

بررسی اثر ارتوز داینامیکی نئوپرنی بر کنترل پاسچر کودکان فلج مغزی

مریم حسینی^۱، صدیقه سادات میرباقری^۲، دکتر محمود بهرامی زاده^۳، دکتر مهدی رصافیانی^۴، رسول ترکمن^۵

- ۱- کارشناس ارشد ارتوز و پروتز، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
- ۲- کارشناس ارشد ارتوز و پروتز، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، هیئت علمی
- ۳- دکترای تخصصی ارتوز و پروتز، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، هیئت علمی
- ۴- دکترای تخصصی کاردمانی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، هیئت علمی
- ۵- کارشناسی ارشد آسیب‌های ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه آزاد اسلامی واحد بروجرد

چکیده

زمینه و هدف: کودکان فلج مغزی اغلب اختلالاتی را در حرکت و پاسچر نشان می‌دهند. هدف از این مطالعه بررسی اثر ارتوز داینامیکی نئوپرنی جدید، بر تعادل در کودکان فلح مغزی می‌باشد.

روش بررسی: پنج کودک فلح مغزی اسپاستیک دای پلزی با میانگین سنی $29/39 \pm 13/89$ سال و میانگین وزن $66 \pm 3/78$ کیلوگرم وارد مطالعه شدند. میزان زاویه اکستنشن زانو با استفاده از الکتروگونیومتر، پارامترهای جایجاوی مرکز فشار COP با استفاده از دستگاه صفحه نیرو کیسلر مدل (BA, Kistler- Switzerland) و تعادل عملکردی کودکان فلح مغزی با استفاده از تست برگ قبل و بعد از ۶ هفته پوشیدن ارتوز نئوپرنی، مورد ارزیابی قرار گرفتند. جهت مقایسه داده‌ها قبل و بعد از ۶ هفته از آزمون ویلکاکسون استفاده گردید.

یافته‌ها: در مقایسه میزان زاویه اکستنشن زانوی راست قبل و بعد از پوشیدن ارتوز نئوپرنی، اختلاف معناداری مشاهده شد ($P=0.03$). اما در میزان زاویه اکستنشن زانوی چپ اختلاف معناداری مشاهده نگردید ($P=0.7$). نتایج مطالعه در بررسی پارامترهای جایه جایی مرکز فشار، هیچ اختلاف معناداری را در پارامترها نشان نداد. اما تعادل عملکردی کودکان فلح مغزی با استفاده از ارتوز نئوپرنی بهبودی معناداری را نشان داد.

نتیجه گیری: ارتوز جدید نئوپرنی می‌تواند در اصلاح راستای بیومکانیکی زانو و همچنین بهبود تعادل عملکردی موثر باشد.
کلیدواژه‌ها: فلح مغزی، ارتوزهای داینامیک لیکرا، کنترل پاسچر

(ارسال مقاله ۱۳۹۳/۴/۲، پذیرش مقاله ۱۳۹۳/۸/۳)

نویسنده مسئول: تهران، میدان اوین، بلوار دانشجو، بن بست کودکیار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، گروه ارتوز و پروتز

Email: mbzoandp@gmail.com

مقدمه

شدید زانو و هیپ)، سیستم کنترل پاسچر نمی‌تواند به طور موثر وضعیت و حرکت بدن در فضا را، کنترل کند (۸).

توانایی حفظ کنترل پاسچر یک فاکتور مهم برای انجام بسیاری از فعالیت‌های روزمره می‌باشد. اگرچه حفظ ثبات تعادل در افراد سالم به صورت اتوماتیک انجام می‌شود، برای کودکان فلح مغزی و سایر افراد فاقد ثبات تعادلی یک هدف چالش برانگیز محسوب می‌شود (۹). کنترل ضعیف تعادل یک عامل موثر در بروز مشکلات در راه رفتن و دست دراز کردن تمامی حرکات ضروری می‌باشد (۷).

یکی از روش‌های درمانی محافظتی در این کودکان مداخلات ارتوزی می‌باشد. ارتوزهایی که برای کودکان فلح مغزی استفاده می‌شود انواعی از AFO (Anklefootorthosis) و ارتوزهای داینامیک لیکرا (DynamicLycraorthosis) می‌باشند (۱۰). ارتوزهای داینامیک لیکرا برای کودکان فلح

فلج مغزی شایع‌ترین ناتوانی جسمی دوران کودکی می‌باشد (۱). این ناتوانی ناشی از اختلالات غیر پیشروندهای است که در دوران تکامل مغز جنین یا نوزاد اتفاق می‌افتد و منجر به اختلالات حرکتی و پاسچر شده و محدودیت‌های عملکردی حرکتی در وجود می‌آورد (۲). مهمترین اختلالات عملکردی حرکتی در کودکان فلح مغزی، کاهش سرعت راه رفتن، کاهش هماهنگی حرکات، الگوی حرکت غیرطبیعی و اختلال در تعادل و ثبات پاسچر می‌باشد. (۳،۴).

