
مقایسه زوایای مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن در افراد دارای ناهنجاری crouch gait و سالم با استفاده از نرم افزار Opensim

سعیده ولی زاده^{۱*}، امیر سرشین^۲، فرزاده شم زاده^۳

ص ص:

تاریخ دریافت:

تاریخ تصویب:

چکیده

هدف از تحقیق حاضر مقایسه زوایای مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن در افراد دارای ناهنجاری crouch gait و سالم با استفاده از نرم افزار Opensim می‌باشد. روش بررسی: در پژوهش حاضر، ۱۰ فرد مبتلا به بیماری فلج پلژی و ۱۰ فرد سالم انتخاب شدند. با استفاده از نرم‌افزار اوپن‌سیم به عنوان ابزار شبیه سازی و تحلیل داده‌های بیومکانیکی، به استخراج اطلاعات شامل زوایای مفاصل مختلف بر حسب درصد سیکل حرکتی بدست آمد. نتایج آماری و فرضیه‌ها در مقایسه حداکثر مقدار زوایای مفاصل ران، زانو و مچ پا حین راه رفتن در فاز نوسان و فاز تکیه کردن، اختلاف معنی‌داری مشاهده شد. به طور کلی نتایج نشان داد که حداکثر زوایای فلکشن زانو و ران و دورسی فلکشن مچ پا در افراد دارای ناهنجاری ملایم بیشتر از افراد سالم می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: زاویه مفاصل، ناهنجاری، Opensim, Crouch gait

۱ - گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد کرج، ایران saeideh.valizadeh@gmail.com

۲- گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد کرج، ایران amir.sarshin@kiau.ac.ir

۳- عضو هیات علمی، دکتری مهندسی برق، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تبریز، استادیار

مقدمه

اصطلاح crouch gait واژه‌ای است که در مقالات برای توصیف الگوی خاصی از راه رفتن مورد استفاده قرار می‌گیرد. که اغلب به کودکان با مغزی اسپاستیک دی پلژی نسبت داده می‌شود. یکی از اولین مقالاتی که در مورد crouch gait مطالعه کرده است توسط فروست در سال ۱۹۷۱ آورده شده است که در آن crouch gait اسپاستیک را به صورت کیفی در چهار قسمت آناتومیکی آورده است. چهار قسمت آناتومیکی مربوطه شامل لوردوز تنه، فلکشن بیش از اندازه ران و زانو و دورسی فلکشن مچ پا می‌باشند. تعریف کمی crouch gait توسط ساترلند و کوپر در سال ۱۹۷۸ ارائه شده است که به صورت زاویه فلکشن بیش از ۳۰ درجه زانو و دورسی فلکشن بیش از اندازه مچ پا در فاز ایستادن تعریف شده است. اما وضعیت ران و تنه در این تعریف آورده نشده است. بنابراین این تعریف به دو قسمت آناتومیکی محدود شده است. زمانی که ساترلند و داویدز در سال ۱۹۹۳ به طبقه بندی ناهنجاری راه رفتن در افراد مبتلا به فلج مغزی، به سه صورت crouch gait؛ ملایم^۱، متوسط^۲ و شدید^۳ تقسیم شده است (۷)، (۱۲). در (۱) مدل crouch gait ملایم، متوسط و شدید و شخص سالم بصورت شبیه سازی شده نشان داده شده است. در سال ۱۹۹۲، راب دلایل crouch gait را به صورت زیر تشریح کرده است، انقباض استاتیکی و یا دینامیکی عضلات همسترینگ، عدم تعادل قدرت عضلات ران که منجر به انقباض استاتیکی و یا دینامیکی ران می‌شود، ضعف احتمالی در عضلات اکتسور رانو، ناهنجاری مچ پا و چرخش بیش از اندازه ساق پا که منجر به ضعف در عملکرد اکتشن زانو می‌شود و ناهنجاری‌های مربوط به سیستم عصبی مرکزی می‌باشند. تحقیقات نشان دادند که استفاده از ارتز دینامیکی نئوپرنی

