

Research Paper

Acute Effect of Static and Dynamic Stretching on Activating Scapular Stabilizer Muscles During Pull-Up Movement in Gymnasts



*Omid Kazemi¹, Amir Letafatkar¹, Seyed Sadroddin Shojaedin¹, Maliheh Hadadnezhad¹

1. Department of Biomechanics and Sport Injury, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.



Citation Kazemi O, Letafatkar A, Shojaedin SS, Hadadnezhad M. [Acute Effect of Static and Dynamic Stretching on Activation of Scapular Stabilizer Muscles During Pull-up Movement in Gymnasts (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2024; 13(2):444-461. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.2.3104>

doi <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.2.3104>

ABSTRACT

Background and Aims Today, there is an argument about the effect of various stretching movements on the performance of athletes. Therefore, this study investigated the acute effect of static and dynamic stretching on muscle activity and co-contraction of scapular stabilizer muscles during pull-ups in gymnasts.

Methods According to the inclusion and exclusion criteria, 15 professional gymnasts with a mean age of 23.25±2.57 years, height of 170.93±5.88 cm, and weight of 64.54±5.06 kg were selected as research samples and divided into three subgroups (each with 5 athletes). In the pre-test, subjects performed pull-up activity, and muscle activities of the serratus anterior, upper trapezius, middle trapezius, and lower trapezius muscles were measured using a biometric electromyography device. Then, each subgroup performed a different stretching protocol in each session, and a post-test was conducted like the pre-test. Repeated measures analysis of variance, the Bonferroni post hoc test, and the paired t test were used to test the study hypotheses.

Results The results showed that static and dynamic stretching caused a significant decrease and increase in muscle activity in both concentric and eccentric phases, respectively. Also, the results showed that dynamic stretch caused a reduction in co-contraction of the serratus anterior and middle trapezius muscles in both concentric and eccentric phases. In addition, there is a significant difference between the effect of static and dynamic stretch and between dynamic stretch and control on the co-contraction of the serratus anterior and middle trapezius muscles in the concentric and eccentric phases.

Conclusion The results showed that the co-contraction of the serratus anterior and middle trapezius muscles decreased after using dynamic stretching. Therefore, considering the importance of muscle co-contraction in the occurrence of shoulder joint injuries and preventing injuries in the shoulder joint of gymnasts, it is suggested that coaches and gymnasts use dynamic stretching exercises more carefully.

Keywords Static stretch, Dynamic stretch, Co-contraction, Gymnastic

Received: 14 Aug 2022

Accepted: 31 Aug 2022

Available Online: 21 May 2024

* Corresponding Author:

Omid Kazemi, PhD.

Address: Department of Biomechanics and Sport Injury, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

Tel: +98 (935) 6422070

E-Mail: okazemi98@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.

Extended Abstract

Introduction

The number of muscles involved and the degrees of freedom of movement have made the study of movement control of the shoulder girdle extremely difficult. Meanwhile, improper contraction of the two scapular forces, including the lower and middle trapezius along with the serratus anterior muscle, causes the upper trapezius and latissimus dorsi muscles to predominate in the compensatory position and change the movement pattern.

Because they are easy and safe, static stretching exercises are widely used in athletes' warm-up programs. On the other hand, dynamic stretching is defined as a controlled movement within the active range of motion of the joint during movement. However, it cannot be expanded more than the individual's ability. Previous research showed that static and dynamic stretching exercises decrease and increase muscle performance and strength, respectively. It is assumed that increasing and decreasing changes in dynamic and static stretching in the muscle activity of antagonist muscles can affect the agonist muscles by decreasing and increasing muscle activity. Therefore, the present study aimed to investigate the acute effect of static and dynamic stretching on muscle activity and co-contraction of shoulder stabilizer muscles in concentric and eccentric phases during the gymnasts' push-up movement.

Materials and Methods

The current research was a crossover quasi-experimental study with a pre-test-post-test design. The research subjects were 15 professional gymnasts (mean age: 23.25 ± 2.57 years) from Tehran and Karaj cities, Iran, selected using random sampling. The subjects were divided into three subgroups and participated in three training sessions. At the beginning of each session, the muscle activities of the serratus anterior, upper trapezius, middle trapezius, and lower trapezius muscles were recorded using a biometric electromyography device. Next, in each session, each subgroup performed a different stretching exercise program, and at the end of the training session, the muscle activity of the mentioned muscles was recorded again.

Results

The repeated measures analysis of variance showed that the interactive effect of time \times stretch and the stretching effect were significant in both concentric and eccentric phases. The paired t test results showed that the effects

of static and dynamic stretching on muscle activity in the concentric and eccentric phases were decreasing and increasing, respectively. Also, the amount of co-contraction of the serratus anterior-middle trapezius muscles decreased after dynamic stretching in both concentric and eccentric phases. In addition, the post hoc test results showed significant differences between the effect of static stretching, dynamic stretching, and control on muscle activity and co-contraction (Table 1).

Conclusion

The present research results supported the hypothesis that static stretching decreases muscle activity and dynamic stretching increases muscle activity. Possible mechanisms of improved muscle performance after dynamic stretching are related to increased muscle and body temperature, post-activation potentiation in the stretched muscle, stimulation of the nervous system, and decreased inhibition of antagonist muscles. Also, two mechanisms have been proposed to reduce the effect of static stretching. The first mechanism refers to mechanical factors, such as reducing muscle-tendon stiffness, which may affect the muscle length-tension relationship and sarcomere shortening speed, and the second mechanism refers to neurological factors, such as reduced muscle activation.

Research has shown that the changes in the stiffness of the muscle-tendon unit may affect the force transmission, the speed of force transmission, and the speed of detecting changes in the length or tension of the muscle. Also, more laxity of the parallel and series elastic components can increase the electromechanical delay by slowing down the time between the kinetics of myofilament cross-bridges. In addition, a stretched muscle due to an acute static stretch can have undesirable cross-bridge overlap, reducing muscle force output according to the length-tension relationship.

The results showed that the static stretching protocols have a decreasing effect, and dynamic stretching has an increasing effect on the muscle activity in gymnasts. Also, the co-contraction between the serratus anterior and the middle trapezius muscles was disrupted after dynamic stretching. Therefore, the hypothesis of the harmfulness of static stretching and the usefulness of dynamic stretching before performing sports, confirmed by previous research, is rejected. So, to prevent sports injuries of the shoulder girdle due to muscle co-contraction disruption during push-up movement, it is suggested that gymnastic coaches and athletes adjust the stretching in the warm-up program depending on the sports performance needs.

Table 1. The Mean and Standard Deviation of the Pre-test, Post-test, the Value of t Tests, Interactive F, Stretching F, and Post Hoc Tests for Muscle Activity And Co-Contraction

Phase	Stretch	Mean±SD		T-test		Interactive F		Stretching F		Post Hoc			
		Pre-test	Post-test	t	Sig.	F	Sig.	F	Sig.	S			
										D	C	C	
SA	Con	S	46.33±18.44	38.66±12.15	2.82	0.014*							
		D	46.46±17.48	51.40±14.27	-2.05	0.006*	12.04	0.001†	16.89	0.001†	0.001‡	0.017‡	0.105
		C	46.33±17.06	46.44±17.82	-0.32	0.754							
	Ecc	S	41.19±14.27	35.98±12.93	4.15	0.001*							
		D	41.19±13.51	44.87±14.49	-4.29	0.001*	27.69	0.001†	12.95	0.001	0.001‡	0.078	0.206
		C	41.19±12.32	40.93±12.40	0.57	0.574							
UT	Con	S	24.69±8.97	20.20±7.07	4.74	0.001*							
		D	24.29±8.15	39.48±12.07	-4.52	0.001*	29.49	0.001†	25.04	0.001†	0.001‡	0.006‡	0.003‡
		C	25.22±8.35	25.31±8.51	-0.51	0.615							
	Ecc	S	21.17±7	17.57±3.96	2.49	0.026*							
		D	21.24±6.32	45.61±14.59	-6.83	0.001*	51.57	0.001†	49.77	0.001†	0.001‡	0.332	0.001‡
		C	21.17±6.37	20.97±6.46	1.44	0.171							
MT	Con	S	24.23±10.45	21.09±10.19	2.44	0.028*							
		D	24.23±10.56	45.17±16.99	4.72	0.001*	29.31	0.001†	28.44	0.001†	0.001‡	0.057	0.001‡
		C	24.36±10.67	24.13±11.23	0.65	0.522							
	Ecc	S	25.21±10.45	22.12±10.54	3.92	0.002*							
		D	24.99±9.93	59.25±19.99	7.56	0.001*	62.02	0.001†	61	0.001†	0.001‡	0.020‡	0.001‡
		C	25.52±10.10	25.56±9.9	-0.10	0.916							
LT	Con	S	40.03±19.11	32.33±15.69	5.02	0.001*							
		D	48.03±17.97	51.33±14.81	-1.45	0.169	27.75	0.001†	20.35	0.001†	0.001‡	0.002‡	0.258
		C	47.10±18.85	47.08±17.90	0.05	0.955							
	Ecc	S	51.54±16.77	29.31±14.69	6.63	0.001*							
		D	51.54±16.30	54.46±15.09	-2.84	0.013*	51.11	0.001†	36.64	0.001†	0.001‡	0.001‡	0.704
		C	51.54±16.83	51.60±16.46	-0.07	0.941							
SA-MT	Con	S	95.95±47.14	89.70±20.58	0.41	0.684							
		D	96.04±47.25	66.66±21.66	2.90	0.012*	3.84	0.033†	3.76	0.036†	0.006‡	0.100	0.041‡
		C	95.89±47.16	95.43±45.22	0.91	0.376							
	Ecc	S	87.32±34.42	79.26±24.19	0.60	0.555							
		D	87.32±34.42	54.05±25.20	4.07	0.001*	5.88	0.018†	6.01	0.017†	0.024‡	0.100	0.003‡
		C	87.40±34.47	87.57±34.06	0.48	0.632							

Phase	Stretch	Mean±SD		T-test		Interactive F		Stretching F		Post Hoc		
		Pre-test	Post-test	t	Sig.	F	Sig.	F	Sig.	S		
										D	C	C
UT-LT	S	97.68±44.97	113.35±41.38	-1.51	0.153							
	Con	94.35±32.46	117.29±35.13	-2.56	0.023*	3.12	0.064	0.33	0.678	-	-	-
	C	99.13±45.68	97.86±44.97	0.35	0.730							
	S	111.29±38.88	117.26±36.18	-0.68	0.502							
	Ecc	113.16±33.22	85.60±42.80	1.53	0.147	2.64	0.094	1.64	0.212	-	-	-
	C	112.63±29.97	113.29±31.55	0.16	0.869							

Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

Abbreviations: S: static; D: dynamic; C: control; SA: serratus anterior; UT: upper trapezius; MT: middle trapezius; LT: lower trapezius; Con: concentric; Ecc: eccentric.