اختلال در کنترل تعادل و حفظ ثبات پاسچر یک مسئله‌ای اساسی در کودکان فلح مغزی است که با گذشت زمان و رسیدن به بلوغ بهبود نمی‌یابد، (۵،۶) و علت بسیاری از مشکلات راه رفتن در کودکان می‌باشد (۷) در کودکان فلح مغزی، به علت عدم توانایی تولید نیروی عضلانی مناسب و هماهنگی و یکپارچگی اطلاعات حسی دریافت شده از گیرندهای مختلف بدن، و ایجاد حالت کراج (دورسی فلکشن شدید مج و فلکشن

عملکردی با معیار کلینیکی برگ پردازد وجود ندارد. در مطالعات گذشته همچنین مشکلاتی نظیر نمونه‌های ناهمگن، سختی پوشیدن و درآوردن ارتز به علت دربرگرفتن کل بدن و مسائل مربوط به دستشویی وجود داشته است (۴، ۱۵، ۲۳).

در مطالعه حاضر با توجه به اینکه ارتز مورد استفاده فقط دربرگیرنده اندام تحتانی می‌باشد و از زیپ‌های جانی در آن استفاده شده است، مشکلات مربوط به ارتزهای قبلی تا حدودی مرتفع گردیده‌اند (۲۲). هدف از انجام این مطالعه بررسی اثر یک ارتز نوپرینی دربرگیرنده اندام تحتانی بر تعادل کودکان فلج مغزی اسپاستیک دی‌پلژی با استفاده از یک صفحه نیرو و معیار ارزیابی تعادلی برگ برای ارزیابی تعادل عملکردی می‌باشد. معیار تعادلی برگ برای ارزیابی تعادل عملکردی مورد استفاده قرار می‌گیرد.

روش بررسی

مطالعه‌ی حاضر یک مطالعه شبه تجربی و از نوع مداخله‌ای و مقایسه‌ای می‌باشد. جهت انتخاب نمونه از روش نمونه گیری غیراحتمالی، ساده و در دسترس استفاده گردید. نمونه‌ی مورد مطالعه از بین مراجعه کنندگان به مراکز کاردرمانی سطح شهر همدان در تابستان و پاییز سال ۱۳۹۲ انتخاب شد. ۵ کودک فلج مغزی اسپاستیک دای‌پلژی که معیارهای ورود به مطالعه را داشتند، وارد مطالعه شدند و آزمون‌های مورد نظر را در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه آزاد اسلامی همدان انجام دادند.

قرار گرفتن کودک فلح مغزی اسپاستیک دی‌پلژی درسطح ۱-۲ سیستم طبقه بندی عملکرد حرکتی درشت (Gross motor function classification system: GMFCS) طبق تشخیص پزشک متخصص (۲۴)، داشتن سن ۵ تا ۱۴ سال، داشتن پاسچر کراج بر اساس الگوی Gage (۲۴)، توانایی ایستادن به صورت مستقل بدون هر کمکی به مدت ۳۰ ثانیه (۵)، و قادر بودن به انجام همکاری در تمام مراحل تست (۵) از جمله معیارهای ورود به این مطالعه بود.

نداشتن عفونت تنفسی در زمان انجام تست و همکاری مناسب از سوی خانواده و کودک، هر گونه اختلال در حس بینایی، بیماری‌های سیستم وستیبولاوک که تعادل را تحت تاثیر قرار دهد، وجود هر گونه دفورمیتی فیکس شده در اندام تحتانی و داشتن سابقه جراحی در دو سال گذشته (۶،۵) از معیارهای خروج این مطالعه بود. فرم رضایت نامه از والدین، و رضایت آگاهانه از کودک گرفته شد. این مطالعه توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم بهزیستی و توابیخشی تایید گردید.

مغزی (۱۱)، بیماران با مشکلات نوروЛОژیکی (۱۲) و یا بیماران روماتوئیدی (۱۳) مورد استفاده قرار می‌گیرند.

این ارتوزها، اسپلینت‌های پوششی از جنس لیکرا یا نوپرین (۱۴) هستند که انعطاف پذیر بوده و برای هر فرد به صورت اختصاصی تجویز و اندازه‌گیری می‌شوند. همچنین این ارتوزها در اشکال مختلفی مانند جلیقه، شلوار، دستکش و لباس‌های پوشاننده کل بدن تهیه می‌شوند. هدف از تهیه چنین اسپلینت‌هایی کاهش و یکنواخت کردن تون عضلانی، کاهش کانترکچر عضله و بافت نرم و بهبود راستای پاسچر می‌باشد (۱۵، ۱۲، ۱۱، ۴). وجود اسپاستیسیتی در عضلات اندام تحتانی کودکان فلح مغزی اسپاستیک دی‌پلژی یک عامل موثر در ایجاد اختلال در راه رفتن و کنترل تعادل در حالت ایستاده می‌باشد. با وجود اسپاستیسیتی تفاوت‌هایی در دو جزء کنترل تعادل دیده می‌شود: ۱. تغییرات مکانیزم عصبی، که الگوی فعالیت عضلانی را تحت تاثیر قرار می‌دهد. ۲. تغییرات مکانیکی که راستای اسکلتی را تحت تاثیر قرار داده و منجر به ایجاد پاسچر کراج می‌شود (۱۶).

