Sport Medicine Studies **Volume 13, No 29, 2021, Page 207-228**

Research Paper

The Immediate Effect of Facilitatory and Inhibitory Kinesio Taping on the Muscular Activity and Fatigue of the Elbow Flexor Muscles

P. Aghaie Ataabadi[1], A. Abbasi[2], A. Letafatkar[3]

1. Ph.D. student of Sports biomechanics, Department of Biomechanics and Sports Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
2. Associate Prof. of Sport Biomechanics, Department of Biomechanics and Sports Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran. (Corresponding Author)
3. Associate Prof. of Sports Injuries, Department of Biomechanics and Sports Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

Received Date: 2021/10/02 **Accepted Date: 2021/11/07**

Abstract

The aim of this study was to investigate the effects of facilitatory and inhibitory Kinesio Taping on elbow flexor muscle activity and fatigue. Ten males and seven females voluntarily participated in this study. Each participant completed the fatigue protocol under inhibitory, facilitative and placebo Kinesio Tape conditions, and electromyography activity of the Biceps Brachii and Brachioradialis muscles was recorded. The activation and fatigue rates of muscles were calculated by root mean square and median frequency slope, respectively. The results showed a significant effect of time on muscle activation, whereas there were no significant effects of Kinesio Tape on muscular activity and fatigue rate. Based on these findings, the muscle activity increases during the fatigue, but Kinesio Tape techniques cannot significantly affect muscle activity under normal or fatigue conditions. Moreover, these techniques cannot change the onset of fatigue by facilitating or inhibiting muscle.

Key words: Kinesio Taping, Facilitatory, Inhibitory, Fatigue, Muscle Activity

1. Email: Peymanaghaiee@gmail.com
2. Email: abbasi.bio@gmail.com
3. Email: letafatkaramir@yahoo.com

Currently, Kinesio Tape (KT) is widely used in sports and sports rehabilitation following musculoskeletal injuries. According to Kenzo Keys, changing the direction of KT has different effects on muscle activity. In this regard, KT would facilitate muscle activity if it applies from origin to muscle insertion, while it could inhibit by applying from insertion to muscle origin (1, 2). However, previous studies have reported inconsistent results regarding the effect of these KT techniques (3-6). Even though numerous studies have been conducted in this area, information about the influence of KT on muscle activation during fatigue is limited. Given that both inhibitory and facilitative methods have been claimed to cause lower and higher muscular activity, it appears that these strategies can also postpone and accelerate the onset of muscular fatigue. As a result, studying the effects of KT on muscle exhaustion may help quantify the impacts of this therapeutic technique on muscular activity. The purpose of this study was to investigate the immediate effect of facilitatory and inhibitory KT on the muscular activity and fatigue of the elbow flexor muscles.

Methods

Ten males and seven females participated in the present study (years: 24.76±3.99, height: 1.73+0.10 m and weight: 68.11±8.54 kg). During a familiarization session, the value of a 1-repetition maximum (1RM) of dumbbell curl was measured in order to develop a fatigue protocol. After ten minutes of rest, each participant performed a continuous repetitive dumbbell curl exercise to the exhaustion (17 on the Borg scale) with a 35 % of a 1RM. The number of repetitions was recorded by the examiner. Finally, the primary fatigue protocol was designed based on 35 % 1RM resistance and counted repetitions. Each individual visited the lab three times at one-week intervals for the primary tests. The maximal isometric contraction test of the elbow flexor muscles was assessed after warming up and placing electromyography (EMG) electrodes on Biceps Brachii and Brachioradialis based on surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM) recommendations. Then, randomly, one of these three techniques, facilitative, inhibitory, or placebo, was applied to the biceps muscle (7).

A biometrics EMG device was utilized to capture the electrical signal of the muscles during the fatigue protocol, and a biometrics electrogoniometer was employed to measure the elbow joint angle. The median frequency slope (MFS) and root mean square (RMS) variables were used to quantify exercise intensity and muscle fatigue, respectively. The RMS mean of each repetition was calculated during the middle of the elbow flexion range of motion. To standardize RMS, data were expressed as a percentage of maximal voluntary isometric contraction (MVIC). Muscle activity before and after fatigue was evaluated by using the

average of the first and last three repetitions of the performed fatigue protocols, respectively. To determine the intensity of muscular exhaustion, the MFS during the fatigue protocol was calculated using linear regression (8). The effects of KT on muscle activity and tiredness were assessed using repeated two-way and one-way analysis of variance (ANOVA) tests (α=0.05).

Results

The descriptive data for muscular activity and fatigue rate during inhibitory, facilitative, and placebo KT have been shown in table 1. Regarding muscle activity, the main effect of KT and the interaction (KT * Time) were not significant, while the main effect of time was significant (P<0.0001 for both muscles). These findings suggested that regardless of the kind of KT techniques, muscular activation increased considerably under fatigue situations (last three repetitions) compared to the non-fatigue situation. Furthermore, the KT techniques had no significant effect on the MFS or fatigue rate (P>0.05).

Table 1- Muscular activity and fatigue rate of Biceps Brachii and Brachioradialis in three different KT conditions (facilitatory, inhibitory, Placebo)

Muscles	Muscular activity						Fatigue rate	
	KT	Pre-fatigue Mean (SD)	Post-fatigue Mean (SD)	Significance (Two-way ANOVA) Time	KT	Interaction	Median frequency slope Mean (SD)	Significance (One way ANOVA)
Biceps Brachii	facilitatory	36.45(10.47)	58.11(14.20)	P<0.001	0.158	0.519	-0.072(0.053)	0.196
	inhibitory	32.70(10.38)	53.66(13.69)				-0.059(0.045)	
	Placebo	35.01(9.48)	54.66(16.18)				-0.070(0.055)	
Brachioradialis	facilitatory	33.26(10.48)	58.48(17.84)				-0.119(0.052)	
	inhibitory	30.04(12.48)	54.95(18.37)	P<0.001	0.078	0.30	-0.104(0.62)	0.341
	Placebo	30.98(9.77)	52.95(17.73)				-0.115(0.055)	

Conclusion

The immediate effects of facilitative and inhibitory KT on the activity and fatigue of the Biceps Brachii and Brachioradialis muscles were evaluated in the current study. It was hypothesized that muscles would respond to KT techniques more clearly and prominently under fatigue situations, and identifying the facilitatory

and inhibitory effects of KT techniques on muscle activity would be more practicable in this situation. However, the data revealed that both facilitatory and inhibitory KT methods could not influence muscle activity and these findings were unrelated to the fatigue states of muscles. This study assessed the usefulness of the KT by looking at changes in the activity and function of synergistic muscles, and no significant changes in the activity of the un-taped muscle were identified. According to the findings, fatigue increased the EMG signal amplitude while gradually decreasing the median frequency (negative regression line slope), indicating that the fatigue procedure used to administer fatigue was suitable. In both pre-fatigue and post-fatigue situations, the KT techniques failed to change muscle activity. Furthermore, time-frequency domain analysis revealed that KT did not influence muscular fatigue rate; representing that these methods have little potential to reduce or hasten the onset of muscular fatigue.

References

1. Kase K, Wallis, J., Kase, T. Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Method (2nd edition). Tokyo, Japan.: Ken Ikai Co. Ltd.; 2003:215-40.
2. Kuo Y-L, Huang Y-C. Effects of the application direction of Kinesio taping on isometric muscle strength of the wrist and fingers of healthy adults—a pilot study. Journal of Physical Therapy Science. 2013;25(3):287-91.
3. Mak DN-T, Au IP-H, Chan M, Chan ZY-S, An WW, Zhang JH, et al. Placebo effect of facilitatory Kinesio tape on muscle activity and muscle strength. Physiotherapy theory and practice. 2019;35(2):157-62.
4. Abubaker AA, Muaidi Q. The Effect of the inhibition technique of the kinesio taping on the triceps surae muscle after an isokinetic fatigue protocol. MOJ Orthopedics & Rheumatology. 2018;10(1):00384.
5. Choi I-R, Lee J-H. Effects of the direction of kinesiology tape application on the delayed onset of quadriceps muscle fatigue in athletes. Isokinetics and Exercise Science. 2019;27(3):235-40.
6. Cai C, Au I, An W, Cheung R. Facilitatory and inhibitory effects of Kinesio tape: Fact or fad? Journal of Science and Medicine in Sport. 2016;19(2):109-12.
7. Vered E, Oved L, Zilberg D, Kalichman L. Influence of kinesio tape application direction on peak force of biceps brachii muscle: A repeated measurement study. Journal of bodywork and movement therapies. 2016;20(1):203-7.
8. Costa MV, Pereira LA, Oliveira RS, Pedro RE, Camata TV, Abrão T, et al., editors. Fourier and wavelet spectral analysis of EMG signals in maximal constant load dynamic exercise. 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology; 2010: IEEE: 4622-4625.