*Significance of T test, †Significance of interactive F test, ‡Significance of F test

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

The ethical principles were observed in the article, such as obtaining the informed consent of the participants, the confidentiality of information, and the authorization of the participants to cancel their participation in the research. Ethical approval was obtained from the Research Ethics Committee of the [Sports Science Research Institute](#) (Code: IR.SSRC.REC.1399.136).

Funding

This study was extracted from the PhD thesis of the first author at the Department of Physical Education and Sports Sciences of [Kharazmi University](#) of Tehran.

Authors' contributions

All authors equally contributed to preparing this article.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

Thanks and appreciation to all people who helped us in doing this research and to [Kharazmi University](#) of Tehran for supporting the implementation of the testing project.

This Page Intentionally Left Blank



مقاله پژوهشی

اثر حاد کشش ایستا و پویا بر فعالیت عضلات ثبات‌دهنده کتف حین حرکت بارفیکس در ژیمناستیک کاران

* امید کاظمی^۱، امیر لطافت کار^۱، سید صدرالدین شجاع‌الدین^۱، ملیحه حدادنژاد^۱

۱. گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

Use your device to scan and read the article online



Citation Kazemi O, Letafatkar A, Shojaedin SS, Hadadnezhad M. [Acute Effect of Static and Dynamic Stretching on Activation of Scapular Stabilizer Muscles During Pull-up Movement in Gymnasts (Persian)] *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2024; 13(2):444-461. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.2.3104>

doi <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.2.3104>

چکیده

مقدمه و اهداف امروزه در مورد اثر گذاری انواع حرکات کششی بر عملکرد ورزشکاران اختلاف نظر وجود دارد. بنابراین هدف تحقیق حاضر بررسی اثر حاد کشش ایستا و پویا بر فعالیت عضلاتی و هم‌انقباضی عضلات ثبات‌دهنده کتف حین حرکت بارفیکس در ژیمناستیک کاران بود.

مواد و روش‌ها باتوجه به معیارهای ورود و خروج از تحقیق ۱۵ نفر ژیمناستیک‌کار حرفه‌ای با میانگین سنی (۲۲/۲۵±۲/۵۷)، میانگین قدی (۱۷۰/۹۳±۵/۸۸) و میانگین وزنی (۶۴/۵۴±۵/۰۶) به عنوان نمونه‌های تحقیق انتخاب و در سه زیرگروه ۵ نفره تقسیم شدند. در پیش‌آزمون، آزمودنی‌ها حرکت بارفیکس را اجرا کردند و فعالیت عضلاتی عضلات دندانه‌ای قدامی، دوزنقه فوقانی، دوزنقه میانی و دوزنقه تحتانی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی بایومتریک اندازه‌گیری شد. سپس هر زیرگروه در هر جلسه یک برنامه کششی متفاوت با جلسه قبلی را اجرا کرد و پس از آزمون مشابه پیش‌آزمون اجرا شد. از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر، آزمون تعقیبی بونفرونی و آزمون تی زوجی برای آزمون فرضیه‌ها استفاده شد.

یافته‌ها نتایج تحقیق نشان داد کشش ایستا و پویا باعث کاهش و افزایش معنادار فعالیت عضلاتی در دو فاز کانسنتریک و اکسنتریک شدند. همچنین، نتایج نشان داد کشش پویا به کاهش معنادار هم‌انقباضی عضلات دندانه‌ای قدامی و دوزنقه میانی در دو فاز کانسنتریک و اکسنتریک منجر شد. به علاوه، تفاوت معناداری بین اثر کششی ایستا و اثر کششی پویا و بین اثر کششی پویا و کنترل بر هم‌انقباضی عضلات دندانه‌ای قدامی و دوزنقه میانی در دو فاز کانسنتریک و اکسنتریک مشاهده شد.

نتیجه‌گیری نتایج تحقیق نشان داد هم‌انقباضی بین عضلات دندانه‌ای قدامی و دوزنقه میانی پس از اعمال کشش پویا کاهش یافت. بنابراین، باتوجه به اهمیت هم‌انقباضی عضلاتی در بروز آسیب‌های مفصل شانه و با هدف پیشگیری از بروز آسیب در مفصل شانه ژیمناستیک کاران، به مربیان و ورزشکاران ژیمناستیک پیشنهاد می‌شود تمرینات کششی پویا را با فاصله بیشتری نسبت به تمرین و مسابقه به کار بگیرند.

کلیدواژه‌ها کشش ایستا، کشش پویا، هم‌انقباضی، ژیمناستیک

تاریخ دریافت: ۲۳ مرداد ۱۴۰۱

تاریخ پذیرش: ۰۹ شهریور ۱۴۰۱

تاریخ انتشار: ۰۱ خرداد ۱۴۰۳

* نویسنده مسئول:

امید کاظمی

نشانی: تهران، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی.

تلفن: ۰۲۰۷۰۶۴۲۲۰۹۸ (۹۳۵) ۹۸

رایانامه: yahoo.com@okazemi۹۷



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

بیومکانیک، تغییرات آناتومیکی آکرومیون^{۱۳} یا بازو، آسیب‌های حاد یا مزمن و مشکلات یا ضعف‌های عضلات روتاتور کاف^{۱۴} و نقص‌های پاسچرال می‌باشند [۵، ۶].

نقص‌های بیومکانیکی شامل حرکات یا نیروهایی منحرف‌شده از وضعیت نرمال می‌باشد که باعث افزایش بار بر روی بافت‌ها می‌شود [۵]. اگر این بافت‌هایی که تحت بار قرار گرفته‌اند در مدیریت بار وارد شده بر آن‌ها و سازگار شدن با بار وارده ناتوان باشند، آسیب اتفاق خواهد افتاد [۵]. تغییرات عصبی-عضلانی به شکل ویژه‌ای مشکل‌ساز هستند، زیرا می‌توانند در زمان‌بندی فعالیت و همکاری عضلات که برای حرکات در کمر بند شانه‌ای بسیار مهم هستند مداخله داشته باشند [۷]. اختلال در زمان‌بندی به کارگیری عضلات احتمالاً با تغییر در حرکت سه‌بعدی کتف یا جهت‌گیری شانه در بروز آسیب شانه مشارکت دارند [۷]. اگرچه عضلات متعددی در حرکات سه‌بعدی اطراف شانه مشارکت دارند، کاهش فعالیت عضله تراپزیوس تحتانی در این افراد مشاهده شده است که معمولاً در ترکیب با فعالیت بیش از حد عضله تراپزیوس فوقانی و غالب شدن این عضله می‌باشد [۵]. این شرایط می‌تواند باعث بلند شدن ترقوه و افزایش تیلت قدامی در مفصل کتفی شانه‌ای شود و به اختلال در فعالیت عضلات روتاتور کاف طی الیوشن^{۱۵} شانه منجر گردد [۶].

گرم کردن قبل از شروع فعالیت‌های بدنی امری معمول می‌باشد و به دلیل پتانسیل آن در بالا بردن عملکرد و جلوگیری از بروز آسیب، در پژوهش‌های قبلی حمایت شده است [۸]. گرم کردن به‌طور معمول شامل یک فعالیت هوازی زیربیشینه، حرکات کششی و فعالیت‌های ویژه ورزشی می‌باشد [۹]. حرکات کششی به‌وسیله یک نیروی خارجی یا داخلی و با هدف افزایش دامنه حرکتی مفصل و انعطاف‌پذیری اجرا می‌شوند [۹]. انواع مختلفی از تمرین‌های کششی وجود دارد که مطابق با ترجیح فردی ورزشکاران یا مربیان استفاده می‌شوند [۱۰]. به‌دلیل آسان و ایمن بودن در کاربرد، تمرین کشش ایستا^{۱۶} در رده اول استفاده ورزشکاران بوده و به شکل گسترده‌ای در میان ورزشکاران به کار گرفته می‌شود [۱۰].

کشش ایستا به‌عنوان کشش غیرفعال واحد تاندونی-عضلانی معین، با قرار دادن آهسته در یک موقعیت حداکثر کشش و نگهداشتن آن برای مدت‌زمان طولانی تعریف شده است [۱۱]. در مقابل، کشش پویا^{۱۷} به‌عنوان حرکتی کنترل‌شده در محدوده دامنه حرکتی فعال مفصل در حین حرکت تعریف می‌شود، اما بیشتر از قابلیت توسعه‌پذیری فرد قابل‌گسترش نیست [۱۱]. تحقیقات متعدد نتایج ضد و نقیضی را در مورد اثرگذاری حرکات

در وضعیت‌های نرمال، هر مفصل در کمر بند شانه‌ای به شکل منسجم و هماهنگ و با پیروی از یک الگوی حرکتی خاص عمل می‌کند و به اندام فوقانی اجازه می‌دهد چندین عملکرد حرکتی را انجام دهد بدون اینکه یکپارچگی مجموعه را به خطر بیندازد [۱]. عضلات متصل به استخوان کتف که حرکت مفصل کتفی-سینه‌ای را کنترل می‌کنند، نقش پایه‌ای در چگونگی عملکرد شانه یا به شکل مناسب‌تر چگونگی عملکرد بهتر شانه بازی می‌کنند [۲]. اختلال عملکرد یا مهار هر یک از این عضلات می‌تواند موقعیت گلتوئید^۱ را به‌طور معناداری تغییر دهد که این تغییر موقعیت احتمالاً قرارگیری مناسب و مرکزگرایی سر استخوان بازو درون مفصل گلتوئیدومرال^۲ را تغییر می‌دهد [۲].

عدم تعادل عضلانی در سبب‌شناسی اختلالات شانه همچون دیسکنزیبای کتف^۳ و ایمپینجمنت شانه^۴ بسیار مهم است و عضلات ثبات‌دهنده کتف نسبت به حرکت‌دهنده‌های اصلی کتف و شانه دچار اختلال می‌شوند [۳]. به‌علاوه، گروه‌های عضلانی بزرگ همچون ذوزنقه فوقانی^۵، سینه‌ای بزرگ^۶، دلتوئید قدامی^۷ و خلفی^۸ و پشتی بزرگ^۹ معمولاً عضلات هدف در برنامه‌های تمرینی با هدف دستیابی به قدرت و هایپرتروفی هستند، در حالی که از عضلات ثباتی همچون ذوزنقه میانی^{۱۰} و تحتانی^{۱۱} و عضله دندانه‌ای قدامی^{۱۲} غافل می‌شوند [۳]. این در حالی است که انقباض نامناسب جفت نیروهای کتف شامل تراپزیوس تحتانی و میانی همراه با عضله دندانه‌ای قدامی باعث می‌شود عضلات تراپزیوس فوقانی و پشتی بزرگ در وضعیت جبرانی غالب شود و الگوی حرکتی را تغییر دهند [۲].