مکانیزم عمل پیشنهادی در این ارتوزها، از طریق ایجاد یک گرمای طبیعی، فشار محیطی و ایجاد یک کشش طولانی مدت و با شدت کم بر روی عضلات هایپرتون می‌باشد که سبب کاهش تونوسیتی و افزایش آگاهی از عضو می‌گردد (۱۸، ۱۷). با افزایش حس آگاهی و وضعیت‌دهی مفصل (۲۰، ۱۹، ۱۴)، انتظار می‌رود که این ارتوز‌های داینامیک به بهبود ثبات پاسچر و حفظ تعادل کمک نمایند.

در سال ۲۰۰۹ فلانگان و همکاران به ارزیابی کوتاه مدت ارتوز پوششی TheraTog بر راه رفتن، تعادل و مهارت‌های زندگی در ۵ کودک فلح مغزی پرداختند. در این مطالعه از دستگاه آنالیز حرکت و خرده آزمون تعادل بروننسکی برای ارزیابی این کودکان استفاده گردید. نتایج این مطالعه نشان داد که بعد از ۱۲ هفته استفاده از ارتوز، مهارت‌های عملکردی، تعادل و راه رفتن در این کودکان بهبود یافته است (۲۱). همچنین در بررسی پارامترهای کینماتیکی راه رفتن با استفاده از ارتوز داینامیکی نوپرینی مشابه ارتوز این مطالعه، کاهش فلکشن هیپ و زانو با استفاده از این ارتوزها نشان داده شد (۲۲).

تحقیقات انجام شده در زمینه بررسی اصلاح و ثبات پاسچر با استفاده از ارتوزهای لیکرا اندک بوده و ابزارهای اندازه‌گیری غیر استاندارد و نامعتبر بوده‌اند (۲۳، ۱۱). به عبارتی مطالعه‌ای که به ارزیابی اثر ارتزهای داینامیک نوپرینی بر تعادل با استفاده از دستگاه صفحه نیرو، همچنین ارزیابی تعادل

ارتوز مورد نظر در این مطالعه، در برگیرنده اندام تحتانی از مج پا تا بالای ایلیک کرست بوده و مطابق با اندازه‌های هر کودک و حدوداً ۱۰ الی ۱۵٪ (۲۵) برای اعمال فشار محیطی و ایجاد کشش بر روی عضلات، جهت تصحیح راستای بیومکانیکی و تحریک فعالیت عصبی عضلانی، کوچکتر (تنگ تر) در نظر گرفته شد (شکل ۱ و ۲).



پس از توافق خانواده و کودک، طی یک جلسه اندازه‌های لازم از اندام تحتانی کودک برای دوخت ارتوز داینامیک که به صورت یک شلوار از جنس نئوپرن (CR03. Ancient Eagle) و با ضخامت ۴ میلی متر است، توسط کارشناس ارتوز (SBR03) و پروتز گرفته می‌شد و در کارگاه ارتپدی فنی تکنوتون تهران آماده می‌گردید.



شکل ۱ و ۲- تصویر کودک با الگوی کراج بعد از پوشیدن ارتوز نئوپرنی قرار گرفته بر روی Forceplate

صفحه نیرو قرار گرفته، به طوری که دستها در کنار بدن آویزان بوده و از حرف زدن خودداری نماید. همچنین از کودک خواسته شد به دیوار مقابل به طور مستقیم نگاه کند. برای هر کودک آزمون های با و بدون ارتوز سه بار تکرار شد. ترتیب آزمون ها نیز به طور تصادفی انتخاب گردید. در نهایت میانگین نتایج حاصل از سه بار آزمون مورد استفاده قرار گرفت. سپس ارتوزهای نئوپرنی به کودکان تحویل داده شد، و از کودکانخواسته شد که به مدت ۶ هفته و به طور متوسط روزانه ۴ الی ۵ ساعت از ارتوز استفاده نمایند. پس از ۶ هفته مجدداً تمام آزمون های تعادل عملکردی و آزمون های صفحه نیرو و زاویه اکستنشن زانو، مورد ارزیابی قرار گرفت.

پارامتر میزان انحراف معیار جایجایی مرکز فشار در صفحه قدامی - خلفی و داخلی - خارجی با استفاده از نرم افزار Bioware تجزیه و تحلیل آماری از آزمون ناپارامتری ویلکاکسون با استفاده از نرم افزار SPSS ۱۸ استفاده گردید.

یافته‌ها

در این مطالعه ۵ کودک فلاح مغزی اسپاستیک دای پلثی (۴ پسر و ۱ دختر)، با میانگین سنی $9/6 \pm 3/78$ سال و میانگین وزن $13/89 \pm 29/32$ کیلوگرم شرکت کردند. جدول ۱ مربوط به نتایج مقایسه میانگین زاویه اکستنشن زانوی چپ و راست، قبل و