مطالعات طب ورزشی دوره ۱۳، شماره ۲۹، بهار و تابستان ۱۴۰۰. صص ۲۲۸-۲۰۷

مقالهٔ پژوهشی

تأثیر آنی کینزیوتیپ تسهیلی و مهاری بر فعالیت و خستگی عضلات خم‌کنندهٔ مفصل آرنج

پیمان آقایی عطاآبادی[۱]، علی عباسی[۲]، امیر لطافتکار[۳]

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خورزمی، تهران، ایران

۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خورزمی، تهران، ایران (نویسنده مسئول)

۳. استادیار آسیب‌شناسی ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خورزمی، تهران، ایران

تاریخ ارسال ۱۴۰۰/۰۷/۱۰ تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۸/۱۶

چکیده

هدف مطالعهٔ حاضر بررسی اثرات کینزیوتیپ تسهیلی و مهاری بر فعالیت و خستگی عضلات فلکسور آرنج بود. ۱۷ آزمودنی فعال (ده مرد و هفت زن) به‌صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. هر آزمودنی پروتکل خستگی را طی شرایط کینزیوتیپ مهاری، تسهیلی و پلاسبو (با فاصلهٔ زمانی یک هفته) اجرا کرد و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دوسربازویی و بازویی زنداعلایی حین اجرای پروتکل ثبت شد. برای محاسبهٔ میزان فعالیت عضلات قبل و بعد از پروتکل خستگی و نرخ خستگی به ترتیب از جذر میانگین مربعات (RMS) و شیب میانهٔ فرکانسی سیگنال الکترومایوگرافی استفاده شد. نتایج نشان داد تنها اثر زمان بر فعالیت عضلانی معنادار بود و اثر کینزیوتیپ بر فعالیت عضلانی و نرخ خستگی عضلانی معنادار نبود. یافته‌ها نشان می‌دهد فعالیت عضلات در وضعیت خستگی افزایش می‌یابد، اما تکنیک‌های مختلف کینزیوتیپ نمی‌توانند در شرایط عادی یا خستگی، اثر معناداری بر میزان فعالیت عضلانی بگذارند؛ همچنین این تکنیک‌ها نمی‌توانند با تسهیل یا مهار فعالیت عضلانی، زمان وقوع خستگی را تغییر دهد.

واژگان کلیدی: کینزیوتیپ، تیپ تسهیلی، تیپ مهاری، خستگی، فعالیت عضلانی

1. Email: Peymanaghaiee@gmail.com
2. Email: abbasi.bio@gmail.com
3. Email: letafatkaramir@yahoo.com

مقدمه

کینزیوتیپ در دهۀ ۱۹۶۰ توسط یک متخصص کایروپرکتیک[1] به نام کنزو کنزو کیز[2] ابداع شد. ایده این بود که بافت و ویژگی‌های آن (قابلیت کشسانی، چسبندگی، ضخامت، ساختار موجی شکل و منافذ موجود جهت جذب رطوبت پوست) مانند پوست بدن و اثرات آن مشابه تکنیک‌های اصلاحی منوال‌تراپی باشد. اهداف عملکردی استفاده از آن شامل کاهش اسپاسم و درد عضلانی، تسهیل انقباض عضله، افزایش گردش خون و لنف و حس عمقی از طریق تحریک مداوم گیرنده‌های مکانیکی پوستی است (۱). درواقع، هدف استفاده از کینزیوتیپ حمایت از بافت‌های نرم، بدون ایجاد محدودیت در عملکرد آن‌هاست (۲). امروزه، استفاده از کینزیوتیپ در حیطه‌های ورزشی و بازتوانی ورزشی پس از آسیب‌های اسکلتی عضلانی فراگیر شده است (۳) و شهرتش، به‌ویژه پس از مشاهدۀ تأثیر آن در بدن ورزشکاران در المپیک ۲۰۰۸، افزایش‌یافته است (۴,۵). بر اساس نظرات کنزو کیز، تغییر جهت و راستای اعمال کینزیوتیپ آثار متفاوتی بر فعالیت عضلانی دارد (۱,۶,۷)؛ به‌طوری که در تکنیک تسهیلی با اعمال تیپ از مبدأ عضله به محل اتصال آن، فعالیت عضلانی تسهیل می‌شود. سازوکار عمل کینزیوتیپ در تسهیل عضلانی کاملاً مشخص نیست، اما پژوهشگران دو فرضیۀ احتمالی را پیشنهاد کرده‌اند: فرضیۀ اول بر افزایش جریان خون و لنف حاصل از بلند شدن پوست و درنتیجه، افزایش فضای بین پوست، عضله و فضای بین بافتی در ناحیه کینزیوتیپ شده تأکید دارد. فرضیۀ دیگر این مسئله را مطرح می‌کند که کینزیوتیپ با ایجاد کشش و فشار بر پوست، مکانورسپتورهای[3] پوست را تحریک می‌کند و با فعال شدن سازکارهای تنظیم‌کنندۀ سیستم عصبی مرکزی، به افزایش تحریک عضله منجر می‌شود (۸). در تکنیک مهاری تیپ از محل اتصال عضله به مبدأ آن متصل می‌شود؛ این تکنیک سبب می‌شود تا کینزیوتیپ نیرویی کششی برخلاف جهت انقباض عضلانی ایجاد کند تا همراه با تحریک اندام وتری-تاندونی، عضله مهار شود (۱,۷).

از تکنیک‌های مهاری و تسهیلی کینزیوتیپ به‌طور گسترده‌ای در حوزۀ پیشگیری آسیب و برنامه‌های توان‌بخشی ورزشکاران استفاده شده است (۵)، بااین‌حال، مطالعات پیشین نتایج ناهم‌سویی در خصوص اثر این نوع روش درمانی بر عملکرد عضلانی گزارش کرده‌اند. برخی از مطالعات اثرات معنادار این تکنیک‌ها را بر فعالیت عضلانی (۹) و شاخص‌های مرتبط با آن از قبیل خستگی (۱۰,۱۱)، زمان‌بندی انقباض عضلانی (۱۲) و قدرت عضلانی (۱۳) تأیید کرده‌اند؛ بااین‌حال، شمار قابل‌توجهی از مطالعات گزارش داده‌اند این تکنیک‌ها روی فعالیت الکتریکی عضله اثربخش نیست (۱۴-۹,۱۱,۱۶). اگرچه

1. Chiropractic
2. Kenzo Kase
3. Mechanoreceptors

پژوهش‌های فراوانی در این زمینه انجام‌شده، به اثرگذاری تیپ در حین خستگی روی فعالیت عضلانی کمتر توجه شده است. با توجه به اینکه ادعا شده است تیپ مهاری و تسهیلی می‌توانند فعالیت عضلانی را به ترتیب کاهش و افزایش دهند، به نظر می‌رسد این تکنیک‌ها می‌توانند به تأخیر و تسریع روند خستگی عضلانی نیز منجر شوند (۱۷)؛ بنابراین، بررسی تأثیر کینزیوتیپ بر روند و شدت خستگی عضلانی، ممکن است بتواند تأثیر این راهکار درمانی را بر فعالیت عضلانی به شکلی دقیق‌تر مشخص کند. چندین مطالعه در مورد این موضوع انجام شده، ولی در این مطالعات خستگی یک گروه عضلانی (محاسبهٔ شاخص خستگی بر اساس تغییرات گشتاور مفصل) اندازه‌گیری شده است (۱۰,۱۸)، درحالی‌که برای شناسایی آثار کینزیوتیپ روی فعالیت عضلانی لازم است خستگی هر عضله به‌صورت جداگانه ارزیابی شود؛ برای مثال ابوباکر[1] و همکاران (۲۰۱۸) گزارش کردند که تیپ مهاری می‌تواند به کاهش یا به تأخیر انداختن شدت خستگی منجر شود، اما آن‌ها برای محاسبهٔ خستگی عضلانی از شاخصی استفاده کرده‌اند که قابلیت اختصاص دادن به یک عضلهٔ مشخص را ندارد. این شاخص برای اندازه‌گیری خستگی بر اساس اختلاف مقدار گشتاور در تکرارهای ابتدایی و انتهایی پروتکل خستگی به‌دست‌آمده است (۱۰). بنابراین نمی‌توان نتیجه گرفت در اثر تیپ مهاری فعالیت آن عضله کم شده است و به دنبال آن خستگی کاهش‌یافته است؛ زیرا این خستگی به نوع و فعالیت عضلات دیگری نیز مرتبط است و عضلات دیگری نیز در تولید این گشتاور نقش داشته‌اند.