به شکل سنتی، تمرین بارفیکس با هدف ارزیابی میزان آمادگی جسمانی در جوانان به کار گرفته می‌شود [۴]. در نگاه اول، بارفیکس معمول برای اجرا بسیار ساده می‌باشد. با این حال، نیاز مکانیکال عضلانی در مجموعه شانه می‌تواند بسیار پیچیده باشد و با وجود آشنایی محققین علوم حرکت و متخصصین آمادگی جسمانی با حرکت بارفیکس، اطلاعات موجود در زمینه عضلات فعال و الگوهای فعال‌سازی عضلانی در حرکت بارفیکس بسیار کم می‌باشد [۴]. مکانیسم‌های مختلفی برای آسیب‌های اسکلتی-عضلانی شانه پیشنهاد شده است که شامل نقص‌های

1. Glenoid
2. Glenohumeral
3. Scapular dyskinesis
4. Shoulder impingement
5. Upper trapezius
6. Pectoralis major
7. Anterior deltoid
8. Posterior deltoid
9. Latissimus dorsi
10. Middle trapezius
11. Lower trapezius
12. Serratus anterior

13. Acromion
14. Rotator cuff
15. Elevation
16. Static stretching
17. Dynamic stretching

کششی ایستا و پویا بر عملکرد عضلات گزارش داده‌اند [۸، ۱۰، ۱۲].

کاظمی و همکاران در تحقیق خود با هدف ارزیابی اثر حاد پروتکل‌های کششی بر فعالیت عضلات مفصل شانه بازیکنان حرفه‌ای تنیس روی میز که در آن اثر حاد کشش ایستا و پویا در چهار زمان مختلف پس از اجرای پروتکل‌ها (فوراً بعد از کشش، ۱۰ دقیقه بعد از کشش، ۲۰ دقیقه بعد از کشش و ۳۰ دقیقه بعد از کشش) بر روی عضلات حین اجرای دو تکنیک فورهند^{۱۸} و بک هند^{۱۹} سنجیده شد، نشان می‌دهد در فعالیت عضلانی بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون عضلات مورد اندازه‌گیری تفاوت معناداری وجود دارد. همچنین نتایج نشان داد بین اثر پروتکل‌های کشش ایستا و پویا بر فعالیت عضلات تفاوت معناداری وجود دارد. نتایج این تحقیق نشان داد پروتکل‌های کشش ایستا و پویا تا ۳۰ دقیقه پس از اجرای پروتکل‌ها، به ترتیب اثر کاهشی و افزایشی بر فعالیت عضلات مفصل شانه دارند [۱۲]. باین‌حال در پیشینه، برخی گزارشات اختلال در عملکرد بعد از اجرای تمرینات کششی پویا را نشان داده‌اند [۱۳].

در تحقیقات متعددی کشش پویا باعث کاهش نرخ بروز آسیب و بهبود اجرای ورزشی پس از کشش شده است [۱۴]. مک کراری^{۲۰} و همکاران در سال ۲۰۱۵ در تحقیق بازنگری خود بیان کردند خلأ واضح علمی در پیشینه گرم کردن بالاتنه، کمبود تحقیقاتی است که اثر تمرینات گرم کردن بر روی پیشگیری از بروز آسیب در اندام فوقانی را ارزیابی کرده‌اند [۸]. در نهایت تحقیقات انجام‌شده در زمینه اثر تمرینات کششی بر نرخ بروز آسیب، محدودیت‌های اجرایی داشته‌اند که اظهار نظر در مورد اینکه تمرینات کششی به‌ویژه تمرینات کشش قبل از فعالیت، اثر کاهشی در بروز آسیب داشته‌اند را سخت می‌کند [۱۴]. از طرفی دیگر، با بررسی بیشتر مطالعات گذشته، مشخص شد ارزیابی اثرات تمرینات کششی فقط در عضلات کشیده‌شده انجام شده بود، در حالی که کاملاً واضح است که در طول فعالیت ورزشی هم‌انقباضی عضله مخالف برای پیشگیری از وارد شدن بار اضافه بر مفصل و بروز آسیب معمول می‌باشد [۱۰].

به عبارت دیگر، نیروی نهایی خارجی مستقیماً متناسب با نیروی تولیدی توسط عضله موافق و به‌طور غیرمستقیم متناسب با نیروی تولیدی عضله مخالف می‌باشد. براساس نتایج تحقیقات گذشته که نشان دادند کشش ایستا و پویا عملکرد و قدرت عضلات را کاهش و افزایش می‌دهند، می‌توان فرض کرد تغییرات افزایشی کشش پویا و کاهشی کشش ایستا در فعالیت عضلانی عضلات مخالف می‌تواند بر عضلات موافق به شکل کاهش و افزایش فعالیت عضلانی اثرگذار باشند [۱۰].

اثرات این دو نوع برنامه کشش باتوجه به نیازهای ورزشی بر روی فعالیت عضلانی و ریسک فاکتورهای بروز آسیب همچون هم‌انقباضی عضلانی به‌ویژه در اندام فوقانی مورد غفلت تحقیقات پیشین واقع شده است. بنابراین تحقیق حاضر در نظر دارد اثر حاد کشش ایستا و پویا بر فعالیت عضلانی و هم‌انقباضی عضلات ثبات‌دهنده کتف در فازهای کانسنتریک^{۲۱} و اکسنتریک^{۲۲} حین اجرای حرکت بارفیکس ژیمناستیک کاران بررسی کند.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر نیمه‌آزمایشی و طرح استفاده‌شده در این تحقیق، طرح متقاطع با سه زیرگروه و به شکل پیش‌آزمون و پس‌آزمون می‌باشد. مراحل اجرایی تحقیق حاضر، پس از اخذ کد اخلاق آغاز شد. جامعه آماری تحقیق حاضر را ژیمناستیک کاران مرد با دامنه سنی ۱۸ تا ۳۰ سال شهرهای تهران و کرج تشکیل دادند. معیارهای ورود به تحقیق شامل عضو تیم‌های حرفه‌ای ژیمناستیک بودن و دامنه سنی ۱۸ تا ۳۰ سال بود. معیارهای خروج از تحقیق شامل هرگونه وضعیتی که فعالیت بدنی را طی ۶ ماه گذشته به اندازه ۲ روز محدود کرده باشد، شکایت از دردهای عصبی عضلانی در دوره اجرای پژوهش، بی‌حسی و سوزش در اندام فوقانی گردن و پشت در حین اجرای آزمون بارفیکس، مشخص شدن هرگونه آلرژی نسبت به الکترودها یا مارکرها و چسب‌های مورد استفاده بود [۴].

حجم نمونه تحقیق با استفاده از نرم‌افزار جی‌پاور^{۲۳} و باتوجه به تحقیقات گذشته با اندازه اثر ۰/۵، توان آزمون ۰/۸ و سطح معناداری ۰/۰۵، ۱۵ نفر محاسبه شد [۱۵] که از میان افرادی که داوطلبانه برای حضور در تحقیق اعلام آمادگی کردند به صورت هدفمند انتخاب شدند و فرم رضایت‌نامه کتبی را تکمیل کردند. برای کنترل اثر تفاوت‌های فردی، آزمودنی‌ها به ۳ زیرگروه ۵ نفره تقسیم شدند و اندازه‌گیری‌ها طی ۳ جلسه مجزا در روزهای غیرمتوالی و با فاصله ۴۸ ساعته اجرا شد [۱۲]. توضیحات کامل در مورد برنامه گرم کردن و پروتکل‌های کشش داده شد و اطلاعات جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها جمع‌آوری شد. همه آزمودنی‌ها قبل از اجرای پروتکل‌های کشش ۵ دقیقه برنامه گرم کردن عمومی شامل جاگینگ و ۵ دقیقه برنامه گرم کردن اختصاصی ژیمناستیک شامل ۳ دقیقه برنامه‌های پلايومتریک و هاپینگ و ۲ دقیقه تمرینات شکمی بدون حرکات کششی را اجرا کردند [۱۲]. در پیش‌آزمون، آزمودنی‌ها حرکت بارفیکس را اجرا کردند. محل قرارگیری دست و جهت دست در اجرای حرکت بارفیکس مطابق دستورالعمل لوسک و همکاران بود [۱۷].

در فاز شروع، آزمودنی میله افقی را به‌گونه‌ای می‌گرفت که پشت دست‌ها رو به آزمودنی باشد و فاصله دو دست برابر با ۱/۵

21. Concentric
22. Eccentric
23. G-Power

18. Forehand
19. Backhand
20. McCrary

تست‌گیری طی یک جلسه MVC هر عضله به ترتیب اندازه‌گیری شد. هر تست MVC ۵ ثانیه نگهداشته شد و بین هر تکرار ۱ دقیقه استراحت بود. داده‌های حداکثر EMG ثبت‌شده در طول بارفیکس به میانگین حداکثر EMG از ۳ MVC نرمال شد [۲۱]. جهت محاسبه هم‌انقباضی عضلات دندان‌های قدامی-دورنقه میانی و دورنقه فوقانی-دورنقه تحتانی از شاخص زیر استفاده شد [۲۲]. در این شاخص هم‌انقباضی عدد ۱۰۰ درصد نشان‌دهنده فعالیت برابر عضلات موافق و مخالف می‌باشد و عدد (۰/۰) نشان‌دهنده فعالیت صرف عضله موافق می‌باشد. تعاریف عضلات موافق و مخالف اغلب براساس بزرگی فرکانس EMG است، جایی که سیگنال بالاتر بوده به عضله موافق اختصاص داده می‌شد (فرمول شماره ۱) [۲۲].

1.

$$CoA = \frac{sEMG_{antagonist}}{sEMG_{antagonist} + sEMG_{antagonist}} \times 100$$

پروتکل‌های تمرین

پس از ۵ دقیقه برنامه گرم کردن آزمودنی‌ها ۲ دقیقه استراحت داشتند و سپس به پروتکل‌های کشش می‌پرداختند. در پروتکل کشش ایستا، فرد هر حرکت را تا انتهای دامنه حرکتی و تا نقطه احساس ناراحتی^{۲۹} در دو ست ۱۵ ثانیه‌ای با ۱۵ ثانیه استراحت بین حرکات اجرا کرد. برای پروتکل کشش پویا حرکات با ۱۵ تکرار در دامنه بدون درد و با سرعت بالا در دو ست اجرا شد [۱۵]. در پروتکل بدون کشش آزمودنی‌ها پس از برنامه گرم کردن عمومی زمانی حدوداً برابر با زمان پروتکل‌های کشش را استراحت کرده و سپس پس‌آزمون اجرا شد [۱۵].

پروتکل کشش ایستا

آزمودنی در وضعیت نرمال می‌ایستد و با استفاده از دست مخالف سر را به سمت شانه همان دست می‌کشد و ۱۵ ثانیه باید نگهداشته شود. تنه و شانه‌ها باید در وضعیت نرمال باشد و حرکت با آرامی اجرا شود.

آزمودنی در وضعیت نرمال می‌ایستد و دو دست را به بالای سر می‌برد. در وضعیتی که آرنج‌ها کاملاً صاف و کشیده است انگشت‌های دو دست درمیان همدیگر قفل شده و به سمت بالا کشیده می‌شود.

آزمودنی در وضعیت نرمال می‌ایستد و دو دست خود را به ۹۰ درجه فلکشن برده تا دست‌ها جلوی بدن قرار گیرند. سپس با دست مخالف آرنج دست موافق را می‌گیرد و به سمت بدن می‌کشد و نگه می‌داشت.

