مقاله پژوهشی

مقایسه فرکانس فعالیت عضلات کودکان سالم و کودکان بیش‌فعال/نقص توجه طی راه رفتن

امیرعلی جعفرنژاد گرو[1]*، مینا سالم[2]، احسان فخری میرزانق[3]

تاریخ دریافت ۱۴۰۱/۱۲/۰۹ تاریخ پذیرش ۱۴۰۱/۱۱/۱۸

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: اختلال کم‌توجهی/بیش‌فعالی، اختلال عصب – شناختی رایجی است که یکی از گسترده‌ترین حوزه‌های پژوهشی و همچنین یکی از بزرگ‌ترین علل ارجاع به مراکز سلامت روان در دهه‌های اخیر بوده است، هدف از پژوهش حاضر مقایسه فرکانس فعالیت عضلات در کودکان سالم و کودکان بیش‌فعال/ نقص توجه طی راه رفتن بود.

مواد و روش کار: پژوهش حاضر از نوع موردی-شاهد بود. نمونه آماری شامل ۲۰ پسر دارای اختلال نقص توجه/ بیش‌فعالی و ۲۰ پسر سالم با دامنه سنی ۷-۹ سال بود که به‌طور در دسترس انتخاب شدند. از یک سیستم الکترومایوگرافی بدون سیم با ۸ جفت الکترود سطحی دو قطبی برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات درشت‌نی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی و دوسررانی، سرینی میانی طی راه رفتن استفاده شد. تحلیل داده‌ها با استفاده از آزمون آماری t مستقل انجام شد.

یافته‌ها: یافته‌ها نشان داد که میزان فرکانس عضله دوقلوی داخلی طی فاز بارگذاری در گروه بیش‌فعال بیشتر از گروه سالم است ($p<۰/۰۰۱$). همچنین نتایج نشان داد که فرکانس عضله پهن داخلی طی فاز پاسخ بارگذاری و فعالیت عضله سرینی میانی طی فاز میانه استقرار در گروه بیش‌فعال کمتر از گروه سالم است ($p<۰/۰۰۱$).

بحث و نتیجه‌گیری: با توجه به کاهش فرکانس دو عضله سرینی میانی و پهن داخلی می‌توان بیان نمود که کنترل قامت در کودکان بیش/فعال/نقص توجه در دو صفحه سجیتال و فرونتال متفاوت از کودکان سالم است.

کلیدواژه‌ها: نقص توجه/بیش‌فعالی، الکترومیوگرافی، طیف فرکانس، راه رفتن

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و سوم، شماره هفتم، ص ۵۶۲-۵۵۳، مهر ۱۴۰۱

آدرس مکاتبه: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، تلفن: ۰۴۵۳۱۵۰۵۶۴۹

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

مقدمه

اختلال کم‌توجهی / بیش‌فعالی، اختلال عصب – شناختی رایج است که یکی از گسترده‌ترین حوزه‌های پژوهشی و همچنین یکی از بزرگ‌ترین منابع ارجاع به مراکز سلامت روان در دهه‌های اخیر بوده است (۱). بر طبق پنجمین راهنمای آماری و تشخیص اختلالات روانی علائم اختلال کم‌توجهی / بیش‌فعالی، قبل از سن ۱۲ سالگی و در دو محیط یا بیشتر (از قبیل خانه، مدرسه و فعالیت به همراه دوستان یا خویشاوندان) اتفاق می‌افتد (۲). این اختلال، یک شرایط مزمن را در طول زندگی فرد به وجود می‌آورد و حاصل تعامل پیچیده عوامل محیطی، ژنتیکی و فیزیولوژیکی می‌باشد (۱). این اختلال به سه نوع فرعی شامل: نارسایی توجه، فزون کشی / تکانش گری و ترکیبی تقسیم می‌شود، اختلال نارسایی توجه/ بیش‌فعالی شایع‌ترین اختلال رفتاری دوران کودکی است (۳). در مهارت‌های حرکتی افراد مبتلا اختلال کم‌توجهی / بیش‌فعالی، این نکته مهم است که این افراد هنگام یادگیری مهارت‌های حرکتی جدید مشکلاتی در هماهنگی دارند، مهارت‌های آموخته‌شده را ضعیف‌تر از همسالان خود اجرا می‌کنند و در هر سطح اجرای تکلیف، واکنش و حرکت آهسته‌تری دارند. آن‌ها اغلب دارای افسردگی، اضطراب زیاد، عزت‌نفس کم و مشکلات اجتماعی و رفتاری ثانویه‌اند و در مدرسه

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

[2] دانشجوی کارشناسی ارشد روانشناسی، گروه روانشناسی، دانشکده علوم تربیتی و روان شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[3] دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

با مشکلات یادگیری و روان‌شناختی روبه‌رو می‌شوند که باعث افت تحصیلی آن‌ها می‌شود (۴). حسینی نژاد و همکاران (۱۳۹۹) طی پژوهشی به بررسی تأثیر برنامه آموزشی فرزندپروری بر افسردگی، اضطراب و استرس مادران دارای کودک مبتلا به اختلال کم‌توجهی بیش‌فعالی پرداختند، نتایج نشان داد، آموزش فرزندپروری به مادران دارای کودک مبتلا به اختلال کم‌توجهی بیش‌فعالی به‌عنوان یک مداخله روانشناسی غیر دارویی به شکل قابل‌توجهی میزان اختلالات روان‌شناختی را در بین آن‌ها کاهش داد. توصیه می‌شود تا در قالب پزشکی و پرستاری جامعه نگر استفاده از این روش در توانمندسازی مادران دارای کودکان مبتلا به اختلال کم‌توجهی بیش‌فعالی مورداستفاده قرار گیرد (۵). سیدامینی و همکاران (۱۳۸۸) در مطالعه‌ای به بررسی همبستگی چاقی و اضافه‌وزن با کم‌توجهی در دختران مدارس ابتدایی پرداختند، نتایج نشان داد، همبستگی معنی‌داری بین چاقی و کم‌توجهی وجود دارد. پیشگیری از چاقی به‌عنوان قدم اول پیشگیری از مشکلات رفتاری هیجانی کودکان، ضروری به نظر می‌رسد و درمان چاقی ممکن است، روشی برای مواجه با مشکلات رفتاری در کودکان باشد (۶).

