تأثیر تکلیف دوگانه حرکتی بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی و تنه بیماران مبتلا به فلج مغزی و افراد سالم هنگام راه رفتن

شیرین یزدانی[×1]، مبارکه الهامی[2]

تاریخ دریافت ۱۳۹۹/۰۵/۲۶ تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۱۰/۰۹

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: هدف از مطالعه حاضر بررسی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی و تنه بیماران مبتلا به فلج مغزی و افراد سالم هنگام راه رفتن عادی و راه رفتن با تکلیف دوگانه حرکتی بود.

مواد و روش‌ها: ۱۰ بیمار مبتلا به فلج مغزی و ۱۰ نفر آزمودنی سالم همگن به‌صورت داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی +EMG USB2 و الکترودهای سطحی دوقطبی، شدت فعالیت عضلات ES، RF و BF هنگام راه رفتن عادی و راه رفتن با تکلیف دوگانه حرکتی (راه رفتن همراه با حمل بار) ثبت گردید. پس از ثبت فعالیت الکتریکی عضلات، سیگنال‌های به‌دست‌آمده با استفاده از نرم‌افزار OT Biolab پردازش شدند. داده‌های به‌دست‌آمده با نرم‌افزار SPSS۲۲ و روش‌های آماری ANOVA ویژه داده‌های تکراری در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ تجزیه‌وتحلیل شدند.

یافته‌ها: نتایج نشان داد شدت فعالیت عضلات L3، BF و RF سمت چپ (به ترتیب $p=۰/۰۰۱$، $p=۰/۰۴۱$ و $p=۰/۰۲۲$) و عضله L3 سمت راست ($p=۰/۰۲۷$) بیماران فلج مغزی به‌طور معنی‌داری بیشتر از افراد سالم بود. وظیفه دوگانه حرکتی هنگام راه رفتن فعالیت عضلات سمت راست و چپ افراد سالم را تقریباً به‌طور مشابهی افزایش داد ($p=۰/۰۰۱$). اما در افراد فلج مغزی وظیفه دوگانه باعث افزایش بیشتری در عضلات سمت چپ گردید ($p=۰/۰۱۰$).

بحث و نتیجه‌گیری: بیماران فلج مغزی هنگام راه رفتن عادی و راه رفتن با تکلیف دوگانه فعالیت عضلانی بیشتری از افراد سالم دارند. وظیفه دوگانه حرکتی فعالیت عضلات L3 و BF افراد فلج مغزی را بیشتر از افراد سالم افزایش می‌دهد که این افزایش می‌تواند به تلاش فرد برای حفظ وضعیت بدن و تعادل پویا در آن‌ها نسبت داده شود. در ارزیابی و طراحی برنامه‌های تمرینی ویژه افراد فلج مغزی، توجه به تکلیف دوگانه توصیه می‌شود.

کلیدواژه‌ها: فعالیت الکترومیوگرافی، فلج مغزی، راه رفتن، تکلیف دوگانه

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و یکم، شماره یازدهم، ص ۸۴۶-۸۳۶، بهمن ۱۳۹۹

آدرس مکاتبه: تبریز، فلکه دانشگاه، دانشگاه تبریز، دانشکده تربیت‌بدنی تلفن: ۰۴۱۳۳۹۳۳۹۱

Email: Shiriny11@gmail.com

مقدمه

فلج مغزی شایع‌ترین اختلال حرکتی در کودکان است (۱). میزان شیوع فلج مغزی ۲ تا ۲/۵ مورد در هر ۱۰۰۰ تولد زنده است (۲). با توجه به جمعیت ایران حداقل در حدود ۷۰۰۰۰ کودک مبتلا به فلج مغزی وجود دارند (۳). یک‌سوم کودکان مبتلا به فلج مغزی دارای اختلالات حرکتی یک‌طرفه (همی پلژی) یا فلج نیمه هستند. فلج نیمه، شکلی از فلج مغزی اسپاستیک که در آن غالباً اندام فوقانی و تحتانی از طرف راست یا چپ بدن درگیر می‌شود. این مورد رایج‌ترین سندروم در بین کودکان فلج مغزی به هنگام تولد است (۴).

کودکان مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک ازلحاظ حرکتی و تعادل مشکلات فراوانی دارند. افتادن‌های پی‌درپی که ناشی از ضعف در نوسانات پوسچری و تعادل دینامیکی این افراد است، بسیار شایع است (۵). طبق یافته‌ی رز و همکاران (۲۰۰۲) کاهش میزان تعادل دینامیکی کودکان مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک عامل اصلی در اختلال گام برداری این بیماران است (۶). ازجمله اختلالات دیگر گام برداری در افراد مبتلا به CP[1] همی پلژی می‌توان به کاهش

[1] استادیار دانشکده تربیت بدنی، گروه رفتار حرکتی، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران (نویسنده مسئول)

[2] کارشناس ارشد، گروه رفتار حرکتی، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

[1] Cerebral palsy

سرعت، کاهش طول گام، پهنای گام بیشتر (۷)، تغییر تولید توان از مچ پا به ران (۸) و ثبات کم در گام برداشتن (۱۰ و ۹) اشاره کرد. همچنین بیش از ۶۵٪ از کودکان مبتلا به CP دارای نقص‌های عملکردی، دیداری- فضایی و توجه و همچنین ناتوانایی‌های یادگیری می‌باشند. کودکان CP که در عملکردهای اجرایی مثل نگه‌داشتن و تقسیم توجه مشکل دارند (۱۱) انجام حرکات دوگانه باعث درگیری بیشتر گیرنده‌های حسی- عمقی آن‌ها می‌شود. این نقص‌ها در کنار محدودیت‌های حرکتی می‌توانند منجر به دشواری بیشتری در هنگام اجرای هم‌زمان تکالیف شوند، چون هر تکلیف نسبت به تکلیف دیگر برای تصاحب منابع ذهن رقابت می‌کنند. اما از طرفی اجرای تمرین تکلیف دوگانه هنگام راه رفتن کمک می‌کند تا از خطر توسعه‌ی مشکلات ثانویه که همراه با افت کارکرد ظهور می‌کنند، کاسته شود و در بهبود وضعیت این افراد مؤثر واقع شود. به‌طوری‌که در مطالعات متعدد قبلی بر روی جوامع مختلف مشخص شده است که اجرای یک دوره تمرینات تکلیف دوگانه در بهبود تعادل و کیفیت راه رفتن افراد سالمند (۱۲ و ۱۳)، بیماران سکته مغزی (۱۴)، پارکینسونی (۱۵)، کودکان مبتلا به اختلالات عضلانی اسکلتی (۱۶)، بزرگ‌سالان مبتلا به ضربه‌مغزی (۱۷) و افراد مبتلا به CP (۱۸، ۱۹ و ۲۰) مؤثر بوده است.