آزمودنی در وضعیت نرمال می‌ایستد و دست برتر را بالای سر

29. Point of Discomfort (POD)

فاصله بین دو زائده آخرومی باشد. در این وضعیت فرد کاملاً از میله آویزان بود و آرنج‌ها در اکستنشن کامل بود و زانوها ۹۰ درجه خم شده بود. در مرحله اول (درون‌گرا) آزمودنی خود را بالا می‌کشید تا بینی از روی میله افقی رد شود و در ادامه، مرحله دوم (برون‌گرا) اجرا می‌شد و آزمودنی خود را پایین می‌کشید تا به وضعیت استارت برگردد [۴، ۱۷].

هر آزمودنی ۵ بار حرکت را اجرا کرد و ۳ حرکت میانی به‌عنوان حرکات اصلی مدنظر قرار می‌گرفت [۱۸] و فعالیت عضلانی عضلات دورنقه فوقانی، دورنقه میانی، دورنقه تحتانی و دندان‌های قدامی اندام برتر ثبت شد. سپس آزمودنی‌های هر زیرگروه یک پروتکل کشش را اجرا می‌کرد که شامل کشش ایستا، کشش پویا و بدون کشش بود. در جلسه اول زیرگروه شماره ۱ برنامه کشش ایستا، زیرگروه شماره ۲ برنامه کشش پویا، زیرگروه شماره ۳ نقش گروه کنترل را اجرا کردند. در جلسات بعدی برنامه تمام زیرگروه‌ها جابه‌جا می‌شد و در هر جلسه زیرگروه‌ها برنامه‌ای را اجرا کردند که هنوز اجرا نکرده بودند تا جلسه سوم که همه زیرگروه‌ها سه پروتکل را اجرا کرده بودند. در انتهای هر جلسه تمرینی ۵ دقیقه بعد از اجرای پروتکل کشش آزمودنی‌ها حرکت بارفیکس را ۵ بار اجرا کردند و فعالیت عضلانی عضلات کمر بند شانهای به‌عنوان پس‌آزمون ثبت شد [۱۵، ۱۸].

از دستگاه الکترومایوگرافی بیومتریک^{۲۴} ساخت کمپانی بیومتریک انگلیس استفاده شد و چهار کانال EMG^{۲۵} برای ثبت فعالیت عضلانی عضلات دندان‌های قدامی، دورنقه فوقانی، دورنقه میانی و دورنقه تحتانی در اندام برتر به کار گرفته شد. الکترودهای ثابت از نوع فلزی به شکل طولی و در طول فیبر عضلانی بر روی شکم عضلات و با فاصله مرکز تا مرکز هر الکتروود ۲۰ میلی‌متر قرار گرفت [۱۸، ۱۹]. با هدف کاهش مقاومت پوست، موهای محل اتصال الکتروودها اصلاح و به‌وسیله الکل تمیز شد و الکترودهای عضلات دورنقه فوقانی، دورنقه میانی و دورنقه تحتانی مطابق با پیشنهادات SENIAM [۱۸، ۱۹] و الکترودهای عضله دندان‌های قدامی طبق پیشنهادات پارک و یو [۲۰] در محل خود چسبانده شد.

داده‌ها با سرعت نمونه‌گیری ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری شدند. سیگنال‌های خام با استفاده از نرم‌افزار دستگاه بیومتریک Data Lite (کمپانی بیومتریک انگلیس) پردازش و تجزیه و تحلیل شدند. در ادامه با استفاده از نرم‌افزار متلب^{۲۶} داده‌های خام فیلتر و برای اجرای آنالیز حداکثر EMG با استفاده از الگوریتم RMS^{۲۷} تا ۵۰ میلی ثانیه صاف شدند [۱۸، ۲۱]. برای نرمال کردن داده‌ها از روش MVC^{۲۸} استفاده شد. قبل از اجرای پروتکل‌های تمرینی و

24. Biometric
25. Electromyography
26. MATLAB
27. Root Mean Square
28. Maximum voluntary contraction



تصویر ۱. پروتکل تمرینات کشش ایستا

طب توانبخشی

-آزمودنی در وضعیت نرمال می‌ایستد و دست‌ها صاف کنار بدن بود. دست‌ها هم‌زمان به بالای سر برده می‌شدند تا در بالای سر دست‌ها به همدیگر برسند و انگشتان کشیده و به سمت بالا باشند. سپس به وضعیت اولیه برمی‌گشت و حرکت تکرار می‌شد (تصویر شماره ۲) [۱۶، ۲۳].

روش آماری

در بخش آمار توصیفی از میانگین و انحراف معیار استفاده شد. نرمال بودن توزیع داده‌ها در هر گروه با استفاده از آزمون شاپیرو ویلک^{۳۰} و آزمون لون^{۳۱} مورد بررسی قرار گرفت، با نرمال بودن توزیع داده از آزمون‌های پارامتریک تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر برای بررسی تفاوت بین تکالیف، تفاوت‌های بین گروهی و همچنین اثر تعاملی انواع کشش و زمان و از آزمون تعقیبی بونفرونی^{۳۲} برای تعیین محل تفاوت‌ها استفاده شد. همچنین از آزمون تی وابسته^{۳۳} برای بررسی تفاوت‌های درون گروهی استفاده شد.

یافته‌ها

تعداد ۱۵ نفر ژیمناستیک‌کار مرد نخبه سن (۲۳/۲۵±۲/۵۷)، قد (۱۷۰/۹۳±۵/۸۸) و وزن (۶۴/۵۴±۵/۰۶) در یک گروه و ۵ زیروگروه در تحقیق حاضر شرکت کردند. نتایج آزمون تحلیل واریانس اندازه‌های تکراری با تصحیح گرین‌هاوس گیزر در ارتباط با

می‌برد و آرنج را خم می‌کرد تا ساعد پشت گردن بیافتد. سپس با دست مخالف آرنج دست برتر از بالا گرفته و به سمت مخالف و عقب کشیده می‌شد و نگه داشته می‌شد.

-آزمودنی در وضعیت نرمال می‌ایستد و دو دست را به شکل صاف به سمت پشت می‌برد و انگشت‌های دو دست را در همدیگر قفل می‌کرد. سپس به آرامی به سمت عقب و بالا کشش را اجرا کرده و نگه می‌داشت (تصویر شماره ۱) [۱۶، ۲۳].

پروتکل کشش پویا

-آزمودنی در وضعیت نرمال می‌ایستد و سر را به سمت مخالف حرکت می‌داد تا گوش مخالف به شانه مخالف نزدیک شود و دوباره به وضعیت اولیه برمی‌گشت و حرکت را تکرار می‌کرد.

-آزمودنی در وضعیت نرمال می‌ایستد و دست‌ها را صاف به سمت بالای سر می‌برد تا کف دست‌ها به هم برخورد کنند. سپس دست‌ها به سمت بالا کشیده می‌شدند و برمی‌گشتند. دست‌ها به وضعیت اولیه برمی‌گشت و حرکت را تکرار می‌کرد.

-آزمودنی در وضعیت نرمال می‌ایستد و پاها را به اندازه عرض شانه‌ها باز می‌کرد. دست‌ها به ۹۰ درجه ابداکشن برده می‌شدند و به شکل هم‌زمان به سمت جلوی بدن حرکت می‌کردند و اجازه داده می‌شد تا دو دست جلوی بدن از روی همدیگر رد شوند. سپس به وضعیت اولیه برمی‌گشت و حرکت تکرار می‌شد.

-آزمودنی در کنار یک دیوار در وضعیت نرمال می‌ایستد و با دست مخالف دیوار به شکل کاملاً صاف و کشیده یک دایره را می‌ساخت. سپس به وضعیت اولیه برمی‌گشت و حرکت را تکرار می‌کرد.

- 30. Shapiro-Wilk Test
- 31. Levene's test
- 32. Paired sample t test
- 33. Bonferroni



تصویر ۲. پروتکل تمرینات کشش پویا

طب توانبخشی

فعالیت عضلانی عضلات دندانهای قدامی، دوزنقه فوقانی، دوزنقه میانی و دوزنقه تحتانی نشان داد اثر تعاملی زمان-کشش و اثر کشش در دو فاز کانسنتریک و اکسنتریک معنادار بود. باتوجه به معناداری اثر تعاملی زمان-کشش و اثر کشش از آزمون تعقیبی بونفرونی برای بررسی محل تفاوت‌ها و از آزمون تی زوجی برای بررسی تفاوت‌های درون گروهی استفاده شد.

مقدار آزمون تی زوجی نشان داد پس از اعمال کشش ایستا فعالیت عضلانی عضله دندانهای قدامی در دو فاز کانسنتریک و اکسنتریک (($P=0/014$), (C.I.% $95=1/213-0/239$), ($D=0/486$)) و اکسنتریک (($P=0/01$), (C.I.% $95=1/104-0/340$), ($D=0/381$))، عضله دوزنقه فوقانی در دو فاز کانسنتریک و اکسنتریک (($P=0/01$), (C.I.% $95=1/287-0/173$), ($D=0/558$)) و اکسنتریک (($P=0/026$), (C.I.% $95=1/364-0/101$), ($D=0/631$))، عضله دوزنقه میانی در دو فاز کانسنتریک (($P=0/028$), (C.I.% $95=2/942-1/172$), ($D=2/057$)) و اکسنتریک (($P=0/002$), (C.I.% $95=1/014-0/424$), ($D=0/295$)) و عضله دوزنقه تحتانی در دو فاز کانسنتریک (($P=0/01$), (C.I.% $95=1/164-0/283$), ($D=0/440$)) و اکسنتریک (($P=0/01$), (C.I.% $95=2/205-0/607$), ($D=1/406$)) به طور معناداری کاهش یافته است.

همچنین نتایج آزمون تعقیبی نشان داد برای عضله دندانهای قدامی در دو فاز کانسنتریک و پویا (($P=0/01$), (C.I.% $95=1/689-0/182$), ($D=-0/935$)) و بین کشش ایستا و کنترل (($P=0/017$), (C.I.% $95=1/231-0/222$), ($D=0/504$)) تفاوت معناداری وجود دارد، درحالی که در دو فاز اکسنتریک بین کشش ایستا و پویا (($P=0/01$), (C.I.% $95=1/109-0/335$), ($D=0/387$)) تفاوت معناداری وجود دارد. برای عضله دوزنقه فوقانی نتایج نشان داد در دو فاز کانسنتریک بین کشش ایستا و پویا (($P=0/01$), (C.I.% $95=2/836-1/093$), ($D=-1/964$))، بین کشش ایستا و کنترل (($P=0/006$), (C.I.% $95=1/389-0/079$), ($D=-0/655$)) و بین کشش پویا و کنترل (($P=0/003$), (C.I.% $95=2/160-0/655$), ($D=-0/655$)) تفاوت معناداری وجود دارد، درحالی که در دو فاز اکسنتریک بین کشش ایستا و پویا (($P=0/01$), (C.I.% $95=1/570-0/283$), ($D=1/365$)) تفاوت معناداری وجود دارد، درحالی که در دو فاز اکسنتریک بین کشش ایستا و پویا (($P=0/01$), (C.I.% $95=1/641-0/641$), ($D=-1/641$)) و بین کشش پویا و کنترل (($P=0/01$), (C.I.% $95=3/590-2/615$), ($D=-2/615$)) و بین کشش پویا و کنترل (($P=0/01$), (C.I.% $95=3/08-2/176$), ($D=2/176$)) تفاوت معناداری وجود دارد. به علاوه، نتایج آزمون تعقیبی برای عضله دوزنقه میانی نشان داد در دو فاز کانسنتریک بین کشش ایستا و پویا (($P=0/01$), (C.I.% $95=0/891-0/569$), ($D=-2/615$))، بین کشش پویا و کنترل (($P=0/01$), (C.I.% $95=0/459-2/271$), ($D=2/271$)) و بین کشش پویا و کنترل (($P=0/01$), (C.I.% $95=1/465-1/401$), ($D=1/465$)) تفاوت معناداری وجود دارد، درحالی که در دو فاز اکسنتریک بین کشش ایستا و پویا (($P=0/01$), (C.I.% $95=3/08-1/401$), ($D=-1/401$))،

فعالیت عضلانی عضلات دندانهای قدامی، دوزنقه فوقانی، دوزنقه میانی و دوزنقه تحتانی نشان داد اثر تعاملی زمان-کشش و اثر کشش در دو فاز کانسنتریک و اکسنتریک معنادار بود. باتوجه به معناداری اثر تعاملی زمان-کشش و اثر کشش از آزمون تعقیبی بونفرونی برای بررسی محل تفاوت‌ها و از آزمون تی زوجی برای بررسی تفاوت‌های درون گروهی استفاده شد.

مقدار آزمون تی زوجی نشان داد پس از اعمال کشش ایستا فعالیت عضلانی عضله دندانهای قدامی در دو فاز کانسنتریک و اکسنتریک (($P=0/014$), (C.I.% $95=1/213-0/239$), ($D=0/486$)) و اکسنتریک (($P=0/01$), (C.I.% $95=1/104-0/340$), ($D=0/381$))، عضله دوزنقه فوقانی در دو فاز کانسنتریک و اکسنتریک (($P=0/01$), (C.I.% $95=1/287-0/173$), ($D=0/558$)) و اکسنتریک (($P=0/026$), (C.I.% $95=1/364-0/101$), ($D=0/631$))، عضله دوزنقه میانی در دو فاز کانسنتریک (($P=0/028$), (C.I.% $95=2/942-1/172$), ($D=2/057$)) و اکسنتریک (($P=0/002$), (C.I.% $95=1/014-0/424$), ($D=0/295$)) و عضله دوزنقه تحتانی در دو فاز کانسنتریک (($P=0/01$), (C.I.% $95=1/164-0/283$), ($D=0/440$)) و اکسنتریک (($P=0/01$), (C.I.% $95=2/205-0/607$), ($D=1/406$)) به طور معناداری کاهش یافته است.

حال آنکه اثر حاد کشش پویا، افزایش معنادار مقدار فعالیت عضله دندانهای قدامی در دو فاز کانسنتریک (($P=0/006$), (C.I.% $95=0/413-0/026$), ($D=-0/306$)) و اکسنتریک (($P=0/01$), (C.I.% $95=0/982-0/457$), ($D=0/264$))، عضله دوزنقه فوقانی در دو فاز کانسنتریک (($P=0/01$), (C.I.% $95=0/671-0/191$), ($D=-0/191$)) و اکسنتریک (($P=0/01$), (C.I.% $95=2/286-1/479$), ($D=-1/479$))،

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار پیش‌آزمون و پس‌آزمون، مقدار آزمون‌های T، F، تعاملی، F کشش و آزمون تعقیبی برای فعالیت عضلانی

عضله	حالت	کشش	میانگین و انحراف معیار		آزمون T		F تعاملی		F کشش		آزمون تعقیبی	
			پیش‌آزمون	پس‌آزمون	Sig	T	Sig ⁺⁺	F	Sig ⁺	F	پویا ⁺	کنترل
دندانه‌ای قدامی	کانستریک	ایستا	۳۸/۶۶±۱۲/۱۵	۴۶/۳۳±۱۸/۴۴	۰/۰۱۳*	۲/۸۲	۰/۰۰۱*	۱۲/۰۴	۰/۰۰۱	۱۶/۸۹	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		پویا	۵۱/۴۰±۱۴/۲۷	۴۶/۴۶±۱۷/۲۸	۰/۰۰۶*	-۲/۰۵	۰/۰۰۱	۱۲/۰۴	۰/۰۰۱	۱۶/۸۹	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		کنترل	۴۶/۴۴±۱۷/۸۲	۴۶/۳۳±۱۷/۰۶	۰/۷۵۴	-۰/۳۲	۰/۰۰۱	۱۲/۰۴	۰/۰۰۱	۱۶/۸۹	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		ایستا	۴۱/۹۸±۱۲/۹۳	۴۱/۹۸±۱۴/۲۷	۰/۰۰۱*	۴/۱۵	۰/۰۰۱	۱۲/۰۴	۰/۰۰۱	۱۶/۸۹	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
دورنقه فوقانی	کانستریک	پویا	۴۴/۸۷±۱۴/۴۹	۴۱/۹۸±۱۳/۵۱	۰/۰۰۱*	-۴/۲۹	۰/۰۰۱	۲۷/۶۹	۰/۰۰۱	۱۲/۹۵	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		کنترل	۴۰/۹۳±۱۲/۴۰	۴۱/۹۸±۱۲/۳۲	۰/۵۷۴	۰/۵۷	۰/۰۰۱	۲۷/۶۹	۰/۰۰۱	۱۲/۹۵	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		ایستا	۲۰/۲۰±۷/۰۷	۲۴/۶۹±۸/۹۵	۰/۰۰۱*	۴/۷۴	۰/۰۰۱	۲۷/۶۹	۰/۰۰۱	۱۲/۹۵	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		پویا	۳۹/۴۸±۱۲/۰۷	۲۴/۲۹±۸/۱۵	۰/۰۰۱*	-۴/۵۲	۰/۰۰۱	۲۷/۶۹	۰/۰۰۱	۱۲/۹۵	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
دورنقه فوقانی	کانستریک	کنترل	۲۵/۳۱±۸/۵۱	۲۵/۲۲±۸/۳۵	۰/۶۱۵	-۰/۵۱	۰/۰۰۱	۲۷/۶۹	۰/۰۰۱	۱۲/۹۵	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		ایستا	۱۷/۵۷±۳/۹۶	۲۱/۱۷±۷/۰۰	۰/۰۲۶*	۲/۴۹	۰/۰۰۱	۲۷/۶۹	۰/۰۰۱	۱۲/۹۵	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		پویا	۴۵/۶۱±۱۴/۵۹	۲۱/۲۴±۶/۳۲	۰/۰۰۱*	-۶/۸۳	۰/۰۰۱	۲۷/۶۹	۰/۰۰۱	۱۲/۹۵	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		کنترل	۲۰/۹۷±۶/۴۶	۲۱/۱۷±۶/۳۷	۰/۱۷۱	۱/۴۴	۰/۰۰۱	۲۷/۶۹	۰/۰۰۱	۱۲/۹۵	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
دورنقه میانی	کانستریک	ایستا	۲۱/۰۹±۱۰/۱۲	۲۴/۲۳±۱۰/۴۹	۰/۰۲۸*	۲/۴۴	۰/۰۰۱	۲۹/۳۱	۰/۰۰۱	۲۸/۴۴	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		پویا	۴۵/۱۷±۱۶/۹۹	۲۴/۲۳±۱۰/۵۶	۰/۰۰۱*	-۴/۷۲	۰/۰۰۱	۲۹/۳۱	۰/۰۰۱	۲۸/۴۴	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		کنترل	۲۴/۱۳±۱۱/۲۳	۲۴/۳۶±۱۰/۶۷	۰/۵۲۲	۰/۶۵	۰/۰۰۱	۲۹/۳۱	۰/۰۰۱	۲۸/۴۴	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		ایستا	۲۲/۱۲±۱۰/۵۴	۲۵/۲۱±۱۰/۴۵	۰/۰۰۳*	۳/۹۲	۰/۰۰۱	۲۹/۳۱	۰/۰۰۱	۲۸/۴۴	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
دورنقه تحتانی	کانستریک	پویا	۵۹/۲۵±۱۹/۹۹	۲۴/۹۹±۹/۹۳	۰/۰۰۱*	-۷/۵۶	۰/۰۰۱	۶۲/۰۲	۰/۰۰۱	۶۱/۰۰	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		کنترل	۲۵/۵۶±۹/۹	۲۵/۵۲±۱۰/۱۰	۰/۹۱۶	-۰/۱۰	۰/۰۰۱	۶۲/۰۲	۰/۰۰۱	۶۱/۰۰	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		ایستا	۳۲/۳۳±۱۵/۶۹	۴۰/۰۳±۱۹/۱۱	۰/۰۰۱*	۵/۰۲	۰/۰۰۱	۶۲/۰۲	۰/۰۰۱	۶۱/۰۰	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		پویا	۵۱/۳۳±۱۴/۸۱	۴۸/۰۳±۱۷/۹۷	۰/۱۶۹	-۱/۴۵	۰/۰۰۱	۶۲/۰۲	۰/۰۰۱	۶۱/۰۰	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
دورنقه تحتانی	کانستریک	کنترل	۴۷/۰۸±۱۷/۹۰	۳۷/۱۰±۱۸/۸۵	۰/۹۵۵	۰/۰۵	۰/۰۰۱	۶۲/۰۲	۰/۰۰۱	۶۱/۰۰	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		ایستا	۲۹/۳۱±۱۴/۶۹	۵۱/۵۴±۱۶/۷۷	۰/۰۰۱*	۶/۶۳	۰/۰۰۱	۶۲/۰۲	۰/۰۰۱	۶۱/۰۰	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		پویا	۵۴/۴۶±۱۵/۰۹	۵۱/۵۴±۱۶/۳۰	۰/۰۱۳*	-۲/۸۴	۰/۰۰۱	۶۲/۰۲	۰/۰۰۱	۶۱/۰۰	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
		کنترل	۵۱/۶۰±۱۶/۴۶	۵۱/۵۴±۱۶/۸۳	۰/۹۴۱	-۰/۰۷	۰/۰۰۱	۶۲/۰۲	۰/۰۰۱	۶۱/۰۰	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱

*معناداری آزمون T، **معناداری F تعاملی، †معناداری F کشش، ‡معناداری آزمون تعقیبی

طب توانبخش

نتایج آزمون تحلیل واریانس اندازه‌های تکراری با تصحیح گرین‌هاوس گیزر در ارتباط با هم‌انقباضی عضلات دندانه‌ای قدامی_دورنقه میانی نشان داد اثر تعاملی زمان-کشش و اثر کشش در دو فاز کانستریک و اکسنتریک معنادار بود. با توجه به معناداری اثر تعاملی زمان-کشش و اثر کشش از آزمون تعقیبی بونفرونی برای بررسی محل تفاوت‌ها و از آزمون تی زوجی برای بررسی تفاوت‌های درون‌گروهی استفاده شد.

مقدار آزمون تی زوجی نشان داد پس از اعمال کشش پویا مقدار هم‌انقباضی عضلات دندانه‌ای قدامی_دورنقه میانی در دو فاز کانستریک ((P=۰/۰۱۲)، (C.I%۹۵-۱/۵۴۲-۰/۰۵۵)، (D=۰/۷۹۹) و اکسنتریک ((P=۰/۰۰۱)، (C.I%۹۵-۱/۸۷۲-۰/۳۳۶) و مقدار هم‌انقباضی عضلات دورنقه

(-۳/۲۵۱-۳/۹۵، C.I%)، ((D=-۲/۳۲۹)، کشش ایستا و کنترل ((P=۰/۰۲۰)، (C.I%۹۵-۱/۰۶۳-۰/۳۷۷)، ((D=-۰/۳۴۳) و کشش پویا و کنترل ((P=۰/۰۰۱)، (C.I%۹۵ ۳/۰۳۴-۱/۲۳۸)، ((D=۲/۱۳۵) تفاوت معناداری وجود دارد. در نهایت، برای عضله دورنقه تحتانی نتایج نشان داد در فاز کانستریک بین کشش ایستا و پویا ((P=۰/۰۰۱)، (C.I%۹۵-۲/۰۲۷-۰/۴۶۳)، ((D=-۱/۲۴۵) و کشش ایستا و کنترل ((P=۰/۰۰۲)، (C.I%۹۵-۱/۶۲۲-۰/۱۲۴) و در فاز اکسنتریک بین کشش ایستا و پویا ((P=۰/۰۰۱)، (C.I%۹۵-۲/۵۳۱-۰/۸۶۲)، ((D=-۱/۶۹۶) و کشش ایستا و کنترل ((P=۰/۰۰۱)، (C.I%۹۵-۲/۲۲۸-۰/۶۲۵) تفاوت معناداری وجود دارد (جدول شماره ۱).

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار پیش‌آزمون و پس‌آزمون، مقدار آزمون‌های T، F، تعاملی، F، کشش و آزمون تعقیبی برای هم‌انقباضی

هم‌انقباضی	حالت	کشش	میانگین و انحراف معیار		آزمون T		F تعاملی		F کشش		آزمون تعقیبی	
			پیش‌آزمون	پس‌آزمون	Sig	T	Sig	F	Sig	F	ایستا	پویا
دندانهای قدامی-ذوزنقه میانی	کانستریک	ایستا	۹۵/۹۵±۴۷/۱۴	۸۹/۷۰±۲۰/۵۸	۰/۴۱	۰/۶۸۴	۳/۸۴	۰/۳۳۲	۳/۷۶	۰/۳۶	۰/۰۶	۰/۰۴۱
		پویا	۹۶/۰۳±۴۷/۲۵	۶۶/۵۵±۲۱/۶۶	۲/۹۰	۰/۱۳	۳/۸۴	۰/۳۳۲	۳/۷۶	۰/۳۶	۰/۰۶	۰/۰۴۱
		کنترل	۹۵/۸۹±۴۷/۱۶	۹۵/۴۳±۴۷/۲۲	۰/۹۱	۰/۳۷۶	۳/۸۴	۰/۳۳۲	۳/۷۶	۰/۳۶	۰/۰۶	۰/۰۴۱
		ایستا	۸۷/۳۲±۳۴/۴۲	۷۹/۲۶±۲۴/۱۹	۰/۶۰	۰/۵۵۵	۵/۸۸	۰/۰۱۸	۶/۰۱	۰/۱۷	۰/۲۴	۰/۰۳
	اکستریک	پویا	۸۷/۳۲±۳۴/۴۲	۵۴/۰۵±۲۵/۲۰	۴/۰۷	۰/۰۰۱	۵/۸۸	۰/۰۱۸	۶/۰۱	۰/۱۷	۰/۲۴	۰/۰۳
		کنترل	۸۷/۴۰±۳۴/۴۷	۸۷/۵۷±۳۴/۰۶	۰/۴۸	۰/۶۳۲	۵/۸۸	۰/۰۱۸	۶/۰۱	۰/۱۷	۰/۲۴	۰/۰۳
		ایستا	۹۷/۶۸±۴۴/۹۷	۱۱۳/۳۵±۴۱/۳۸	-۱/۵۱	۰/۱۵۲	۳/۱۲	۰/۰۶۴	۰/۳۳	۰/۶۷۸	-	-
		پویا	۹۴/۳۵±۳۲/۴۶	۱۱۷/۲۹±۳۵/۱۳	-۲/۵۶	۰/۰۲۳	۳/۱۲	۰/۰۶۴	۰/۳۳	۰/۶۷۸	-	-
ذوزنقه فوقانی-ذوزنقه تحتانی	کانستریک	کنترل	۹۹/۱۳±۴۵/۶۸	۹۷/۸۶±۴۴/۹۷	۰/۳۵	۰/۷۳۰	۳/۱۲	۰/۰۶۴	۰/۳۳	۰/۶۷۸	-	-
		ایستا	۱۱۱/۲۹±۳۸/۸۸	۱۱۷/۲۶±۳۶/۱۸	-۰/۶۸	۰/۵۰۲	۳/۱۲	۰/۰۶۴	۰/۳۳	۰/۶۷۸	-	-
	اکستریک	پویا	۱۱۳/۱۶±۳۳/۲۲	۸۵/۶۰±۴۲/۸۰	۱/۵۳	۰/۱۴۷	۲/۶۴	۰/۰۹۴	۱/۶۴	۰/۲۱۲	-	-
		کنترل	۱۱۲/۶۳±۲۹/۹۷	۱۱۳/۲۹±۳۱/۵۵	-۰/۱۶	۰/۸۶۹	۲/۶۴	۰/۰۹۴	۱/۶۴	۰/۲۱۲	-	-

*معناداری آزمون T، †معناداری F تعاملی، ‡معناداری F کشش، †معناداری آزمون تعقیبی

طب توانبخشی

عضله می‌شود حمایت کرد.

کازمی و همکاران در تحقیق خود که با مشارکت ۲۴ ورزشکار مرد تنیس روی میز و با به‌کارگیری کشش ایستا و کشش پویا اجرا شد، نشان دادند کشش ایستا باعث کاهش فعالیت عضلانی و کشش پویا باعث افزایش فعالیت عضلانی می‌شود. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که اثر کاهشی کشش ایستا و اثر افزایشی کشش پویا تا ۳۰ دقیقه پس از اعمال کشش باقی می‌ماند که با نتایج تحقیق حاضر همسو بود. آن‌ها پیشنهاد کردند مکانیسم‌های احتمالی بهبود عملکرد عضلانی پس از کشش پویا با افزایش دمای عضله و بدن، تقویت پس از فعال‌سازی در عضله کشیده‌شده، تحریک سیستم عصبی و کاهش مهار عضلات آنتاگونیست مرتبط است. همچنین در مورد اثر کاهشی کشش ایستا آن‌ها دو مکانیسم را پیشنهاد دادند که مکانیسم اول به عوامل مکانیکی مانند کاهش سفتی عضلانی-تاندونی اشاره می‌کند که ممکن است بر رابطه طول-تنش عضله و سرعت کوتاه شدن سارکومر تأثیر بگذارد و مکانیسم دوم به عوامل عصبی مانند کاهش فعال شدن عضلات اشاره می‌کند [۱۲].

طبق ادبیات پیشینه تحقیق، به نظر می‌رسد اثرات عصبی گذراتر هستند یا نقش کوچکتر یا ناچیزتری نسبت به خواص ویسکوالاستیک در اختلالات ناشی از کشش ایستا دارند [۲۴] و این فرضیه که کشش ممکن است رابطه طول-تنش و تغییر شکل

فوقانی-ذوزنقه تحتانی در فاز کانستریک کمتر شد و از یک دور شد. همچنین نتایج آزمون تعقیبی نشان داد برای هم‌انقباضی عضلات دندانهای قدامی-ذوزنقه فوقانی در فاز کانستریک بین کشش ایستا و کشش پویا ((P=۰/۰۰۶)، (C.I.۹۵% ۱/۰۹۱)، (D=۰/۰۴۱)) و بین کشش پویا و کنترل ((P=۰/۰۴۱)، (C.I.۹۵% ۱/۰۹۱)، (D=۰/۰۴۱)) و در فاز اکستریک بین کشش ایستا و کشش پویا ((P=۰/۰۲۴)، (C.I.۹۵% ۱/۰۲۴)، (D=۰/۰۳۳)) و بین کشش پویا و کنترل ((P=۰/۰۰۳)، (C.I.۹۵% ۱/۰۲۴)، (D=۰/۰۳۳)) تفاوت معناداری وجود دارد (جدول شماره ۲).

بحث

هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر حاد کشش ایستا و پویا بر فعالیت عضلانی و هم‌انقباضی عضلات ثبات‌دهنده کتف حین حرکت بارفیکس در ژیمناستیک کاران بود. نتایج تحقیق نشان داد کشش ایستا باعث کاهش فعالیت عضلانی می‌شود، در حالی که کشش پویا فعالیت عضلانی را افزایش می‌دهد. همچنین نتایج نشان داد بین اثر کشش ایستا و کشش پویا بر فعالیت عضلانی عضلات تحت کشش تفاوت معناداری وجود دارد. نتایج تحقیق حاضر از این فرضیه که به‌کارگیری کشش ایستا باعث کاهش فعالیت عضله و به‌کارگیری کشش پویا باعث افزایش فعالیت

فیبرهای عضلانی منجر شود که متعاقباً فعال می‌شوند [۲۸].

برخلاف کشش ایستا، گزارش شده است کشش پویا پیشرفت‌های عملکردی ایجاد می‌کند. متاآنالیز انجمن فیزیولوژی ورزش کانادا نشان داد کشش پویا عملکرد را در ۲۰ مطالعه بهبود بخشید و در ۲۱ مطالعه اثرات کشش پویا بی‌اهمیت بوده و در ۷ مطالعه کشش پویا در عملکرد اختلال ایجاد کرده است [۲۹]. به دلایلی، در آمادگی برای ورزش، کشش پویا به کشش ایستا ارجحیت دارد. دلیل اول اینکه، شباهت زیادی بین الگوهای حرکتی کشش پویا و الگوهای تمرینی وجود دارد [۳۰]. دلیل دوم این است که کشش پویا می‌تواند دمای مرکزی را افزایش دهد که می‌تواند سرعت هدایت عصبی، انطباق عضلانی و چرخه آنزیمی را افزایش و تولید انرژی را سرعت دهد [۱۴].

همچنین، کشش پویا تحریک مرکزی را همان‌طور که ممکن است در پروتکل طولانی‌مدت کشش استاتیکی رخ دهد، افزایش می‌دهد [۳۱]. فلتچر و همکاران مکانیسم‌های بهبود عملکرد عضلانی پس از کشش پویا را با افزایش دمای عضله و بدن مرتبط دانستند [۳۰]، درحالی‌که هاگ و همکاران دلیل این بهبود عملکرد بعد از کشش پویا را تقویت پس از فعال‌سازی در عضله کشیده‌شده دانستند [۳۲]. باین‌حال، یاماگوچی و همکاران در تحقیق با هدف ارزیابی تأثیر کشش ایستا و پویا بر قدرت اکستنشن پا نشان دادند کشش پویا باعث افزایش توان اکستنشن پا شده است و تحریک سیستم عصبی و کاهش مهار عضلات آنتاگونیست^{۳۶} را عامل این افزایش توان عضلانی پس از اعمال کشش پویا بیان کردند [۳۳]. در نتیجه این اثرات، کشش پویا ممکن است نیرو و قدرت را افزایش دهد [۲۳، ۳۲، ۳۳]. فرض بر این است که افزایش در خروجی نیرو پس از کشش پویا ناشی از افزایش عملکرد عصبی-عضلانی است و پیشنهاد می‌شود کشش پویا با افزایش نرخ اتصالات پل‌های متقاطع بر عملکرد پس از فعال‌سازی تأثیر دارد [۳۳]. در نتیجه، اجازه می‌دهد تعداد بیشتری از پل‌های متقابل تشکیل شود و به افزایش تولید نیرو منجر می‌شود [۳۳].

همچنین نتایج تحقیق حاضر نشان داد کشش پویا باعث کاهش هم‌انقباضی بین عضلات دندان‌های قدامی و دوزنقه میانی در دو فاز کانستریک و اکسنتریک شده است و بین اثر کشش ایستا و کشش پویا و اثر کشش پویا و کنترل بر هم‌انقباضی عضلات دندان‌های قدامی و دوزنقه میانی تفاوت معناداری وجود دارد. البیوت و همکاران در تحقیقی با هدف ارزیابی اثر حاد کشش ایستای عضله آنتاگونیست بر توان عضله آگونیست^{۳۷} اندام فوقانی دو حرکت کششی فعال و غیرفعال را با هدف اعمال کشش بر روی عضلات پشتی بزرگ، دلتوئید خلفی، دوزنقه و متوازی‌الاضلاع اجرا کرد و میزان اثر آن‌ها بر توان عضلات دلتوئید

پلاستیک بافت‌های همبند را تغییر دهد، به‌طوری‌که حداکثر توانایی تولید نیروی عضله می‌تواند محدود شود را تأیید کرده‌اند [۲۵].

کوستا و همکاران در تحقیق خود با هدف ارزیابی اثر کشش ایستا بر نسبت قدرت همسترینگ به چهارسر و فعالیت الکتریکی عضلات در مردان نشان داد تغییرات در فعالیت عضلات تحت کشش معنادار نبود اما مقدار نسبت قدرت همسترینگ به چهارسر بعد از کشش کاهش یافت. آن‌ها بیان کردند احتمالاً تغییرات سفتی واحد عضلانی-تاندونی بر انتقال نیرو، سرعت انتقال نیرو و سرعت تشخیص تغییرات در طول یا کشش عضله تأثیر نگذارد. همچنین سستی بیشتر اجزای الاستیک موازی و سری با کند کردن زمان بین کینتیک پل‌های متقاطع میوفیلانت^{۳۴} و اعمال کشش توسط واحد عضلانی تاندونی بر روی سیستم اسکلتی می‌تواند تأخیر الکترومکانیکی^{۳۵} را افزایش دهد [۲۶]. علاوه‌براین، یک عضله کشیده‌شده به دلیل یک کشش حاد ایستا می‌تواند همپوشانی پل‌های متقاطع کمتر از حد مطلوبی داشته باشد که باتوجه‌به رابطه طول-تنش، می‌تواند خروجی نیروی عضلانی را کاهش دهد [۲۶].

باتوجه‌به اجرای کشش ایستا تا نقطه ناراحتی در تحقیق حاضر، احتمالاً تغییرات سفتی واحد عضلانی-تاندونی و به‌هم‌خوردگی ارتباط پل‌های متقاطع، رابطه طول-تنش در عضلات کشیده‌شده را تحت تأثیر قرار داده و در نتیجه خروجی نیروی عضلانی را کاهش داده است. همچنین، استرس ناشی از کشش با شدت بالا ممکن است اثر مضر بر فعال‌سازی عصبی عضلانی داشته باشد. گوسارد و همکاران در تحقیقی با هدف ارزیابی مکانیسم کاهش تحریک عصبی-حرکتی ناشی از کشش غیرفعال عضلات گزارش دادند که تضعیف پاسخ‌های رفلکسی پس از کشش‌های با دامنه کم عمدتاً به مکانیسم‌های پیش‌عصبی یا پیش‌سیناپسی نسبت داده می‌شود، درحالی‌که دامنه زیادی از کاهش تحریک نورون حرکتی ناشی از کشش تحت تأثیر مکانیسم‌های پس‌سیناپسی بود [۲۷].

همچنین کریمر و همکاران در تحقیق با هدف بررسی اثرات حاد کشش ایستا بر حداکثر گشتاور، میانگین توان، الکترومیوگرافی و مکانومیوگرافی نشان دادند پس از به‌کارگیری کشش ایستا، فعالیت عضلانی عضلات در اندام تحت کشش قرار گرفته و اندامی که تحت کشش قرار نگرفته بود کاهش یافت. آن‌ها پیشنهاد دادند کاهش در تحریک حوضچه نورون حرکتی ناشی از کاهش حرکت تحریکی از اوران‌های Ia به نورون‌های حرکتی آلفا است که احتمالاً به دلیل کاهش تخلیه استراحت دوک‌های عضلانی از طریق افزایش انطباق واحد عضلانی-تاندونی است. دوک‌های عضلانی که کمتر پاسخگو هستند، می‌تواند به کاهش تعداد

36. Antagonist
37. Agonist

34. Myofilament
35. Electromechanical delay

عمقی خاص عضلانی، خستگی و ذخیره الاستیک به جای کاهش فعال سازی عضلات آنتاگونیست ناشی از کشش غیرفعال آنتاگونیست، با افزایش فعالیت عضلات آگونیست مرتبط است [۳۹].

فرض برخی تحقیقات بر این است که کشش عضله آنتاگونیست با افزایش تحریک عصبی عضله آگونیست، کاهش تحریک عصبی عضله آنتاگونیست و در نتیجه کاهش سفتی عضله آنتاگونیست و نیروهای مهاریه عضله آگونیست و یا ترکیبی از این دو مکانیسم عملکرد عضله آگونیست را افزایش می دهد [۳۷]. همچنین برخی معتقدند ممکن است بهبود گشتاور آگونیست پس از کشش آنتاگونیست به واسطه یک پاسخ مکانیکی باشد که بیان می کند اگر رابطه طول-تنش عضلات آنتاگونیست مختل شود، می تواند به کاهش نیروهای مهاریه منجر شود که به عضلات آگونیست اجازه می دهد گشتاور بیشتری تولید کنند [۳۷].

نتیجه گیری

نتایج نشان داد، اجرای پروتکل های کشش ایستا اثر کاهشی و کشش پویا اثر افزایشی بر فعالیت عضلانی عضلات تحت کشش در ژیمناستیک کاران دارد. همچنین هم انقباضی بین عضلات دندانهای قدامی و دوزنقه میانی پس از اعمال کشش پویا در اجرای بارفیکس دچار احتلال شد. بنابراین، فرضیه مضر بودن به کارگیری کشش ایستا و مفید بودن به کارگیری کشش پویا قبل از اجرای ورزشی که توسط تحقیقات قبلی تأیید شده بود رد می شود. بنابراین، پیشنهاد می شود مربیان و ورزشکاران ژیمناستیک برای پیشگیری از بروز آسیب های ورزشی کمر بند شانه های ناشی از به هم خوردگی هم انقباضی عضلانی حین اجرای حرکت بارفیکس، نوع کشش خود در برنامه گرم کردن را بسته به نیاز اجرای ورزشی به کار گیرند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی در نظر گرفته شده و کد اخلاق به شماره IR.SSRC.REC.1399.136 دریافت شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان نامه دوره دکتری امید کاظمی گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران می باشد. این پژوهش هیچ گونه کمک مالی از سازمانی های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

قدامی، سه سربازویی و سینه های بزرگ را سنجیدند. نتایج تحقیق نشان داد به کارگیری حرکات کششی عضلات آنتاگونیست باعث بهبود توان عضلانی عضلات آگونیست خواهد شد [۳۴]. در مورد اثرات کشش ایستا عضلات آگونیست قبل از فعالیت های وابسته به قدرت، حجم زیادی از ادبیات پیشنهاد وجود دارد که بخش قابل توجهی از این تحقیقات به کارگیری حرکات کششی عضلات آگونیست را برای عملکرد مضر می دانند. برای توضیح اثر حرکات کششی بر فعالیت عضلانی، محققان قبلی مکانیسم های متعددی را ارائه کردند. به طور خاص، کشش ایستا باعث کاهش خاصیت ویسکوالاستیک واحد عضلانی و کاهش تنش عضلانی می شود [۳۵].

همچنین طولیل شدن سارکومرها، عضله کشیده شده را در موقعیت کمتر مطلوبی در رابطه طول-تنش قرار می دهد. باین حال لازم است بدانیم انطباق های سارکومر لزوماً در کل عضله و یا دامنه کامل حرکت یکنواخت نیستند. همچنین شدت یک برنامه کششی بر دو عضله همکار به یک اندازه نمی باشد [۳۶]. نظریه دیگر این است که کشش حاد باعث تغییر نیروی عصبی می شود که به تغییر در تحریک پذیری نورو حرکتی و یا حساسیت رفلکس کششی منجر می شود [۳۵، ۳۷]. زمانی که این مکانیسم ها بر روی عضلات آنتاگونیست اعمال می شوند، تصور می شود هم انقباضی عضلات آنتاگونیست را تغییر می دهند [۳۵، ۳۷]. می توان گفت با توجه به ماهیت حرکات کششی به کار برده شده در تحقیق حاضر، احتمالاً میزان کشش اعمال شده بر یک عضله با عضله دیگر متفاوت بوده و انطباق سارکومرها در دو عضله متفاوت با یک عضله در تمام دامنه یکنواخت نبوده است. همچنین تغییرات نیروی عصبی ناشی از کشش بر روی دو عضله دندانهای قدامی و دوزنقه میانی می تواند در تحریک پذیری نورو حرکتی عضله مقابل اثر داشته باشد و باعث تغییر بیشتر در فعالیت عضلانی یک عضله نسبت به دیگری شود که در نهایت هم انقباضی عضلانی را به هم می زند.

در تحقیقی دیگر سرفوگلو و همکاران دو مدل کشش ایستا و پویا را بر روی عضلات چهارسررانی و همسترینگ اعمال کردند. در نهایت بیان کردند کشش ایستا و پویای عضلات آنتاگونیست هیچ اثری بر حداکثر گشتاور ایزو کینتیک^{۳۸} و فعالیت عضلانی عضلات آگونیست ندارد [۱۰]. پیشنهاد شده است فعال سازی هم زمان عضلات آنتاگونیست برای ارائه دقت حرکت و بهره وری انرژی ضروری است [۳۸]. مقالات مروری در مورد کشش پویا، افزایش در قدرت عضلانی به دنبال کشش پویا را نشان می دهند. در نتیجه، کاهش قدرت در عضلات مخالف عضلانی که تحت کشش پویا قرار گرفته اند قابل انتظار است [۱۰].