پردازش سیگنال‌های الکترومایوگرافی می‌تواند نقشی مهمی در شناسایی روند خستگی عضلانی داشته باشد؛ زیرا این سیگنال‌ها حاوی اطلاعاتی در مورد سرعت هدایت و فراخوانی تارهای عضلانی غشای تحریک‌پذیرند (۱۹,۲۰). ازآنجاکه ثابت‌شده است خستگی عضلانی به کاهش فرکانس سیگنال‌های الکترومایوگرافی منجر می‌شود، شیب منفی میانهٔ فرکانسی ابزاری ارزشمند در کمی‌سازی خستگی محسوب می‌شود (۲۱,۲۲). بنابراین در راستای شناسایی نقش تیپ بر فعالیت عضلانی، با استفاده از این روش می‌توان اثر کینزیوتیپ را بر خستگی عضلهٔ هدف (عضله‌ای که تیپ روی آن اعمال‌شده) را به‌طور اختصاصی مشخص کرد. از طرف دیگر، می‌توان آثار احتمالی کینزیوتیپ را بر فعالیت عضلات آگونیست (آگونیست با عضلهٔ تیپ‌شده) و بدون تیپ را نیز بررسی کرد. از آنجاکه گزارش شده است طی انجام کاری ثابت، خستگی هر عضله می‌تواند بر توزیع بار و خستگی عضلات همکار تأثیر بگذارد (۲۴,۲۳)؛ می‌توان فرض کرد که هرگونه اثر احتمالی روی خستگی عضلات تیپ‌شده، می‌تواند خستگی عضلات همکار بدون تیپ را نیز تحت‌الشعاع قرار دهد. به‌عبارت دیگر، حین اجرای تکلیفی ثابت (طی

1. Abubaker

روند خستگی)، تسریع یا تعویق روند خستگی عضله‌ای که تیپ روی آن اعمال‌شده، ممکن سهم عضلات همکارش (میزان فعالیت) را در تولید گشتاوری ثابت به ترتیب افزایش و کاهش دهد (برای مثال، مهار عضلهٔ تیپ‌شده به خستگی کمتر آن عضله و خستگی بیشتر عضلهٔ همکار بدون تیپ منجر شود).

باوجود گستردگی استفاده از کینزیوتیپ در حوزهٔ درمان و توان‌بخشی ورزشی، سازوکار اثرگذار کینزیوتیپ با روش‌های تسهیلی و مهاری به‌طور دقیق مشخص نیست؛ بنابراین برای توسعهٔ دانش پژوهشگران و درمانگران، انجام پژوهش‌های جامع‌تر ضروری به نظر می‌رسد. با توجه به اینکه پژوهشگران به آثار هم‌زمان کینزیوتیپ بر خستگی و فعالیت عضلانی توجه کمتری داشته‌اند و این آثار به‌صورت جداگانه روی عضلات تیپ‌شده و عضلات همکار بدون تیپ بررسی نشده است؛ هدف مطالعهٔ حاضر بررسی آثار آنی تیپ تسهیلی و مهاری عضلهٔ دوسربازویی روی فعالیت و خستگی عضلهٔ دوسربازویی و بازویی زنداعلایی است. بر اساس این هدف فرض شد: ۱) تیپ مهاری و تسهیلی بر فعالیت عضلات در شرایط قبل و بعد از خستگی تأثیر دارد؛ ۲) تیپ مهاری و تسهیلی بر شدت خستگی عضلهٔ تیپ‌شده و عضلهٔ همکار بدون تیپ تأثیرگذار است.

روش پژوهش

آزمودنی‌ها

۱۷ دانشجوی فعال (ده مرد و هفت زن) با میانگین سنی ۳/۹۹ ± ۲۴/۷۶ سال، قد ۰/۱۰ ± ۱/۷۳ متر و جرم ۸/۵۴ ± ۶۸/۱۱ کیلوگرم به روش نمونه‌گیری در دسترس و به‌صورت داوطلبانه در پژوهش نیمه‌تجربی حاضر شرکت کردند. بر اساس محاسبات نرم‌افزار جی‌پاور[1] ۱۷ آزمودنی کافی است تا بتوان معناداری تفاوت‌ها را در سطح ۰/۰۵ و اندازه اثر f= ۰/۳۳ و ۸۰ درصد توان شناسایی کرد (پیوست ۱). دانشجویان مرد و زن ورزشکار (داشتن دست‌کم سه جلسه تمرین ورزشی منظم در هفته) با دامنهٔ سنی ۱۸ تا ۳۵ سال، معیارهای ورود به پژوهش حاضر را داشتند. معیارهای خروج از پژوهش عبارت بودند از: وجود هرگونه ناهنجاری اسکلتی عضلانی در اندام فوقانی، سابقهٔ جراحی یا آسیب اسکلتی عضلانی طی ۱۲ ماه قبل از انجام آزمون‌ها، زخم، عفونت و اسکار[2] در محل اتصال کینزیوتیپ و الکترود، بارداری و حساسیت به کینزیوتیپ. قبل از شروع پژوهش، کلیهٔ مراحل پژوهش برای آزمودنی‌ها شرح داده شد و آن‌ها در صورت تمایل برای ادامهٔ همکاری فرم رضایت‌نامهٔ آزمودنی را

1. G.Power (v 3.1.9.7)
2. Scar

تکمیل کردند. پژوهش حاضر ازنظر رعایت اصول اخلاقی به تأیید کمیتهٔ اخلاق پژوهشگاه علوم ورزشی ایران رسیده است (کد IR.SSRI.REC.1400.1010).

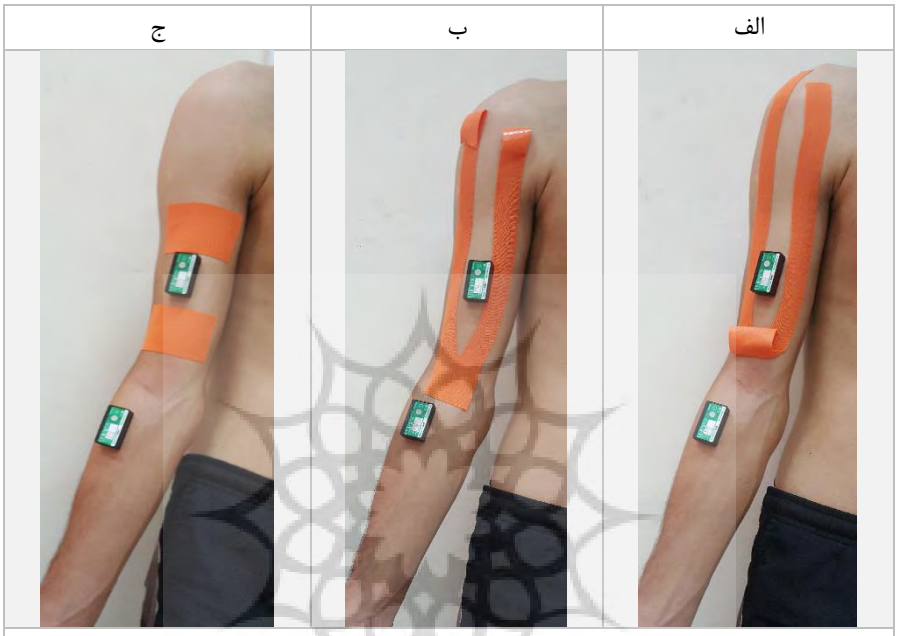
جلسه آشناسازی و طراحی پروتکل خستگی

طی جلسهٔ آشناسازی اندازه‌گیری‌های اولیه شامل ثبت اطلاعات آنتروپومتریک انجام شد. سپس برای اندازه‌گیری یک تکرار بیشینهٔ عضلات فلکسور آرنج، آزمودنی‌های با انجام ۵ دقیقه رکاب زدن روی دوچرخهٔ ارگومتر و ۱۰ دقیقه حرکات مقاومتی (شدت پایین) به گرم کردن مفاصل اندام فوقانی پرداختند. سپس مقدار یک تکرار بیشینهٔ حرکت جلو بازو دمبل برای دست برتر (دستی که برای نوشتن و نقاشی کردن ترجیح داده شود) محاسبه شد (۲۵,۲۶). بعد از ده دقیقه استراحت، دمبلی با وزن ۳۵ درصد یک تکرار بیشینه (۲۷) به‌منظور اجرای پروتکل خستگی انتخاب شد. هر آزمودنی حرکت جلو بازو را تا مرز خستگی (خیلی سخت، عدد ۱۷ در مقیاس بورگ) انجام داد (۲۸,۲۹) و تعداد تکرارها توسط آزمونگر ثبت شد. درنهایت، پروتکل خستگی بر اساس مقاومت (۳۵ درصد تکرار بیشینه) و تعداد تکرار ثبت‌شده برای جلسات بعدی در نظر گرفته شد. حین اجرای آزمون در تمام جلسات اندازه‌گیری، سرعت اجرای حرکت جلو بازو با استفاده از مترونوم کنترل شد (۲۷).

روش تیپ‌گذاری

در این مطالعه سه روش تیپ مهاری، تسهیلی و پلاسبو با ترتیب تصادفی و فاصلهٔ زمانی یک هفته روی عضلهٔ دوسربازویی اعمال شد و آزمودنی‌ها از کاربرد و تأثیر این روش‌ها آگاهی نداشتند (۳۰). کینزیوتیپ مورداستفاده در پژوهش حاضر یک نوار ضدآب با پهنای ۵ و ضخامت ۰/۰۵ سانتی‌متر بود (Ares، کرهٔ جنوبی). به‌منظور تیپ عضلهٔ دوسربازویی، ابتدا مفصل شانه در حالت آناتومیک، مفصل آرنج در حالت اکستنشن کامل و ساعد در وضعیت چرخش خارجی کامل قرار گرفت تا عضلهٔ دوسر بازو در حالت کشیده‌شده قرار بگیرد. برای انجام تیپینگ، یک قطعه کینزیوتیپ متناسب با طول بازوی آزمودنی با شکلی شبیه به حرف Y انگلیسی (برش در امتداد طولی تیپ به‌جز قسمت انتهایی) تهیه شد و با کششی حدود ۳۰ درصد (افزایش ۳۰ درصد طول تیپ) به قسمت قدامی بازو چسبانده شد (۳۱). در حالت تیپ تسهیلی، دو سر بالایی تیپ به دو سر ثابت عضلهٔ دوسربازویی (سر کوتاه و بلند) چسبانده شد و پس از آن، با اعمال کشش و هم‌راستا با تارهای عضله به سر متحرک آن (برجستگی استخوان زنداعلایی) متصل شد (تصویر ۱، الف). برای تیپینگ مهاری در جهتی مخالف، ابتدا تیپ به سر متحرک و پس از اعمال کشش به سرهای ثابت عضله متصل شد (تصویر ۱، ب). در مورد تیپ پلاسبو هم یک قطعه تیپ به عرض ۵ سانتی‌متر و با طول متناسب با عرض عضلهٔ دوسربازویی هر آزمودنی به‌صورت عمود بر راستای عضله (باهدف عدم تأثیر بر خط کشش تارهای عضله) چسبانده

شد (تصویر ۱، ج). آزمون‌ها ۳۰ دقیقه پس از تیپ گذاری آغاز شدند تا اثر تیپ به حد مطلوب رسیده باشد (۳۱,۳۲).



تصویر ۱- کینزیوتیپ تسهیلی (الف)، مهاری (ب) و پلاسبو (ج) انجام‌شده روی عضلهٔ دوسربازویی

جمع‌آوری داده‌ها و پردازش سیگنال

برای انجام آزمون‌های اصلی، هر آزمودنی سه مرتبه و بافاصله زمانی یک هفته به آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه خوارزمی کرج مراجعه کرد. پس از گرم کردن مشابه با روشی که در جلسهٔ آشنایی ذکر شد، محل نصب الکترودهای عضلهٔ دوسربازویی و بازویی زنداعلایی بر اساس توصیه‌های سنیام[1] مشخص شد. الکترودهای فعال دوقطبی پس از تراشیدن و تمیز کردن ناحیهٔ مشخص‌شده، با چسب دوطرفه روی پوست متصل شدند. پس از نصب الکترودها آزمون انقباض ایزومتریک بیشینهٔ عضلات فلکسور آرنج اجرا شد و فعالیت الکتریکی عضلات به‌طور هم‌زمان ثبت شد. بدین منظور آزمودنی‌ها روی صندلی دستگاه ایزوکینتیک بایودکس[2] قرار گرفتند و پس از ثابت کردن استخوان بازو در راستای تنه و مفصل آرنج در زاویهٔ ۹۰ درجه، حداکثر انقباض ایزومتریک عضلات فلکسور برای سه تکرار ۵ ثانیه‌ای

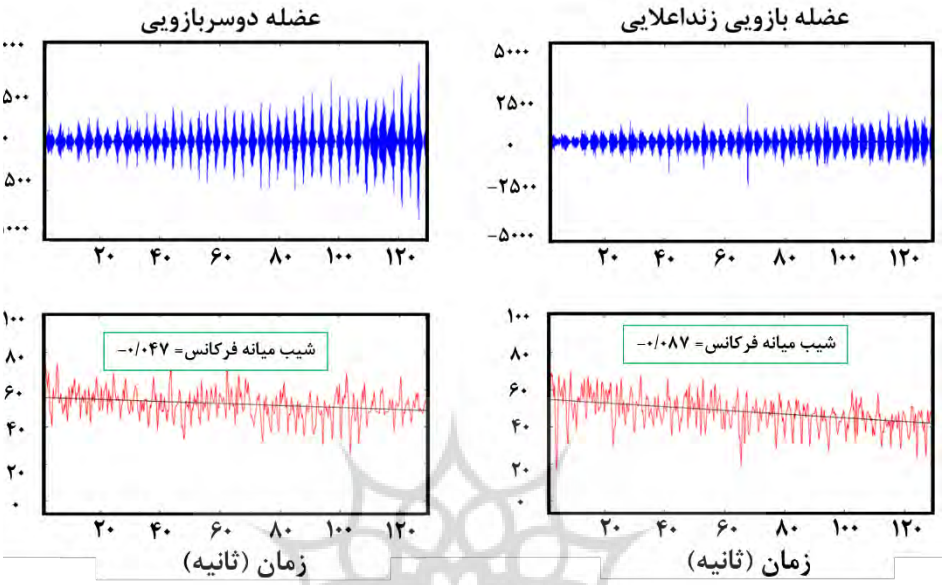
1. SENIAM
2. Biodex System 3, New York, USA

متوالی (با یک دقیقه استراحت) ثبت شد. سپس یکی از تکنیک‌های تیپ با ترتیب تصادفی روی عضلهٔ دوسربازویی چسبانده شد. پس از ۳۰ دقیقه (به‌منظور اثرگذاری کامل تیپ) پروتکل خستگی اجرا شد و به‌صورت هم‌زمان سیگنال الکتریکی عضلات توسط دستگاه الکترومایوگرافی شش کانال بیومتریکس و زاویهٔ مفصل آرنج با الکتروگونیامتر بدون سیم بیومتریکس (ساخت انگلیس، فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز) ثبت شد.