1- Mild crouch

2- Moderate crouch

3- severe crouch

بر پارامترهای کینماتیکی موثر بر راه رفتن کودکان مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک دی پلژی موثر است. تأثیر بلافاصله‌یی با ارتز بعد از ۶ هفته، حداکثر و حداقل فلکشن ران و حداقل فلکشن زانو بیشتر از ۵ درجه کاهش یافت و طول گام حدوداً ۱۲ سانتی‌متر افزایش یافته است. همچنین بعد از ۶ هفته مداخله، در حالت بدون ارتز، میانگین حداکثر فلکشن زانو، دامنه‌ی حرکتی مفصل ران و زانو بیشتر از ۵ درجه کاهش یافتند و تعداد گام در دقیقه افزایش یافت (۱). در (۹) بیان شده است که ضعف عضلانی، معمولاً به عنوان یک علت crouch gait در افراد مبتلا به فلج مغزی است؛ درک اینکه چقدر قدرت عضلانی برای راه رفتن در crouch gait در مقایسه با راه رفتن طبیعی مورد نیاز است می‌تواند یک دید روشنی در مورد مقدار نقش عضلات ضعیف در crouch gait مشخص کند و این مساله در طراحی برنامه‌های تمرین قدرتی، می‌تواند بسیار مفید باشد. هدف از این مطالعه بررسی این مساله است که گروه‌های عضلانی مختلف چقدر می‌توانند قبل از ابتلا به crouch gait، ضعیف شوند. برای جواب به این سوال، به مطالعه شبیه‌سازی عضلانی راه رفتن سه کودک در حال رشد و شش کودک فلج مغزی مبتلا به crouch gait شدید، پرداخته شد. نتایج نشان دادند که افراد مبتلا به crouch gait متوسط، به اکستنسورهای زانوی قویتری در مقایسه با افراد سالم نیاز دارند. همچنین افراد مبتلا به crouch gait متوسط، به اداکتورهای ران و افراد مبتلا به crouch gait ملایم به پلانتر فلکسورهای مچ پای ضعیف‌تری در مقایسه با افراد سالم نیاز دارند. بنابراین کاهش قدرت عضلات اداکتورهای ران و پلانتر فلکسورهای مچ پا، می‌تواند نقش مهمی در افراد مبتلا به crouch gait داشته باشد و افزایش قدرت این عضلات با استفاده از تمرین، می‌تواند در بهبود crouch gait موثر باشد. همچنین در (۷) با بررسی و مدل‌سازی crouch gait کودکان مبتلا به فلج مغزی با استفاده از نرم افزارهای opensim، پرداخته شده و تحقیقات نشان دادند که crouch gait باعث کاهش بهره

وری راه رفتن به علت افزایش فلکشن زانو و مفصل ران در مرحله تکیه کردن می شود. در (۷) نشان داده شده است که مدل انعطاف پذیر عضله-اسکلتی با تنظیم بعضی پارامترها و یک روش آنالیز ساده می تواند تخمین دقیق و سریعی از طول عضله های همسترینگ داخلی و پسواس را در افراد مبتلا به اختلالات ماهیچه ای-عضلانی به ما بدهد. در سال ۲۰۱۱ در دانشگاه استنفورد آمریکا مقاله ای منتشر شد که شبیه سازی دینامیک حرکت، مطالعه هماهنگی عصبی عضلانی، تجزیه و تحلیل عملکرد ورزشی و برآورد بار داخلی سیستم اسکلتی عضلانی را شامل می شود. شبیه سازی، همچنین روشی برای منابع پاتولوژیک حرکت و ایجاد مبنای علمی برای برنامه ریزی درمان می باشد. نرم افزار opensim به کاربران امکان می دهد به توسعه مدل اسکلتی عضلانی، ایجاد ساختارها و شبیه سازی پویا از طیف گسترده ای از حرکت پردازند و با استفاده از این سیستم به شبیه سازی دینامیک افراد با راه رفتن پاتولوژیک پرداخته و به کشف درمان بیومکانیکی برسند. با این نرم افزار جامع یک کارشناس بیومکانیک می تواند یک کتابخانه از شبیه سازی را بسازد که می توان آنرا رد و بدل کرد. توسعه این نرم افزار تلاش هماهنگ بسیاری از محققان را به شمار فن آوران این جامعه تبدیل می کند. دیدن این چالش ها باعث سرعت بخشیدن به کشف اصول حاکم بر کنترل حرکت شده و در بهبود درمان برای افراد مبتلا به بیماری های حرکتی می تواند مفید باشد (۱۹). جراحی طول همسترینگ یک درمان معمول از crouch gait است. در حالی که برخی بیماران با عمل جراحی بهبود یافته اند، بسیاری دیگر، نشان می دهند هیچ بهبودی بدست نیاورده اند و یا حتی بدتر نیز شده اند (۳). اغلب این به خاطر شناسایی نادرست علت اصلی crouch به دلیل مشکلات در تخمین دینامیکی طول همسترینگ در تست های فیزیکی می باشد. در (۲) یک سری از شبیه سازی های دینامیکی سه بعدی بر مبنای عضله را مورد تحلیل قرار داده اند تا اینکه شتاب زاویه ای زانو را که توسط عضله

تولید می‌شود، بیابند. همچنین، نشان داده شده است که کودکان مبتلا به فلج مغزی، اغلب به صورت اکستنشن زانوی محدود در طول فاز نوسان آخر راه رفتن، راه می‌روند که منجر به موقعیت نامطلوب (crouch gait) در نگاه اولیه شده و گشاد گشاد راه می‌روند. از آنجایی که فاکتورهایی که زانو را در طول راه رفتن معمولی باز می‌کنند به خوبی شناخته نشده‌اند و همچنین، به خاطر اینکه پتانسیل تک تک عضله‌ها در محدود کردن نوسان کاری اکستنشن زانو، ناشناخته می‌باشند، برخورد با این حرکت کردن نامطلوب، مباحثه برانگیز است. در (۵) از تحلیل حرکت بدن، نیروی عکس‌العمل زمین و اندازه‌گیری‌های EMG، به بحث در مورد اینکه عضله‌ها چگونه در راه رفتن انسان با هم همکاری دارند پرداخته شده است. از آنجایی که انتقال انرژی بین اعضا، حتی اعضا مجاور و متصل به یک مفصل، فقط با محاسبه توان مفصل‌ها و سرعت زاویه‌ای عضوها قابل کشف نیست، عضله‌ها از یک مفصل به مفصل دیگر، توان منتقل می‌کنند تا در اصول هماهنگی عضله‌ها دخالت کنند. لذا در (۵) به استفاده از شبیه‌سازی دینامیکی برای انجام تحلیل توان و تحلیل شتاب عضوها که توسط عضله‌ها تولید می‌شوند، پرداخته شده است. چنین تحلیل‌هایی نشان می‌دهند که انتقال انرژی بین اعضا که ناشی از نیروی تولید شده توسط ماهیچه‌ها می‌باشد، می‌تواند اساساً مستقل از کاهش طول یا افزایش طول در نظر گرفته شود. همچنین در (۵) نشان داده شده است که چگونه انرژی تولید شده توسط عضله‌ها، با هماهنگی عضله‌هایی که انرژی تولید نمی‌کنند به قسمت‌های دیگر بدن می‌رسد.

روش شناسی تحقیق:

در این تحقیق از اطلاعات آزمودنی‌های مبتلا به فلج مغزی^۱ از نوع اسپاستیک دی

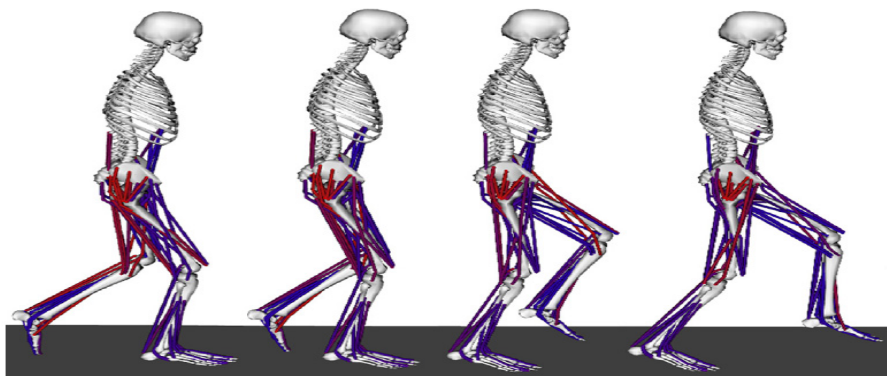
1- Cerebral palsy

پلژی^۱ بیمارستان تخصصی کودکان جیلت^۲، که توسط آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه استنفورد جمع آوری شده است. در این تحقیق از ۲۰ آزمودنی پسر که ۱۰ آزمودنی مبتلا به crouch و ۱۰ نفر دیگر سالم می‌باشد. محدوده سنی آزمودنی‌ها بین ۷ الی ۹ سال، قد آنها بین ۱.۲۰ الی ۱.۳۴ سانتی‌متر، وزنشان بین ۱۸ الی ۳۶ کیلوگرم و طول پاهایشان بین ۰.۶ متر الی ۰.۶۵ متر می‌باشند. از آنجایی که پروفایل زوایای مفاصل ران شامل فلکشن و اکستنشن، چرخش خارجی و داخلی، اداکشن و ابداکشن و زاویه فلکشن و اکستنشن زانو و زاویه دورسی فلکشن و پلانتر فلکشن مچ پا در افراد سالم و افراد مبتلا به ناهنجاری crouch gait متفاوت می‌باشند، در (۷)، (۸) و (۱۵) به مطالعه نمودار زوایای مفاصل ران، زانو و مچ پا در افراد مبتلا به ناهنجاری crouch gait و سالم پرداخته شده است، لذا در این تحقیق، از زوایای مفاصل ران، زانو و مچ پا برای مقایسه افراد سالم و دارای ناهنجاری استفاده شده است. از آنجایی که هدف از این تحقیق، مقایسه زوایای مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن افراد سالم با افراد مبتلا به ناهنجاری crouch gait می‌باشد و پارامترهای بیومکانیکی مربوطه به صورت نمودار می‌باشند، باید برای هر نمودار نماینده‌ای که به صورت یک عدد می‌باشد انتخاب کرد تا بتوان با استفاده از آزمون‌های آماری مختلف به وجود تفاوت معنی‌دار بین دو جامع آماری مذکور (افراد سالم و افراد دارای ناهنجاری) پی برد. در این تحقیق، ماکزیمم نمودار به عنوان نماینده‌ی هر نمودار مربوط به پارامتر بیومکانیکی در نظر گرفته شده است. لازم به ذکر است که ماکزیمم‌های زوایای مفاصل مربوطه برای فازهای تکیه کردن و نوسان، به صورت جداگانه در نظر گرفته شده‌اند تا بتوان اطلاعات بیشتری به منظور مقایسه دو جامعه آماری افراد سالم و افراد مبتلا به ناهنجاری بدست آورد. در جمع‌آوری داده‌ها توسط محققان دانشگاه استنفورد، اطلاعات تحلیل حرکتی و

