Journal of Health Promotion Management (JHPM) Original Article

May-June 2022, Volume 11, Issue 3 10.22034/JHPM.11.3.15

Comparison of the Symmetry of Trunk Extensor Muscles and Hip and Knee Flexors Activity in Females with Left Unilateral Cerebral Palsy and Healthy Females While Walking

Shirin Yazdani[1*], Mobarake Elhami[2], Mahta Eskandarnezhad[3]

1- Assistant Professor, Department of Motor Behavior, Faculty of Physical Education and Sport Science, University of Tabriz, Tabriz, Iran.
2- Master of Science, Department of Motor Behavior, Faculty of Physical Education and Sport Science, University of Tabriz, Tabriz, Iran
3- Associated Professor, Department of Motor Behavior, Faculty of Physical Education and Sport Science, University of Tabriz, Tabriz, Iran.

Corresponding author: Shirin Yazdani, Assistant Professor, Department of Motor Behavior, Faculty of Physical Education and Sport Science, University of Tabriz, Tabriz, Iran.
Email: shiriny11@gmail.com

Received: 11 May 2021 Accepted: 12 May 2022

Abstract

Introduction: The movement pattern and coordination of patients with unilateral cerebral palsy when walking is different from that of healthy individuals. The aim of the present study was to compare the symmetry of trunk extensor muscle and hip and knee flexors in women with left unilateral cerebral palsy and healthy women when walking normally.

Methods: The research method was descriptive-comparative. The statistical population of the study included women with left unilateral cerebral palsy. By convenience by purposive sampling method, 12 patients aged 17 to 26 years as the left unilateral cerebral palsy group and 12 homogeneous healthy women as the control group. were chosen. Women with left unilateral cerebral palsy were referred by a physician at the Mehr Rehabilitation Center in Tabriz. Data collection instruments included demographic questionnaire, electromyograph and bipolar surface electrodes. The validity and reliability of the instruments have been confirmed in previous studies and in the present study it has been sufficientt. The method was that the intensity of electrical activity of the muscles that straighten the spine at the level of the third lumbar vertebra, right hip and biceps when walking at normal speed was recorded in women with unilateral left cerebral palsy and healthy homogeneous women. The signals were processed using OT Bio lab software. Data were analyzed in SPSS .22.

Results: Women with left unilateral cerebral palsy had more electromyographic activity than healthy women on the affected side ($P < 0.05$). Also, the normalized electromyographic activity of erector spine muscle in the intact side of cerebral palsy was higher than that of healthy individuals at the same side ($P=0.001$). In women with unilateral left cerebral palsy, asymmetric muscle activity was observed and a significant interaction was observed between the body side factor and the disease factor ($P=0.040$).

Conclusions: When walking, the intensity of electrical activity of the involved side muscles as well as the rectus muscle of the healthy lumbar spine was higher in women with unilateral left cerebral palsy than in healthy women, and women with unilateral left cerebral palsy showed asymmetric muscle activity. Therefore, in designing training programs for cerebral palsy patients, it is recommended to pay attention to the muscles of both involved and healthy sides.

Keyword: Cerebral Palsy, Gait, Electromyography, Female.

نشریه مدیریت ارتقای سلامت
مقاله پژوهشی

خرداد و تیر ۱۴۰۱، دوره ۱۱، شماره ۳
10.22034/JHPM.11.3.15

مقایسه تقارن فعالیت عضلات بازکننده تنه و خم کننده های ران و زانو در زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ و زنان سالم هنگام راه رفتن

شیرین یزدانی[1*]، مبارکه الهامی[2]، مهتا اسکندرنژاد[3]

۱- استادیار، گروه رفتار حرکتی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.
۲- کارشناس ارشد، گروه رفتار حرکتی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.
۳- دانشیار، گروه رفتار حرکتی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.

نویسنده مسئول: شیرین یزدانی، استادیار، گروه رفتار حرکتی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.
ایمیل: Shiriny11@gmail.com

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۰۲/۲۱ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۲/۲۲

چکیده

مقدمه: الگوی حرکتی و هماهنگی بیماران مبتلا به فلج مغزی یک طرفه هنگام راه رفتن متفاوت از افراد سالم خود می باشد. هدف از مطالعه حاضر مقایسه تقارن فعالیت عضلات بازکننده تنه و خم کننده های ران و زانو در زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ و زنان سالم هنگام راه رفتن عادی بود.

روش کار: روش پژهش توصیفی-مقایسه¬ای بود. جامعه آماری پژوهش شامل زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ بودند که به روش نمونه گیری هدفمند و در دسترس، ۱۲ بیمار با دامنه سنی ۱۷ تا ۲۶ سال به عنوان گروه فلج مغزی مغزی یک طرفه سمت چپ و ۱۲ زن سالم همگن نیز به عنوان گروه کنترل انتخاب شدند. زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ توسط پزشک متخصص مرکز توانبخشی مهر در شهر تبریز ارجاع داده می شدند. ابزار جمع آوری داده ها شامل پرسشنامه جمعیت شناختی، دستگاه الکترومیوگراف و الکترودهای سطحی دوقطبی بود. روایی و پایایی تجهیزات الکترومیوگرافی در مطالعات قبلی مورد تایید قرار گرفته و در مطالعه حاضر به آن اکتفا شده است. روش کار بدین صورت بود که شدت فعالیت الکتریکی عضلات راست کننده ستون مهره ای در سطح مهره سوم کمری، راست رانی و دوسررانی هنگام راه رفتن با سرعت عادی در زنان مبتلا به فلج مغزی یک طرفه سمت چپ و زنان سالم همگن ثبت گردید. سیگنال‌ها با استفاده از نرم افزار OT Bio lab پردازش شدند. داده‌ها در نرم افزار اس پی اس اس نسخه ۲۲ تحلیل شد.

یافته ها: زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ فعالیت الکتریکی عضلانی بیشتری نسبت به زنان سالم در سمت درگیر داشتند (P<۰/۰۵). همچنین شدت فعالیت همسان سازی شده عضله راست کننده ستون مهره-ای سمت سالم زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ بیشتر از همان سمت افراد سالم بود (P=۰/۰۰۱). در زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ، فعالیت عضلانی نامتقارن بوده و تاثیر متقابل معناداری بین عامل سمت بدن و عامل بیماری مشاهده شد (P=۰/۰۴۰).

نتیجه‌گیری: هنگام راه رفتن شدت فعالیت الکتریکی عضلات سمت درگیر و همچنین عضله راست کننده ستون مهره‌ای کمری سمت سالم زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ بیشتر از زنان سالم بود و زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ فعالیت عضلانی نامتقارنی نشان دادند. بنابراین، در طراحی برنامه‌های تمرینی بیماران فلج مغزی، پیشنهاد می شود به عضلات هر ۲ سمت درگیر و سالم توجه شود.

کلیدواژه ها: فلج مغزی، راه رفتن، الکترومیوگرافی، زنان.

