

طب ورزشی _ بهار و تابستان ۱۳۹۷
دوره ۱۰، شماره ۱، ص: ۸۹-۷۵
تاریخ دریافت: ۱۴ / ۱۲ / ۹۶
تاریخ پذیرش: ۱۴ / ۰۶ / ۹۷

بررسی زمان بندی و الگوی فعالیت عضلات کمر بند شانه‌ای بازیکنان نخبه تنیس روی میز با و بدون سندروم گیرافتادگی شانه در حین اجرای ضربه فورهند تاپ اسپین

نازنین مقدادی^۱ - علی یلفانی*^۲ - هومن مینونزاد^۳

۱. دکتری آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه آسیب‌شناسی و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران ۲. دانشیار، گروه آسیب‌شناسی و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران ۳. دانشیار، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

چکیده

در سندروم گیرافتادگی شانه، فعالیت عضلات اسکپولوهومرال در ورزش‌هایی همانند رشته تنیس روی میز که در آنها دست بالاتر از سطح شانه فعالیت می‌کند، با تغییراتی همراه بوده و به لحاظ نظری این تغییرات مربوط به تغییر در استراتژی‌های برنامه حرکتی است. یکی از مقیاس‌های مهم بررسی هماهنگی عضلانی و کنترل حرکتی در عضلات کمر بند شانه‌ای، مطالعه درباره زمان بندی فعال شدن عضلات است. هدف از این مطالعه، بررسی تفاوت زمان فعال شدن و غیرفعال شدن عضلات و الگوی فعال شدن عضلات کمر بند شانه‌ای بازیکنان نخبه تنیس روی میز با و بدون سندروم گیرافتادگی شانه است. بدین منظور، ۳۰ بازیکن نخبه تنیس روی میز مرد ۲۰ تا ۲۸ سال در دو گروه ۱۵ نفره دارای سندروم (میانگین سن = $1/65 \pm 1/25$) و بدون سندروم گیرافتادگی شانه (میانگین سن = $1/55 \pm 24/43$) به صورت هدفمند انتخاب شدند و از سمت برتر اندام فوقانی نمونه‌ها، زمان بندی فعالیت عضلات فوق‌خاری، دوزنقه‌ای فوقانی، دوزنقه‌ای تحتانی، دندان‌ای قدامی، دوسر بازویی و دلتوئید قدامی، توسط دستگاه الکترومایوگرافی سطحی در حین ضربه فورهند تاپ اسپین تنیس روی میز اندازه‌گیری شد. پس از محرز شدن طبیعی بودن داده‌ها توسط آزمون شاپیرو-ویلک، از آزمون تی مستقل برای مقایسه نتایج دو گروه توسط نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ در سطح معناداری $P < 0/05$ استفاده شد. نتایج آزمون تی مستقل نشان داد که عضلات دندان‌ای قدامی ($P = 0/001$) و دوزنقه فوقانی ($P = 0/004$) به ترتیب به‌طور معناداری در گروه مبتلا دیرتر و زودتر نسبت به گروه سالم شروع به فعالیت می‌کند. همچنین الگوی فعال شدن عضلات در گروه بیمار به نسبت گروه سالم دستخوش تغییراتی شده بود. نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که عملکرد عضلات ثبات‌دهنده کتف در ورزشکاران رشته‌های بالای سر که دارای علائم گیرافتادگی شانه هستند، از لحاظ زمان بندی دچار اختلال می‌شود و این فرض را که سندروم گیرافتادگی شانه ممکن است با اختلال عملکرد از نظر زمان بندی و هماهنگی فعالیت عضلات اسکپولوتوراسپیک و گلنوهومرال مرتبط باشد، تأیید می‌کند.

واژه‌های کلیدی

الکترومایوگرافی سطحی، الگوی فعال شدن عضلات، تنیس روی میز، زمان بندی فعال شدن عضلات، سندروم گیرافتادگی شانه، فورهند تاپ اسپین.

مقدمه

مفصل شانه ورزشکاران، به خصوص افراد شرکت کننده در ورزش هایی که اندام فوقانی بالاتر از سطح شانه فعالیت می کند، محل استرس های زیادی هنگام فعالیت است، بنابراین ورزشکاران در معرض خطر بالای آسیب های شانه هستند و با توجه به تحرک بالای مفصل شانه، ثبات این مفصل کاهش می یابد و شانه آسیب پذیرترین مفصل بدن محسوب می شود (۱). نشان داده شده که درصد آسیب های ورزشی ورزشکاران تنیس روی میز برای اندام فوقانی ۵۳/۵۷ درصد، اندام تحتانی ۳۹/۲۳ درصد و برای تنه ۷/۱۴ درصد است. در ورزش تنیس روی میز، شانه به عنوان آسیب پذیرترین ناحیه آناتومیکی گزارش شده و حتی نسبت به ورزش های راکتی دیگر مانند تنیس و بدمینتون آسیب های شانه در رشته تنیس روی میز از شیوع بیشتری با ۲۱/۰۵ درصد برخوردار است (۲). مطالعات نشان می دهد سندروم گیرافتادگی شانه رایج ترین دلیل درد شانه است (۳) و در بین ورزشکارانی که اندام فوقانی آنها به صورت طولانی و تکراری بالاتر از سطح شانه فعالیت می کند، مانند بازیکنان تنیس روی میز، از شیوع بالایی برخوردار است (۴). عوامل خطرزای داخلی و خارجی متعددی برای آسیب های شانه گزارش شده است (۵). عوامل خطرزای خارجی شامل خطاها و اشتباهات تمرینی، از جمله تکنیک حرکات، استفاده بیش از حد، شرایط محیطی، و تجهیزات است و عوامل خطرزای داخلی را ساختارهای آناتومیکی (که البته کنترل آنها اصلاً آسان نیست)، و همچنین سن، جنسیت، واحدهای تاندونی-عضلانی، انعطاف عضلات، شلی مفصلی لیگامانی، کاهش دامنه حرکتی کتف و شانه، و عدم هماهنگی و تعادل عضلانی بین عضلات ثبات دهنده کتف و شانه تشکیل می دهد (۶، ۵). استفاده از روش های غربالگری و ارزیابی این عناصر و کاهش و تعدیل آنها می تواند احتمال وقوع مجدد آسیب را کاهش دهد.

سندروم گیرافتادگی شانه با تغییر در کینماتیک کتف که شامل کاهش تیلت خلفی و چرخش بالایی کتف و کاهش چرخش خارجی در هنگام بالا و پایین آوردن بازو می باشد، همراه است (۸، ۷). همچنین در افراد مبتلا به سندروم گیرافتادگی شانه، تغییر فعالیت عضلات که شامل افزایش فعالیت عضله ذوزنقه فوقانی (۱۰، ۹) و کاهش فعالیت عضله دندانهای قدامی (۳) است، گزارش شده است. نقش اساسی کتف در فعالیت طبیعی شانه کاملاً پذیرفته شده است. توالی زمان فراخوانی عضلات و شدتی که هر کدام از عضلات در حین حرکت فعال اند، برای حرکت هماهنگ کتف و بالا بردن سر استخوان بازو بسیار مهم است

-
1. Upper trapezius
 2. Serratus anterior

(۱۱). بیشتر نویسندگان معتقدند ضعف در یک یا بیشتر چرخاننده‌های کتف ممکن است به عدم تعادل در زوج نیروهای حول کتف منجر شود و در نهایت به کینماتیک غیرطبیعی آن بینجامد (۱۲). اما براساس فرضیه دیگر، فعالیت عضلات اسکپولاتوراسیک تنها با در نظر گرفتن شدت انقباض عضله قابل تعیین نیست، بلکه زمان‌بندی فعالیت عضلات حول کتف نیز اهمیت بسیاری دارد (۱۳).

مکانیسم‌های پیشنهادشده برای تغییر عملکرد عضلات در افراد دارای سندروم گیرافتادگی در مرحله اول شامل کاهش قدرت عضلانی و سپس درد و خستگی، التهاب، نقص ساختاری به دنبال پارگی تاندون و تغییر در استراتژی‌های برنامه حرکتی است (۱۴). یکی از راه‌هایی که می‌توان از طریق آن به بررسی استراتژی برنامه حرکتی و کنترل حرکتی پرداخت، مطالعه درباره زمان فعال شدن و غیرفعال شدن عضلات است (۱۴). براساس مدل کینزیوپاتولوژیک عامل ایجاد آسیب و بروز علائم در ضایعات حرکتی، اختلال در الگوی حرکتی است. الگوی حرکتی از نظر کمی به معنای الگوی فعالیت عضلانی است، به همین دلیل شناخت الگوهای مختلف حرکتی و به تبع آن شناخت الگوهای مختلف فعالیت عضلانی می‌تواند در تشخیص و درمان این دسته از سندروم‌ها نقش اصلی ایفا کند (۱۵).

از طرفی به کارگیری یک روش ارزیابی عملکردی مؤثر اندام فوقانی می‌تواند در برنامه‌ریزی تمرینات پیشگیرانه یا بازتوانی این آسیب‌ها مفید واقع شود (۱۶). با این حال در بیشتر مطالعات، از روش‌ها و تکالیف کلینیکال برای بررسی و ارزیابی آسیب‌های ورزشی استفاده شده است، برای مثال بیشتر مطالعات گذشته فعالیت عضلات کمر بند شانه ورزشکاران مبتلا به سندروم گیرافتادگی شانه را در حرکت ابداعشن و بالا آوردن بازو در صفحه اسکپولا و در شرایط بدون بار که حداکثر ۲۵ تا ۳۰ درصد حداکثر انقباض داوطلبانه است، بررسی کرده‌اند (۹). در نتیجه نیاز به تکلیف اختصاصی و کاربردی برای بررسی دقیق و کاربردی، احساس می‌شود. همان‌طور که ذکر شد شانه بازیکنان تنیس روی میز، ناحیه آناتومیکی مستعد آسیب است (۲) و یکی از حرکاتی که بازیکنان تنیس روی میز برای اجرای آن به هماهنگی، ثبات، سرعت و قدرت کافی در اندام فوقانی و کمر بند شانه خود نیاز دارند، حرکت فورهند تاپ اسپین است که از تکنیک‌های بسیار کاربردی است و پر استفاده‌ترین ضربه طی تمرین و مسابقات جهت تداوم رالی‌ها و کسب امتیاز است.

1. motor program strategies

هدف تحقیق حاضر، بررسی زمان فعال شدن و غیرفعال شدن و الگوی فعال شدن عضلات کمر بند شانه‌ای بازیکنان نخبه تنیس روی میز با و بدون سندروم گیرافتادگی شانه در حین اجرای ضربه فورهند تاپ اسپین است.

روش‌شناسی

این تحقیق از نوع تحقیقات توصیفی تحلیلی و آزمایشگاهی است که به صورت مقطعی به بررسی و مقایسه مدت زمان فعالیت عضلانی و زمان شروع فعال شدن و غیرفعال شدن عضلات کمر بند شانه‌ای بازیکنان نخبه تنیس روی میز در دو گروه سالم و دارای سندروم گیرافتادگی شانه در حین اجرای ضربه فورهند تاپ اسپین تنیس روی میز می‌پردازد. نمونه‌های آماری پژوهش حاضر را ۳۰ بازیکن ملی‌پوش تنیس روی میز مرد ۲۰ تا ۲۸ سال، گروه دارای سندروم (میانگین سن = $1/65 \pm 25/12$ سال) و بدون سندروم گیرافتادگی شانه (میانگین سن = $1/55 \pm 24/43$ سال) با حداقل سابقه ۳ سال و حداکثر سابقه ۱۰ سال ورزش حرفه‌ای، تشکیل می‌دادند و برای تعیین حداقل تعداد نمونه از نرم‌افزار آماری برآورد حجم نمونه، برای توان آزمونی ۰/۹۵، اندازه اثر ۰/۸۰ و سطح معناداری ۰/۰۵، تعداد حداقل ۱۰ نفر برای هر گروه تعیین شد (۱۷). به این ترتیب تعداد نمونه نهایی انتخاب شده محقق از میزان حداقل نمونه آماری بیشتر بوده است. سپس نمونه‌های تحقیق حاضر به صورت هدفمند در دو گروه ۱۵ نفره سالم و دارای سندروم گیرافتادگی شانه از بین این افراد انتخاب شدند. در ابتدا برای غربالگری اولیه از نسخه فارسی پرسشنامه ناتوانی بازو، شانه و دست (DASH) ($0/72 - 0/65 = \alpha$, $0/82 = ICC$, $0/96 = Cronbach$) استفاده شد (۱۸). ۱۵ نفر از افرادی که نمره پرسشنامه آنها کمتر از ۱۰ بود، به عنوان نمونه‌های گروه سالم انتخاب شدند و افرادی که نمره پرسشنامه DASH آنها بیشتر از ۲۵ بود، مورد ارزیابی‌های بعدی قرار گرفتند (۱۹).

معیارهای خروج شامل عدم رضایت فرد برای شرکت در تحقیق (در ابتدا یا در طول تحقیق)، سابقه شکستگی، دررفتگی، کشیدگی، پارگی یا عمل جراحی در نواحی سر، ستون فقرات و اندام فوقانی، ابتلا به استئوآرتریت گردن، سابقه درد در نواحی گردن و کمر، ناپایداری شانه (مثبت بودن آزمون‌های Apprehension و Sulcus sign) و شاخص توده بدنی کمتر از ۲۰ و بیشتر از ۲۵ بود (۲۰). معیار ورود

1. G*POWER
2. The disabilities of the arm, shoulder and hand

شامل نداشتن توانبخشی حداقل در شش ماه گذشته (۲۰)، دست راست بودن به‌عنوان دست غالب، سابقه ورزشی بین ۳ تا ۱۰ سال و حداقل ۳ جلسه تمرین در هفته بود. نمونه‌های سالم هیچ‌گونه سابقه درد و ناراحتی در ناحیه شانه، دررفتگی یا ناپایداری شانه نداشتند (۲۱).

از میان نمونه‌هایی که نمرات پرسشنامه DASH آنها بیشتر از ۲۵ بود و تا به حال برای ناراحتی شانه خود تحت هیچ برنامه درمانی قرار نگرفته بودند، ۱۵ نفر که نتایج آزمون‌های تشخیصی Neer و Hawkins-kennedy آنها مثبت بود (۲۲)، به‌عنوان گروه سندروم گیرافتادگی شانه انتخاب شدند. در انتها نتایج آزمون‌های دستی مورد تأیید پزشک قرار گرفت و فرم رضایت‌نامه به‌منظور شرکت در تحقیق و فرم اطلاعات شخصی و دموگرافیک توسط نمونه‌ها تکمیل شد.

به‌منظور بررسی فعال‌سازی عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی مدل ME6000 ساخت شرکت مگا کشور فنلاند استفاده شد. در این تحقیق از الکترودهای سطحی یک بار مصرف مارک Skintact جنس نقره-کلرید/نقره ساخت استرالیا استفاده شد. داده‌های الکترومایوگرافی با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری شد. این سیگنال‌ها ابتدا به میزان ۱۰ برابر پیش تقویت شده و در محدوده گذردهی بین ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر شدند. برای اجرای آزمون ابتدا محل قرارگیری الکترودها در ناحیه کمر بند شانه‌ای سمت غالب (دست راست) تعیین شد. پس از آماده کردن پوست (تراشیدن موهای ناحیه با تیغ یک بار مصرف، تمیز کردن پوست با الکل طبی ۷۰٪ و استفاده از سمباده نرم به‌منظور برداشتن لایه‌های سطحی و مرده جهت کاهش مقاومت پوست) محل جاگذاری الکترودها علامت‌گذاری شد (براساس پروتکل SENIAM) (۲۳). سپس الکترودها به بدن فرد، روی محل‌های مشخص شده نصب شدند و با انقباض ایزومتریک ایزوله عضلات (عضلات فوق‌خاری، دوزنقه‌ای فوقانی، دوزنقه‌ای تحتانی، دندان‌های قدامی، دوسر بازویی^۲ و دلتوئید قدامی^۱) از صحت جاگذاری الکترودها اطمینان حاصل شد. برای عضله دوزنقه فوقانی الکترودها در نقطه ۵۰ درصدی خط گذرنده از زائده آخرومی و زائده خاری مهره هفتم گردنی روی برجسته ترین قسمت عضله، برای عضله دوزنقه تحتانی الکترودها بر کنار لبه میانی تحتانی کتف روی برجسته ترین قسمت عضله، ۵ سانتی‌متر پایین‌تر از ریشه خار کتف با زاویه مورب ۵۵ درجه در وضعیت نزدیک کردن و پایین آوردن کتف و ۹۰ درجه فلکشن شانه، برای عضله دلتوئید قدامی الکترودها در ۴ سانتی‌متر پایین‌تر

1. Supraspinatus
2. Biceps
3. Anterior deltoid

از انتهای دیستال ترقوه به موازات تارهای عضله، برای عضله فوق‌خاری الکترودها بر بالای خار کتف روی حفره فوق‌خاری، برای عضله دندانهای قدامی الکترودها بر بخش تحتانی زیر بغل، هم ارتفاع زاویه تحتانی کتف، در وضعیت فلکشن ۹۰ درجه شانه در مقابل مقاومت، برای عضله دوسر بازویی الکترودها بر بالای بخش میانی و اندکی جانبی بازو (بخش میانی بالک عضله) در جهت عمودی در حالت سوپینیشن ساعد قرار گرفت (۲۳).

سیگنال‌های الکترومیوگرافی ثبت‌شده به‌وسیله دستگاه به‌صورت وایرلس در نرم‌افزار مگاوین در کامپیوتر ذخیره شده و به‌صورت آنلاین نمایش داده می‌شد. در طول ثبت فعالیت به‌منظور بررسی نبود نویز زمینه سیگنال‌ها به‌صورت آنلاین توسط محقق بررسی می‌شدند. همچنین برای ثبت لحظه برخورد توپ به راکت، به‌عنوان مبدأ زمانی برای سنجش زمان‌بندی فعالیت عضلانی، راکت تنیس روی میز مخصوصی (پایایی درون‌آزمونگر=۰/۹۸ و پایایی بین‌آزمونگر=۰/۹۶) طراحی شد (تصویر ۱)، که به دستگاه الکترومایوگرافی سطحی متصل می‌شد. بدنه این راکت چوب راکت تنیس روی میز و رویه آن شامل سطحی حساس بود که پس از برخورد توپ با سطح راکت، سیگنال آن به‌صورت سینک شده و هم‌زمان به‌همراه داده‌های الکترومیوگرافی عضلات در نرم‌افزار مگاوین در کامپیوتر ذخیره می‌شد.



تصویر ۱. راکت طراحی‌شده مخصوص تنیس روی میز

پس از اطمینان از صحت موارد مذکور، ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در حین انجام تکلیف ضربه فورهند تاپ اسپین تنیس روی میز انجام گرفت. به‌منظور نزدیک‌تر شدن شرایط آزمون به شرایط

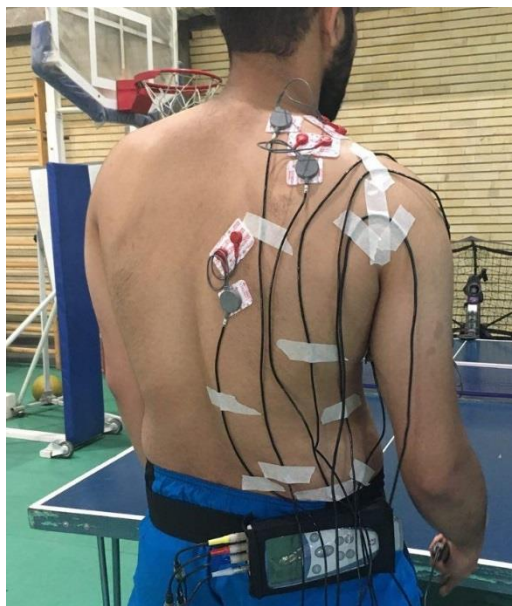
واقعی در ورزش تنیس روی میز و همچنین یکسان بودن شرایط برای همه نمونه‌ها، یک دستگاه توپ‌انداز بر روی میز تنیس روی میز نصب شد که سرعت توپ، نوع چرخش توپ و زاویه پرتاب برای همه یکسان و به شکلی تنظیم شده بود که بیشترین شباهت را به رالی‌های طولانی تمرینی بازیکنان سطح بالا داشته باشد (سرعت توپ= ۷ از ۱۰، نوع چرخش توپ= چرخش زیر و زاویه پرتاب توپ= ۳۰ درجه). فاصله افراد از میز با توجه به قد افراد و همچنین نحوه قرارگیری پاها و نوع گارد با توجه به نظر شخصی و عادت فرد تنظیم می‌شد. همچنین برای اجرای ضربه از فرد خواسته می‌شد تا با تکنیک معمول خود ضربه بزند. پس از حدود ۴ تا ۵ دقیقه گرم کردن عضلات، با انجام حرکات فعال و انجام ۱۰ تا ۱۵ ضربه برای آشنایی با آزمون و آهنگ پرتاب توپ توسط دستگاه توپ‌انداز، هر فرد ۵ مرحله آزمون را انجام می‌داد و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات او به وسیله دستگاه ثبت می‌شد. هر آزمودنی بین هر مرحله یک دقیقه استراحت می‌کرد (۲۴). به دلیل اینکه حرکت انجام گرفته در این پژوهش سبب جابه‌جایی الکترودها و حرکت کابل‌ها روی پوست می‌شد و نویز را افزایش می‌داد، کابل‌ها با چسب کاغذی ضد حساسیت بر روی پوست محکم شدند (تصویر ۲). در

پایان برای هر فرد ۳ کوشش ثبت شده مورد تجزیه و تحلیل‌های بعدی قرار می‌گرفت. داده‌های این تحقیق در سالن سنجش آکادمی ملی المپیک و پارالمپیک ایران جمع‌آوری شد.

تجزیه و تحلیل سیگنال‌ها توسط نرم‌افزار MATLAB r2012a (The Math Works Inc., Massachusetts, USA) انجام گرفت و خروجی آن در فایل اکسل ذخیره شد. ابتدا و انتهای سیکل حرکتی برای هر کوشش محاسبه شد. لحظه شروع فعالیت عضلات به عنوان ابتدای سیکل حرکتی و انتهای سیکل حرکتی پایان زمان فعالیت عضلات بود. زمان آن است عضلات زمانی در نظر گرفته شد که در ابتدای حرکت، دامنه نوسان فعالیت عضله حداقل به مدت ۲۵ میلی‌ثانیه بالاتر از دامنه ۳ انحراف میانگین فعالیت خط زمینه قرار داشته باشد، همچنین زمان پایان فعالیت عضلات، زمانی در نظر گرفته شد که در انتهای حرکت دامنه نوسان فعالیت عضله حداقل به مدت ۲۵ میلی‌ثانیه پایین‌تر از دامنه ۳ انحراف معیار میانگین فعالیت خط زمینه بماند (۲۵). سپس زمان برخورد توپ به راکت محاسبه شده و تأخیر و زمان‌بندی فعال و غیرفعال شدن عضلات نسبت به زمان برخورد توپ به راکت محاسبه شد.

-
1. Onset
 2. Offset

کلیه بررسی‌های آماری توصیفی و تحلیلی از طریق نرم‌افزار IBM SPSS Statistics 20 در سطح معناداری $\alpha=0/05$ انجام گرفت. از آزمون شاپیرو-ویلک برای بررسی توزیع نرمال داده‌ها و از آزمون تی مستقل برای بررسی تفاوت بین گروه‌ها و همچنین از تحلیل واریانس یکطرفه (ANOVA) برای بررسی تفاوت بین افراد هر گروه استفاده شد.



تصویر ۲. استحکام کابل‌ها با چسب کاغذی

یافته‌ها

اطلاعات دموگرافیک نمونه‌ها در جدول ۱ و نتایج زمان فعال و غیرفعال شدن عضلات منتخب کمر بند شانه‌ای در دو گروه و همچنین نتایج آزمون تی مستقل برای مقایسه زمان شروع و پایان فعالیت عضلات منتخب کمر بند شانه‌ای دو گروه در آزمون فورهند تاپ اسپین تنیس روی میز در جدول ۲ آورده شده است. تفاوت معناداری بین دو گروه از نظر متغیرهای سن، وزن، قد و سابقه ورزش حرفه‌ای وجود نداشت ($P>0/05$). نتایج آزمون تی مستقل نشان داد که زمان فعال شدن دو عضله دندان‌های قدامی و دوزنقه فوقانی در بین دو گروه سالم و مبتلا تفاوت معناداری دارد ($P<0/05$). عضله دندان‌های قدامی و عضله دوزنقه فوقانی به ترتیب به‌طور معناداری در گروه مبتلا دیرتر و زودتر نسبت به گروه سالم شروع به فعالیت می‌کند.

در همین زمینه بین دو گروه در زمان فعال شدن عضلات دوزنقه تحتانی، دلتوئید قدامی، فوق خاری و دوسر بازویی تفاوت معناداری مشاهده نشد ($P > 0.05$). همچنین در زمان پایان فعالیت همه عضلات در بین دو گروه تفاوت معناداری مشاهده نشد ($P > 0.05$). نتایج تحلیل واریانس یکطرفه نیز نشان داد که در بین نمونه‌های هر گروه از لحاظ زمان شروع فعالیت عضلات، زمان پایان فعالیت عضلات و مدت زمان فعالیت عضلات تفاوت معناداری وجود نداشت ($P > 0.05$). در نتیجه الگوی فعالیت برای همه نمونه‌های هر گروه ثابت و مشابه بود، به این صورت که الگوی فعال سازی عضلات در گروه سالم به ترتیب شامل دندانه‌ای قدامی، دلتوئید قدامی، دوزنقه فوقانی، دوزنقه تحتانی، دوسر بازویی و فوق خاری و الگوی فعال سازی عضلات در گروه مبتلا به ترتیب شامل دلتوئید قدامی، دوزنقه فوقانی، دندانه‌ای قدامی، دوزنقه تحتانی، دوسر بازویی و فوق خاری بود.

جدول ۱. اطلاعات دموگرافیک نمونه‌ها

متغیرها	گروه سالم	گروه مبتلا	P-value
سن (سال)	۲۴/۴۳ (±۱/۵۵)	۲۵/۱۲ (±۱/۶۵)	۰/۶۷۲
وزن (کیلوگرم)	۶۶/۲۳ (±۴/۷۸)	۶۵/۵۳ (±۴/۵۴)	۰/۴۵۵
قد (سانتی‌متر)	۱۷۵/۱۲ (±۲/۴۳)	۱۷۴/۹۹ (±۲/۷۸)	۰/۲۶۳
سابقه (سال)	۶/۱۳ (±۲/۳۷)	۶/۵۵ (±۳/۰۱)	۰/۳۵۹
امتیاز DASH بخش ناتوانی	۲/۷۷ (±۱/۸۶)	۲۹/۱ (±۵/۳۲)	۰/۰۰۱*
امتیاز DASH بخش ورزش	۳/۸۹ (±۲/۹۸)	۴۲/۱۲ (±۹/۸۲)	۰/۰۰۱

* $P < 0.05$

جدول ۲. زمان شروع و پایان فعالیت عضلات منتخب کمر بند شانه‌ای دو گروه

عضلات	گروه	شروع فعالیت	t	P-value	پایان فعالیت	t	P-value
فوق خاری	سالم	-۳۴۸۷۰ (±۳۷/۵۳)	۱/۴۹	۰/۱۴۶	۴۴۷۰۶ (±۴۹/۳۶)	۰/۹۴	۰/۳۵۴
	مبتلا	-۳۷۰/۴۸ (±۴۲/۱۸)			۴۶۶/۸۸ (±۶۴/۸۵)		
دوزنقه فوقانی	سالم	-۴۰۲/۸۱ (±۳۲/۳۵)	۳/۱۵	۰/۰۰۴	۴۱۹/۵۵ (±۶۲/۲۷)	۰/۹۹	۰/۳۳۱
	مبتلا	-۴۴۸/۵۸ (±۴۵/۷۸)			۴۴۴/۱۷ (±۷۳/۵۳)		
دوزنقه تحتانی	سالم	-۲۸۴/۱۲ (±۳۱/۰۹)	۰/۲۴۷	۰/۸۰۷	۴۳۳/۱۳ (±۵۴/۳۴)	۰/۹۳	۰/۳۶۰
	مبتلا	-۲۸۶/۹۳ (±۳۱/۰۲)			۴۵۴/۷۰ (±۷۱/۵۵)		
دندانه‌ای قدامی	سالم	-۴۶۶/۹۹ (±۳۶/۷۳)	-۳/۹۲	۰/۰۰۱	۴۰۲/۴۴ (±۵۴/۶۶)	۱/۰۱	۰/۳۲۳
	مبتلا	-۴۱۳/۸۴ (±۳۷/۳۹)			۳۸۵/۹۹ (±۳۱/۲۰)		
دوسر بازویی	سالم	-۳۶۱/۷۵ (±۳۳/۱۱)	۱/۲۷	۰/۲۶۹	۳۷۷/۹۰ (±۳۸/۹۶)	۰/۷۷	۰/۴۴۴
	مبتلا	-۳۷۹/۳۵ (±۵۰/۵۸)			۳۶۷/۹۹ (±۳۰/۴۰)		
دلتوئید قدامی	سالم	-۴۶۱/۰۸ (±۴۲/۲۱)	۰/۳۷۲	۰/۷۱۳	۳۸۷/۴۸ (±۴۴/۸۸)	۰/۳۸	۰/۷۰۰
	مبتلا	-۴۵۵/۷۵ (±۳۶/۱۷)			۳۸۲/۲۲ (±۲۷/۰۴)		

اعداد براساس لحظه ضربه به توپ (T_0) بیان شده (میلی ثانیه). فعالیت قبل از ضربه به توپ = اعداد منفی. فعالیت بعد از ضربه به توپ = اعداد مثبت

بحث

در مورد علل سندروم گیرافتادگی دو تئوری مهم وجود دارد؛ تئوری علل داخلی بیان می‌کند که دژنراسیون تاندون‌ها به علت استفاده بیش از حد یا تروما می‌تواند به ضعف عضلانی منتهی شود، درحالی‌که مطابق تئوری علل خارجی، فاکتورهایی خارج از تاندون مانند پاسچر غلط، شکل آکرومیون، سفتی کپسول خلفی و بی‌ثباتی و تغییر کینماتیک کتف و گله‌ومرال به سندروم گیرافتادگی منجر می‌شوند. در هر دو تئوری فرض بر این است که با اختلال در عملکرد هماهنگ عضلات، زوج نیروهای شانه می‌تواند دچار تغییر شود (۲۶، ۲۷). بنابراین احتمالاً یکی از عوامل شیوع بالای سندروم گیرافتادگی در بین ورزشکاران شرکت‌کننده در ورزش‌های بالای سر مانند تنیس روی میز، ناهماهنگی عضلات کمر بند شانه این ورزشکاران باشد. در همین زمینه هدف از این تحقیق، مقایسه الگوی فعالیت عضلانی و زمان فعال و غیرفعال شدن عضلات منتخب کمر بند شانه‌ای بازیکنان نخبه تنیس روی میز در دو گروه سالم و دارای سندروم گیرافتادگی شانه در حین اجرای ضربه فوره‌ند تاپ اسپین بود. یافته‌های تحقیق حاضر نشان داد که زمان فعال شدن دو عضله دندانه‌ای قدامی و دوزنقه فوقانی در بین دو گروه سالم و مبتلا تفاوت معناداری داشت. عضله دندانه قدامی و عضله دوزنقه فوقانی به ترتیب به‌طور معناداری در گروه مبتلا دیرتر و زودتر نسبت به گروه سالم شروع به فعالیت کرد و همچنین بین دو گروه در زمان فعال شدن عضلات دوزنقه تحتانی، دلتوئید قدامی، فوق‌خاری و دوسر بازویی و در زمان پایان فعالیت همه عضلات منتخب در بین دو گروه تفاوت معناداری مشاهده نشد. الگوی فعال‌سازی عضلات در گروه سالم در طی اجرای حرکت فوره‌ند تاپ اسپین به ترتیب زیر بود: دندانه‌ای قدامی، دلتوئید قدامی، دوزنقه فوقانی، دوزنقه تحتانی، دوسر بازویی و فوق‌خاری، که این توالی فعالیت با توجه به عملکرد اختصاصی این عضلات قابل انتظار است. یافته‌های این تحقیق نشان داد اولین عضله‌ای که در الگوی حرکتی فوره‌ند تاپ اسپین فعال می‌شود، عضله دندانه‌ای قدامی است. مطالعات متعدد نشان می‌دهد عضله دندانه‌ای قدامی از اصلی‌ترین عضلات ثبات‌دهنده کتف در حرکت فلکشن است (۲۸). در ادامه فعال‌سازی عضلات، فایبرهای فوقانی عضله دوزنقه، زوج نیرویی برای ثبات اولیه کتف و بالا بردن آکرومیون ایجاد می‌کند (۲۹). فعالیت فایبرهای تحتانی عضله دوزنقه دیرتر اتفاق می‌افتد تا ثبات کتف و بالا رفتن آکرومیون را کامل کند. فعالیت کانسنتریک فایبرهای تحتانی عضله دوزنقه جهت فراهم کردن سطحی باثبات برای فعالیت عضلات کلاهیک چرخاننده ضروری است (۳۰).

الگوی فعال‌سازی عضلات منتخب در گروه مبتلا با تغییراتی نسبت به گروه سالم همراه بود که این الگو به ترتیب زیر است: دلتوئید قدامی، دوزنقه فوقانی، دندانه‌ای قدامی، دوزنقه تحتانی، دوسر بازویی و

فوق‌خاری، که فایبرهای فوقانی عضله دوزنقه‌ای به‌طور معناداری ($p=0/004$) ۴۵/۷۷ میلی‌ثانیه زودتر از گروه سالم شروع به فعالیت می‌کند. این فعالیت زود هنگام عضله دوزنقه فوقانی با نتایج مطالعات اخیر که دامنه فعالیت بالاتری را در فایبرهای فوقانی عضله دوزنقه‌ای نشان دادند، هم‌راستاست (۳). این احتمال وجود دارد که افراد دارای گیرافتادگی از استراتژی حرکتی متفاوتی که به فایبرهای فوقانی عضله دوزنقه‌ای برای بالا آوردن آکرومیون هنگام بالا آوردن بازو مرتبط است، استفاده می‌کنند (۱۴).

عضله دندانه‌ای قدامی از مهم‌ترین عضلات حرکت‌دهنده و کنترل‌کننده کتف است (۱۲) و غیرفعال شدن زود هنگام آن هنگام پایین آوردن بازو موجب اختلال در حرکت و ریتم اسکپولاتوراسیک می‌شود. فقدان تیلت خلفی و چرخش بالایی نرمال کتف به وسیله عضله دندانه‌ای قدامی ممکن است موجب تغییر در کینماتیک کتف و در نتیجه گیرافتادگی بیشتر تاندون‌های روتیتورکاف شود (۱۴). با توجه به اینکه بین پایان فعالیت عضلات دو گروه تفاوت معناداری مشاهده نشد، نتایج تحقیق حاضر، غیرفعال شدن زود هنگام عضله دندانه‌ای قدامی در گروه مبتلا را نشان داد که با یافته‌های مطالعات کلینیکال اخیر هم‌راستا بود و بیان شده که این اختلال با دیسکینزی کتف در افراد دارای سندروم گیرافتادگی شانه در فاز پایین آوردن بازو ارتباط دارد (۱۴).

نتایج این مطالعه در توافق با مطالعات کولز و همکاران (۲۰۰۳) (۳۱)، موریس و همکاران (۲۰۰۸) (۳۲)، فادکه و همکاران (۲۰۰۹) (۳۳)، فادکه و همکاران (۲۰۱۳) (۱۴) است که تأخیر فعالیت عضلات را در گروه مبتلا مشاهده کردند. با وجود این، مطالعه موریس و همکاران (۲۰۰۸) (۳۲) نشان داد در گروه مبتلا با وجود افزایش تأخیر زمانی عضلات نسبت به گروه سالم، توالی فعالیت تغییر نمی‌کند که از این نظر با نتایج این مطالعه متفاوت است. در مطالعه سانتوس و همکاران (۲۰۰۷) (۳۴) نیز توالی فعالیت عضلات در گروه مبتلا شبیه گروه سالم است. از دلایل تفاوت الگوی فعال‌سازی در تحقیق حاضر می‌توان به استفاده از تکلیف عملکردی (ضربه فورهند تاپ اسپین) اشاره کرد که انجام این تکلیف موجب فعالیت بیشتر عضلات نسبت به تکالیف کلینیکال استفاده‌شده در تحقیقات گذشته می‌شود، در نتیجه ثبت فعالیت الکتریکی بزرگ‌تر می‌تواند تفاوت‌ها را بهتر نشان دهد.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج این مطالعه می‌توان گفت که در افراد مبتلا به سندروم گیرافتادگی شانه الگوی حرکتی طبیعی کنترل حرکت در کمر بند شانه‌ای دستخوش تغییر می‌شود. از طرفی با توجه به تفاوت نتایج این

تحقیق و مطالعات قبلی که از تکالیف کنترل شده و بدون بار اضافی استفاده کرده‌اند، تغییر در الگوی حرکتی می‌تواند به نوع فعالیت و شدت و سرعت تکلیفی که فرد انجام می‌دهد، بستگی داشته باشد (۳۵، ۱۴). به‌طور کلی نتایج این تحقیق تصدیق می‌کند که عملکرد عضلات مفصل شانه در افرادی با علائم گیرافتادگی دچار اختلال می‌شود و این فرض را که سندروم گیرافتادگی شانه ممکن است با اختلال در عملکرد عضلات اسکپولاتوراسیک و گلنوهومرال مرتبط باشد، تأیید می‌کند. در نتیجه توجه به نحوه فعالیت عضلات کمر بند شانه حین فعالیت‌های عملکردی حائز اهمیت است و در پی آسیب یا به‌منظور پیشگیری از آسیب، عملکرد این عضلات باید مورد توجه قرار گیرد. همچنین پیشنهاد می‌شود شدت فعالیت و کینماتیک کمر بند شانه‌ای در حرکات عملکردی ورزشکاران شرکت‌کننده در ورزش‌های بالای سر مبتلا به سندروم گیرافتادگی شانه بررسی شود تا اطلاعات دقیق‌تری از آثار سندروم گیرافتادگی شانه برای بازتوانی و پیشگیری از این آسیب در دست باشد. نتایج این تحقیق همچنین می‌تواند در حیطه توانبخشی، پیشگیری و برنامه‌ریزی تمرینات بدنسازی بازیکنان تنیس روی میز دارای سندروم گیرافتادگی شانه به مربیان، محققان و درمانگران یاری رساند.

از جمله محدودیت‌های این پژوهش که می‌توانسته در نتایج به‌دست‌آمده مؤثر باشد می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

۱. به‌دلیل محدودیت تعداد کانال‌های ورودی دستگاه الکترومیوگرافی، محقق تنها به ثبت فعالیت الکتریکی شش عضله پرداخت.
۲. به دلیل محدودیت در نمونه‌گیری غیراحتمالی ساده و حجم نمونه کم انتخاب شد که این خود امکان تعمیم‌پذیری را کاهش می‌دهد.

منابع و مآخذ

1. Wörtler K. Shoulder injuries in overhead sports. *Der Radiologe*. 2010;50(5):453-9.
2. Kondrič M, Matković B, Furjan-Mandić G, Hadžić V, Dervišević E. Injuries in racket sports among Slovenian players. *Collegium antropologicum*. 2011;35(2):413-7.
3. Ayatollahi K, Okhovatian F, Kalantari K, Baghban AA. A comparison of scapulothoracic muscle electromyographic activity in subjects with and without subacromial impingement syndrome during a functional task. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2017;21(3):719-24.
4. Struyf F, Cagnie B, Cools A, Baert I, Van Brempt J, Struyf P, et al. Scapulothoracic muscle activity and recruitment timing in patients with shoulder impingement symptoms and

- glenohumeral instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2014;24(2):277-84.
5. Reeser JC, Joy EA, Porucznik CA, Berg RL, Colliver EB, Willick SE. Risk factors for volleyball-related shoulder pain and dysfunction. *Pm&r*. 2010;2(1):27-36.
 6. Nodehi Moghadam A, Rouhbakhsh Z, Ebrahimi I, Salavati M, Jafari D, Mohammadi Z. Shoulder Girdle Muscles Endurance in Subjects with and without Impingement Syndrome. *Journal of Rehabilitation*. 2011;12(2):56-63, [In Persian].
 7. Hotta GH, Santos AL, McQuade KJ, de Oliveira AS. Scapular-focused exercise treatment protocol for shoulder impingement symptoms: Three-dimensional scapular kinematics analysis. *Clinical Biomechanics*. 2018;51:76-81.
 8. Lawrence RL, Braman JP, LaPrade RF, Ludewig PM. Comparison of 3-dimensional shoulder complex kinematics in individuals with and without shoulder pain, part 1: sternoclavicular, acromioclavicular, and scapulothoracic joints. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2014;44(9):636-45.
 9. Lin J-J, Wu Y-T, Wang S-F, Chen S-Y. Trapezius muscle imbalance in individuals suffering from frozen shoulder syndrome. *Clinical rheumatology*. 2005;24(6):569-75.
 10. Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical therapy*. 2000;80(3):276-91.
 11. Kibler WB. Shoulder rehabilitation: principles and practice. *Medicine and science in sports and exercise*. 1998;30(4 Suppl):S40-50.
 12. Lopes AD, Timmons MK, Grover M, Ciconelli RM, Michener LA. Visual scapular dyskinesis: kinematics and muscle activity alterations in patients with subacromial impingement syndrome. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2015;96(2):298-306.
 13. Wadsworth D, Bullock-Saxton J. Recruitment patterns of the scapular rotator muscles in freestyle swimmers with subacromial impingement. *International journal of sports medicine*. 1997;18(08):618-24.
 14. Phadke V, Ludewig PM. Study of the scapular muscle latency and deactivation time in people with and without shoulder impingement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2013;23(2):469-75.
 15. Hertling D, Kessler RM. *Management of common musculoskeletal disorders: physical therapy principles and methods*: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
 16. Reeser JC, Verhagen E, Briner WW, Askeland T, Bahr R. Strategies for the prevention of volleyball related injuries. *British journal of sports medicine*. 2006;40(7):594-600.
 17. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior research methods*. 2007;39(2):175-91.
 18. Mousavi SJ, Parnianpour M, Abedi M, Askary-Ashtiani A, Karimi A, Khorsandi A, et al. Cultural adaptation and validation of the Persian version of the Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand (DASH) outcome measure. *Clinical rehabilitation*. 2008;22(8):749-57.

19. Gummesson C, Atroshi I, Ekdahl C. The disabilities of the arm, shoulder and hand (DASH) outcome questionnaire: longitudinal construct validity and measuring self-rated health change after surgery. *BMC musculoskeletal disorders*. 2003;4(1):11.
20. Paavola M, Malmivaara A, Taimela S, Kanto K, Järvinen TL. Finnish Subacromial Impingement Arthroscopy Controlled Trial (FIMPACT): a protocol for a randomised trial comparing arthroscopic subacromial decompression and diagnostic arthroscopy (placebo control), with an exercise therapy control, in the treatment of shoulder impingement syndrome. *BMJ open*. 2017;7(5):e014087.
21. Zonnor Z, Farahpour N, Jafarnejadgero A. Timing and Activation Intensity of Shoulder Muscles during Handball Penalty Throwing in Subjects with and without Shoulder Impingement. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences*. 2017;13(1):36-43; [In Persian].
22. Magee DJ. *Orthopedic physical assessment*: Elsevier Health Sciences; 2013.
23. Merletti R, Rau G, Disselhorst-Klug C, Stegeman D, Hägg G. Surface electromyography for the Non-invasive assessment of muscles (SENIAM). *Biomedical health and research program (BIOMED II) of the European union* 2016.
24. Kibler WB, Chandler TJ, Shapiro R, Conuel M. Muscle activation in coupled scapulohumeral motions in the high performance tennis serve. *British journal of sports medicine*. 2007;41(11):745-9.
25. Barden J, Balyk R, Raso V, Moreau M, Bagnall K. Atypical shoulder muscle activation in multidirectional instability. *Clinical neurophysiology*. 2005;116(8):1846-57.
26. Lewis JS, Green AS, Dekel S. The aetiology of subacromial impingement syndrome. *Physiotherapy*. 2001;87(9):458-69.
27. Michener LA, McClure PW, Karduna AR. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clinical biomechanics*. 2003;18(5):369-79.
28. Souza TA. *Sports injuries of the shoulder: conservative management*: Churchill Livingstone; 1994.
29. McClure PW, Michener LA, Sennett BJ, Karduna AR. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2001;10(3):269-77.
30. Kebaetse M, McClure P, Pratt NA. Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three-dimensional scapular kinematics. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1999;80(8):945-50.
31. Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels LA, Cambier DC. Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *The American journal of sports medicine*. 2003;31(4):542-9.
32. Moraes GF, Faria CD, Teixeira-Salmela LF. Scapular muscle recruitment patterns and isokinetic strength ratios of the shoulder rotator muscles in individuals with and without impingement syndrome. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2008;17(1):S48-S53.

33. Phadke V, Camargo P, Ludewig P. Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: a review of normal function and alterations with shoulder impingement. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 2009;13(1):1-9.
34. Santos MJ, Belangero WD, Almeida GL. The effect of joint instability on latency and recruitment order of the shoulder muscles. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2007;17(2):167-75.
35. Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Physical therapy*. 2000;80(5):485-98.

Timing and Movement Pattern of the Shoulder Muscles of the Elite Table Tennis Players with and without Shoulder Impingement Syndrome during the Performance of Forehand Topspin

Nazanin Meghdadi¹ - Ali Yalfani*² - Hooman Minoonejad³

1. PhD of Sport Injuries and Corrective Exercises, Department of Sport Injuries and Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran 2. Associate Professor, Department of Sport Injuries and Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran 3. Associate Professor, Department of Health and Sport Medicine, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran

(Received:2018/03/05;Accepted:2018/09/05)

Abstract

Shoulder impingement syndrome is associated with alterations in scapulohumeral muscles activity in sports such as table tennis in which hands operate higher than shoulder level and these changes are theoretically related to a change in the motor program strategies. One of the important scales of investigating muscular coordination and motor control in shoulder muscles is the study of the timing of muscle activation. The aim of this study was to examine the difference between muscle activity and inactivity and the activation pattern of the shoulder muscles in the elite table tennis players with and without shoulder impingement syndrome. In this study, 30 male elite table tennis players (age: 20-28 years old) were purposively categorized into 2 groups: with syndrome ($n=15$, mean age= 25.12 ± 1.65) and without shoulder impingement syndrome ($n=15$, mean age= 24.43 ± 1.55). The timing of the activity of the supraspinatus, upper trapezius, lower trapezius, serratus anterior, anterior deltoid and biceps brachii muscles of the dominant upper limb were measured by surface electromyography during table tennis forehand topspin. Shapiro–Wilk test was used to check the normal distribution of the data; then, independent sample t test was used to compare the results of the two groups using SPSS 20 at $P<0.05$. The results of independent t test showed that serratus anterior ($P=0.001$) and upper trapezius ($P=0.004$) were significantly activated sooner and later in the patient group than the healthy group. Also, the muscle activation pattern changed in the patient group compared with the healthy group. These results showed that the function of scapular stabilizing muscles in athletes of overheard throwers fields who had shoulder impingement symptoms is temporally disturbed, and confirms the assumption that shoulder impingement syndrome may be associated with dysfunction of timing and activity coordination of the scapulothoracic and glenohumeral muscles.

Keywords

Forehand topspin, muscle activation pattern, shoulder impingement syndrome, surface electromyography, table tennis, timing of muscle activation.

* Corresponding Author: Email: ali_yalfani@yahoo.com ;Tel:+989183155478