در پیشینهٔ پژوهش، عموماً از متغیرهای مجذور میانگین ریشه‌ها (RMS) و شیب میانهٔ فرکانسی برای تعیین شدت فعالیت و خستگی عضلانی استفاده شده است؛ ازاین‌رو، در پژوهش حاضر نیز متغیرهای مربوط برای تفسیر اطلاعات انتخاب شدند (۳۵-۳۳). سیگنال‌های خام الکترومایوگرافی توسط فیلتر میان‌گذر باترورث با فرکانس برش‌های ۲۰ و ۴۰۰ هرتز فیلتر شدند و RMS سیگنال الکترومایوگرافی (پنجرهٔ زمانی ۵۰ میلی‌ثانیه) طی کل زمان اجرای آزمون محاسبه شد. برای هر کوشش، میانگین RMS طی ۶۰ درصد میانی دامنهٔ حرکتی فلکشن مفصل آرنج محاسبه شد (۳۵) و با نرمال‌سازی به مقدار MVIC به‌صورت درصدی از MVIC به دست آمد. برای ارزیابی اثرات تیپ روی فعالیت عضلانی در هر یک از وضعیت‌های قبل و بعد از خستگی، به ترتیب میانگین فعالیت سه تکرار اول و آخر محاسبه شد. با استفاده از تکنیک تبدیل فوریهٔ کوتاه‌مدت[1] (STFT) طیف فرکانسی سیگنال الکترومایوگرافی طی دوره‌های زمانی ۰/۵ ثانیه‌ای به دست آمد (۳۴) و سپس میانهٔ فرکانس هر یک از طیف‌های فرکانسی محاسبه شد. میانهٔ فرکانس به‌عنوان مقداری از فرکانس تعریف شد که طیف فرکانس را به دو بخش با انرژی‌های برابر تقسیم می‌کند. درنهایت با استفاده از رگرسیون خطی (۳۶)، شیب میانه‌های فرکانس محاسبه‌شده طی زمان انجام پروتکل خستگی به دست آمد (تصویر ۲). کلیهٔ مراحل پردازش داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار متلب[2] انجام شد.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

2. Short-Time Fourier Transform
3. MathWorks, Inc., Natick, MA, USA



تصویر ۲- نمایش هم‌زمان دامنهٔ سیگنال EMG و شیب میانهٔ فرکانسی عضلات دوسربازویی و بازویی زنداعلایی طی روند خستگی یکی از آزمودنی‌های پژوهش

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک بررسی شد و برای بررسی اثرات تیپ (مهاری، تسهیلی و پلاسبو)، زمان (قبل و بعد از خستگی) و اثر تعاملی آن‌ها روی فعالیت عضلانی از آزمون دوراهۀ تحلیل واریانس اندازه‌گیری مکرر استفاده شد. همچنین برای بررسی اثربخشی تیپ روی خستگی عضلانی (شیب میانه فرکانسی هر عضله) از آزمون تحلیل واریانس اندازه‌گیری مکرر یک‌راهه استفاده شد. سطح معناداری برابر با ۰/۰۵ در نظر گرفته شد و تمام آزمون‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS[1] انجام شد.

یافته‌ها

بر اساس نتایج آزمون شاپیرو-ویلک مشخص شد توزیع داده‌های تمام متغیرها نرمال است. جدول شمارۀ ۱ آمار توصیفی مرتبط با شدت فعالیت عضلانی در هر یک از شرایط تیپ مهاری، تسهیلی و پلاسبو را برای سه تکرار اول (قبل از خستگی) و سه تکرار انتهایی (شرایط خستگی) نشان می‌دهد. نتایج آزمون تحلیل واریانس اندازه‌گیری مکرر دوراهه نشان داد عوامل تیپ و تعامل (تیپ * زمان)

1. Version 25, IBM Corporation, Armonk, NY, USA

اثر معناداری بر فعالیت عضلانی نداشته‌اند (P> ۰/۰۵)، درحالی‌که اثر عامل زمان معنادار بود (P ۰/۰۰۱ > برای هر دو عضله) و این نشان می‌دهد صرف‌نظر از نوع تکنیک کینزیوتیپ، فعالیت هر دو عضلهٔ دوسربازویی و بازویی زنداعلایی در شرایط خستگی (سه تکرار آخر)، در مقایسه با حالت بدون خستگی افزایش معناداری داشته‌اند (جدول شمارهٔ ۱). جدول شمارهٔ ۲ نیز میانگین و انحراف استاندارد شیب میانهٔ فرکانسی یا شدت خستگی هر عضله را در وضعیت اعمال تیپ مهاری، تسهیلی و پلاسبو را نشان می‌دهد. اگرچه به نظر می‌رسد هر دو عضله در شرایط تیپ مهاری، در مقایسه با تیپ تسهیلی، شدت خستگی کمتری را تجربه کرده‌اند، نتایج آزمون تحلیل واریانس اندازه‌گیری مکرر یک‌راهه نشان داد تفاوت بین میانگین‌های شرایط مختلف ازنظر آماری معنادار و قابل‌توجه نبوده است (P >۰/۰۵).

جدول ۱- میزان فعالیت عضلات (درصدی از MVIC) در اوایل و انتهای پروتکل خستگی در شرایط مختلف تیپ تسهیلی، مهاری و پلاسبو

عضلات	شرایط	سه تکرار اول (قبل از خستگی)	سه تکرار آخر (بعد از خستگی)	تغییرات (قبل و بعد از خستگی)	Significance شرایط (df =۲)	Significance زمان (df =۱)	Significance تعامل (df =۲)
دوسربازویی	تسهیلی	۳۶/۴۵ ± ۱۰/۷۴	۵۸/۱۱ ± ۱۴/۲۰	۲۲/۶۵ ± ۱۱/۷۷ #	۰/۱۵۸ F = ۱/۹۵	P< ۰/۰۰۱ F = ۴۱/۶۶	۰/۵۱۹ F =۰/۶۶۹
	مهاری	۳۲/۷۰ ± ۱۰/۳۸	۵۳/۶۶ ± ۱۳/۶۹	۲۰/۹۵ ± ۱۲/۳۰ #			
	پلاسبو	۳۵/۰۱ ± ۹/۴۸	۵۴/۶۶ ± ۱۶/۱۸	۱۹/۶۵ ± ۱۲/۹۰ #			
بازویی زنداعلایی	تسهیلی	۳۳/۲۶ ± ۱۰/۴۸	۵۸/۴۸ ± ۱۷/۸۴	۲۵/۲۲ ± ۱۸/۷۲ #	۰/۰۷۸ F = ۲/۷۶	P< ۰/۰۰۱ P =۴۸/۰۱	۰/۳۰ F = ۱/۲۵
	مهاری	۳۰/۰۴ ± ۱۲/۴۸	۵۴/۹۵ ± ۱۸/۳۷	۲۴/۹۱ ± ۱۴/۴۵ #			
	پلاسبو	۳۰/۹۸ ± ۹/۷۷	۵۲/۹۵ ± ۱۷/۷۳	۲۱/۹۷ ± ۱۱/۹۰ #			

#معناداری درون‌گروهی (P < ۰/۰۵)

جدول ۲- شیب میانهٔ فرکانسی عضلات دوسربازویی و بازویی زنداعلایی طی رسیدن به خستگی در سه شرایط مختلف تیپ تسهیلی، مهاری و پلاسبو

عضلات	شرایط			df	F	معناداری
	تسهیلی	مهاری	پلاسبو			
دوسربازویی	-۰/۰۷۲ ± ۰/۰۵۳	-۰/۰۵۹ ± ۰/۰۴۵	-۰/۰۷۰ ± ۰/۰۵۵	۲	۱/۷۱	۰/۱۹۶
بازویی زنداعلایی	-۰/۱۱۹ ± ۰/۰۵۲	-۰/۱۰۴ ± ۰/۰۶۲	-۰/۱۱۵ ± ۰/۰۵۵	۲	۱/۱۱	۰/۳۴۱