مقدمه

فلج مغزی (cerebral palsy) بیماری است که می تواند ناشی از ضایعه مغزی (۱)، عفونت و سموم ناشی از سوخت و ساز بدن، مشکلات تروما (۲) و آسیب ماده سفید دور بطنی ایجاد شود (۳). از جمله مشکلاتی که افراد مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک با آن مواجه هستند می توان به مشکلات حرکتی و تعادلی، افتادن‌های پی در پی، نقص و اختلال در گام برداری (۴،۵)، ضعف عضلات، سفتی مفاصل و هماهنگی ضعیف (۲) اشاره کرد. راه رفتن یکی از ضروری ترین فعالیت های روزمره افراد فلج مغزی است.

تقریبا اکثر کودکان و بزرگسالان فلج مغزی یک طرفه یاد می‌گیرند که چگونه به طور مستقل راه روند. اما الگوی حرکتی و هماهنگی آن‌ها نسبت به همتایان سالم خود متفاوت بوده و درگیری اندام‌های دیستال بیشتر مشاهده می‌شود (۶). شایع ترین ناهنجاری راه رفتن در افراد مبتلا به فلج مغزی با پلانتارفلکشن (خم شدن مچ پا به سمت پایین) بیش از حد مچ پا در مرحله اتکا مشخص می‌شود (۶) و اکثر این افراد به علت ضعف عضلانی و فعالیت اسپاستیک، در کل طول چرخه راه رفتن روی انگشتان پا راه می روند بدون اینکه پاشنه شان با زمین تماسی داشته باشد (۷).

بیماران مبتلا به فلج مغزی یک طرفه اغلب یک الگوی راه رفتن را نشان می دهند، این الگو با تغییرات متمایز کینماتیک، کینتیک و فعالیت الکتریکی عضلات نسبت به راه رفتن طبیعی (پنجه- پاشنه) مشخص می‌شود (۸). الگوهای راه رفتن ویژه این افراد می‌تواند به علل متعددی همچون ضعف، اسپاسیتی، فعالیت انتخابی ضعیف عضلات، رفلکس‌های نخاعی غیرعادی و تغییرات اسکلتی عضلانی نسبت داده شود (۹،۱۰). علاوه براین، دهه‌ها قبل مشخص شده است که پیش بینی‌های تغییر یافته از قشر حرکتی به نورون‌های حرکتی نخاع ممکن است باعث الگوی خاص راه رفتن کودکان مبتلا به فلج مغزی شود (۱۱). در حالی که در مطالعات پیشین، تحلیل گسترده ای درباره ویژگی‌های فضایی - زمانی و کینماتیک راه رفتن افراد فلج مغزی یک طرفه صورت گرفته است، اما نحوه فعالیت عضلات هنگام راه رفتن، در مطالعات محدودی در این افراد مورد بررسی قرار گرفته است (۱۲،۲).

در مطالعات پیشین تحلیل فعالیت الکتریکی عضلات در طول راه رفتن در افراد مبتلا به فلج مغزی، تغییر الگوهای فعال سازی عضلانی مانند کاهش دامنه فعالیت الکتریکی عضلات، هم انقباضی عضلات موافق-مخالف و زمان فعال سازی تغییر یافته را نشان داده است (۱۰،۱۳،۱۴). این الگوهای تغییر یافته می‌توانند در نتیجه اختلال رشدی و بلوغ مغز به علت اختلال در کنترل فوق نخاعی باشند. به همین ترتیب، تحلیل الکترومیوگرافی نشان می‌دهد که افراد مبتلا به فلج مغزی، دارای راه رفتن منحصر به فرد با الگوهای خاص فعالیت عضلانی می باشند (۱۵).

مطالعات بالینی نشان داده اند که درک بهتر تقارن و الگوهای فعالیت عضلانی و نحوه درگیری عضلات در افراد مبتلا به اختلالات مغزی نظیر سکته مغزی و فلج مغزی با استفاده از الکترومیوگرافی می‌توانند در شناسایی ویژگی های عضلات درگیر، ارزیابی اثرات درمانی و همچنین در طراحی برنامه‌های توانبخشی مفید باشد (۱۶،۱۷). اما مطالعات انجام شده در این زمینه از یک سری محدودیت هایی برخوردار بوده اند، به طوری که در برخی از مطالعات تعداد آزمودنی‌های مورد بررسی کم بوده اند (مثلا ۳ تن) (۱۸،۱۹). در برخی مطالعات افراد دارای فلج مغزی یک طرفه راست و چپ بطور همزمان در یک مطالعه مورد بررسی قرار گرفته‌اند (۲۰). همچنین با توجه به اینکه بر اثر ضایعه قشر حرکتی در بیماران فلج مغزی، حالت اسپاسم در آن ها به وجود می‌آید، این وضعیت بر عضلات فلکسور اثر می‌گذارد و باعث رفلکس فلکسوری در آن ها می شود (۲۱)،

اما در مطالعات قبلی فعالیت عضلات فلکسورهای ران و زانو به خوبی مورد بررسی قرار نگرفته است (۱۹،۲۲، ۲۳). از طرفی، براساس منابع موجود عضلات راست کننده ستون مهره‌ای نقش مهمی در حفظ تعادل ایستا و پویا دارند و افراد فلج مغزی دارای مشکلات تعادلی می‌باشند، اما میزان فعالیت این عضله نیز در این بیماران به خوبی مشخص نشده است. با شناسایی عضلات درگیر در بیماران فلج مغزی یک طرفه سمت چپ می توان در طراحی برنامه تمرینی و توانبخشی مناسب برای آن ها بهتر و موثرتر عمل کرد. بنابراین، هدف از مطالعه حاضر، مقایسه تقارن فعالیت عضلات بازکننده تنه و خم کننده ران و زانو در زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ و سالم هنگام راه رفتن عادی بود.

روش کار

مطالعه حاضر از نوع مطالعات توصیفی-مقایسه‌ای است. جامعه آماری پژوهش حاضر شامل زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ در مرکز توانبخشی مهر در شهر تبریز بودند که ۱۲ تن بیمار زن با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ از بیماران مراجعه کننده به مرکز توانبخشی شهر تبریز سال ۱۳۹۷ با دامنه سنی۲۶

-۱۷ سال به عنوان گروه فلج مغزی یک طرفه سمت چپ به طور داوطلبانه در این مطالعه شرکت نمودند. تعداد ۱۲ تن زن سالم همگن نیز به عنوان گروه سالم انتخاب شدند. انتخاب تعداد نمونه براساس نرم افزار G*power صورت گرفت. با استفاده از این نرم افزار برای اندازه اثر برابر ۰/۴، سطح معنا داری ۰/۰۵ و توان آزمون ۰/۹۵ تعداد ۲۴ تن برای ۲ گروه کافی بود که در هر گروه ۱۲ تن به روش نمونه گیری نمونه گیری هدفمند و در دسترس، انتخاب شدند. ملاک های ورود به مطالعه داشتن جنسیت زن، فلج مغزی یک طرفه سمت چپ، توانایی درک دستورالعمل های کلامی و پیروی از آن، توانایی راه رفتن مستقل و توانایی حفظ تعادل بود. این اطلاعات از طریق ارزیابی اولیه توسط پزشک و پژوهشگران مطالعه حاضر و همچنین صحبت با آزمودنی ها دریافت شد. معیارهای خروج آزمودنی‌ها شامل عدم همکاری و عدم رضایت برای شرکت در آزمون ها و اندازه گیری ها بود. عدم کنترل تعادل، عدم توانایی در راه رفتن مستقل، عدم همکاری والدین و آزمودنی، اختلال شناختی، عقب ماندگی ذهنی، مشکلات بینایی و شنوایی، سابقه جراحی و هرگونه مشکلات عصبی عضلانی موثر بر راه رفتن بود که باعث حذف آزمودنی ها شد. زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ، توسط پزشک متخصص مغز و اعصاب مرکز توانبخشی شهر تبریز ارجاع داده می شدند و انتخاب آزمودنی های گروه کنترل نیز از بین زنان سالم در دسترس با میانگین سن، قد و وزن مشابه انجام شد. آزمودنی های گروه سالم براساس ویژگی های جمعیت شناختی گروه فلج مغزی یک طرفه سمت چپ به صورت یک به یک انتخاب شدند.

جمع آوری داده ها با استفاده از ابزارهای زیر انجام شد. پرسشنامه جمعیت شناختی شامل سن، تحصیلات، جرم و قد و تعیین شاخص توده بدنی افراد بود.

برای اندازه گیری قد آزمودنی ها از دستگاه قدسنج مدل SEGA با دقت ۱ میلیمتر استفاده شد. وزن آزمودنی ها هم با استفاده از ترازوی دیجیتالی مدل Body fit با دقت ۱ گرم استفاده گردید. پس از محاسبه قد و جرم آزمودنی ها، شاخص توده بدن با استفاده از فرمول جرم تقسیم بر توان دوی قد محاسبه گردید.

فعالیت الکتریکی عضلات راست کننده ستون مهره¬ ی، دوسرانی و راست رانی سمت راست و چپ بدن با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی ۸۰ کاناله مدل EMG-USB2+ ساخت کمپانی OT Bioelectronics کشور ایتالیا شهر تورین (فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز) و الکترودهای سطحی ژله ای دو قطبی با فاصله بین الکترود۱/۷ سانتی متر ساخت همان شرکت ثبت گردید. دامنه الکترومیوگرافی سطحی می تواند از صفر تا ۱۰ میلی ولت (۵+ تا ۵-) باشد.

در مطالعات Larsson و همکاران روایی اندازه گیری نشده است. میزان پایایی آزمون – آزمون مجدد به فاصله ۷-۸ روز اندازه های الکترومیوگرافی سه عضله راست رانی، پهن داخلی و خارجی در ۱۰ زن و ۱۰ مرد ۲۰ تا ۳۲ ساله بیشتر از ۰/۸۰ بود (۲۴). در مطالعه Lynn و همکاران روایی ملاک بررسی گردید و نیز ثبات به روش بازآزمایی به فاصله ی۱ هفته فعالیت الکتریکی عضله دوسررانی هنگام فلکشن-اکستنشن زانو با سرعت ۶۰ درجه بر ثانیه و ۳۰۰ درجه بر ثانیه بر روی دستگاه ایزوکینتیک در ۱۲ آزمودنی به ترتیب ۰/۷۲ و ۰/۶۶ بود (۲۵).

در ایران در مطالعه ناصری و همکاران روایی اندازه گیری نشده است. ثبات به روش بازآزمایی به فاصله ۱ هفته دامنه الکترومیوگرافی عضله راست رانی هنگام بالا رفتن از پله در ۱۴ مرد جوان برابر ۰/۶۳ گزارش شده است (۲۶).

در مطالعه حاضر بررسی روایی و پایایی انجام نشده و به سایر مطالعات اکتفا شده است.

برای جمع آوری داده ها، ابتدا طرح در کمیته اخلاق پژوهش دانشگاه تبریز و شورای آموزشی و پژوهشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تبریز مطرح و پس از تصویب آن مجوز شروع کار داده شد. شرکت در مطالعه به صورت داوطلبانه بود و آزمودنی‌ها مختار بودند در صورت عدم تمایل به همکاری در هر مرحله از مطالعه خارج شوند. همچنین همه موارد اخلاق در پژوهش نیز هنگام اجرا رعایت گردید. هماهنگی اولیه با آزمودنی ها از طریق تماس با آن ها و هماهنگی های بعدی در آزمایشگاه دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تبریز صورت گرفت. قبل از شروع کار، ابتدا هدف مطالعه به آزمودنی ها و خانواده آن‌ها توضیح داده شد و رضایت آگاهانه کتبی مبنی بر شرکت داوطلبانه در پژوهش اخذ گردید. پس از آشنایی آزمودنی‌ها با هدف اجرای مطالعه، ابتدا پوست فرد براساس پروتکل اروپایی SENIAM آماده‌سازی می شد (۲۷)، در آماده سازی پوست آزمودنی ها، ابتدا محل دقیق الکترودها مشخص و پوست آزمودنی ها با استفاده از ژیلت اصلاح و موهای زاید زدوده شد و با استفاده از پنبه و الکل سطح پوست آن‌ها کاملاً تمیز گردید. سپس الکترودهای سطحی بر روی عضلات راست کننده ستون مهره‌ای در سطح کمری، راست رانی و دو سر رانی به موازات تارهای عضلانی، در ۲ سمت راست و چپ قرار داده شد. الکترود عضله راست رانی در وسط خار خاصره تا کشکک (۲۸) قرار داده شد. الکترود عضله ۲ سر رانی در میانه مسیر خطی که برجستگی نشیمنگاهی را به کندیل خارجی زانو متصل می‌کند، قرار گرفت

(۲۹) و الکترود عضله راست کننده ستون مهره ای در سطح کمری (L3) در فاصله ۳ سانتی متری از زائده شوکی مهره سوم کمری (۳۰) قرار داده شد. الکترود مرجع نیز بر روی مچ دست فرد نصب شد. الکترودها با استفاده از چسب ضد حساسیت و باند بر روی پوست ثابت شدند و در آخر سیم ها جمع و با استفاده از باند به بدن فرد بسته شد تا از ایجاد نویز ناشی از حرکت الکترودها و سیم ها جلوگیری شود.

پس از نصب الکترودها از آزمودنی ها خواسته می شد با سرعت عادی خود در یک مسیر تعیین شده به طول ۱۲ متر راه روند و فعالیت الکتریکی عضلات در حین راه رفتن عادی ثبت می گردید. آزمایش های راه رفتن ۶ بار تکرار شد و میانگین شدت فعالیت عضلات در این ۶ تکرار برای تحلیل های بعدی استفاده شد. به منظور تعیین چرخه راه رفتن از فوت سوئیچ استفاده گردید که بر روی پاشنه فرد قرار می‌گرفت.

جهت نرمال‌سازی داده‌های الکترومیوگرافی از روش فعالیت بیشینه ایزومتریک (Maximal Voluntary Isometric Contraction MVIC)) برای هر یک از عضلات راست رانی (۲۹)، دوسررانی (۳۱) و راست کننده ستون مهره‌ای (۳۲،۳۳) استفاده شد. آزمایش های حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک پس از اتمام آزمایش های راه رفتن انجام می‌شدند. هر آزمایش حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک ۳ بار تکرار می شد. پس از ثبت فعالیت الکتریکی عضلات، سیگنال‌ها با استفاده از نرم افزار OT Bio Lab با فیلتر میان گذر ۳۵۰-۱۰ هرتز و فیلتر ناچ ۵۰ هرتز پردازش شدند و Root Mean Square (RMS) سیگنال‌ها در طول یک چرخه راه رفتن استخراج شد. برای نرمال سازی سیگنال ها، ریشه مربع میانگین‌ها به دست آمده از هر عضله در هر فعالیت راه رفتن به ریشه مربع میانگین‌ها به دست آمده از فعالیت حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک همان عضله تقسیم و به صورت درصد محاسبه شد.

آزمودنی ها از تاریخ ۱۳۹۷/۴/۱۵ به آزمایشگاه دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی واقع در دانشگاه تبریز مراجعه کردند که مدت آزمون به طور تقریبی برای هر فرد حدود ۲ ساعت به طول می انجامید. ثبت فعالیت الکتریکی عضلات توسط مولفین مقاله که در زمینه الکترومیوگرافی تخصص داشتند، انجام شد.

برای تحلیل داده ها از روش‌های آماری ANOVA و ANOVA ویژه داده های تکراری برای مقایسه تفاوت‌های بین گروهی (گروه کنترل و گروه فلج مغزی یک طرفه سمت چپ) و درون گروهی، عامل عضله (سه سطح) و عامل سمت بدن (دو سطح) (جدول ۱) و از آزمون شاپیروویلک برای بررسی نرمال بودن توزیع داده ها استفاده شد. سطح معناداری آزمون P<۰/۰۵ در نظر گرفته شد. تحلیل داده ها در نرم افزار اس‌پی‌اس‌اس نسخه ۲۲ انجام شد. (جدول ۱) آزمون تحلیل واریانس ویژه داده های تکراری به صورت زیر بود.

جدول ۱: عامل های درون گروهی

عضله	سمت بدن	متغیر وابسته
راست کننده ستون مهرهای	راست	راست کننده ستون مهرهای سمت راست
	چپ	راست کننده ستون مهرهای سمت چپ
دوسر رانی	راست	دوسر رانی سمت راست
	چپ	دوسر رانی سمت چپ
راست رانی	راست	راست رانی سمت راست
	چپ	راست رانی سمت چپ

یافته‌ها

(جدول ۲) نتایج مربوط به ویژگی های جمعیت شناختی آزمودنی‌ها را نشان می دهد. بین ویژگی های ۲ گروه تفاوت معناداری مشاهده نشد (P>۰/۰۵).

جدول ۲: میانگین و انحراف معیار ویژگی‌های جمعیت شناختی آزمودنی ها

گروه ها	سن	جرم(کیلوگرم)	قد(سانتی متر)	شاخص توده بدن
سالم	۲۲/۷۴ ± ۴/۱۶	۶۲/۳۹ ± ۸/۷۴	۱۶۴/۶۶ ± ۶/۳۱	۲۲/۵۲ ± ۴/۴۳
فلج مغزی یک طرفه سمت چپ	۲۲/۶۱ ± ۴/۸۳	۶۳/۱۸ ± ۸/۴۷	۱۶۲/۱۷ ± ۵/۶۹	۲۳/۸۴ ± ۳/۵۲

نتایج نشان دادند بین شدت فعالیت الکتریکی همسان سازی شده عضلات مورد بررسی زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ با زنان سالم تفاوت معناداری وجود دارد (P=۰/۰۰۵) (جدول ۳).

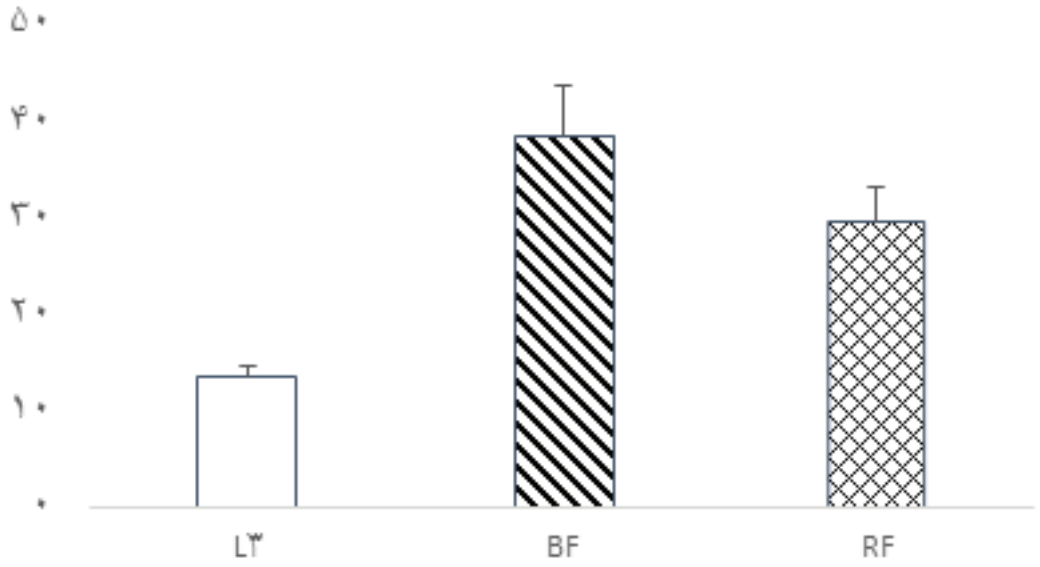
مقایسه شدت فعالیت عضلات سمت درگیر سمت چپ زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ با سمت مشابه زنان سالم مشخص گردید که در زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ شدت فعالیت همسان سازی شده عضلات راست کننده ستون مهره ای، دوسررانی و راست رانی به ترتیب درحدود ۳/۱۸±۱۱/۱۶، ۱۸/۶۴±۲۵/۲۴ و ۱۵/۴۶ ±۱۱/۸۱ درصد حداکثر انقباض ارادی بیشتر از زنان سالم بود (به ترتیب P=۰/۰۰۰۱، P=۰/۰۱۳ و P=۰/۰۰۶).

جدول ۳: شدت فعالیت همسان سازی (درصد حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک) عضلات راست کننده ستون مهرهای، دوسر رانی و راست رانی زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ و گروه سالم هنگام راه رفتن

عضله	راست کننده ستون مهره‌ای کمری		دوسر رانی		راست رانی	
سمت	راست	چپ	راست	چپ	راست	چپ
سالم	۱۰/۱۳ ± ۲/۹۸	۷/۷۳ ± ۳/۱۱	۲۵/۸۷ ± ۱۴/۳۳	۲۶/۳۴ ± ۱۳/۹۴	۲۱/۰۹ ± ۶/۴۳	۲۲/۴۵ ± ۱۱/۱۸
فلج مغزی یکطرفه سمت چپ	۱۷/۰۲ ± ۵/۳۱	۱۸/۸۹ ± ۵/۶۲	۳۹/۹۱ ± ۲۴/۳۱	۵۱/۵۸ ± ۲۸/۷۵	۳۱/۳۷ ± ۲۰/۲۴	۴۴/۲۶ ± ۲۱/۷۷
Fمقدار	۱۵/۰۵	۳۵/۵۴	۲/۹۱	۷/۳۸	۲/۷۹	۹/۳۸
مقدار P	٭۰/۰۰۱	٭۰/۰۰۰۱	۰/۱۰۳	٭۰/۰۱۳	۰/۱۰۹	٭۰/۰۰۶

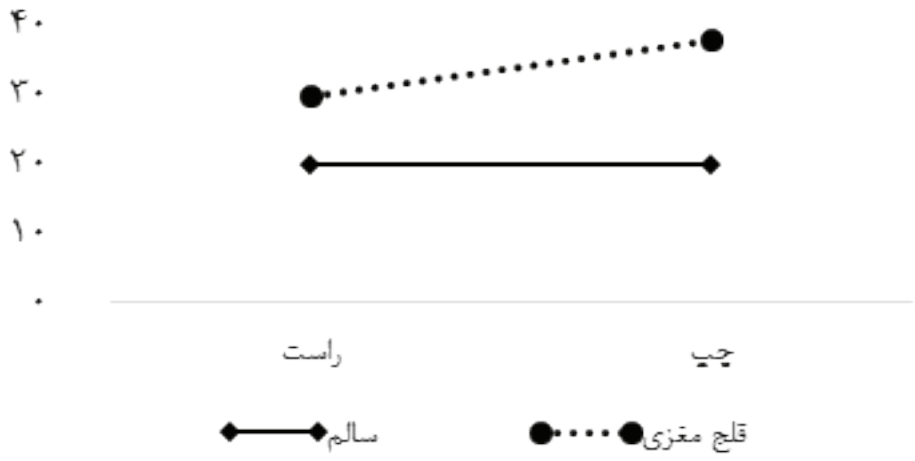
همچنین بین شدت فعالیت عضله راست کننده ستون مهره ای کمری سمت سالم زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ با زنان سالم نیز تفاوت وجود داشت (P=۰/۰۰۱) و هنگام راه رفتن عادی زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ فعالیت بیشتری نسبت به زنان سالم در این عضله نیز نشان دادند. نتایج آزمون تحلیل واریانس ویژه داده های تکراری نشان داد بدون در نظر گرفتن اثر عامل های گروه و سمت بدن، شدت فعالیت الکتریکی همسان سازی شده عضلات راست‌کننده ستون مهره ای، دوسر رانی و راست رانی هنگام راه رفتن متفاوت بود (P=۰/۰۰۱)، به طوری که عضله دوسر رانی بیشترین شدت فعالیت و عضله L3 کمترین شدت فعالیت را داشت (نمودار ۱).

براساس نتایج آزمون تحلیل واریانس ویژه داده های تکراری الگوی تغییر شدت فعالیت عضلات در ۲ گروه فلج مغزی یک طرفه سمت چپ و زنان سالم مشابه بود و بین ۲ عامل عضله و بیماری تاثیر متقابل معناداری مشاهده نگردید (P=۰/۵۴) و در هر ۲ گروه عضله دوسررانی بیشترین شدت فعالیت را هنگام راه رفتن نشان داد.



نمودار ۱: الگوی شدت فعالیت عضلات مختلف هنگام راه رفتن بدون در نظر گرفتن اثر عامل های بیماری و عامل سمت بدن
L3: عضله راست کننده ستون مهره ای در سطح کمری، BF: عضله دوسررانی، RF: عضله راست رانی

الگـوی تغییـر شـدت فعالیـت عضـلات زنـان بـا فلـج مغـزی یـک طرفـه سـمت چـپ و زنـان سـالم در ۲ سـمت راسـت و چـپ متفـاوت بـود و بیـن ۲ عامـل بیـماری و سـمت بـدن تاثیـر متقابـل معنـاداری مشـاهده گردیـد (P=۰/۰۴۰). بـه طوری‌کـه اختـلاف شـدت فعالیـت عضـلات سـمت چـپ نسـبت بـه سـمت راسـت در گـروه زنـان بـا فلـج مغـزی یـک طرفـه سـمت چـپ بـه طـور معنـاداری بیشـتر بـود در حالی‌کـه در زنـان سـالم فعالیـت همسـان سـازی شـده عضـلات سـمت راسـت و چـپ مشـابه بـود (نمـودار۲). ایـن الگـوی در همـه عضـلات مـورد مطالعـه مشـابه بـود و بیـن ۳ عامـل عضلـه، بیـماری و سـمت بـدن تعامـل معنـاداری وجـود نداشـت (P=۰/۵۶).



نمودار ۲: الگوی تغییر شدت فعالیت عضلات زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ و سالم در ۲ سمت راست و چپ

بحث

مطالعـه حـاضر بـا هـدف مقایسـه تقـارن فعالیـت عضـلات بازکننـده تنـه و خـم کننـده ران و زانـو در زنـان بـا فلـج مغـزی یـک طرفـه سـمت چـپ و زنـان سـالم هنـگام راه رفـتن عـادی انجـام شـد. براسـاس نتایـج بـه دسـت آمـده، هنـگام راه رفـتن عـادی، شـدت فعالیـت عضـلات دوسر رانـی و راسـت رانـی سـمت درگیـر و همچنیـن عضلـه راسـت کننـده سـتون مهـره ای سـطح کمـری سـمت درگیـر و سـمت سـالم زنـان بـا فلـج مغـزی همـی پلـژی بـه طـور معنـا¬داری بیشـتر از افـراد سـالم بـود. یافتـه مطالعـه حـاضر همسـو بـا مطالعـه Patikas، و همـکاران بـود. آن هـا در مطالعـه خـود نشـان داده انـد کـه در بیـماران فلـج مغـزی فعالیـت عضـلات خـم کننـده زانـو و راسـت رانـی پـای درگیـر هنـگام راه رفـتن افزایـش مـی یابـد (۳۴). Adjenti و همـکاران نیـز در مطالعـه خـود در حالـت اسـتراحت فعالیـت الکتریکـی بیشـتری در عضـلات مایـل داخلـی و خارجـی افـراد فلـج مغـزی گـزارش کـرده انـد (۳۵). همچنیـن در مطالعـه دیگـر نیـز هنـگام وظیفـه ۲گانـه حرکتـی فعالیـت الکتریکـی بیشـتری در عضـلات پـای افـراد مبتـلا بـه فلـج مغـزی گـزارش شـده اسـت (۳۶). نـوع فلـج مغـزی و عضـلات مـورد بررسـی را مـی تـوان از دلایـل همسـویی نتایـج مطالعـه حـاضر بـا مطالعـات یـاد شـده دانسـت. امـا نتایـج مطالعـه Di Nardo و همـکاران، همسـو بـا نتایـج مطالعـه حـاضر نبـود و در مطالعـه خـود فقـدان فعالیـت عضلانـی در عضلـه سـاقی قدامـی را در مرحلـه ضربـه پاشـنه در سـمت درگیـر افـراد فلـج مغـزی یـک طرفـه نسـبت بـه سـمت سـالم آن‌هـا هنـگام راه رفـتن گـزارش کردنـد. در مطالعـه Di Nardo و همـکاران (۳۷) متغیرهـای تنـاوب فعالیـت و فرکانـس وقـوع عضلـه سـاقی قدامـی مـورد بررسـی قـرار گرفتـه بـود در حالی‌کـه در مطالعـه حـاضر دامنـه فعالیـت الکترومیوگرافـی گـزارش شـده اسـت. همچنیـن در مطالعـه Di Nardo و همـکاران افـراد فلـج مغـزی یـک طرفـه ۵ تـا ۱۳ سـال سـمت چـپ (۵ تـن) و سـمت راسـت (۱۱تـن) بررسـی شـدند کـه عوامـل یـاد شـده مـی تواننـد بـر فعالیـت عضـلات تاثیرگـذار باشـند و می‌تواننـد بـه عنـوان دلیـل اختـلاف نتایـج مطالعـه حـاضر بـا مطالعـه آن هـا باشـند (۳۷). در مطالعـات قبلـی ضعـف عضلانـی در بیـماران فلـج مغـزی گـزارش شـده اسـت (۳۸). احتـمالا بعلـت وجـود ضعـف عضلانـی، ایـن افـراد مجبورنـد هنـگام اجـرای فعالیت‌هـای روزمـره، تارهـای عضلانـی بیشـتری را فراخوانـی کننـد تـا ضعـف عضلانـی خـود را جـبران کننـد. افزایـش فراخوانـی تارهـای عضلانـی نیـز بـه نوبـه خـود می¬توانـد باعـث افزایـش دامنـه فعالیـت الکتریکـی عضلـه شـود. از طرفـی نیـز مشـخص شـده اسـت کـه افـراد فلـج مغـزی یـک طرفـه دارای اختـلالات تعادلـی، افزایـش نوسـانات پوسـچری و کنـترل وضعیتـی ضعیـف تـر مـی باشـند و ایـن بیـماران از الگوهـای کنـترل حرکتـی متفـاوت تـری نسـبت بـه افـراد سـالم اسـتفاده مـی کننـد

