2015; 3:1-10. [DOI:10.3389/fbioe.2015.00183] [PMID] [PMCID]

[22] Raina S, McNitt-Gray JL, Mulroy S, Requejo PS. Effect of increased load on scapular kinematics during manual wheelchair propulsion in individuals with paraplegia and tetraplegia. Human Movement Science. 2012; 31(2):397-407. [DOI:10.1016/j.humov.2011.05.006] [PMID]

[23] Nawoczenski DA, Clobes SM, Gore SL, Neu JL, Olsen JE, Borstad JD, et al. Three-dimensional shoulder kinematics during a pressure relief technique and wheelchair transfer. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2003; 84(9):1293-300. [DOI:10.1016/S0003-9993(03)00260-0]

[24] Finley MA, Mcquade KJ, Rodgers MM. Scapular kinematics during transfers in manual wheelchair users with and without shoulder impingement. Clinical Biomechanics. 2005; 20(1):32-40. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2004.06.011] [PMID]

[25] Riek LM, Ludewig PM, Nawoczenski DA. Comparative shoulder kinematics during free standing, standing depression lifts and daily functional activities in persons with paraplegia: Considerations for shoulder health. Spinal Cord. 2008; 46(5):335-43. DOI:10.1038/sj.sc.3102140] [PMID]

[26] Hurd WJ, Morrow MM, Kaufman KR, An KN. Biomechanic evaluation of upper extremity symmetry during manual wheelchair propulsion over varied terrain. Archives of

Physical Medicine and Rehabilitation. 2008; 89(10):1996-2002. [DOI:10.1016/j.apmr.2008.03.020] [PMID] [PMCID]

[27] Fay BT, Boninger ML, Fitzgerald SG, Souza AL, Cooper RA, Koontz AM. Manual wheelchair pushrim dynamics in people with multiple sclerosis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2004; 85(6):935-42. [DOI:10.1016/j.apmr.2003.08.093] [PMID]

[28] Vegter RJ, Lamoth CJ, De Groot S, Veeger DH, Van der Woude LH. Variability in bimanual wheelchair propulsion: Consistency of two instrumented wheels during handrim wheelchair propulsion on a motor driven treadmill. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2013; 10(1):1-11. [DOI:10.1186/1743-0003-10-9] [PMID] [PMCID]

[29] Stephens CL, Engsberg JR. Comparison of overground and treadmill propulsion patterns of manual wheelchair users with tetraplegia. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology. 2010; 5(6):420-7. [DOI:10.3109/17483101003793420] [PMID]

[30] Schnorenberg AJ, Slavens BA, Wang M, Vogel LC, Smith PA, Harris GF. Biomechanic model for evaluation of paediatric upper extremity joint dynamicsduring wheelchair mobility. Journal of Biomechanics. 2014; 47(1):269-76. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2013.11.014] [PMID] [PMCID]

[31] Soltau SL, Slowik JS, Requejo PS, Mulroy SJ, Neptune RR. An investigation of bilateral symmetry during manual wheelchair propulsion. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2015; 3:1-6. [DOI:10.3389/fbioe.2015.00086] [PMID] [PMCID]

[32] Dec KL, Sparrow KJ, McKeag DB. The physically challenged athlete: medical issues and assessment. Sports Medicine. 2000; 29(4):245-58. [DOI:10.2165/00007256-200029040-00003] [PMID]

[33] Aydan A, Aslican Z, Nihan O P, Ayca A T, Nevin E. Scapular resting position, shoulder pain and function in disabled athletes. Prosthetics and Orthotics International. 2015; 39(5):390-6. https://journals.sagepub.com/doi/full/10.1177/0309364614534295

[34] Wylie EJ, Chakera TM. Degenrative joint abnormalities in patients with paraplegia of duration greater than 20 years. Paraplegia. 1988; 26(2):101-6. [DOI:10.1038/sc.1988.20] [PMID]

[35] McDonell MK, Sahrmann SA, Van Dillen L. A specific exercise program and modification of postural alignment for treatment of cervicogenic headache: A case report. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2005; 30(1):3-15. [DOI:10.2519/jospt.2005.35.1.3] [PMID]

[36] Andrade GT, Azevedo DC, De Assis Lorentz I, Galo Neto RS, Sadala Do Pinho V, Ferraz Gonçalves RT, et al. Influence of scapular position on cervical rotation range of motion.Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2008; 38(11):668-73. [DOI:10.2519/jospt.2008.2820] [PMID]

[37] Johnson MP, McClure PW, Karduna AR. New method to assess scapular upward rotation in subjects with shoulder pathology. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2001; 31(2):81-9. [DOI:10.2519/jospt.2001.31.2.81] [PMID]

[38] Struyf F, Nijs J, De Graeve J, Mottram S, Meeusen R. Scapular positioning in overhead athletes with and without shoulder pain: A case-control study. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 2011; 21(6):809-18. [DOI:10.1111/j.1600-0838.2010.01115.x] [PMID]

[39] Kaupang K. Get Moving: Exercise and SCI [Internet]. 2013 [Updated 2013 February 12]. Available from: https://sci.washington.edu/info/forums/reports/exercise_2013.asp

[40] Linda S. ACSM's guidelines for exercise testing and prescription. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins Health; 2014. https://books.google.com/books?id=TtiCAwAAQBAJ&printsec

[41] Witwer A, Sauers EL. Clinical measures of shoulder mobil- ity in college water-polo players. Journal of Sport Rehabilitation. 2006;15(1):45-57. [DOI:10.1123/jsr.15.1.45]