1- Spastic diploidy

2- Gillette Children's Specialty Healthcare

سینماتیک حرکت، توسط ۱۲ دوربین و مارکرهای استاندارد که به اشخاص نصب شده بود، جمع آوری شده است. همچنین به منظور اندازه‌گیری نیروها و گشتاورهای عکس‌العمل زمین، از ۴ فورس پلیت استفاده شده است که با فرکانس ۱۰۸۰ هرتز و فیلتر پایین‌گذر ۲۰ هرتز عمل نمونه برداری را انجام می‌دهند. آزمودنی‌های مربوطه با سرعت دلخواه در حدود ۰.۸۶ الی ۱.۱ متر بر ثانیه حرکت می‌کنند و سیگنال‌های EMG از عضلات همسترینگ، دوسر رانی، راست رانی، دوقلو و درشت نی قدامی با نرخ نمونه برداری ۱۰۸۰ هرتز نمونه برداری شده و پس از عبور از فیلتر میان‌گذر با فرکانسهای قطع ۲۰ هرتز و ۴۰۰ هرتز، یکسو شده و از فیلتر پایین‌گذر با فرکانس قطع ۱۰ هرتز عبور داده می‌شود. با توجه به ماکزیموم و مینیوم سیگنال‌های EMG به دست آمده از هر عضله در تمامی آزمودنی‌ها، سیگنال‌های مربوطه بین صفر تا یک مقیاس‌دهی می‌شوند به طوری که مقادیرشان بین صفر تا یک قرار گیرند. برای مدل‌سازی، از مدل اسکلتی-عضلانی با ۱۹ درجه آزادی و شامل ۹۲ محرک عضله‌ای-تاندونی استفاده شده است که با توجه به ویژگی‌های آناتومی هر آزمودنی، مدل اسکلتی-عضلانی مربوطه تغییر مقیاس داده می‌شود (شکل (۱)).



شکل ۱: مدل Opensim در مراحل مختلف گام حرکتی در فرد مبتلا به crouch gait.

درجات آزادی در مدل اسکلتی-عضلانی مربوطه شامل، مفصل گوی و کاسه‌ای در نزدیکی سومین مهره کمری، مفصل گوی و کاسه‌ای در هر ران، مفصل صفحه‌ای در هر زانو و مفصل دورانی در هر میچ پا می‌باشد. شبیه‌سازی مربوطه توسط نرم افزار Opensim انجام می‌شود که یک نرم افزار قوی در تحلیل‌های بیومکانیکی می‌باشد. اطلاعات کینماتیکی و نیروی عکس العمل زمین به نرم افزار Opensim داده می‌شود که در آن توسط الگوریتم کنترل عضله، مقدار تحریک عضله مشخص می‌شود و از روی آن شبیه سازی دینامیکی رو به جلو طوری تنظیم می‌شود که خطای بین اطلاعات کینماتیکی شبیه سازی شده و اطلاعات کینماتیکی اندازه‌گیری شده مینیمم شود. فعالیت عضله‌ای که بدین صورت تخمین زده می‌شود، مشابه روشی که برای تغییر مقیاس سیگنال EMG ذکر شد، تغییر مقیاس داده می‌شود و با سیگنال‌های EMG اندازه‌گیری شده مقایسه می‌شود تا درستی زمان بندی فعالیت عضله‌ها مورد ارزیابی قرار گیرند. در صورت وجود هر گونه خطا بین فعالیت شبیه‌سازی شده و سیگنال‌های EMG اندازه‌گیری شده، به منظور تعریف ماکزیمم و مینیمم فعالیت شبیه‌سازی شده عضله و محدود کردن آن، از سیگنال EMG تغییر مقیاس داده شده استفاده می‌شود (۱۰).

یافته‌های تحقیق:

برای مقایسه زوایای بدست آمده، از تحلیل واریانس چندگانه با آزمون تعقیبی مربوطه با تصحیح بن‌فرونی استفاده شد. نتایج آماری و فرضیه‌ها در حداکثر مقدار زوایای مفاصل ران، زانو و میچ پا حین راه رفتن در فاز نوسان و فاز تکیه کردن، اختلاف معنی‌داری مشاهده شد، (جدول ۱ و ۲).



جدول ۱. نتایج آزمون‌های تعقیبی تحلیل واریانس چندگانه برای مقایسه زوایای مفاصل اندام تحتانی بین دو گروه در فاز تکیه کردن

Sig	F _{1,18}	میانگین مجذورات خطا	مجموع مجذورات خطا	میانگین مجذورات	مجموع مجذورات گروه	
۰۰۰/۰*	۷۰۷/۱۳۷	۱۴۷/۲	۶۴۹/۳۸	۶۸۰/۲۹۵	۶۸۰/۲۹۵	دورسی فلکشن
۰۰۰/۰*	۸۶۴/۳۹	۴۰۸/۱	۳۳۷/۲۵	۱۱۳/۵۶	۱۱۳/۵۶	پلاتنار فلکشن
۰۰۰/۰*	۵۲۳/۱۸	۳۰۵/۴۱	۴۸۵/۷۴۳	۰۸۴/۷۶۵	۰۸۴/۷۶۵	فلکشن زانو
۶۴۲/۰	۲۲۲/۰	۶۲۶/۲۹	۲۷۷/۵۳۳	۶۱۲/۶	۶۱۲/۶	فلکشن ران
۶۶۶/۰	۱۹۲/۰	۹۵۷/۷۵	۲۲۹/۱۳۶۷	۶۲۰/۱۴	۶۲۰/۱۴	اکستنشن ران
۰۰۰/۰*	۱۲۳/۲۲	۰۱۱/۳	۱۹۷/۵۴	۶۱۳/۶۶	۶۱۳/۶۶	اداکشن ران
۰۰۱/۰*	۳۷۴/۱۶	۴۹۹/۱۷	۹۸۵/۳۱۴	۵۲۵/۲۸۶	۵۲۵/۲۸۶	ابداکشن ران
۰۰۰/۰*	۲۳۰/۱۵	۱۸۲/۴۱	۲۷۸/۷۴۱	۲۰۰/۶۲۷	۲۰۰/۶۲۷	چرخش داخلی ران
۲۰۸/۰	۷۰۳/۱	۱۵۵/۶	۷۸۳/۱۱۰	۴۸۴/۱۰	۴۸۴/۱۰	چرخش خارجی ران

* اختلاف معنی دار بین دو گروه $P < 0.0055$

جدول ۲. نتایج آزمون‌های تعقیبی تحلیل واریانس چندگانه برای مقایسه زوایای مفاصل اندام تحتانی بین دو گروه در فاز نوسان

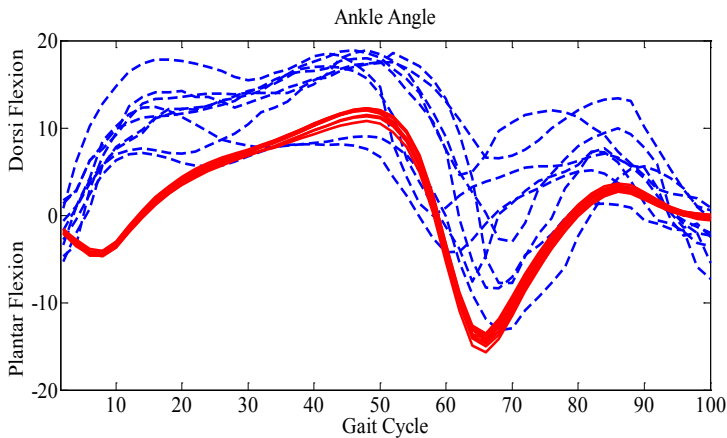
Sig	F _{1,18}	میانگین مجذورات خطا	مجموع مجذورات خطا	میانگین مجذورات	مجموع مجذورات گروه	
۵۰۶/۰	۴۶۱/۰	۱۱۱/۱	۰۰۶/۲۰	۵۱۲/۰	۵۱۲/۰	دورسی فلکشن
۰۰۰/۰*	۴۷۶/۱۴۷	۳۶۳/۵	۵۲۳/۹۶	۹۰۵/۷۹۰	۹۰۵/۷۹۰	پلاتنار فلکشن
۰۰۳/۰*	۰۷۹/۱۲	۷۷۱/۳۴	۸۸۳/۶۲۵	۹۸۶/۴۱۹	۹۸۶/۴۱۹	فلکشن زانو
۲۰۰/۰	۷۶۸/۱	۱۷۸/۲۲	۲۰۰/۳۹۹	۲۰۰/۳۹	۲۰۰/۳۹	فلکشن ران
۰۰۲/۰*	۸۱۲/۱۲	۵۸۵/۱۳	۵۲۸/۲۴۴	۰۵۰/۱۷۴	۰۵۰/۱۷۴	اکستنشن ران
۰۳۱/۰	۴۹۳/۵	۵۳۲/۳	۵۸۵/۶۳	۴۰۵/۱۹	۴۰۵/۱۹	اداکشن ران
۰۰۱/۰*	۶۹۰/۱۵	۴۲۳/۱۳	۶۰۹/۲۴۱	۶۰۱/۲۱۰	۶۰۱/۲۱۰	ابداکشن ران
۰۰۱/۰*	۶۴۳/۱۴	۶۷۰/۳۳	۰۶۵/۶۰۶	۰۲۵/۴۹۳	۰۲۵/۴۹۳	چرخش داخلی ران
۱۸۵/۰	۸۹۸/۱	۱۵۵/۶	۹۲۵/۶۴	۸۴۴/۶	۸۴۴/۶	چرخش خارجی ران

* اختلاف معنی دار بین دو گروه $P < 0.0055$

بحث:

هدف اصلی این پژوهش بدست آوردن اطلاعات بیومکانیکی زوایای مفاصل حین راه رفتن افراد مبتلا به crouch gait و مقایسه آن با افراد سالم بود. به منظور بدست آوردن تفاوت معنی دار بین زوایای مفاصل افراد مبتلا به crouch gait و افراد سالم، از آزمون‌های آماری استفاده شده است. نتایج استفاده از آزمون‌های آماری نشان می‌دهد که، تفاوت معنی داری بین افراد مبتلا به crouch gait با افراد سالم وجود دارد که می‌توان توسط این نتایج، به تحلیل آناتومیکی و تفسیر در تفاوت در توانایی عضلات پرداخت. لازم به توضیح است که مشابه تحقیقات (۱۴)، در این تحقیق برای تحقیقات آماری از ماکزیمم زوایای مفاصل مختلف استفاده شده است. لازم به ذکر است که crouch gait، یکی از شایع‌ترین پاتولوژی‌های راه رفتن در بیماران مبتلا به فلج مغزی است که با افزایش فلکشن زانو در سراسر فاز ایستادن و اغلب افزایش در فلکشن و چرخش داخلی ران مشخص می‌شود (۲۰). راه رفتن به صورت دولا باعث افزایش هزینه انرژی و درد و انحطاط مفاصل شده و علاوه بر این، crouch gait بدون مداخله در طول زمان، بدتر نیز می‌شود. یک گروه از عوامل ممکن که به ایجاد crouch gait مربوط می‌باشد، سفتی عضلات، ضعف، اسپاسم، ناهنجاری اسکلتی و کاهش موتور کنترل می‌باشد (۸). crouch gait، در افراد مبتلا به فلج مغزی مشاهده می‌شود و تمام افراد مبتلا به فلج مغزی جنبه‌های غیر معمول راه رفتن را نمایش می‌دهند. طبیعت غیرکنتیک افراد مبتلا به فلج مغزی با راه رفتن سخت به دلیل ترکیبی از عوامل، از جمله ناهنجاری‌های فیزیکی، چرخش نامنظم مفاصل پا، بافت تون عضلانی مانند هیپرتون^۱، سفتی عضلات و هیپرتونی فقدان تون عضلانی می‌باشد. به علاوه برای یک راه رفتن غیرمعمول، روی هم رفته بیماران مبتلا به فلج مغزی ممکن است نوع خاصی

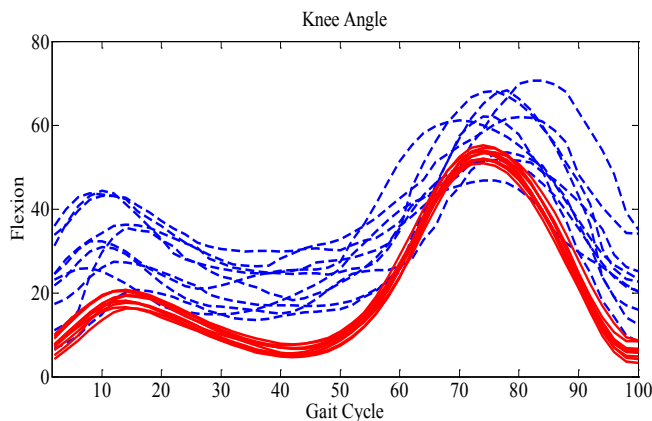
از راه رفتن انحرافی را نشان دهند (۴). کودکان مبتلا به فلج مغزی با افزایش فلکشن زانو و افزایش بیش از حد دورسی فلکشن مچ پا و خم شدن بیش از حد ران در دامنه مسیر حرکت در طول چرخه راه رفتن، هستند (۲۰). در ادامه به تحلیل نمودارهای زوایای مچ پا، زانو و ران پرداخته می‌شود.



شکل ۲: نمودارهای زاویه فلکشن مچ پا برای ۱۰ آزمودنی مبتلا به crouch gait همراه با ۱۰ آزمودنی سالم.

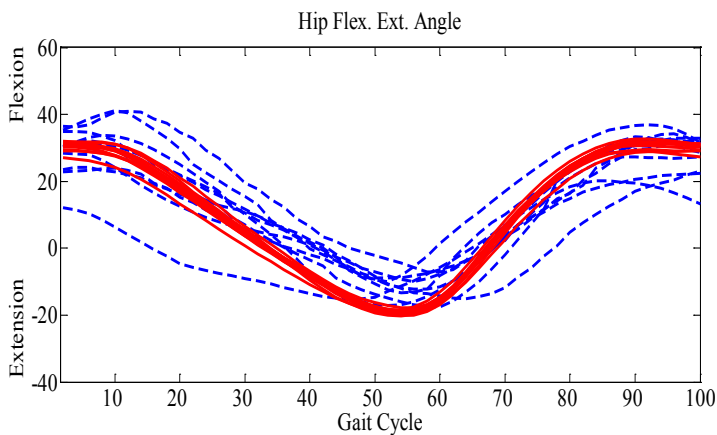
مچ پا: با توجه به شکل (۲) به راحتی می‌توان دید که در بخش ابتدایی و انتهایی فاز تکیه کردن، حداکثر پلانتر فلکشن در افراد سالم بیشتر از افراد دارای ناهنجاری است که این مطابق با یافته‌های آماری فصل چهارم می‌باشد. همچنین در فاز تکیه کردن، افراد مبتلا به ناهنجاری crouch gait دارای دورسی فلکشن بالایی نسبت به افراد سالم می‌باشند. همچنین در انتهای فاز نوسان، دورسی فلکشن افراد مبتلا به ناهنجاری crouch gait بیشتر از افراد سالم می‌باشد. با توجه به مطالب گفته شده، می‌توان گفت که در افراد مبتلا به crouch gait ملایم، عضلات پلانتر فلکسور ضعیف تر از افراد سالم می‌باشد که منطبق با یافته‌های (۱۶) می‌باشد.

زانو: با توجه به شکل (۳) به راحتی می‌توان دید که، در فاز تکیه‌کردن (تا ۶۰ درصد)، زاویه فلکشن زانو در افراد مبتلا به crouch gait بسیار بیش از افراد سالم می‌باشد و در فاز نوسان (۶۰ تا ۱۰۰ درصد)، دامنه حرکتی زانو در افراد مبتلا به crouch gait کمی کاهش می‌یابد که این می‌تواند به دلیل گرفتگی و ضعف در عضله راست رانی و همین‌طور کاهش فعالیت عضلات پهن میانی، داخلی و خارجی در افراد مبتلا به crouch gait باشد. همچنین فعالیت عضله همسترینگ در فاز تکیه‌کردن (تا ۶۰ درصد)، در افراد مبتلا به crouch gait بیشتر از افراد سالم است که منطبق با یافته‌های (۴) می‌باشد. همین‌طور با توجه به شکل (۳)، به راحتی می‌توان دید که در مرحله انتهایی نوسان، اکستنشن زانو در افراد سالم پایین‌تر است در حالی که در افراد مبتلا به crouch gait کاهش چشمگیری ندارد که این می‌تواند به دلیل تغییر در عملکرد عضلات مربوط به زانو باشد که به دلیل بیماری crouch gait ایجاد می‌شود و منطبق با یافته‌های (۱۲) است



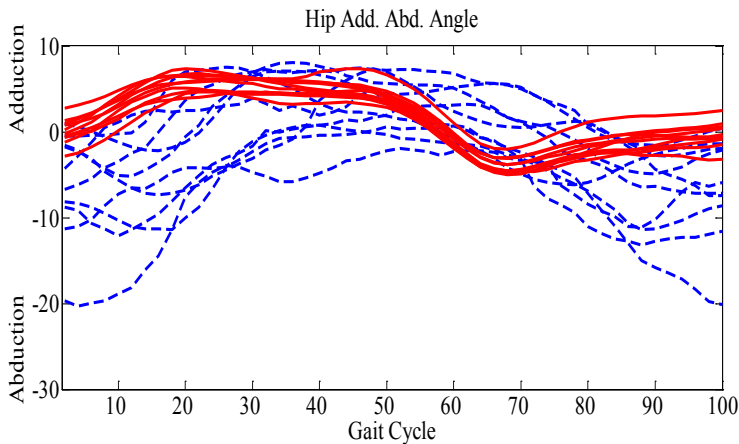
شکل ۳: نمودارهای زاویه فلکشن زانو برای ۱۰ آزمودنی مبتلا به crouch gait همراه با ۱۰ آزمودنی سالم.

فلکشن ران: با توجه به شکل (۴) به راحتی می‌توان دید که، در فاز تکیه کردن، زاویه فلکشن ران افراد مبتلا به crouch gait بیشتر از زاویه فلکشن افراد سالم بوده و زاویه اکستنشن ران آنها کمتر از افراد سالم می‌باشد. در مرحله نوسان، زاویه فلکشن افراد مبتلا به crouch gait کمتر از زاویه فلکشن افراد سالم می‌باشد.



شکل ۴: نمودارهای زاویه فلکشن و اکستنشن ران برای ۱۰ آزمودنی مبتلا به crouch gait همراه با ۱۰ آزمودنی سالم.

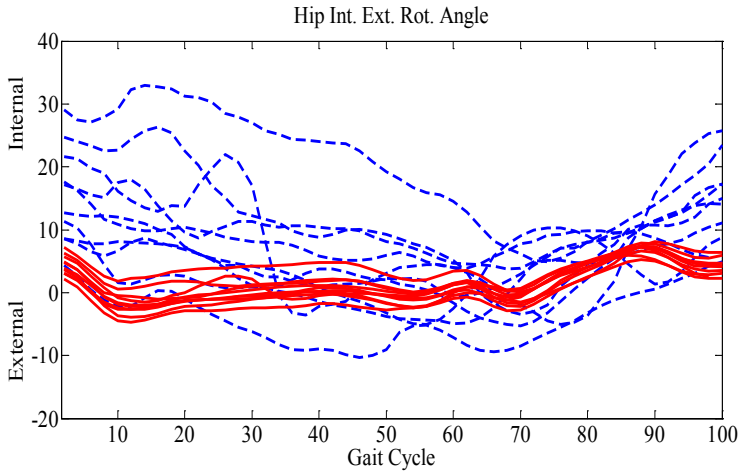
همین‌طور در انتهای فاز تکیه کردن، اکستنشن ران در افراد مبتلا به crouch gait کمتر از افراد سالم می‌باشد که این می‌تواند ناشی از فلکشن بیش از اندازه زانو در فاز تکیه کردن و یا وضعیت نامناسب لگن (تیلت قدامی) در افراد مبتلا به crouch gait باشد (۴).



شکل ۵: نمودارهای زاویه ابداکشن و اداکشن ران برای ۱۰ آزمودنی مبتلا به crouch gait همراه با ۱۰ آزمودنی سالم.

اداکشن ران: با توجه به شکل (۵)، در مرحله تکیه کردن، افراد مبتلا به crouch gait نسبت به افراد سالم، به سمت ابداکشن متمایل می‌باشند.

چرخش ران: با توجه به شکل (۶) می‌توان دید که در مرحله تکیه کردن (تا ۶۰ درصد)، پای افراد مبتلا به crouch gait نسبت به افراد سالم، چرخش داخلی دارند که داشتن چرخش داخلی ران یکی از ویژگی‌های افراد مبتلا به crouch gait می‌باشد (۲۰). در ابتدای مرحله نوسان اگرچه دوران پای افراد مبتلا به crouch gait و افراد سالم تقریباً مشابه می‌باشند، ولی در انتهای مرحله نوسان که فرد می‌خواهد پای خود را به زمین بگذارد، پای افراد مبتلا به crouch gait دوباره چرخش داخلی پیدا می‌کنند. می‌توان گفت که این نتایج مطابق با تحلیل‌های آماری مربوطه می‌باشد که حداکثر زاویه چرخش داخلی ران در فازهای تکیه کردن و نوسان اختلاف معنی داری دارند و چرخش داخلی افراد دارای ناهنجاری بیشتر از افراد سالم می‌باشد.



