مقاله پژوهشی

مقایسه اثر آنی دو روش کینزیوتیپ مهاری و تحریکی در مقابل تمرین کششی تسهیل عصبی_ عضلانی گیرنده‌های عمقی (PNF) بر طیف فرکانس عضلات همسترینگ تکواندوکاران زن

مریم گلناری مرنی[1]، فریده باباخانی[2]، امیرعلی جعفرنژاد گرو[3]*

تاریخ دریافت ۱۴۰۳/۰۵/۰۵ تاریخ پذیرش ۱۴۰۳/۰۸/۰۸

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: تیپینگ یک اندام مثل یک آتل کشسان است که از بروز آسیب‌ها جلوگیری می‌نماید. تمرینات کششی PNF انعطاف‌پذیری عضلات را افزایش می‌دهد. هدف مطالعه حاضر مقایسه اثر آنی دو روش کینزیوتیپ مهاری و تحریکی در مقابل تمرین کششی تسهیل عصبی- عضلانی گیرنده‌های عمقی (PNF) بر طیف فرکانس عضلات همسترینگ تکواندوکاران زن بود.

مواد و روش‌ها: جهت برآورد حجم نمونه از نرم‌افزار G* POWER استفاده شد. در این مطالعه نیمه تجربی ۱۵ آزمودنی زن تکواندوکار به‌طور در دسترس انتخاب شدند. معیارهای ورود به تحقیق شامل دامنه سنی ۱۵-۲۵ سال، داشتن سابقه در رشته تکواندو حداقل ۲ سال بود. معیارهای خروج از تحقیق نیز داشتن سابقه آسیب در اندام تحتانی، استفاده از کینزیوتیپ یا تمرین PNF طی ۲ سال گذشته بود. تمام مراحل پژوهش حاضر به لحاظ اخلاقی بر طبق اعلامیه هلسینکی انجام شد.آزمودنی‌ها در چهار شرایط (بدون نواربندی و تمرین کششی، با نواربندی تحریکی، با نواربندی مهاری، بعد از تمرین کششی PNF) حرکت دولیوچاگی را اجرا کردند. یک سیستم ۸ کاناله بی‌سیم جهت ثبت فعالیت الکتریکی عضلات همسترینگ طی حرکت دولیوچاگی استفاده شد. تحلیل آماری توسط آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری انجام شد. سطح معناداری برابر ۰/۰۵ بود.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که فرکانس فعالیت عضله دوسر رانی در شرایط بدون نواربندی و تمرین با شرایط نواربندی مهاری (p=(۰/۰۳۲ و شرایط بدون نواربندی و تمرین با شرایط نواربندی تحریکی(p=(۰/۰۳۴ طی مرحله رفت حرکت دولیوچاگی اختلاف معناداری دارد.

بحث و نتیجه‌گیری: نتایج نشان داد که فرکانس فعالیت عضله دوسررانی با نواربندی مهاری و تحریکی نسب به شرایط بدون نواربندی و تمرینPNF افزایش یافته، لذا زمانی که فرکانس عضله بیشتر شود در طولانی‌مدت باعث تقویت عضله می‌شود درنتیجه در اثر تقویت عضله احتمال آسیب عضله نیز کاهش می‌یابد.

کلیدواژه‌ها: کینزیوتیپ، تمرین کششی PNF، عضلات همسترینگ، تکواندو

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و پنجم، شماره اول، ص ۸۳-۷۱، فروردین ۱۴۰۳

آدرس مکاتبه: دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. تلفن: ۰۹۱۰۵۱۴۶۲۱۴

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

مقدمه

در بین رشته‌های رزمی، هنر رزمی کره‌ای یعنی تکواندو یک ورزش پرطرفداری است که بیش از هشتاد میلیون نفر در سراسر دنیا در این رشته ورزشی فعالیت می‌کنند (۱-۳). اگرچه یکی از هدف‌های اصلی تکواندو به‌عنوان یک هنر رزمی، تمرین ذهن و جسم و بهبود سلامتی است، اما میزان آسیب‌دیدگی نسبتاً بالایی دارد. طوری که در بین پنج ورزش با شیوع بالای آسیب در بازی‌های المپیک قرار دارد (۴، ۵). در همین راستا آلتاریبا-بارتس و همکاران، شیوع ۴۳ آسیب در هر ۱۰۰۰ ورزشکار و ۷ آسیب در هر ۱۰۰۰ دقیقه مبارزه در المپیک ۲۰۰۸ تا ۲۰۱۶ را گزارش شده است. علاوه بر این آسیب‌های همسترینگ در هنرهای رزمی شیوع بالایی دارد (۵). آسیب عضلات همسترینگ ۲۹ درصد از کل آسیب‌های

[1]. دانشجوی آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبایی، تهران، ایران

[2]. دانشیار آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبایی، تهران، ایران

[3] دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران (نویسنده مسئول)

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-12-31]

[DOI: 10.61186/umj.35.1.71]

ورزشکاران را تشکیل می‌دهد. این آسیب‌ها منجر به آسیب‌های طولانی‌مدت می‌شود و به مدت‌زمان طولانی توان‌بخشی نیاز دارد. خطر آسیب مجدد این آسیب‌ها بین ۱۲ درصد تا ۱۳ درصد است (۵). از طرفی آسیب‌های اسکلتی عضلانی شامل کوفتگی، پارگی، کشیدگی، ایسکمی و پارگی کامل می‌تواند منجر به درد ناتوانی قابل‌توجهی شوند که باعث از دست رفتن زمان بسیار زیادی برای مشارکت در فعالیت‌های ورزشی و شغلی می‌شود (۵). بنابراین با توجه به نرخ بالای آسیب‌های ورزشی در تکواندو پیدا نمودن راهکارهای پیشگیرانه جهت کاهش احتمال آسیب ضروری می‌باشد. تیپ دارای انواع مختلف الاستیک و غیر الاستیک می‌باشد. درحالی‌که کینزیوتیپ یک باند نازک الاستیکی می‌باشد (۶-۸). ضخامت و الاستیسیته کینزیوتیپ شبیه به پوست انسان طراحی شده است که می‌تواند به اندازه ۲۰ تا ۴۰ درصد طول اولیه‌اش افزایش طول داشته باشد (۹). تیپینگ یک اندام یا قسمت‌هایی از بدن مثل یک آتل کشسان می‌باشد که از بروز آسیب‌ها به‌طور قابل‌توجهی جلوگیری کرده و فشار به قسمت‌های آسیب‌دیده را کاهش می‌دهد (۱۰). تیپینگ به دو روش مهاری و تحریکی (تسهیلی) مورد استفاده قرار می‌گیرد در روش مهاری، کینزیوتیپ از سر متحرک به سمت سرثابت عضله باهدف مهار عملکرد عضله زده می‌شود. این روش معمولاً در فاز حاد برای عضلاتی که دچار فعالیت بیش از حد یا کشیدگی شده‌اند مورد استفاده قرار می‌گیرد. در روش تحریکی، کینزیوتیپ از سر ثابت به سمت سر متحرک عضله باهدف تسهیل عملکرد عضله زده می‌شود این روش نیز معمولاً برای عضلاتی که ضعیف شده یا در فاز مزمن هستند به کار برده می‌شود (۱۱). کینزیوتیپ به وسیله توسعه عملکرد بافت های سطحی با نرمال کردن کشش عضلانی، کاهش خستگی و آزردگی تاخیری عضلانی، تحریک گیرنده‌های مکانیکی پوست، افزایش فضای سطح زیرین پوست جهت افزایش گردش خون، لنف و همچنین جلوگیری از ورود مایعات اضافی و آدم از طریق کاهش فضای این مایعات، کاهش درد به وسیله مکانیسم‌های نورولوژیک مهار، کارکرد حس عمقی را افزایش می‌دهد(۱۲). علاوه‌براین می‌تواند بر قدرت تولیدی عضلات نیز مؤثر باشد طوری که قدرت عضلات را از طریق افزایش تحریکات پوستی، افزایش می‌دهد (۱۳).

امروزه برای افزایش انعطاف پذیری عضلات، تمرینات کششی مختلفی به کار برده می‌شود که یکی از این تمرینات، تمرین کششی تسهیل عصبی عضلانی گیرنده‌های عمقی(PNF) است. این تمرینات از طریق مکانیسم نروفیزیولوژیک که مشتمل بر رفلکس کشش عضله است انعطاف‌پذیری عضلات را افزایش می‌دهد. این مکانیسم باعث می‌شود در طول افزایش قدرت عضلانی و احساس کاهش درد، تحمل کششی عضلات بیشتر شود (۱۴).

مطالعه نتایج تحقیقات انجام شده در مورد تأثیر کینزیوتیپ بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات نشان می‌دهد. ولی تأثیر آن با توجه به نوع عضلات مختلف متفاوت است. به‌عنوان مثال، در مطالعه‌ای، پارک، اثر کینزیوتیپ عضلات قدامی و خلفی ساعد بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات فلکسورکارپی ریدیالیس، فلکسورکارپی اولناریس و پالماریس لانگوس در حرکت گریپ یا همان چنگ زدن را مورد مطالعه قرار داده بود و نتیجه این تحقیق این بود که کینزیوتیپ باعث افزایش پیک گشتاور این عضلات می‌شود (۱۵). همچنین هوانگ و همکاران (۲۰۱۱) در مطالعه دیگری اثر کینزیوتیپ بر فعالیت عضلات و عملکرد پرش عمودی در افراد سالم غیر فعال را بررسی کرده بود و نتیجه نشان می‌داد که تغییر فعالیت الکترومایوگرافی تنها در قسمتی از عضله مانند سرداخلی عضله دوقلو رخ داده است(۱۶). مورای (۲۰۰۰) علاوه‌بر عضلات چهارسرران، اثر کینزیوتیپ بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات همسترینگ و عضلات قدامی ساق را نیز مورد مطالعه قرار داده بود و نشان می‌داد که فقط فعالیت الکترومایوگرافی عضلات چهارسرران تغییر پیدا کرده است(۱۷). عطا اله و همکاران (۲۰۲۱) در مطالعه اثر کینزیوتیپ بر قدرت و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات آبداکتور بیان کرده بودند که قدرت گلتوس مدیوس بر اثر کینزیوتیپ به‌طور معناداری افزایش یافته و فعالیت الکترومایوگرافی آن به‌طور معناداری کاهش یافته است(۱۸). در مطالعه‌ای دیگر لوپز و همکاران، اثر جهت و راستای استفاده از تیپ را بر خواص مکانیکی عضلات بررسی نمودند. نتایج نشان می‌داد که کینزیوتیپ مهاری بر خواص مکانیکی عضلات خم‌کننده مچ و انگشتان بی اثر هست در حالی که کینزیوتیپ تسهیلی تون عضلانی، سفتی و کشسانی را افزایش می‌دهد (۱۹). علاوه‌برکینزیوتیپ اثرات تمرینات کششی PNF بر فعالیت الکترومایوگرافی، نیز مورد مطالعه قرار گرفته است. به‌طور مثال در تحقیقی که کیم و همکاران، درمورد اثرات خم شدن پای الگوهای PNF بر فعالیت الکترومایوگرافی تنه را مورد بررسی قرار داده بودند و بیان کرده بودند که فعالیت الکترومایوگرافی عضلات تغییر کرده بخصوص این تغییرات در عضلات راست شکمی و راست کننده‌های ستون فقرات معنی‌دار بود (۲۰).

علی‌رغم لینکه مطالعات بسیاری در ارتباط با اثرات استفاده از کینزیوتیپ تحریکی و مهاری و همچنین تمرینات کششی PNF بر روی مکانیک بدن طی تکالیف حرکتی انجام شده است با این وجود مطالعه‌ای که به‌طور هم‌زمان اثرات کینزیوتیپ تحریکی، مهاری و تمرینات کششی PNF را طی حرکت دولیوچاگی بر روی طیف فرکانس عضلات همسترینگ تکواندوکاران زن مورد بررسی قرار داده باشد توسط پژوهشگر مشاهده نشد. بنابراین مطالعه حاضر باهدف مقایسه اثر آنی دو روش کینزیوتیپ مهاری و تحریکی در مقابل

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-12-31]

[DOI: 10.61186/umj.35.1.71]

تمرین کششی تسهیل عصبی-عضلانی گیرنده‌های عمقی (PNF) بر طیف فرکانس عضلات همسترینگ تکواندوکاران زن، انجام شد.

مواد و روش کار

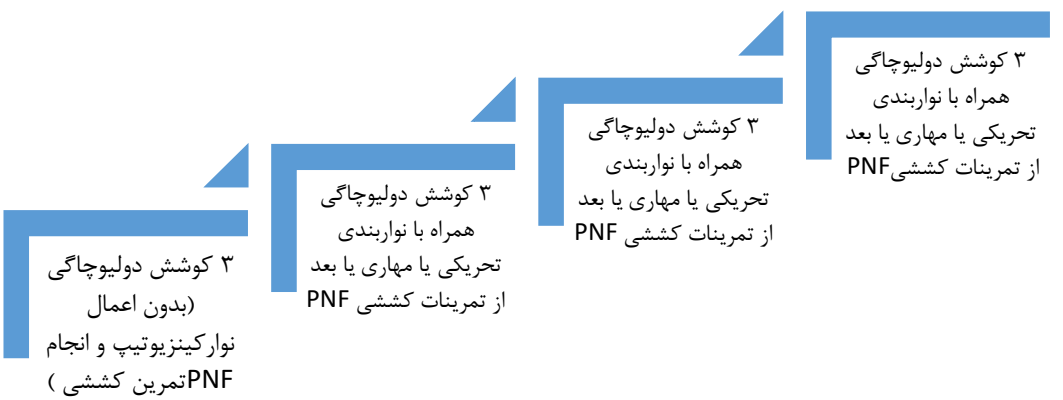
پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی بود. ۱۵ تکواندوکار زن (سن ۱۷/۱±۰۰/۷۷سال، قد ۵/۳۱ ± ۱۶۲/۸۶ متر، وزن۵/۵۷ ± ۵۱/۷۳ کیلوگرم) به شیوه نمونه‌گیری در دسترس انتخاب و به‌صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت نمودند. تمام آزمودنی‌ها رضایت آگاهانه خود را مبنی بر شرکت در این پژوهش را به‌صورت کتبی اعلام کردند. قبل از گرفتن رضایت‌نامه کتبی، نحوه اجرا پژوهش حاضر برای آمودنی‌ها به‌طور کامل تشریح شد. تمام مراحل پژوهش بر طبق اعلامیه هلسینکی انجام گردید. با استفاده از نرم‌افزار G * Power 3.1 حجم نمونه حداقلی ۱۲ نفر برآورد شد تا اندازه اثر ۰/۸ در سطح معناداری ۰/۰۵ حاصل شود. با این حال تعداد نمونه، ۱۵ نفر در نظر گرفته شد (۲۱). ویژگی‌های آنتروپومتریکی شامل قد، وزن و سن تمامی آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد. معیارهای ورود به تحقیق شامل، داشتن کمربند مشکی، دامنه سنی ۱۵ تا ۲۵ سال، انجام تمرینات تخصصی تکواندو ۳ جلسه در هفته و هر جلسه به مدت یک ساعت، داشتن سابقه ورزشی در رشته تکواندو حداقل ۲ سال بود (۲۲). معیارهای خروج از تحقیق نیز داشتن سابقه جراحی در اندام تحتانی، سابقه شکستگی در اندام تحتانی، استفاده از کینزیوتیپ یا تمرین PNF طی ۲ سال گذشته، سابقه مشکلات عصبی_ عضلانی طی ۱ سال گذشته (۲۳، ۲۴)، دارا بودن ناهنجاری قامتی بر اساس آزمون نیویورک بود (۲۵).

الکترود گذاری:

قبل از نصب الکترودها پوست ابتدا شیو و سپس با پنبه و الکل (۷۰٪ اتانول-C2H5OH) تمیز و خشک شد. سپس موقعیت قرار دادن الکترودها بر روی هر عضله بر طبق پروتکل اروپایی SENIAM انجام شد. الکترودهای سطحی مدل (Ag/AgCl) دو قطبی با قطر ۱۱ میلی‌متر، فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز، بر روی هر عضله در جهت تارهای عضلانی قرار گرفت. در همسترینگ خارجی (عضله دوسررانی)، الکترود در ۵۰درصد بین خط برآمدگی ورکی تا اپی‌کندیل میانی درشتنئی قرار داده شد. و در همسترینگ داخلی (عضله نیمه‌وتری و عضله نیمه غشایی)، الکترود در ۵۰درصد بین خط برآمدگی ورکی تا به سطح داخلی و قدامی اپی کندیل داخلی استخوان درشتنئی قرار گرفت (۲۶).

گردآوری داده‌ها:

جهت گردآوری داده‌ها ابتدا گونیامتر الکتریکی، طوری لبه بالایی آن در قسمت خارجی تحتانی ران و لبه پایینی آن در قسمت خارجی فوقانی استخوان تیبیا قرار گرفته بود، نصب شد. سپس تست‌های پیش‌آزمون و تست‌های پس‌آزمون گرفته شد. ۳ مرتبه حرکت دولیوچاگی بعد از هر یک از شرایط بدون اعمال نوارکینزیوتیپ و انجام تمرین کششی PNF (به‌عنوان پیش‌آزمون)، با نواربندی مهاری، با نواربندی تحریکی و بعد از تمرین کششی PNF (به‌عنوان پس‌آزمون) انجام شد طوری که ترتیب اجرای ۳ شرایط پس‌آزمون به‌طور تصادفی بود (شکل ۱). فاصله زمانی بین هر تریال (حرکت دولیوچاگی) ۳۰ ثانیه بود و زمان استراحت بین هر شرایط ۲ دقیقه در نظر گرفته شد. سپس فعالیت عضلات دوسر رانی (BF)، نیمه‌وتری (ST) و نیمه غشایی (SB) طی حرکت دولیوچاگی توسط دستگاه الکترومایوگرافی بایوسیستم به‌عنوان داده نهایی ثبت گردید (۲۷).



شکل (۱): ترتیب ثبت فعالیت عضلات و روند اجرای پژوهش (فاصله زمانی بین هر کوشش ۳۰ ثانیه و زمان استراحت بین هر شرایط ۲ دقیقه)

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-12-31]
[DOI: 10.61186/umj.35.1.71]

برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از یک سیستم الکترومایوگرافی (Data LITE EMG, Biometrics Ltd, Bandwidth: 10-490HZ) ساخت کشور انگلستان و ۸ کاناله بی‌سیم (شکل ۲) و الکترودهای سطحی مدل دو قطبی جفت الکترودهای سطحی Ag/AgCl دو قطبی (شکل دایره‌ای با قطر ۱۱ میلی‌متر؛ فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز، امپدانس ورودی ۱۰۰ مگاهم، نسبت رد شایع حالت (Common-mode rejection ratio یا CMRR) کمتر از ۱۱۰ دسی‌بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز) (شکل ۲) استفاده شد. فیلتر پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین، فیلتر شکافی (Notch filter) (برای حذف نویزهای برق شهری) ۶۰ هرتز جهت فیلترینگ داده‌های خام EMG در نظر گرفته شد. نرخ نمونه‌برداری در فعالیت الکترومایوگرافی عضلات، ۱۰۰۰ هرتز بود. جهت مشخص نمودن فازهای مختلف حرکت دولیوچاگی از گونیامتر الکترونیکی استفاده شد (۲۷).

برای محاسبه فرکانس عضلات در پژوهش حاضر، از مقادیر میانه فرکانس استفاده شد که این مقادیر از طریق نرم‌افزار Datalite استخراج گردید. واحد فرکانس در پژوهش حاضر هرتز می‌باشد. در نهایت میانگین فعالیت عضلات طی حرکت دولیوچاگی به‌عنوان داده نهایی در نرم‌افزار spss مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت.

شیوه کینزیوتیپینگ:

کینزیوتیپ (با عرض ۵ سانتی‌متر) توسط متخصص با اعمال کشش ۳۰ درصد، طوری که ابتدا و انتهای تیپ بدون اینکه کشیده شود بر روی تمام آزمودنی‌ها اعمال شد. کینزیوتیپ از سرثابت تا سر متحرک برروی عضلات همسترینگ اعمال شد طوری‌که طبق آناتومی و جهت تارهای عضلات همسترینگ، کینزیوتیپ از برجستگی استخوان نشیمنگاهی شروع شده تا قسمت مدیال و لترال سطح حفره پاپلیتئال (ناحیه رکبی زانو)، را دربرگرفت. این روش در تیپینگ تحریکی مورد استفاده قرار گرفت. و تیپینگ مهاری برخلاف تیپینگ تحریکی بود طوری که کینزیوتیپ از سرمتحرک شروع شده و خلاف جهت تارهای عضلات همسترینگ به سمت سرثابت، اعمال شد (۲۸).

شیوه انجام تمرین کششی PNF:

برای انجام تمرین کششی PNF از روش اعمال انقباض _ استراحت استفاده شد. ابتدا آزمودنی به پشت دراز کشید، سپس‌آزمونگر ران آزمودنی را به فلکشن برد طوری که زانوی آزمودنی در اکستنشن کامل بود .در این روش کشش اولیه ۱۰ ثانیه‌ای، انقباض ۵ ثانیه‌ای، کشش ثانویه ۳۰ ثانیه‌ای اعمال شد. کشش اولیه فقط تا جایی انجام شد که آزمودنی به نقطه درد برسد، سپس یک انقباض ایزومتریک ۵ ثانیه‌ای در حد ۲۰ تا ۵۰ درصد حداکثر توان در برابر مقاومت و در نهایت ۳۰ ثانیه کشش غیرفعال که باید از کشش ابتدایی مقداری بیشتر باشد اعمال شد. سپس به عضلات پیش از آغاز کشش بعدی، ۳۰ ثانیه استراحت داده شد. این تمرین ۴ بار تکرار شد (۲۹).

۱ ۲ ۳

شکل (۲): ۱-دستگاه الکترومایوگرافی مورد استفاده در پژوهش، ۲- نمونه‌ای از الکترودهای استفاده شده، ۳- گونیامتر الکتریکی

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-12-31]

[DOI: 10.61186/umj.35.1.71]

روش تحلیل داده‌ها:

جهت محاسبه میانگین و انحراف استاندارد قد، ،وزن سن ، شاخص توده بدنی آزمودنی‌ها از آمار توصیفی استفاده شد. نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون شاپیروویلک بررسی شد. جهت بررسی همگنی واریانس و کواریانس (پیش‌فرض کرویت) از آزمون موچلی استفاده شد. جهت تحلیل آماری از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری استفاده شد. تمام تحلیل‌های آماری در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳ انجام شد.

یافته‌ها

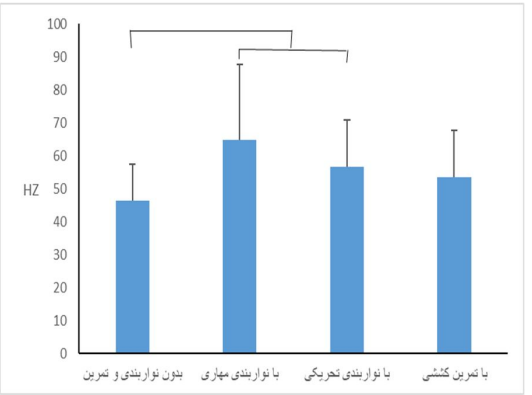
با توجه به جداول ۲ و ۳، نتایج نشان داد که فرکانس فعالیت عضله دوسررانی در شرایط بدون نواربندی و تمرین با شرایط نواربندی مهاری (p=۰/۰۳۲) و شرایط بدون نواربندی و تمرین با شرایط نواربندی تحریکی (p=۰/۰۳۴) طی مرحله رفت حرکت دولیوچاگی اختلاف معناداری را دارا می‌باشد. همچنین مقایسه جفتی نشان داد که فرکانس فعالیت عضله دوسررانی در شرایط با نواربندی مهاری نسبت به شرایط بدون نواربندی و تمرین، و درشرایط نواربندی تحریکی نسبت به شرایط بدون نواربندی و تمرین طی مرحله رفت حرکت دولیوچاگی بیشتر است. علاوه‌براین میانه فرکانس سایر عضلات عدم وجود اختلاف معنی‌داری را در حرکت رفت و برگشت دولیوچاگی را نشان داد (P>۰۵۰).

جدول (۱): میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس (هرتز) طی چهار شرایط بدون نوار و تمرین، با نوار مهاری و تحریکی، با تمرین کششی **PNF** در مرحله رفت حرکت دولیوچاگی

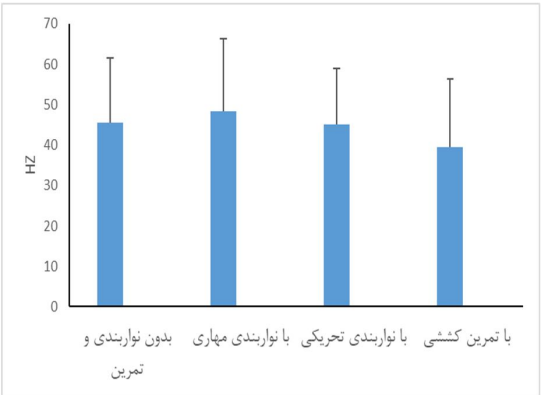
	مرحله		رفت		
	عضلات		نیمه وتری	دوسررانی	نیمه غشایی
انحراف معیار و میانگین	بدون نواربندی و تمرین		۴۵/۴۳ ± ۱۶/۸۷	۴۶/۳۰ ± ۱۱/۷۰	۴۹/۸۴ ± ۱۶/۲۰
	با نواربندی مهاری		۴۸/۳۸ ± ۱۸/۹۳	۶۴/۷۹ ± ۲۳/۹۴	۵۶/۱۲ ± ۱۹/۱۷
	با نواربندی تحریکی		۴۵/۰۰ ± ۱۴/۹۹	۵۶/۷۴ ± ۱۴/۱۵	۵۱/۲۰ ± ۲۰/۰۸
	با تمرین کششی		۳۹/۴۳ ± ۱۷/۹۸	۵۳/۵۷ ± ۱۴/۵۳	۴۹/۸۸ ± ۱۷/۴۵
سطح معناداری	بدون نواربندی و تمرین	با نواربندی مهاری	۱/۰۰۰	۰/۰۳۲	۰/۱۲۶
		با نواربندی تحریکی	۱/۰۰۰	۰/۰۳۴	۱/۰۰۰
		با تمرین کششی	۱/۰۰۰	۰/۷۳۵	۱/۰۰۰
	با نواربندی مهاری	بدون نواربندی و تمرین	۱/۰۰۰	۰/۳۲	۰/۱۲۶
		با نواربندی تحریکی	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
		با تمرین کششی	۰/۷۹۱	۰/۳۷۲	۰/۹۷۱
	با نواربندی تحریکی	بدون نواربندی و تمرین	۱/۰۰۰	۰/۰۳۴	۱/۰۰۰
		با نواربندی مهاری	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
		با تمرین کششی	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	با تمرین کششی	بدون نوار و تمرین	۱/۰۰۰	۰/۷۳۵	۱/۰۰۰
		با نواربندی مهاری	۰/۷۹۱	۰/۳۷۲	۰/۹۷۱
		با نواربندی تحریکی	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-12-31]

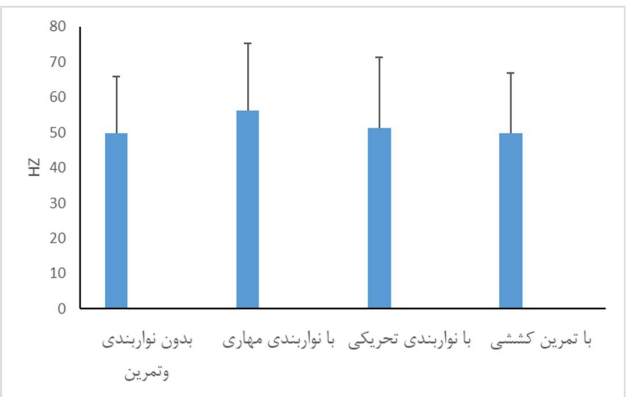
[DOI: 10.61186/umj.35.1.71]



نموار (۲): میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضله دوسررانی در مرحله رفت



نمودار (۱): میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضله نیمه وتری در مرحله رفت



نمودار (۳): میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضله نیمه غشایی در مرحله رفت

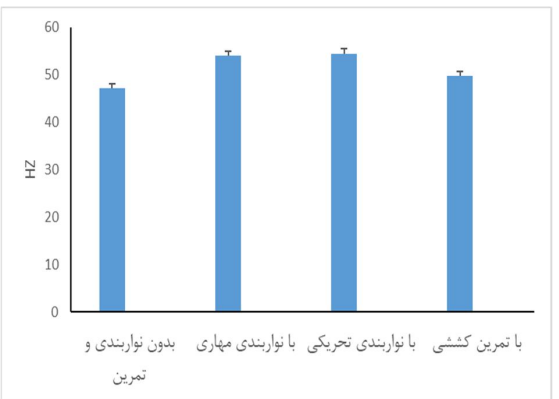
جدول (۲): میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس (هرتز) طی چهار شرایط بدون نوار و تمرین، با نوار مهاری و تحریکی، با تمرین کششی PNF در مرحله برگشت حرکت دولیوچاگی

	مرحله		برگشت		
	عضلات		نیمه وتری	دوسررانی	نیمه غشایی
انحراف معیار و میانگین	بدون نواربندی و تمرین		۴۷/۱۰ ± ۸/۰۳	۵۳/۹۶ ± ۱۲/۸۱	۴۵/۲۸ ± ۱۴/۵۲
	با نواربندی مهاری		۵۳/۹۹ ± ۲۰/۲۹	۵۳/۳۷ ± ۱۲/۹۳	۵۵/۳۶ ± ۲۰/۵۱
	با نواربندی تحریکی		۵۴/۴۰ ± ۲۸/۲۸	۵۷/۸۸ ± ۱۹/۲۹	۵۳/۸۰ ± ۲۰/۷۴
	با تمرین کششی		۴۹/۷۰ ± ۱۰/۸۸	۵۲/۳۱ ± ۱۴/۹۹	۴۳/۰۴ ± ۱۸/۱۵
سطح معناداری	بدون نواربندی و تمرین	با نواربندی مهاری	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
		با نواربندی تحریکی	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
		با تمرین کششی	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰

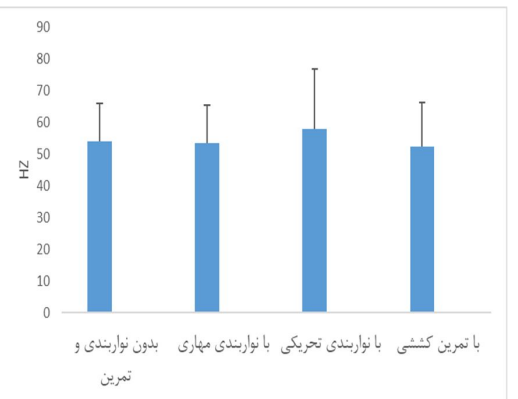
[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-12-31]

[DOI: 10.61186/umj.35.1.71]

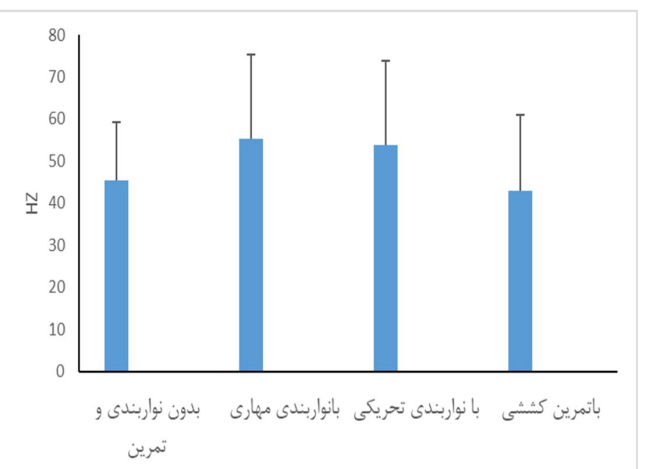
با نواربندی مهاری	بدون نواربندی وتمرین	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	با نواربندی تحریکی	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	با تمرین کششی	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۰/۹۰۸
با نواربندی تحریکی	بدون نواربندی و تمرین	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	با نواربندی مهاری	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	با تمرین کششی	۱/۰۰۰	۰/۴۲۱	۰/۹۵۱
با تمرین کششی	بدون نوار و تمرین	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	با نواربندی مهاری	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۰/۹۰۸
	با نواربندی تحریکی	۱/۰۰۰	۰/۴۲۱	۰/۹۵۱



نمودار (۴): میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضله نیمه وتری در مرحله برگشت



نمودار (۵): میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضله دوسررانی در مرحله برگشت



نمودار (۶): میانگین و انحراف استاندارد عضله نیمه غشایی در مرحله برگشت

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-12-31]

[DOI: 10.61186/umj.35.1.71]

بحث و نتیجه‌گیری

هدف پژوهش حاضر مقایسه اثر آنی دو روش کینزیوتیپ مهاری و تحریکی در مقابل تمرینات کششی PNF بر طیف فرکانس عضلات همسترینگ تکواندوکاران زن بود. نتایج این پژوهش نشان داد که فرکانس فعالیت عضله دوسر رانی در شرایط با نواربندی مهاری نسبت به دوشرایط بدون نواربندی و تمرین و در شرایط نواربندی تحریکی نسبت به دو شرایط بدو نواربندی و تمرین طی مرحله رفت حرکت دولیوچاگی بیشتر است.

مطالعات گذشته، دلایل احتمالی افزایش فعالیت عضلانی بعد از اعمال کینزیوتیپ تحریکی را اینگونه بیان کرده‌اند که با اعمال کینزیوتیپ شکل پوست تغییر می‌کند و این باعث می‌شود که فاشیا و عضلات کشیده شوند (۳۰-۳۱). همچنین کینزیوتیپ باعث تحریک گیرنده‌های پوستی به‌ویژه فیبرهای حسی نوع Ia می‌شود. فیبر آوران اولیه از طریق پاسخ به تغییرات طول عضله، به حس عمقی و حرکت کمک می‌کند (۲۸). مطالعات گذشته گزارش کرده‌اند که تحریک لمسی با استفاده از کینزیوتیپ تحریکی مانع از کاهش قدرت و فعالیت الکترومایوگرافی در عضله راست رانی از طریق مسیرهای Ia می‌شود. این باعث می‌شود که نرون‌های حرکتی گاما افزایش یابد و در نتیجه حساسیت دوک‌های عضلانی بیشتر شود (۳۲). در نهایت نرون‌های حرکتی آلفا تقویت شده و فعالیت عضلانی تغییر می‌کند (۳۲). در نتیجه می‌توان گفت که افزایش فرکانس فعالیت عضلانی ناشی از اعمال کینزیوتیپ تحریکی ممکن است به دلیل تسهیل عصبی باشد (۳۳). علاوه‌براین در روش اعمال کینزیوتیپ به‌صورت مهاری، که معمولاً در فاز حاد برای عضلاتی که دچار فعالیت بیش از حد یا کشیدگی شده‌اند مورد استفاده قرار می‌گیرد کینزیوتیپ از سر متحرک به سمت سرثابت عضله باهدف مهار عملکرد عضله زده می‌شود (۱۱). و زمانی که عملکرد عضله مهار می‌شود دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله کاهش می‌یابد بنابراین باعث می‌شود که فرکانس فعالیت عضله مهار شده افزایش یابد. افزایش فرکانس فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ممکن است ناشی از افزایش نرخ شلیک واحدهای حرکتی یا به کارگیری واحدهای حرکتی بزرگتر درگیر در فعالیت باشد (۳۴). و زمانی که دامنه فعالیت عضله افزایش می‌یابد در طولانی‌مدت باعث تقویت عضله می‌شود درنتیجه در اثر تقویت عضله احتمال آسیب عضله نیز کاهش می‌یابد. بنابراین ممکن است در کاهش یا جلوگیری از فعالیت بیش از حد و احتمالاً از ایجاد آسیب‌های ناشی از پرکاری مانند تاندونیت یا تاندینوز، ازنظر بالینی مؤثر باشد (۳۵). در واقع این مداخله ممکن است به‌عنوان یک استراتژی پیشگیرانه، از آسیب‌های بیشتر در افرادی که سابقه آسیب قبلی دارند (به‌عنوان مثال، کشیدگی یا پارگی‌های جزئی عضلات همسترینگ) پیشگیری کند. نتایج به دست آمده در مطالعه حاضردر ارتباط با تأثیر کینزیوتیپ بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات، با نتایج برخی از مطالعات که تأثیر تیپ را در سایر قسمت‌های بدن مورد بررسی قرار داده‌اند همسو و بانتایج برخی دیگر ناهمسو بود. به‌عنوان مثال در مطالعه‌ای یانگ و همکاران (۲۰۱۱)، اثر کینزیوتیپ اندام تحتانی را برروی فعالیت عضلانی در ۱۰ تکواندوکار دانشگاهی مورد مطالعه قرارداده بودند، بیان کردند که فعالیت عضلانی عضلات دوسررانی، راست رانی و درشت نی قدامی در اثر کینزیوتیپینگ افزایش قابل‌توجهی داشته است (۳۶). نتایج مطالعه حاضر در ارتباط با عضله دوسررانی با نتایج مطالعه یانگ و همکاران همسو می‌باشد اما باید این نکته را در نظر گرفت که در مطالعه حاضر کینزیوتیپ بر روی عضلات همسترینگ اعمال شده در حالی که در مطالعه یانگ و همکاران عضلات دوسررانی، راست رانی و درشت نی قدامی نواربندی شده بود. سرائو و همکاران (۲۰۱۶)

در تحقیقی اثر کینزیوتیپ مهاری، تسهیلی و پلاسبو بر فعالیت الکتریکی عضلات چهارسران و همسترینگ باهدف مهار یا تسهیل عملکرد عضله و میزان درک فشار در حرکت اسکات درمردان سالم را بررسی کرده بودند. نتیجه مطالعه عدم اختلاف معناداری در فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دوسررانی پهن خارجی و پهن میانی در تمام شرایط را نشان می‌داد (۳۷). نتایج این مطالعه با نتایج پژوهش حاضر ناهمسو می‌باشد. یکی از علل ناهمسویی می‌تواند تفاوت در جنسیت آزمودنی‌ها باشد. همچنین در مطالعه سرائو علاوه‌بر تیپینگ عضله دوسررانی، عضلات چهار سر نیز تیپینگ شده‌اند. جان وانتاناکول و همکاران (۲۰۰۵)، طی پژوهشی، فعالیت پهن میانی و خارجی در اثر اعمال کینزیوتیپ مهاری و تسهیلی را مورد مطالعه قرار داده بودند. در این مطالعه ۳۰ زن سالم (۱۸ تا ۳۰ سال) را در سه شرایط بدون تیپینگ، با تیپ مهاری و تیپ تسهیلی به‌صورت تصادفی بررسی کرده بودند. به‌طور کلی نتیجه تحقیق عدم وجود تغییر معناداری در فعالیت الکتریکی عضلات مورد مطالعه طی تیپ مهاری و تسهیلی را گزارش کرده بود (۳۸). نتایج این تحقیق با نتایج تحقیق حاضر همخوانی ندارد. علت ناهمخوانی می‌تواند نحوه مهار کردن عضله با استفاده از تیپ و تفاوت در عضله مورد مطالعه باشد. در مطالعه ذکر شده جهت مهارکردن عضله، کینزیوتیپ به‌صورت عرضی از عضله عبور شده بود درحالی که در پژوهش حاضر جهت مهارکردن عضله، کینزیوتیپ طبق آناتومی عضله و از سر متحرک به سمت سر ثابت عضله اعمال شده بود. همچنین در پژوهش ذکر شده عضلات چهارسر تیپ شده‌اند درحالی که در مطالعه حاضر عضلات همسترینگ تیپ شده‌اند.

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-12-31]

[DOI: 10.61186/umj.35.1.71]

افزایش انعطاف‌پذیری عضلات ناشی از انجام حرکات کششی PNF طبق سازوکارهای عصبی _ فیزیولوژیکی که یکی از آن‌ها رفلکش کششی عضله می‌باشد، اتفاق می‌افتد (۳۹). علاوه براین حین انجام حرکات کششی PNF تغییر در آستانه درد موجب می‌شود که آزمودنی بدون اینکه درد یا ناراحتی احساس کند، انعطاف‌پذیری خود را توسعه دهد (۴۰). در واقع تمرین کششی PNF باعث می‌شود که طول سارکومرها افزایش و سفتی واحد عضله _ تاندون و تولید نیرو کاهش یابد. از دیدگاه عصبی، تمرین PNF در طولانی‌مدت باعث کاهش فرکانس شلیک، کاهش تمرکز و خستگی عصبی می‌شود (۴۱). بنابراین باتوجه به نتیجه به دست آمده عدم تأثیر گذاری آنی تمرین کششی PNF بر روی فرکانس فعالیت عضلات همسترینگ تکواندوکاران را می‌توان این‌گونه توجیه کرد که تکواندوکاران طی جلسات تمرینات تخصصی، تمرینات کششی را به‌ویژه بر روی عضلات همسترینگ انجام می‌دهند بنابراین احتمال اینکه این افراد در طولانی‌مدت به تمرینات کششی سازگار شده باشند وجود دارد. درنتیجه عدم تأثیر آنی تمرین کششی تسهیل عصبی عضلانی پژوهش حاضر بر روی این افراد ممکن است در ارتباط با همین موضوع باشد. نتایج به دست آمده در مطالعه حاضردر ارتباط با تأثیر تمرین کششی PNF بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات، با نتایج برخی از مطالعات همسو و بانتایج برخی دیگر ناهمسو بود. به‌عنوان مثال، در پژوهشی رانی خان و همکاران (۲۰۲۲) به بررسی اثر اصلاح شده روش نگه داشتن-استراحت تمرینPNF بر روی انعطاف پذیری، فعالیت الکترومایوگرافی و ظرفیت تولید نیرو عضله همسترینگ در دانشجویان مبتلا به سفتی عضلات همسترینگ پرداخته بودند. که نتیجه، تفاوت معنی‌داری در دامنه حرکتی و عدم تفاوت معنی‌داری در فعالیت الکترومایوگرافی و قدرت عضلات همسترینگ را نشان می‌داد (۴۲). نتایج این پژوهش با نتایج مطالعه حاضر ناهمسو می‌باشد علت ناهمسویی ممکن است تفاوت در روش اجرای تمرین PNF باشد لذا در مطالعه رانی‌خان و همکاران روش اصلاح شده نگه داشتن – استراحت استفاده شده درحالی که در تحقیق حاضر، روش انقباض – استراحت به‌کار برده شده بود .در تحقیقی سوزبیر و همکاران (۲۰۱۶) در یک مطالعه موردی، اثرات حاد روش اعمال انقباض _ استراحت PNF و کشش ایستا بر انعطاف پذیری، عملکرد پرش و فعالیت الکترومایوگرافی را بررسی کرده بودند. نتیجه این مطالعه افزایش معناداری در دامنه حرکتی هیپ، کاهش معناداری در عملکرد پرش را نشان داده بود در حالی که تفاوت معناداری در فعالیت الکترومایوگرافی عضلات (پهن جانبی ، پهن میانی و دوقو) وجود نداشت (۴۳). نتیجه این مطالعه با نتیجه مطالعه حاضر ناهمسو می‌باشد یکی از علل ناهمسویی ممکن است تفاوت در عضله مورد مطالعه باشد چرا که در مطالعه ذکر شده فعالیت عضلات پهن جانبی ، پهن میانی و دوقو بررسی شده در حالی که در پژوهش حاضر عضلات همسترینگ بررسی شده بود. فربر و همکاران (۲۰۰۲)، در مطالعه‌ای اثر تکنیک‌های کششی PNF را بر روی دامنه حرکتی و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات خم کننده زانو در افراد مسن را مورد بررسی قرار داده بودند نتیجه نشان می‌داد که دامنه حرکتی و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات خم کننده زانو در روش ACR (انقباض عضلات مخالف_ استراحت) در مقایسه با روش SS (روش کشش استاتیک) و روش CR (روش استراحت_ انقباض) افزایش یافته است(۴۴). نتیجه این تحقیق با نتیجه مطالعه حاضر ناهمسو می‌باشد. علت ناهمسویی ممکن است به دلیل تفاوت در سن آزمودنی‌ها و تفاوت در روش اجرا باشد زیرا در تحقیق یاد شده سه روش تمرین کششی اجرا شده در حالی که در تحقیق روش استراحت _ انقباض انجام شده است.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به وجود تنها نمونه زن اشاره نمود، بنابراین امکان تعمیم نتایج پژوهش حاضر به سایر افراد جامعه بخصوص مردان وجود ندارد. برای اندازه‌گیری فعالیت عضلات همسترینگ از الکترومایوگرافی سطحی استفاده شده لذا امکان کراس تاک سایر عضلات وجود دارد. این تحقیقات تنها اثرات آنی کینزیوتیپ و تمرین را بر روی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات، مورد بررسی قرار داده است، حال آنکه بررسی استفاده طولانی‌مدت کینزیوتیپ می‌تواند اثرات متفاوتی را نشان دهد. همچنین به بررسی این اثرات طی یک تکلیف حرکتی در تکواندو پرداخته شده هست، لذا می‌توان اثرات این تداخلات را در سایر رشته‌های ورزشی طی تکالیف حرکتی مختلف مورد مطالعه قرار داد.

با توجه به نتایج به دست آمده از تحقیق حاضر، پیشنهاد می‌شود که برای جلوگیری از آسیب‌های مجدد در تکواندوکارانی که دچار آسیب همسترینگ شده‌اند از کینزیوتیپ به‌عنوان مداخله درمانی و پیشگیری از آسیب استفاده شود. همچنین، مربیان تکواندو از تمرین کششی PNF طی تمرینات تخصصی، در تکواندوکاران سالم جهت جلوگیری از آسیب‌های عضلات همسترینگ، استفاده کنند.

نتیجه‌گیری

نتایج نشان داد که فرکانس فعالیت عضله دوسررانی با نواربندی مهاری و تحریکی نسب به شرایط بدون نواربندی و تمرینPNF افزایش یافته، لذا زمانی که فرکانس عضله بیشتر شود در طولانی‌مدت باعث تقویت عضله می‌شود درنتیجه در اثر تقویت عضله احتمال آسیب عضله نیز کاهش می‌یابد.

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-12-31]

[DOI: 10.61186/umj.35.1.71]

تقدیر و قدردانی:
بدینوسیله از تمامی کسانی که در انجام این تحقیق ما را یاری نمودند، بخصوص شرکت کنندگان این تحقیق، کمال تشکر و قدردانی را داریم.

حمایت مالی تحقیق:
این مطالعه بخشی از پایان‌نامه کارشناسی ارشد، مصوب معاونت پژوهشی دانشگاه علامه طباطبایی تهران است که با حمایت مالی این دانشگاه انجام شده ست.

تضاد منافع:
همچنین هیچ‌کدام از نویسندگان این تحقیق تعارض منافعی برای انتشار این مقاله ندارند.

ملاحظات اخلاقی:
این پژوهش طبق اعلامیه هلسینکی و با کد اخلاق به شماره IR/SSRI.REC.2023.14172.2031 انجام شد.

References:

1. Fortina M, Mangano S, Carta S, Carulli C. Analysis of injuries and risk factors in taekwondo during the 2014 Italian University Championship. Joints 2017;5(03):168-72. https://doi. org/10. 1055/s-0037-1605390
2. Lin S-P, Li C-Y, Suzuki K, Chang C-K, Chou K-M, Fang S-H. Green tea consumption after intense taekwondo training enhances salivary defense factors and antibacterial capacity. PLoS One 2014;9(1):e87580. https://doi. org/10. 1371/journal. pone. 0087580
3. Park KJ, Song BB. Injuries in female and male elite taekwondo athletes: a 10-year prospective, epidemiological study of 1466 injuries sustained during 250 000 training hours. BrJ Sport Med 2018;52(11):735-40. https://doi. org/10. 1136/bjsports-2017-097530
4. Rosas-Cervantes VA, Salazar R, Singaña M, Silva F. Electronic Training Instrument for Taekwondo Athletes. J Adv Sport Tech 2022;6(1):1-8.
5. Lystad RP, Pollard H, Graham PL. Epidemiology of injuries in competition taekwondo: A meta-analysis of observational studies. J Sci Med Sport 2009;12(6):614-21. https://doi. org/10. 1016/j. jsams. 2008. 09. 013
6. Briem K, Eythörsdöttir H, Magnúsdóttir RG, Pálmarsson R, Rúnarsdöttir T, Sveinsson T. Effects of kinesio tape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes. J Orthop Sports Phys Ther 2011;41(5):328-35. https://doi. org/10. 2519/jospt. 2011. 3501
7. Jafarnezhadgero AA, Shahverdi M, Madadi Shad M. The effectiveness of a novel Kinesio Taping technique on the ground reaction force components during bilateral drop landing in athletes with concurrent pronated foot and patella-femoral pain syndrome. J Agri Sci Tech 2017;1(1):22-9.
8. Rekabdar E, Bagheri S, Hajiloo B. The Immediate Effects of Kinesio Tape Intervention On Plantar Pressure Parameters in Individuals with Functional Ankle Instability. J Agri Sci Tech 2021;5(2):119-29.
9. Wallis J, Kase T, Kase K. Clinical therapeutic applications of the kinesio taping method. Albuquerque 2003; 2:1-5.
10. Macdonald R. Taping techniques: principles and practice: Butterworth-Heinemann Medical; 2004.
11. Kase K, Stockheimer KR. Kinesio taping for lymphoedema and chronic swelling: Kinesi USA, LLC; 2006.
12. Chang H-Y, Chou K-Y, Lin J-J, Lin C-F, Wang C-H. Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes. Phys Ther Sport 2010;;11(4):117-122. https://doi. org/10. 1016/j. ptsp. 2010. 06. 007
13. Csapo R, Alegre LM. Effects of Kinesio® taping on skeletal muscle strength-A meta-analysis of current evidence. J Sci Med Sport 2015;18(4):450-6. https://doi. org/10. 1016/j. jsams. 2014. 06. 014
14. Mohamadi E, Rajabi R, Alizadeh MH. The comparison of the lumbopelvic stabilizer muscle endurance in

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-12-31]

[DOI: 10.61186/umj.35.1.71]

female athletes with and without patellofemoral pain syndrome. J Radiograph Radiat Sci 2013;9(3):424-34.

15. Park Y-H. Effects of taping application type on grip power, pinch power, and EMG activity. Science 2013;1(5):239-43. https://doi. org/10. 11648/j. sjph. 20130105. 20
16. Huang CY, Hsieh TH, Lu SC, Su FC. Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. Biomed Eng Online 2011;10(1):1-11. https://doi. org/10. 1186/1475-925X-10-70
17. Murray H. Effects of kinesio taping on muscle strength after ACL-repair. J Orthop Sports Phys Ther 2000;30(1):14
18. Ataullah MG, Kapoor G, Alghadir AH, Masood KH. Effects of kinesio taping on hip abductor muscle strength and electromyography activity in athletes with chronic ankle instability: a randomized controlled trial. J Rehabil Med 2021;53(۶). https://doi. org/10. 2340/16501977-2845
19. Lopes M, Torres R, Romão D, Dias M, Valério S, Espejo-Antúnez L, et al. Kinesiology tape increases muscle tone, stiffness, and elasticity: Effects of the direction of tape application. J Bodyw Mov Ther 2022;30:176-80. https://doi. org/10. 1016/j. jbmt. 2022. 01. 003
20. Kim K-H, Ki K-I, Youn H-J. The effects of PNF leg flexion patterns on EMG activity of the trunk. PNF Move 2011;9(3):19-24.
21. Faul F, Erdfelder E. Gpower: A priori, post-hoc, and compromise power analyses for MS-DOS [Computer program]. Bonn, FRG: Bonn University, Department of Psychology. 1992.
22. Ozmen T, Gunes GY, Dogan H, Ucar I, Willems M. The effect of kinesio taping versus stretching techniques on muscle soreness, and flexibility during recovery from nordic hamstring exercise. J Bodyw Mov Ther 2017;21(1):41-7. https://doi. org/10. 1016/j. jbmt. 2016. 04. 001
23. Favarini RA, Pereira BM, de Moraes JH, Monteiro AD, de Souza AM, Menzel H-J, et al. , editors. Cinematic analysis during a kick of Taekwondo after passive static stretching exercise. ISBS-Conference Proceedings Archive; 2007.
24. Nuri L, Ghotbi N, Faghihzadeh S. Acute effects of static stretching, active warm up, or passive warm up on flexibility of the plantar flexor muscles of Iranian professional female taekwondo athletes. J Musculoskelet Pain 2013;21(3):263-8. https://doi. org/10. 3109/10582452. 2013. 827771
25. McRoberts LB, Cloud RM, Black CM. Evaluation of the New York Posture Rating Chart for assessing changes in postural alignment in a garment study. Clothing Textiles Res J 2013;31(2):81-86. https://doi. org/10. 1177/0887302X13480558
26. Stegeman D, Hermens H. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). Roessingh Res Dev 2007;10:8-12.
27. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. J Electromyogr Kinesiol 2018;39:35-41. https://doi. org/10. 1016/j. jelekin. 2018. 01. 006
28. Lumbroso D, Ziv E, Vered E, Kalichman L. The effect of kinesio tape application on hamstring and gastrocnemius muscles in healthy young adults. J Bodyw Mov Ther 2014;18(1):130-8. https://doi. org/10. 1016/j. jbmt. 2013. 09. 011
29. Bradley PS, Olsen PD, Portas MD. The effect of static, ballistic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on vertical jump performance. J Strength Cond Res 2007;21(1):223-6. https://doi. org/10. 1519/00124278-200702000-00040
30. Huang C-Y, Hsieh T-H, Lu S-C, Su F-C. Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. Biomed Eng Online 2011;10(1):1-11. https://doi. org/10. 1186/1475-925X-10-70

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-12-31]

[DOI: 10.61186/umj.35.1.71]

31. Proske U, Gandevia SC. The kinaesthetic senses. Physiol J 2009;587(17):4139-46. https://doi. org/10. 1113/jphysiol. 2009. 175372
32. Mazzaro N, Grey MJ, Sinkjær T. Contribution of afferent feedback to the soleus muscle activity during human locomotion. J Neurophysiol 2005;93(1):167-77. https://doi. org/10. 1152/jn. 00283. 2004
33. Konishi Y. Tactile stimulation with Kinesiology tape alleviates muscle weakness attributable to attenuation of Ia afferents. J Sci Med Sport 2013;16(1):45-48. https://doi. org/10. 1016/j. jsams. 2012. 04. 007
34. Melo SA, de Brito Macedo L, Borges DT, Brasileiro JS. Effects of kinesio taping on neuromuscular performance and pain of individuals affected by patellofemoral pain: A randomized controlled trial. Physiother Theory Pract 2018; 14(2):23-29.
35. Groop K, Sanzo P, Zerpa C. The effect of kinesiotaping compared to no tape on surface emg activity of the shoulder muscles during overhead functional movements. ISBS Proceedings Arch 2017;35(1):99.
36. Yang D-J, Choi E-Y, Park D-S, Park S-K. The effects of kinesio-taping of lower limbs on muscle activity for Taekwondo athletes. J Korean Med Sci 2011;9(1):35-9. https://doi. org/10. 5627/KACE. 2011. 9. 1. 035
37. 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. J Sport Sci Med 2016;15(3):403.
38. Janwantanakul P, Gaogasigam C. Vastus lateralis vastus medialis obliquus muscle activity during the application of inhibition and facilitation taping techniques. Clin Rehab 2005;19(1):12-9. https://doi. org/10. 1191/0269215505cr834oa
39. Malliaropoulos N, Papalexandris S, Papalada A, Papacostas E. The role of stretching in rehabilitation of hamstring injuries: 80 athletes follow-up. Med Sci Sports Exerc 2004;36(5):756-9. https://doi. org/10. 1249/01. MSS. 0000126393. 20025. 5E
40. Sherry MA, Best TM. A comparison of 2 rehabilitation programs in the treatment of acute hamstring strains. J Orthop Sports Phys Ther 2004;34(3):116-25. https://doi. org/10. 2519/jospt. 2004. 34. 3. 116
41. Monazzami A. The Acute Effects of Static and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF) Stretching on Peak Torque and Agility on Men. Razi J Med Sci 2020;27(7):140-53.
42. Khan AR, Sethi K, Noohu MM. Modified Hold-Relax Stretching Technique Combined with Moist Heat Therapy to Improve Neuromuscular Properties in College Students with Hamstring Tightness. J Mod Rehabil 2022;16(3):235-43.
43. Sozbir K, Willems ME, Tiryaki-Sonmez G, Ragauska P. Acute effects of contract-relax PNF and static stretching on flexibility, jump performance and EMG activities: A case study. Biol Exerc 2016;12(1):33-55.
44. Ferber R, Osternig L, Gravelle D. Effect of PNF stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults. J Eelectromyogr Kinesiol 2002;12(5):391-7. https://doi. org/10. 1016/S1050-6411(02)00047-0

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-12-31]

[DOI: 10.61186/umj.35.1.71]

Original Article

A COMPARISON OF THE IMMEDIATE EFFECT OF INHIBITORY AND EXCITATORY KINESIOTAPING METHODS VERSUS PROPRIOCEPTIVE NEUROMUSCULAR FACILITIES (PNF) STRETCHING EXERCISE ON FREQUENCY CONTENT OF HAMSTRING MUSCLES

*Maryam Golnari Maranni[1], Farideh Babakhani[2], Amirali Jafarnrzhadgero[3]**

Received: 27 July, 2023; Accepted: 30 October, 2024

Abstract

Background & Aims: Tapping of an organ is like an elastic splint, which prevents the occurrence of injuries. Also, PNF stretching exercises increase muscle flexibility. Therefore, the aim of this study was to compare the immediate effects of inhibitory and excitatory kinesiotaping methods versus proprioceptive neuromuscular facilities (PNF) stretching exercises on the frequency content of hamstring muscles.

Methods & Materials: G*Power software was used to estimate the sample size. In this semi-experimental study, 15 female taekwondo subjects were selected as available. The criteria for entering the research included an age range of 15-25 years and having experience in taekwondo for at least 2 years. Exclusion criteria from the research were having a history of injury in the lower limb, using kinesiotape or PNF training in the last 2 years. All stages of the present research were conducted ethically according to the Declaration of Helsinki. Subjects performed the Doliochagi movement in four conditions: without taping and PNF stretching training, with excitatory taping, with inhibitory taping, and after PNF stretching exercise. A wireless 8-channel system was used to record the electrical activity of the hamstring muscles during the Doliochagi movement. Statistical analysis was performed using ANOVA with repeated measures. The significance level was equal to 0.05.

***Results*:** The results showed a significant difference in the frequency of the biceps femoris muscle during the without taping and PNF condition compared with inhibitory (p=0.032) and excitatory (p=0.034) taping during the Doliochagi movement.

***Conclusion*:** The results of our study indicated that the frequency of biceps brachii muscle activity increased when using inhibitory and excitatory taping compared to conditions without taping and PNF training. This increase in muscle frequency is associated with long-term muscle strengthening, which in turn reduces the likelihood of muscle injury.

***Keywords*:** Kinsiotape, PNF, Hamstring Muscles, Taekwondo

Address: Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabil, Ardabil, Iran
Tel: +989105146214
Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

SOURCE: STUD MED SCI 2024: 35(1): 83 ISSN: 2717-008X

This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, as long as the original work is properly cited.

[1]. MSc Student of Sport Injury and Corrective Exercises, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Physical Education, University of Allameh Tataba'i Tehran, Tehran, Iran
[2]. Assistant Professor of Sport Injury and Corrective Exercises, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Physical Education, University of Allameh Tataba'i Tehran, Tehran, Iran
[3]. Associate Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabil, Ardabil, Iran (Corresponding Author)

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-12-31]

[DOI: 10.61186/umj.35.1.71]