Comparison of Frequency Spectrum of Ground Reaction Forces and Electromyography Activities in Cerebral Palsy with Healthy Children During Walking

Anoushiravani S[1], Heshmati S [2], Yousefi Bilehsavar O[3], Abdollahpour Darvishani M[4], Akbarifard L[5]

Abstract

Purpose: The aim of this study was to compare the frequency of ground reaction forces and electromyography activities in healthy children with cerebral palsy while walking.

Methods: This study was quasi-experimental. Study population included 12 boys with cerebral palsy and 12 healthy boys with age range of 6-10 years. The force plate (Kistler) was used to record ground reaction forces during walking. A wireless electromyography system with 8 pairs of dipole surface electrodes was also used to record Electromyography activity of selected lower limb muscles during walking.

Results: The results showed that the frequency with 99.5% power (P=0.004) and number of anterior-posterior essential harmonics of the cerebral palsy group compared to the healthy group were 41.58% and 32.83% higher, respectively. The frequency with 99.5% power in ertical direction was 40.94% higher in cerebral palsy group compared to healthy group (P = 0.004). Frequency with 99.5% power in the component of free torque in cerebral palsy group was 27.57% more than control group. Mean frequency of anterior tibialis muscle, internal gastrocnemius, biceps femoris and medial serine in the cerebral palsy group compared with the healthy group were 31.67%, 19.63%, 21.96% and 26.70% lower, respectively.

Conclusion: The results showed that the median frequency of lower limb muscles was lower in children with cerebral palsy than in healthy children. It can be stated that the frequency spectrum content of ground reaction forces and electromyography activities is of clinical value. Therefore, the application of therapeutic interventions to improve the frequency spectrum indices of ground reaction forces and electromyography activities in children with cerebral palsy is suggested.

Keywords: Frequency spectrum, Ground reaction forces, Cerebral palsy, Electromyography, Walking

Received: 2020.03.19 Accepted: 2020.07.20

مقایسه طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین و الکترومایوگرافی در کودکان سالم و فلج مغزی طی راه رفتن

سجاد انوشیروانی[۱]، سعیده حشمتی زاده[۲]، امید یوسفی بیله سوار[۳]، محمد عبداله‌پور درویشانی[۴]، لیلی اکبری فرد[۵]

هدف: هدف از پژوهش حاضر مقایسه طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین و الکترومایوگرافی در کودکان سالم و فلج مغزی طی راه رفتن بود.

روش بررسی: پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی بود. نمونه آماری شامل ۱۲ پسر دارای فلج مغزی و ۱۲ پسر سالم با دامنه سنی ۶-۱۰ سال بود. از صفحه نیرو (Kistler) برای ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن استفاده شد. همچنین از یک سیستم الکترومایوگرافی بدون سیم با ۸ جفت الکترود سطحی دو قطبی برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی طی راه رفتن استفاده شد.

یافته ها: نتایج نشان داد که میزان فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد و تعداد هارمونی‌های ضروری در راستای قدامی- خلفی در گروه فلج مغزی در مقایسه با گروه سالم به ترتیب ۴۱/۵۸ و ۳۲/۸۳ درصد بیشتر بود. میزان فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای عمودی در گروه فلج مغزی در مقایسه با گروه سالم حدود ۴۰/۹۴ درصد بیشتر بود. همچنین میزان فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه گشتاور آزاد در گروه فلج مغزی در مقایسه با گروه سالم حدود ۲۷/۵۷ درصد بیشتر بود. میانه فرکانس عضله درشت

نئی قدامی، دوقلو داخلی، دوسر رانی و سرینی میانی در گروه فلج مغزی در مقایسه با گروه سالم به ترتیب ۳۱/۶۷، ۱۹/۶۳، ۲۱/۹۶ و ۲۶/۷۰ درصد کمتر بود.

نتیجه گیری: نتایج نشان داد میانه فرکانس عضلات اندام تحتانی در کودکان فلج مغزی کمتر از کودکان سالم بود. می توان بیان کرد محتوای طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین و الکترومایوگرافی ارزش کلینیکی دارد. لذا استفاده از مداخلات درمانی در جهت بهبود شاخص های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین و الکترومایوگرافی در کودکان فلج مغزی پیشنهاد می گردد.

کلمات کلیدی: طیف فرکانس، نیروهای عکس‌العمل زمین، فلج مغزی، الکترومایوگرافی، راه رفتن

نویسنده مسئول: سجاد انوشیروانی، s.anoushirvani@uma.ac.ir، ORCID: 0000-0002-7482-6708

آدرس: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه فیزیولوژی ورزش

۱- استادیار گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۲- مربی تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد یاسوج، ایران

۳- کارشناس ارشد گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۴- کارشناسی ارشد گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۵- دانشجوی دکتری گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تبریز، تبریز، ایران

مقدمه

فلج مغزی (Cerebral Palsy)، یک بیماری نورولوژیک است که به دلیل آسیب به مغز در حال رشد (جنین و نوزاد) (۱) ایجاد شده و شایع‌ترین ناتوانی حرکتی مزمن و یک عارضه عصبی شناختی در کودکان است (۲). مبتلایان به فلج مغزی دچار اختلال غیرپیش رونده ای در سیستم حرکتی همراه با اختلالات حسی، ادراکی، شناختی، ارتباطی، رفتاری و همچنین مشکلات عضلانی اسکلتی می شود (۱). میزان شیوع این بیماری در کشورهای مختلف ۲/۲-۱/۴ در ۱۰۰۰ نفر و در ایران ۲/۰۶ در هر ۱۰۰۰ نفر گزارش شده است (۳). بررسی مطالعات قبل مرتبط با فلج مغزی گویای این واقعیت است که فلج مغزی با توجه به شدت آسیب، باعث اختلال در حرکت و محدودیت در جابه-جایی می شود (۴). همچنین برخی مطالعات نشان داده اند که تعادل کم و تغییر در خط ثقل بدن در کودکان دارای فلج مغزی، موجب کاهش سرعت حرکت، کاهش طول گام طی راه رفتن می‌شود (۵،۶).

از میان پارامترهای راه رفتن و دویدن، متغیرهای کینتیکی از جمله طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین (Ground Reaction Force) و الکترومایوگرافی از اهمیت ویژه ای برخوردار است که بیانگر تغییرات مکانیکی مربوط به بیماری ها و تغییرات در اندام تحتانی می‌باشد (۷). از روش های مناسب برای این منظور، تحلیل دامنه فرکانس می باشد که سیگنال های دوره ای را، به روش ضرایب هارمونیک توصیف می‌کند (۸). فرکانس‌های موجود در سیگنال های نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن به طور معمول از طریق تبدیل فوریه مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌گیرند (۹). تجزیه و تحلیل طیف فرکانس یک متغیر قابل توجه در نیروی عکس‌العمل زمین می باشد (۱۰). به علاوه الگوی فعالیت عضلانی (۱۱) و مؤلفه‌های صفحه نیرو (۱۲) در کودکان دارای فلج مغزی در مقایسه با همسالان سالم طی راه رفتن متفاوت است. Cohen (۱۳)، طی تحقیقی نشان داد که افزایش میزان فرکانس باعث افزایش ناپایداری و لغزش در الگوی حرکتی آن ها می شود. جعفرنژاد گرو و همکاران (۱۴) طی مطالعه‌ای به پیش بینی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل مین در افراد ناشنوا در مقایسه با افراد سالم پرداختند. آن ها گزارش نمودند که کودکان ناشنوا اوج نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی و همچنین ایمپالس داخلی- خارجی بزرگ تری در مقایسه با افراد سالم طی راه رفتن دارا می باشند. تحلیل طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین طی گام برداری در شناسایی عوامل بالقوه ایجاد آسیب در کودکان مبتلا به فلج مغزی از اهمیت کلنیکی ویژه ای برخوردار است (۱۲). طی مطالعه ای white و همکاران (۱۲) به بررسی آنالیز هارمونیک داده های صفحه نیرو طی راه رفتن در افراد سالم و فلج مغزی پرداختند. آن ها اظهار کردند که در پارامترهای دامنه فرکانس بین افراد سالم و فلج مغزی تفاوت معناداری وجود دارد، همچنین راه رفتن افراد فلج

مغزی متغیر و نامتقارن‌تر از راه رفتن نرمال است.

همچنین پارامترهای مختلفی از جمله دامنه، زمان بندی و طیف فرکانس را می توان از سیگنال های الکترومایوگرافی برای اندازه‌گیری فعالیت عضلانی به دست آورد (۱۵). دو پارامتر از عملکرد طیف فرکانس، فرکانس میانه و میانگین فرکانس هستند که می‌توانند به آسانی برای ارائه معیارهای مفید از طیف فرکانس الکترومایوگرافی مورد استفاده قرار گیرند، به‌علاوه فرکانس میانه یک اندازه‌گیری کلی از عملکرد طیف فرکانس الکترومایوگرافی می باشد (۱۶). مجلسی و همکاران (۱۷) به بررسی فعالیت عضلات اندام تحتانی در افراد کم شنوا طی راه رفتن پرداختند. آن ها اظهار کردند که فعالیت عضله دوقلو داخلی در ابتدای فاز پاسخ بارگیری، فعالیت عضلات درشت نی قدامی در انتهای فاز اتکا و فعالیت عضله پهن خارجی در انتهای فاز اتکا در کودکان ناشنوا در مقایسه با همسالان سالم تفاوت معناداری وجود دارد. Bojanic و همکاران (۱۱) طی تحقیقی گزارش کردند که الگوی فعالیت عضلات در گروه کنترل نزدیک به معیارها هستند اما میزان کسری حرکت در کودکان دارای فلج مغزی در مقایسه با کودکان گروه کنترل بالاتر است. مطالعات زیادی به بررسی پارامترهای بیومکانیکی در افراد فلج مغزی پرداخته اند (۱۸-۲۰)، لذا مطالعه ای که به بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس-العمل زمین و الکترومایوگرافی در مولفه های کینتیکی در کودکان فلج مغزی پرداخته باشد توسط محقق یافت نشد. مطالعه حاضر اولین مطالعه در این زمینه می باشد. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر طیف فرکانس نیروهای عکس-العمل زمین و الکترومایوگرافی طی راه رفتن در کودکان سالم و فلج مغزی می باشد.

روش‌بررسی

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی بود. جامعه آماری پژوهش حاضر کودکان فلج مغزی مرکز توانبخشی شهرستان اردبیل بود. نمونه آماری شامل ۱۲ پسر دارای فلج مغزی و ۱۲ پسر سالم با دامنه سنی۱۰-۶ سال بود. نحوه‌ی انتخاب این آزمودنی ها به صورت نمونه‌گیری هدفمند و در دسترس انجام پذیرفت. با استفاده از نرم‌افزار جی پاور (G*Power) و آزمون تی مستقل حجم نمونه حداقلی ۱۲ نفر برای هر گروه برآورد شد تا توان آماری ۰/۸۲، اندازه اثر ۰/۹۵ در سطح معنی داری ۰/۰۵ حاصل شود (۲۱).

در پژوهش حاضر ابتدای پس از تکمیل فرم رضایت نامه توسط والدین، مشخصات دموگرافیک سن، قد و وزن آزمودنی ها جمع آوری شد. معاینات قلبی، بینایی و تشخیص فلج مغزی همی پلژی توسط پزشک انجام و اجازه ورود به مطالعه از طرف پزشک صادر گردید. سپس آزمایش شوندگان بر اساس معیارهای ورود و خروج انتخاب شدند. معیار ورود: کودکان ۶ تا ۱۰ سال، همی پلژی راست یا چپ فلج مغزی از هر دو جنس با شدت کم (سطوح II,I سیستم طبقه بندی عملکرد حرکتی درشت (Gross Motor Function Classification System))، توانایی درک فعالیت ها، توانایی ایستادن مستقل، و شرایط خروج از مطالعه: داشتن مشکلاتی چون ضربه مغزی، فلج شبکه بازویی، عدم همکاری، تشنج، مشکلات بینایی و قلبی بود. برای تعیین شدت فلج مغزی از مقیاس تقسیم بندی عملکرد حرکتی درشت استفاده شد (۱۵). این مقیاس پنج سطح دارد، افرادی که در سطح یک و دو این مقیاس باشند فلج مغزی شدت کم، افراد سطح سه شدت متوسط، سطح چهار و پنج شدت بالا دارند. از ۱۲ کودک فلج مغزی، ۸ نفر در سطح I و ۴ نفر در سطح II قرار دارند که از این تعداد ۱۰ نفر دارای همی راست و ۲ نفر دارای همی چپ بودند (۲۲).

سامانه طبقه بندی عملکرد حرکتی برای کودکان فلج مغزی، براساس حرکت خودانگیخته، با تاکید بر نشستن، جابجایی و حرکت درشت پایه گذاری می شود. در این سامانه ۵ سطح تعریف می شود. برای گروه سنی ۲ تا ۱۸ سال تهیه شده است و برای هر سطح در چند گروه سنی توضیحات جداگانه ای در نظر گرفته شده است. این پنج درجه برای ۵ گروه سنی ۰ تا ۲ سال، ۲ تا ۴ سال، ۴ تا ۶ سال، ۶ تا ۱۲ سال و ۱۲ تا ۱۸ سال تعریف شده اند. پایایی آزمون - باز آزمون این ابزار توسط دهقان و همکاران به وسیله آزمون کوکران بررسی شد (۲۳). تمرکز اصلی این مقیاس بر روی تعیین سطحی است که بهترین توانایی حال حاضر کودک و محدودیت های عملکرد حرکتی اش را نشان می دهد. مقیاس تقسیم بندی عملکرد حرکتی درشت روی اجرای معمول کودک در موقعیت خانه، مدرسه و جامعه تأکید دارد (۱۶).

تمام بخش های اجرایی پژوهش حاضر بر طبق بیانیه هلسینکی انجام شد. در سال ۱۹۶۴ انجمن جهانی پزشکی (World Medical Association) بیانیه هلسینکی را

تدوین نمود. به تدریج مجلات معتبر رعایت اصول کلی این بیانیه را در پژوهش ها، برای چاپ مقالات پژوهشی الزامی کردند. بیانیه هلسینکی در سال های ۱۹۷۵ (توکیو) (۲۴)، ۱۹۸۳ (ونیز) (۲۵)، ۱۹۸۹ (هنگ‌کنگ) (۲۶)، ۱۹۹۶ (آفریقای جنوبی) (۲۷)، ۲۰۰۰ (اسکاتلند) (۲۸)، ۲۰۰۲ (واشنگتن) (۲۹)، ۲۰۰۴ (توکیو) (۳۰)، و ۲۰۰۸ (سئول) (۳۱) ویرایش و روزآمد شده است. برخی مواردی که در بیانیه هلسینکی، به عنوان یکی از معتبرترین راهنماهای بین‌المللی اخلاق در پژوهش (۳۲)، اضافه شد .

تجزیه و تحلیل راه رفتن

با استفاده از صفحه نیرو Kistler (Kistler AG, Winterthur, Switzerland) با ابعاد (۶۰۰×۴۰۰ میلی متر مربع) نیروهای عکس العمل زمین در جهت های عمودی (Fz)، قدامی-خلفی (Fy) و داخلی-خارجی (Fx) هنگام راه‌رفتن اندازه‌گیری شد. فرکانس نمونه برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز تعیین شد (۳۳). این صفحه نیرو در نیمه راه یک مسیر ۱۲ متری به گونه ای قرار گرفته بود که آزمودنی حداقل ۶ گام قبل از رسیدن به صفحه نیرو برمی داشت. قبل از شروع ثبت داده ها، ابتدا صفحه نیرو کالیبره شد. کوشش راه رفتن صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه صفحه نیرو بود. اگر صفحه نیرو توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف قرار نمی گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می شد کوشش راه رفتن تکرار می شد. سپس داده های صفحه نیرو در طی فاز اتکای راه رفتن استخراج شد. فاز اتکای راه رفتن به عنوان تماس پاشنه ی پا با زمین تا بلند شدن پنجه پا تعیین شد. برای تنظیم قرارگیری پای آزمودنی ها بر روی صفحه نیرو طی راه رفتن، ۳ مرتبه عمل راه رفتن به طور آزمایشی توسط هر آزمودنی انجام گرفت. پس از آن ۳ تکرار قابل قبول مشخص انجام شد و میانگین سه تکرار راه رفتن جهت تحلیل های آماری بیشتر مورد استفاده قرار گرفت. طی فاز راه‌رفتن در هنگام برخورد پاشنه با زمین توسط بیشتر بودن نیروی عمودی عکس‌العمل بیشتر از ۲۰ نیوتن و جدا شدن پنجه میزان کمتر از ۲۰ نیوتن بود (۳۴،۳۵). داده های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از فیلتر باترورث (Butterworth Filter) مرتبه چهارم و با برش فرکانس ۵۰ هرتز انجام شد. پس از فیلتر کردن داده های نیروی عکس‌العمل زمین، تحلیل هارمونیک طبق رابطه (۱، ۲، ۳، ۴، ۵) و با استفاده از نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۶ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد.

طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین

داده های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین شامل: فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، میانه فرکانس، پهنای باند فرکانس و تعداد هارمونی های ضروری می باشد. مولفه های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی، داخلی-خارجی، عمودی و گشتاور آزاد طی راه رفتن مورد بررسی قرار گرفتند. گشتاور آزاد یک گشتاور حول محور عمودی است که به علت نیروهای برشی بین پا و زمین طی فاز استقرار رخ می دهد (۳۶). بالا بودن دامنه گشتاور آزاد می تواند سبب ایجاد آسیب های مربوط به اندام تحتانی گردد (۳۷). گشتاور آزاد نقش مهمی در کنترل اندازه حرکت زاویه ای بدن در صفحه عرضی بدن دارد (۳۷). علاوه بر این، گشتاور آزاد نقش مهمی در ایجاد استرس فراکچر تیبیا دارد. تجزیه و تحلیل هارمونیک برای تبدیل داده های نیروهای عکس‌العمل زمین به پارامترهای گسسته (ضرایب فوریه) از منحنی سری زمانی استفاده شده است. تحلیل دامنه فرکانس سیگنال های دوره ای را از طریق ضرایب هارمونیک توصیف می کند و الگوی نوسانات منحنی نیرو-زمان را اندازه‌گیری می کند. فرکانس ۹۹/۵ درصد نشان دهنده فرکانسی می باشد که حاوی ۹۹/۵ درصد توان سیگنال را دارا می باشد، یا به عبارتی دیگر ۹۹/۵ توان سیگنال پایین‌تر از آن فرکانس قرار دارد. میانه فرکانس در نقطه ای اتفاق می افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد. پهنای باند فرکانس تفاوت بین فرکانس حداکثر و فرکانس حداقل زمانی که توان سیگنال بالاتر را نصف حداکثر توان سیگنال است، می باشد. تعداد هارمونیک ضروری ne برای بازسازی سطح ۹۵ درصد از داده ها به عنوان تعدادی از هارمونیک‌ها که مجموع دامنه های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد.

طیف گسسته، دامنه فرکانس به صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین می شود، مجموع n هارمونیک برابر است با:

در رابطه زیر A_n برابر با دامنه، ω_0 برابر با فرکانس پایه، n برابر با ضریب هارمونیک و θ_n برابر با زاویه فازی می باشد. رابطه (۱)

$$F(t) = \sum A_n \sin(n\omega_0 t + \theta_n)$$

برای ارزیابی محتوای فرکانسی نیرو، شاخص های زیر محاسبه می شوند (۳۸،۳۹).

در رابطه زیر P برابر با توان محاسبه شده، f_{max} برابر با حداکثر فرکانس سیگنال، $f_{99.5}$ برابر با میانه فرکانس نیرو می باشد.

رابطه (۲)

$$\int_0^{f99.5} p(f)df = 0.995 \times \int_0^{f_{max}} p(f)df$$

میانه فرکانس نیرو در نقطه ای اتفاق می افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد.

در رابطه زیر f_{max} برابر با حداکثر فرکانس سیگنال و f_{med} برابر با میانه فرکانس سیگنال می باشد.

رابطه (۳)

$$\int_0^{f_{med}} p(f)df = \int_{f_{med}}^{f_{max}} p(f)\,df$$

پهنای باند فرکانس نیرو برابر با تفاوت بین فرکانس حداکثر و حداقل است. توان سیگنال برابر با توان هارمونی های بیشتر از نصف حداکثر توان سیگنال باشد. در رابطه ۴ f_{max} برابر با حداکثر فرکانس سیگنال، f_{min} حداقل فرکانس سیگنال، f_{band} برابر با پهنای باند سیگنال و p_{max} برابر با حداکثر توان سیگنال می باشد.

رابطه (۴)

$$f_{band} = f_{max} - f_{min}(when\ p > 1/2 \times p_{max})$$

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی های ضروری در هر راستا بود. که بر طبق روش اشنایدر (Schneider) (۴۰)، تعداد هارمونیک ضروری ne برای بازسازی سطح ۹۵٪ از داده ها به عنوان تعدادی از هارمونیک ها که مجموع دامنه های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد (۴۱).

رابطه (۵)

$$\sum_{n=1}^{n_e} \frac{\sqrt{A_n^2 + B_n^2}}{\sum_{n=1}^{m} \sqrt{A_n^2 + B_n^2}} \leq 0/95$$

طیف الکترومایوگرافی عضلات

برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از یک سیستم الکترومایوگرافی (DataLITE EMG, Biometrics Ltd, Bandwidth: 10-490HZ) ساخت کشور انگلستان 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 Medialis)، پهن خارجی (Vastus Lateralis)، راست رانی (Rectus Femoris)، دوسر رانی (Biceps Femoris) و سرینی میانی (Gluteus Medius)، توسط دستگاه الکترومایوگرافی بایوسیستم طی راه رفتن در کودکان فلج مغزی و سالم ثبت گردید. قبل از نصب الکترودها پوست ابتدا شیو و سپس با پنبه و الکل (۷۰٪ اتانول-C2H5OH) طبق پروتکل اروپایی SENIAM انجام شد (۴۲). الکترودها بر روی هر عضله در جهت تارهای عضلانی قرار گرفتند. نرخ نمونه برداری در دستگاه الکترومایوگرافی برابر ۱۰۰۰هرتز بود فیلترهای پایین-گذر۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین ناچ فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز جهت فیلترینگ داده های خام الکترومایوگرافی استفاده شد (۴۳). موقعیت الکترود برای عضلات TA، Gas-M، BF، VM، VL و Glut-M بر اساس توصیه سنیام (SENIAM) (۴۲) تعیین گردید (شکل ۱).

شکل ۱: نحوه قرار گیری الکترودها

در کودکان سالم از پای غالب و در کودکان فلج مغزی نیز عضو غیردرگیر برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی استفاده گردید (۱۱).

نرمال بودن توزیع داده ها با استفاده از آزمون شاپیرو ویلک تایید شد. از آزمون آماری تی مستقل برای مقایسه داده های دو گروه استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۴ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد (۴۱).

رابطه (۶)

$$\text{اندازه اثر}(d) = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{انحراف معیار مشترک}} \quad (۴۴)$$

یافته‌ها

نتایج نرمال بودن توزیع داده ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک را تایید کرد ($p<۰/۰۵$) (جدول ۱). همچنین در متغیرهای سن، قد، وزن و شاخص توده بدن در دو گروه فلج مغزی و سالم هیچ اختلاف معنی‌داری نداشت ($p>۰/۰۵$) (جدول ۲). نتایج نشان داد که میزان فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای قدامی-خلفی ($p=۰/۰۰۴$؛ $d=۱/۳۰$)، عمودی ($p=۰/۰۰۴$؛ $d=۱/۳۲$) و مؤلفه گشتاور آزاد ($p=۰/۰۳۳$؛ $d=۰/۹۳$) در گروه فلج مغزی در مقایسه با گروه سالم به ترتیب ۴۱/۵۸، ۴۰/۹۴ و ۲۷/۵۷ درصد بیشتر بود (جدول ۳). همچنین تعداد هارمونی‌های ضروری ($p=۰/۰۳۲$؛ $d=۰/۹۴$) نیروی عکس العمل زمین در راستای قدامی- خلفی، در گروه فلج مغزی در مقایسه با گروه سالم ۳۲/۸۳ درصد بیشتر بود (جدول ۳). به علاوه میانه فرکانس عضله درشت نی قدامی ($p=۰/۰۰۱$؛ $d=۱/۶۵$)، دوقلو داخلی ($p=۰/۰۱۲$؛ $d=۱/۱۱$)، دوسر رانی ($p=۰/۰۱۲$؛ $d=۱/۱۲$) و سرینی میانی ($p=۰/۰۰۱$؛ $d=۱/۵۸$) در گروه فلج مغزی در مقایسه با گروه سالم به ترتیب ۳۱/۶۷، ۱۹/۶۳، ۲۱/۹۶ و ۲۶/۷۰ درصد کمتر بود (جدول ۴).

بحث و نتیجه گیری

هدف از پژوهش حاضر مقایسه طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین و الکترومایوگرافی در کودکان سالم و فلج مغزی طی راه رفتن بود.

آسیب فلج مغزی باعث ضعف در حرکت، وضعیت بدن و تعادل می شود (۴۵) که کاهش تعادل دینامیکی کودکان مبتلا به فلج مغزی عامل اصلی اختلال در گام برداری آن ها می شود (۴۶). در مطالعات قبلی ثابت شده است که کاهش سرعت راه رفتن باعث کاهش قابل توجهی در نیروهای عکس العمل عمودی طی فاز اتکا در راه رفتن می شود (۴۷). در مقایسه با بسیاری از مطالعات قبلی که به بررسی پارامترهای بیومکانیکی و مقایسه آن ها پرداختند، این مطالعه بر روی مولفه های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین و الکترو مایوگرافی تمرکز دارد. مؤلفه های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل جهت ارزیابی ویژگی های راه رفتن مورد استفاده قرارمی‌گیرند که می توان آن ها را با استفاده از ضریب همبستگی بین مؤلفه های سیگنال دو طرفه طیف فرکانس نیروی عکس العمل به دست آورد.

همچنین در تحقیق حاضر مشخص شد که میزان فرکانس با توان ۹۹/۵٪ درصد و تعداد هارمونی ضروری در راستای قدامی- خلفی و فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای عمودی در کودکان فلج مغزی بیشتر بود. نتایج پژوهش حاضر به نوعی با پژوهش طهماسبی و همکاران همسو می‌باشد (۴۸). طهماسبی و همکاران (۴۸) نشان دادند که میزان جابجایی مرکز فشار در راستای قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در کودکان فلج مغزی در مقایسه با همسالان سالم بیشتر بود دلیل همسو بودن نتایج را می توان به اختلال غیرپیش رونده ای کوکان فلج مغزی در سیستم حرکتی همراه با اختلالات حسی، ادراکی، شناختی، ارتباطی، رفتاری و همچنین مشکلات عضلانی اسکلتی مرتبط دانست که می تواند تعادل این کودکان را طی حرکت های مختلف دچار اختلال کند. در هنگام راه رفتن در ۵۰ میلی ثانیه بعد از تماس آغازین، توسط تبادل انرژی و اندازه حرکت از پایی که با زمین برخورد می کند، موج شوک به بدن منتقل می‌شود (۴۹). در ارتباط با جذب و کاهش طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین، حرکت اندام قبل از تماس پا با زمین بر نیروهای عکس‌العمل زمین دستخوش تغییر می شود. در بعضی از افراد قبل از برخورد پا با زمین، سرعت پا را کاهش می دهند و یا آن را متوقف می کنند ولی بعضی از آنان اجازه می دهند زمین پای آن ها را متوقف کند. هر دو مکانیسم بالا به یک سیستم عضلانی سالم برای کنترل نیاز دارند (۳۶،۳۷). افراد سالم معمولا دارای کاهش نوسانات پا (۵۰،۵۱) و کاهش تغییر پذیری راه رفتن (۵۲) هستند. نتایج تحقیق حاضر نیز

جدول ۱: نرمال بودن توزیع داده ها در افراد مورد مطالعه

متغیر	مولفه	گروه سالم		گروه فلج مغزی	
		شاپیرو-ویلک	p-مقدار	شاپیرو-ویلک	p-مقدار
فعالیت الکترومایوگرافی	درشت نی قدامی	۰/۸۷۵	۰/۰۷۵	۰/۸۵۴	۰/۰۵۱
	دوقلو داخلی	۰/۹۴۴	۰/۵۴۹	۰/۹۵۷	۰/۷۳۹
	پهن خارجی	۰/۸۶۹	۰/۰۵۷	۰/۹۰۳	۰/۱۷۱
	پهن داخلی	۰/۹۳۹	۰/۴۹۱	۰/۹۶۷	۰/۸۷۸
	راست رانی	۰/۹۸۰	۰/۹۸۳	۰/۹۳۳	۰/۴۱۷
	دوسررانی	۰/۹۴۱	۰/۵۱۳	۰/۹۲۷	۰/۳۴۸
	نیم وتری	۰/۹۳۰	۰/۳۸۵	۰/۹۱۱	۰/۲۲۲
	سرینی میانی	۰/۹۶۸	۰/۸۸۸	۰/۹۶۸	۰/۸۸۴
طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۰/۹۶۳	۰/۸۲۹	۰/۹۱۹	۰/۲۷۶
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۰/۹۳۸	۰/۴۷۷	۰/۹۵۰	۰/۶۳۳
	میانه فرکانس	۰/۸۸۹	۰/۱۱۲	۰/۸۷۷	۰/۱۰۹
	پهنای باند فرکانس	۰/۹۲۰	۰/۲۸۶	۰/۹۶۹	۰/۸۹۵
طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی- خارجی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۰/۹۱۷	۰/۲۶۲	۰/۹۳۱	۰/۳۸۷
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۰/۹۷۸	۰/۹۷۳	۰/۹۰۱	۰/۱۶۴
	میانه فرکانس	۰/۹۱۵	۰/۲۲۰	۰/۸۸۰	۰/۱۷۱
	پهنای باند فرکانس	۰/۸۴۳	۰/۰۵۹	۰/۸۶۸	۰/۰۶۲
طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۰/۸۹۹	۰/۱۵۵	۰/۹۲۸	۰/۳۶۲
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۰/۹۱۰	۰/۲۱۳	۰/۹۴۰	۰/۵۰۴
	میانه فرکانس	۰/۹۳۰	۰/۴۴۰	۰/۸۵۸	۰/۰۵۹
	پهنای باند فرکانس	۰/۸۶۵	۰/۰۵۶	۰/۸۶۲	۰/۰۵۱
گشتاور آزاد	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۰/۹۵۹	۰/۷۷۳	۰/۹۴۲	۰/۵۲۵
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۰/۸۸۴	۰/۰۹۹	۰/۸۹۴	۰/۱۳۳
	میانه فرکانس	۰/۸۸۴	۰/۰۹۹	۰/۹۰۲	۰/۱۷۰
	پهنای باند فرکانس	۰/۹۳۸	۰/۴۹۰	۰/۸۹۴	۰/۱۳۴
متغیرهای توصیفی	سن	۰/۸۶۷	۰/۰۹۱	۰/۹۰۹	۰/۲۷۸
	قد	۰/۹۱۷	۰/۳۳۲	۰/۹۴۹	۰/۶۵۹
	وزن	۰/۸۷۴	۰/۱۱۱	۰/۹۵۲	۰/۶۸۸
	شاخص توده بدن	۰/۹۲۶	۰/۴۱۲	۰/۸۸۳	۰/۱۴۳

*سطح معنی‌داری $p<۰/۰۵$

جدول۲: شاخص های دموگرافیک افراد مورد مطالعه

متغیر	افراد سالم (انحراف‌معیار± میانگین)	افراد فلج مغزی (انحراف‌معیار± میانگین)	p-مقدار
سن (سال)	۷/۱۶±۱/۳۳	۷/۵۸±۱/۳۱	۰/۴۴۹
قد (سانتی متر)	۱۲۶/۰۸±۲/۱۰	۱۲۷/۱۶±۲/۲۸	۰/۲۴۱
وزن (کیلوگرم)	۲۷/۲۵±۱/۹۱	۲۷/۰۸±۱/۲۴	۰/۸۰۲
شاخص توده بدن (کیلوگرم بر متر مربع)	۱۷/۱۵±۱/۳۰	۱۶/۷۶±۰/۹۴	۰/۴۱۰

جدول ۳: مولفه های طیف فرکانس نیروی عکس العمل زمین در افراد مورد مطالعه

راستا	متغیر	افراد سالم (انحراف‌معیار± میانگین)	افراد فلج مغزی (انحراف‌معیار± میانگین)	p-مقدار	اندازه اثر
قدامی-خلفی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۵/۴۱±۱/۷۲	۷/۶۶±۱/۷۲	٭۰/۰۰۴	۱/۳۰
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۵/۳۳±۲/۰۱	۷/۰۸±۱/۷۲	٭۰/۰۳۲	۰/۹۴
	میانه فرکانس	۲/۲۵±۰/۴۵	۲/۰۸±۰/۲۸	۰/۲۹۶	۰/۴۷
	پهنای باند فرکانس	۲/۵۰±۱/۶۲	۲/۵۸±۱/۶۷	۰/۹۰۳	۰/۰۴
داخلی-خارجی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۷/۲±۰۸/۱۵	۶/۴۱±۱/۸۸	۰/۴۲۸	۰/۳۳
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۶/۰۸±۱/۶۷	۷/۲۵±۱/۹۱	۰/۱۲۶	۰/۶۵
	میانه فرکانس	۲/۲۵±۰/۹۶	۲/۰۸±۰/۹۹	۰/۶۸۱	۰/۱۷
	پهنای باند فرکانس	۲/۰۸±۰/۹۰	۲/۰۰±۰/۹۵	۰/۸۲۸	۰/۰۸
عمودی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۵/۹۱±۱/۸۳	۸/۳۳±۱/۸۲	٭۰/۰۰۴	۱/۳۲
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۵/۵۰±۲/۳۱	۶/۳۳±۲/۳۸	۰/۳۹۵	۰/۳۲
	میانه فرکانس	۲/۰۸±۰/۶۶	۲/۲۵±۰/۷۵	۰/۵۷۲	۰/۲۴
	پهنای باند فرکانس	۲/۹۱±۱/۵۰	۴/۱۶±۲/۱۲	۰/۱۱۱	۰/۷۱
گشتاور آزاد	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۸/۱۶±۲/۰۸	۱۰/۴۱±۲/۷۱	٭۰/۰۳۳	۰/۹۳
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۷/۷۵±۰/۸۶	۷/۴۱±۰/۹۰	۰/۳۶۵	۰/۳۸
	میانه فرکانس	۲/۲۵±۰/۸۶	۲/۴۱±۰/۵۱	۰/۵۷۲	۰/۲۳
	پهنای باند فرکانس	۳/۰۸±۲/۴۶	۲/۷۵±۱/۷۱	۰/۷۰۴	۰/۱۵

٭ سطح معناداری p<۰/۰۵

جدول ۴: میانه فرکانس عضلانی طی راه رفتن در افراد مورد مطالعه

عضلات	افراد سالم (انحراف‌معیار± میانگین)	افراد فلج مغزی (انحراف‌معیار± میانگین)	p-مقدار	اندازه اثر
درشت نی قدامی	۷۴/۳۱±۱۵/۰۰	۵۰/۷۷±۱۳/۴۵	٭۰/۰۰۱	۱/۶۵
دوقلو داخلی	۷۱/۸۶±۱۱/۹۳	۵۷/۷۵±۱۳/۳۶	٭۰/۰۱۲	۱/۱۱
پهن خارجی	۶۴/۹۳±۱۹/۸۹	۵۶/۴۹±۱۵/۴۵	۰/۲۵۸	۰/۴۷
پهن داخلی	۶۹/۷۱±۱۵/۹۳	۶۰/۳۵±۱۳/۳۸	۰/۱۳۴	۰/۶۳
راست رانی	۶۰/۰۴±۱۹/۵۴	۴۸/۹۱±۱۳/۷۰	۰/۱۲۱	۰/۶۶
دوسررانی	۷۳/۷۷±۱۳/۷۵	۵۷/۵۷±۱۵/۱۶	٭۰/۰۱۲	۱/۱۲
نیم وتری	۶۳/۵۰±۱۵/۷۳	۵۷/۲۳±۱۷/۰۵	۰/۳۶۰	۰/۳۸
سرینی میانی	۷۴/۵۲±۱۴/۲۸	۵۴/۶۲±۱۰/۸۵	٭۰/۰۰۱	۱/۵۸

٭ سطح معناداری p<۰/۰۵

افزایش فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای قدامی-خلفی در گروه فلج مغزی را نشان می دهد. بهبود در چنین متغیرهای عملکردی به نوبه خود ممکن است خطر صدمات را کاهش دهد، زیرا اطلاعات دقیق تر در مورد وضعیت پا در فضا و تعادل بهتر و مهارت راه رفتن ممکن است به افراد در برقراری ارتباط ایمن با محیط اطراف (به عنوان مثال ترخیص موفقیت آمیز از موانع) کمک کند (۵۳). سرعت راه رفتن کمتر و طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین بالاتر در کودکان فلج مغزی نشان دهنده بازده کمتر راه رفتن و بار بیشتر در ناحیه پروگزیمال مفصل و اختلال در

تعادل است. بنابراین، انتظار می رود که کودکان فلج مغزی تلاش بیشتری را انجام می دهند، تا مرکز جرم خود را در صفحات حرکتی قرار دهند.

به علاوه تحقیق حاضر نشان داد که میزان فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مولفه گشتاور آزاد در گروه فلج مغزی در مقایسه با گروه سالم بیشتر بود. کودکان فلج مغزی به دلیل اختلالاتی که دارند می‌توانند گشتاور آزاد را در صفحه ساجیتال (Sagittal) تحت تاثیر قرار دهند. شواهد نشان داده اند که بالا بودن دامنه گشتاور آزاد می‌تواند سبب ایجاد آسیب های مربوط به اندام تحتانی گردد (۳۵). گشتاور آزاد نقش مهمی در کنترل اندازه حرکت زاویه‌ای بدن در صفحه عرضی بدن دارد (۳۵). از دلایل احتمالی بالا بودن میزان فرکانس با توان ۹۹/۵ گشتاور آزاد را می توان بالا بودن فرکانس با توان ۹۹/۵ در مولفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین و مولفه قدامی-خلفی اشاره کرد. چون هریک از این متغیرها در محاسبه گشتاور آزاد اثر گذار است.

یافته‌های این پژوهش در مقادیر فرکانس باند نیروی عکس العمل زمین در راستای عمودی، قدامی- خلفی، داخلی- خارجی طی راه رفتن در دو گروه اختلاف معناداری را نشان نداد. افزایش پهنای باند فرکانس، با فراخوانی واحدهای حرکتی در ارتباط هستند؛ به طوری که عدم تغییرات، پهنای باند فرکانس را به مشکلات کنترل در حرکت نسبت داده اند (۳۹). در همین راستا، مطالعات نشان داده است که فلج مغزی به طور قابل توجهی باعث راه رفتن نامتقارن می شود (۱۲). با وجود این یافته های پژوهش حاضر نشان داد که مولفه های تعداد هارمونی ضروری، فرکانس میانه و پهنای باند نیروی عکس‌العمل زمین در راستای گشتاور آزاد بین دو گروه اختلاف معناداری را نشان نداد. همچنین نشان داد که، میانه فرکانس عضله درشت نئی قدامی و دوقلو داخلی و دوسر رانی و سرینی میانی در کودکان فلج مغزی در مقایسه با گروه سالم کمتر بود.

بررسی متغیرهای بیومکانیکی گام برداری دارای اهمیت کلینیکی هستند و برای ارائه بازخوردهایی که برای ارزیابی اثرات درمانی یا برای طراحی برنامه های توانبخشی مفید هستند، استفاده می شود (۵۴،۵۵). بیشترین پارامترها در ارزیابی عملکرد ماهیچه های اسکلتی، میانه فرکانس و ریشه مجذور میانگین است (۵۶-۵۸). Lam و همکاران (۱۸) طی تحقیقی گزارش کردند که میانه فرکانس در گروه فلج مغزی در مقایسه با گروه سالم به طور معناداری بالاتر بود. که با نتایج تحقیق حاضر مبنی بر پایین بودن میانه فرکانس در کودکان فلج مغزی در مقایسه با کودکان سالم ناهمسو می باشد. یکی از دلایل ناهمسو بودن را می توان دامنه سنی افراد عنوان کرد. همچنین اظهار کردند که ریشه مجذور میانگین عضله درشت نئی قدامی در گروه فلج مغزی به طور قابل توجهی کوچک‌تر از افراد سالم بود. مدت زمان انقباض طولانی و فرکانس میانه بالا یک ویژگی اسپاسم عضلانی در افراد فلج مغزی است (۵۹،۶۰). در همین راستا Bojanic و همکارانش (۱۱) گزارش کردند که مقادیر متریک (Metric) عضلات درشت نئی قدامی، دوقلو میانی، پهن میانی، دوسر رانی طی راه رفتن در گروه مبتلا به فلج مغزی بالاتر است، به این معنی که الگوهای مربوط به راه رفتن در گروه کنترل نزدیک به هنجارها هستند، در حالی‌که در کودکان مبتلا به فلج مغزی مقادیر متریک راه رفتن پایین تر است. نتایج پژوهش حاضر مشابه نتایج Bojanic و همکاران (۱۱) است.

پژوهش حاضر دارای محدودیت های بود که از آن جمله می توان عدم وجود جنسیت مونث در نمونه آماری اشاره نمود. از سوی دیگر عدم ثبت هم زمان متغیرهای کینماتیکی از دیگر محدودیت های این پژوهش بود. همچنین در پژوهش حاضر سرعت راه رفتن به صورت خود انتخابی بود.

تحقیق حاضر نشان داد فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد و تعداد هارمونی‌های ضروری در مولفه های نیروهای عکس-العمل زمین در کودکان فلج مغزی در مقایسه با کودکان سالم بیشتر بود. همچنین میانه فرکانس عضلات اندام تحتانی در کودکان فلج مغزی کمتر از کودکان سالم بود. می توان بیان کرد محتوای طیف فرکانس نیروهای عکس-العمل زمین و الکترومایوگرافی ارزش کلینیکی دارد. لذا استفاده از مداخلات درمانی در جهت بهبود شاخص های طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین و الکترومایوگرافی در کودکان فلج مغزی پیشنهاد می گردد.

سپاسگزاری

پژوهش حاضر دارای کد اخلاق با شماره IR.ARUMS.REC.1397.304 بوده که از کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل دریافت گردید. محققین از تمامی آزمودنی ها جهت شرکت در این پژوهش

کمال تقدیر و تشکر را دارند، همچنین از نظرات ارزشمند داوران کمال تشکر را دارند.

منابع

1. Webb W, Adler RK. Neurology for the Speech-Language Pathologist-E-Book: Elsevier health sciences; 2016: 251-265.

2. Jalili N, Godarzi M, Rassafiani M, Haghgou H, et al. The influenced factors on quality of life of mothers of children with severe cerebral palsy: A survey study, Journal of Modern Rehabilitation 2013; 3(7): 40-47. [Persian]

3. Dalvand H, Dehghan L, Hadian MR, Feizy A, Hosseini SA. Relationship between gross motor and intellectual function in children with cerebral palsy: a cross-sectional study. ACRM 2012; 93(3): 480-484. [Persian]

4. Dobkin BH, Duncan PW. Should body weight–supported treadmill training and robotic-assistive steppers for locomotor training trot back to the starting gate? NNR 2012; 26(4): 308-317.

5. Damiano DL, DeJong SL. A systematic review of the effectiveness of treadmill training and body weight support in pediatric rehabilitation. Journal of neurologic physical therapy: JNPT 2009; 33(1): 27.

6. Drużbicki M, Rusek W, Szczepanik M, Dudek J, SNELA S. Assessment of the impact of orthotic gait training on balance in children with cerebral palsy. Acta Bioeng Biomech 2010; 12(3): 53-58.

7. Jafarnezhadgero AA, Pourrahimghoroghchi A, Darvishani MA, Aali S, Dionisio VC. Analysis of ground reaction forces and muscle activity in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction during different running strike patterns. Gait & Posture 2021; 90: 204-209.

8. Mohammadi V, Letafatkar A, Sadeghi H, Jafarnezhadgero A, Hilfiker R. The effect of motor control training on kinetics variables of patients with non-specific low back pain and movement control impairment: Prospective observational study. Journal of bodywork and movement therapies 2017; 21(4): 1009-1016. [Persian]

9. Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. Clinical Biomechanics 2002; 17(8): 615-617.

10. Hamill J, McNiven SL. Reliability of selected ground reaction force parameters during walking. Human Movement Science 1990; 9(2): 117-131.

11. 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.

12. White R, Agouris I, Fletcher E. Harmonic analysis of force platform data in normal and cerebral palsy gait. Clinical Biomechanics 2005; 20(5): 508-516.

13. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences: Routledge; 2013.

14. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait & posture 2017; 53: 236-240
.
15. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement: John Wiley & Sons; 2009: 152-145.

16. Solomonow M, Baten C, Smit J, Baratta R, et al. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. Journal of Applied Physiology 1990; 68(3): 1177-1185.

17. Majlesi M, Azadian E, Farahpour N, Jafarnezhad AA, Rashedi H. Lower limb muscle activity during gait in individuals with hearing loss. APESM 2017; 40(3): 659-665.

18. Lam W, Leong JCY, Li Y, Hu Y, Lu W. Biomechanical and electromyographic evaluation of ankle foot orthosis and dynamic ankle foot orthosis in spastic cerebral palsy. Gait & posture. 2005; 22(3): 189-197.

19. Sadeghi A, Pourrazi H, Mafi S. Effect of Eight-Week Combined Strength-Balance Training on Muscle Strength, Balance and Quality of Life in Children with Monoplegic Cerebral Palsy. Rehabilitation Research in Nursing 2020; 7(2): 52-62. [Persian]

20. Elhami M. Effect of motor dual task on the electromyographic activity of lower limb and trunk muscles during gait in cerebral palsy (CP) and healthy subjects. Studies in Medical Sciences 2021; 31(11): 836-846.

21. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behavior research methods 2007; 39(2): 175-191.

22. Mohammadkhani-Pordanjani E, Arnould C, Raji P, Nakhostin Ansari N, Hasson S. Validity and reliability of the Persian ABILHAND-Kids in a sample of Iranian children with cerebral palsy. Disability and rehabilitation 2020; 42(12): 1744-1752.

23. Dehghan L, Abdolvahab M, Bagheri H, Dalvand H. Inter rater reliability of Persian version of Gross Motor Function Classification System Expanded and Revised in patients with cerebral palsy. Daneshvar 2011; 18(6): 37-44.

24. Tye C-Y, Lwanga SK, editors. Teaching health statistics: twenty lesson and seminar outlines. Teaching health statistics: twenty lesson and seminar outlines; 1986: 230.

25. Association WM. Declaration of Helsinki. World Medical Association Declaration of Helsinki: Recommendations Guiding Medical Doctors in Biomedical Research Involving Human Subjects.(Adopted by the 18th World Medical Assembly, Helsinki, Finland, 1964 and as revised by the World Medical Assembly in Tokyo, Japan in 1975, in Venice, Italy in 1983, and in Hong Kong in 1989). Venice, Italy in. 1983.

26. Association WM. Declaration of Helsinki, 41st World Medical Assembly. Hong Kong. 1989.

27. Association WM. Declaration of Helsinki. Somerset West, South Africa, 1996; Edimburgh, Scotland, 2000.

28. Association WM. Declaration of Helsinki: Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects, Edinburgh, Scotland, October 2000. World Medical Association Recommendations Guiding Physicians in Biomedical Research Involving Human Subjects.

29. Association WM. Washington DC: 2002. Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects, as amended by the 52nd WMA Assembly, Edinburgh, Scotland. 2000.

30. Association WM. Declaration of Helsinki, Tokyo. 2004.

31. Declaration H. ICH guideline for good clinical practice. 59th WMA General Assembly, Seoul. Korea, October. 2008.

32. Goodyear MD, Krleza-Jeric K, Lemmens T. The declaration of Helsinki. British Medical Journal Publishing Group; 2007. 624-625.

33. Jafarnezhadgero AA, Shahverdi M, Madadi Shad M. The effectiveness of a novel Kinesio Taping technique on the ground reaction force components during bilateral drop landing in athletes with concurrent pronated foot and patella-femoral pain syndrome. JoAST 2017; 1(1): 22-29. [Persian]

34. Pamukoff DN, Lewek MD, Blackburn JT. Greater vertical loading rate in obese compared to normal weight young adults. Clinical Biomechanics. 2016; 33: 61-65.

35. Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Brüggemann G-P. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. Footwear Science 2016; 8(1): 1-11.

36. Robertson GE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics: Human kinetics 2013: 53-64.

37. Collins M, Xenophontos SL, Cariolou MA, Mokone GG, et al. The ACE gene and endurance performance during the South African Ironman Triathlons. Medicine and science in sports and exercise 2004; 36(8): 1314-1320.

38. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. Clinical Biomechanics 2012; 27(10): 1058-1063.

39. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. Clinical biomechanics 2011; 26(2): 207-212.

40. Jafarnezhadgero AA, Abdollahpour DM. Effect of Texture Insole on the Frequency Spectrum of Ground Reaction Forces in Children with Autism Spectrum Disorder during Walking. SJRM 2020; 3(9): 102-111. [Persian]

41. Cohen J. A power primer. Psychological bulletin. 1992; 112(1): 155.

42. 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.

43. 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. Journal of Electromyography and Kinesiology 2018; 39: 35-41.

44. Chuan CL, Penyelidikan J. Sample size estimation using Krejcie and Morgan and Cohen statistical power analysis: A comparison. Jurnal Penyelidikan IPBL 2006; 7(1): 78-86.

45. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. Dev Med Child Neurol Suppl 2007; 109(109): 8-14.

46. Rose DH, Meyer A. Teaching every student in the digital age: Universal design for learning: ERIC; 2002: 125-201.

47. Chiu M-C, Wang M-J. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. Gait & posture 2007; 25(3): 385-392.

48. Tahmasebi A, Raji P, Karimi MT. Effect of Visual Feedback on Static Standing Balance in Children with Spastic Diplegic Cerebral Palsy Compared to Normal Children. Health Rehabi. 2016; 1(2): 35-44.

49. Brenneman EC, Maly MR. Identifying changes in gait waveforms following a strengthening intervention for women with knee osteoarthritis

using principal components analysis. Gait & posture 2018; 59: 286-291.

50. Qiu F, Cole MH, Davids KW, Hennig EM, et al. Effects of textured insoles on balance in people with Parkinson's disease. PloS one 2013; 8(12) :1-8.

51. Qu X. Impacts of different types of insoles on postural stability in older adults. Applied ergonomics 2015; 46: 38-43.

52. Hatton AL, Dixon J, Rome K, Newton JL, Martin DJ. Altering gait by way of stimulation of the plantar surface of the foot: the immediate effect of wearing textured insoles in older fallers. Journal of foot and ankle research 2012; 5(1): 11.

53. Vieira T, Botter A, Gastaldi L, Sacco IC, Martelli F, Giacomozzi C. Textured insoles affect the plantar pressure distribution while elite rowers perform on an indoor rowing machine. PloS one 2017; 12(11): 1-14.

54. 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. British journal of sports medicine 2011; 45(9): 691-691.

55. Crowell HP, Davis IS. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. Clinical biomechanics 2011; 26(1): 78-83.

56. Lu WW, Hu Y, Luk KD, Cheung KM, Leong JC. Paraspinal muscle activities of patients with scoliosis after spine fusion: an electromyographic study. Spine 2002; 27(11): 1180-1185.

57. Donker S, Mulder T, Nienhuis B, Duysens J. Adaptations in arm movements for added mass to wrist or ankle during walking. Experimental brain research 2002; 146(1): 26-31.

58. Ebenbichler G, Kollmitzer J, Quittan M, Uhl F, et al. EMG fatigue patterns accompanying isometric fatiguing knee-extensions are different in mono-and bi-articular muscles. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control 1998; 109(3): 256-262.

59. Policy JF, Torburn L, Rinsky LA, Rose J. Electromyographic test to differentiate mild diplegic cerebral palsy and idiopathic toe-walking. Journal of Pediatric Orthopaedics 2001; 21(6): 784-789.

60. Rose J, Martin JG, Torburn L, Rinsky LA, Gamble JG. Electromyographic differentiation of diplegic cerebral palsy from idiopathic toe walking: involuntary coactivation of the quadriceps and gastrocnemius. Journal of Pediatric Orthopaedics 1999; 19(5): 677.

پیوست ۱

خروجی نرم افزار G*Power برای تعیین حجم نمونه