(۳۹). به طوری که این افراد هنگام راه رفتن ثبات و پایداری خوبی ندارند و اختلالات گام برداری، کاهش سرعت، کاهش طول گام و دامنه حرکتی ران و افزایش پهنای گام و زمان حمایت ۲گانه در آن‌ها گزارش شده است (۴۰، ۴۱). براساس مشکلات تعادلی یاد شده در این افراد، آن ها برای حفظ وضعیت بدن خود در شرایط ایستا و پویا باید نسبت به افراد سالم تلاش بیشتری نمایند و هنگام راه رفتن به فعالیت عضلانی بیشتری نسبت به افراد سالم نیاز داشته باشند تا بتوانند تعادل خود را هنگام راه رفتن حفظ کنند. همچنین مشکل اسپاسم عضلانی و خم شدن مفاصل زانو و ران هنگام راه رفتن از دیگر مشکلات افراد فلج مغزی می باشند و براساس مطالعات انجام شده حالت اسپاسم بیشتر در گروه عضلات خم کننده اثر می گذارد (۶) از این رو نگهداری وضع بدن و پاها به صورت صحیح و درست در این افراد مشکل خواهد بود (۴۳،۴۲،۳۹) و افزایش فعالیت عضلات راست رانی و دوسر رانی را در این بیماران می توان به نقش این عضلات در کنترل حرکات مفاصل ران و زانو و جلوگیری از خم شدن این مفاصل نسبت داد (۶). همچنین زمانی که در بیماران فلج مغزی، کنترل طبیعی اعصاب در یک عضله کاهش می یابد، رفلکس کششی از نظر زمان و قدرت صدمه می بیند و هر کشش ناگهانی موجب انقباض شدید خواهد شد (۴۳) که می-تواند باعث افزایش فعالیت الکتریکی عضلات گردد. در زمینه افزایش فعالیت عضله راست کننده ستون مهره ای کمری نیز می‌توان گفت که بیماران فلج مغزی چرخش لگن هنگام راه رفتن دارند (۶) و فرض بر این است که این افراد بعلت سفتی خم کننده های ران، تیلت قدامی لگن بیشتری دارند (۳۴) این افزایش چرخش رو به جلوی لگن می تواند بر کینماتیک ستون فقرات تاثیر گذاشته و همان‌طوری‌که در این مطالعه مشاهده شده می‌تواند باعث افزایش فعالیت عضلات راست کننده ستون مهره ای کمری شود.

همچنین نتایج مطالعه حاضر نشان داد که فعالیت عضلانی در زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ نامتقارن است و این بیماران فعالیت عضلانی بیشتری در سمت چپ نشان دادند درحالی¬که در افراد سالم فعالیت عضلات در طول چرخه راه رفتن متقارن بود. در تایید یافته¬های مطالعه حاضر Di Nardo و همکاران نیز فعالیت عضلانی نامتقارنی در عضله ساقی قدامی بیماران فلج مغزی یک طرفه نشان دادند اما در مطالعه آن ها فعالیت عضله دوقلو نامتقارن نبود (۳۷). همچنین Syczewska نیز در مطالعه خود بر روی تقارن فعالیت عضلانی پای راست و چپ افراد فلج مغزی یک طرفه و دوطرفه نشان دادند که در افراد فلج مغزی یک طرفه تقارن عضلانی کمتری نسبت به بیماران فلج مغزی دوطرفه وجود دارد (۴۴). در مطالعات Grigoriu و همکاران (۴۵) و Patikas و همکاران نیز فعالیت الکتریکی بیشتری در عضلات پای سمت درگیر، نسبت به سمت سالم گزارش کردند(۳۴). باتوجه به اینکه در افراد فلج مغزی یک طرفه سمت چپ، به علت وجود اسپاسیتی در سمت درگیر نسبت به سمت سالم، میزان تون عضلانی در آن سمت بیشتر است، بنابراین، این افزایش تون عضلانی یک طرفه می تواند باعث افزایش فعالیت الکترومیوگرافی در سمت درگیر و فعالیت عضلانی نامتقارن شود که در مطالعات Zehr و همکاران (۴۶) و Patikas و همکاران (۳۴) نیز گزارش شده است. از طرفی، نیز با توجه به اینکه افراد فلج مغزی به صورت آکواینوس راه می روند و راه رفتن بر روی پنجه پا باعث افزایش طول پا در اندام درگیر می شود، بنابراین، فرد مبتلا به فلج مغزی یک طرفه با انقباض بیشتر عضله دوسررانی (جهت جلوگیری از بازشدن بیش از حد زانو و افزایش خم شدن آن) خود در پای درگیر تلاش می کند تا باعث کوتاهی طول پا هنگام برداشتن پا از زمین شود. همچنین افزایش فعالیت عضله راست رانی پای درگیر را نیز می توان به فعالیت طولانی‌تر این عضله در مرحله نوسان برای کوتاه کردن طول اندام تحتانی (از طریق افزایش فلکشن ران) نسبت داد (۳۴). Franz و همکاران نیز نشان داده اند انتقالات جسم پینه ای بین دو نیمکره که در هماهنگی فضایی اندام های قرینه نقش دارد، در افراد فلج نیمه تغییر می‌کند و بر تقارن اندام‌ها تاثیر می‌گذارد (۴۷).

نتیجه گیری

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که در زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ، شدت فعالیت الکتریکی عضلات راست کننده ستون مهره ای، راست رانی و دوسررانی سمت درگیر و همچنین عضله راست کننده ستون مهره‌ای سمت دیگر هنگام راه رفتن بیشتر از افراد سالم بود. همچنین زنان با فلج مغزی یک طرفه فعالیت عضلانی نامتقارنی داشتند. تغییر فعالیت عضلات را در این بیماران می‌توان به ضعف عضلانی و افزایش تلاش آن ها برای کنترل وضعیت بدن و حفظ تعادل هنگام راه رفتن و همچنین بهبود مکانیک بدن نسبت داد. با توجه به اینکه علاوه بر سمت درگیر فعالیت عضله راست کننده ستون مهره‌ای سمت سالم نیز در این بیماران تحت تاثیر قرار می‌گیرد، پیشنهاد می شود در ارزیابی و طراحی برنامه‌های تمرینی ویژه افراد فلج مغزی، علاوه بر توجه به سمت درگیر به عضلات

سمت سالم نیز باید توجه نمود. مطالعه حاضر بر روی زنان با فلج مغزی یک طرفه سمت چپ انجام شده است، بنابراین، با توجه به ویژگی های آناتومیکی و فیزیولوژیکی خاص زنان نمی توان نتایج آن را به همه افراد فلج مغزی تعمیم داد.

سپاسگزاری

این مقاله مستخرج از پایان نامه کارشناسی ارشد مبارکه الهامی به راهنمایی خانم دکتر شیرین یزدانی به شماره رهگیری ۲۵۱۹۸۰۶ در تاریخ ۱۳۹۷/۱۲/۲۰ است که در سامانه ملی ثبت پایان نامه به نشانی SABT.IRANDOC.AC.IR ثبت شده و دارای کد اخلاق به شماره IR.TABRIZU.REC1399.005 از کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه تبریز می باشد. بدینوسیله نویسندگان از تمام شرکت کنندگان بویژه بیماران فلج مغزی عزیز که با صبر و حوصله در تمامی مراحل پژوهش همکاری صمیمانه داشتند. همچنین از آزمایشگاه دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تبریز به خاطر همکاری در اختیار گذاشتن آزمایشگاه و تجهیزات و همچنین کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه تبریز صمیمانه تشکر و قدردانی می شود.

تضاد منافع

نویسندگان این مقاله هیچگونه تضاد منافعی گزارش نکردند

References

1. Dalvandi A, Nematifard T, Sajedi F, Norouzi K, Rahgozar M, Moradi M. [Effect of education "self-management 5-A's program" on the general health of mothers of children with cerebral palsy]. Journal of Health Promotion Management. 2016; 5(4):47-57. http://jhpm.ir/browse.php?a_code=A-10-1-48&sid=1&slc_lang=en&ppup=
2. Rattanatharn R, Siriphaosuwankul W. Back and hip muscles with EMG biofeedback training in diplegic cerebral palsy to improve balance and gait: A randomized control trial. Chulalongkorn Medical Journal. 2019; 24;63(1):31-9. http://clmjournal.org/_fileupload/journal/459-6.pdf
3. Jiang H, Liu H, Huang T, Wu L, Wu F, Liu C, Wang M, Jin C, Yang J, Li X. Structural network performance for early diagnosis of spastic cerebral palsy in periventricular white matter injury. Journal of Brain Imaging and Behavior. 2021;15(2):855-64. https://doi.org/10.1007/s11682-020-00295-6
4. Zare Delavar S, Bakhshi E, Soleimani F, Biglarian A. [Identification of risk factors interactions in children with cerebral palsy using multifactor dimensionality reduction method]. Journal of Health Promotion Management. 2014; 10;3(1):35-42. http://jhpm.ir/article-1-202-fa.html&sw
5. Dobson F, Morris ME, Baker R, Graham HK. Unilateral cerebral palsy: a population-based study of gait and motor function. Developmental Medicine & Child Neurology. 2011;53(5): 429-435. https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2010.03878.x
6. Winters TF, Gage JR, Hicks R. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. The Journal of Bone and Joint Surgery American. 1987; 1; 69(3): 437-441. https://www.semanticscholar.org/https://doi.org/10.2106/00004623-198769030-00016
7. Bojanic DM, Petrovacki-Balj BD, Jorgovanovic ND, Ilic VR. Quantification of dynamic EMG patterns during gait in children with cerebral palsy. Journal of Neuroscience Methods. 2011; 15;198(2):325-331. https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0165027011002500 https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2011.04.030
8. Gage JR, Õtunpuu S. Surgical intervention in the correction of primary and secondary gait abnormalities. Journal of Advances in Psychology 1991;1(78):359-385. https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0166411508607499 https://doi.org/10.1016/S0166-4115(08)60749-9
9. Damiano DL, Kelly LE, Vaughn CL. Effects of quadriceps femoris muscle strengthening on crouch gait in children with spastic diplegia. Journal of Physical Therapy. 1995;1;75(8):658-567. https://academic.oup.com/ptj/article-abstract/75/8/658/2632919 https://doi.org/10.1093/ptj/75.8.658
10. Crenna P. Spasticity and spastic'gait in children with cerebral palsy. Journal of Neuroscience & Biobehavioral Reviews. 1998: 22 (4):571-578. https://doi.org/10.1016/S0149-7634(97)00046-8
11. Brouwer B, Ashby P. Altered corticospinal projections to lower limb motoneurons in subjects with cerebral palsy.Journal of Brain. 1991; 114(3):1395-1407. https://academic.oup.com/brain/article-abstract/114/3/1395/277044 https://doi.org/10.1093/brain/114.3.1395
12. 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;1;35(1):111-115. http://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S096663621100275X https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.08.019

