نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ۱۰، شماره ۱۹، بهار و تابستان ۱۴۰۱

WWW.RSR.BASU.AC.IR

بررسی اثر هشت هفته تمرینات منتخب بر حس عمقی و فعالیت الکتریکی عضلات منتخب پای تکواندوکاران مرد نخبه در پیشگیری از آسیب سندروم درد کشککی رانی

علی ساعت چیان [۱]، ناهید خوشرفتاریزدی [۲]*، محمدرضا محمدی [۳]، هما نامور محبوب [۴]

۱- کارشناس ارشد عمومی دانشگاه فردوسی مشهد
۲- استادیار دانشگاه فردوسی مشهد
۳- استادیار دانشگاه حکیم سبزواری
۴- دانشجو کارشناسی ارشد آسیب شناسی و حرکات اصلاحی دانشگاه فردوسی مشهد

مقاله پژوهشی

دریافت۲۹ آذر ۱۴۰۰؛ پذیرش ۲۹ تیر ۱۴۰۱

واژگان کلیدی

راستای زانو

تکواندو

ضربه آپدولیو

سندرم درد کشککی رانی

چکیده:

زمینه و هدف: با توجه به شیوع آسیب سندروم درد کشککی رانی میان تکواندوکاران و تاثیر حس عمقی و تعادل بر این آسیب، این تحقیق با هدف بررسی اثر هشت هفته تمرینات منتخب بر حس عمقی و فعالیت الکتریکی عضلات منتخب پای تکواندوکاران مرد نخبه در پیشگیری از آسیب سندروم درد کشککی رانی انجام شد.

روش بررسی: سی نفر تکواندوکار نخبه خراسان رضوی به شیوه تصادفی و در دسترس انتخاب شدند و در دو گروه ۱۷ نفری تجربی (میانگین سنی ۲/۹ ±۲۴/۴ سال، قد ۱/۷۲ ±۱۷۵/۶۷ سانتی متر و وزن۲/۵۸ ±۶۵/۹۴ کیلوگرم) و ۱۳ نفری کنترل (میانگین سنی ۳/۰۱±۲۴/۲ سال، قد ۱/۳۳ ±۱۷۳/۱۱ سانتی متر و وزن ۲/۶۶ ±۶۶/۴۴ گیلوگرم) قرار گرفتند. گروه تجربی، به تمرینات منتخب به مدت ۸ هفته، هر هفته ۳جلسه و هر جلسه به مدت ۳۰-۲۵ دقیقه پرداختند و مابقی آن تا ۹۰ دقیقه، تمرینات رایج تکواندو را انجام دادند، اما گروه کنترل فقط تمرینات رایج تکواندو را به مدت ۹۰ دقیقه انجام دادند. فعالیت الکتریکی عضلات پهن مایل داخلی و خارجی در طی حرکت آپ دولیو، توسط الکترومیوگرافی و حس عمقی از طریق نوسان مرکز فشار و دستگاه صفحه نیرو در وضعیت تک‌پا اندازه گیری شد .برای تجزیه و تحلیل آماری از نرم افزار SPSS (نسخه ۱۶) P<0/05 و روش های آماری آنالیز واریانس یا طرح اندازه گیری مکرر و تی همبسته استفاده شد.

یافته ها: بین تاثیر تمرینات منتخب و تمرینات رایج تکواندو بر حس عمقی و فعالیت الکتریکی عضلات زانوی پای اتکای بازیکنان مرد تکواندو تفاوت معناداری وجود داشت (P= ۰/۰۰۱) همچنین در گروه تجربی در پس آزمون نسبت به پیش آزمون کاهش معناداری در حس عمقی وجود داشت. هر چند این تفاوت در گروه کنترل معنادار نبود (p>0/05)

نتیجه گیری: تمرینات منتخب احتمالا می‌تواند اثرات مثبتی بر کاهش فاکتورهای خطر سندرم درد کشککی رانی داشته باشد. این تمرینات می‌تواند با افزایش حس عمقی و بهبود فعالیت الکتریکی عضلات در تکواندوکاران نخبه، باعث بالانس عضلات ناحیه زانو شده و درنهایت باعث کاهش فشار وارده بر مفصل پتلافمورال و پیشگیری از سندرم درد کشککی رانی شود.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: 091556844136
پست الکترونیکی: khoshraftar@um.ac.ir
شناسه دیجیتال (DOI): 10.22084/rsr.2022.25402.1608

مقدمه:

تکواندو یکی از رشته های رزمی مورد توجه در سراسر دنیا می‌باشد (Ziaee, ۲۰۱۰ :۱) و با توجه به آسیب های مکرر این رشته برای اجرا و جلوگیری از این آسیب ها، به توانایی های بدنی خاصی شامل قدرت، سرعت، انعطاف پذیری، هماهنگی کلی بدن و تعادل نیاز می باشد (Lystad, ۲۰۰۹ :۲) چرا که غالب این حرکات و تکنیک ها معمولا بر روی یک پا اجرا می شود.

برای حفظ ثبات و تعادل در رشته تکواندو، برخوردار بودن از حس عمقی مناسب از اساسی ترین موارد در این رشته است (Xu, ۲۰۰۴ :۳). اطلاعات بدست آمده از گیرنده های حس عمقی در اندام همچون گیرنده های دوک عضلانی، تاندون و مفاصل به درک حس وضعیت فضایی مفصل کمک کرده و نقش مهمی در ثبات مفاصل و کنترل عصبی_عضلانی ایفا می کند (Weerapong, ۲۰۰۵ :۴). بنابراین کاهش حس عمقی و تعادل باعث بروز آسیب ها به ویژه اسیب های عصبی_عضلانی می شود و بهبود آن می تواند اثرات مثبتی بر نتایج درمان داشته باشد .(Hewitt, ۲۰۰۲ :۵)

سندروم درد کشککی رانی از آسیب های این رشته است که به دلیل ماهیت مبارزه ای و رقابتی آن و میزان زیاد ضربه ها که از طریق خم و راست شدن زانو به وجود می آید، سندرم درد کشککی رانی[1] (PFPS) از شایع‌ترین اختلالات پرکاری است که با درد جلوی زانو و عدم تعادل عضلات اطراف زانو شناخته می‌شود. این سندرم یک وضعیت بسیار شایع در تکواندوکاران است (Papadopoulos, ۲۰۱۴ :۶). یکی از علت های بروز این آسیب در تکواندوکاران، کوتاه شدن عضلات و بافت نرم در این افراد است، بطوریکه دامنه حرکتی فلکشن مفصل ران در هر دو پا در تکواندوکاران نسبت به دامنه طبیعی آن ۲۰-۰ درجه کمتر است. بر اساس نظر کسلر[2] کمتر بودن دامنه حرکتی مفصل ران از ۲۰-۱۸ درجه می‌تواند دال بر وجود کوتاهی عناصر مفصل ران یعنی عضلات اکستنسور ران[3] (عضلات سرینی بزرگ، نیم غشایی، نیم وتری و دوسررانی) و عضله تنسور فاشیالاتا[4] باشد. بعلاوه حرکات متوالی رقص‌پای تکواندوکاران و استفاده بیش‌ازحد از این عضلات می‌تواند باعث کوتاهی عضلات فوق شده و منجر به محدودیت حرکت فلکشن خلفی مفصل تالوکرورال[5] و پرونیشن[6] جبرانی این مفصل شود که عاملی در بروز چرخش خارجی اضافی[7] استخوان درشت‌نی و افزایش زاویه Q است (Matheson, ۱۹۸۹ :۷). که این عدم تعادل در بین نیروی عضلات پهن مایل داخلی[8] و پهن خارجی[9] موجب حرکت غیر طبیعی کشکک در شیار کشککی ران و در نتیجه توسعه سندروم درد کشککی رانی می‌گردد (شیخ, ۲۰۱۸ :۸).

تحقیقات نشان می‌دهد که عضله پهن خارجی به‌طور معناداری سریع‌تر از پهن داخلی در بیماران مبتلا به درد کشککی رانی فعال می‌شود که منجر به جابه‌جایی کشکک به سمت خارج خواهد شد .(Voight, ۱۹۹۱ :۹ ;Karst, ۱۹۹۵ :۱۰) ویترو[10] و همکاران (۱۹۹۶) دریافتند که یک معکوس سازی در توالی انقباض عضله پهن مایل داخلی و پهن خارجی در افراد مبتلا به خصوص در تکواندوکاران وجود دارد (Witvrouw, ۱۹۹۶ :۱۱) به نظر می‌رسد تمرینات ورزشی به‌عنوان عامل پیشگیری‌کننده مانع اختلال در فعالیت الکتریکی عضله پهن مایل داخلی شده که از کاهش مقدار عددی نسبت عضله پهن مایل داخلی به عضله پهن خارجی جلوگیری می‌کند (Rezazadeh, ۲۰۱۳ :۱۲).

بنابراین با توجه به شیوع بالا درد کشککی رانی در تکواندوکاران پیشگیری از این آسیب بسیار مهم است (Green, ۲۰۰۵ ;Powers, ۲۰۰۳ :۱۳ :۱۴). لذا محقق بر آن است که اثر تمرینات منتخب بر راستای زانوی بازیکنان تکواندو در ضربه آپ دولیو را در طول هشت هفته بررسی نماید و در صورت اثرگذار بودن این تمرینات، مدل تمرینی را برای بازیکنان تکواندو ارائه دهد که به ورزشکاران در این رشته ورزشی کمک شود تا با رفع اختلال عضلات منتخب و افزایش حس عمقی، کمتر در معرض آسیب درد کشککی رانی قرار گیرند. این تمرینات شامل تمرینات قدرتی، کشش تسهیل شده، تمرینات حس عمقی و ثبات ناحیه مرکزی بدن است که به‌صورت ترکیبی طرح‌ریزی و زمان‌بندی شده

1 Patella femoral pain syndrome
2 Kessler
3 Hip Extensor
4 Tensor fasciae latae
5 Talocrural joint
6 Pronation
7 Excessive external tibial rotation
8 Vastus medialis oblique (vmo)
9 Vastus lateralis (vl)
10 Witvrouw

و قبل از شروع تمرینات اصلی فرد (تمرینات گرم کردن) قابل اجراست.

مواد و روش ها:

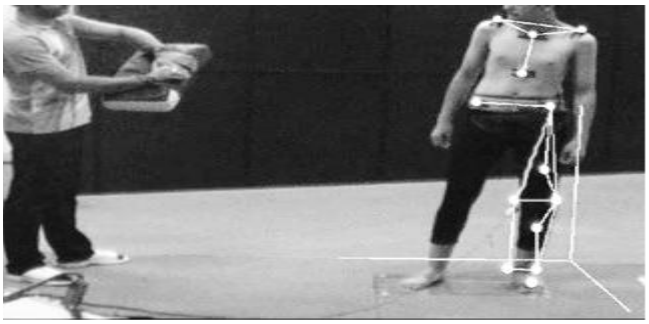
در ابتدا سی تکواندوکار مرد نخبه خراسان رضوی از طریق نرم افزار جی پاور به عنوان آزمودنی به صورت هدفمند و در دسترس انتخاب شدند و به صورت تصادفی به دو گروه کنترل(۱۷ نفر با میانگین سنی ۲۴/۴±۲/۹، قد۱۷۵/۶۷±۷، وزن۶۵/۹۴±۲/۵۸ و BMI ۲۱/۳±۰/۶۵) و تجربی(۱۳ نفر با میانگین سنی ۲۴/۲±۳/۰۱، قد ۱۷۳/۱۱±۱/۳۳، وزن ۶۶/۴۴±۲/۶۶ و BMI۲۲/۱۴±۰/۷۷) تقسیم شدند. تخمین حجم نمونه با استفاده از نرم افزار جی پاور[1] انجام شد. تحلیل قدرت آماری پیش از جمع اوری داده ها نشان می دهد که تعداد۳۴ آزمودنی (۱۷ نفر در هر گروه) برای نمایان ساختن اثر متوسط با در نظر گرفتن f-0.31، آلفای مساوی ۰.۰۵ و توان آماری ۰.۸ بین دو گروه با فرض ۲ اندازه گیری مکرر، همبستگی ۰.۵ بین اندازه ها و پیش بینی نرخ افت آزمودنی ۲۰ درصد برای این مطالعه مناسب بود.

تمامی آزمودنی ها کاملاً سالم بودند و هیچ‌گونه آسیب لیگامنتی و شکستگی در استخوان زانو و مچ پا، آسیب دیدگی یا عمل جراحی منیسک زانو، تغییر شکل شدید و متوسط پا، کوتاهی اندام تحتانی بیش از۲.۵ سانتی متر نداشتند. در هر گروه جهت ارزیابی راستای زانوی از آزمون ضربه آپ دولیو استفاده شد (shiravi , 1997 :15).

پس از انتخاب آزمودنی ها به صورت تصادفی، فرم رضایت‌نامه و اطلاعات شخصی توسط آنها تکمیل گردید. لازم به ذکر است تعداد آزمودنی در دو گروه برابر بود اما به دلیل عدم همکاری چهار آزمودنی از گروه کنترل در پس‌آزمون، این افراد از فرآیند تحقیق حذف شدند.

لازم به ذکر است که کلیه مراحل تحقیق شامل نصب مارکرها، نصب الکترودها، نحوه اجرای حرکت و هماهنگ‌سازی دستگاه‌ها و همچنین تمرینات منتخب قبل از انجام تحقیق اصلی پایلوت شد. قبل از اجرای پروتکل تمرینی، حس عمقی و فعالیت الکتریکی عضلات ثبت شد.

برای بررسی تغییرات تعادل (حس عمقی) افراد بر روی پای اتکا، از دستگاه فورس پلیت کیستلر[2](مدل C ۹۲۸۱) ساخت کشور سوئیس) در حالت تک‌پا استفاده شد. به این صورت که فرد بر روی پای اتکا به مدت ۱۵ ثانیه با چشم بسته حفظ تعادل می‌کرد. لازم به ذکر است سه دستگاه الکترومیوگرافی، آنالیز حرکتی و فورس پلیت کیستلر به‌صورت هم‌زمان استفاده شد. پارامترهای گوناگونی برای ارزیابی حس عمقی وجود دارد، از دستگاه فورس پلیت کیستلر با مبدل های پیزوالکتریک نیرو برای اندازه‌گیری تغییرات مرکز فشار به‌عنوان تقریب خوبی از نوسان استفاده شد .(Noé, ۲۰۱۴ :۱۶;Jacobson, ۱۹۹۳ :۱۷)



1 G power

2 kittler

این مطالعات نشان داده است که قابلیت اطمینان نوسان مرکز فشار در هر دو صفحه ساجیتال و فرونتال بیش از ۷۵٪ است و می‌توان از آن برای نشان دادن ثبات در حین ایستادن استفاده کرد (Noé, 2014 :16) .

نوسانات مرکز فشار از طریق فرمول زیر محاسبه شد که به ترتیب در صفحه قدامی-خلفی از داده های(cop y X) و در صفحه داخلی-خارجی از داده های (Cop X X) استفاده شد (Kamali, 2014 :18).

$$\Delta COP = \sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{(COP_{(i-1)} - COP_{(i)})^2}$$

به فرد آموزش داده شد که در زمان انجام آزمون، تنفس طبیعی داشته باشد و به روبه‌رو نگاه کند و به هیچ شئ خاصی خیره نشود و از هرگونه فعالیت حرکتی دستی یا کلامی خودداری کند. در وضعیت ایستاده روی پای اتکا، در وضعیت یک‌پا، ابتدا فرد روی صفحه قرار می‌گرفت و با اشاره آزمونگر پای ضربه زننده را بلند می‌کرد. به این صورت که دست‌ها به کمر قرارگرفته و پای مورد نظر را ۹۰ درجه خم می‌کرد. در همین وضعیت با چشمان بسته فرد ارزیابی می‌شد. هر وضعیت آزمون سه بار تکرار می شد. در زمان انجام آزمون نباید هیچ تماسی بین پای ضربه، با زمین برقرار می‌شد.

از ورزشکاران خواسته شد که بر روی صفحه نیروی کیستلر به مدت ۱۵ ثانیه بایستند. داده‌های به‌دست‌آمده از ۲/۵ ثانیه اول و آخر آزمون حذف شد و داده‌های حاصل از ۱۰ ثانیه برای آنالیز نهایی مورد استفاده قرار گرفت. با توجه به زمان اصلی آزمون ۱۰ ثانیه و فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز از هر وضعیت ۱۰۰۰۰ عدد به دست آمد. سپس این اطلاعات با استفاده از فرمول مذکور در محیط اکسل[1] پردازش شد، به این صورت که برای هر شاخص در هر تکرار یک عدد به دست آمد. سپس از سه تکرار میانگین گرفته شد و جهت آنالیز آماری آماده شدند. قبل از آنالیز نهایی داده‌ها از طریق فیلتر باترورس[2] با فرکانس برشی ۱۱ هرتز فیلتر شد(Saadat, 2012 :19;Kamali, 2014 :18) .

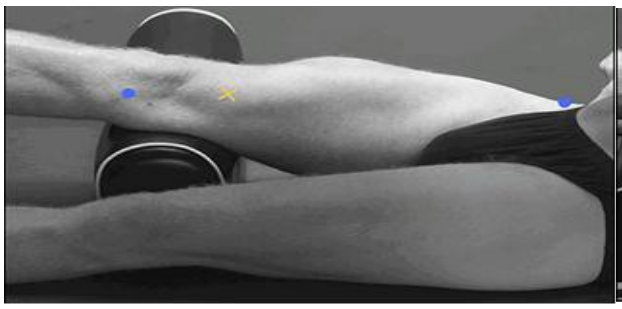
برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن مایل داخلی، پهن خارجی از دستگاه الکترومیوگرافی ۱۶ کاناله بایوویژن استفاده شد؛ و برای محل نصب الکترودها بر روی عضلات از استفاده شد.

محل الکترود گذاری عضله پهن مایل داخلی (شکل۱): فرد در وضعیت نشسته به روی میز قرار می‌گیرد و زانوی موردنظر راکمی خم کرده و بالاتنه راکمی به جلو متمایل می‌کند. سپس الکترودها در فاصله ۸۰٪ خط واصل بین خار خاصره قدامی فوقانی و فضای مفصلی در جلوی مرز قدامی لیگامنت داخلی قرار می‌گیرد (Hermens, 1999 :20) .

1 Excel
2 Butterworth low pass

محل الکترود گذاری عضله پهن خارجی (شکل ۲): فرد در وضعیت نشسته به روی میز قرار می‌گیرد و زانوی موردنظر را کمی خم کرده و بالاتنه را کمی به جلو متمایل می‌کند. سپس الکترودها در فاصله ۳/۲ خط واصل بین خار خاصره قدامی فوقانی و قسمت خارجی کشکک گذاشته می‌شود (Hermens, 1999 :20).

شکل ۱ محل الکترود گذاری عضله پهن مایل داخلی



شکل ۲ محل الکترود گذاری عضله پهن خارجی

در ابتدا به منظور جلوگیری از ایجاد نویز و اختلالات در اندازه‌گیری متغیرها و نیز آماده‌سازی پوست، موهای نواحی موردنظر تراشیده شد و با استفاده از یک پنبه الکل، نقطه موردنظر تمیز گردید. معیار رسیدن به سطح مطلوب امپدانس پوست (مقاومت کم پوست) تغییر رنگ پوست به رنگ قرمز روشن بود. همچنین برای کاهش نویز، سایر دستگاههای برقی از دستگاه اندازه‌گیری دور نگهداشته شد و دمای اتاق (۲۲درجه سانتیگراد) نیز تا حد امکان ثابت بود و برای جلوگیری از حرکت الکترودها از لباس استریج استفاده شد.لازم به ذکر است که شاخص فرکانس به نویز در این حالت بزرگتر از ۱ بود.

محل عضلات مورد بررسی طبق دستورالعمل نرم افزار سنیام[1] توسط محقق تعیین و علامت گذاری شد و الکترود در محل موردنظر نصب شد. الکترودها از جنس کلریت نقره دوقطبی فعال و با فاصله مرکز داخلی ۲ سانتی متر در محل های تعیین شده قرار گرفتند. جهت الکترودها موازی با جهت فیبرهای عضلات مذکور تنظیم شد. الکترود صفر (زمین) در نزدیک ترین برجستگی استخوانی برای هر عضله نصب شد (الکترود صفر برای عضلات فوق با استفاده از یک الکترود بر روی خار خاصره نصب شد). فعالیت الکترومیوگرافی عضلات زیر با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی ۱۶ کاناله بایوویژن ثبت شد. سیگنالهای ثبت شده با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز با استفاده از سیستم تعیین پارامتر دامنه مناسب بین فرکانس (۱۰-۵۰۰) هرتز(low pass (500Hz و (high pass (۱۰Hz در نرم‌افزار متلب فیلتر شدند. سیگنال‌های فعال عضلات موردنظر، با امواج کامل و از طریق ریشه مجذور میانگین[2] اصلاح شد. تقویت کننده سیگنال‌های تعبیه شده در دستگاه الکترومیوگرافی، به طور اتوماتیک سیگنال‌های ثبت شده را تقویت میکرد. برای ارائه تصویر واضح از داده‌های الکترومیوگرافی و مقایسه و تفسیر اختلاف‌ها، میانگین مقادیر الکترومیوگرافی، سه تلاش در زمان زدن ضربه آپ دولیو در دو گروه مورد مقایسه قرار گرفت. پس از هر بار اجرای آزمون، فرد ۳۰ ثانیه در حالت خنثی آناتومیکی استراحت می کرد (Hashemi, 2012 :21).

نحوه تحلیل سیگنال‌های الکترومیوگرافی پس‌ازاینکه از صفر تا صد در صد در زمان موردنظر نرمال شد توسط نرم‌افزار متلب[3] R2012 تجزیه‌وتحلیل و به داده‌های قابل‌استفاده تبدیل گردید (Hermens, 1999 :20).

در تحقیق حاضر از یک برنامه تمرینی منتخب ترکیبی استفاده شد که هدف اصلی این تمرینات بهبود حس عمقی و فعالیت الکتریکی عضلات منتخب در هنگام زدن ضربه آپ دولیو بر روی پای اتکا بود. بر همین اساس با توجه به هدف تحقیق با استفاده از تجربیات تحقیقات اخیر، بازیکنان گروه تجربی ابتدای هر جلسه تمرینی ۹۰ دقیقه‌ای، مدت ۲۵ الی ۳۰ دقیقه آن را به این تمرینات اختصاص دادند و مابقی زمان جلسه تمرینی را به تمرینات تکنیکی و تاکتیکی و تمرینات رایج تکواندو پرداختند. این تمرینات سه جلسه در هفته و برای مدت هشت هفته مطابق پیوست یک اجرا شدند و شامل تمریناتی مانند گرم کردن (۵-۴ دقیقه)،

1 Seniam

2 Root Mean Square (RMS)
3 Matlab

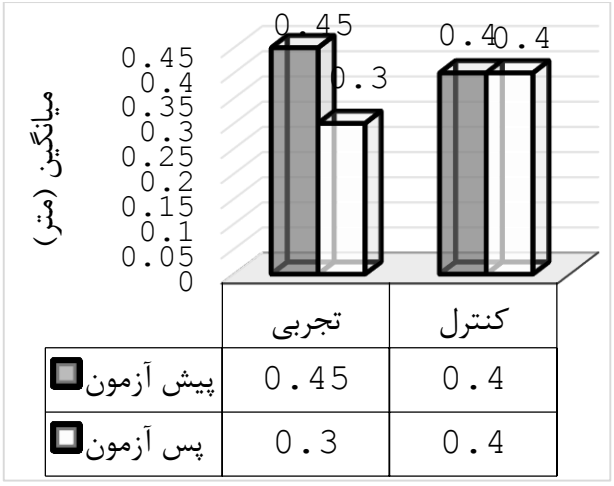
تمرین بر روی اسفنج‌های فشرده یا مت (۴-۳ دقیقه)، تمرین روی تخته‌های تعادل (۴-۳ دقیقه)، تمرین روی باسو (۴-۳ دقیقه)، تمرینات ثبات مرکزی (۴-۳ دقیقه)، تمرینات قدرتی دونفره (۴-۳ دقیقه)، تمرینات پلایومتریک (۲-۱ دقیقه)، تمرینات کشش تسهیل عصبی عضلانی (۴-۳ دقیقه) بودند. در گروه کنترل تمرینات، صرفاً به‌صورت مرور تکنیک و تاکتیک و تمرینات رایج تکواندو انجام گرفت و در این مدت با نظارت بر تمرینات این گروه، هیچ‌گونه تمرین مشابه به تمرینات گروه تجربی مشاهده نشد. همچنین میانگین کل زمان تمرینات هر دو گروه نیز یکسان بود. تمرینات رایج شامل تمرینات تکنیکی و تاکتیکی می‌باشند که هر دو گروه از آن به‌طور متنوع در طول دوره تمرینی استفاده می‌کردند (Daneshjoo, ۲۰۱۲ ;Coppack, ۲۰۱۱ :۲۲;۲۰۱۱ :۲۳;).

برای تجزیه و تحلیل داده ها از نرم افزار SPSS (نسخه ۱۶) و روش آماری تحلیل واریانس با اندازه‌های تکرار (درون‌گروهی) ۲×۲ استفاده شد. سطح معنی‌داری در نظر گرفته‌شده $\alpha<۰/۰۵$ می‌باشد.

نتایج:

نتایج به دست آمده نشان داد تمرینات منتخب و تمرینات رایج تکواندو بر حس عمقی زانوی پای اتکای بازیکنان مرد تکواندو تفاوت معناداری وجود داشت ($P=۰/۰۰۱$). همچنین در گروه تجربی در پس آزمون نسبت به پیش آزمون کاهش معناداری در نوسانات پاسچر وجود داشت. هر چند این تفاوت در گروه کنترل معنادار نبود ($p>0/05$).

همچنین بین تمرینات منتخب و تمرینات رایج تکواندو، در حس عمقی و میزان نوسان مؤلفه‌های مرکز فشار قدامی-خلفی ($p=۰/۰۴۹$) (نمودار ۱، جدول ۱) و جانبی-داخلی ($p=۰/۰۰۳$) (نمودار۲، جدول ۲) زانوی پای اتکای مردان تکواندوکار نخبه تفاوت معنی‌داری وجود داشت ($P<۰/۰۵$).



نمودار ۱ میانگین میزان نوسان مرکز فشار (قدامی-خلفی) در گروه‌های تجربی و کنترل در پای اتکا قبل و بعد از اجرای تمرینات منتخب

نمودار ۲ نمودار مقایسه تمرینات منتخب و تمرینات رایج تکواندو، در میزان نوسان مؤلفه‌های مرکز فشار (جانبی-داخلی) در پای اتکا

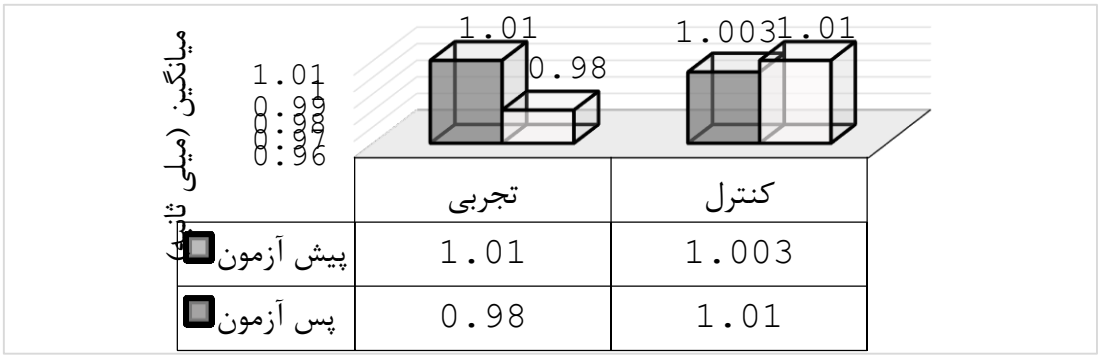
جدول ۱ مقایسه میانگین میزان نوسان مؤلفه‌های مرکز فشار (قدامی-خلفی) برای گروه‌های تجربی و کنترل (متر)

متغیر	گروه	(انحراف معیار±میانگین) پیش‌آزمون	پس‌آزمون	مقدار t	سطح معناداری
میزان نوسان مؤلفه‌های مرکز فشار (قدامی-خلفی) زانوی پای اتکای	تجربی	۰/۰۸±۰/۳۶	۰/۰۶۸±۰/۲۴	۶/۹۱۶	۰/۰۰۱
	کنترل	۰/۰۱± ۰/۳۷	۰/۰۸۳±۰/۳۷	-۰/۳۱	۰/۹۷۶

جدول ۲ آماره‌های مربوط به میزان نوسان مؤلفه مرکز فشار (جانبی-داخلی) در پای اتکا در هر دو گروه (متر)

متغیر	گروه	(انحراف معیار±میانگین) پیش‌آزمون	پس‌آزمون	مقدار t	سطح معناداری
میزان نوسان مؤلفه‌های مرکز فشار (جانبی-داخلی) زانوی پای اتکای	تمرین	۰/۱±۰/۴۵	۰/۰۷±۰/۳	۶/۹۷	۰/۰۰۲
	کنترل	۰/۰۹± ۰/۴	۰/۰۹±۰/۴	-۰/۱۶	۰/۸۸

همچنین بین تمرینات منتخب و تمرینات رایج تکواندو، بر نسبت زمان‌بندی شروع فعالیت الکتریکی عضله پهن مایل داخلی به پهن خارجی در زانوی پای اتکای بازیکنان مرد تکواندو تفاوت معنی‌داری وجود دارد (p=۰/۰۰۳) (نمودار ۳، جدول ۳).



نمودار ۳ میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن مایل داخلی و خارجی قبل و بعد از اجرای تمرینات منتخب

جدول ۳ مقایسه نسبت فعالیت الکتریکی عضله پهن مایل داخلی به پهن خارجی برای گروه‌های تجربی و کنترل (میلی ثانیه)

متغیر	گروه	(انحراف معیار±میانگین) پیش‌آزمون	پس‌آزمون	مقدار t	سطح معناداری	درصد پیشرفت
نسبت فعالیت الکتریکی عضله پهن مایل داخلی به پهن خارجی	تجربی	۰/۰۰۸±۱/۰۱	± ۰/۰۱ ۰/۹۸	۲/۶۸	۰/۰۰۹	-۳/۴۳
	کنترل	۰/۰۱±۱/۰۰۳	۰/۰۱±۱/۰۱	-۲/۵	۰/۰۲۶	+۰/۹۶

بحث و تفسیر نتایج:

نوسانات قامتی در حین سکون و ایستادن، معمولاً به‌عنوان تلاش بدن جهت حفظ تعادل در یک پاسچر مطلوب نشان داده شده است. به عبارتی افزایش نوسانات نمایانگر تلاش عضلانی بیشتر و در نتیجه تعادل ضعیف‌تر می‌باشد (Streich et al., ۲۰۱۰:۲۴). تعادل ضعیف که در نتیجه حس عمقی غیر طبیعی رخ می‌دهد می‌تواند باعث بروز آسیب های مختلف از جمله درد کشککی رانی شود. در این آسیب، کاهش حس عمقی باعث جابه‌جایی کشکک می شود (Baker et al., ۲۰۰۲ :۲۵).

در تحقیق حاضر با توجه به نتایج به دست آمده از میزان نوسانات مرکز فشار، در راستای قدامی-خلفی و جانبی-داخلی، تفاوت معنی‌داری بین دو گروه تجربی و کنترل به ترتیب با اندازه اثر (۰/۹۵۱)، (۰/۹۶۳) مشاهده شد (p=۰/۰۴۹) (p=۰/۰۰۳). هم چنین در تغییرات درون گروهی، در گروه تجربی در پس‌آزمون نسبت به پیش آزمون، میزان نوسانات مرکز فشار، در راستای قدامی-خلفی و جانبی-داخلی کاهش معنی داری وجود داشت (p=۰/۰۰۱) (p=۰/۰۰۲)، هر چند این تفاوت در گروه کنترل معنی دار نبود (p<۰.۰۵).

نتایج تحقیق یون و همکاران[1] (۲۰۱۵)، کیم و همکاران[2] (۲۰۱۵)، فرانسوا و همکاران[3] (۲۰۱۲)، امری و همکاران[4] (۲۰۰۵) در خصوص تأثیر تمرینات منتخب با نتایج تحقیق حاضر همخوانی دارد، اگرچه تحقیق یون، فرانسوا و عبدی بر روی تمرینات ثبات مرکزی و تمرینات کیم و کارولین بر روی تمرینات تعادلی می‌باشد ولی نتایج آن‌ها با مطالعه حاضر مشابه است(Yoon et al. ۲۰۱۵ :۲۶, Kim et al. ۲۰۱۵ :۲۷, Franco-Romero et al. ۲۰۱۲ :۲۸, Emey et al.۲۰۰۵ :۲۹) . تحقیقات نشان داده‌اند که تمرینات منتخب (تعادلی، ثبات مرکزی) بخش‌های مختلف سیستم عصبی عضلانی را که در ثبات و پایداری مفصل نقش دارند، فعال می‌سازد و باعث بهبود عملکرد سیستم حسی حرکتی و عصبی عضلانی می‌شود، همچنین این تمرینات سبب کاهش مدت‌زمان لازم بین دریافت تحریکات حسی و واکنش‌های حرکتی می‌شود. بدیهی است که تسریع انجام انقباض‌های رفلکسی از استرس‌های وارده به مفاصل در حین انجام حرکات روزمره و ورزشی می‌کاهد (Goble et al., ۲۰۰۹ :۳۰).

کاهش حس عمقی در ایجاد اختلال در بیماران مبتلا به درد کشککی رانی را می‌توان این‌گونه توضیح داد که حداقل بخشی از این اختلال، به دلیل تغییر یا از دست دادن اطلاعات آوران در مفصل به علت کاهش حس عمقی است که این خود باز به سبب آسیب عصبی در مسیر حس عمقی صعودی و یا کاهش رشته‌های عصبی سالم است که منجر به عدم انتقال مناسب محرک می شود. درنتیجه، به نظر می‌رسد که درجه خاصی بی‌ثباتی در بیماران مبتلا به درد کشککی رانی نه‌تنها به عوامل مکانیکی مانند پتلا آلتا، دیسپلازی بافت نرم و پتلا و دیسپلازی تروکله آ وابسته است، بلکه به اختلال در عوامل عصبی بستگی دارد، مانند کاهش حس عمقی در هر دو جنبه که شامل کاهش حس موقعیت مفصل و کاهش ثبات و رفلکس‌های حفاظتی است. نهایتاً اختلال در عملکرد سیستم عصبی محیطی و یا سیستم عصبی مرکزی، ممکن است باعث درد عصبی در بعضی از افراد مبتلا به درد کشککی رانی شود. همچنین بعد از جابه‌جایی کشکک، کاهش قابل‌توجهی در میزان حس عمقی مفصل زانو بعد از آسیب در الیاف حس عمقی ایجاد می‌شود (Hryvniak et al., ۲۰۱۴ :۳۱).

انجام تمرینات منتخب می‌تواند موجب افزایش پایداری دینامیک مفاصل شود. فعالیت‌هایی که نیاز به حفظ تعادل، انتقال وزن، تحریک رفلکس‌های ضد جاذبه و هماهنگی زیاد دارند، سبب تسهیل و ارتقاء کارایی گیرنده‌های حس عمقی می‌شوند (Daniel et al., ۲۰۱۰ :۳۲). بنابراین تمرینات حس عمقی و تعادلی موجب تعامل بهتر سیستم عصبی عضلانی شده و می‌تواند تعادل و حس عمقی فرد را بهبود بخشد (Wojtys et al., ۱۹۹۶ :۳۳).

بنابراین با توجه به نتایج مطالعه حاضر و یافته‌های مطالعات گذشته این نوع تمرینات احتمالاً می‌تواند باعث افزایش حس عمقی شده و از این طریق فاکتورهای خطر ابتلا به آسیب درد کشککی رانی را در تکواندوکاران نخبه کاهش دهد.

متغیر دیگری که در این تحقیق مورد بررسی قرار گرفت، فعالیت الکتریکی عضلات اطراف زانو بود. اولین و مهم‌ترین

1 Yoon et al
2 Kim et al
3 Franco et al
4 Emery et al

قربانی زمان‌بندی نامناسب فعالیت عضلات اطراف زانو، ثبات داینامیک زانو است. زمان‌بندی مناسب فعالیت عضلات اطراف مفصل، الگوهای فید فورواردی مناسب را برای کنترل حرکت و وضعیت مفصلی در مانورهای آسیب‌زا فراخوانی می‌کند و در صورت نبود زمان‌بندی مناسب شروع فعالیت عضله، مفصلی در معرض صدمه قرار می‌گیرد؛ همچنین بر طبق نتایج پژوهشگران باید این را در نظر داشت که تکواندوکاران نخبه نیز تا حدودی مبتلا به نقص غلبه عضله پهن خارجی به داخلی هستند. مشخص شده که تأخیر زمان آغاز فعالیت عضله پهن مایل داخلی نسبت به عضله پهن خارجی باعث جابه‌جایی کشکک به سمت خارج شده و باعث ایجاد درد کشککی رانی می‌شود (Brindle et al et Cowan,۳۶: ۲۰۰۳.all et Boling, ۳۵: ۲۰۰۲.al . (۳۴: ۲۰۰۶.al

در تحقیق حاضر با توجه به نتایج به دست آمده در میزان فعالیت الکتریکی عضلات پهن مایل داخلی به پهن خارجی، تفاوت معنی‌داری بین دو گروه تجربی و کنترل با اندازه اثر (۱/۰۰) مشاهده شد (p=۰/۰۰۳). همچنین در تغییرات درون گروهی، در گروه تجربی و در پس آزمون نسبت به پیش آزمون، کاهش معنی داری در نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن مایل داخلی به پهن خارجی وجود داشت (p=۰/۰۰۹)، که کاهش فعالیت الکتریکی این عضله، ممکن است نشان دهنده افزایش عملکرد عضله پهن مایل داخلی باشد.

در تغییرات درون گروهی در گروه کنترل نیز تفاوت معنی داری مشاهده شد، اما این تغییرات نشان داد که نسبت فعالیت الکتریکی عضله پهن مایل داخلی به پهن خارجی افزایش یافته است. این افزایش می تواند نشانه کاهش عملکرد عضله پهن داخلی باشد که منجر به فعالیت تاخیری نسبت به عضله پهن خارجی شده است. اغلب تصور می‌شود که شرکت در فعالیت ورزشی در ورزشکاران منجر به بهبود فعال‌سازی عضلانی می‌شود، اما نتایج تحقیق حاضر و برخی دیگر از تحقیقات ازجمله تحقیق مدینا و همکاران (۲۰۰۸) در این زمینه بیانگر آن است که شرکت در فعالیت‌های ورزشی و انجام حرکات کنترل نشده و ناقص منجر به ایجاد برخی نقص‌های نروماسکولار از جمله عدم تعادل عضلات پهن می‌شود (Medina et al., ۲۰۰۸ :۳۷). بنابراین بر طبق نتایج پژوهشگران باید تصور کرد که تکواندوکاران نخبه نیز تا حدودی مبتلا به نقص غلبه عضله پهن‌خارجی به داخلی هستند که فعال‌سازی زود هنگام پهن‌خارجی را نشان داده‌اند. مشخص شده است که تأخیر زمان شروع فعالیت عضله پهن مایل داخلی به پهن خارجی، باعث جابجایی کشکک به سمت خارج می‌شود که این امر گواه وجود اختلال کنترل حرکتی عضلات پهن می‌باشد (Wong, ۲۰۰۹ :۳۸).

نتایج حاصل از این پژوهش در خصوص تأثیر تمرینات منتخب بر فعالیت الکتریکی عضلات پهن مایل داخلی و خارجی با تحقیق بِنل و همکاران (۲۰۱۰)، ویتروف و همکاران (۲۰۰۴) و چیمر و همکارانش (۲۰۰۴) همسو می‌باشد. از دلایل همسو بودن این مطالعات با تحقیق حاضر، مشابهت در جزئی از تمرینات (زنجیره باز و بسته، قدرتی و پلایومتریک) با تمرینات منتخب است (Bennell et al.۲۰۱۰,۳۹: ۲۰۰۴,al Chimeraat :۳۸)

ازآنجایی‌که تمرکز تمرینات منتخب بر حفظ تعادل می‌باشند، این تمرینات می‌توانند، گیرنده‌های حسی عمقی که مسئول تشخیص جهت و موقعیت مفصل می باشند را بهبود بخشیده و موجب افزایش حساسیت مسیرهای فیدبکی، کوتاه کردن زمان شروع انقباض عضلات و بهبود حس وضعیت شوند (Cuğ et al., ۲۰۱۲ :۴۰). همچنین افزایش هم انقباضی در عضلات زانو پس از این تمرینات که همراه با ناپایداری بوده است، احتمالاً کنترل حرکتی، قدرت و تعادل را بهبود بخشیده است (Cuğ et al., ۲۰۱۲ :۴۱).

بنابراین برای پیشگیری از آسیب‌دیدگی، تمرینات باید به صورتی طراحی شوند که با ایجاد اغتشاشات لازم، به این نیاز پاسخ دهند که تمرینات منتخب استفاده شده در تحقیق حاضر دارای چنین شرایطی بودند. هماهنگی مناسب در عملکرد عضلات ثبات دهنده زانو، منجر به آرتروکینماتیک بهینه در مجموعه پا، زانو و ران در طی فعالیت‌های عملکردی، کارایی عصبی عضلانی بهینه، کاهش و افزایش شتاب بهینه و پایداری پویای کلی زنجیره حرکتی شده و ثبات پروگزیمال را برای حرکات اندام تحتانی فراهم کرده است.

تمرینات گرم کردن منتخب با ایجاد تطابق در این ویژگی‌ها، با بهبود کنترل عصبی عضلانی و ثبات دینامیک مفصل، احتمالاً وقوع آسیب‌دیدگی را کاهش می‌دهد. ثبات داینامیک ناشی از عضلات، نیازمند پیش‌بینی و واکنش

نسبت به بارهای اعمال‌شده بر مفصل می‌باشد. بدین منظور قرار دادن مفصل در وضعیت‌های آسیب‌پذیر مانند ایجاد اغتشاش در حین اجرای تمرین، در حالی که حمایت داینامیکی تحت شرایط کنترلی شده وجود دارد لازم است (Prentice, ۱۹۹۹ :۴۲).

به نظر می‌رسد تمرین عصبی عضلانی داینامیک یا تمرینات منتخب گرم‌کردن استفاده‌شده در این تحقیق، با بهبود ثبات فعال زانو میزان خطر بروز آسیب درد کشککی رانی را احتمالاً با تغییر عوامل عصبی عضلانی و تسهیل تطابقات عصبی عضلانی از طریق الگوهای فیدبکی و فیدفورواردی، کاهش نیروهای فرود و بهبود تعادل در فعالیت عضلات کاهش داده است.

نتیجه‌گیری کلی

بر اساس یافته‌های این پژوهش می‌توان نتیجه گرفت که تمرینات منتخب می‌تواند اثرات مثبتی بر راستای مناسب زانو در تکواندوکاران نخبه از طریق افزایش حس عمقی مفصل زانو داشته باشد که به‌تبع آن کاهش تأخیر زمان شروع فعالیت پهن‌داخلی به پهن‌خارجی اتفاق می‌افتد و نهایتاً به بهبود آرتروکینماتیک زانو منجر خواهد شد، با توجه به پیشینه پژوهش و یافته‌های این تحقیق می‌توان نتیجه گرفت تمرینات منتخب که ترکیبی از تمرینات عصبی عضلانی، تمرینات ثبات مرکزی و کشش تسهیل عصبی عضلانی است توانسته تا حد زیادی در کاهش این مشکلات مؤثر واقع شود؛ که درنتیجه عوامل خطر بروز درد کشککی رانی را کاهش داده و نهایتاً ممکن است از ایجاد درد پتلافمورال جلوگیری نماید.

پیوست ها:

پیوست یک:پروتکل تمرینات منتخب

برنامه‌های تمرینی		اهداف تمرین	نوع تمرین	مسافت (متر)	زمان (ثانیه)	تکرار	زمان استراحت (ثانیه)
تمرین گرم کردن اولیه	تمرین عمومی	افزایش دمای عمومی بدن و بالا بردن ضربان قلب و جریان خون در عضلات	نرم دویدن به جلو و عقب	۴۰-۸۰	۲۰-۳۰	۱	۱۰
			High-knee skipping	۴۰-۸۰	۲۰-۳۰	۱	۱۰
			سرخوردن و زیگزاک به عقب	۴۰-۸۰	۲۰-۳۰	۱	۱۰
			زیگزاک به سمت عقب و جلو با سرعت	۴۰-۸۰	۲۰-۳۰	۱	۱۰
			Jump pivot	۴۰-۸۰	۲۰-۳۰	۱	۱۰
	کشش استاتیک و بالیستیک	افزایش دمای عمومی بدن و بالا بردن ضربان قلب و جریان خون در عضلات و فعال شدن عضلات	بعد از حرکت دویل یو پای ضربه بر روی زمین قرارگرفته و عضلات نزدیک کننده ران و زانو را کشش می‌دهیم	—	۶	۱	بدون استراحت
			بعد از حرکت پاکات پای ضربه بر روی زمین قرارگرفته و همسترینگ را تحت کشش قرار می‌دهیم	—	۶	۱	بدون استراحت
			بعد از حرکت دیت جاگی پای ضربه بر روی زمین قرارگرفته سپس زانو را روی زمین قرار داده و مچ پا را در دست گرفته و عضله چهارسر را تحت کشش قرار می‌دهیم	—	۶	۱	بدون استراحت
			بعد از حرکت یوب جاگی پای ضربه بر روی زمین قرارگرفته سپس یک‌قدم برمی‌داریم و پای دیگر را روی زمین گذاشته و عضلات دورکننده و تنسورفاشیالاتا را تحت کشش قرار می‌دهیم	—	۶	۱	بدون استراحت
			بعد از حرکت دی هوریو پا روی زمین قرارگرفته و عضله دوقلو را تحت کشش قرار می‌دهیم	—	۶	۱	بدون استراحت
			Ski ppi ng step حرکت به‌صورت پا بکس به سمت راست و چپ	—	۲۵-۳۰	۴-۶	بدون استراحت
تمرینات تعادلی	تمرین‌ها با *BOSU*	آشنایی با حرکت رو نقاط ناپایدار و تقویت عضلات ناحیه زانو و هماهنگی عصبی عضلانی	تمرین اسکات بر روی *BOSU*	—	۵۰-۷۰	۱	۱۰
			ایستادن با یک‌پا بر روی *BOSU* و زدن ضربه آپ چاگی و پاکات	—	۵۰-۷۰	۱	۱۰
			روی *BOSU* زدن ضربه ضد حمله در جا آپ دوبلیو	—	۵۰-۷۰	۱	۱۰
	تمرین با *STEP*		چرخش ۱۸۰ درجه روی استپ	—	۵۰-۷۰	۱	۱۰
			تک‌پا روی استپ با جهش تک‌پا	—	۵۰-۷۰	۱	۱۰
	تمرین با *Bulb Board*		تمرین ایستادن روی *Bulb Board* تک‌پا با زانو خم	—	۵۰-۷۰	۱	۱۰
تمرینات مقاومتی	تمرینات بدون وسیله	تقویت عضلات چهارسر (*VMO*) و همسترینگ	تمرین همسترینگ به سبک روسی	—	۵۰-۷۰	۸-۱۰	۱۰
			تمرین اسکات با زانوهای نزدیک شده به هم	—	۵۰-۷۰	۸-۱۰	۱۰
	تمرینات با *BOSU*		روی *BOSU* لانج جلو و عقب با زانو جمع	—	۵۰-۷۰	۸-۱۰	۱۰
تمرینات ثبات	تمرینات بدون وسیله	تقویت عضلات ناحیه تنه و لگن و هماهنگی عصبی عضلانی	روی دوزانو نشسته و بدن را به سمت عقب حرکت می‌دهیم تا عضلات ناحیه مرکزی درگیر شود	—	۵۰-۷۰	۴-۶	۱۰
			بر روی زمین به پشت خوابیده و دودست را بر روی زمین قرار داده و پاها را در زاویه ۹۰ درجه نسبت به زمین قرار می‌دهیم سپس لگن را از زمین جدا می‌کنیم	—	۵۰-۷۰	۴-۶	۱۰
	تمرینات با *BOSU*		تقویت عضلات کمر و شکم و مورب شکمی روی *BOSU*	—	۵۰-۷۰	۴-۶	۱۰
تمرینات پلایومتریک		تقویت چابکی و هماهنگی عصبی عضلانی	اسکات پرش (*squat pops*)	—	۱۵-۲۵	۱	۳۰-۳۵
			پرش جلت و زانوها را به سمت تنه جمع کرده و سپس با باز کردن آن‌ها فرود می‌آید (*Knee tucks*)	—	۱۵-۲۵	۱	۳۰-۳۵
			لانج پرش (*Lung pops*) پس از پرش ریه‌جلو در فضا حرکت لانج اجرا می‌کنیم	—	۱۵-۲۵	۱	۳۰-۳۵
تمرینات *PNF*		افزایش دامنه حرکت و قدرت و فعال نمودن	کشش عضله همسترینگ به‌صورت خوابیده	—	۱۰	۱	بدون استراحت
			کشش عضلات سرینی بزرگ و کوچک و تنسورفاشیالاتا	—	۱۰	۱	بدون استراحت

پیوست دو: تمرینات رایج تکواندو

برنامه تمرینی	قسمت های تمرین
تمرینات تکنیکی	*تمرین با میت* ضربات تک تنه حمله ضربات تک تنه ضد حمله ضربات تکرار تنه حمله ضربات تکرار تنه ضد حمله ضربات تک صورت حمله ضربات تک صورت ضد حمله ضربات ترکیبی پایین و بالا در حمله و ضد حمله
تمرین با میت با ضربات چرخشی	چرخشی تک حمله چرخشی تک ضد حمله چرخشی تکرار حمله و ضد حمله چرخشی از حمله به ضد حمله رفتن یا بالعکس
حرکات تاکتیکی با میت یا روی هوگو به صورت مبارزه قراردادی	تمرینات رقص پای دونفره به همراه جابه‌جایی و تحریک تمرینات ضد حمله و حمله به‌صورت قراردادی
تمرین در شرایط واقعی مبارزه	تمرین در راند طلایی (فردی که اولین امتیاز را بگیرد برنده خواهد بود. تمرین در گوشه زمین (در شرایطی که فرد راهی برای فرار ندارد). تمرین پرفشار (در شرایطی که به‌طور فرضی فرد در راند سه به سر می‌برد و چند امتیاز عقب است، باید حمله کند و امتیازش را جبران کند).

References

1. Ziaee V, Rahmani S-H, Rostami M. Injury rates in Iranian taekwondo athletes; a prospective study. Asian journal of sports medicine. 2010;1(1):23.
2. Lystad RP, Pollard H, Graham PL. Epidemiology of injuries in competition taekwondo: A meta-analysis of observational studies. Journal of Science and Medicine in Sport. 2009;12(6):614-21.
3. Xu D, Hong Y, Li J, Chan K. Effect of tai chi exercise on proprioception of ankle and knee joints in old people. British journal of sports medicine. 2004;38(1):50-4.
4. Weerapong P, Hume PA, Kolt GS. The mechanisms of massage and effects on performance, muscle recovery and injury prevention. Sports medicine. 2005;35(3):235-56.
5. Hewitt BA, Refshauge KM, Kilbreath SL. Kinesthesia at the knee: the effect of osteoarthritis and bandage application. Arthritis Care & Research. 2002;47(5):479-83.
6. Papadopoulos K, Noyes J, Jones JG, Thom JM, Stasinopoulos D. Clinical tests for differentiating between patients with and without patellofemoral pain syndrome. Hong Kong Physiotherapy Journal. 2014;32(1):35-43.
7. Matheson GO, Macintyre JG, Taunton JE, Clement DB, Lloyd-Smith R. Musculoskeletal injuries associated with physical activity in older adults. Medicine and science in sports and exercise. 1989;21(4):379-85.
8. Voight ML, Wieder DL. Comparative reflex response times of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in normal subjects and

subjects with extensor mechanism dysfunction: an electromyographic study. The American journal of sports medicine. 1991;19(2):131-7.
9. Karst GM, Willett GM. Onset timing of electromyographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. Physical therapy. 1995;75(9):813-23.
10. Witvrouw E, Sneyers C, Lysens R, Victor J, Bellemans J. Reflex response times of vastus medialis oblique and vastus lateralis in normal subjects and in subjects with patellofemoral pain syndrome. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1996;24(3):160-5.
11. Rezazadeh F, Minoonejad H, Aalie S, Valizadeh A. The Effect of Patellofemoral Pain Syndrome in Athletes on Electromyographic Activity Ratio of Patellar Stability Muscles during Maximum Voluntary Isometric Contraction. Journal of Exercise Science and Medicine. 2013;4(2):49-62.
12. Green S. Patellofemoral syndrome. Journal of bodywork and movement therapies. 200-١٦:(١)٩;٥
13. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2003;33(11):639-46.
14. Noé F, Crémieux J, Vuillerme N, Perrin P, Gauchard GC. Reference selection influences the reliability of conclusions. Sports Medicine. 2014;44(10):1473-4.
15. Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM. Handbook of balance function testing: Mosby Elsevier Health Science; 1993.
16. Kamali M. Evaluating the effect of silicon linear prosthesis on standing stability of an individual with below knee amputation: a case report. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2014;9(6).
17. Saadat M, Shaterzadeh Yazdi MJ, Arastoo AA, Zahednegad S, Negahban Seuki H, Bigdeli AH. Indicators of changes in postural stability with chronic nonspecific neck pain. Jundishapur Scientific Medical Journal. 2012;11(3):277-83.
18. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. Roessingh research and development. 1999;8(2):13-54.
19. Hashemi J, Morin E, Mousavi P, Mountjoy K, Hashtrudi-Zaad K. EMG–force modeling using parallel cascade identification. Journal of Electromyography and Kinesiology. .٧٧-٤٦٩:(٣)٢٢;٢٠١٢
20. .٢٢ Daneshjoo A, Mokhtar AH, Rahnama N, Yusof A. The effects of injury preventive warm-up programs on knee strength ratio in young male professional soccer players. PloS one. 2012;7(12):e50979.
21. Coppack RJ, Etherington J, Wills AK. The effects of exercise for the prevention of overuse anterior knee pain: a randomized controlled trial. The American journal of sports medicine. 2011;39(5):940-8.
22. Streich, N. A., Barie, A., Gotterbarm, T., Keil, M., & Schmitt, H. (2010). Transphyseal reconstruction of the anterior cruciate ligament in prepubescent athletes. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 18(11), 1481-1486.
23. Baker, V., Bennell, K., Stillman, B., Cowan, S., & Crossley, K. (2002). Abnormal knee joint position sense in individuals with patellofemoral pain syndrome. Journal of Orthopaedic Research, 20(2), 208-214.
24. Yoon, S.-D., Sung, D.-H., & Park, G. D. (2015). The effect of active core exercise on fitness and foot pressure in Taekwondo club students. Journal of physical therapy science, 27(2), 509-511.
25. Kim, T., Kil, S., Chung, J., Moon, J., & Oh, E. (2015). Effects of specific muscle imbalance improvement training on the balance ability in elite fencers. Journal of physical therapy science, 27(5), 1589-1592.
26. Romero-Franco, N., Martínez-López, E., Lomas-Vega, R., Hita-Contreras, F., & Martínez-Amat, A. (2012). Effects of proprioceptive training program on core stability and center of gravity control in sprinters. The Journal of Strength & Conditioning Research, 26(8), 2071-2077.
27. Emery, C. A., Cassidy, J. D., Klassen, T. P., Rosychuk, R. J., & Rowe, B. H. (2005). Effectiveness of a home-based balance-training program in reducing sports-related injuries among healthy adolescents: a cluster randomized controlled trial. Cmaj, 172(6), 749-754.
28. Goble, D. J., Coxon, J. P., Wenderoth, N., Van Impe, A., & Swinnen, S. P. (2009). Proprioceptive sensibility in the elderly: degeneration, functional consequences and plastic-adaptive processes. Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 33(3), 271-278.
29. Hryvniak, D., Magrum, E., & Wilder, R. (2014). Patellofemoral pain syndrome: an update. Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports, 2(1), 16-24.
30. Daniel, F., Vale, R., Giani, T., Bacellar, S., & Dantas, E. (2010). Effects of a physical activity program on static balance and functional autonomy in elderly women. Macedonian Journal of Medical Sciences, 3(1), 21-26.
31. Wojtys, E. M., Wylie, B. B., & Huston, L. J. (1996). The effects of muscle fatigue on neuromuscular function and anterior tibial

translation in healthy knees. The American journal of sports medicine, 24(5), 615-621.
32. Boling MC ,Bolgla LA, Mattacola CG, Uhl TL, Hosey RG. Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2006;87(11):1428-35.
33. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW. Therapeutic patellar taping changes the timing of vasti muscle activation in people with patellofemoral pain syndrome. Clinical Journal of Sport Medicine. 2002;12(6):339-47.
34. Brindle TJ, Mattacola C, McCrory J. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2003;11(4):244-51.
35. Medina JM, McLeod TCV, Howell SK, Kingma JJ. Timing of neuromuscular activation of the quadriceps and hamstrings prior to landing in high school male athletes, female athletes, and female non-athletes. Journal of Electromyography and kinesiology. 2008;18(4):591-7.
36. Chimera NJ, Swanik KA, Swanik CB, Straub SJ. Effects of plyometric training on muscle-activation strategies and performance in female athletes. Journal of Athletic Training. 2004;39(1):24.
37. Bennell K, Duncan M, Cowan S, McCONNELL J, Hodges P, Crossley K. Effects of vastus medialis oblique retraining versus general quadriceps strengthening on vasti onset. Med Sci Sports Exerc. ۲۰۱۰;٤۲(٥):.٦٤-٨٥٦
38. Cuğ M, Ak E, Özdemir RA, Korkusuz F, Behm DG. The effect of instability training on knee joint proprioception and core strength. Journal of sports science & medicine. ۲۰۱۲;۱۱(۳):.٤٦٨
39. Prentice WE. Rehabilitation techniques in sports medicine: McGraw-Hill Companies; .۱۹۹۹