مطالعه در دو مرحله اجرا گردید: مرحله اول مطالعه مقدماتی بود که در این مرحله یکی از شرکت کنندگان که معیار ورود به مطالعه را داشت، به صورت آزمایشی انتخاب شد و شرایط انجام تست ها برای او همانند تحقیق اصلی فراهم گردید. در مرحله ای دوم بعد از مطالعه ای مقدماتی و رفع اشکالات و نواقص اجرا و تعیین حجم نمونه، برای هر کودکی که معیارهای ورود به مطالعه را داشت ارتوز نئوپرنی مناسب با اندازه هایش، ساخته شد و اصلاحات لازم در صورت تنگ یا گشاد بودن ارتوز توسط کارشناس ارتوز و پروتز انجام گردید. سپس با حضور نمونه ها در آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده تربیت بدنی دانشگاه آزاد اسلامی همدان، آزمون های موردنظر از هر نمونه گرفته می شد. آزمون ها در دو مرحله قبل و بعد از پوشیدن ارتوز انجام گرفت. قبل از پوشیدن ارتوز زاویه فلکشن زانو توسط الکتروگونیومتر اندازه‌گیری و ثبت گردید. میزان تعادل عملکردی کودکان با استفاده از معیار تعادلی برگ ($ICC = 0/98$) نیز مورد ارزیابی قرار گرفت (۲۷، ۲۶). سپس آزمونهای مربوط به پارامترهای کنترل پاسچر در دو حالت با ارتوز و بدون ارتوز، با استفاده از یک صفحه نیرو کیسلر مدل (BA, Kistler- Switzerland ۹۲۸۶) با فرکانس ۱۰۰ هرتز که فیلتر آن از نوع Low-pass با فرکانس ۵ هرتز می باشد، انجام گردید. قبل از شروع آزمون کالیبراسیون دستگاه صفحه نیرو توسط مسئول آزمایشگاه انجام می شد. سپس از هر کودک خواسته شد که با و بدون ارتوز به مدت ۲۰ ثانیه در مرکز

با توجه به جدول ۲، در بررسی مقایسه میانگین جابه جایی و انحراف معیار جابه جایی مرکز فشار در دو صفحه قدامی- خلفی و داخلی- خارجی، و به عبارتی در مقایسه داده‌های حاصل از صفحه نیرو، هیچ تفاوت معناداری قبل و بعد از پوشیدن ارتوز نئوپرنی حاصل نشد. اما در مقایسه نمره تعادل عملکردی افراد شرکت کننده، قبل و بعد از پوشیدن ارتوز نئوپرنی اختلاف معناداری وجود داشت ($P<0.05$). به طوری که میانگین نمره تعادل عملکردی کودکان فلج مغزی از ($41/8 \pm 5/72$) افزایش یافت که نشان دهنده افزایش تعادل عملکردی کودکان فلح مغزی بعد از پوشیدن ارتوز نئوپرنی می‌باشد.

بعد از پوشیدن ارتوز نئوپرنی می‌باشد. جدول ۲ مقایسه جابجایی مرکز فشار در صفحه قدامی- خلفی و داخلی- خارجی و نمره تعادل عملکردی با استفاده از تست برگ را نشان می‌دهد. با توجه به جدول ۱، میزان زاویه اکستنشن زانوی راست قبل از پوشیدن ارتوز نئوپرنی، $125/54 \pm 25/35$ درجه می‌باشد که این میزان بعد از مداخله به $146/28 \pm 29/27$ درجه افزایش یافته است. نتیجه مقایسه آزمون آماری در این متغیر معنادار شده است ($P<0.05$). میزان زاویه اکستنشن زانوی چپ قبل از پوشیدن ارتوز نئوپرنی ($30/89 \pm 138/78$ درجه می‌باشد که این میزان اگرچه بعد از پوشیدن ارتوز افزایش یافته است، اما این تفاوت معنادار نمی‌باشد.

جدول ۱- نتایج مقایسه میزان زاویه اکستنشن زانوی چپ و راست، قبل و بعد از پوشیدن ارتوز نئوپرنی (بر حسب درجه) (Wilcoxon test)

مقدار P	قبل از پوشیدن ارتوز نئوپرنی (N=5)	بعد از (۶ هفته) پوشیدن ارتوز نئوپرنی (N=5)
* .۰/۴۳	میانگین \pm (انحراف معیار) $146/28 \pm (29/27)$	میانگین \pm (انحراف معیار) $125/54 \pm (25/35)$
.۰/۵۰۰	میانگین \pm (انحراف معیار) $140/42 \pm (32/48)$	میانگین \pm (انحراف معیار) $138/78 \pm (30/89)$

موارد ستاره دار نشان دهنده میانگین معنی داری در سطح $P<0.05$ می‌باشد.

جدول ۲- نتایج مقایسه میانگین پارامترهای مرکز فشار (COP) در صفحه قدامی- خلفی و داخلی- خارجی (بر حسب سانتی متر) و نمره‌ی تعادل عملکردی (Wilcoxon test)

مقدار P	قبل از پوشیدن ارتوز نئوپرنی (N=5)	بعد از (۶ هفته) پوشیدن ارتوز نئوپرنی (N=5)
.۰/۸۹۳	میانگین \pm (انحراف معیار) $1/02 \pm (5/17)$	میانگین \pm (انحراف معیار) $-0/94 \pm (0/69)$
.۰/۵۰۰	میانگین \pm (انحراف معیار) $1/77 \pm (2/12)$	میانگین \pm (انحراف معیار) $0/85 \pm (4/71)$
.۰/۰۷۸	میانگین \pm (انحراف معیار) $1/22 \pm (0/19)$	میانگین \pm (انحراف معیار) $1/07 \pm (0/07)$
.۰/۵۰۰	میانگین \pm (انحراف معیار) $1/22 \pm (0/35)$	میانگین \pm (انحراف معیار) $1/17 \pm (0/23)$
* .۰/۰۴۲	میانگین \pm (انحراف معیار) $41/8 \pm (5/72)$	میانگین \pm (انحراف معیار) $37/6 \pm (6/8)$

بحث

نتایج این مطالعه در ارزیابی دامنه اکستنشن زانو با مطالعه ای که به ارزیابی اثر ارتوز مشابه این مطالعه بر پارامترهای کینماتیکی راه رفتن با استفاده از آنالیز راه رفتن، پرداختند (۳۲)، هم خوانی دارد. لذا می‌توان نتیجه گرفت که ارتوز نئوپرنی در افزایش اکستنشن زانوی کودکان فلح مغزی با الگوی کراج، که زانوها در حالت فلکشن قرار دارند، می‌تواند موثر باشد. در مورد زاویه اکستنشن زانوی چپ، اختلاف معناداری مشاهده نشد، اگرچه داده‌ها، افزایش زاویه اکستنشن زانو را نشان می‌دهند. میزان زاویه اکستنشن زانوی چپ قبل از پوشیدن ارتوز

هدف این مطالعه، بررسی اثر ارتوز داینامیکی نئوپرنی بر دامنه‌ی حرکتی اکستنشن زانو، پارامترهای جابجایی مرکز فشار Centerofpressure (COP) و تعادل عملکردی می‌باشد. ۵ کودک فلح مغزی اسپاستیک دای پلزی با الگوی کراج (۴ پسر و ۱ دختر)، وارد مطالعه شدند. یافته‌ها نشان می‌دهد، که دامنه اکستنشن زانو بعد از ۶ هفته مداخله با ارتوز نئوپرنی، افزایش یافته است که در مورد زانوی راست این افزایش معنادار شده است. بنابراین دامنه اکستنشن زانوی راست بعد از پوشیدن ارتوز نئوپرنی تا حدودی به دامنه طبیعی اکستنشن زانو رسیده است

بنابراین، به نظر می‌رسد که ارتوز نئوپرنی علیرغم توانائیش در بهبود وضعیت Crouch posture (دورسی فلکشن شدید مج و فلکشن شدید زانو و هیپ)، از طریق کاهش اکستنشن زانو، قادر به سازماندهی مناسب و کامل عضلات در اعمال نیروی خود جهت کنترل و اصلاح نیروی عکس العمل منحرف شده وزن نمی‌باشد (۳۶) و لذا ارتوز نتوانسته است انحراف نیروی عکس العمل وزن حول محور حرکتی مفصل زانو را اصلاح نماید.

در مورد بررسی اثر ارتوز نئوپرنی بر تعادل عملکردی، نتایج حاصل، اختلاف معناداری را در نمره تعادل عملکردی این کودکان در دو وضعیت با و بدون ارتوز نشان داد. نمره تعادل عملکردی این کودکان بعد از استفاده از ارتوز نئوپرنی، افزایش یافته، که این افزایش معنادار می‌باشد. بنابراین ارتوز نئوپرنی در بهبود تعادل عملکردی این کودکان موثر بوده است. نتایج این مطالعه با مطالعه‌ی کارل برگ و همکاران (۱) که به ارزیابی اثر آنیارتوز AFO بر تعادل عملکردی کودکان فلچ مغزی پرداختند، همخوانی ندارد. اگر چه نوع ارتوز در مطالعه‌ی آنان با این مطالعه متفاوت است، اما تشابه مکانیسم عمل همه‌ی ارتوزها، مکانیسم بیومکانیکی و نوروفیزیولوژیکی، امکان مقایسه بین این مطالعات را فراهم می‌کند. کودکانی که در مطالعه‌ی کارن و همکاران، شرکت کرده بودند به مدت سه سال و یا بیشتر از این ارتوزها استفاده کرده بودند، بنابراین نمی‌توان انتظار داشت که در مطالعه‌ی آنان بهبود در عملکرد، هدف معتبر و درستی برای استفاده از ارتوز باشد. به علاوه دوره زمانی کوتاه و تک جلسه‌ای جمع آوری داده‌ها مانع ارزیابی کامل اثر ارتوز بر تعادل عملکردی گردیده است. در مطالعه‌ی حاضر اثر ۶ هفته پوشیدن ارتوز نئوپرنی (هر روز ۴ تا ۵ ساعت)، بر تعادل عملکردی کودکان فلچ مغزی بررسی شده است. با توجه به مطالعات قبلی (۲۴) میزان اثر ۶ هفته پوشیدن ارتوز نئوپرنی نسبت به اثر آنی ارتوز نئوپرنی بیشتر می‌باشد، که نشان می‌دهد که با توجه به مکانیسم اعمال فشار و گرما توسط ارتوز، پوشیدن ارتوز به صورت مداوم ممکن است در کاهش زاویه فلکشن زانو موثر بوده و ارزیابی ها بعد از ۶ هفته بهبودی بیشتری را نشان می‌دهند.

نتایج مطالعه‌ی حاضر در مورد تعادل عملکردی با مطالعه‌ی فلانگان و همکاران (۲۱) همخوانی دارد. در این مطالعه به ارزیابی اثر یک لیکرا گارمنت پوشاننده‌ی کل بدن بر تعادل کودکان فلچ مغزی، پرداخته شده است. در این مطالعه میانگین نمره تست تعادل عملکردی بروونسکی در فاز مقدماتی ۲۲/۴ بوده، که پس از ۱۲ هفته مداخله در حالت با ارتوز به ۳۵/۲ و در

نئوپرنی، (۳۰/۸۹) درجه می‌باشد که بعد از پوشیدن ارتوز به (۳۲/۴۸) درجه رسیده است. زوایای مورد نظر نشان می‌دهد که در مورد زانوی چپ، میانگین فلکشن زانو نسبت به زانوی راست کمتر بوده است. بنابراین اثر ارتوز بر میزان دامنه اکستنشن زانو معنادار نگردیده است.

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که اختلاف معناداری از نظر آماری در میزان جابجایی مرکز فشار در دو صفحه داخلی- خارجی و قدامی-خلفی در دو وضعیت با و بدون ارتوز وجود نداشت.

نتایج این مطالعه با نتایج تحقیق "را" و همکاران (۵)، "بارترن" و همکاران (۱۶)، و نیز "حایدری" و همکاران (۲۸) بهرامی زاده و همکاران (۲۹) همخوانی دارد.

در کودکان فلچ مغزی، و به ویژه در کودکان فلچ مغزی با الگوی کراج و به علت وضعیت پرونیشن در پای این کودکان، نیروی عکس العمل زمین در صفحه فرونتال به سمت خارج مفصل مج و مفصل زانو انحراف دارد. به هم خوردن راستای نیروی عکس العمل وزن نسبت به محور حرکتی زانو، گشتاورهای مختلفی را برای بر هم زدن کنترل پاسچر این کودکان ایجاد می‌نماید (۳۰) و عضلات برای حفظ و تامین کنترل پاسچر به هم خورده، به فعالیت بیشتری نیاز دارند (۳۱). کودکان فلچ مغزی به علت ضعف سیستم اسکلتی- عضلانی در تحمل وزن بدن، نیروی بیشتری را در مقایسه با کودکان سالم بر عضلات پروگزیمال مانند گلوتووس مدیوس و همسترینگ وارد می‌کنند. از سوی دیگر انقباض عضلات اندام تحتانی در این کودکان به علت داشتن اسپاستیسیته با سرعت اندک اتفاق می‌افتد. همچنین این عضلات در طول انقباض به علت کوتاهتر بودن طولشان نسبت به سایر عضلات سالم این کودکان توانایی انقباض در طول کامل خود را ندارند. سرعت پایین انقباض و نیز عدم توانایی در کاهش طول کافی، توانایی عضله را در اعمال نیروی مناسب و کافی در زمان مناسب برای حفظ پاسچر کاهش می‌دهد (۳۲).

با توجه به این که ظرفیت عملکردی در کودکان فلچ مغزی به علت وجود دفورمیتیهای استخوانی کاهش یافته است، توانایی عضلات در اعمال نیروی مناسب اندک بوده و ظرفیت تحمل نیرو در سیستم اسکلتی این کودکان کاهش می‌یابد، لذا توانایی آنها برای تنظیم مجدد نیروها و گشتاورهای ناشی از نیروی عکس العمل زمین حول محورهای چرخشی مفاصل اندام تحتانی، به حداقل رسیده و نیاز به استفاده از مداخلات ارتوزی را برای بهبود این مشکل بیشتر می‌کند (۳۳-۳۵).

گشتوارها و بخصوص راستای نیروی عکس العمل زمین نمی‌باشد.

به نظر می‌رسد که ارتوز داینامیکی نئوپرنی بهبودی‌های را در تعادل عملکردی، کنترل حرکت و آمادگی‌های عضلانی برای حرکت را فراهم می‌نماید. ممکن است تحریک حس عمقی و تصحیح راستای بیومکانیکی زانو، در بهبود تعادل عملکردی موثر باشدند. با توجه به این که کودکان فلج مغزی، با این ارتوزها نسبت به ارتوزهای سخت احساس راحتی بیشتری خواهند داشت، مطالعاتی با حجم نمونه بیشتر و دوره زمانی طولانی‌تر پوشیدن ارتوز، که تاثیر این ارتوزها را بهتر نشان دهد، پیشنهاد می‌شود.

قدردانی

بدین وسیله مراتب و تشکر و قدردانی خود را از جانب آقای دکتر نادر فرح پور، دکترای بیومکانیک و عضو هیئت علمی دانشگاه بوعلی سینا همدان و جانب آقای مجلسی دکترای بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا همدان و همچنین مسئولین آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه آزاد اسلامی همدان جهت همکاری و زحمات صمیمانه شان در این مطالعه اعلام میداریم.

حالت بدون ارتوز به میزان ۳۳/۶ افزایش یافته است. بنابراین بررسی خرده آزمون تعادل در تست بروننسکی با یک افزایش ۱۵٪، معنادار در نظر گرفته شده است. همچنین تعادل پس از دو ماه ۵۸٪ و پس از چهار ماه ۷۶٪ بهبود یافت.

دستیابی به این یافته‌ها احتمالاً نشان می‌دهد که در هنگام پوشیدن ارتوزهای لیکرا و نئوپرنی، یادگیری حرکتی (Motor learning) رخ داده است، که می‌تواند موجب توسعه فعالیت‌های فیزیکی و عملکردی بیشتر گردد (۲۱).

مطالعه‌ی حاضر بر روی کودکان فلج مغزی و با میانگین سنی نه سال انجام گرفت. به همین دلیل خستگی کودکان و هماهنگی با خانواده‌ها جهت حضور در روزهای مقرر در آزمایشگاه از محدودیت‌های این مطالعه محسوب می‌شود. همچنین به دلیل انجام مطالعه در شهر همدان، دسترسی آسان به کارگاه ارتپدی فنی تکنوتن در تهران به منظور اصلاح و پرو مجدد ارتوزها مشکل و وقت گیر بود.

ارتوز داینامیکی نئوپرنی جدید اگرچه توانسته است به اصلاح زوایای مفاصلی مانند زانو، پردازد، اما این ارتوز قادر به اصلاحات دیگری در جهت تنظیم مناسب راستای نیروها و

REFERENCES

- Carlberg EB, Hadders-Algra M. Postural dysfunction in children with cerebral palsy: some implications for therapeutic guidance. *Neural Plasticity* 2005;12(2-3):221-8.
- Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, Leviton A, Paneth N, Dan B, et al. Proposed definition and classification of cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology* 2005;47(08):571-6.
- Liao HF, Jeny SF, Lai JS, Cheng CK, Hu MH. The relation between standing balance and walking function in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology* 1997;39(2):106-12.
- Rennie D, Attfield S, Morton R, Polak F, Nicholson J. An evaluation of lycra garments in the lower limb using 3-D gait analysis and functional assessment (PEDI). *Gait & Posture* 2000;12(1):1-6.
- Rha D, Kim DJ, Park ES. Effect of hinged ankle-foot orthoses on standing balance control in children with bilateral spastic cerebral palsy. *Yonsei Medical Journal* 2010;51(5):746-52.
- Rose J, Wolff DR, Jones VK, Bloch DA, Oehlert JW, Gamble JG. Postural balance in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology* 2002;44(1):58-63.
- Woollacott MH, Shumway-Cook A. Postural dysfunction during standing and walking in children with cerebral palsy: what are the underlying problems and what new therapies might improve balance? *Neural plasticity* 2005;12(2-3):211-9.
- Footer CB. The effects of therapeutic taping on gross motor function in children with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy* 2006;18(4):245-52.
- Ferdjallah M, Harris GF, Smith P, Wertsch JJ. Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics* 2002;17(3):203-10.
- Hsu JD, Michael J, Fisk J. AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices E-Book: Mosby; 2008.
- Blair E, Ballentyne J, Housman S, Chauvel P. A study of a dynamic proximal stability splint in the management of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology* 1995;37(6):544-54.
- Gracies JM, Marosszeky JE, Renton R, Sandanam J, Gandevia SC, Burke D. Short-term effects of dynamic lycra splints on upper limb in hemiplegic patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2000;81(12):1547-55.
- Murphy D. Lycra working splint for the rheumatoid arthritic hand with MCP ulnar deviation. *Australian Journal of Rural Health* 1996;4(4):217-20.

14. Hylton N, Allen C. The development and use of SPIO Lycra compression bracing in children with neuromotor deficits. *Developmental Neurorehabilitation* 1997;1(2):109-16.
15. Nicholson J, Morton R, Attfield S, Rennie D. Assessment of upper-limb function and movement in children with cerebral palsy wearing lycra garments. *Developmental Medicine & Child Neurology* 2001;43(6):384-91.
16. Burtner PA, Woollacott MH, Quals C. Stance balance control with orthoses in a group of children with spastic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology* 1999;41(11):748-57.
17. Elliott C, Reid S, Hamer P, Alderson J, Elliott B. Lycra[®] arm splints improve movement fluency in children with cerebral palsy. *Gait & Posture* 2011;33(2):214-9.
18. Gracies JM, Fitzpatrick R, Wilson L, Burke D, Gandevia SC. Lycra garments designed for patients with upper limb spasticity: mechanical effects in normal subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1997;78(10):1066-71.
19. Attard J, Rithalia S. A review of the use of Lycra pressure orthoses for children with cerebral palsy. *International Journal of Therapy and Rehabilitation* 2004;11(3):120-6.
20. Ulkar B, Kunduracioglu B, Cetin C, Güner R. Effect of positioning and bracing on passive position sense of shoulder joint. *British Journal of Sports Medicine* 2004;38(5):549-52.
21. Flanagan A, Krzak J, Peer M, Johnson P, Urban M. Evaluation of short-term intensive orthotic garment use in children who have cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy* 2009;21(2):201.
22. Mirbagheri S, Rassafiani M, Bahramizadeh M. Effect of neoprene dynamic orthosis on gait parameters in child with spastic diplegia cerebral palsy: A Case Study. *Rehabilitation* 2012;12(4):22-9.(in persian)
23. Coghill J, Simkiss DE. Do lycra garments improve function and movement in children with cerebral palsy? *Archives of Disease in Childhood* 2010;95(5):393-5.
24. Matthews MJ, Watson M, Richardson B. Effects of dynamic elastomeric fabric orthoses on children with cerebral palsy. *Prosthetics and Orthotics International* 2009;33(4):339-47.
25. Kraemer WJ, Newton RU. A detailed investigation of the anti body lower-body compression garments on athletic performance. Ball State University, Muncie, IN 47306 The Human Performance Laboratory 1965.
26. Asgari T, jalili M, abdolvahab M, Nakhostin Ansari N. Reliability of berg balance scale in evaluation of balance of children with cerebral palsy with spastic. *Rehabilitation* 2007;8(2):13-6 (persian).
27. Berg K. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada* 1989;41(6):304-11.
28. Haideri N, Song K, Wilson H, Telford D. The effects of solid and articulating ankle foot orthoses during sit-to-stand in young children with spastic diplegia. *Gait and Posture* 1995;3(2):98.
29. Bahramizadeh M, Mousavi ME, Rassafiani M, Aminian G, Ebrahimi I, Karimlou M, et al. The effect of floor reaction ankle foot orthosis on postural control in children with spastic cerebral palsy. *Prosthetics and Orthotics International* 2012;36(1):71-6.
30. Rogozinski BM, Davids JR, DavisIII RB, Jameson GG, Blackhurst DW. The efficacy of the floor-reaction ankle-foot orthosis in children with cerebral palsy. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 2009;91(10):2440-7.
31. Steele KM, Seth A, Hicks JL, Schwartz MS, Delp SL. Muscle contributions to support and progression during single-limb stance in crouch gait. *Journal of Biomechanics* 2010;43(11):2099-105.
32. van der Krogt MM, Doorenbosch CA, Harlaar J. The effect of walking speed on hamstrings length and lengthening velocity in children with spastic cerebral palsy. *Gait & Posture* 2009;29(4):640-4.
33. Arnold AS, AndersonFC, Pandy MG, Delp SL. Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait. *Journal of Biomechanics* 2005;38(11):2181-9.
- Arnold AS, Liu MQ, Schwartz MH, Ounpuu S, Delp SL. The role of estimating muscle-tendon lengths and velocities of the hamstrings in the evaluation and treatment of crouch gait. *Gait & Posture* 2006;23(3):273-81.
35. Agarwal-Harding KJ, Schwartz MH, Delp SL. Variation of hamstrings lengths and velocities with walking speed. *Journal of Biomechanics* 2010;43(8):1522-6.
36. Westberry DE, Davids JR, Shaver JC, Tanner SL, Blackhurst DW, Davis RB. Impact of ankle-foot orthoses on static foot alignment in children with cerebral palsy. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 2007;89(4):806-13.

Research Article

The effect of neoprene dynamic orthosis on postural control in children with cerebral palsy(pilot study)

Hosseini M¹, Mirbagheri S², Bahramizadeh M^{3*}, Rassaffiani M⁴, Torkeman R⁵

1- Msc student of Orthosis and Prosthetics, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran ,Iran

2- Msc of Orthosis and Prosthetics, School of Rehabilitation, Hamadan University of Medical sciences, Hamadan, Iran

3- Ph.D of Orthosis and Prosthetics, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.

4- Ph.D of Occupational Therapy, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.

5- Msc of Sport Injuries and Corrective Movements, Islamic Azad University of Boroujerd.Branch

Abstract

Background and Aim: Children with cerebral palsy have often movement and postural disorders. The purpose of this study is to evaluate the effect of new neoprene dynamic orthosis on balance in children with cerebral palsy.

Materials and Methods: This study is quasi experimental. Five children with cerebral palsy (spastic diplegia) with mean age of $9/6 \pm 3.78$ years old participated in this study. The degree of knee extension was measured using electrogoniometer. Center of Pressure (COP) displacement in anterior/posterior and medial/lateral planes and functional balance were also measured using kistler forceplate (BA, Kistler- Switzerland 9286) and berg test in two occasions, before and after wearing neoprene orthosis in a period of six weeks. Wilcoxon test was used for comparing data before and after 6 weeks.

Results: There was statistically significant difference in right knee extension before and after wearing orthosis ($p<0.05$). The result of this study show no statistically significant in COP parameters. However, functional balance of children with CP shows significant improvement using neoprene orthosis.

Conclusion: New neoprene orthosis can be effective in knee biomechanical alignment as well as functional balance

Keywords: Cerebral palsy, Lycra dynamic orthosis, Postural control

***Corresponding Author:** Mahmood Bahramizadeh, Phd of Orthosis and Prosthetics, Orthosis and Prosthetics Department, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.

Email: mbzoandp@gmail.com

This research was supported by Welfare and Rehabilitation University of Medical Sciences