13. Berger W, Quintern J, Dietz V. Pathophysiology of gait in children with cerebral palsy. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. 1982;1;53(5):538-548. https://doi.org/10.1016/0013-4694(82)90066-9
14. Leonard CT, Hirschfeld H, Forssberg H. The development of independent walking in children with cerebral palsy. Developmental Medicine & Child Neurology.1991;33(7):567-77. https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1991.tb14926.x
15. Romkes J, Brunner R. An electromyographic analysis of obligatory (hemiplegic cerebral palsy) and voluntary (normal) unilateral toe-walking. Journal of Gait & Posture. 2007;26(4):577-86. https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0966636207000070 https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.010
16. Crowell HP, Davis IS. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. Journal of Clinical Biomechanics. 2011;1;26(1): 78-83. https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0268003310002512 https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.09.003
17. Noehren B, Scholz J, Davis I. The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. Journal of British Journal of Sports Medicine. 2011;1;45(9): 691-696. https://bjsm.bmj.com/content/45/9/691.short https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.069112
18. Bojanic DM, Petrovacki-Balj BD, Jorgovanovic ND, Ilic VR. Quantification of dynamic EMG patterns during gait in children with cerebral palsy. Journal of Neuroscience Methods. 2011;198(2):325-331. https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0165027011002500 https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2011.04.030
19. De Stefano A, Burridge JH, Yule VT, Allen R. Effect of gait cycle selection on EMG analysis during walking in adults and children with gait pathology. Journal of Gait & Posture. 2004;20(1):92-101. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00099-7
20. Galli M, Cimolin V, Rigoldi C, Tenore N, Albertini G. Gait patterns in hemiplegic children with cerebral palsy: Comparison of right and left hemiplegia. Research in Developmental Disabilities. 2010; 31(6): 1340-1345. https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0891422210001630 https://doi.org/10.1016/j.ridd.2010.07.007
21. Menaka PC. Analysis of Electromygraphy (EMG) based gait event detection for Cerebral Palsy (CP) children. International Journal of Pure and Applied Mathematics. 2018;120(7):353-361. https://acadpubl.eu/hub/2018-120-7/2/37.pdf
22. Di Nardo F, Spinsante S, Pagliuca C, Poli A, Strazza A, Agostini V, et al. Variability of muscular recruitment in hemiplegic walking assessed by EMG analysis. Journal of Electronics.2020; 9(10):1-15. https://doi.org/10.3390/electronics9101572
23. Tsitlakidis S, Horsch A, Schaefer F, Westhauser F, Goetze M, Hagmann S, Klotz M. Gait classification in unilateral cerebral palsy. Journal of Clinical Medicine. 2019;8(10):1-9. https://doi.org/10.3390/jcm8101652
24. Larsson B, Karlsson S, Eriksson M, Gerdle B. Test-retest reliability of EMG and peak torque during repetitive maximum concentric knee extensions. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2003;13(3):281-287. https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00022-1
25. Lynn SK, Watkins CM, Wong MA, Balfany K, Feeney DF. Validity and reliability of surface electromyography measurements from a wearable athlete performance system. Journal of Sports Science & Medicine. 2018;17(2):205-215. https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5950737/
26. Naseri Berenj Abad S, Hashemi Oskouei A, Niroomand Oskouei H, Hossein Emamian Shirazi SA, Eteraf Oskouei MA. [The reliability of EMG parameters during walking on the stairs and an inclined surface]. Jundishapur Scientific Medical Journal. 2017; 16(3):307-316. http://jsmj.ajums.ac.ir/article_49805_en.html
27. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2000;10(5): 361-374. https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4
28. Maffiuletti NA, Lepers R. Quadriceps femoris torque and EMG activity in seated versus supine position. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2003;35(9): 1-6. https://www.researchgate.net/https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000084426.03247.93
29. Shayesteh M, Farahpour N, Jafarnezhadgero A. [Comparisons of the effects of squat and leg press exercises on the EMG activity of quadriceps femoris muscles during Step descending activity]. Journal of Applied Exercise Physiology. 2019;15(29): 143-54. http://asp.journals.umz.ac.ir/article_2227_en.html?lang=fa
30. De Sèze MP, Cazalets JR. Anatomical optimization of skin electrode placement to record electromyographic activity of erector spinae muscles. Surgical and Radiologic Anatomy. 2008;30(2): 137-143. https://doi.org/10.1007/s00276-007-0289-y

31. Padulo J, Tiloca A, Powell D, Granatelli G, Bianco A, Paoli A. EMG amplitude of the biceps femoris during jumping compared to landing movements. Journal of Springerplus. 2013;2(1): 1-7. https://doi.org/10.1186/2193-1801-2-520
32. Kahneman D. Attention and Effort. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall; 1973. http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.398.5285&rep=rep1&type=pdf
33. Schmid AB, Dyer L, Böni T, Held U, Brunner F. Paraspinal muscle activity during symmetrical and asymmetrical weight training in idiopathic scoliosis. Journal of Sport Rehabilitation. 2010; 19(3):315-327. https://journals. humankinetics.com/view/journals/jsr/19/3/article-p315.xml https://doi.org/10.1123/jsr.19.3.315
34. Patikas D, Wolf S, Döderlein L. Electromyographic evaluation of the sound and involved side during gait of spastic hemiplegic children with cerebral palsy. EUROPEAN Journal of Neurology. 2005;12(9):691-699. https://doi.org/10.1111/j.1468-1331.2005.01047.x
35. Adjenti SK, Louw G, Jelsma J, Unger M. An electromyographic study of abdominal muscle activity in children with spastic cerebral palsy. The South African Journal of Physiotherapy. 2017;73(1):1-7. https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6093119/ https://doi.org/10.4102/sajp.v73i1.341
36. Yazdani SH, Elhami M. [Effect of motor dual task on the electromyography of lower limb and trunk muscles during gait in cerebral palsy and healthy subjects. Studies in Medical Sciences]. 2021; 31(11): 836-846. https://umj.umsu.ac.ir/article-1-5124-en.html
37. Di Nardo F, Strazza A, Mengarelli A, Cardarelli S, Tigrini A, Verdini F, Nascimbeni A, Agostini V, Knaflitz M, Fioretti S. EMG-based characterization of walking asymmetry in children with mild hemiplegic cerebral palsy. Biosensors. 2019; 9(3):1-11. https://doi.org/10.3390/bios9030082
38. Riad J, Haglund-Akerlind Y, Miller F. Classification of spastic hemiplegic cerebral palsy in children. Journal of Pediatric Orthopaedics. 2007; 1;27 (7):758-764. https://journals.lww.com/pedorthopaedics/Abstract/2007/10000/Classification_of_Spastic_Hemiplegic_Cerebral.9.aspx https://doi.org/10.1097/BPO.0b013e3181558a15
39. Noble JJ, Gough M, Shortland AP. Selective motor control and gross motor function in bilateral spastic cerebral palsy. Developmental Medicine & Child Neurology.2019;61(1):57-61. https://doi.org/10.1111/dmcn.14024
40. 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):1-15. https://archive-ouverte.unige.ch/unige:123751 https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.07.084
41. Bruijn SM, Millard M, Van Gestel L, Meyns P, Jonkers I, Desloovere K. Gait stability in children with Cerebral Palsy. Research in Developmental Disabilities.2013;34(5):1689-1699. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23500163/ https://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.02.011
42. 42. Lima C R G, Pavão S L, de Campos A C, Rocha N A C . Impact of dual task on postural sway during sit-to-stand movement in children with unilateral cerebral palsy. Clinical Biomechanics.2020; 78, 105072.. http://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S026800332030190X https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105072
43. Hughes JE. Special physical education, adapted, corrective, developmental 3rd edition. Physical Therapy. 1972; 52(9): 1003. https://academic.oup.com/ptj/article-abstract/52/9/1003/4589564 https://doi.org/10.1093/ptj/52.9.1003
44. Syczewska M, Święcicka A. Are electromyographic patterns during gait related to abnormality level of the gait in patients with spastic cerebral palsy? Acta of Bioengineering and Biomechanics. 2016;18(3): 91-96 http://yadda.icm.edu.pl/baztech/element/bwmeta1.element.baztech-66c66afd-1fa4-4f43-8606-a998b0301eab
45. Grigoriu AI, Brochard S, Sangeux M, Padure L, Lempereur M. Reliability and sources of variability of 3D kinematics and electromyography measurements to assess newly-acquired gait in toddlers with typical development and unilateral cerebral palsy. Journal of Electromyography and Kinesiology.2021; 1(58): 102544. https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1050641121000316 https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2021.102544
46. Zehr EP, Fujita K, Stein RB. Reflexes from the superficial peroneal nerve during walking in stroke subjects. The American Physiological Society. 1998;79(2):848-858. https://doi.org/10.1152/jn.1998.79.2.848
47. Franz EA. Bimanual action representation: A window to human evolution. Taking action. Cognitive Neuroscience Perspectives on Intentional Acts. 2003; 259-288. https://psycnet.apa.org/record/2003-88238-009