علائم این بیماری شامل ناتوانی در توجه، تمرکز، فعالیت، حواس‌پرتی و تکانش گری است (۷). یکی دیگر از مشکلات موجود در کودکان با اختلال نارسایی توجه / بیش‌فعالی، مشکلات حرکتی این گروه است که به‌طورمعمول به آن کمتر پرداخته شده است، ازجمله این مشکلات می‌توان ضعف در تعادل، مشکل در سازمان‌دهی حسی (۸) مشکل در پردازش حسی (۹) ضعف در هماهنگی حرکتی (۹) یا ضعف در عملکرد حرکتی و مشکل در مهارت حرکتی اشاره کرد (۱۰). کودکان مبتلا به این اختلال ازنظر رفتار حرکتی دارای سازمان‌دهی حرکتی ضعیف و نارسا بوده، دیرتر راه می‌افتند و در نوع مرکب این اختلال، دارای مشکل ادراک دیداری- حرکتی هستند. همچنین، این کودکان ازنظر حرکتی بی‌قرار، کند و بی‌سازمان‌اند و در حرکت‌های ظریف و کنترل حرکتی مشکل دارند. این کودکان در تکالیف عملکردی پیوسته و در بازداری حرکتی مشکل دارند، در کنترل حرکتی بیش از سرعت حرکتی مشکل دارند. بارکلی (۱۹۸۲) گزارش کرده است در ارزیابی حرکتی مشخص شد ۶۲درصد از این کودکان در هماهنگی حرکتی ضعیف‌اند (۴). پیریان و همکاران (۱۴۰۰) در مطالعه خود به بررسی تأثیر تمرین‌های ادراکی-حرکتی و ذهن آگاهی بر شبکه‌های توجه و دقت پاسخ کودکان مبتلا به نقص توجه-بیش‌فعالی پرداختند، طبق نتایج به‌دست‌آمده از پژوهش به نظر می‌رسد استفاده از تمرینات ذهن آگاهی و ادراکی-حرکتی در کنار سایر روش‌های درمانی و افزایش توجه برای این کودکان پیشنهاد می‌گردد (۱۱). با توجه به ارتباط مستقیم بین پردازش حسی و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در هنگام اجرای مهارت‌های حرکتی (۱۲)، مطالعه در این زمینه در افراد دارای اختلال نارسایی توجه / بیش‌فعالی از اهمیت بالایی برخوردار است. از طرف دیگر از داده‌های الکترو مایوگرافی (Electromyography) می‌توان برای ارزیابی و ثبت فعالیت واحدهای حرکتی استفاده نمود (۱۳). علاوه بر این، داده‌های الکترومایوگرافی به‌راحتی در حین انجام فعالیت‌های عملکردی مانند راه رفتن، ثبت می‌شوند (۱۳). همچنین طیف فرکانس الکترومایوگرافی به‌عنوان یک پارامتری گزارش شده است که تحت تأثیر علم شناخت ابعاد بدن قرار می‌گیرد و اطلاعاتی را در مورد الگوی فعالیت فیبرعضلانی و پتانسیل عمل واحد حرکتی ارائه می‌دهد (۱۴). بررسی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در افراد دارای نارسایی توجه / بیش‌فعالی به دلیل اینکه بازخورد عصبی مناسبی را در ارتباط با فعالیت عصبی عضلات فراهم می‌آورد، بدون اینکه به‌طور مستقیم نیاز به ارزیابی دستگاه عصبی مرکزی داشته باشد، بسیار موردتوجه محققین قرار گرفته است (۱۵، ۱۶). یکی از متغیرهای حاصل از داده‌های الکترومایوگرافی، طیف فرکانس می‌باشد (۱۷). طیف فرکانس سیکنال الکترو مایوگرافی نشان‌دهنده نرخ شلکیک (نرخ رهاسازی) در محل اتصال عصبی عضلانی می‌باشد که توسط شاخص طیف فرکانسی اندازه‌گیری می‌شود (۱۷). در بین پارامترهای مختلفی که می‌توان از تحلیل الکترومایوگرام برای بررسی عملکرد عضلانی به دست آورد، طیف فرکانس عضلات با ویژگی‌های مختلفی از عضله اعم از نوع و ضخامت تار عضلانی و همچنین تغییرات مربوط به سرعت هدایت و به‌کارگیری و هماهنگ‌سازی واحدهای حرکتی همبستگی دارد. با توجه به مشاهده مشکلات حرکتی و ضعف عضلانی در افراد مبتلا به اختلال نقص توجه / بیش‌فعالی برسی فرکانس فعالیت عضلات در این افراد طی تکالیف حرکتی مختلف می‌تواند اطلاعات مفیدی را جهت طراحی برنامه‌های توان‌بخشی هرچه بهتر فراهم آورد. جوهن و همکاران (۱۹۸۶) در پژوهشی به بررسی سنجش فعالیت عضلات صورت از طریق الکترومایوگرافی در بیماران مبتلا به افسردگی پرداختند، نتایج نشان داد، بیماران مبتلا به افسردگی دارای فعالیت بیشتری در عضلات ناحیه صورت مشاهده شد (۱۸). میگال و همکاران (۲۰۰۹) به بررسی پارامترهای جدید الکترمایوگرافی سطحی در بیماران مبتلا به بیماری پارکینسون و افراد سالم جوان و پیر پرداختند، نتایج نشان داد، پارامترهای غیرخطی EMG مانند درصد عود، درصد قطعیت و کشش توزیع EMG، در بین بیماران مبتلا به پارکینسون و افراد سالم تفاوت معنی‌داری وجود داشت. همچنین تفاوت عمده‌ای از ویژگی‌های EMG بین گروهای پیر و جوان مشاهده نشد. درنتیجه، پارامترهای جدید EMG می‌توانند بیماران مبتلا به پارکینسون را از افراد سالم متمایز کنند و این پارامترها ممکن است در ارزیابی

شدت پارکینسون تأثیر مثبتی داشته باشند (۱۹). بنابراین، استفاده از الکترومایگرافی در سایر بیماری‌ها همچون بیش‌فعالی نیز در متمایز نمودن این افراد از افراد سالم می‌تواند مؤثر باشد و اطلاعات مفیدی را در راستای ارائه برنامه‌های توان‌بخشی برای متخصصین این امر می‌تواند فراهم نماید.

با توجه به اینکه عضلات درشت نی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی و سرینی میانی بیشترین کارکرد را در تکلیف حرکتی راه رفتن دارند و همچنین توجه به سهم هرکدام از عضلات در فازهای مختلف راه رفتن متفاوت است، همچنین با توجه به سهم هرکدام از عضلات مانند مفصل محل اتصال یکسان در برخی از عضلات با هم و سینرژیست بودن برخی از آن‌ها به نظر می‌رسد برای بررسی تا ثمرات ابتلا به اختلال نقص توجه/ بیش‌فعالی بر الگوی راه رفتن این افراد توجه ویژه به این موارد می‌تواند اطلاعات قابل‌اتکاتری را فراهم آورد. بنابراین ما در این پژوهش تمامی عضلات مؤثر در راه رفتن و سهم هرکدام از آن‌ها در فازهای مختلف راه رفتن را به تفکیک بر اساس مهم‌ترین عضلات فعال در هر فاز مورد بررسی و بحث قرار می‌دهیم. ازآنجایی‌که گزارش شده است منحنی طیف فرکانس فعالیت عضلات دارای کجی یا چولگی به سمت راست است به همین دلیل بهترین شاخص مرکزی نشان‌دهنده این متغیر میانه فرکانس می‌باشد (۱۷). در مطالعات گذشته ذکر شده است که به دلیل اختلال در سیستم عصبی و مرکزی در کودکان دارای نارسایی توجه/ بیش‌فعالی میزان تحریک عصبی عضلانی در این افراد طی راه رفتن دچار اختلال شده و سرعت راه رفتن دچار اختلال شده و در نتیجه سرعت راه رفتن و تعادل کاهش و مدت‌زمان فاز اتکا و چرخش پنجه با به خارج افزایش یافته است (۲۰، ۲۱). مهارت حرکتی در کودکان با اختلال نقص توجه / بیش‌فعالی به‌طور فراوانی پایین‌تر از کودکان عادی است (۲۲). جعفرنژادگرو و همکاران (۱۴۰۰) در مطالعه‌ای به بررسی اثربخشی بازی‌های حرکتی مبتنی بر نظریه مونته سوری بر بهبود مهارت‌های حرکتی کودکان دارای نارسایی توجه/ بیش‌فعالی پرداختند، نتایج حاصل از پژوهش نشان داد که بهبود قابل‌ملاحظه‌ای در خورده آزمون‌های قدرت، تعادل، هماهنگی دوسویه، کنترل بینایی حرکتی، سرعت پاسخ، سرعت و چالاکی بعد از دوره تمرین رخ می‌دهد. بنابراین، استفاده از این برنامه تمرینی در کودکان پسر دارای نارسایی توجه/ بیش‌فعالی توصیه می‌شود (۲۳). آیا توجه به مشاهده ضعف عضلانی در افراد مبتلا به اختلال نقص توجه / بیش‌فعالی بررسی فرکانس فعالیت عضلات در این افراد طی تکالیف حرکتی مختلف می‌تواند اطلاعات مفیدی را جهت برنامه‌های توان‌بخشی هرچه بهتر فراهم آورد.. بنابراین هدف از پژوهش حاضر مقایسه فرکانس فعالیت عضلات پا در کودکان سالم و کودکان بیش‌فعال/ نقص توجه طی راه رفتن می‌باشد.

مواد و روش کار

پژوهش حاضر از نوع موردی-شاهد بود. این مطالعه در بهار و تابستان سال ۱۳۹۹ در دانشگاه محقق اردبیلی مورداجرا قرار گرفت. پژوهش حاضر در کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی اردبیل با کد اخلاق IR.ARUMS.REC.1398.454مورد تأیید قرار گرفت. جامعه آماری پژوهش را دانش آموزان مبتلا به نارسایی توجه/ بیش‌فعالی در شهر اردبیل بود. جهت تعیین حجم نمونه از نرم‌افزار G*power استفاده شد (۲۴). این نرم‌افزار نشان داد که برای دستیابی به توان آماری ۰/۸ با اندازه اثر ۰/۸ در سطح معناداری ۰/۰۵ به حداقل ۱۵ نفر آزمودنی در هر گروه نیاز هست. نمونه آماری شامل ۲۰ پسر دارای اختلال نقص توجه/ بیش‌فعالی و ۲۰ پسر سالم با دامنه سنی ۷ -۹ سال بود. نحوه انتخاب این آزمون‌ها به‌صورت نمونه‌گیری هدفمند و در دسترس انجام پذیرفت. در پژوهش حاضر ابتدا پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه توسط والدین مشخصات و دموگرافیک سن، قد، وزن آزمودنی‌ها جمع‌آوری شد. با توجه به پرونده پزشکی و تشخیص روان‌پزشک اجازه ورود به مطالعه صادر گردید. سپس آزمایش‌شوندگان بر اساس معیار ورود و خروج انتخاب شدند. معیار ورود کودکان ۷-۹ سال، کسب نمره بین ۶۱-۷۰ در ملاک تشخیصی به نقص توجه/ بیش‌فعالی در مقیاس کارنرز (۲۵). عدم ابتلا به اختلالات همبود از قبیل نافرمانی مقابله‌ای / اختلال سلوک و اختلال یادگیری بر اساس ملاک تشخیصی DSM-5 داشتن وضعیت جسمانی سالم. شرایط خروج از مطالعه شامل داشتن بیماری‌های جسمانی، داشتن اختلالات همبود و اختلالات عضلانی اسکلتی بود.. مشخصات دموگرافیک در دو گروه بیش‌فعال (قد: ۱۴۲/۵±۳/۱ سانتی‌متر، جرم: ۲۸/۲±۴/۱ کیلوگرم، سن: ۸/۳±۰/۴ سال) و سالم (قد: ۶/۲ ± ۱۴۱/۱ سانتی‌تر، جرم: ۲۸/۳±۳/۹ کیلوگرم، سن: ۸/۲±۰/۴ سال) همسان بود.

طیف الکترومایوگرافی عضلات:

برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از یک سیستم الکترومایو گرافی (DataL ITE EMG. Biometrics Ltd Bandwidth: 10- 490HZ) ساخت کشورانگلستان استفاده شد. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات طی راه رفتن در مسیر مستقیم ۱۲ متری ثبت شد. فعالیت عضلات درشت نی قدامی (Tibia Anterior)، دوقلوی داخلی (Gastrocnemius)، پهن داخلی (Vastus Medius)، پهن خارجی (Vastus Lateralis)، راست رانی (Rectus Femoris) و دوسررانی (Biceps femoris)، سرینی میانی (Gluteus Medius)، توسط دستگاه الکترومایوگرافی بایوسیستم طی راه رفتن در کودکان مبتلا به اختلال نقص توجه / بیش‌فعالی و سالم ثبت گردید. قبل از نصب الکترودها پوست ابتدا شیو و سپس با پنبه و الکل (۷۰درصد اتانول – C2H5OH) طبق

پروتکل اروپایی SENIAM انجام شد(۲۶) الکترودها بر روی هر عضله در جهت تارهای عضلانی قرار گرفتند. نرخ نمونه‌برداری در دستگاه الکترو مایوگرافی برابر ۱۰۰۰ هرتز و همچنین ناچ فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز جهت فیلترینگ داده‌های خام الکترو مایوگرافی استفاده شد (۲۷).. موقعیت الکترود برای عضلات بر اساس توصیه سنیام (SENIAM) (۲۶) بود. در عضله درشت نی قدامی، الکترودها روی یک سوم خط اتصال دهنده از سر فوقانی استخوان نازک‌نی به قوزک داخلی مچ پا و در راستا تارهای عضله قرار داده شد (۲۶). در عضله دوقلو داخلی الکترودها در فاصله ۸۰ درصد خار خاصره قدامی – فوقانی و فضای مفصلی واقع در بخش قدامی لیگامنت داخلی قرار داده شد (۲۶). در عضله پهن خارجی، الکترودها بر روی دو سوم ابتدایی خط اتصال دهنده از خار خاصره قدامی فوقانی و جانب خارجی کشکک قرار داده شد (۲۶). در عضله دو سر رانی، الکترود بر روی ۵۰ درصدی خط اتصال دهنده از برجستگی ورکی و کندیل خارجی درشت نی قرار داده شد (۲۶). در عضله سرینی میانی، الکترودها بر وی نقطه ۵۰ درصدی تاج خاصره و یر جستگی بزرگ ران قرار گرفت (۲۶).. فاصله مرکز تا الکترودها برابر ۲ سانتی متر بود (۲۸). در نهایت، مقادیر میانه فرکانس فعالیت عضلات توسط نرم‌افزار دیتالیت طی سه فاز پاسخ باگذاری، میانه اتکا و هل دادن استخراج گردید.

برای مشخص کردن فازهای مختلف راه رفتن از دستگاه صفحه نیرو برتک با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. به این ترتیب که لحضه تماس پاشنه توسط تعیین اولین نقطه داده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بالاتر از ۲۰ نیوتن و لحظه بلند شدن پنجه از آخرین نقطه داده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین کمتر ۲۰ نیوتن تعیین شد. صفحه نیرو در قسمت میانی یک مسیر به طول ۱۸ متر واقع شده بود. قبل از انجام آزمون از آزمودنی‌ها خواسته شد چند بار در مسیر راه رفتن گام بردارند تا با مسیر آشنا شوند. مقادیر میانه فرکانس سیکنال‌ها طی ۳ فاز پاسخ بارگیری، میانه اتکا، و هل دادن طی راه رفتن ثبت شد. فازهای مورد بررسی شامل پاسخ بار گذاری (۰ تا ۲۰ درصد سیکل راه رفتن)، میانه اتکا (۲۰ تا ۴۷ درصد سیکل راه رفتن) و هل دادن (۴۷ تا ۷۰ درصد سیکل راه رفتن) بود (۲۹، ۳۰). ثبت داده‌های الکترو مایو گرافی توسط پژوهشگر و با کمک کارشناس آزمایشگاه انجام شد. مدت‌زمان ثبت آزمون‌ها برای هر فرد حدود ۳۰ دقیقه بود.

برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش آمار توصیفی و استنباطی استفاده شد. نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون شپیروویلک مورد تأیید قرار گرفت. همگنی واریانس‌ها توسط آزمون لون مورد تأیید قرار گرفت. از آزمون t مستقل برای مقایسه داده‌ها در دو گروه استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ انجام پذیرفت.

یافته‌ها

یافته‌ها نشان داد که مشخصات دموگرافیک در دو گروه بیش‌فعال (قد: ۱۴۲/۳±۵/۱ سانتی‌تر، جرم: ۲۸/۲±۴/۱ کیلوگرم، سن: ۸/۳±۰/۴ سال) و سالم (قد: ۶/۲ ± ۱۴۱/۱ سانتی‌تر، جرم: ۲۸/۳±۳/۹ کیلوگرم، سن: ۸/۲±۰/۴ سال) همسان می‌باشند (P>۰/۰۵).

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که میزان فرکانس عضله دوقلوی داخلی طی فاز بارگذاری در گروه بیش‌فعال بیشتر از گروه سالم است (P<۰/۰۰۱). همچنین نتایج نشان داد که فرکانس عضله پهن داخلی طی فاز پاسخ بارگذاری و فعالیت عضله سرینی میانی طی فاز میانه استقرار در گروه بیش‌فعال کمتر از گروه سالم است (P<۰/۰۰۱). میزان فرکانس فعالیت سایر عضلات طی سه فاز پاسخ بارگذاری، میانه استقرار و هل دادن در دو گروه اختلاف معناداری را به لحاظ آماری نشان نداد (P<۰/۰۰۱) (جدول ۱).

جدول ۱. فرکانس (هرتز) فعالیت عضلات در دو گروه سالم و بیش‌فعال

عضله	فاز	گروه سالم	گروه بیش‌فعال	سطح معناداری
		پیش‌آزمون	پیش‌آزمون	
درشت نئی قدامی	پاسخ بارگذاری	۷۹/۱۰±۹/۱۴	۸۱/۰۲±۵/۰۶	۰/۷۴۱
	میانه استقرار	۹۰/۱۵±۸/۲۲	۹۰/۰۱±۷/۹۵	۰/۹۵۴
	هل دادن	۹۳/۰۱±۱۴/۰۵	۹۴/۱۲±۱۵/۲۱	۰/۸۲۱
دوقلوی داخلی	پاسخ بارگذاری	۷۳/۶۵±۱۳/۲۹	۸۷/۲۹±۹/۲۳	×<۰/۰۰۱
	میانه استقرار	۱۰۰/۲۱±۱۵/۲۴	۱۰۴/۱۲±۸/۲۳	۰/۶۱۲
	هل دادن	۱۰۱/۱۳±۲۰/۳۹	۱۰۳/۲۷±۱۸/۲۴	۰/۷۵۹
پهن خارجی	پاسخ بارگذاری	۶۱/۱۵±۱۵/۷۴	۶۰/۰۲±۱۱/۰۰	۰/۸۱۲

	میانه استقرار	۸۳/۰۱±۱۲/۰۵	۸۰/۰۲±۸/۶۱	۰/۴۱۸
	هل دادن	۸۰/۱۲±۱۵/۰۱	۸۰/۹۷±۱۴/۲۱	۰/۹۳۶
	پاسخ بارگذاری	۶۵/۰۲±۱۴/۰۴	۵۲/۰۲±۱۱/۲۳	×<۰/۰۰۱
پهن داخلی	میانه استقرار	۷۹/۰۱±۱۰/۰۴	۷۸/۰۴±۸/۲۵	۰/۸۸۴
	هل دادن	۷۳/۷۱±۱۶/۱۴	۷۵/۲۰±۱۰/۲۱	۰/۷۰۱
	پاسخ بارگذاری	۷۵/۰۵±۱۵/۰۲	۷۴/۹۹±۱۲/۲۱	۰/۸۱۹
دوسررانی	میانه استقرار	۸۰/۱۱±۱۴/۰۱	۸۳/۲۱±۱۲/۶۲	۰/۵۸۴
	هل دادن	۹۳/۱۴±۱۵/۰۲	۹۱/۶۷±۹/۲۱	۰/۷۴۲
	پاسخ بارگذاری	۵۵/۰۶±۱۵/۱۱	۵۳/۶۵±۵/۰۵	۰/۷۵۱
سرینی میانی	میانه استقرار	۸۵/۰۱±۱۲/۶۳	۷۵/۴۱±۱۳/۱۲	×<۰/۰۰۱
	هل دادن	۷۹/۱۱±۱۹/۱۴	۸۰/۰۶±۱۷/۰۲	۰/۸۱۲

×سطح معناداری p<۰/۰۵

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از پژوهش حاضر مقایسه فرکانس فعالیت عضلات کودکان سالم و کودکان بیش‌فعال / نقص توجه طی راه رفتن بود. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که میزان فرکانس عضله دوقلوی داخلی طی فاز بارگذاری در گروه بیش‌فعال بیشتر از گروه سالم است. همچنین نتایج نشان داد که فرکانس عضله پهن داخلی طی فاز پاسخ بارگذاری و فعالیت عضله سرینی میانی طی فاز میانه استقرار در گروه بیش‌فعال کمتر از گروه سالم است. میزان فرکانس فعالیت سایر عضلات طی سه فاز پاسخ بارگذاری، میانه استقرار و هل دادن در دو گروه اختلاف معناداری را به لحاظ آماری نشان نداد. در راستای نتایج پژوهش حاضر یزدانی و همکاران (۱۳۹۹) به بررسی تأثیر تکلیف دوگانه حرکتی بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی و تنه بیماران مبتلا به فلج مغزی و افراد سالم هنگام راه رفتن پرداختند، نتایج نشان داد، بیماران دچار احتلال مغزی هنگام راه رفتن عادی و راه رفتن با تکلیف دوگانه فعالیت عضلانی بیشتری از افراد سالم دارند (۳۱). سپهری و همکاران (۱۳۹۶) در پژوهش خود به بررسی اثر بیوفیدبک الکترومیوگرافی همراه با آموزش آرمیدگی بر علائم روان‌شناختی بیماران مبتلا به میگرن مزمن پرداختند، نتایج نشان داد، درمان بیوفیدبک الکترومیوگرافی همراه با آموزش آرمیدگی، علائم روان‌شناختی (اضطراب و استرس) بیماران مبتلا به میگرن مزمن را کاهش می‌دهد، بنابراین پیشنهاد می‌شود این روش درمانی در کنار دارودرمانی که به کاهش علائم روان‌شناختی شایع در بیماران مبتلا به میگرن مزمن و به دنبال آن افزایش فاصله‌ی زمانی حملات می‌انجامد، به کار رود (۳۲).

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که میزان فرکانس عضله دوقلوی داخلی طی فاز بارگذاری در گروه بیش‌فعال بیشتر و فعالیت عضله پهن داخلی کمتر از گروه سالم است. این مرحله از راه رفتن نرمال از زمان برخورد پاشنه پای مرجع با زمین شروع می‌شود تا بلند شدن انگشتان پای مقابل از زمین ادامه دارد و این فاز با حمایت دوگانه هر دو پا هم‌زمان است(۳۳، ۳۴). هر دو عضله نام برده شده از مهم‌ترین عضلات فعال در این فاز هستند که سهم فعالیت بالایی نسبت به سایر عضلات اندام تحتانی در این فاز از راه رفتن دارند(۳۴). این عضلات جز حمایت کننده‌های زانو به شمار می‌روند که به موقعیت قرارگیری مناسب و ثبات مفصل زانو (به ترتیب جلوگیری از هایپر اکتنشن و کنترل فلکشن زانو) در مرحله پاسخ بارگیری کمک می‌کنند(۳۵). از یک طرف می‌توان بیان نمود، افزایش فعالیت عضله دوقلو داخلی در حرکانی پرشی قبل از فرود به‌منظور اینکه اندام تحتانی با فعال‌سازی این عضله قبل از تماس پا با زمین خود را برای جذب نیروها هنگام فرود آماده می‌کند مفید است (۳۶). از طرفی دیگر چون بیشترین فعالیت انسان‌ها شامل راه رفتن و دویدن می‌باشد، لذا افزایش فعالیت این عضله می‌تواند در ایجاد خستگی نقش داشته باشد (۳۷). همچنین در توضیح نتایج مشاهده شده می‌توان گفت در این فاز به دلیل اینکه نیروی عکس‌العمل زمین به سرعت افزایش پیدا کرده و به کف پا وارد می‌شود بیشترین احتمال آسیب وجود دارد. دو مکانیسم برای کاهش این نیروها وجود دارد که مهم‌ترین آن انقباض برونگرای عضلات چهار سر ران است بنابراین به نظر می‌رسد با اکاهش فرکانس مشاهده شده عضله پهن داخلی در این فاز در افراد بیش‌فعال سبب افزایش نیروی عکس‌العمل زمین در این بازه زمانی شود. افزایش فرکانس عضله دوسررانی و نیم‌وتری به افزایش فلکشن زانو که مکانیسم دیگر جذب شوک در فاز پاسخ بارگیری است کمک می‌کند(۳۳، ۳۸، ۳۹). در همین راستا صادقی و همکاران (۱۳۹۵) طی پژوهشی به بررسی

تأثیر خستگی عضلات اندام تحتانی بر برخی متغیرهای منتخب سینماتیک، سینتیک و فعالیت عضلات منتخب در راه رفتن مردان جوان فعال پرداختند، نتایج نشان‌دهنده اثر خستگی عضلانی بر متغیرهای راه رفتن بود. افزایش عرض گام، افزایش سرعت برخورد پاشنه و کاهش فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی ممکن است با افزایش نیاز به تعادل پویا در حین خستگی و افزایش خطر آسیب و افتادن ناشی از سرخوردن در ارتباط باشد. افتادن در سالمندان و کودکان می‌تواند عوارض نامطلوب روحی و جسمی بر جای بگذارد (۴۰). همچنین نتایج نشان داد که فرکانس عضله سرینی میانی طی فاز میانه استقرار در گروه بیش‌فعال کمتر از گروه سالم است. در فاز میانه اتکا کف پا کاملاً روی زمین قرار دارد و با حرکت دورانی ساق پا سعی می‌شود موقعیت پا تغییر کند. در این فاز مجموعه‌ای از عضلات اندام تحتانی فعال هستند طبق تقسیم‌بندی که در پژوهش‌های پیشین در مورد الگوی فعالیت عضلات در مراحل مختلف راه رفتن عنوان شده است، در مرحله میانی اتکا عضلات سرینی، چهار سر و درشت‌نئی قدامی نقش پررنگی در کنترل حرکت ایفا می‌کنند و در مرحله آخر اتکا و پیش‌نوسانی عضله درشت‌نئی قدامی فعالیت بیشتری دارد(۳۵-۳۳). بنابراین عضلات هرکدام در محدوده‌ی خاصی نقش فعال‌تری دارند. در مورد عضله سرینی میانی باید عنوان کرد که بیشترین کنترل لگن در صفحه فرونتال طی راه رفتن توسط عضله سرینی میانی انجام می‌شود کاهش فرکانس فعالیت این عضله طی فاز اتکای راه رفتن در افراد بیش‌فعال نشان‌دهنده تلاش کمتر این عضله جهت حفظ پایداری لگن در صفحه فرونتال طی راه رفتن در افراد بیش‌فعال است(۳۳). از طرفی دیگر کاهش فعالیت عضله سرینی میانی طی راه رفتن و دویدن منجر به کاهش جذب شوک نیروها می‌گردد (۴۱)، لذا کاهس فعالیت این عضله در کودکان بیش‌فعال / نقص توجه می‌تواند منجر به بروز آسیب‌های ارتوپدی گردد (۴۲). از مرحله بلند شدن پاشنه تا بلند شدن انگشتان پا فاز هل دادن است. عضلات دوقلو و نعلی بیشترین فعالیت و تأثیر را در این فاز دارند(۳۳). در بررسی که ما انجام دادیم در فاز هل دادن در بین مجموعه عضلات مورد بررسی تغییر معنی‌داری را در طیف فرکانس الکترومایوگرافی بین دو گروه مشاهده نشد.

این مطالعه دارای چند محدودیت است که باید مورد بحث قرار گیرد. پژوهش حاضر بر روی جامعه آماری کودکان (پسر) انجام شد، به همین دلیل نتایج این مطالعه مختص جمعیت مورد بررسی است. بر این اساس، آن‌ها را نمی‌توان به نمونه‌های دیگر منتقل نمود. در این زمینه تحقیق بیشتری مورد نیاز است، ما نیروهای عکس‌العمل زمین را در این مطالعه ثبت نکردیم، بر این اساس، ما نمی‌دانیم اندام تحتانی چگونه به شرایط مختلف طی راه رفتن و دویدن در این افراد واکنش نشان می‌دهد، این باید در تحقیقات آینده انجام شود.

با توجه به کاهش فرکانس دو عضله سرینی میانی و پهن داخلی می‌توان بیان نمود که کنترل قامت در کودکان بیش/فعال/نقص توجه در دو صفحه سجیتال و فرونتال متفاوت از کودکان سالم است.

تشکر و قدردانی

از همه آزمودنی‌های شرکت‌کننده و از حامیان در این پژوهش کمال تقدیر و تشکر را داریم.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل در نظر گرفته شده است، و کد اخلاق به شماره IR.ARUMS.REC.1398.454دریافت شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از طرح پژوهشی آقای دکتر امیرعلی جعفرنژاگرو در گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی می‌باشد.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده‌سازی ین مقاله مشارکت یکسان داشته‌اند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع نداد.

References:

1. Demontis D, Walters RK, Martin J, Mattheisen M, Als TD, Agerbo E. Discovery of the first genome-wide significant risk loci for attention deficit/hyperactivity disorder. Nat Genet 2019;51(1):63-75.
2. Vahia VN. Diagnostic and statistical manual of mental disorders 5: A quick glance. Indian J Psychiatr 2013;55(3):220.
3. Mirsepassi Z, Mazinani R, Fadai F, Alibeigi N, Astaneh ANJIJoP, Sciences B. Topiramate add-on lithium carbonate for treatment of acute mania. Iran J Psychiatr Behav Sci 2013;7(2):11-9.

4. Rahimi N, Parirokh M, Mashhadi AJL, Research IS. An Investigation into the capabilities of Stories in Promoting Executive Functions in Children with ADHD: A Study Based on Barklay's Extended Theory of Executive Functions. J Manage 2020;10(1):254-81.
5. Hosseini Nejad M, Karimi Z, Nourian K, Manzoori L, Zol-Adl M. The effect of parenting training program on depression, anxiety and stress of mothers of children with attention deficit/hyperactivity disorder. Armaghane, Danesh Safety Lit 2020;25(6):703-16.
6. Yane s, Ayoob M, Mehrangiz M. A correlation between obesity and overweight with attention deficient in elementary students. J Gorgan Univ Med Sci 2009;11(1):39-42.
7. Wu S-Y, Gau SS-F. Correlates for academic performance and school functioning among youths with and without persistent attention-deficit/hyperactivity disorder. Res Dev Disabil 2013;34(1):505-15.
8. Shum SB, Pang MY. Children with attention deficit hyperactivity disorder have impaired balance function: involvement of somatosensory, visual, and vestibular systems. J Pediatr 2009;155(2):245-9.
9. Engel-Yeger B, Ziv-On D. The relationship between sensory processing difficulties and leisure activity preference of children with different types of ADHD. Res Dev Disabil 2011;32(3):1154-62.
10. Pitcher TM, Piek JP, Hay DA. Fine and gross motor ability in males with ADHD. Res Dev Disabil 2003;45(8):525-35.
11. Pirian P, Farsi A. Effect of perceptual-motor training and mindfulness on attentional networks and accuracy of response in children with attention disorde-hyperactivity. J Rehabil Med 2021;10(1):133-45.
12. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement: John Wiley & Sons; 2009.
13. Merletti R, Aventaggiato M, Botter A, Holobar A, Marateb H, Vieira TM. Advances in surface EMG: recent progress in detection and processing techniques. Crit Rev 2010;38(4): 25-32.
14. Prosser LA, Lee SC, Barbe MF, VanSant AF, Lauer RT. Trunk and hip muscle activity in early walkers with and without cerebral palsy–a frequency analysis. J Electromyogr Kinesiol 2010;20(5):8 51-9.
15. Barth B, Mayer K, Strehl U, Fallgatter AJ, Ehlis A-C. EMG biofeedback training in adult attention-deficit/hyperactivity disorder: An active (control) training? Behav Brain Res 2017;329:58-66.
16. Brumbaugh CC, Kothuri R, Marci C, Siefert C, Pfaff DD. Physiological correlates of the Big 5: Autonomic responses to video presentations. Appl Psychophysiol Biofeedback 2013;38(4):293-301.
17. Winter DA .Biomechanics of human movement with applications to the study of human locomotion. Crit Rev Biomed Eng 1984;9(4):287-314.
18. Greden JF, Genero N, Price HL, Feinberg M, Levine S. Facial electromyography in depression: Subgroup differences. Arch Gen Psychiatry 1974;43(3):269-274.
19. Meigal AI, Rissanen S, Tarvainen M, Karjalainen P, Iudina-Vassel I, Airaksinen O, et al. Novel parameters of surface EMG in patients with Parkinson's disease and healthy young and old controls. J Electromyogr Kinesiol 2009;19(3):e206 e13
20. Buderath P, Gärtner K, Frings M, Christiansen H, Schoch B, Konczak J, et al. Postural and gait performance in children with attention deficit/hyperactivity disorder. Gait Posture 2009;29(2):249 54.
21. Lee SW. Biofeedback as a treatment for childhood hyperactivity: A critical review of the literature. Psychol Rep 1991;68(1):163-92.

22. Verret C, Gardiner P, Béliveau L. Fitness level and gross motor performance of children with attention-deficit hyperactivity disorder. Adapt Phys Activ Q 2010;27(4):337-51.
23. Salem M, Aghajan S, Narimani M, Basharpour S, Jafarnezhadgero A, Fakhri E. The Effectiveness of Motor Games Based on Montessori Theory on Improving the Motor Skills of Children with Attention Deficit/Hyperactivity Disorder. Sci Rehabil Med 2022.
24. Razali NM, Wah YB. Power comparisons of shapiro-wilk, kolmogorov-smirnov, lilliefors and anderson-darling tests. J Stat Modeling Anal 2011;2(1):21-33.
25. Elahian E, Shakeri M, Vosogh E. A study of attention deficit hyperactivity disorder (adhd) prevalence in pre-school age childern from march 2003 to june 2003 in mashhad. 2004.
26. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedure. J Electromyogr Kinesiol 2000;10(5):361-74.
27. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. J Electromyogr Kinesiol 2018;39:35-41.
28. Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkouhian M, Granacher U. Ground reaction forces and muscle activity while walking on sand versus stable ground in individuals with pronated feet compared with healthy controls. J Electromyogr Kinesiol 2019;14(9):e0223219.
29. Jafarnezhadgero AA, Anvari M, Granacher U. Long-term effects of shoe mileage on ground reaction forces and lower limb muscle activities during walking in individuals with genu varus. Clin Biomech Clin Biomech 2020;73:55-62.
30. Murley GS, Landorf KB, Menz HB. Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? Clin Biomech 2010;25(7):728-36.
31. Elhami M. Effect of motor dual task on the electromyography of lower limb and trunk muscles during gait in cerebral palsy and healthy subjects. Med Sci 2021;31(11):836-46.
32. Jahanbazi A, Asgari K, Chitsaz A, Mehrabi H, Asemi N. Investigating the effectiveness of medication comparing to medication plus emg biofeedback on depression, anxiety and stress in females with chronic focal dystonia. J Arak Uni Med Sci 2013;16(6):40-50
33. Whittle MW. Gait analysis: an introduction: Butterworth-Heinemann; 2014.
34. Al-Shuka HF, Rahman MH, Leonhardt S, Ciobanu I, Berteanu M. Biomechanics, actuation, and multi-level control strategies of power-augmentation lower extremity exoskeletons: an overview. Int J Dyn Control 2019;7(4):1462-88.
35. Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system; Foundation for rehabilitation. Mosby & Elsevier. Phys Rehabil Med 2010.
36. Shokrian F, Khezry D, Matin Homayi H, Fattahi A. Comparing the electrical activity of selected ankle muscles in athletes during landing from different heights. J Rehabil 2000;11(1):98-113.
37. Esmaeili H, Anbarian M. The effects of running-induced fatigue on some of lower limb muscles activity during stance phase. J Prac Stud Biosci Sport 2016;4(7):9-22.
38. Katoulis EC, Ebdon-Parry M, Lanshammar H, Vileikyte L, Kulkarni J, Boulton AJ. Gait abnormalities in diabetic neuropathy. J Rehabil Med 1997;20(12):1904-7.
39. Kwon O-Y, Minor SD, Maluf KS, Mueller MJ. Comparison of muscle activity during walking in subjects with and without diabetic neuropathy. Gait Posture 2003;18(1):105-13.
40. Sadeghi H, Razi M, Ebrahimi Takamejani E, Shariatzade M. Effect of lower limb muscle fatigue

on selected kinematics, kinetics, and muscle activity of the gait in active young men. J Rehabil Med 2018;7(1): 225-35.

41. Jafarnezhadgero AA, Fakhri E, Valizadeh Orang A, Alizadeh R. Effect of shoes with spikes containing two different stiffness on frequency spectrum of muscles during running in patients with pronated feet. J Gorgan Univ Med Sci 2021;23(3):40-6.
42. Jafarnezhadgero AA, Fakhri E, Granacher U. Effects of nail softness and stiffness with distance running shoes on ground reaction forces and vertical loading rates in male elite long-distance runners with pronated feet .BMC Sports Sci Med and Rehab 2021;13(1):1-9.
43. Jafarnezhadgero A, Ghorbanlou F, Majlesi M. The Effects of a Period of Corrective Exercise Training Program on Running Ground Reaction Forces in Children with Genu Varum: A Trial Study. J Rafsanjan Univ Med Sci 2019;17(10):937-50.

Original Article

COMPARISON OF MUSCULAR FREQUENCY CONTENT IN HEALTHY CHILDREN AND CHILDREN WITH OVERACTIVE/ATTENTION DEFICIENT DURING WALKING

AmirAli Jafarnezhadgero[1], Mina Salem[2], Ehsan Fakhri Mirzanag[3]*

Received: 28 February, 2022; Accepted: 07 February, 2023

Abstract

***Background and Aim*:** Attention deficit/hyperactivity disorder is a common neurocognitive disorder that has been one of the most extensive research fields and also one of the largest sources of referrals to mental health centers in recent decades. The aim of the present study was to compare muscular frequency content in healthy children and children with overactive/attention deficient during walking.

Material and Methods: The present study was a case-control type. The statistical sample included 20 boys with attention deficit/hyperactivity disorder and 20 healthy boys with an age range of 7-9 years, who were selected by convenient sampling method. A bipolar EMG system with 8 paires of electrodes was used to record EMG data of tibialis anterior, medial gastrocnemius, vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris, biceps femoris, and gluteus medius while walking. Independent sample *t*-test was used for statistical analysis.

Results*:* The results indicated that the frequency of the medial gastrocnemius muscle during the loading phase is higher in the hyperactive group than the healthy group ($p<0.001$). Also, results demonstrated that frequency continent of vastus medialis during loading phase and frequency continent of gluteus medius during mid-stance phase were lower in overactive group than healthy group ($p<0.001$).

Conclusion*:* Lower vastus medialis and gluteus medius activities in overactive group may be due to weal postural control in sagittal and frontal planes.

Keywords*:* Attention Deficit/Hyperactivity, Electromyography, Frequency Content, Walking

Address: University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
Tel: +984533510801
Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

SOURCE: STUD MED SCI 2022: 33(7): 562 ISSN: 2717-008X

Copyright © 2022 Studies in Medical Sciences
This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, as long as the original work is properly cited.

[1] Associate Prof., Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (Corresponding Author)
[2] MSc of Psychology, Department of Psychology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
[3] PhD student of Sport Biomechanics Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran