

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<sup>1</sup>, A. Abbasi<sup>2</sup>, A. Letafatkar<sup>3</sup>**

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:  $24.76 \pm 3.99$ , height:  $1.73 \pm 0.10$  m and weight:  $68.11 \pm 8.54$  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 ( $\alpha=0.05$ ).

### 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	KT	Muscular activity			Fatigue rate			
		Pre-fatigue Mean (SD)	Post-fatigue Mean (SD)	Significance (Two-way ANOVA)			Median frequency slope Mean (SD)	Significance (One way ANOVA)
				Time	KT	Interaction		
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)	P<0.001	0.078	0.30	-0.119(0.052)	0.341
	inhibitory	30.04(12.48)	54.95(18.37)				-0.104(0.62)	
	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.

## تأثیر آنی کینزیوتیپ تسهیلی و مهارتی بر فعالیت و خستگی عضلات خم‌کننده

### مفصل آرنج

پیمان آقایی عطاآبادی<sup>۱</sup>، علی عباسی<sup>۲</sup>، امیر لطافتکار<sup>۳</sup>

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خورزمی، تهران، ایران
۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خورزمی، تهران، ایران (نویسنده مسئول)
۳. استادیار آسیب‌شناسی ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خورزمی، تهران، ایران

تاریخ ارسال ۱۴۰۰/۰۷/۱۰

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۸/۱۶

### چکیده

هدف مطالعه حاضر بررسی اثرات کینزیوتیپ تسهیلی و مهارتی بر فعالیت و خستگی عضلات فلکسور آرنج بود. ۱۷ آزمودنی فعال (ده مرد و هفت زن) به صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. هر آزمودنی پروتکل خستگی را طی شرایط کینزیوتیپ مهارتی، تسهیلی و پلاسبو (با فاصله زمانی یک هفته) اجرا کرد و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دوسربازویی و بازویی زنداعلایی حین اجرای پروتکل ثبت شد. برای محاسبه میزان فعالیت عضلات قبل و بعد از پروتکل خستگی و نرخ خستگی به ترتیب از جذر میانگین مربعات (RMS) و شیب میانه 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 مهارتی، خستگی، فعالیت عضلانی

1. Email: Peymanaghaiee@gmail.com

2. Email: abbasi.bio@gmail.com

3. Email: letafatkaramir@yahoo.com

## مقدمه

کینزیوتیپ در دهه ۱۹۶۰ توسط یک متخصص کایروپراکتیک<sup>۱</sup> به نام کنزو کنزو کیز<sup>۲</sup> 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). در واقع، 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 مشاهده تأثیر آن در بدن ورزشکاران در المپیک ۲۰۰۸، افزایش یافته 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 فرضیه احتمالی را پیشنهاد کرده‌اند: فرضیه اول بر افزایش جریان خون و لنف حاصل از بلند شدن پوست و در نتیجه، افزایش فضای بین پوست، عضله و فضای بین بافتی در ناحیه کینزیوتیپ شده تأکید دارد. فرضیه دیگر این مسئله را مطرح می‌کند که کینزیوتیپ با ایجاد کشش و فشار بر پوست، مکانورسپتورهای<sup>۳</sup> پوست را تحریک می‌کند و با فعال شدن سازکارهای تنظیم‌کننده 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 و تری-تاندونی، عضله مهار شود (۱،۷).

از تکنیک‌های مهاری و تسهیلی کینزیوتیپ به‌طور گسترده‌ای در حوزه پیشگیری آسیب و برنامه‌های توان‌بخشی ورزشکاران استفاده شده است (۵)، با این حال، 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؛ با این حال، شمار قابل توجهی از مطالعات گزارش داده‌اند این تکنیک‌ها روی فعالیت الکتریکی عضله اثربخش نیست (۹،۱۱،۱۴-۱۶). اگرچه

- 
1. Chiropractic
  2. Kenzo Kase
  3. Mechanoreceptors

پژوهش‌های فراوانی در این زمینه انجام شده، 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 (محاسبه شاخص خستگی بر اساس تغییرات گشتاور مفصل) اندازه‌گیری شده است (۱۰، ۱۸)، در حالی که برای شناسایی آثار کینزیوتیپ روی فعالیت عضلانی لازم است خستگی هر عضله به صورت جداگانه ارزیابی شود؛ برای مثال ابوباکر<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۱۸) گزارش کردند که تیپ مهاری می‌تواند به کاهش یا به تأخیر انداختن شدت خستگی منجر شود، اما آن‌ها برای محاسبه خستگی عضلانی از شاخصی استفاده کرده‌اند که قابلیت اختصاص دادن به یک عضله مشخص را ندارد. این شاخص برای اندازه‌گیری خستگی بر اساس اختلاف مقدار گشتاور در تکرارهای ابتدایی و انتهایی پروتکل خستگی به دست آمده است (۱۰). بنابراین نمی‌توان نتیجه گرفت در اثر تیپ مهاری فعالیت آن عضله کم شده است و به دنبال آن خستگی کاهش یافته 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). از آنجاکه ثابت شده است خستگی عضلانی به کاهش فرکانس سیگنال‌های الکترومایوگرافی منجر می‌شود، شیب منفی میانه 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 عضله هدف (عضله‌ای که تیپ روی آن اعمال شده) را به طور اختصاصی مشخص کرد. از طرف دیگر، می‌توان آثار احتمالی کینزیوتیپ را بر فعالیت عضلات آگونیسست (آگونیسست با عضله تیپ شده) 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 (۲۳، ۲۴)؛ می‌توان فرض کرد که هرگونه اثر احتمالی روی خستگی عضلات تیپ شده، می‌تواند خستگی عضلات همکار بدون تیپ را نیز تحت الشعاع قرار دهد. به عبارت دیگر، حین اجرای تکلیفی ثابت (طی

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

با وجود گستردگی استفاده از کینزیوتیپ در حوزه درمان و توان بخشی ورزشی، سازوکار اثرگذار کینزیوتیپ با روش های تسهیلی و مهاری به طور دقیق مشخص نیست؛ بنابراین برای توسعه دانش پژوهشگران و درمانگران، انجام پژوهش های جامع تر ضروری به نظر می رسد. با توجه به اینکه پژوهشگران به آثار هم زمان کینزیوتیپ بر خستگی و فعالیت عضلانی توجه کمتری داشته اند و این آثار به صورت جداگانه روی عضلات تیپ شده و عضلات همکار بدون تیپ بررسی نشده است؛ هدف مطالعه حاضر بررسی آثار آنی تیپ تسهیلی و مهاری عضله دوسربازویی روی فعالیت و خستگی عضله 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 عضله تیپ شده و عضله همکار بدون تیپ تأثیرگذار است.

## روش پژوهش

### آزمودنی ها

۱۷ دانشجوی فعال (ده مرد و هفت زن) با میانگین سنی  $24/76 \pm 3/99$  سال، قد  $173 \pm 10$  متر و جرم  $68/11 \pm 8/54$  کیلوگرم به روش نمونه گیری در دسترس و به صورت داوطلبانه در پژوهش نیمه تجربی حاضر شرکت کردند. بر اساس محاسبات نرم افزار جی پاور<sup>۱</sup> ۱۷ آزمودنی کافی است تا بتوان معناداری تفاوت ها را در سطح  $0/05$  و اندازه اثر  $f = 0/33$  و  $80$  درصد توان شناسایی کرد (پیوست ۱). دانشجویان مرد و زن ورزشکار (داشتن دست کم سه جلسه تمرین ورزشی منظم در هفته) با دامنه 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، سابقه جراحی یا آسیب اسکلتی عضلانی طی ۱۲ ماه قبل از انجام آزمون ها، زخم، عفونت و اسکار<sup>۲</sup> در محل اتصال کینزیوتیپ و الکتروود، بارداری و حساسیت به کینزیوتیپ. قبل از شروع پژوهش، کلیه مراحل پژوهش برای آزمودنی ها شرح داده شد و آن ها در صورت تمایل برای ادامه همکاری فرم رضایت نامه آزمودنی را

1. G.Power (v 3.1.9.7)

2. Scar



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

#### جلسه آشناسازی و طراحی پروتکل خستگی

طی جلسه آشناسازی اندازه‌گیری‌های اولیه شامل ثبت اطلاعات آنتروپومتریک انجام شد. سپس برای اندازه‌گیری یک تکرار بیشینه عضلات فلکسور آرنج، آزمودنی‌های با انجام ۵ دقیقه رکاب زدن روی دوچرخه ارگومتر و ۱۰ دقیقه حرکات مقاومتی (شدت پایین) به گرم کردن مفاصل اندام فوقانی پرداختند. سپس مقدار یک تکرار بیشینه 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) به منظور 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. در نهایت، پروتکل خستگی بر اساس مقاومت (۳۵ درصد تکرار بیشینه) و تعداد تکرار ثبت شده 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 تیپ‌گذاری، تسهیلی و پلاسبو با ترتیب تصادفی و فاصله زمانی یک هفته روی عضله دوسربازویی اعمال شد و آزمودنی‌ها از کاربرد و تأثیر این روش‌ها آگاهی نداشتند (۳۰). کینزیوتیپ مورد استفاده در پژوهش حاضر یک نوار ضد آب با پهنای ۵ و ضخامت ۰/۰۵ سانتی‌متر بود (Ares، کره جنوبی). به منظور تیپ عضله دوسربازویی، ابتدا مفصل شانه در حالت آناٹومیک، مفصل آرنج در حالت اکستنشن کامل و ساعد در وضعیت چرخش خارجی کامل قرار گرفت تا عضله دوسربازو در حالت کشیده شده 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 به جز 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 بالای تیپ به دو سر ثابت عضله 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 مهارتی 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 عضله دوسربازویی هر آزمودنی به صورت عمود بر راستای عضله (با هدف 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).



### جمع آوری 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 جلسه آشنایی ذکر شد، محل نصب الکترودهای عضله دوسربازویی و بازویی زنداعلایی بر اساس توصیه‌های سنیم<sup>۱</sup> مشخص شد. الکترودهای فعال دوقطبی پس از تراشیدن و تمیز کردن ناحیه مشخص شده، با چسب دوطرفه روی پوست متصل شدند. پس از نصب الکترودها آزمون انقباض ایزومتریک بیشینه عضلات فلکسور آرنج اجرا شد و فعالیت الکتریکی عضلات به‌طور هم‌زمان ثبت شد. بدین منظور آزمودنی‌ها روی صندلی دستگاه ایزوکینتیک بایودکس<sup>۲</sup> قرار گرفتند و پس از ثابت کردن استخوان بازو در راستای تنه و مفصل آرنج در زاویه ۹۰ درجه، حداکثر انقباض ایزومتریک عضلات فلکسور برای سه تکرار ۵ ثانیه‌ای

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

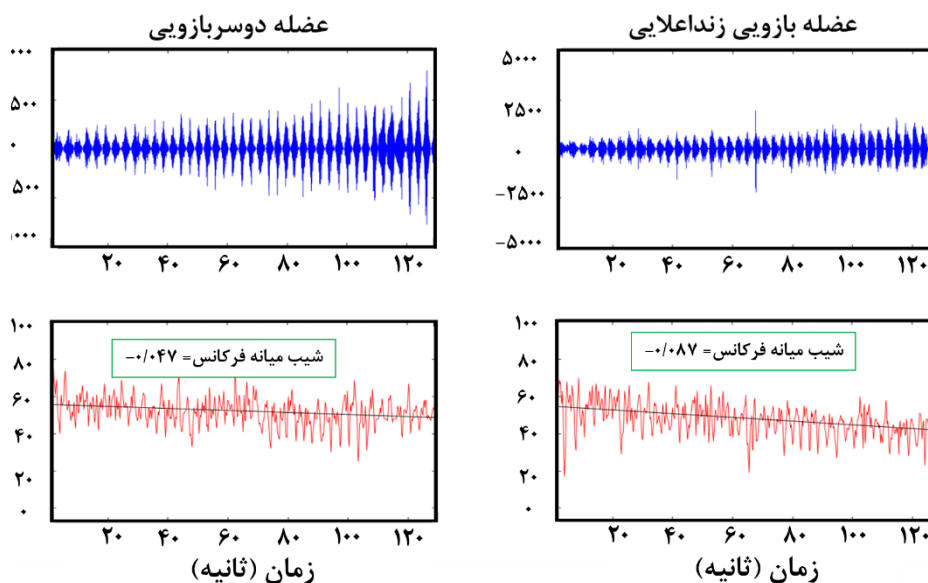
متوالی (با یک دقیقه استراحت) ثبت شد. سپس یکی از تکنیک‌های تیپ با ترتیب تصادفی روی عضله دوسربازویی چسبانده شد. پس از ۳۰ دقیقه (به منظور اثرگذاری کامل تیپ) پروتکل خستگی اجرا شد و به صورت هم‌زمان سیگنال الکتریکی عضلات توسط دستگاه الکترومایوگرافی شش کانال بیومتریکس و زاویه مفصل آرنج با الکتروگونیا متر بدون سیم بیومتریکس (ساخت انگلیس، فرانکس نمونه برداری ۲۰۰۰ هرتز) ثبت شد.

در پیشینه پژوهش، عموماً از متغیرهای مجذور میانگین ریشه‌ها (RMS) و شیب میانه فرکانسی برای تعیین شدت فعالیت و خستگی عضلانی استفاده شده است؛ از این رو، در پژوهش حاضر نیز متغیرهای مربوط برای تفسیر اطلاعات انتخاب شدند (۳۳-۳۵). سیگنال‌های خام الکترومایوگرافی توسط فیلتر میان‌گذر باترورت با فرکانس برش‌های ۲۰ و ۴۰۰ هرتز فیلتر شدند و RMS سیگنال الکترومایوگرافی (پنجره زمانی ۵۰ میلی‌ثانیه) طی کل زمان اجرای آزمون محاسبه شد. برای هر کوشش، میانگین RMS طی ۶۰ درصد میانی دامنه حرکتی فلکشن مفصل آرنج محاسبه شد (۳۵) و با نرمال‌سازی به مقدار MVIC به صورت 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 فوریه کوتاه‌مدت<sup>۱</sup> (STFT) طیف فرکانسی سیگنال الکترومایوگرافی طی دوره‌های زمانی ۰/۵ ثانیه‌ای به دست آمد (۳۴) و سپس میانه فرکانس هر یک از طیف‌های فرکانسی محاسبه شد. میانه فرکانس به عنوان مقداری از فرکانس تعریف شد که طیف فرکانس را به دو بخش با انرژی‌های برابر تقسیم می‌کند. در نهایت با استفاده از رگرسیون خطی (۳۶)، شیب میانه‌های فرکانس محاسبه‌شده طی زمان انجام پروتکل خستگی به دست آمد (تصویر ۲). کلیه مراحل پردازش داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار متلب<sup>۲</sup> انجام شد.

---

2. Short-Time Fourier Transform

3. MathWorks, Inc., Natick, MA, USA



تصویر ۲- نمایش هم‌زمان دامنه سیگنال EMG و شیب میانه فرکانسی عضلات دوسربازویی و بازویی زنداعلائی طی روند خستگی یکی از آزمودنی‌های پژوهش

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک بررسی شد و برای بررسی اثرات تیپ (مهارتی، تسهیلی و پلاسیبو)، زمان (قبل و بعد از خستگی) و اثر تعاملی آن‌ها روی فعالیت عضلانی از آزمون دوره‌ای 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<sup>۱</sup> انجام شد.

## یافته‌ها

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

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

اثر معناداری بر فعالیت عضلانی نداشته‌اند ( $P > 0.05$ )، در حالی که اثر عامل زمان معنادار بود ( $P = 0.001$ ) < برای هر دو عضله) و این نشان می‌دهد صرف نظر از نوع تکنیک کینزیوتیپ، فعالیت هر دو عضله دوسربازویی و بازویی زنداعلایی در شرایط خستگی (سه تکرار آخر، سه تکرار آخر)، در مقایسه با حالت بدون خستگی افزایش معناداری داشته‌اند (جدول شماره ۱). جدول شماره ۲ نیز میانگین و انحراف استاندارد شیب میانه فرکانسی یا شدت خستگی هر عضله را در وضعیت اعمال تیپ مهارتی، تسهیلی و پلاسبو را نشان می‌دهد. اگرچه به نظر می‌رسد هر دو عضله در شرایط تیپ مهارتی، 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 از نظر آماری معنادار و قابل توجه نبوده است ( $P > 0.05$ ).

جدول ۱- میزان فعالیت عضلات (درصدی از MVIC) در اوایل و انتهای پروتکل خستگی در شرایط مختلف تیپ تسهیلی، مهارتی 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 = 2)	زمان (df = 1)
دوسربازویی	تسهیلی	۳۶/۴۵ ± ۱۰/۷۴	۵۸/۱۱ ± ۱۴/۲۰	۲۲/۶۵ ± ۱۱/۷۷ #	۰/۱۵۸	$P < 0.001$
	مهارتی	۳۲/۷۰ ± ۱۰/۳۸	۵۳/۶۶ ± ۱۳/۶۹	۲۰/۹۵ ± ۱۲/۳۰ #	۰/۱۹۵	$F = ۴۱/۶۶$
	پلاسبو	۳۵/۰۱ ± ۹/۴۸	۵۴/۶۶ ± ۱۶/۱۸	۱۹/۶۵ ± ۱۲/۹۰ #		$F = ۰/۶۶۹$
بازویی	تسهیلی	۳۳/۲۶ ± ۱۰/۴۸	۵۸/۴۸ ± ۱۷/۸۴	۲۵/۲۲ ± ۱۸/۷۲ #	۰/۰۷۸	$P < 0.001$
	مهارتی	۳۰/۰۴ ± ۱۲/۴۸	۵۴/۹۵ ± ۱۸/۳۷	۲۴/۹۱ ± ۱۴/۴۵ #	۰/۰۷۸	$P = ۴۸/۰۱$
	پلاسبو	۳۰/۹۸ ± ۹/۷۷	۵۲/۹۵ ± ۱۷/۷۳	۲۱/۹۷ ± ۱۱/۹۰ #		$F = ۲۱/۷۶$
# معناداری درون گروهی ( $P < 0.05$ )						

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

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

## بحث و نتیجه‌گیری

این مطالعه آثار آنی تیپ تسهیلی و مهارى را روى فعاليت و خستگى عضلات دوسربازوبى و بازوبى زنداعلايى بررسى كرد. بر اساس نتايج، اثر تيپ (مهارى، تسهيلي و پلاسبو) و اثر تعاملى (تيپ \* زمان) روى فعاليت عضلانى هيچ‌يك از عضلات معنادار نبود و اين نتايج براى هر دو حالت قبل و بعد از خستگى يکسان بود. بدین معنا که هیچ‌یک از روش‌ها، در مقایسه با روش دیگر، به افزایش یا کاهش فعاليت آن عضله منجر نشد. در عين حال اثر زمان روى فعاليت عضلانى معنادار بود که نشان می‌دهد طی روند خستگى فعاليت هر دو عضله افزایش یافته است. این نتیجه به‌نوعی به افزایش دامنه سیگنال الکترومایوگرافی حین شرایط خستگى مرتبط است و تأییدکننده خستگى عضلانى در انتهای پروتکل خستگى است. همچنین شیب میانه فرکانسى هر دو عضله در تمام وضعیت‌ها منفى بود که کاهش فرکانس سیگنال را طی پروتکل و افزایش خستگى نشان می‌دهد؛ با این حال نتايج مرتبط با خستگى نشان داد اثر تيپ روى خستگى عضله هدف (عضله تيپ شده) يعنى دوسربازوبى و عضله همکار يعنى بازوبى زنداعلايى معنادار نبوده و روند خستگى عضلانى با و بدون تيپ تغييرات قابل توجهی نداشته است.

نتايج نشان داد استفاده از تيپ اثرى روى فعاليت عضله هدف و همکار نداشته است؛ بنابراین فرض اول ما مبنى بر تأثير تيپ مهارى و تسهيلي بر فعاليت عضلات در شرایط قبل و بعد از خستگى رد می‌شود. در این پژوهش فرض شد که عضلات در شرایط خستگى، واضح‌تر و برجسته‌تر به تکنیک‌های کینزیوتیپ پاسخ خواهند داد و شناسایی آثار تسهیلی و مهارى تکنیک‌های کینزیوتیپ در این شرایط عملی‌تر خواهد بود. با این حال نتايج نشان داد کینزیوتیپ تسهیلی و مهارى نمی‌توانند فعاليت عضلانى را تحت تأثير قرار دهند و این آثار به وضعیت خستگى عضله مربوط نیستند. از طرفی دیگر این پژوهش در پی این بود تا با بررسى تغييرات فعاليت و نقش عضلات سینرژى، بتواند اثربخشى تيپ را ارزیابى کند؛ با این حال در فعاليت عضله همکار تيپ نشده نیز تغييرات معنادارى مشاهده نشد. برای درک بهتر این موضوع، می‌توان تصور کرد که اگر تيپ به روش مهارى فعاليت عضله‌ی تيپ شده (دوسربازوبى) را کاهش دهد، نیاز به فعاليت بیشتر عضله همکار تيپ نشده (بازوبى زنداعلايى) برای توليد نیرو (در حرکت جلو بازو با یک وزنه ثابت) بیشتر خواهد شد، اما بر اساس یافته‌های پژوهش، تيپ مهارى و تسهيلي تأثيرى بر فعاليت هيچ‌کدام یک از این دو عضله نداشتند. برخى از مطالعات پيشين نیز به دنبال استفاده از تکنیک‌های تيپ تغييرات معنادارى در فعاليت عضلانى مشاهده نکرده‌اند (۱۴،۳۷). به علاوه گزارش شده است که انواع تيپ بر تحريك پذيرى نرون حرکتى (۳۸،۳۹) و کاهش کوفتگى تأخیری عضلانى (۴۰) اثر معنادارى ندارد. بر اساس نتايج پژوهش حاضر و مطالعاتی که اثر تيپ را روى ديگر پارامترهای سيگنال الکترومایوگرافی بررسى کرده‌اند، به نظر می‌رسد تغيير

جهت راستای اعمال تیپ (مهاری یا تسهیلی) نمی‌تواند در مؤلفه‌های سیگنال تأثیر قابل توجهی بگذارد. درعین‌حال، بیشتر پژوهش‌های پیشین (۱۴،۳۹،۴۱) و همچنین پژوهش حاضر روی افراد سالم انجام شده است و ممکن است عواملی مانند کاهش درد به بهبود عملکرد بیماران منجر شود و بتواند تغییرات قابل توجهی 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 اشاره کرده‌اند درحالی‌که هدف مطالعه حاضر روی فعالیت عضلانی و به‌نوعی تغییرات سیگنال الکترومیوگرافی بود. باین‌حال 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 گزارش شده است که تیپ تأثیری معنادار روی فعالیت عضلانی ندارد، درحالی‌که به افزایش قدرت عضلانی گروهی از افراد منجر شده است که به‌طور معمول از تیپ استفاده می‌کنند (۹). بنابراین آگاهی آزمودنی‌ها از اثربخشی تیپ نیز تأثیری قابل توجه روی نتایج خواهد داشت؛ در پژوهش حاضر نیز افرادی در پژوهش شرکت کردند که اطلاعاتی در مورد نحوه تأثیرگذاری تیپ و یا سابقه استفاده از آن را نداشتند.

تحلیل حوزه 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 عضله دوسربازویی به ترتیب به کاهش و افزایش شدت خستگی آن عضله منجر شود. از طرف دیگر، عضله بازویی زنداغلابی به‌منظور تولید گشتاور یکسان در طی اجرای پروتکل، بتواند تغییرات فعالیت عضله دوسربازویی را جبران کند و روند خستگی معکوسی را تجربه کند، باین‌حال 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)، باین‌حال با توجه به اینکه شاخص خستگی آن‌ها بر اساس تغییرات گشتاور مفصلی محاسبه شده 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 میانه فرکانس را برای کمی‌سازی شدت خستگی به کار گرفته بود، نشان داد تیپ می‌تواند موجب به تعویق افتادن خستگی عضلات کمر در افراد مبتلا به کمردرد شود (۴۲). صرف‌نظر از اینکه مطالعه آن‌ها روی بیماران مبتلا به کمردرد انجام شده 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. از آنجاکه ادعا شده

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 وجود این 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 مهارتی در مقایسه با شرایط پلاسبو ارزیابی شده است، تأثیر این سه حالت با حالت بدون تیپ مقایسه نشده است، در صورتی که ممکن است هر سه حالت در مقایسه با حالت بدون تیپ تفاوت‌های آماری معناداری داشته باشند.

### نتیجه‌گیری کلی

بر اساس یافته‌های پژوهش، خستگی باعث شد دامنه سیگنال الکترومایوگرافی به‌طور معناداری افزایش یابد و میانه فرکانسی به‌تدریج کاهش یابد (شیب منفی خط رگرسیون)؛ این به معنای موردقبول بودن پروتکل خستگی طراحی شده باهدف اعمال خستگی است. با این حال 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 فیزیولوژیکی، کاهش درد و دیگر فاکتورهای عصبی-عضلانی بتوانند در روند بهبودی نقش داشته باشند.



## منابع

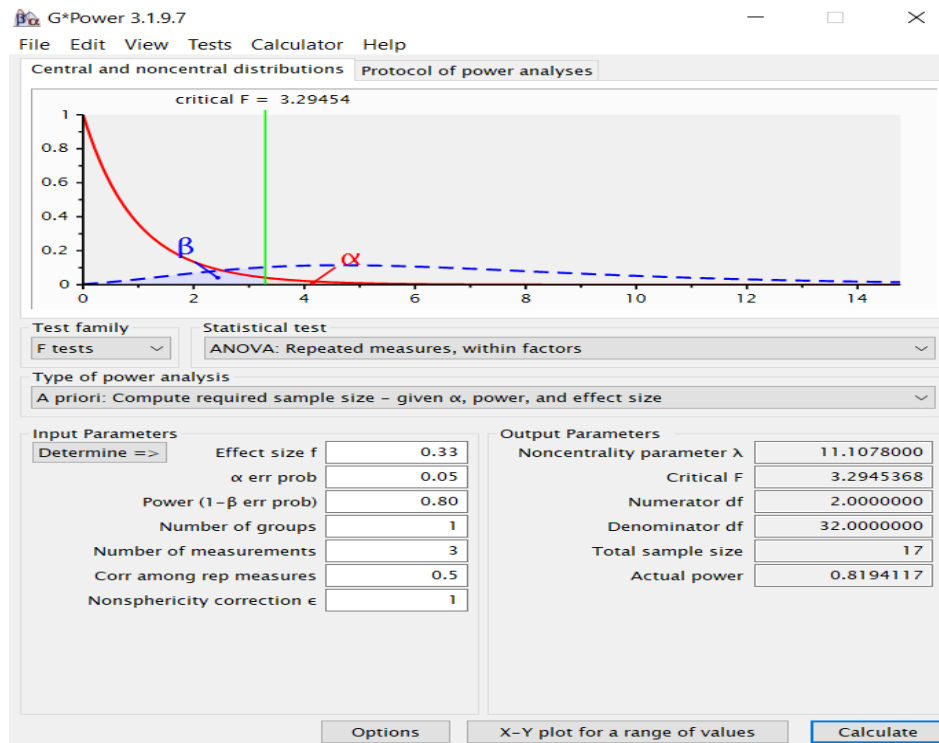
1. Kase K, Wallis, J., Kase, T. Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Method (2nd edition). Tokyo, Japan.: Ken Ikai Co. Ltd.; 2003:215-40.
2. de Araújo Aguiar RSN, da Silva Boschi SRM, Lazzareschi L, da Silva AP, Scardovelli TA, Filoni E, et al. The late effect of Kinesio Taping® on 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. Yoosfinejad 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, Yılmaz AK, Özdal M, Mayda MH, Yılmaz 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



**ارجاع دهی**

آقایی عطاآبادی پیمان، عباسی علی، لطافتکار امیر. تأثیر آنی کینزیوتیپ تسهیلی و مهارى بر فعالیت و خستگی عضلات خم‌کننده مفصل آرنج. مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۴۰۰؛ ۱۳(۲۹)، ۲۰۷-۲۲۸. شناسه 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