[42] Yoshizaki K, Hamada J, Tamai K, Sahara R, Fujiwara T, Fujimoto T. Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevation and lowering: Comparison of dominant and nondominant shoulders. ournal of Shoulder and Elbow Surgery. 2009; 18(5):756-63. [DOI:10.1016/j.jse.2009.02.021] [PMID]

[43] Matsuki K, Matsuki KO, Mu S, Yamaguchi S, Ochiai N, Sasho T, et al. In vivo 3- dimensional analysis of scapular kinematics: comparison of dominant and nondominant shoulders. Journal of Shoulder and Elbow Surgery. 2011; 20(4):659-65. [DOI:10.1016/j.jse.2010.09.012] [PMID]

[44] Morais NV, Pascoal AG. Scapular positioning assessment: Is side-to-side comparison clinically acceptable? Manual Therapy. 2013; 18(1):46-53. [DOI:10.1016/j.math.2012.07.001] [PMID]

[45] Hosseinimehr SH, Anbarian M, Norasteh AA, Fardmal J, Khosravi MT, The Comparison of scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm between dominant and nondominant shoulder in male overhead athletes and non-athletes. Manual Therapy. 2015; 20(6):758-62. [DOI:10.1016/j.math.2015.02.010]

[46] Nodehi Moghadam A, Ashrafi Z. [Comparison of scapular position in two dominant and non-dominant organs in healthy girls (Persain)]. Journal of Rehabilitation. 2007; 8(3):39-44. http://rehabilitationj.uswr.ac.ir/article-1-180-en.html

[47] Azarsa MH, Shadmehr A, Jalaei SH. [The relationship between body mass index and exercise history in Scapular kinematics in healthy basketball men (Persain)]. Physical Treatments Journal. 2014; 3(4)9-15.

[48] Yano Y, Hamada J, Tamai K, Yoshizaki K, Sahara R, Fujiwara T, et al. Different scapular kinematics in healthy subjects during arm elevation and lowering: glenohumeral and scapulothoracic patterns. Journal of Shoulder and Elbow Surgery. 2010; 19(2):209-15. [DOI:10.1016/j.jse.2009.09.007] [PMID]

[49] Lee SK, Yang DS, Kim HY, Choy WS. A comparison of 3D scapular kinematics between dominant and nondominant shoulders during multiplanar arm motion. Indian Journal of Orthopaedics. 2013; 47(2):135-42. [DOI:10.4103/0019-5413.108882] [PMID] [PMCID]

[50] Barry S. Mason BS, Vegter RJK, Paulson TAW, Morrissey D, van der Scheer JW, et al. Bilateral scapular kinematics, asymmetries and shoulder pain in wheelchair athletes. Gait & Posture. 2018; 65:151-6. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.07.170] [PMID]

[51] Martin BW, Wilson D, Markus OH, Dan W, Peter W, Sarah M, et al. Scapular kinematics in professional wheelchair tennis players. Clinical Biomechanics. 2018; 53:7-13. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2018.01.022] [PMID]

[52] Nodehi Moghadam A, Ebrahimi E, Aivazi M, Salavati M. [Comparison of the position and direction of three-dimensional scapular positioning in patients with shoulder impingement syndrome and healthy controls (Persain)]. Journal of Rehabilitation. 2006; 7(1):14-21. https://www.sid.ir/fa/journal/ViewPaper.aspx?ID=44427

[53] Keshavarz R, Shakeri H, Arab AM, Ashrafi H, Talim Khani A. Scapular position and orientation during abduction, flexion and scapular plane elevation phase. Iranian Rehabilitation Journal. 2014; 12(19):22-30. http://irj.uswr.ac.ir/article-1-322-en.html

[54] Keshavarz R, Shakeri H, Arab AM, Gholamian M, Tabatabaei Ghomsheh F, Raeisosadat A. [Comparison of scapular rotational movements between patients with impingement Shoulder syndrome and healthy people in lifting the arm on the Scapular plate using acromion cluster marker (Persain)]. Archives of Rehabilitation. 2012; 12(4):67-74. https://rehabilitationj.uswr.ac.ir/article-1-1021-fa.html

[55] Nazarymoghadam S, Nodehimoghadam A, Arab AM, Zeinalzade A. [A comparison between females with and without general hypermobility syndrome in arm elevation (Persain)]. Journal of Rehabilitation. 2010; 11(2):82. http://ensani.ir/file/download/article/20101004171426

[56] Burkhat SS, Morgan CD, Kibler WB. The disabled throwing shoulder: Spectrum of pathology. Part III: The SICK scapula, scapular dyskinesis, the chain, and rehabilitation. Arthroscoov. 2003; 19(6):641-61. [DOI:10.1016/S0749-8063(03)00389-X]

[57] Wang J, Sainburg R. The dominant and nondominant arms are specialized for stabilizing different features of task performance. Experimental Brain Research. 2007; 178(4):565-70. [DOI:10.1007/s00221-007-0936-x] [PMID]

[58] Sale D, MacDougall D. Specificity in strength training: A review for the coach and athlete. Journal Canadien Des Sciences Appliquées Au Sport. 1986; 6(2):87-92. [PMID]

[59] Bunch WH, Siegel IM. Scapulothoracic arthrodesis in facioscapulohumeral muscular dystrophy. Review of seventeen procedures with three to twenty-one-year follow-up. Journal of Bone and Joint Surgery. 1993; 75(3):372-6. [DOI:10.2106/00004623-199303000-00008] [PMID]

[60] Hrysomallis C, Goodman C. A review of resistance exercise and posture realignment. The Journal of Strength and Conditioning Research. 2001; 15(3):385-90. [DOI:10.1519/1533-4287(2001)0152.0.CO;2] [PMID]