بحث و نتیجه‌گیری

این مطالعه آثار آنی تیپ تسهیلی و مهاری را روی فعالیت و خستگی عضلات دوسربازویی و بازویی زنداعلایی بررسی کرد. بر اساس نتایج، اثر تیپ (مهاری، تسهیلی و پلاسبو) و اثر تعاملی (تیپ * زمان) روی فعالیت عضلانی هیچ‌یک از عضلات معنادار نبود و این نتایج برای هر دو حالت قبل و بعد از خستگی یکسان بود. بدین معنا که هیچ‌یک از روش‌ها، در مقایسه با روش دیگر، به افزایش یا کاهش فعالیت آن عضله منجر نشد. درعین‌حال اثر زمان روی فعالیت عضلانی معنادار بود که نشان می‌دهد طی روند خستگی فعالیت هر دو عضله افزایش‌یافته است. این نتیجه به‌نوعی به افزایش دامنهٔ سیگنال الکترومایوگرافی حین شرایط خستگی مرتبط است و تأییدکنندهٔ خستگی عضلانی در انتهای پروتکل خستگی است. همچنین شیب میانهٔ فرکانسی هر دو عضله در تمام وضعیت‌ها منفی بود که کاهش فرکانس سیگنال را طی پروتکل و افزایش خستگی نشان می‌دهد؛ بااین‌حال نتایج مرتبط با خستگی نشان داد اثر تیپ روی خستگی عضلهٔ هدف (عضله تیپ شده) یعنی دوسربازویی و عضلهٔ همکار یعنی بازویی زنداعلایی معنادار نبوده و روند خستگی عضلانی با و بدون تیپ تغییرات قابل‌توجهی نداشته است.

نتایج نشان داد استفاده از تیپ اثری روی فعالیت عضلهٔ هدف و همکار نداشته است؛ بنابراین فرض اول ما مبنی بر تأثیر تیپ مهاری و تسهیلی بر فعالیت عضلات در شرایط قبل و بعد از خستگی رد می‌شود. در این پژوهش فرض شد که عضلات در شرایط خستگی، واضح‌تر و برجسته‌تر به تکنیک‌های کینزیوتیپ پاسخ خواهند داد و شناسایی آثار تسهیلی و مهاری تکنیک‌های کینزیوتیپ در این شرایط عملی‌تر خواهد بود. بااین‌حال نتایج نشان داد کینزیوتیپ تسهیلی و مهاری نمی‌توانند فعالیت عضلانی را تحت تأثیر قرار دهند و این آثار به وضعیت خستگی عضله مربوط نیستند. از طرفی دیگر این پژوهش در پی این بود تا با بررسی تغییرات فعالیت و نقش عضلات سینرژی، بتواند اثربخشی تیپ را ارزیابی کند؛ بااین‌حال در فعالیت عضله همکار تیپ‌نشده نیز تغییرات معناداری مشاهده نشد. برای درک بهتر این موضوع، می‌توان تصور کرد که اگر تیپ به روش مهاری فعالیت عضله‌ی تیپ شده (دوسربازویی) را کاهش دهد، نیاز به فعالیت بیشتر عضله همکار تیپ نشده (بازویی زنداعلایی) برای تولید نیرو (در حرکت جلو بازو با یک وزنه ثابت) بیشتر خواهد شد، اما بر اساس یافته‌های پژوهش، تیپ مهاری و تسهیلی تأثیری بر فعالیت هیچ‌کدام یک از این دو عضله نداشتند. برخی از مطالعات پیشین نیز به دنبال استفاده از تکنیک‌های تیپ تغییرات معناداری در فعالیت عضلانی مشاهده نکرده‌اند (۱۴,۳۷). به‌علاوه گزارش‌شده است که انواع تیپ بر تحریک‌پذیری نرون حرکتی (۳۸,۳۹) و کاهش کوفتگی تأخیری عضلانی (۴۰) اثر معناداری ندارد. بر اساس نتایج پژوهش حاضر و مطالعاتی که اثر تیپ را روی دیگر پارامترهای سیگنال الکترومایوگرافی بررسی کرده‌اند، به نظر می‌رسد تغییر

جهت راستای اعمال تیپ (مهاری یا تسهیلی) نمی‌تواند در مؤلفه‌های سیگنال تاثیر قابل‌توجهی بگذارد. درعین‌حال، بیشتر پژوهش‌های پیشین (۱۴,۳۹,۴۱) و همچنین پژوهش حاضر روی افراد سالم انجام‌شده است و ممکن است عواملی مانند کاهش درد به بهبود عملکرد بیماران منجر شود و بتواند تغییرات قابل‌توجهی روی فعالیت عضلانی افراد بیمار ایجاد کند که لازم است در مطالعات آینده بررسی شود. از طرفی دیگر چندین مطالعه اثر معنادار تیپ را روی قدرت عضلانی گزارش کرده‌اند (۱۳,۱۸,۴۱). این مطالعات به افزایش قدرت عضلانی اشاره‌کرده‌اند درحالی‌که هدف مطالعهٔ حاضر روی فعالیت عضلانی و به‌نوعی تغییرات سیگنال الکترومایوگرافی بود. بااین‌حال افزایش قدرت مستلزم افزایش فعالیت عضلانی است و ممکن است تیپ تأثیری ناشناخته روی دیگر فاکتورهای عصبی عضلانی داشته باشد. بنابراین مطالعات بیشتری لازم است تا علت تناقض بین اثر تیپ روی فعالیت عضلانی را در مقایسه با قدرت عضلانی مشخص کند. یکی از دلایل احتمالی این تناقض می‌تواند به تأثیر پلاسبو تیپ مرتبط باشد؛ زیرا در پژوهشی گزارش‌شده است که تیپ تأثیری معنادار روی فعالیت عضلانی ندارد، درحالی‌که به افزایش قدرت عضلانی گروهی از افراد منجر شده است که به‌طورمعمول از تیپ استفاده می‌کنند (۹). بنابراین آگاهی آزمودنی‌ها از اثربخشی تیپ نیز تأثیری قابل‌توجه روی نتایج خواهد داشت؛ در پژوهش حاضر نیز افرادی در پژوهش شرکت کردند که اطلاعاتی در مورد نحوهٔ تأثیرگذاری تیپ و یا سابقهٔ استفاده از آن را نداشتند.

تحلیل حوزهٔ زمان-فرکانس نشان داد تیپ هیچ‌گونه اثری بر شدت خستگی عضلات ندارد و دومین فرضیه‌ی پژوهش حاضر نیز رد شد. انتظار می‌رفت تیپ مهاری و تسهیلی عضلهٔ دوسربازویی به ترتیب به کاهش و افزایش شدت خستگی آن عضله منجر شود. از طرف دیگر، عضلهٔ بازویی زنداعلایی به‌منظور تولید گشتاور یکسان در طی اجرای پروتکل، بتواند تغییرات فعالیت عضلهٔ دوسربازویی را جبران کند و روند خستگی معکوسی را تجربه کند، بااین‌حال نتایج نشان داد که تیپ اثری روی شدت خستگی عضلانی ندارد. ابوباکر و همکاران نشان دادند که تیپ می‌تواند خستگی عضلانی را به تعویق بیندازد (۱۰)، بااین‌حال با توجه به اینکه شاخص خستگی آن‌ها بر اساس تغییرات گشتاور مفصلی محاسبه‌شده است، مشخص نیست عملکرد کدام‌یک از عضلات درگیر در این مفصل به تغییرات خستگی عضلانی منجر شده است. پژوهش دیگری که همانند پژوهش حاضر شیب میانهٔ فرکانس را برای کمی‌سازی شدت خستگی به کار گرفته بود، نشان داد تیپ می‌تواند موجب به تعویق افتادن خستگی عضلات کمر در افراد مبتلابه کمردرد شود (۴۲). صرف‌نظر از اینکه مطالعهٔ آن‌ها روی بیماران مبتلابه کمردرد انجام‌شده است، پژوهشگران برای اعمال خستگی از پروتکل ایزومتریک استفاده کرده‌اند؛ بنابراین ممکن است نوع انقباض بتواند تناقض بین نتایج پژوهش حاضر و آن‌ها را توجیه کند. ازآنجاکه ادعاشده

است کینزیوتیپ می‌تواند بر گیرنده‌های عمقی دوک عضلانی و اندام وتری گلژی تأثیر بگذارد (۳۲) و با توجه به اهمیت این گیرنده‌ها حین انقباض پویا (حساسیت دوک عضلانی به تغییر طول عضله و اندام وتری گلژی به تغییر نیروی عضلانی) (۴۳)، به نظر می‌رسد بررسی تأثیر تیپ روی خستگی و فعالیت عضلانی حین انقباض پویا (مشابه با پژوهش حاضر) بتواند نتایج معتبرتری را فراهم کند. درنهایت باید توجه داشت که هرگونه تأثیر به‌کارگیری تیپ برای تغییر در روند خستگی، ممکن است به سازوکارهای فیزیولوژیکی مثل بهبود جریان خون مرتبط باشد (۴۴) و نمی‌توان آن را به تغییرات فعالیت عضلانی مرتبط کرد.

یکی از محدودیت‌های پژوهش حاضر بررسی نشدن تأثیر طولانی‌مدت استفاده از کینزیوتیپ است، چراکه این پژوهش تنها بر تأثیر آنی این مداخله درمانی تمرکز داشت. با وجوداین پروتکل خستگی ۳۰ دقیقه پس از اعمال تیپ انجام شد تا تیپ از نظر زمانی اثربخشی مطلوبی داشته باشد (۳۲). همچنین، اگرچه در این پژوهش اثرات کینزیوتیپ تسهیلی و مهاری در مقایسه با شرایط پلاسبو ارزیابی شده است، تأثیر این سه حالت باحالت بدون تیپ مقایسه نشده است، درصورتی‌که ممکن است هر سه حالت در مقایسه باحالت بدون تیپ تفاوت‌های آماری معناداری داشته باشند.

نتیجه‌گیری کلی

بر اساس یافته‌های پژوهش، خستگی باعث شد دامنهٔ سیگنال الکترومایوگرافی به‌طور معناداری افزایش یابد و میانهٔ فرکانسی به‌تدریج کاهش یابد (شیب منفی خط رگرسیون)؛ این به معنای موردقبول بودن پروتکل خستگی طراحی‌شده باهدف اعمال خستگی است. بااین‌حال تکنیک‌های کینزیوتیپ نتوانستند فعالیت عضلانی را دستخوش تغییر کنند و این نتیجه‌گیری به وضعیت خستگی عضلانی مرتبط نبود؛ زیرا نتایج یکسانی در هر دو وضعیت قبل و بعد از خستگی به دست آمد. همچنین این تکنیک‌ها قابلیت کند کردن یا تسریع روند خستگی عضلانی را ندارند. این نتایج نشان می‌دهد تکنیک‌های تیپ قادر نیستند با تسهیل یا مهار فعالیت عضلانی، عملکرد عضله را تحت‌الشعاع قرار دهند؛ بنابراین به نظر می‌رسد نمی‌توان از کینزیوتیپ باهدف کاهش یا افزایش فعالیت عضلانی در توان‌بخشی آسیب‌های ورزشی استفاده کرد، اگرچه ممکن است با اثرگذاری روی فاکتورهای فیزِیولوژیکی، کاهش درد و دیگر فاکتورهای عصبی-عضلانی بتوانند در روند بهبودی نقش داشته باشد.

منابع

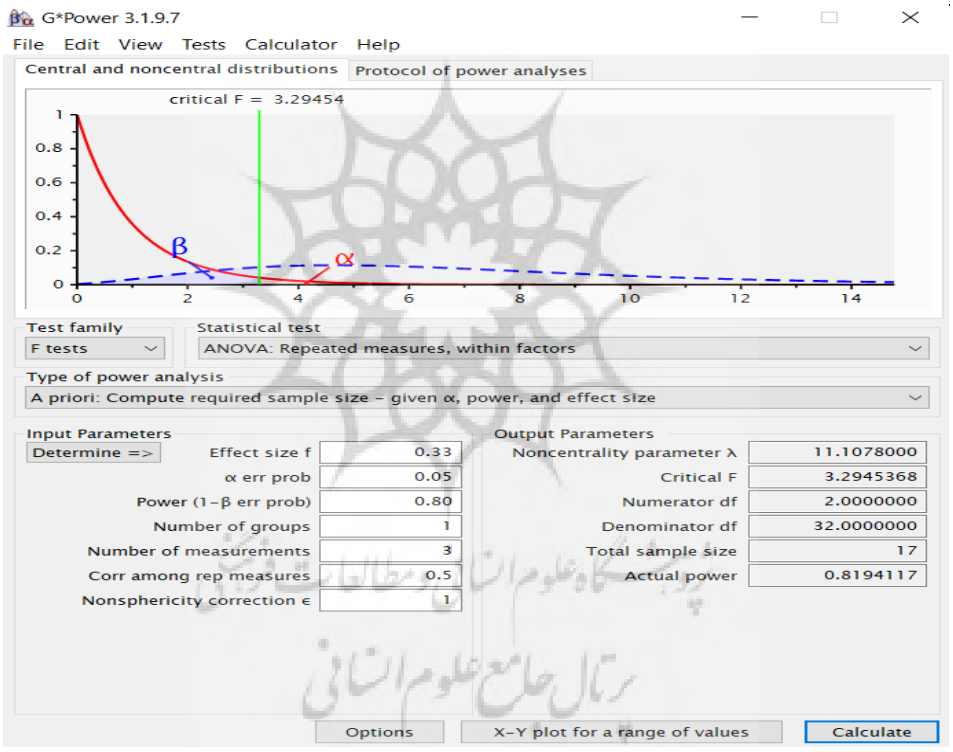
1. Kase K, Wallis, J., Kase, T. Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Method (2nd edition). Tokyo, Japan.: Ken Ikai Co. Ltd.; 2003:215-40.
2. de Araújo Aguiar RSN, da Silva Boschi SRM, Lazzareschi L, da Silva AP, Scardovelli TA, Filoni E, et al. The late effect of Kinesio Taping® on handgrip strength. Journal of bodywork and movement therapies. 2018;22(3):598-604.
3. Griebert MC, Needle AR, McConnell J, Kaminski TW. Lower-leg Kinesio tape reduces rate of loading in participants with medial tibial stress syndrome. Physical therapy in sport. 2016; 18:62-7.
4. Thelen MD, Dauber JA, Stoneman PD. The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2008;38(7):389-95.
5. Williams S, Whatman C, Hume PA, Sheerin K. Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries. Sports medicine. 2012;42(2):153-64.
6. Fu T-C, Wong AM, Pei Y-C, Wu KP, Chou S-W, Lin Y-C. Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes—a pilot study. Journal of science and medicine in sport. 2008;11(2):198-201.
7. Kuo Y-L, Huang Y-C. Effects of the application direction of Kinesio taping on isometric muscle strength of the wrist and fingers of healthy adults—a pilot study. Journal of Physical Therapy Science. 2013;25(3):287-91.
8. Gomez-Soriano J, Abián-Vicén J, Aparicio-García C, Ruiz-Lázaro P, Simón-Martínez C, Bravo-Esteban E, et al. The effects of Kinesio taping on muscle tone in healthy subjects: a double-blind, placebo-controlled crossover trial. Manual therapy. 2014;19(2):131-6.
9. Mak DN-T, Au IP-H, Chan M, Chan ZY-S, An WW, Zhang JH, et al. Placebo effect of facilitatory Kinesio tape on muscle activity and muscle strength. Physiotherapy theory and practice. 2019;35(2):157-62.
10. Abubaker AA, Muaidi Q. The Effect of the inhibition technique of the kinesio taping on the triceps surae muscle after an isokinetic fatigue protocol. MOJ Orthopedics & Rheumatology. 2018;10(1):00384.
11. Choi I-R, Lee J-H. Effects of the direction of kinesiology tape application on the delayed onset of quadriceps muscle fatigue in athletes. Isokinetics and Exercise Science. 2019;27(3):235-40.
12. Chen W-C, Hong W-H, Huang TF, Hsu H-C. Effects of kinesio taping on the timing and ratio of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle for person with patellofemoral pain. Journal of Biomechanics. 2007;40(2): S318.
13. Aghapour E, Kamali F, Sinaei E. Effects of Kinesio Taping® on knee function and pain in athletes with patellofemoral pain syndrome. Journal of bodywork and movement therapies. 2017;21(4):835-9.
14. Cai C, Au I, An W, Cheung R. Facilitatory and inhibitory effects of Kinesio tape: Fact or fad? Journal of Science and Medicine in Sport. 2016;19(2):109-12.