میراندا و همکاران پیشنهاد کردند مکانیسم های مکانیکی و متابولیکی دیگر مانند تغییر در حساسیت حاد گیرنده های

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده‌سازی این مقاله مشارکت یکسان داشتند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

از تمامی افرادی که در انجام این تحقیق ما را یاری کردند و از دانشگاه خوارزمی تهران برای حمایت در اجرای پروژه تست‌گیری تشکر و قدردانی می‌شود.

References

- [1] Moraes GF, Faria CD, Teixeira-Salmela LF. Scapular muscle recruitment patterns and isokinetic strength ratios of the shoulder rotator muscles in individuals with and without impingement syndrome. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2008; 17(1 Suppl):48S-53S. [DOI:10.1016/j.jse.2007.08.007] [PMID]
- [2] Magee DJ, Zachazewski JE, Quillen WS, Manske RC. *Pathology and intervention in musculoskeletal rehabilitation*. Amsterdam: Elsevier; 2015. [Link]
- [3] De Mey K, Danneels L, Cagnie B, Borms D, T'Jonck Z, Van Damme E, et al. Shoulder muscle activation levels during four closed kinetic chain exercises with and without Redcord slings. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2014; 28(6):1626-35. [DOI:10.1519/JSC.000000000000292] [PMID]
- [4] Youdas JW, Amundson CL, Cicero KS, Hahn JJ, Harezlak DT, Hollman JH. Surface electromyographic activation patterns and elbow joint motion during a pull-up, chin-up, or perfect-pullup™ rotational exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010; 24(12):3404-14. [DOI:10.1519/JSC.0b013e3181f1598c] [PMID]
- [5] Szucs K, Navalgund A, Borstad JD. Scapular muscle activation and co-activation following a fatigue task. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2009; 47(5):487-95. [DOI:10.1007/s11517-009-0485-5] [PMID]
- [6] Ludewig PM, Reynolds JF. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2009; 39(2):90-104. [DOI:10.2519/jospt.2009.2808] [PMID]
- [7] de Moraes Faria CD, Teixeira-Salmela LF, de Paula Goulart FR, de Souza Moraes GF. Scapular muscle activity with shoulder impingement during lowering of arms. *Clinical Journal of Sports Medicine*. 2008; 18(4):130-6. [DOI:10.1097/JSM.0b013e318160c05d] [PMID]
- [8] McCrary JM, Ackermann BJ, Halaki M. A systematic review of the effects of upper body warm-up on performance and injury. *British Journal of Sports Medicine*. 2015; 49(14):935-42. [DOI:10.1136/bjsports-2014-094228] [PMID]
- [9] Apostolopoulos N, Metsios GS, Flouris AD, Koutedakis Y, Wyon MA. The relevance of stretch intensity and position—a systematic review. *Frontiers in Psychology*. 2015; 6:1128. [DOI:10.3389/fpsyg.2015.01128] [PMID]
- [10] Serefoglu A, Sekir U, Gür H, Akova B. Effects of static and dynamic stretching on the isokinetic peak torques and electromyographic activities of the antagonist muscles. *Journal of Sports Science & Medicine*. 2017; 16(1):6-13. [PMID]
- [11] Takeda K, Iwai M, Tanabe S, Koyama S, Hamauzu Y, Kumazawa N, et al. The effects of combined static and dynamic stretching of anti-gravitational muscles on body flexibility and standing balance: A preliminary study of healthy young participants. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2020; 24(1):221-7. [DOI:10.1016/j.jbmt.2019.05.011] [PMID]
- [12] Kazemi O, Letafatkar A, Marchetti PH. Effect of Stretching Protocols on glenohumeral-joint muscle activation in elite table tennis players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2021; 16(1):110-6. [DOI:10.1123/ijspp.2019-0768] [PMID]
- [13] Opplert J, Babault N. Acute effects of dynamic stretching on muscle flexibility and performance: An analysis of the current literature. *Sports Medicine*. 2018; 48(2):299-325. [DOI:10.1007/s40279-017-0797-9] [PMID]
- [14] Behm DG, Blazevich AJ, Kay AD, McHugh M. Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: A systematic review. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*. 2016; 41(1):1-11. [DOI:10.1139/apnm-2015-0235] [PMID]
- [15] Loughran M, Glasgow P, Bleakley C, McVeigh J. The effects of a combined static-dynamic stretching protocol on athletic performance in elite Gaelic footballers: A randomised controlled crossover trial. *Physical Therapy in Sport*. 2017; 25:47-54. [DOI:10.1016/j.ptsp.2016.11.006] [PMID]
- [16] Gelen E, Dede M, Bingul BM, Bulgan C, Aydin M. Acute effects of static stretching, dynamic exercises, and high volume upper extremity plyometric activity on tennis serve performance. *Journal of Sports Science & Medicine*. 2012; 11(4):600-5. [PMID]
- [17] Lusk SJ, Hale BD, Russell DM. Grip width and forearm orientation effects on muscle activity during the lat pull-down. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010; 24(7):1895-900. [DOI:10.1519/JSC.0b013e3181dddb0ab] [PMID]
- [18] Dinunzio C, Porter N, Van Scoy J, Cordice D, McCulloch RS. Alterations in kinematics and muscle activation patterns with the addition of a kipping action during a pull-up activity. *Sports Biomechanics*. 2019; 8(6):622-35. [DOI:10.1080/14763141.2018.1452971] [PMID]
- [19] Torres RJB, Pirauá ALT, Nascimento VYS, Dos Santos PS, Beltrão NB, de Oliveira VMA, et al. Shoulder muscle activation levels during the push-up-plus exercise on stable and unstable surfaces. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2017; 26(4):281-6. [DOI:10.1123/jsr.2016-0050] [PMID]
- [20] Park SY, Yoo WG. Differential activation of parts of the serratus anterior muscle during push-up variations on stable and unstable bases of support. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011; 21(5):861-7. [DOI:10.1016/j.jelekin.2011.07.001] [PMID]
- [21] Dickie JA, Faulkner JA, Barnes MJ, Lark SD. Electromyographic analysis of muscle activation during pull-up variations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2017; 32:30-6. [DOI:10.1016/j.jelekin.2016.11.004] [PMID]
- [22] Gagnat Y, Brændvik SM, Roeleveld K. Surface electromyography normalization affects the interpretation of muscle activity and coactivation in children with cerebral palsy during walking. *Frontiers in Neurology*. 2020; 11:202. [DOI:10.3389/fneur.2020.00202] [PMID]
- [23] Torres EM, Kraemer WJ, Vingren JL, Volek JS, Hatfield DL, Spiering BA, et al. Effects of stretching on upper-body muscular performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2008; 22(4):1279-85. [DOI:10.1519/JSC.0b013e31816eb501] [PMID]

- [24] Costa PB, Ryan ED, Herda TJ, Walter AA, Hoge KM, Cramer JT. Acute effects of passive stretching on the electromechanical delay and evoked twitch properties: A gender comparison. *Journal of Applied Biomechanics*. 2012; 28(6):645-54. [DOI:10.1123/jab.28.6.645] [PMID]
- [25] Fowles JR, Sale DG, MacDougall JD. Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *Journal of Applied Physiology*. 2000; 89(3):1179-88. [DOI:10.1152/jap-*pl*.2000.89.3.1179] [PMID]
- [26] Costa PB, Ryan ED, Herda TJ, Defreitas JM, Beck TW, Cramer JT. Effects of static stretching on the hamstrings-to-quadriceps ratio and electromyographic amplitude in men. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 2009; 49(4):401-9. [PMID]
- [27] Guissard N, Duchateau J, Hainaut K. Mechanisms of decreased motoneurone excitation during passive muscle stretching. *Experimental Brain Research*. 2001; 137(2):163-9. [DOI:10.1007/s002210000648] [PMID]
- [28] Cramer JT, Housh TJ, Weir JP, Johnson GO, Coburn JW, Beck TW. The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. *European Journal of Applied Physiology*. 2005; 93(5-6):530-9. [DOI:10.1007/s00421-004-1199-x] [PMID]
- [29] Behm D. *The science and physiology of flexibility and stretching: Implications and applications in sport performance and health*. London: Routledge; 2018. [DOI:10.4324/9781315110745]
- [30] Fletcher IM, Jones B. The effect of different warm-up stretch protocols on 20 meter sprint performance in trained rugby union players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2004; 18(4):885-8. [DOI:10.1519/14493.1] [PMID]
- [31] Trajano GS, Seitz L, Nosaka K, Blazevich AJ. Contribution of central vs. peripheral factors to the force loss induced by passive stretch of the human plantar flexors. *Journal of Applied Physiology*. 2013; 115(2):212-8. [DOI:10.1152/jap-*physiol*.00333.2013] [PMID]
- [32] Hough PA, Ross EZ, Howatson G. Effects of dynamic and static stretching on vertical jump performance and electromyographic activity. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009; 23(2):507-12. [DOI:10.1519/JSC.0b013e31818cc65d] [PMID]
- [33] Yamaguchi T, Ishii K. Effects of static stretching for 30 seconds and dynamic stretching on leg extension power. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 2005; 19(3):677-83. [DOI:10.1519/15044.1] [PMID]
- [34] Elliott D, Massey D. Effect of acute antagonist static stretching on upper-body agonist power. *International Journal of Sports Science & Coaching*. 2020; 15(1):53-9. [DOI:10.1177%*2F*1747954119884441]
- [35] de Souza LM, Paz GA, Eloi IL, Dias R, de Freitas Maia M, Miranda H, et al. Vertical jump performance after passive static stretching of knee flexors muscles. *Apunts. Medicina de l'Esport*. 2016; 51(192):131-6. [DOI:10.1016/j.apunts.2016.05.005]
- [36] Fridén J, Lieber RL. Quantitative evaluation of the posterior deltoid to triceps tendon transfer based on muscle architectural properties. *The Journal of Hand Surgery*. 2001; 26(1):147-55. [DOI:10.1053/jhsu.2001.20161] [PMID]
- [37] Sandberg JB, Wagner DR, Willardson JM, Smith GA. Acute effects of antagonist stretching on jump height, torque, and electromyography of agonist musculature. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2012; 26(5):1249-56. [DOI:10.1519/JSC.0b013e31824f2399] [PMID]
- [38] Higginson JS, Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA, Delp SL. Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis. *Journal of Biomechanics*. 2006; 39(10):1769-77. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2005.05.032] [PMID]
- [39] Miranda H, Maia Mde F, Paz GA, Costa PB. Acute effects of antagonist static stretching in the inter-set rest period on repetition performance and muscle activation. *Research in Sports Medicine*. 2015; 23(1):37-50. [DOI:10.1080/15438627.2014.975812] [PMID]