بر اساس مرور تحقیقات قبلی بر روی اثر تکلیف دوگانه بر مکانیک راه رفتن افراد مبتلا به فلج مغزی مشخص گردید که اجرای تکلیف دوگانه باعث کاهش تعادل شده و باعث اختلال در متغیرهای کینماتیکی گام برداری (۲۰) فرد می‌شود. اما مکانیسم آن و نحوه درگیری فعالیت عضلات مختلف در حین اجرای تکلیف دوگانه در بیماران مبتلا به فلج مغزی تابه‌حال مشخص نشده است. اطلاع از نحوه درگیری فعالیت عضلات هنگام اجرای تکلیف دوگانه می‌تواند رهنمون مناسبی در ارزیابی و طراحی برنامه تمرینی مناسب در افراد مبتلا به بیماری فلج مغزی باشد. بنابراین هدف از پژوهش حاضر تأثیر تکلیف دوگانه حرکتی بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی و تنه بیماران مبتلا به فلج مغزی و افراد سالم هنگام راه رفتن بود. فرضیه‌های پژوهش عبارت بودند از: الف) بین شدت فعالیت الکتریکی عضلات بیماران فلج مغزی و افراد سالم تفاوت وجود دارد و ب) اثر تکلیف دوگانه بر شدت فعالیت الکتریکی بیماران فلج مغزی بیشتر از افراد سالم است.

مواد و روش‌ها

مطالعه حاضر از نوع مطالعات علی مقایسه‌ای و روش تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی بود که با استفاده از دو گروه کنترل و آزمایش صورت گرفت. جامعه آماری این تحقیق شامل همه افراد مبتلا به فلج مغزی همی پلژی سمت چپ شهر تبریز بود که از بین این افراد ۱۰ نفر به‌صورت نمونه‌گیری در دسترس انتخاب و به‌عنوان نمونه آماری به‌طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت نمودند. همچنین ۱۰ نفر آزمودنی سالم همگن به‌عنوان گروه کنترل انتخاب شدند. بر اساس نرم‌افزار G*power، برای سطح معنی‌داری برابر ۰/۰۵، توان آزمون برابر ۰/۹۵ و اندازه اثر ۰/۵۰ تعداد ۱۶ نمونه برای دوگروه کافی بود که در این مطالعه ۲۰ نفر انتخاب گردید. جدول شماره ۱ میانگین قد، سن، ورن و BMI آزمودنی‌های هر دو گروه را نشان می‌دهد. قبل از پژوهش، پروتکل تحقیق به آزمودنی‌ها و والدین آن‌ها توضیح داده شد و از آن‌ها رضایت آگاهانه کتبی مبنی بر شرکت داوطلبانه در تحقیق اخذ گردید و آزمودنی‌ها در صورت عدم تمایل به ادامه همکاری در هر مرحله از تحقیق می‌توانستند خارج شوند. این پژوهش توسط کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه تبریز با کد اخلاق به شماره IR.TABRIZU.REC1399.005 به تصویب رسید. معیار ورود افراد مبتلا به CP در مطالعه حاضر شامل، فلج مغزی نوع یک‌طرفه چپ، توانایی درک دستورالعمل‌های کلامی و پیروی از آن، توانایی راه رفتن مستقل، توانایی حفظ تعادل، توانایی حمل جعبه و عدم اختلالات شناختی چشمگیر بود. معیار خروج نیز عدم کنترل تعادل، عدم توانایی در راه رفتن مستقل، عدم همکاری والدین و کودک، اختلال شناختی، عقب‌ماندگی ذهنی، مشکلات بینایی و شنوایی بود. آزمودنی‌های گروه کنترل نیز افراد سالم بدون سابقه جراحی بودند که و هیچ‌گونه مشکلات عصبی عضلانی، بینایی، شنوایی و حرکتی نداشتند. جدول شماره ۱ ویژگی‌های آزمودنی‌ها را نشان می‌دهد. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات راست کننده ستون مهره‌ای، همسترینگ و چهارسر از دستگاه EMG USB2+ ساخت کشور ایتالیا با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز و الکترود-های سطحی ژله‌ای دوقطبی با فاصله بین الکترود ۱/۷ سانتی‌متر استفاده شد. به این منظور ابتدا پوست آزمودنی‌ها بر اساس پروتکل اروپایی الکترومیوگرافی SENIAM آماده‌سازی شد. به‌این‌ترتیب که پس از تعیین محل دقیق الکترودها، محل آن‌ها با استفاده از ژیلت اصلاح و موهای زائد زدوده شد. سپس با استفاده از پنبه و الکل سطح پوست آن‌ها کاملاً تمیز شد تا سلول‌های مرده سطح پوست و سایر عوامل مقاومتی تأثیرگذار سطح پوست کنترل شود. سپس الکترودهای سطحی به‌موازات تارهای عضلانی و بر اساس روش استاندارد به شرح زیر در محل عضلات موردنظر قرار داده شدند. برای عضله راست کننده ستون مهره‌ای در سطح کمری (L3)[۲] الکترودها در فاصله ۳ سانتی‌متری از زائده شوکی مهره سوم کمری

[2]Erector spinae

(۲۱) قرار داده شد. الکترود عضله راست رانی (RF) [3]در وسط خار خاصره تا کشکک (۲۲) و الکترود عضله دو سر رانی (BF) [4] در میانه مسیر خطی که برجستگی نشیمنگاهی را به کندیل خارجی زانو متصل می‌کند، قرار گرفت (۲۳). جهت ثبت EMG، کلیه اصول پروتکل انجمن اروپاییSENIAM رعایت شد (۲۴)

پس از نصب الکترودها بر روی عضلات موردنظر، الکترودها توسط چسب ضد حساسیت و باند ثابت شد تا از حرکت الکترودها بر روی پوست و بروز نویز ناشی از آن جلوگیری شود. همچنین جهت جلوگیری از ایجاد نویز، سیم‌ها جمع و با استفاده از باند به بدن فرد بسته شدند. الکترودها در دو سمت راست و چپ بدن قرار داده شدند. الکترود مرجع نیز بر روی مچ دست فرد نصب شد. پس از آماده‌سازی آزمودنی‌ها از آن‌ها خواسته شد تا در یک مسیر ۱۰ متری به‌صورت پابرهنه و بدون ارائه تکلیف دوگانه راه بروند. سپس برای تکلیف حرکتی از آن‌ها خواسته شد تا هنگام راه رفتن جعبه‌ای که حاوی وزنه با ۱۰ درصد وزن بدن بود با دو دست گرفته و حمل کند. هر حرکت راه رفتن ۶ بار تکرار می‌شد. بعد از اتمام تست‌های راه‌رفتن، جهت نرمال سازی داده‌های الکترومیوگرافی، به تفکیک برای عضلات L3، RF، BF فعالیت الکتریکی هنگام یک فعالیت بیشینه ایزومتریک (MVIC) ثبت شد. تست MVIC عضلات ارکتور اسپینه در وضعیت سورنسن اجرا شد، به این صورت که فرد به‌صورت دمر روی تخت دراز می‌کشید به‌طوری‌که بالا تنه فرد از قسمت لگن در بیرون از تخت و پاهای فرد بر روی تخت قرار می‌گرفت، سپس با استفاده از نوار، قسمت لگن، ران و ساق پای فرد به تخت بسته می‌شد و فرد تلاش می‌کرد تا در وضعیت اکستنشن صفر درجه، حداکثر نیروی خود را اعمال کند در حالی که در مقابل تلاش فرد مقاومت می‌شد (۲۵). تست MVIC عضلات رکتوس فموریس به این صورت اجرا شد که فرد روی تخت به حالت نشسته قرار می‌گرفت و ساق پایش به تخت بسته می‌شد و تلاش می‌کرد تا در وضعیت فلکشن ۹۰ درجه، پای خود را با وجود مقاوت باز کند و در آخر تست MVCI عضلات بایسپس فموریس انجام شد به این صورت که فرد به حالت دمر روی تخت دراز می‌کشید و کمر و ران وی به‌وسیله باند به تخت بسته می‌شد و با وجود مقاومت سعی در فلکش ران می‌کرد (۲۶). پس از جمع آوری سیگنالهای الکترومیوگرافی، جهت پردازش سیگنال‌های ثبت شده از نرم‌افزار OT BioLab استفاده شد. به‌این‌ترتیب که ابتدا سیگنالهای الکترومیوگرافی با استفاده از فیلتر میان گذر ۳۵۰-۱۰ هرتز و فیلتر ناچ ۵۰ هرتز فیلتز شدند سپس RMS آن‌ها استخراج شد. پس از استخراج RMS سیگنال‌ها، برای نرمال سازی داده‌ها، سیگنال به دست آمده از هر فعالیت راه رفتن برای هر عضله به سیگنال به دست آمده از فعالیت MVCI همان عضله تقسیم و به‌صورت درصد محاسبه شد. میانگین شدت فعالیت عضلانی نرمال سازی شده در ۶ تکرار برای محاسبات بعدی استفاده شد. داده‌های به دست آمده با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ و روش آمار توصیفی و آمار استنباطی مورد تجزیه تحلیل قرار گرفتند. برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک استفاده شد. برای مقایسه تفاوت‌های بین گروهی و درون گروهی از روش‌های آماری ANOVA و ANOVA ویژه داده‌های تکراری استفاده گردید. تمامی عملیات و تحلیل‌های آماری در سطح معنا داری $p \leq ۰/۰۵$ انجام گرفت.

جدول (۱): میانگین و انحراف معیار ویژگی‌های آنتروپومتریکی آزمودنی‌ها

گروه‌ها	سن	وزن (kg)	قد (cm)	BMI
سالم	۲۲/۴۰ ± ۳/۵۶	۶۱/۵۰ ± ۱۳/۱۴	۱۶۵/۲۲ ± ۶/۴۵	۲۲/۷۲ ± ۴/۶۹
CP	۲۲/۴۴ ± ۶/۲۴	۶۲/۸۹ ± ۱۰/۱۹	۱۶۲/۳۹ ± ۵/۲۴	۲۳/۸۱ ± ۳/۴۹

یافته‌ها

جدول شماره ۲ نتایج مربوط به شدت فعالیت همسان سازی عضلات L3، BF و RF افراد مبتلا به فلج مغزی و گروه کنترل را در هنگام راه رفتن عادی نشان می‌دهد. همانطوریکه در این جدول مشاهده می‌شود، هنگام راه رفتن عادی شدت فعالیت الکتریکی عضله L3 سمت راست بیماران فلج مغزی به‌طور معنی‌داری بیشتر از افراد سالم بود ($p = ۰/۰۲۷$). در سمت چپ بدن نیز شدت فعالیت الکتریکی عضلات L3، BF و RF بیماران فلج مغزی به‌طور معنی‌داری به ترتیب در حدود ۲/۳۷، ۱/۸۳ و ۱/۸۸ برابر افراد سالم بود ($p = ۰/۰۰۱$، $p = ۰/۰۴۱$ و $p = ۰/۰۲۲$).

[3] Rectus femoris

[4] Biceps femoris

جدول (۲): شدت فعالیت همسان سازی عضلات L3، BF و RF افراد مبتلا به فلج مغزی و گروه کنترل هنگام راه رفتن عادی

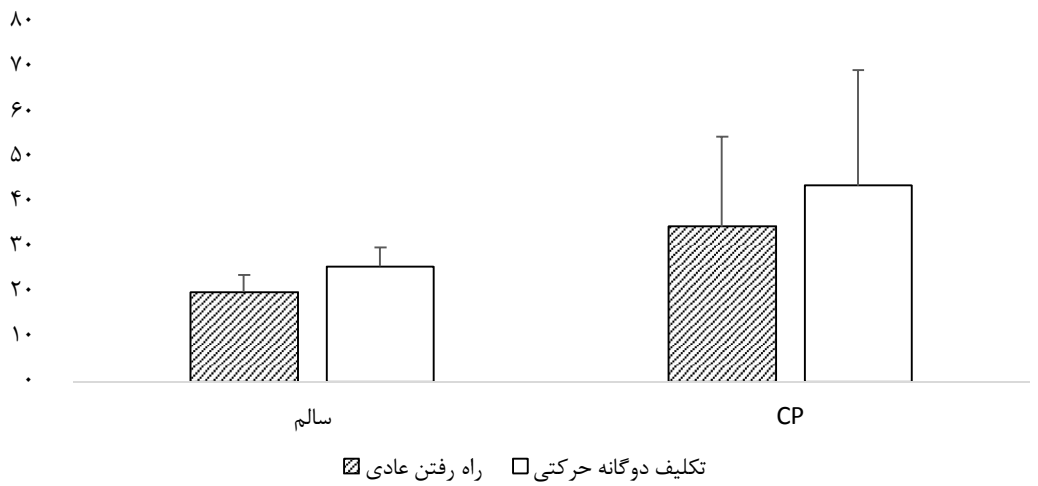
	سمت راست			سمت چپ		
	سالم	CP	مقدار P	سالم	CP	مقدار P
عضله L3	۱۱/۳۸ ± ۱/۶۷	۱۷/۲۷ ± ۱/۷۶	×۰/۰۲۷	۷/۷۴ ± ۱/۵۱	۱۸/۴۰ ± ۱/۵۹	×۰/۰۰۱
عضله BF	۲۸/۲۵ ± ۱۰/۰۱	۴۳/۲۳ ± ۱۰/۵۶	۰/۳۱۸	۲۹/۰۱ ± ۷/۵۴	۵۳/۳۰ ± ۷/۹۵	×۰/۰۴۱
عضله RF	۲۰/۹۱ ± ۵/۷۸	۳۲/۷۶ ± ۶/۰۹	۰/۱۷۶	۲۲/۳۷ ± ۵/۳۹	۴۲/۱۵ ± ۵/۶۸	×۰/۰۲۲

نتایج مربوط به شدت فعالیت همسان سازی شده عضلات L3، BF و RF افراد مبتلا به فلج مغزی و گروه کنترل هنگام راه رفتن با وظیفه دوگانه حرکتی در جدول شماره ۳ خلاصه شده است. نتایج نشان دادند که هنگام راه رفتن با وظیفه دوگانه حرکتی شدت فعالیت عضله L3 سمت راست بیماران فلج مغزی درحدود ۱/۷۶ برابر بیشتر از افراد سالم است (p=۰/۰۰۱). همچنین هنگام راه رفتن با تکلیف دوگانه حرکتی فعالیت عضلات L3 و BF سمت چپ بیماران فلج مغزی به ترتیب درحدود ۲/۸۵ و ۲/۰۹ برابر بیشتر از افراد سالم بود (p =۰/۰۰۱ و p =۰/۰۳۷). اما در عضله RF تفاوت بین دوگروه معنی دار نبود (p =۰/۱۲۷).

جدول (۳): شدت فعالیت همسان سازی عضلات L3، BF و RF افراد مبتلا به فلج مغزی و گروه کنترل هنگام راه رفتن با تکلیف دوگانه) حرکتی

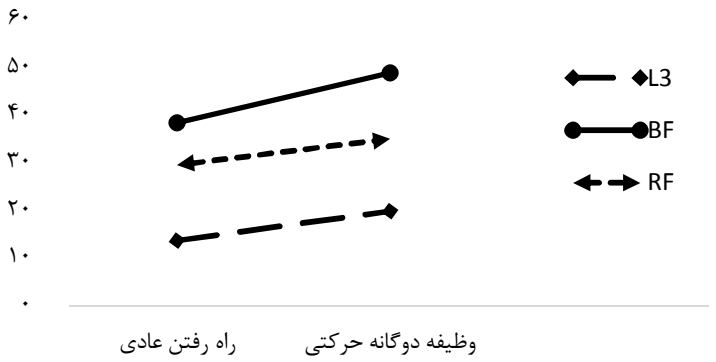
	سمت راست			سمت چپ		
	سالم	CP	مقدار P	سالم	CP	مقدار P
عضله L3	۱۴/۹۷ ± ۲/۰۷	۲۶/۴۵ ± ۲/۱۸	×۰/۰۰۱	۹/۹۵ ± ۲/۷۵	۲۸/۴۴ ± ۲/۹۰	×۰/۰۰۱
عضله BF	۳۷/۸۷ ± ۱۰/۷۴	۵۲/۹۸ ± ۱۱/۳۳	۰/۳۴۷	۳۳/۷۳ ± ۱۱/۲۱	۷۰/۶۲ ± ۱۱/۸۲	×۰/۰۳۷
عضله RF	۲۵/۰۶ ± ۵/۶۴	۳۶/۸۹ ± ۵/۹۵	۰/۱۶۸	۳۱/۹۷ ± ۶/۱۴	۴۶/۳۰ ± ۶/۴۷	۰/۱۲۷

بدون در نظر گرفتن اثر سایر عوامل، در مجموع شدت فعالیت الکتریکی عضلات مورد مطالعه در هنگام راه رفتن با وظیفه دوگانه حرکتی بیشتر از راه رفتن عادی بود (p = ۰/۰۰۱) و حمل بار هنگام راه رفتن باعث افزایش شدت فعالیت عضلات گردید. اما اثر حمل بار بر شدت فعالیت الکتریکی هر دو گروه مشابه بود و به‌طور کلی فعالیت الکتریکی عضلات هر دو گروه را به‌طور مشابهی تغییر داد که نشان دهنده عدم تأثیر متقابل بین عامل وظیفه حرکتی و عامل گروه بود (p = ۰/۱۲۳). این نتیجه در نمودار شماره ۱ نشان داده شده است.



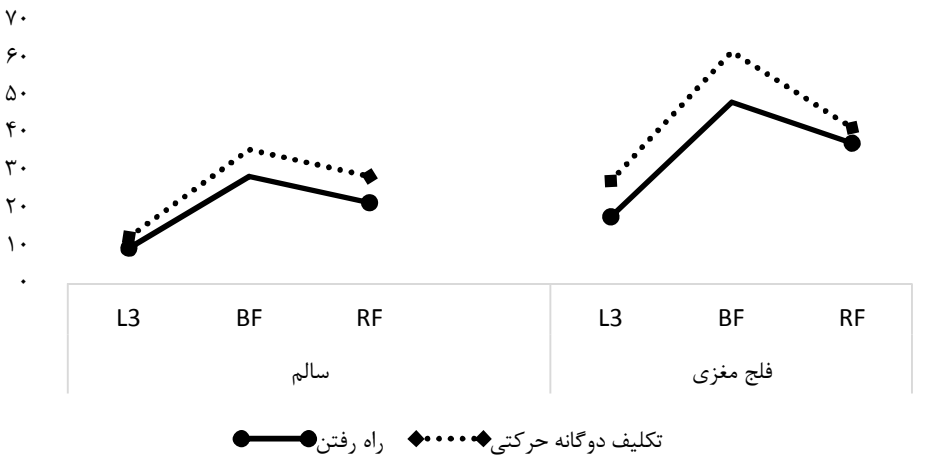
نمودار (۱): الگوی شدت فعالیت عضلات در تکلیف راه رفتن عادی و تکالیف دوگانه حرکتی

همچنین نتایج نشان داد که فعالیت الکتریکی همسان سازی شده عضلات L3، BF و RF هنگام راه رفتن عادی و راه رفتن با حمل بار به‌طور متفاوتی تغییر می‌کند (p = ۰/۰۳۵) و بطوریکه اثر حمل بار بر فعالیت عضله RF بیشتر از سایر عضلات بود. این نتیجه نشان می‌دهد بین عامل عضله و وظیفه حرکتی تأثیر متقابل معنی‌داری وجود دارد (نمودار شماره ۲).



نمودار (۲): الگوی شدت فعالیت عضلات L3، BF و RF در تکلیف راه رفتن عادی و تکلیف دوگانه حرکتی

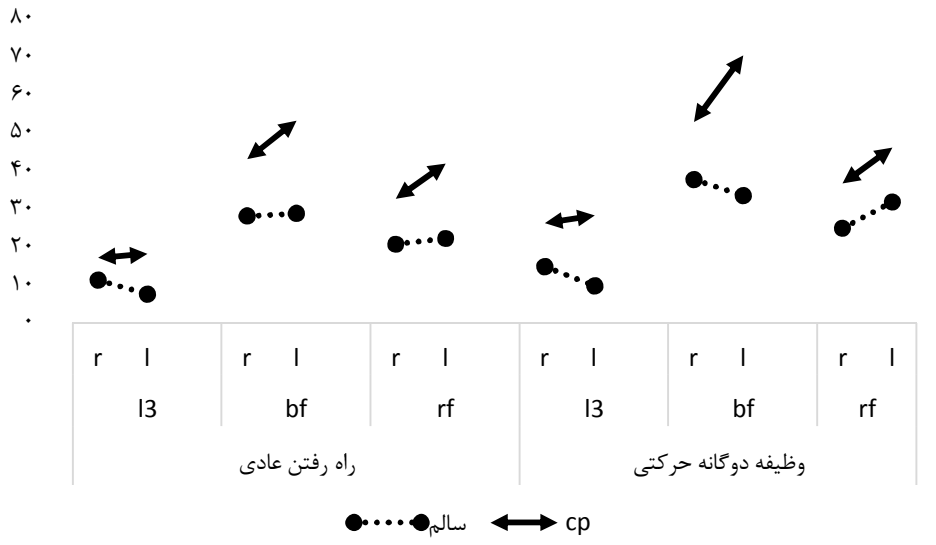
الگوی تغییر شدت فعالیت الکتریکی عضلات L3، BF و RF در هنگام راه رفتن عادی و راه رفتن با تکلیف دوگانه حرکتی در دو گروه سالم و CP متفاوت بود و بین سه عامل گروه، عضله و وظیفه حرکتی تأثیر متقابل معنی‌داری مشاهده گردید (p = ۰/۰۳). نمودار شماره ۳ این نتیجه را نشان می‌دهد که وظیفه دوگانه حرکتی فعالیت عضله L3 و BF بیماران CP را بیشتر از افراد سالم افزایش داده است.



نمودار (۳): الگوی فعالیت همسان سازی شده عضلات L3، BF و RF در حین راه رفتن عادی و راه رفتن با تکلیف دوگانه حرکتی در دو گروه سالم و فلج مغزی

بدون در نظر گرفتن عامل گروه، الگوی تغییر شدت فعالیت عضلات در هنگام راه رفتن عادی و تکلیف دوگانه حرکتی در سمت راست و چپ بدن مشابه بود و بین سه عامل سمت بدن، عضله و وظیفه حرکتی تعاملی مشاهده نگردید (p = ۰/۵۵۸) اما این الگو در

دو گروه سالم و فلج مغزی در دو سمت راست و چپ بدن متفاوت سبود و بین چهار عامل گروه، عضله، سمت بدن و وظیفه حرکتی تأثیر متقابل معنی‌داری وجود داشت (p = ۰/۰۱۰) (نمودار شماره ۴).



نمودار (۴): الگوی فعالیت همسان سازی شده عضلات L3، BF و RF در دو طرف راست و چپ در حین راه رفتن عادی و راه رفتن با تکلیف دوگانه حرکتی در دو گروه سالم و CP

بحث و نتیجه گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان دادند هنگام راه رفتن عادی و وظیفه دوگانه حرکتی شدت فعالیت عضلات L3 راست و چپ، BF و RF سمت چپ در بیماران CP به‌طور معنی‌داری بیشتر از افراد سالم بود و اثر تکلیف دوگانه بر شدت فعالیت بیماران فلج مغزی بیشتر از افراد سالم بود. در زمینه فعالیت EMG بیشتر در افراد فلج مغزی، یافته‌های پروسر و همکاران (۲۰۱۰)، رومکس و همکاران (۲۰۰۷)، زووان و همکاران (۲۰۱۲) با یافته‌های مطالعه حاضر همسو می‌باشد (۲۹ و ۲۷،۲۸). Adjenti و همکاران نیز در مطالعه خود در حالت استراحت فعالیت الکتریکی بیشتری در عضلات مایل داخلی و خارجی این افراد گزارش کردند (۳۰). مطالعات قبلی نشان داده‌اند بیماران CP در کنترل تعادل خود با مشکل مواجه هستند و نوسانات پوسچری بیشتر، کنترل پوسچری ضعیف‌تر و استراژی کنترل حرکتی متفاوت‌تری نسبت به افراد سالم دارند (۳۱). همچنین این افراد دچار نقص در گام برداری هستند و سرعت و طول گام آن‌ها کاهش، پهنای گام (۳۲ و ۸) افزایش، دامنه حرکتی ران کاهش و زمان حمایت دوگانه آن‌ها افزایش (۳۲) یافته و هنگام راه رفتن ثبات و پایداری خوبی ندارند (۱۰ و ۹). بنابراین این افراد برای حفظ پوسچر خود در شرایط استاتیک و دینامیک ممکن است به فعالیت عضلانی بیشتری نسبت به افراد سالم نیاز داشته و هنگام راه رفتن عضلات خود را بیشتر فعال کنند تا بتوانند تعادل خود را هنگام راه رفتن حفظ کنند. همچنین نتایج مطالعات قبلی حاکی از ضعف عضلانی در بیماران فلج مغزی است(۱۹). برای جبران ضعف عضلانی در افراد مبتلا به فلج مغزی، این افراد مجبورند هنگام اجرای فعالیت‌های روزمره، تارهای عضلانی بیشتری را فراخوانی کنند که با افزایش EMG در آن‌ها مشخص می‌شود. بنابراین در مجموع می‌توان افزایش فعالیت الکتریکی عضلات در این بیماران را هنگام راه رفتن عادی به تلاش زیاد برای کنترل تعادل ایستا و پویا و همچنین جبران ضعف عضلانی در آن‌ها نسبت داد. برخلاف یافته‌های مطالعه حاضر Di Nardo و همکاران (۲۰۱۹) فعالیت عضلانی کمتری در سمت درگیر افراد همی پلژی نسبت به سمت سالم هنگام راه رفتن گزارش کردند. دلیل عدم همخوانی نتایج مطالعه یادشده با مطالعه حاضر را می‌توان به عضله مورد مطالعه، متغیر EMG استخراج شده و روش نرمال سازی داده‌ها نسبت داد. در مطالعه آن‌ها فرکانس فعالیت عضله تیبیالیس آنتریور نسبت به زمان چرخه راه رفتن نرمال سازی شده بود و در دو سمت درگیر و سالم افراد فلج مغزی مورد مقایسه قرار گرفته بود (۳۳).

بحث جزئی‌تر افزایش شدت فعالیت الکتریکی هر یک از عضلات مورد مطالعه نیز به تفکیک به شرح زیر می‌باشد.

نتایج نشان دادند که فعالیت عضله L3 در افراد فلج مغزی بیشتر از افراد سالم بود. افزایش شدت فعالیت عضله راست کننده ستون مهره‌ای در سطح L3 در بیماران فلج مغزی نسبت به افراد سالم

می‌تواند در نتیجه افزایش چرخش لگن در این افراد باشد. تحقیقات قبلی بر روی کینماتیک مفاصل اندام تحتانی، در بیماران CP نشان داده است که این افراد هنگام راه رفتن، چرخش لگن بیشتری نسبت به همسالان سالم خود دارند بنابراین با توجه به اینکه میزان چرخش لگن در این افراد بیشتر است این حرکت اضافی بر روی کینماتیک ستون فقرات نیز تأثیر گذاشته و ممکن است این افراد برای حفظ ثبات ستون فقرات هنگام راه رفتن، شدت فعالیت بیشتری در عضله L3 خود نشان دهند (۳۴).

همچنین افراد CP فعالیت عضلانی RF چپ بیشتری از خود نشان دادند. در مطالعات قبلی مشخص شده است که افراد فلج مغزی دچار کولاپس (جمع شدن) شدن مفصل زانو می‌باشند. احتمالاً این افراد جهت جلوگیری از کولاپس شدن مفصل زانو، فعالیت RF خود را افزایش می‌دهند تا هنگام راه رفتن از افتادن و جمع شدن مفصل زانویشان جلوگیری کنند (۳۵).

در این تحقیق همچنین فعالیت عضله BF چپ در بیماران CP بیشتر از افراد سالم بود. عضله دو سر رانی با انقباض اکسنتریک و کانسنتریک خود به ترتیب نقش مهمی در کنترل حرکت فلکشن و اکستنش ران هنگام راه رفتن دارد (۳۶). با توجه به اینکه کولاپس شدن مفصل ران نیز در افراد مبتلا به فلج مغزی دیده می‌شود (۳۲)، بنابراین جهت جلوگیری از کولاپس شدن مفصل ران فعالیت این عضله در این بیماران افزایش می‌یابد. علاوه بر این، با توجه به اینکه مفصل ران این افراد در وضعیت خمیده قرار دارد (۲)، بنابراین جهت انجام اکستنشن ران باید این افراد فعالیت بیشتری انجام دهند که با افزایش فعالیت الکتریکی عضلات اکستنسور ران مثل عضله دوسررانی همراه است. همچنین به علت وجود اسپاسیتی در اندام درگیر، تون عضلانی در آن‌ها افزایش می‌یابد و باعث افزایش فعالیت EMG می‌گردد (۳۷).

به‌طور کلی شدت فعالیت الکتریکی عضلات مورد مطالعه در هنگام راه رفتن با وظیفه دوگانه حرکتی بیشتر از راه رفتن عادی بود. این نتیجه با یافته‌های هونگ (۲۰۱۳) و یزدانی (۱۳۹۶) که اثر حمل بار بر افزایش تنش عضلات را نشان دادند همسو است. افزایش شدت فعالیت عضلات هنگام حمل بار را به این صورت می‌توان تفسیر نمود (۳۸ و ۳۹).

حمل بار در جلوی بدن باعث ایجاد گشتاور فلکسوری در تنه می‌شود. بنابراین عضلات اکستنسور تنه باید فعالیت بیشتری داشته باشند تا تعادل تنه را در هنگام راه رفتن با حمل بار حفظ کنند. به این منظور اولاً برای غلبه بر مقاومت و حفظ تعادل تنه در راه رفتن، تعداد واحدهای حرکتی بیشتری فراخوانی می‌شوند، همچنین هنگام حمل بار، علاوه بر تارهای کند انقباض، تارهای تند انقباض نیز فراخوانده می‌شوند که با فراخوانی تارهای تند انقباض، فعالیت EMG بیشتری ثبت خواهد شد (۳۹).

همچنین نتایج نشان دادند که اثر وظیفه دوگانه حرکتی بر شدت فعالیت عضلات مختلف در دو گروه سالم و فلج مغزی متفاوت بود و در گروه افراد مبتلا به فلج مغزی، اجرای تکلیف دوگانه حرکتی، فعالیت عضلات مختلف مورد مطالعه را نسبت به افراد سالم به‌طور متفاوتی تغییر داد.

به نظر می‌رسد در حرکت راه رفتن با حمل بار، هر دو تکلیف برای تصاحب منابع ذهن رقابت می‌کنند و اجرای تکلیف دوگانه باعث کاهش توجه و تداخل در تکلیف دوگانه می‌شود (۴۰). از طرفی مبتلایان به فلج مغزی در اعمالی مثل توجه مستمر و تقسیم شده (۴۱) دارای مشکلاتی هستند، همچنین افراد مبتلا به فلج نیمه چپ مشکلات توجهی و ادراکی و نیز محدودیت حرکتی جدی بیشتری نسبت به افراد فلج نیمه راست دارند (۴۳ و ۴۲). بنابراین ممکن است اجرای تکلیف دوگانه بر توجه و تمرکز افراد فلج مغزی اثر بیشتری گذارد و تقسیم توجه آنان را دچار مشکل کند و باعث اختلال بیشتری در راه رفتن شود که برای غلبه بر این اختلال فعالیت عضلانی افزایش می‌یابد.

علاوه بر تداخل در تکلیف دوگانه، مطالعات قبلی نشان داده اندکه حمل جعبه ممکن است درونداد بینایی افراد مبتلا به فلج مغزی را مختل کند. درونداد بینایی برای حفظ تعادل حیاتی است و از آنجایی که کنترل تعادل این افراد با ضعف مواجه است اختلال درونداد‌های بینایی در این افراد هنگام حمل جعبه، ضعف تعادلی آن‌ها را بیش از پیش نشان خواهد داد و گام برداری آن‌ها را با اختلال بیشتری مواجه خواهد کرد (۳۸). بنابراین این افراد ممکن است برای جبران ضعف و اختلال ایجاد شده، شدت فعالیت عضلات خود را افزایش دهند.

بر اساس نتایج به دست آمده الگوی تغییر شدت فعالیت عضلات در هنگام راه رفتن عادی و تکلیف دوگانه حرکتی در سمت راست و چپ بدن مشابه بود اما این الگو در دو گروه سالم و فلج مغزی در دو سمت راست و چپ بدن متفاوت بود و افراد مبتلا به فلج مغزی شدت فعالیت بیشتری در سمت چپ داشتند. سیزوسکا و سویسیکا (۲۰۱۶) نیز در مطالعه خود بر روی تقارن فعالیت عضلانی پای راست و چپ افراد فلج مغزی همی پلژی و دی پلژی نشان دادند که در افراد فلج مغزی همی پلژی تقارن عضلانی کمتری نسبت به بیماران فلج مغزی دی پلژی وجود دارد (۴۴). با توجه به اینکه این بیماران دارای فلج مغزی همی پلژی سمت چپ بودند تون عضلانی در سمت چپ آن‌ها بیشتر بوده که باعث فعالیت بیشتر عضلات در سمت درگیر می‌شود (۳۷). همچنین در تأیید یافته حاضر، فرانز و میوراس نیز نشان داده‌اند انتقالات جسم پینه‌ای بین دو نیمکره که در

هماهنگی فضایی اندام‌های قرینه نقش دارد، در افراد فلج نیمه تغییر می‌کند و بر تقارن اندام‌ها تأثیر می‌گذارد (۴۵).

نتیجه نهایی

نتایج مطالعات حاضر نشان دادند که هنگام راه رفتن افراد مبتلا به فلج مغزی فعالیت عضلانی بیشتری از افراد سالم دارند. افزایش فعالیت عضلات را در این بیماران می‌توان به تلاش آن‌ها برای حفظ تعادل و کنترل وضعیت بدن و همچنین جبران ضعف عضلات نسبت داد. همچنین تکلیف دوگانه حرکتی فعالیت عضلات مختلف مورد مطالعه را در هر دو گروه افزایش داد، اما اثر این افزایش بر فعالیت عضلات دو سر رانی و راست کننده ستون مهره‌ای کمری بیماران فلج مغزی بیشتر بود. طراحی تمرینات مبتنی بر روش تکلیف دوگانه می‌تواند شدت فعالیت عضلانی را در بیماران فلج مغزی افزایش و توانایی حرکتی و تقسیم توجه را در آن‌ها بهبود بخشید. بنابراین برای ارزیابی و طراحی برنامه‌های تمرینی ویژه برای بیماران فلج مغزی، توجه به تکلیف دوگانه توصیه می‌شود.

در این مطالعه اثر تکلیف دوگانه بر فعالیت EMG بیماران فلج مغزی بررسی شد. اما نیروی عکس العمل زمین و همچنین نیروهای مفصلی مورد مطالعه قرار نگرفتند. بررسی متغیرهای کینتیکی راه رفتن هنگام اجرای تکلیف دوگانه می‌تواند به درک بهتری از مکانیک بدن بیماران فلج مغزی کمک کند و رهنمون درمانی مناسبی باشد، بنابراین در مطالعات بعدی ارزیابی اثر تکلیف دوگانه بر کینتیک راه رفتن این بیماران توصیه می‌شود.

محدودیت‌های تحقیق: در این مطالعه فعالیت الکتریکی عضلات در افراد فلج مغزی و هنگام راه رفتن مورد بررسی قرار گرفت بنابراین نمی‌توان نتایج آن را به سایر گروهها و نیز سایر فعالیتهای عملکردی تعمیم داد.

References:

1. Arnould C, Pentam, thonnard Jh. Hand functioning in children with cerebral palsy. these presenteeen delobtention grade Docteuren Kinesi therapio Readaptation orientation: Sciences de la motricite catholic university of London 2006.
2. Charles J, Gordon AM. A critical review of constraint-induced movement therapy and forced use in children with hemiplegia. Neural plasticity 2005;12(2-3):245-61.
3. Nori J, Seifnaraghi M, Ashayeri H. The effect of sensory integration intervention on improvement of gross motor and fine motor skills inchildren with cerebral palsy aged 8–12. Exceptional Education (105). 2010;21–31.
4. Kulak W, Sobaniec W. Comparisons of right and left hemiparetic cerebral palsy. Pediatr Neurol 2004 ;31(2):101-8.
5. Gordon AM, Charles J, Wolf SL. Efficacy of constraint-induced movement therapy on involved upper-extremity use in children with hemiplegic cerebral palsy is not age-dependent. Pediatrics 2006;117(3):e363-73.
6. Rose J, Wolff DR, Jones VK, Bloch DA, Oehlert JW, Gamble JG. Postural balance in children with cerebral palsy. Dev Med Child Neurol 2002 Jan;44(1):58-63.
7. Galli M, Cimolin V, Rigoldi C, Tenore N, Albertini G. Gait patterns in hemiplegic children with cerebral palsy: comparison of right and left hemiplegia. Res Dev Disabil 2010;31(6):1340-5.
8. Riad J, Haglund-Akerlind Y, Miller F. Classification of spastic hemiplegic cerebral palsy in children. J Pediatr Orthop 2007 ;27(7):758-64.
9. Bruijn SM, Millard M, Van Gestel L, Meyns P, Jonkers I, Desloovere K. Gait stability in children with Cerebral Palsy. Res Dev Disabil 2013 ;34(5):1689-99.
10. Cimolin V, Galli MA, Tenore NU, Albertini GI, Crivellini M. Gait strategy of uninvolved limb in children with spastic hemiplegia. Eura Medicophys2007 ;43(3):303-10.
11. Houwink A, Aarts PB, Geurts AC, Steenbergen B. A neurocognitive perspective on developmental disregard in children with hemiplegic cerebral palsy. Res Dev Disabil 2011 ;32(6):2157-63.
12. Iranmanesh H, Arab-Amer A, Farokhi A, Iranmanesh H. Effects of single and dual task

balance training program on balance in the elderly. Journal of Learning Motor-Sport 2014; 6:195-215.

13. Azadian E, Taheri H R, Saberi Kakhki A, Farahpour N. Effects of dual-tasks on spatial-temporal parameters of gait in older adults with impaired balance. Salmand Iran J Ageing 2016 ;11(4): 100-9.
14. Mishra N. Comparison of effects of motor imagery, cognitive and motor dual task training methods on gait and balance of stroke survivors. Indian J Occup Ther 2015 ;47:46-51.
15. Beck EN, Intzandt BN, Almeida QJ. Can dual task walking improve in parkinson's disease after external focus of attention exercise? A single blind randomized controlled trial. Neurorehabil Neural Repair 2018 ;32(1):18-33.
16. Ricklin S, Meyer-Heim A, van Hedel HJ. Dual-task training of children with neuromotor disorders during robot-assisted gait therapy: prerequisites of patients and influence on leg muscle activity. J Neuroeng Rehabil 2018; 15(1): 82.
17. Zaslow T, Burton C, Mueske NM, Conrad-Forrest A, Edison B, Wren TA. Dual-task balance control in adolescent athletes following concussion. Orthop J Sports Med 2020; 8(4_suppl3): 2325967120S00152.
18. Carcreff L, Bonnefoy-Mazure A, Valenza N, Allali G, Fluss J, Armand S. Influence of cognitive-motor interference on gait spatiotemporal parameters in children and adolescents with cerebral palsy: A preliminary study. Gait Posture 2016;49: 17.
19. Gharib NM, Abd-El Maksoud GM, Eldin S, Elsayed B. Efficacy of concurrent cognitive-motor training on gait in hemiparetic cerebral palsy: a randomized controlled trial. Int J Physiother Res 2017;5(1):1852-62.
20. Katz-Leurer M, Rotem H, Meyer S. Effect of concurrent cognitive tasks on temporo-spatial parameters of gait among children with cerebral palsy and typically developed controls. Dev Neurorehabil 2014 ;17(6):363-7.
21. O'Sullivan K, Smith SM, Sainsbury D. Electromyographic analysis of the three subdivisions of gluteus medius during weight-bearing exercises. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol 2010 ;2(1):17.
22. Maffiuletti Na, Lepers R. Quadriceps femoris torque and EMG activity in seated versus supine position. Med Sci Sports Exerc2003 ;35(9):1511-6.
23. Cioni M, Richards CL, Malouin F, Bedard PJ, Lemieux R. Characteristics of the electromyographic patterns of lower limb muscles during gait in patients with Parkinson's disease when OFF and ON L-Dopa treatment. Ital J Neurol Sci1997 ;18(4):195-208.
24. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol2000 ;10(5):361-74.
25. de Sèze MP, Cazalets JR. Anatomical optimization of skin electrode placement to record electromyographic activity of erector spinae muscles. Surg Radiol Anat 2008 ;30(2):137-43.
26. Konrad P. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Noraxon USA, Inc; 2006.
27. 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 Kinesiol2010 ;20(5):851-9.
28. Romkes J, Brunner R. An electromyographic analysis of obligatory (hemiplegic cerebral palsy) and voluntary (normal) unilateral toe-walking. Gait Posture 2007 ;26(4):577-86.
29. Zwaan E, Becher JG, Harlaar J. Synergy of EMG patterns in gait as an objective measure of muscle selectivity in children with spastic cerebral palsy. Gait Posture 2012 ;35(1):111-5.
30. Adjenti SK, Louw G, Jelsma J, Unger M. An electromyographic study of abdominal muscle

activity in children with spastic cerebral palsy. S Afr J Physiother2017;73(1):341.

31. Reilly DS, Woollacott MH, van Donkelaar P, Saavedra S. The interaction between executive attention and postural control in dual-task conditions: children with cerebral palsy. Arch Phys Med Rehabil2008 ;89(5):834-42.
32. Armand S, Decoulon G, Bonnefoy-Mazure A. Gait analysis in children with cerebral palsy. EFORT open reviews 2016 ;1(12):448-60.
33. Di Nardo F, Strazza A, Mengarelli A, Cardarelli S, Tigrini A, Verdini F, et al.EMG-based characterization of walking asymmetry in children with mild hemiplegic cerebral palsy. Biosensors 2019; 9(3): 82.
34. Winters TF, Gage JR, Hicks R. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. J Bone Joint Surg Am 1987 ;69(3):437-41.
35. Ferdjallah M, Harris GF, Smith P, Wertsch JJ. Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. Clin Biomech 2002 ;17(3):203-10.
36. Whittle MW. Gait analysis: an introduction. Butterworth-Heinemann; 2014 .
37. Zehr EP, Fujita K, Stein RB. Reflexes from the superficial peroneal nerve during walking in stroke subjects. J Neurophysiol 1998 ;79(2):848-58.
38. Hung YC, Meredith GS. Influence of dual task constraints on gait performance and bimanual coordination during walking in children with unilateral cerebral palsy. Res Dev Disabil 2014 ;35(4):755-60.
39. Yazdani S, Farahpour N, Delavar A, Farahmand F. Electromyographical activity of erector spinae and glutens medius muscles in patients with adolescent idiopathic scoliosis during gait. J Med Tabriz Univ Med Sic 2017;38(6):84.
40. Kahneman D. Attention and effort.1st Ed. Englewood cliffs: prentic- Hall International; 1973.
41. Bottcher L, Flachs EM, Uldall P. Attentional and executive impairments in children with spastic cerebral palsy. Dev Med Child Neurol 2010;52(2):e42-7.
42. Carlsson G, Uvebrant P, Hugdahl K, Arvidsson J, Wiklund LM, von Wendt L. Verbal and non‐verbal function of children with right‐versus left‐hemiplegic cerebral palsy of pre‐and perinatal origin. Dev Med Child Neurol 1994 ;36(6):503-12.
43. Kulak W, Sobaniec W. Comparisons of right and left hemiparetic cerebral palsy. Pediatr Neurol 2004 ; 31(2):101-8.
44. Syczewska M, Święcicka A. Are electromyographic patterns during gait related to abnormality level of the gait in patients with spastic cerebral palsy? Acta Bioeng Biomech 2016; 18(3):91-6.
45. Franz EA. Bimanual action representation: A window to human evolution. Taking action: Cognitive neuroscience perspectives on intentional acts. In Johnson-Frey SH, Editor. Taking action: Cognitive neuroscience perspectives on intentional acts. The MIT Press; 2003. p. 259–288.

Original Article

EFFECT OF MOTOR DUAL TASK ON THE ELECTROMYOGRAPHY OF LOWER LIMB AND TRUNK MUSCLES DURING GAIT IN CEREBRAL PALSY AND HEALTHY SUBJECTS

Shirin Yazdani[1], Mobarake Elhami[2]

Received: 16 August, 2020; Accepted: 29 December, 2020

Abstract

Background & Aims: This study aimed to investigate the effect of motor dual task on the electromyographic activity of lower limb and trunk muscles during gait in cerebral palsy (CP) and healthy subjects.

Materials & Methods: 10 patients with CP and 10 healthy matched subjects participated in this study voluntarily. Using an EMG USB2+ system and bipolar electrodes, the electromiyographic activity of biceps femoris (BF), rectus femoris (RF), and erector spinea at L3 level (L3) was recorded during gait with and without motor dual task. The gathered signals were processed using OT Biolab software. SPSS 22 software and ANOVA with significance level of 0.05 were used for statistical analysis.

Results: Results showed that CP patients had greater normalized EMG of right and left L3 and left BF and RF muscle than control group. Motor dual task increased muscle activity in both groups (p=0.001) and had the same effect on the EMG of both right and left sides of healthy subjects. However, in the CP patients, motor dual task resulted in a higher muscle activity on the left side than the right side (p=0.01).

Conclusion: Motor dual task increases EMG activity of RF, BF, and L3 muscle of CP patient's more than healthy subjects. This increase can be attributed to the greater attempt of these subjects to maintain body posture and dynamic balance. So, focus on the motor dual task can be recommended in evaluating and designing an appropriate exercise program for CP patients.

Keywords: EMG, Cerebral palsy, gait, dual task

Address: Faculty Of Physical Education, University Of Tabriz, Tabriz, Iran.
Tel: +984133393391
Email: Shiriny11@gmail.com

SOURCE: STUD MED SCI 2020: 31(11): 846 ISSN: 2717-008X

[1] PhD. of Sport Biomechanics, Department of Motor Behavior, Faculty Of Physical Education, University of Tabriz, Tabriz, Iran. (Corresponding Author)
[2] M.sc of Control and Motor Learning, Department of Motor Behavior, Faculty Of Physical Education, University Of Tabriz, Tabriz, Iran.