15. Parreira PdCS, Costa LdCM, Junior LCH, Lopes AD, Costa LOP. Current evidence does not support the use of Kinesio Taping in clinical practice: a systematic review. Journal of physiotherapy. 2014;60(1):31-9.
16. de Almeida Lins CA, Neto FL, de Amorim ABC, de Brito Macedo L, Brasileiro JS. Kinesio Taping® does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: Randomized, blind, controlled, clinical trial. Manual therapy. 2013;18(1):41-5.
17. Davison EA, Anderson CT, Ponist BH, Werner DM, Jacobs ME, Thompson AJ, et al. Inhibitory effect of the Kinesio Taping® method on the gastrocnemius muscle. American Journal of Sports Science and Medicine. 2016;4(2):33-8.
18. Ahn IK, Kim YL, Bae Y-H, Lee SM. Immediate effects of kinesiology taping of quadriceps on motor performance after muscle fatigued induction. Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine. 2015;2015.
19. Abbiss CR, Laursen PB. Models to explain fatigue during prolonged endurance cycling. Sports medicine. 2005;35(10):865-98.
20. Ng J-F, Richardson C, Kippers V, Parnianpour M, Bui B. Clinical applications of power spectral analysis of electromyographic investigations in muscle function. Manual Therapy. 1996;1(2):99-103.
21. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of applied biomechanics. 1997;13(2):135-63.
22. De Luca CJ, Adam A, Wotiz R, Gilmore LD, Nawab SH. Decomposition of surface EMG signals. Journal of neurophysiology. 2006;96(3):1646-57.
23. Akima H, Foley JM, Prior BM, Dudley GA, Meyer RA. Vastus lateralis fatigue alters recruitment of musculus quadriceps femoris in humans. Journal of applied physiology. 2002;92(2):679-84.
24. Bouillard K, Jubeau M, Nordez A, Hug F. Effect of vastus lateralis fatigue on load sharing between quadriceps femoris muscles during isometric knee extensions. Journal of neurophysiology. 2014;111(4):768-76.
25. Afsharnezhad T, Amani A, Khorsandi M, Safar Zadeh S. The effects of 8-weeks unilateral resistance training on strength, time to task failure, and synergist co-activation of elbow flexor Muscles in trained and untrained limbs. Journal of Applied Health Studies in Sport Physiology. 2018;5(1):28-36 (In Persian).
26. Brzycki M. Strength testing—predicting a one-rep max from reps-to-fatigue. Journal of physical education, recreation & dance. 1993;64(1):88-90.
27. Hwang H-J, Chung W-H, Song J-H, Lim J-K, Kim H-S. Prediction of biceps muscle fatigue and force using electromyography signal analysis for repeated isokinetic dumbbell curl exercise. Journal of Mechanical Science and Technology. 2016;30(11):5329-36.
28. Williams N. The Borg rating of perceived exertion (RPE) scale. Occupational Medicine. 2017;67(5):404-5.
29. Morishita S, Yamauchi S, Fujisawa C, Domen K. Rating of perceived exertion for quantification of the intensity of resistance exercise. Int J Phys Med Rehabil. 2013;1(9):1-4.

30. Serrão JC, Mezêncio B, Claudino JG, Soncin R, Miyashiro PLS, Sousa EP, et al. Effect of 3 different applications of Kinesio Taping Denko® on electromyographic activity: inhibition or facilitation of the quadriceps of males during squat exercise. Journal of sports science & medicine. 2016;15(3):403.
31. Vered E, Oved L, Zilberg D, Kalichman L. Influence of kinesio tape application direction on peak force of biceps brachii muscle: A repeated measurement study. Journal of bodywork and movement therapies. 2016;20(1):203-7.
32. Kase K. Clinical therapeutic applications of the Kinesio (! R) taping method. Albuquerque. 2003.
33. Hussain J, Sundaraj K, Low YF, Kiang LC, Talib I, Nabi FG. Fatigue assessment in the brachii muscles during dynamic contractions. International Journal of Applied Engineering Research. 2017;12(22):12403-8.
34. Da Silva R, Lariviere C, Arsenault A, Nadeau S, Plamondon A. The comparison of wavelet-and Fourier-based electromyographic indices of back muscle fatigue during dynamic contractions: validity and reliability results. Electromyography and clinical neurophysiology. 2008;48(3/4):147.
35. Akima H, Hioki M, Furukawa T. Effect of arthroscopic partial meniscectomy on the function of quadriceps femoris. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2008;16(11):1017.
36. Costa MV, Pereira LA, Oliveira RS, Pedro RE, Camata TV, Abrão T, et al., editors. Fourier and wavelet spectral analysis of EMG signals in maximal constant load dynamic exercise. 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology; 2010: IEEE: 4622-4625.
37. Au IP, Fan PCP, Lee WY, Leong MW, Tang OY, An WW, et al. Effects of Kinesio tape in individuals with lateral epicondylitis: a deceptive crossover trial. Physiotherapy theory and practice. 2017;33(12):914-9.
38. Bohunicky S, Henderson ZJ, Simon N, Dacanay M, Scribbans TD. Acute effect of inhibitory kinesio-tape of the upper trapezius on lower trapezius muscle excitation in healthy shoulders. Journal of Bodywork and Movement Therapies. 2021;27:393-401.
39. Yoosefinejad AK, Motealleh A, Abbasalipur S, Shahroei M, Sobhani S. Can inhibitory and facilitatory kinesiotaping techniques affect motor neuron excitability? A randomized cross-over trial. Journal of bodywork and movement therapies. 2017;21(2):234-9.
40. Hung B-L, Sun C-Y, Chang N-J, Chang W-D. Effects of Different Kinesio-Taping Applications for Delayed Onset Muscle Soreness after High-Intensity Interval Training Exercise: A Randomized Controlled Trial. Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine. 2021;2021: 6676967.
41. Doğan E, Yilmaz AK, Özdal M, Mayda MH, Yilmaz Ç, Ermiş E. Acute effects of reverse Kinesio Taping on knee muscle strength, fatigue index and H/Q ratio in healthy subjects. Isokinetics and Exercise Science. 2019;27(2):135-41.

42. Macedo LB, Richards J, Borges DT, Melo SA, Reis DD, Brasileiro JS. The influence of Kinesio Taping on muscle fatigue in individuals with low back pain: A randomised controlled trial. Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation. 2021(Preprint):1-9.
43. Rossignol S, Dubuc R, Gossard J-P. Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. Physiological reviews. 2006;86(1):89-154.
44. Álvarez-Álvarez S, San José F, Rodríguez-Fernández A, Güeita-Rodríguez J, Waller B. Effects of Kinesio® Tape in low back muscle fatigue: randomized, controlled, doubled-blinded clinical trial on healthy subjects. Journal of back and musculoskeletal rehabilitation. 2014;27(2):203-12.

پیوست ۱



ارجاع‌دهی

آقایی عطاآبادی پیمان، عباسی علی، لطافتکار امیر. تأثیر آنی کینزیوتیپ تسهیلی و مهاری بر فعالیت و خستگی عضلات خم‌کنندۀ مفصل آرنج. مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۴۰۰؛ ۱۳(۲۹)، ۲۲۸-۲۰۷.
شناسۀ دیجیتال: 10.22089/SMJ.2021.11497.1540

Aghaie Ataabadi P, Abbasi A, Letafatkar A. The Immediate Effect of Facilitatory and Inhibitory Kinesio Taping on the Muscular Activity and Fatigue of the Elbow Flexor Muscles. Sport Medicine Studies. Spring & Summer 2021; 13 (29): 207-228. (Persian). Doi: 10.22089/SMJ.2021.11497.1540

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی