

## Comparison of Electromyographic Activity of Selected Lower Extremity Muscles During Front and Right Lunge Movements Between Female Amateur and Professional Badminton Players

Safavi S<sup>1</sup>, Sheikhoseini R<sup>2</sup>, Balouche R<sup>3</sup>

### Abstract

**Purpose:** It has been reported that there are differences between amateur and professional players in terms of kinetics of movement and the amount of foot pressure during lunge movement. The aim of the present study was to investigate the electromyographic difference of selected lower limb muscles during lunge movement in two groups of amateur and professional individuals.

**Methods:** Ten amateur badminton players and 10 professional female badminton players were recruited based on convenience sampling method (professional group: age  $18.06 \pm 0.99$  years, height  $165.2 \pm 5.45$  cm and weight  $57.5 \pm 2.79$  kg and amateur group age  $20.78 \pm 1.80$  years, height  $165.00 \pm 6.69$  cm and weight  $55.50 \pm 5.50$  kg). The EMG (16 channel, Wireless, made by MYON, Switzerland) machine was used to record electrical activity of tibialis anterior, proneus longus, medial gastrocnemius, lateral gastrocnemius, vastus medialis, and vastus lateralis muscles. Subjects in both groups performed lunge movement and the values RMS of selected muscles were derived from EMG records at 100 ms before foot initial contact to force plate and 100-200 ms after that. Data analysis was performed by using independent t and Man-Whitney tests by setting significance level at P value less than 0.05.

**Results:** In comparison with professional group, amateur group had lower values before initial contact the electrical activity of tibialis anterior muscle ( $P=0.006$ ) and after initial contact the electrical activity of proneus longus ( $P=0.002$ ) muscle. There was no significant differences among other muscle's activities ( $P>0.005$ ).

**Conclusion:** By decreasing the activity of tibialis anterior muscle the before initial contact phase and decreasing the activity of the proneus longus muscle in the after initial contact phase of amateur badminton players, it can be stated that Amateur athletes are more susceptible to ankle sprains and need to design strenuous exercises.

**Keywords:** Electromyography, Racquet sports, Ankle, Athletic injuries

Received: 2019.12.20 Accepted: 2020.05.10

مقایسه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی حین اجرای لانچ به جلو و راست در بدمینتون بازان زن نخبه و آماتور

سهیلا صفوی<sup>۱</sup>، رحمان شیخ حسینی<sup>۲</sup>، رامین بلوچی<sup>۳</sup>

**هدف:** به نظر می رسد میان بازیکنان آماتور و حرفه ای از نظر کینتیک حرکتی و میزان فشار کف پای در حین اجرای حرکت لانچ، تفاوت هایی وجود دارد. هدف از مطالعه ی حاضر بررسی تفاوت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در حین اجرای حرکت لانچ در دو گروه آماتور و حرفه ای می باشد.

**روش بررسی:** ۱۰ بازیکن بدمینتون آماتور و ۱۰ بازیکن حرفه ای دختر به شیوه نمونه گیری در دسترس و هدفمند انتخاب شدند (گروه حرفه ای: سن  $18/06 \pm 0/99$ ، قد  $165/2 \pm 5/45$ ، وزن  $57/5 \pm 2/79$  و گروه آماتور سن  $20/78 \pm 1/80$ ، قد  $165/00 \pm 6/69$ ، وزن  $55/50 \pm 5/50$ ). از دستگاه الکترومیوگرافی (Electromyography; EMG) (۱۶ کاناله، با قابلیت بی سیم، ساخت شرکت MYON کشور سوئیس) برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات ساقی قدامی، نازک نئی بلند، دوقلوی داخلی، دوقلوی خارجی، پهن داخلی و پهن خارجی استفاده شد. آزمودنی های دو گروه، حرکت لانچ را اجرا کرده و مقادیر

میانگین مربع ریشه فعالیت عضلات در بازه زمانی ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از برخورد اولیه و ۱۰۰ تا ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از برخورد اولیه پا به صفحه ی نیرو محاسبه شد. تحلیل داده ها با آزمون آماری t مستقل و من ویتنی با سطح معناداری ۰/۰۵ انجام شد.

**یافته ها:** در قبل از برخورد اولیه، فعالیت الکتریکی عضله ساقی قدامی ( $p=0/006$ ) در گروه آماتور و در فاز بعد از برخورد اولیه و فعالیت الکتریکی عضله نازک نئی بلند ( $p=0/002$ ) در افراد آماتور نسبت به گروه حرفه ای به طور معنی داری کمتر بود. در فعالیت سایر عضلات تفاوت معنی داری مشاهده نشد ( $p>0/005$ ).

**نتیجه گیری:** با کاهش فعالیت عضله تیپالیس آنتریور در فاز قبل از برخورد اولیه و کاهش فعالیت عضله پروئوس لونگوس در فاز بعد از برخورد اولیه بازیکنان آماتور، می توان بیان داشت که گروه آماتور بیشتر در معرض آسیب پیچ خوردگی مچ پا هستند و طراحی تمرینات پیشگیرانه برای آن ها ضرورت دارد.

**کلمات کلیدی:** الکترومیوگرافی، ورزش های راکتی، مچ پا، آسیب های ورزشی

**نویسنده مسئول:** رحمان شیخ حسینی، [rahman.pt82@gmail.com](mailto:rahman.pt82@gmail.com) ، ORCID: 0000-0002-9885-3591

آدرس: تهران، بلوار غربی ورزشگاه آزادی، روبروی هتل المپیک، دانشگاه علامه طباطبائی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی  
۱- کارشناسی ارشد گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران

۲- استادیار گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران

۳- دانشیار گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران

#### مقدمه

قرار بگیرد (۸). یکی از حرکات پا که همیشه در زمین اجرا می شود و از اساسی ترین مهارت های بدمینتون محسوب می شود، لانچ است (۹). لانچ حرکتی است که بازیکن با انجام درست آن قادر به ایستادن سریع و ضربه زدن به توپ و برگشت به وسط زمین و آماده برای ضربه بعدی خواهد بود (۹). بازیکنان بدمینتون به علت انجام حرکت های تکراری و با سرعت زیاد در مرحله لانچ، فشار زیادی را در ناحیه ی کف پا و پاشنه تحمل می کنند که این باعث افزایش ریسک آسیب پایین تنه بازیکنان خواهد شد (۶). در همین راستا Yu L (۱۰) میزان فشار کف پای ۶ بازیکن بدمینتون حرفه ای مرد را با ۶ بازیکن مرد آماتور، در سه محور عمودی و افقی و عرضی مورد بررسی و مقایسه قرار داد و نتایج نشان داد که افراد آماتور فشار عمودی کف پای بیشتری را به زمین وارد می کنند. همچنین Mei و همکاران (۷) تفاوت فشار کف پای ۸ بازیکن ملی و ۸ بازیکن در سطح دانشگاهی را در طی مرحله گام به جلو مورد بررسی قرار دادند که نتایج نشان داد بازیکنان ملی فشار زیادی را در قسمت میانی جلوی پا نشان دادند و بازیکنان سطح دانشگاهی فشار زیادی را در قسمت جانبی جلو پا نشان دادند. برخی محققین نیز فشار کف پای بازیکنان بدمینتون را در حرکت لانچ، در جهت های مختلف مورد بررسی قرار دادند (۱۱). Hu و همکاران (۱۱) فشار

بدمینتون سریع ترین ورزش راکتی در جهان است (۱) زیرا لازم است بازیکن حرکات پرشی، لانچ، تغییر سریع جهت حرکت و حرکات دست تکراری را در حالت های مختلف و در کوتاه ترین زمان ممکن انجام دهد (۲). بدمینتون بعد از ورود به بازی های المپیک سال ۱۹۹۲ بارسلونا محبوبیت بیشتری پیدا کرد، به طوری که ۲۰۰ میلیون نفر در جهان مشغول بازی بدمینتون هستند (۱). پس بنابراین با افزایش شرکت مردم در بازی های بدمینتون، آسیب های این رشته با افزایش همراه بوده است (۳-۵).

آسیب بافت نرم در پایین تنه ی بدمینتون بازان شیوع بیشتری دارد (۴). زیرا به دنبال حرکات سرعتی و پرشی تکراری که در طی بازی های بدمینتون اجرا می شود، به پاشنه ضربات زیادی وارد می شود که همین منجر به بروز نرخ آسیب بیشتری در پایین تنه بازیکنان بدمینتون می شود (۶). در این راستا Mei و همکاران (۷) از تمام آسیب- های بازیکنان بدمینتون، آسیب پایین تنه را ۶۰٪ برآورد کردند و مچ پا و پا را به عنوان حساس ترین بخش معرفی نمودند (۷). لذا بررسی علل احتمالی این آسیب ها ممکن است به ارائه مداخلات پیشگیرانه کمک نماید.

حرکت پای بازیکن در بدمینتون این توانایی را به آن ها می دهد که به سرعت در مکان مناسب برای دریافت توپ

حداقل ۵ سال (برای آزمون شوندگان نخبه) به ورزش بدمینتون پرداخته باشند در تحقیق شرکت داده شدند. همچنین موارد زیر به عنوان معیارهای خروج از تحقیق در نظر گرفته شد: سابقه آسیب دیدگی در رباط صلیبی قدامی و مینیسک زانو، سابقه هرگونه بیماری که منجر به ضعف تعادل شود، قرار داشتن در سیکل دوران عادت ماهیانه، سابقه پارگی رباط تالوفیولار قدامی (Anterior Talofibular Ligament; ATFL) یا سایر رباط های مچ پا و همچنین پیچ خوردگی تکرار شونده در مچ پا، و وجود درد در هر نقطه از بدن که در زمان اجرای تست با افزایش درد همراه شده و یا در اجرا تداخل ایجاد نماید.

مراحل آزمون در طی یک جلسه به طور کامل برای آزمون شونده توضیح داده شد و همچنین به آن ها اطمینان خاطر داده شد که نتایج تحقیق محرمانه خواهد ماند و هر زمان که مایل به ترک آزمون بودند می توانند از تحقیق خارج شوند. پس از آن آزمودنی برگه ی پرسشنامه خصوصیات فردی خود را پر کرده و رضایت نامه ی آگاهانه-ی خود را تکمیل نمودند. تمامی آزمایشات در آزمایشگاه اختلال حرکتی گروه فیزیوتراپی دانشگاه تربیت مدرس انجام شد.

قبل از شروع آزمون و به منظور گرم کردن، آزمودنی به منظور شرکت در تکلیف مورد نظر، به مدت ۲ دقیقه شروع به درجا زدن و انجام حرکات کششی پرداختند. سپس عضلات ساقی قدامی، نازک نئی بلند، دوقلوی داخلی، دوقلوی خارجی، پهن داخلی و پهن خارجی را طبق پروتکل SENIAM و به شرح زیر الکتروود گذاری شد (۱۲). عضله ی ساقی قدامی: در یک سوم خطی که سر فیبولار را به قوزک داخلی وصل می کند، عضله ی نازک نئی بلند: در فاصله ی یک چهارم سر استخوان فیبولا تا سر قوزک خارجی، عضله ی دوقلوی داخلی: در فاصله ی یک سوم سر داخلی استخوان فیبولا و مرکز پاشنه، عضله ی دوقلوی خارجی: در فاصله ی یک سوم سر خارجی استخوان فیبولا و مرکز پاشنه، عضله ی پهن داخلی: در یک پنجم خطی است که برجستگی خار خار ی قدامی فوقانی را به قسمت قدام رباط طرفی داخلی متصل می کند، پهن خارجی: در یک سوم خطی که برجستگی خار خار ی قدامی فوقانی را به زاویه ی فوقانی خارجی کشکک وصل می کند (۱۲). با توجه به این که همه ی شرکت کنندگان راست دست بودند، الکتروود گذاری را روی پای راست انجام

کف پای ۱۵ تن از بازیکنان بدمینتون مرد، که در سطح دانشگاه بازی می کردند را در حین انجام بزرگترین لانچ و در سه جهت: به سمت جلو، به سمت جلو و راست و به سمت جلو و چپ مورد بررسی قرار دادند که یافته ها نشان داد که حرکت لانچ به سمت جلو، نسبت به لانچ به سمت چپ و راست، کمترین فشار را در ناحیه ی بزرگترین انگشت پا وارد می کند. اگر چه مطالعات مختلف (۱۱، ۷) به بررسی میزان فشار کف پا و جابجایی مرکز ثقل در حرکت لانچ در رشته بدمینتون بین بازیکنان بدمینتون باز حرفه ای و آماتور پرداخته است، اما مطالعه الکترومایوگرافی در این زمینه انجام نشده است، از آنجا که لانچ یکی از حرکات پایه ای در بدمینتون است و به نظر می رسد که الگوی اجرای آن ممکن است با آسیب اندام تحتانی همراه باشد، لذا به نظر می رسد که مطالعه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات پایین تنه بتواند اطلاعات مفیدی را برای طراحی برنامه های پیشگیری از آسیب در این ورزشکاران ارائه نماید و از آنجا که مطالعات نشان داده اند که بیومکانیک لانچ در بدمینتون بازان حرفه ای و آماتور متفاوت است (۱۱، ۷). پس این تحقیق به دنبال پاسخ به این پرسش است که بین فعالیت الکترومایوگرافیک عضلات منتخب در بین ورزشکاران آماتور و حرفه ای در حین اجرای لانچ به جلو و راست با یکدیگر چه تفاوتی وجود دارد.

### روش بررسی

در مطالعه حاضر با طرح تحقیق آزمایشگاهی کنترل شده، ۱۰ نفر بازیکن حرفه ای و ۱۰ نفر بازیکن آماتور داوطلب به روش نمونه گیری هدفمند و درد دسترس انتخاب شدند. تعداد نمونه براساس مطالعات پیشین (۷) با استفاده از نرم افزار  $G^*Power$  ورژن ۳/۱، و براساس اختلاف مقادیر متغیر حداکثر فشار در ناحیه داخلی قسمت قدامی پا در گروه ورزشکاران حرفه ای و آماتور و با در نظر گرفتن انحراف معیار  $\alpha=0/05$  و  $\beta=0/20$  محاسبه شد (پیوست ۱). گروه ورزشکاران حرفه ای شامل دختران بدمینتون باز بودند که از اردیبهشت ۹۸ تا مرداد ۹۸ عضو تیم ملی بدمینتون ایران بودند. همچنین بازیکنان بدمینتون آماتور از ۱۰ نفر از دانشجویان رشته تربیت بدنی با حداقل ۶ ماه سابقه بازی بدمینتون انتخاب شدند.

ورزشکارانی با دامنه سنی ۱۶ تا ۱۸ سال که راست دست باشند و حداقل ۳ روز در هفته و به صورت مستمر برای

داشته داشت (۱۵). طول پا، به فاصله استخوان خار خاصره ای لگن تا قوزک داخلی پا اطلاق می شود که با متر نواری اندازه گیری شد (۱۴). آزمودنی درحالی که راکت بدمینتون را در دست راست خود گرفته بود و در نقطه ی معین شده شروع به حرکت کرده و بعد از اجرای حرکت لانچ که تشکیل شده از دوگام متوالی و فرود پای راست روی فورس پلیت است، آزمودنی ضربه ی آندرهند (Underhand Clear) را روی توپ اعمال کرد و به نقطه ی شروع حرکت بازگشت. برای آموزش روند آزمون و بهبود شرایط، آزمودنی ۵ بار حرکت را به صورت تمرینی انجام داد و پس از آن آزمون و حرکت اصلی ثبت شد. در صورتی که آزمودنی دو گام مربوط به لانچ را به گونه ای اجرا کرد که پس از دو گام متوالی پای دست غالب که در این پژوهش مقصود پای راست آزمودنی بود روی فورس پلیت فرود نیامد حرکت لانچ اشتباه بوده و آزمودنی باید حرکت را دوباره اجرا می کرد تا در آخرین گام لانچ پای راست روی فورس پلیت فرود بیاید و ضربه آندرهند روی توپ اعمال شود. در این هنگام فعالیت الکتریکی عضلات منتخب شامل RMS پای راست آزمودنی که پای دست راکت محسوب می شد را ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از اولین تماس و ۱۰۰ تا ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از اولین تماس پای غالب آزمودنی ثبت و با استفاده از نرم افزار MATLAB تجزیه و تحلیل شد. منظور از اولین تماس در فورس پلیت زمانی است که فورس پلیت عدد بالاتر از ۱۰ نیوتون را نشان دهد. هر آزمودنی سه بار موفق به اجرای آزمون مورد نظر پرداخت و سپس میانگین نرمال شده بر مقادیر MVIC برای هر متغیر به عنوان داده پژوهش محاسبه و مورد تحلیل قرار گرفت. همچنین دو دستگاه EMG و فورس پلیت باهم همگام سازی شده بودند (۱۶).

اطلاعات نیروهای عکس العمل زمین توسط صفحه نیرو و فعالیت عضلات توسط دستگاه الکترومیوگرافی به صورت هم زمان به مدت ۲۰ ثانیه ثبت شد. در این پژوهش پس از جمع آوری داده ها در محیط نرم افزار SPSS نسخه ۲۴ برای بررسی نرمال بودن داده ها از آزمون شاپیروویلیک (Shapiro-Wilk Test) استفاده شد؛ به منظور توصیف داده ها از آمار توصیفی (فراوانی، میانگین ها، درصدها، انحراف معیار، جداول و نمودارها) و برای مقایسه میانگین داده ها در هر دو گروه بسته به الگوی پراکنش داده ها از آزمون های t مستقل و یا من ویتنی (Mann-

شد. و پس از آماده شدن آزمودنی از عضلات مورد نظر با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی (Electromyography; EMG) (۱۶ کاناله، با قابلیت بی سیم، ساخت شرکت MYON کشور سوئیس) حداکثر انقباض ایزومتریک گرفته شد. اطلاعات الکترومیوگرافی با استفاده از فیلتر پایین گذر ۵۰۰ هرتز و بالا گذر ۲۰ هرتز فیلتر شد. میانگین ریشه مربعی (Root Mean Squared; RMS) یک برآوردی از میزان فعالیت عضله را فراهم می کند که برای نرمال کردن داده های الکترومیوگرافی از آزمودنی تست حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (Maximal Voluntary Isometric Contraction; MVIC) عضلات گرفته شد. ساقی قدامی در حالت ایستاده با مچ پای که در زاویه ۹۰ درجه قرار دارد در مقابل مقاومت حرکت دورسی فلکشن (Dorsiflexion) را انجام می داد. برای عضلات گروه چهار سر ران، پای غالب فرد که در حالت نشسته روی صندلی قرار دارد و زانوی وی ۷۰ تا ۹۰ درجه خم است، در مقابل مقاومتی که در ساق پا ایجاد می شود سعی بر باز کردن زانو دارد. برای عضله دوقلوی فرد زانوی خود را کاملاً باز می کند و کف پای غالب را بر دیوار می گذارد، موقعیت مچ پا ۹۰ درجه فلکشن می باشد و فرد سعی به انجام حرکت پلانتر فلکشن دارد. در نهایت برای عضله نازک نئی بلند، فرد به صورت نیمه نشسته است و مچ پای غالب وی در حالت طبیعی (بین دورسی فلکشن و پلانتر فلکشن) است در مقابل اورشن و دورسی فلکشن روی پا مقاومت ایجاد می شود آزمون گر باید مطمئن شود که انگشتان پا ریلکس باشند (۱۳). تست حداکثر انقباض عضلات یا MVIC برای هر آزمون شونده ۳ بار تکرار شد و آزمودنی هر بار به مدت ۵ ثانیه این انقباض را حفظ کرد. و میانگین این ۳ MVIC گرفته شده محاسبه شد.

آزمودنی با فاصله ی دو و نیم برابر طول پا، نسبت به صفحه ی فورس پلیت (Force Plate) سه محوره، مدل ۹۲۸۶ba، ساخت شرکت Kistler کشور سوئیس، در ابعاد ۴۰ سانتی متر در ۶۰ سانتی متر و با فرکانس ۱۲۰۰ هرتز بر ثانیه قرار گرفت (۱۴). به طوری که فورس پلیت با زاویه ی ۴۵ درجه در سمت راست آزمون شونده قرار گرفت. و توپ با ارتفاع ۶۰ سانتی متر از کف زمین به صورت معلق با نخ از سقف آویزان شد و همچنین توپ نسبت به فورس پلیت با فاصله ی ۶۰ سانتی- متر و زاویه ۴۵ درجه قرار

(Whitney) استفاده شد. تمام آزمون های آماری در سطح خطای ۵ درصد انجام شد.

### یافته ها

ابتدا مشخصات دموگرافیک شامل قد، وزن، شاخص توده بدنی و سن آزمودنی ها در جدول ۱ خلاصه شده است. برای بررسی فرض نرمال بودن متغیرها در هر گروه از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد و هر گاه که داده های دو گروه از پراکنش نرمال برخوردار بودند از آزمون تی مستقل برای مقایسه دو گروه استفاده د و در غیر این صورت آزمون من ویتنی به کار گرفته شد. همان طور که نتایج جدول ۲ نشان می دهد بین میانگین فعالیت عضلات نازک نئی بلند، دوقلوی خارجی و پهن داخلی در ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از اولین تماس پا با زمین این دو گروه تفاوت معنی دار آماری وجود ندارد ( $p > 0.05$ ). اما این تفاوت در عضله ساقی قدامی از لحاظ آماری معنی دار بوده است ( $p = 0.006$ ). همان طور که نتایج جدول ۳ نشان می دهد بین میانگین فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و پهن خارجی در حرکت لانج بازیکنان بدمینتون آماتور و حرفه ای در ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از اولین تماس پا با زمین تفاوت معنی دار آماری وجود ندارد ( $p > 0.05$ ). برای بررسی فعالیت عضلات بازیکنان در بازه زمانی بعد از برخورد پا به زمین، ابتدا فرض نرمال بودن متغیرها را با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک مورد بررسی قرار دادیم. نتایج جدول ۴ نشان می دهد بین میانگین فعالیت عضلات این دو گروه در حرکت لانج تفاوت معنی دار آماری وجود ندارد ( $p > 0.05$ ). اما این تفاوت در عضله نازک نئی بلند، از لحاظ آماری معنی دار بوده است ( $p = 0.002$ ) (جدول ۴).

### بحث و نتیجه گیری

نتایج این تحقیق نشان داد که میزان فعالیت عضلات در دو گروه بازیکنان بدمینتون آماتور و حرفه ای در حرکت پای لانج بدمینتون در فاز فیدفوراردی و فیدبکی دارای تفاوت معناداری است. در گروه آماتور فعالیت عضله ی تیپالیس آنتریور در فاز فیدفوراردی به طور معناداری کمتر از گروه حرفه ای بود.

تحقیقاتی که در مورد پیچ خوردگی مچ پا انجام شده بود نشان داده بودند که کاهش فعالیت عضله ی ساقی قدامی در وقوع آسیب پیچ خوردگی مچ پا تاثیرگذار بوده است. به

طوری که در افراد دارای مچ پای پیچ خورده، نسبت به افراد سالم تاخیر چشمگیری در فعالیت عضلات ساقی قدامی و نازک نئی بلند این افراد وجود داشته است (۱۷). از طرفی هم محققین دیگر نشان دادند که تمرینات تقویتی در افراد دارای آسیب دیدگی مچ پا باعث کاهش قابل توجهی در زمان واکنش عضله ی ساقی قدامی مچ پای آسیب دیده شده بود (۱۸). لذا به نظر می رسد که این تفاوت در فراخوانی عضلات را ممکن است بتوان با طراحی تمرینات مناسب بهبود داد. در همین راستا به تحقیق Mei و همکاران (۷) می توان اشاره کرد که به بررسی فشار کف پای بازیکنان بدمینتون آماتور و حرفه ای در حین اجرای حرکت لانج پرداخته بودند. نتایج تحقیق آن ها نیز نشان داده بود که بین دو گروه آماتور و حرفه ای از نظر تکنیکی تفاوت وجود دارد. به این شکل که بازیکنان آماتور مرکز فشار بدن خود را در قسمت جانبی کف پای خود وارد کرده بودند. اما این مرکز فشار، در بازیکنان حرفه ای، در قسمت میانی کف پا متمرکز شده بود (۷). Mei و همکاران (۱۹) در تحقیق دیگری به بررسی میزان فشار وارده به کف پای بازیکنان آماتور و حرفه ای پرداخته اند، نتایج نشان داد که میزان فشار و زمان اعمال فشار بازیکنان به زمین، در گروه آماتور بیشتر از گروه حرفه ای بوده؛ که در نهایت به این نتیجه رسیده بودند که بازیکنان آماتور و حرفه ای از نظر کینتیک و کینماتیک حرکتی متفاوت هستند (۱۹).

طبق نتایج بدست آمده ی تحقیق حاضر، فعالیت فیدبکی عضله ی نازک نئی بلند در گروه آماتور به طور معناداری کمتر از گروه حرفه ای بود. اگرچه تحقیقات مشابهی در حیطة ی EMG این عضلات صورت نگرفته بود. اما تحقیقاتی در مورد آسیب پیچ خوردگی مفصل مچ پا در بازیکنان فوتبال انجام شده بود که نشان می داد که پیچ خوردگی مچ پا می تواند ناشی از فعالیت کم عضلات نازک نئی بلند و ساقی قدامی باشد (۲۰). در تحقیق دیگری نیز دیر فعال شدن عضله نازک نئی بلند در فاز فیدبکی را یکی از عوامل ایجاد آسیب پیچ خوردگی مچ پا دانسته اند (۲۱). لذا به نظر می رسد که توجه به این تغییر عملکرد عضلانی بهتر است مورد توجه مربیان و درمانگران قرار گیرد. همچنین مطالعات قبلی نشان داده بودند که در بین بازیکنان بدمینتون آماتور و حرفه ای از نظر میزان فشار عمودی وارد به کف پا، تفاوت معناداری وجود دارد (۱۱)، (۷). به طوری که در بازیکنان آماتور بدمینتون میزان فشار

جدول ۱: مشخصات دموگرافیک آزمودنی ها

متغیر	گروه حرفه ای (میانگین ± انحراف معیار)	گروه آماتور (میانگین ± انحراف معیار)
سن	۱۸/۰۶ ± ۰/۹۹	۲۰/۱۷ ± ۱/۸۰
قد	۱۶۵/۲ ± ۵/۴۵	۱۶۵/۰۰ ± ۶/۶۹
وزن	۵۷/۵۰ ± ۲/۷۹	۵۵/۵۰ ± ۵/۵۰
سابقه فعالیت	۸/۰۰ ± ۲/۵۸	۷۰ ± ۰/۱۵
شاخص توده بدنی	۲۱/۱۱ ± ۲/۷۲	۲۰/۲۳ ± ۱/۴۴

جدول ۲: نتیجه آزمون تی مستقل ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از برخورد

متغیر	گروه حرفه ای (میانگین ± انحراف معیار)	گروه آماتور (میانگین ± انحراف معیار)	p-مقدار
عضله ساقی قدامی	۴۵/۹۴ ± ۱۲/۷۱	۳۱/۱۶ ± ۷/۹۸	۰/۰۰۶*
عضله نازک نئی بلند	۱۷/۷۰ ± ۷/۲۴	۲۱/۶۱ ± ۸/۶۸	۰/۲۱۴
عضله دوقلوی خارجی	۲۲/۷۱ ± ۹/۹۲	۲۴/۹۱ ± ۱۸/۶۴	۰/۷۴۶
عضله پهن داخلی	۱۷/۹۰ ± ۱۳/۰۳	۱۹/۲۲ ± ۸/۲۱	۰/۷۸۹

\*سطح معناداری  $p < 0.05$

جدول ۳: نتیجه آزمون من ویتنی ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از برخورد

متغیر	گروه حرفه ای (میانگین ± انحراف معیار)	گروه آماتور (میانگین ± انحراف معیار)	p-مقدار
عضله دوقلوی داخلی	۲۵/۴۴ ± ۱۳/۵۳	۲۷/۵۰ ± ۲۱/۴۱	۰/۹۴۰
عضله پهن خارجی	۱۴/۳۵ ± ۴/۹۲	۲۵/۹۹ ± ۲۰/۵۱	۰/۱۷۴

جدول ۴: نتیجه آزمون تی مستقل ۱۰۰ تا ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از برخورد

متغیر	گروه حرفه ای (میانگین ± انحراف معیار)	گروه آماتور (میانگین ± انحراف معیار)	p-مقدار
عضله ساقی قدامی	۴۱/۷۰ ± ۱۳/۵۷	۳۴/۹۷ ± ۱۲/۰۶	۰/۲۵۷
عضله نازک نئی بلند	۶۸/۵۲ ± ۱۷/۳۵	۴۴/۷۷ ± ۱۰/۵۸	۰/۰۰۲*
عضله دوقلوی خارجی	۴۱/۲۴ ± ۱۱/۶۸	۳۸/۸۹ ± ۱۷/۹۰	۰/۷۳۳
عضله پهن داخلی	۵۹/۹۲ ± ۲۱/۰۰	۵۱/۲۵ ± ۱۷/۵۹	۰/۳۳۰
عضله پهن خارجی	۶۰/۴۸ ± ۱۳/۷۰	۵۳/۹۶ ± ۱۲/۶۲	۰/۲۸۳
عضله دوقلوی داخلی	۳۲/۳۴ ± ۹/۱۵	۳۴/۷۷ ± ۲۲/۳۹	۰/۶۵۰

\*سطح معناداری  $p < 0.05$

مطالعه نشان داد که بین میزان فعالیت پیش بینانه عضله ساقی قدیمی و فعالیت فیدبکی عضله نازک نئی بلند بین ورزشکاران آماتور و حرفه ای تفاوت معنی داری وجود دارد. به گونه ای که میزان فعالیت این عضلات در گروه حرفه ای بیشتر از گروه آماتور بود لذا به نظر می رسد که ورزشکاران آماتور بیشتر در معرض آسیب پیچ خوردگی مچ پا هستند و طراحی تمرینات پشگیرانه برای آن ها ضرورت دارد.

### سپاسگزاری

این مقاله مستخرج از کار پایان نامه مقطع ارشد دانشگاه علامه طباطبائی در رشته آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی در پاییز سال ۱۳۹۸ است. تمام فرایندهای این پژوهش مورد تایید کمیته اخلاق دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی تهران با کد اخلاق IR.USWR.REC.1397.093 قرار گرفت.

### منابع

1. Phomsoupha M, Laffaye G. The science of badminton: game characteristics, anthropometry, physiology, visual fitness and biomechanics. *Sports Med* 2015; 45(4): 473-495.
2. Shariff A, George J, Ramlan A. Musculoskeletal injuries among Malaysian badminton players. *Singapore Med J* 2009; 50(11): 1095.
3. Jørgensen U, Winge S. Epidemiology of badminton injuries. *Inte J Sports Med* 1987; 8(06): 379-382.
4. Krøner K, Schmidt S, Nielsen A, Yde J, Jakobsen B, Møller-Madsen B, et al. Badminton injuries. *Br J Sports Med* 1990; 24(3): 169-172.
5. Lee J-h, Yoo W-g. Treatment of chronic Achilles tendon pain by Kinesio taping in an amateur badminton player. *Phys Ther Sport* 2012; 13(2): 115-119.
6. Robinson G, O'Donoghue P. A movement classification for the investigation of agility demands and injury risk in sport. *Int J Perform Anal Sport* 2008; 8(1): 127-144.
7. Mei Q, Gu Y, Fu F, Fernandez J. A biomechanical investigation of right-forward lunging step among badminton players. *J Sports Sci* 2017; 35(5): 457-

عمودی وارد شده به کف پا بیشتر از گروه حرفه ای بود و همچنین در گروه آماتور انتقال جانبی مچ پا نیز رویت شده بود. که این موضوع را به عنوان عاملی برای افزایش احتمال اسپرین مچ پا در گروه بازیکنان بدمینتون آماتور عنوان کرده بودند. و در نتیجه با توجه به این که تحقیق حاضر نیز به تفاوت کینماتیکی گروه آماتور و حرفه ای اشاره داشته است و با توجه به کم کاری عضله ی پرونئوس لونگوس بازیکنان گروه آماتور تحقیق حاضر، طبق مطالعات عنوان شده ی پیش از این، به عنوان عضله ای موثر در بالا رفتن احتمال آسیب مچ پا عنوان شده بود (۲۲). همچنین نتایج پژوهش دیگر که به بررسی عوامل پیشگیری کننده ی آسیب مچ پا پرداخته بود، نتایج نشان داد که بهترین روش برای جلوگیری از پیچ خوردگی مچ پا، تقویت عضلات اورتور مچ پا از جمله پرونئوس لونگوس است (۲۳). همچنین نشان داده شده است که تقویت اورتورهای مفصل ساب تالار (Subtalar) (مانند عضله پرونئوس لونگوس (Peroneus Longus) و تقویت عضلات دورسی فلکشن در مفصل مچ پا (مانند: تیبیالیس آنتریور (Tibialis Anterior) می تواند در توانبخشی افراد مبتلا به پیچ خوردگی مچ پا مفید باشد (۲۴).

به نظر می رسد که کاهش فعالیت فیدبکی در عضلات پرونئال گروه های آماتور می تواند با افزایش بارها چرخشی در مفصل ساب تالار همراه شده و در نتیجه ممکن است فرد را مستعد آسیب پیچ خوردگی مچ پا نماید لذا ضروری به نظر می رسد که در برنامه تمرینی ورزشکاران بدمینتون باز آماتور، بر تقویت و افزایش فعالیت فیدبکی عضلات پرونئال تاکید بیشتری صورت پذیرد. از جمله محدودیت های این تحقیق می توان اشاره کرد که برای اندازه گیری فعالیت الکتریکی عضلات منتخب از EMG سطحی استفاده شد که ممکن است احتمال تداخل سیگنال های عضلات عمقی و دیگر عضلات وجود داشته باشد. و همچنین امکان شبیه سازی کامل شرایط آزمایشگاه به شرایط زمین بدمینتون و مسابقه وجود نداشت. شرایط این پژوهش آزمایشگاهی با شرایط واقعی ورزش متفاوت است لذا ممکن است در صورتی که پژوهش های مشابهی در زمان بازی انجام شود، نتایج متفاوتی حاصل گردد. پیشنهاد می شود که تحقیقات مشابهی در این زمینه بر روی مردان با حجم نمونه آماری بزرگتر انجام شود.

- 462.
8. Hong Y, Wang SJ, Lam WK, Cheung JT-M. Kinetics of badminton lunges in four directions. *J Appl Biomech* 2014; 30(1): 113-118.
9. Kuntze G, Mansfield N, Sellers W. A biomechanical analysis of common lunge tasks in badminton. *J Sports Sci* 2010; 28(2): 183-191.
10. Yu L. Leveled badminton players present different footwork kinetics response. *J Sports Sci Med* 2017; 20: 32.
11. Hu X, Li JX, Hong Y, Wang L. Characteristics of plantar loads in maximum forward lunge tasks in badminton. *PloS One* 2015; 10(9): e0137558.
12. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10(5): 361-374.
13. Konrad P. The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography. Noraxon Inc. USA, version 1.0 April 2005.: 30-35.
14. Huang M-T, Lee H-H, Lin C-F, Tsai Y-J, Liao J-C. How does knee pain affect trunk and knee motion during badminton forehand lunges? *J Sports Sci* 2014; 32(7): 690-700.
15. Lam WK, Lee KK, Park SK, Ryue J, et al. Understanding the impact loading characteristics of a badminton lunge among badminton players. *PloS One* 2018; 13(10): e0205800.
16. Pourheidary S, Sheikhhoseini R, Babakhani F. A Comparison of the Hamstring to Quadriceps Activation Ratio in the Toe-in or Neutral Toe Position After Triple Jump Spikes in Female Volleyball Players. *J Clin Res Paramed Sci* 2019; 8(2): e88016.
17. Löfvenberg R, Kärrholm J, Sundelin G, Ahlgren O. Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. *Am J Sports Med* 1995; 23(4): 414-417.
18. Osborne MD, Chou L-S, Laskowski ER, Smith J, Kaufman KR. The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain. *Am J Sports Med* 2001; 29(5): 627-632.
19. Mei Q, Chong A, Gu Y, Zheng Z, Fernande J, editors. A performance-related foot loading characters while performing lunging step among badminton players. In: 34rd International Conference on Biomechanics in Sports (ISBS 2016), 18-22 July 2016 , Tsukuba, Japan.
20. Jazayeri SS, Didehdar D, Moghtaderi AE. Tibial and peroneal nerve conduction studies in ankle sprain. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2007; 47(6): 301-304.
21. Konradsen L, Ravn JB. Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthop Scand* 1990; 61(5): 388-390.
22. Fu L, Ren F, Baker JS. Comparison of joint loading in badminton lunging between professional and amateur badminton players. *Appl Bionics Biomech* 2017; 2017: 5397656.
23. Ashton-Miller JA, Ottaviani RA, Hutchinson C, Wojtys EM. What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. *Am J Sports Med* 1996; 24(6): 800-809.
24. Mitchell A, Dyson R, Hale T, Abraham C. Biomechanics of ankle instability. Part 1: Reaction time to simulated ankle sprain. *Med Sci Sports Exerc* 2008; 40(8): 1515-1521.



## پیوست ۱

خروجی نرم افزار G\*Power برای تعیین حجم نمونه