شکل ۶: نمودارهای زاویه دوران داخلی و خارجی ران برای ۱۰ آزمودنی مبتلا به crouch gait و ۱۰ آزمودنی سالم.

نتیجه‌گیری:

با توجه به نتایج بدست آمده از این تحقیق، می‌توان به این نتیجه رسید که در فاز تکیه‌کردن، افراد مبتلا به crouch gait، نسبت به افراد سالم از زاویه فلکشن زانوی بیشتری برخوردارند (شکل (۳)). همچنین افراد مبتلا به crouch gait، نسبت به افراد سالم از زاویه چرخش داخلی و فلکشن ران بیشتری برخوردارند (شکل (۴) و (۶)) که با نتایج بدست آمده در (۱۶) سازگار می‌باشد. لازم به ذکر است که نتایج بدست آمده از آزمون مقایسه آماری، دلالت بر وجود تفاوت معنی‌دار در زاویه فلکشن زانو، چرخش داخلی و فلکشن ران دارد. با توجه به مطالب ذکر شده در مورد ضعف عضلات در افراد مبتلا به crouch gait، می‌توان گفت که در افراد مبتلا به crouch gait، عضلات باید فعالیت بیشتری نسبت به افراد سالم داشته باشند تا موقعیت یک عضو را بتوانند حفظ کنند که این باعث افزایش در مصرف انرژی افراد مبتلا به crouch gait می‌شود.

منابع

۱. میر باقری، (۱۳۹۱). مطالعه موردی تأثیر ارتز داینامیکی نئوپرنی بر پارامترهای موثر بر راه رفتن یک کودک فلج مغزی اسپاستیک دای پلژی، فصلنامه علمی پژوهشی توانبخشی؛ (۱۲)، ۲۲-۲۸.
2. Arnold, A. (2007), Muscular coordination of knee motion during the terminal-swing phase of normal gait, *Journal of Biomechanics*: (40), 3314-3324.
3. Chambers, H. G. (2001), Treatment of functional limitations at the knee in ambulatory children with cerebral palsy. *European Journal of Neurology*: (8), 59-74.
4. Davis, R. B. (2002), *Clinical Gait Analysis and Its Role in Treatment Decision-Making*, Medscape.
5. Felix, E. Z. (2002), Biomechanics and muscle coordination of human walking Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations, *Gait and Posture*: (16), 215-232.
6. Gage, J. R. and Schwartz, M., *Pathological gait and lever-arm dysfunction*, 2004.
7. Hoa, X. H. (2012), Crouched posture maximizes ground reaction forces generated by muscles, *Gait and Posture*: (36), 405-408.
8. Jennifer, L. H. (2008), Crouched postures reduce the capacity of muscles to extend the hip and knee during the single-limb stance phase of gait, *Journal of Biomechanics*: (41), 960-967.
9. Katherine, M. S. (2012), How much muscle strength is required to walk in a crouch gait?, *Journal of Biomechanics*: (45), 2564 – 2569.
10. Katherine, M. S. (2010), Muscle contributions to support and progression



- during single-limb stance in crouch gait, *Journal of Biomechanics*: (43), 2099–2105.
11. Lin, C. J. and Guo, L. Y. (2000), Common abnormal kinetic patterns of the knee in gait in spastic diplegia of cerebral palsy. *Gait and Posture*: (11), 224-232.
12. Marjolein, M. (2010), How much Grouch gait can dynamically induce stiff knee gait, *Annals of biomedical engineering*: (38), 1593-1606.
13. Rab, G. T. (1992), Consensus. In Sussman MD (Ed.): *The Diplegic Child: Evaluation and Management*. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons: 337-339.
14. Rodda. J. M. (2005), Sever crouch gait in the sagittal gait patterns of spastic diplegic cerebral palsy: the impact of single event multilevel surgery: Ph.D. thesis.
15. Steele, K. M. (2012), Compressive tibiofemoral force during crouch gait, *Gait and Posture*: (35), 556-560.
16. Steele, K. M. (2012), How much muscle strength is required to walk in a crouch gait?, *Journal of Biomechanics*: (45), 2564 – 2569.
17. Steinwender, G. and Saraph, V. (2001), Hip locomotion mechanisms in cerebral palsy crouch gait, *Gait and Posture*: (13), 78-85.
18. Sutherland, D. H. and Cooper, L. (1978), The pathomechanics of progressive crouch gait in spastic diplegia, *Orthopedic Clinics of North America*: (9), 143-153.
19. Scott, L. D. (2011), OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement, *IEEE Transactions on biomedical*

engineering: (54), 1940-1947.

20. Wren, T. A. (2005), Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy: influence of cerebral palsy subtype, age, and previous surgery, Journal of pediatric Orthopaedics: (25), 79-83.