

صدمات ناشی از فلج مغزی اسپاستیک کودکان بر ویژگیهای تعادل دینامیکی

دکتر محمد صادق صبا*، کیوان شریفمرادی**، دکتر نادر فرهپور***، دکتر محمدمهدی تقدیری****

دریافت: ۸۴/۶/۲۸، پذیرش: ۸۴/۱۲/۴

چکیده:

مقدمه و هدف: علیرغم مطالعات زیادی که تا کنون در زمینه بیماری فلج مغزی صورت گرفته، هنوز شناخت روشنی در باره صدمات این بیماری بر عملکرد سیستم عصبی - عضلانی بویژه در حفظ تعادل دینامیکی بیماران وجود ندارد. این اطلاعات می تواند کیفیت درمان را بهبود بخشد. به همین منظور این مطالعه با هدف مقایسه تعادل دینامیکی کودکان فلج مغزی اسپاستیک با افراد سالم در شرایط گوناگون انجام شد.

روش کار: در یک مطالعه مورد-شاهدی تعداد ۱۰ نفر از کودکان ۱۵-۸ ساله مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک از نوع دای پلژی به ترتیب با میانگین قد و وزن ($1/35m \pm 0/09$) و ($30/8kg \pm 5/7kg$) و ۲۰ نفر کودک سالم همگن با میانگین سن، قد و وزن مشابه مورد بررسی قرار گرفتند. با استفاده از یک دستگاه تعادل سنج دینامیکی میانگین انحرافات نقطه اثر نیروی ثقل بدن از مرکز مختصات سطح اتکاء اندازه گیری شد. آزمونهای تعادل در حالت‌های پایدار، نیمه‌پایدار و ناپایدار سطح اتکاء و نیز با کفش و بدون کفش تکرار شدند.

نتایج: انحرافات مرکز ثقل در بیماران فلج مغزی به طور معنی داری ۲/۵ برابر بیشتر از افراد سالم بود ($p=0/001$). ناپایداری سطح اتکاء منجر به افزایش انحرافات مرکز ثقل تا ۲ برابر و ۰/۴ برابر به ترتیب در افراد بیمار و سالم گردید. پوشیدن کفش عملکرد تعادلی بیماران را بطور معنی داری بهتر نمود.

نتیجه نهایی: در بیماری فلج مغزی اسپاستیک دای پلژی کنترل حرکتی و تعادل دینامیکی بطور جدی آسیب می بیند. گیرنده های حسی - عمقی در این بیماران با ضعف عملکرد مواجه هستند. پوشیدن کفش تعادل دینامیکی این بیماران را بهتر می کند. این نتیجه اهمیت کفش در برنامه درمان بیماران فلج مغزی را نیز نشان می دهد..

کلید واژه ها: تعادل دینامیکی / سیستم پروپریوسپتیو / فلج مغزی / مرکز ثقل

مقدمه:

است(۲). این بیماری معمولاً به صورت اختلالات حرکتی ظاهر می‌شود. معمولاً علیرغم ثابت بودن درصد آسیب مغزی و عدم پیشرفت بیماری میزان این اختلالات در حال تغییر می‌باشند(۲). از میان انواع فلج مغزی، نوع اسپاستیک آن ۷۰-۸۰٪ موارد را تشکیل می‌دهد. این حالت ناشی از صدمه نورون محرکه فوقانی سیستم پیرامیدال است. کودکان مبتلا به این بیماری در سال اول،

بیماری فلج مغزی (Cerebral Palsy (CP به صورت یک آنسفالوپاتی غیر پیشرونده استاتیک ناشی از تکامل غیر طبیعی مغز و یا صدمات مغزی در زمان قبل، حین و یا سالهای اولیه پس از تولد است(۱،۲). شناخت این بیماری به دوران قدیم بر می‌گردد و حتی در مجسمه‌های مصر باستان اشکالی از مبتلایان به فلج مغزی دیده شده

* استادیار گروه کودکان دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان (dr_saba_ped@yahoo.com)

** مربی دانشکده تربیت بدنی دانشگاه بوعلی سینا همدان

*** استادیار گروه حرکت شناسی دانشکده ادبیات و علوم انسانی دانشگاه بوعلی سینا همدان

**** دانشیار گروه کودکان دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان

هر دو دست، متوقف شدن و ایستادن در صف اتوبوس یا برداشتن شی از کف اتاق، که نیاز به کنترل تعادل هنگام ایستادن دارد اگر غیر ممکن نگردند، برای این کودکان دشوار می گردند. اگر چه استراتژی خاصی برای بهبود تعادل کودکان فلج مغزی بخوبی تعریف نشده است، محققان اثرات انواع مختلف کفشها و ارتوزها را بر روی تعادل کودکان مبتلا به فلج مغزی بررسی کرده اند (۱۳-۱۱، ۱۱).

مزیت کفشهای ارتوز مچ پا (Ankle-Foot Orthoses) بر روی کودکان مبتلا به فلج مغزی هنوز مورد سوال است (۱۵) کودکان مبتلا به فلج مغزی به بعضی از انواع کفشهای ارتوز مچ پا جهت کمک به کنترل تعادل ایستادن پاسخ داده اند (۸). بارتتر و همکاران (۱۳) سه نوع کفش، بدون ارتوز مچ پا و با ارتوز مچ پای سخت و با ارتوز مچ پای منعطف، نتیجه گرفتند که بکار بردن کفش ارتوز مچ پای سخت در مقایسه با دو کفش دیگر باعث ایجاد یک وضعیت غیر طبیعی در کودکان فلج مغزی اسپاستیک می گردد تا اینکه وضعیت آنها را تصحیح کند و بنابراین توانایی تعادل آنها را کاهش می دهد

جهت بهبود عملکرد تعادل اصلاح ارتوز مچ پا یا کفش ضروری به نظر می رسد (۱۶، ۱۴). این اصلاحات باید در جهت بهبود راستای اندام تحتانی به سمت ایجاد قامت راست تغییر یابد. که در نهایت به بهبود تعادل منجر می گردد (۱۴). فرانکلین و همکاران (۱۷) اثرات مثبت کفش پاشنه دار روی قامت، مخصوصاً در سطح لگن را گزارش دادند. باتلر و نن (۱۴) و کوک و کوزن (۱۶) نتیجه گرفتند که کفشهای پاشنه دار باعث تماس تمام سطح کف پا با سطح زمین شده، مرکز سطح اتکاء را افزایش می دهند و توانایی تعادل را بهبود می سازد. بعلاوه برای افزایش سطح اتکاء مرکز جرم بدن کودکان با پوشیدن کفش های پاشنه دار مختصراً به جلو منتقل می گردد که فلکشن اضافی در ران و زانو را کاهش می دهد و بنابراین باعث راست شدن بیشتر قامت می گردد این مفهوم استفاده از کفش های پاشنه دار با ارتوز به طور موفقیت آمیزی راه رفتن و ایستادن را در کودکان فلج مغزی تسهیل می کند (۱۶).

در تحقیقات زیادی ارتباط بین کاهش سفتی مفصلی و کاهش نوسانات وضعیتی (Posture) نشان داده شده است (۱۸). از طرفی افزایش سفتی مفصلی با افزایش اسپاسم عضلانی همراه است. بر این اساس تقویت انعطاف

هیپوتونی تنه‌ای دارند. اسپاسم عضلانی نیز در سال دوم پس از تولد ظاهر شده که همراه با افزایش رفلکس می‌باشد. معمولاً در بررسی بالینی علاوه بر معاینه کامل عمومی، جنبه‌های عصبی، عصبی - عضلانی، بیومکانیکی و آنترپومتری بیمار نیز اندازه گرفته می‌شود. با تشخیص زود هنگام می‌توان این بیماران را تا حد زیادی کمک نمود (۳). کودکان مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک از لحاظ حرکتی دارای مشکلات فراوانی می‌باشند. سفتی مفاصل علاوه بر آنکه این کودکان را از لحاظ حرکتی با مشکلات عدیده‌ای مواجه می‌سازد، تعادل آنها را نیز تحت تأثیر قرار می‌دهد. اسپاسم عضلانی در موارد خفیف ممکن است تعادل پشت و در موارد پیشرفته آن تعادل جلو بدن و تعادل جانبی را نیز تحت تأثیر قرار دهد. در موارد خفیف که تعادل جلو تحت تأثیر قرار می‌گیرد کودکان مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک می‌توانند به تنهایی و بدون کمک دیگران راه بروند. ولی در موارد پیشرفته بیماری که علاوه بر تعادل پشت و جلو، تعادل جانبی نیز تا حد بالایی مختل می‌شود، توانایی راه رفتن حتی با استفاده از واکر (walker) از بیمار سلب می‌شود (۴). رز و همکاران نیز بیان کردند که کاهش میزان تعادل دینامیکی کودکان مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک عامل اصلی در اختلال گام برداری این بیماران است، بنابراین این امر می‌تواند راهنمای خوبی برای درمان باشد (۵). بارتتر و همکارانش (۶) و ولکات و همکارانش (۷) اظهار داشتند نقص دستگاه عصبی مرکزی مانند اسپاسیتی و تغییرات بیومکانیکی در راستای قامت، کنترل تعادل کودکان مبتلا به فلج مغزی را با اختلال مواجه می‌کند. تغییرات بیومکانیکی روی پوسچر در کلیه قسمت‌های اندام های تحتانی در کودکان مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک بر روی تعادل تأثیر می‌گذارد. وضعیت دورسی فلکشن (نزدیک شدن پنجه پا به ساق پا) استخوان پاشنه پا، چرخش محوری اضافی استخوان درشت نی، فلکشن زانو، فلکشن ران، فلکشن داخلی ران مشخصه این بیماران می‌باشد (۸).

تحقیقات چندی در مورد اثرات کفشهای ارتوز بر روی تغییرات راستای اندام کودکان فلج مغزی انجام شد. که نتایج ضد و نقیض را ارائه دادند (۹-۱۲). ساختار کج قامت کودکان فلج مغزی اسپاستیک، عملکرد تعادل را مختل می‌کند. وظایف عملکردی مانند نگهداشتن شی در

۱۵ ساله و میانگین قد ($135\text{cm} \pm 9/26\text{cm}$) و میانگین وزن ($30/8\text{kg} \pm 5/7\text{kg}$) بعنوان گروه تجربی و تعداد ۲۰ کودک سالم با دامنه سنی مشابه و به ترتیب با میانگین قد و وزن ($134\text{cm} \pm 5/1\text{cm}$) و ($36/2\text{kg} \pm 11/2\text{kg}$) بعنوان گروه کنترل شرکت نمودند. تعداد ۶ نفر از این بیماران دارای رفلکس وتری ۳+، سه نفر با رفلکس وتری ۵+ و یک نفر با رفلکس وتری نرمال و همگی دارای نیروی عضلانی کاهش یافته و هیچگونه اختلال بینایی و شنوایی نداشتند. کودکان گروه کنترل نیز به صورت تصادفی از یک مدرسه عادی شهر همدان انتخاب شدند و از سلامت کامل جسمی برخوردار بودند و هیچیک سابقه شناخته شده بیماری اثرگذار در عملکرد سیستم عصبی-عضلانی نداشتند.

به منظور سنجش تعادل افراد در وضعیت های مختلف از دستگاه تعادل سنج دینامیکی Biodex استفاده شد. این دستگاه شامل یک صفحه دایره‌ای مدرج به نام صفحه تعادل سنج بود که بر روی یک گوی بزرگ شامل چند سلول حساسه قرار داشت و می‌توانست به راحتی در جهت‌های مختلف انحراف پیدا نماید. صفحه تعادل سنج در درجات مختلف پایدار و ناپایدار، قابل تنظیم بود. در حالت ناپایدار سیستم حسی - حرکتی و بویژه عملکرد گیرنده‌های حسی - عمقی تحریک می‌شوند. تغییرات تعادلی در وضعیت ناپایدار نسبت به حالت پایدار سطح اتکاء، قابلیت عملکرد گیرنده‌های حسی - عمقی را نشان می‌دهد. افت تعادل نشان دهنده ضعف عملکرد این گیرنده‌ها است و در این شرایط بدن برای حفظ تعادل از سایر سیستم‌های تعادلی استفاده می‌نماید. در حین آزمایش آزمودنی بر روی صفحه استقرار می‌یافت. همزمان با تغییر وضعیت مرکز ثقل (COG) Center of Gravity، مرکز فشار پاها نیز تغییر می‌کرد و متناسب با آن صفحه تعادل سنج از سطح افقی منحرف می‌شد. انحراف صفحه نشان‌دهنده انحراف COG است. در این دستگاه دامنه حرکتی و میزان سفتی صفحه تعادل سنج از مرحله یک (خیلی شل) تا مرحله هشت (نسبتاً سفت) توسط یک نرم افزار قابل تنظیم بود. در مرحله ۸، صفحه تعادل سنج می‌توانست حداکثر تا ۵ درجه خم شود در این حال صفحه نسبتاً سفت بود و حساسیت آن به تغییرات مرکز ثقل کم بود. در حالی که در درجه ۱، سفتی صفحه به حداقل می‌رسید و به کوچکترین جابجایی مرکز ثقل

پذیری عضلات و مفاصل کودکان CP از ضرورت بالینی برخوردار می‌باشد (۱۹،۲۰). کوزینسکی و برتونی در تحقیقات مشابهی با استفاده از تمریناتی که منجر به کاهش اسپاسم عضلانی شد، نشان دادند که تعادل وضعیتی این بیماران بهبود می‌یابد (۱۸،۲۱). بنابراین می‌توان اطلاعات و اندازه‌گیریهای مربوط به اسپاسم عضلانی را برای ارزیابی میزان پیشرفت یا تغییر در عملکرد سیستم عصبی - عضلانی بیماران به کار برد. اسپاسم عضلانی و فقدان انعطاف‌پذیری مفاصل همراه با تحلیل نیروی عضلانی، وضعیت و تعادل را تحت تأثیر قرار می‌دهد. در یکی از تحقیقات اخیر نشان داده شده است که بیماران فلج مغزی برای جبران ضعف عضلات مچ پا وضعیت لگن و ران خود را تغییر می‌دهند (۲۲) از همین روی وجود اختلالات تعادلی و ضعف کنترل حرکتی در این بیماران کاملاً مورد انتظار است (۳) علاوه بر اسپاسم عضلانی و کاهش انعطاف‌پذیری، عوامل دیگری نظیر چاقی نیز در بروز اختلالات تعادلی این افراد موثر هستند (۲۳). هرچند که برای درک همه جانبه عملکرد تعادلی و مکانیزم اختلالات موجود در این گروه از بیماران به تحقیقات دامنه داری نیاز است. در گزارشات علمی تأکید شده است که بر اساس داده‌های مربوط به مرکز فشار پاها می‌توان اطلاعاتی بدست آورد که در ارزیابی تعادل دینامیکی آزمودنی مفید باشند (۲۴). روشهای متعددی برای ارزیابی تعادل مورد استفاده قرار گرفته‌اند (۱۹،۲۰،۲۴). با این حال همه این روشها از محدودیت‌های خاصی برخوردارند و فقط ویژگیهای خارجی تعادل بدنی را منعکس نموده‌اند و قادر به روشنگری در مورد چگونگی عملکرد سیستم عصبی - عضلانی نبوده و علت عملکرد تعادلی را توضیح نداده‌اند. به همین علت در درمان کودکان CP پیشرفت قابل قبولی در مهارت های حرکتی رخ نداده است. بعلاوه اکثر قریب به اتفاق مطالعات قبلی بر روی تعادل ایستا بوده‌اند. هدف از مطالعه حاضر بررسی دقیق تعادل دینامیکی به مفهوم میزان انحرافات مرکز ثقل از مرکز سطح اتکاء (انحرافات وضعیتی) در کودکان مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک و مقایسه آنها با کودکان سالم می‌باشد.

روش کار:

در یک مطالعه مورد-شاهدی تعداد ۱۰ کودک مبتلا به فلج مغزی دای پلژی اسپاستیک با دامنه سنی ۸ تا

نتایج:

میانگین انحرافات COG از مرکز (BOS) Base of Support در درجه‌های مختلف ثبات صفحه تعادل سنج در وضعیت با کفش در جدول ۱ آمده است. همانطوری که مشاهده می‌شود انحرافات COG از مرکز BOS در بیماران CP بطور معنی داری بزرگتر از افراد سالم بودند ($p=0/001$). مجموعه این تغییرات نشان می‌دهد که بیماران به طور متوسط بین ۲ تا ۲/۵ برابر بیش از افراد سالم دارای انحرافات COG بودند که این موضوع حاکی از یک تعادل ضعیف‌تر در بیماران می‌باشد.

جدول ۱: میانگین انحرافات COG از مرکز BOS در درجه های مختلف ثبات سطح اتکا

وضعیت با کفش	شاخص total	شاخص AP	شاخص ML
تجربی	شاهد	تجربی	شاهد
پایدار	۲/۸±۰/۳	۱/۲±۰/۱	۱/۹±۰/۳
نیمه پایدار	۳/۶±۰/۵	۱/۴±۰/۹	۲/۶±۰/۴
ناپایدار	۵/۱±۳/۵	۱/۷±۰/۶	۳/۶±۲/۳

وقتیکه آزمون در وضعیت نیمه پایدار سطح اتکا اجرا شد، نسبت به وضعیت پایدار سطح اتکا، انحرافات COG افراد سالم دارای افزایش اندکی بین ۰/۲ تا ۰/۳ درجه در کلیه شاخص‌ها بودند. در حالیکه در این وضعیت، بیماران CP در میزان انحرافات COG در کلیه جهات افزایش قابل توجهی نشان دادند. بطوریکه نسبت به حالت پایدار سطح اتکا، در انحرافات total، AP و ML به ترتیب ۰/۸، ۰/۷ و ۰/۶ افزایش مشاهده شد. در حالت نیمه پایدار سطح اتکا نیز اختلاف بین افراد سالم و بیمار معنی‌دار بود ($p<0/05$). اما وقتی که آزمون در حالت کاملاً ناپایدار سطح اتکا انجام شد، در مقایسه با دو حالت پایدار و نیمه پایدار، اختلاف عملکرد تعادلی در هر دو گروه سالم و بیمار بطور چشمگیری افزایش یافت. البته درصد افزایش نسبی بیماران با افراد سالم یکسان نبود. بطوریکه در افراد سالم نسبت به حالت پایدار حدود ۰/۵ درجه در کلیه شاخص‌ها افزایش نشان دادند، در حالیکه بیماران حدود ۲/۳ درجه در total، ۲/۵ درجه در AP و ۱/۸ درجه در ML با افزایش انحرافات COG روبرو بودند. اختلاف بین افراد سالم و بیمار در این وضعیت به بالاترین میزان خود رسید. تحلیل عاملی نشان داد که عامل ثبات سطح اتکا اثر معنی‌داری در میزان تعادل افراد دارد. بطوریکه تغییر وضعیت ثبات

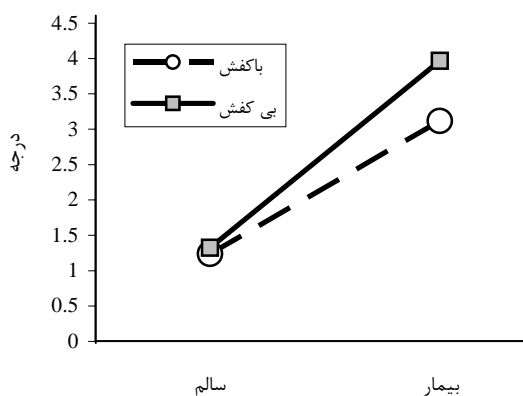
صفحه حساسیت نشان داده و خم می‌شد. در این حالت دامنه حرکتی صفحه ۳۰ درجه بود که در صورت عدم کنترل تعادل با سقوط افراد همراه میشد. در مطالعات متعدد توصیه شده است که از درجه ۸ به عنوان سطح اتکای پایدار و از درجه ۲ بعنوان سطح اتکای ناپایدار استفاده گردد که سطح اتکای ناپایدار به منظور دستکاری و تحریک سیستم حسی - حرکتی بکار برده می‌شود. داده‌های مربوط به انحرافات صفحه در انحرافات کلی (total)، انحرافات در جهت قدامی - خلفی (Anterio-Posterior(AP) و داخلی - جانبی (Medio-Lateral(ML) تنظیم و نمایش داده می‌شود. در بررسی عملکرد تعادل دینامیکی، ابتدا آزمودنی در وضعیت مورد نظر به نحوی روی صفحه تعادل سنج استقرار می‌یافت که مرکز فشار نیروی ثقل او، بامرکز مختصات صفحه تعادل منطبق بود و صفحه در حالت کاملاً افقی قرار می‌گرفت. ثبت داده‌ها پس از اعلام آمادگی تا مدت ۲۰ ثانیه انجام شد. متناسب با واکنش‌های فرد در حین استقرار و نوسانات وضعیتی او صفحه زیر پای فرد حرکت کرده نقطه اثر نیروی ثقل فرد را به خارج از دایره منتقل می‌نمود. در این حال فرد بایستی تلاش می‌کرد که به طور دینامیک مرکز ثقل خود را همواره روی مرکز دایره (مرکز محور مختصات صفحه تعادل سنج) منطبق سازد. هر قدر تعادل فرد بهتر بود، میزان انحراف نقطه اثر نیروی ثقل یا مرکز فشار پایه از مرکز محور مختصات صفحه کمتر می‌شد. این آزمایش در وضعیت‌های متفاوتی که هر یک معرف یک تست بود، انجام شد. این وضعیت‌ها عبارت بودند از وضعیت‌های ایستاده با کفش و ایستاده بدون کفش. کفش مورد استفاده در این آزمون دارای پاشنه سخت ۳ سانتیمتری و کف آن نیز ۱ سانتیمتر و جنس پوشش روی آن از نوع کتان بند دار، شبیه کفش‌های ورزشی ساق کوتاه بود. این دو آزمون در شرایط مختلف سطح اتکای پایدار (درجه ۸ ثبات)، نیمه پایدار (درجه ۴ ثبات) و ناپایدار (درجه ۲ ثبات) که مجموعاً ۶ حالت را تشکیل می‌دادند، اجرا شدند. هر تست سه بار و هر بار به مدت ۲۰ ثانیه تکرار شد و میانگین سه تکرار بعنوان نمره فرد ثبت گردید. بین هر تکرار ۲ دقیقه استراحت وجود داشت. تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش آنالیز واریانس چند متغیره‌ای (MANOVA) ویژه داده‌های تکراری و با استفاده از نرم‌افزار SPSS انجام گردید.

اثر ثبات سطح اتکا در سطوح مختلف ثبات صفحه و نیز در جهات مختلف با یکدیگر متفاوت بوده‌اند. وقتی که آزمون بدون کفش اجرا شد، افراد سالم در هر یک از حالت‌های مختلف ثبات سطح اتکا بطور متناظر نسبت به آزمون با کفش تفاوتی از خود نشان ندادند. اما افراد بیمار در آزمون بدون کفش در وضعیت‌های نیمه پایدار و ناپایدار بطور بسیار بارزی از میزان انحرافات بیشتری در مقایسه با آزمون با کفش برخوردار بودند. این نتایج در جدول ۲ نشان داده شده است.

جدول ۲: میانگین انحرافات COG از مرکز BOS در درجه های مختلف ثبات سطح اتکا

وضعیت بدون کفش	شاخص total	شاخص AP	شاخص ML
پایدار	۳/۰±۲/۰	۱/۳±۰/۴	۲/۱±۰/۳
نیمه پایدار	۴/۶±۲/۵	۱/۵±۰/۵	۳/۰±۰/۳
ناپایدار	۷/۰±۴/۸	۱/۹±۰/۵	۴/۴±۰/۴

در تحلیل عاملی اثر کفش در انحرافات مرکز ثقل معنی‌دار نشان داده شد. وجود تاثیر متقابل بین عامل کفش و عامل بیماری تایید کرد که اثر کفش فقط در بیماران معنی‌دار و مهم بوده است و اثری در تعادل افراد سالم ندارد (نمودار ۳). این نتایج به معنی آنست که پوشیدن کفش مناسب در بهبود تعادل و تقویت کنترل حرکتی بیماران CP نقش موثری دارد.

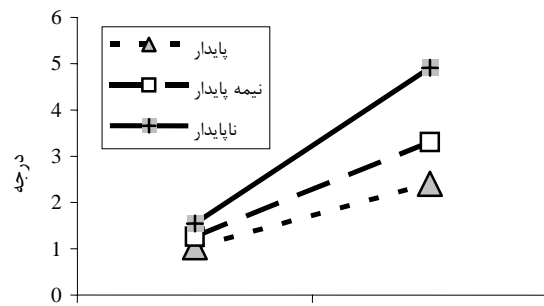


نمودار ۳: تاثیر متقابل بین عامل کفش و بیماری در میزان تعادل افراد در انحرافات COG

بحث:

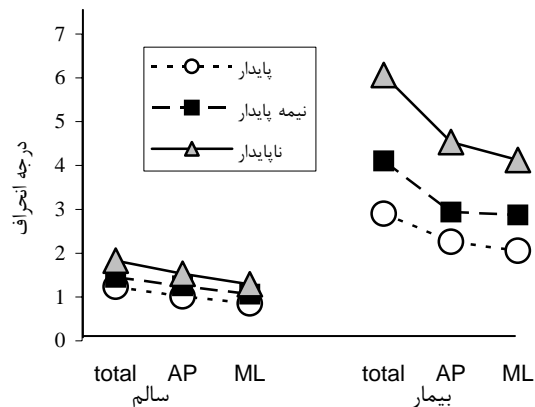
در مطالعات مختلفی نشان داده شده است که بیماران فلج مغزی الگوی راه رفتن غیر طبیعی دارند و بر خلاف

سطح اتکا میزان انحرافات COG آزمودنی‌ها را از پایدار ($1/7 \pm 0/14$) به نیمه پایدار ($2/3 \pm 0/17$) و ناپایدار ($3/2 \pm 0/34$) بطور معنی‌داری از هر مرحله به مرحله بعد افزایش داد ($p=0/001$). بیشترین اختلاف در این مورد بین وضعیت پایدار و ناپایدار بود. اما تاثیر متقابل بین عامل ثبات سطح اتکا و عامل بیماری کاملاً معنی‌دار بود و نشان داد که الگوی افزایش انحرافات در دو گروه بیمار و سالم یکسان نیست. این مفهوم در نمودار ۱ نشان داده شده است.



نمودار ۱: تعامل بین بیماری و درجه ثبات سطح اتکا در انحرافات COG

همچنین در تحلیل عاملی بین عامل درجه ثبات سطح اتکا، عامل بیماری و عامل جهت‌های تعادل تاثیر متقابل معنی‌داری دیده شد (نمودار ۲).



نمودار ۲: تعامل بین عامل های درجه ثبات سطح اتکا، جهت های تعادل و بیماری در انحرافات COG

همانطوری که در این نمودار مشاهده می‌شود اولاً در افراد سالم اثر ثبات سطح اتکا روی میزان انحرافات COG در شاخص total و در جهت‌های مختلف AP و ML تقریباً یکسان و بسیار نزدیک بهم می‌باشند. اما در بیماران CP

جدید به مغز ارسال نمایند. اگر این اطلاعات صحیح و مناسب باشند تعادل طبیعی برقرار می‌گردد اما چنانچه گیرنده‌های مذکور قادر به درک شرایط و ارسال اطلاعات مناسب از وضعیت جدید نباشند فرمانهای صادره از مغز نیز به همان نسبت نامناسب بوده و تعادل فرد دچار اختلال می‌گردد. وجود هر نوع نارسایی در گیرنده‌های حسی - عمقی در نتیجه نهایی فرمان‌های حرکتی موثر هستند. بنابراین افزایش انحرافات مرکز ثقل در حالت‌های مختلف نشان از وجود نوعی نارسایی در این گیرنده‌ها است درصد افزایش انحراف COG بیماران در وضعیت نیمه پایدار نسبت به حالت پایدار سطح اتکاء ۳ برابر بیش از این افزایش در افراد سالم بود. عبارت دیگر در شرایط نیمه پایدار و ناپایدار که الگوهای حرکتی و فرایند واکنش‌های عصبی - عضلانی پیچیده تری لازم است بیماران ناتوانی خود را بیشتر نشان دادند. در شرایط ساده تر مثل حالت پایدار سطح اتکاء که صفحه تعادل سنج در دامنه کمتری نوسان می‌یابد عمدتاً پلاننتار فلکسور ها و دورسی فلکسورها فعال هستند. اما در شرایط دشوارتر و در دامنه نوسانات بزرگتر مثل حالت نیمه پایدار و ناپایدار، الگوهای حرکتی و فرایندها و واکنش‌های عصبی - عضلانی پیچیده تری لازم است، علاوه بر عضلات یاد شده عضلات مفاصل لگن و تنه نیز دخالت دارند در نتیجه ضعف‌های مشاهده شده در گیرنده حسی عمقی شامل گیرنده‌های اندام تحتانی و تنه است. این نتیجه با یافته‌های برخی دیگر از تحقیقات انجام شده مطابقت دارد (۲۴). شاید بتوان چنین نتیجه گرفت که برای سنجش ضعف تعادلی و نیز بررسی میزان پیشرفت درمان و بهبود تعادل دینامیکی بیماران بهتر است از شرایط نسبتاً پیچیده‌تر استفاده نمود که در آن مجموعه‌ای از عضلات دخالت دارند. عبارت دیگر در شرایط ساده حرکتی ممکن است فقط بخشی از عضلات درگیر شوند در نتیجه فقط نارسایی‌های تعادلی ناشی از ضعف گیرنده‌های حسی - عمقی عضلات محدودی منعکس شوند. بنابراین برای یک بررسی همه جانبه بهتر است آزمایشات تشخیصی برای این بیماران در سطوح مختلف دشواری وظیفه ای انجام شود.

همچنین نتایج نشان دادند که تعادل بیماران با پوشیدن کفش هایی با پاشنه ۳ سانتیمتری بهتر شد. این در حالی است که کفش برای افراد سالم تفاوتی در بر

افراد سالم تعادل این بیماران با رشد سن بهبود نمی‌یابد. اما در آن تحقیقات صرفاً نتیجه‌گیری‌های کلی ارائه شده و کم و کیف ضعف‌های تعادلی بخوبی توضیح داده نشده‌اند. شایع‌ترین مشکلات این بیماران افتادن‌های پی در پی در حین راه رفتن است. این مشکل بخاطر ضعف تعادل دینامیکی این افراد است. اما تحقیقات انجام شده در زمینه تعادل افراد CP در شرایط ایستا بوده اند. بنابراین انتظار نمی‌رود که تحقیقات مبتنی بر تعادل استاتیک بتوانند بخوبی مکانیزم ضعف عملکرد تعادل دینامیکی و توانبخشی آنرا توضیح دهند. روشی که در مطالعه حاضر برای بررسی عملکرد تعادلی بکار رفته در شرایط دینامیکی است و خود یک مزیت مهمی بشمار می‌رود. این روش امکان بحث و بررسی پیرامون عملکرد سیستم‌های مختلف درگیر در تعادل و نیز اثر عوامل مختلف از جمله پوشیدن کفش، ثبات سطح اتکاء و پیچیدگی‌های وظایف حرکتی و اثر برنامه ورزشی را بوجود می‌آورد. بویژه آنکه قابلیت تغییر ثبات سطح اتکاء، تحریک گیرنده‌های حسی حرکتی شامل گیرنده‌های حسی - عمقی (Proprioceptives) و ارزیابی عملکرد آنها در شرایط دینامیکی را ممکن ساخت. مجموعه نتایج این تحقیق نشان دادند که بیماران به طور متوسط بین ۲ تا ۲/۵ برابر بیش از افراد سالم دارای انحرافات COG بودند. این موضوع حاکی از یک ضعف عملکرد در سیستم‌های درگیر در تعادل دینامیکی بیماران فلج مغزی اسپاستیک دای پلژی است. کیفیت کنترل حرکتی نتیجه مستقیم کیفیت عملکرد گیرنده‌های حسی - عمقی و انتقال پیام‌های عصبی در سطوح مختلف است. در حالت‌های مختلف، حفظ تعادل بدن تحت کنترل سیستم عصبی مرکزی (CNS) (Central Nerve System) انجام می‌گیرد مغز برای ارسال پیام‌های حرکتی مناسب به عضلات و تنظیم وضعیت بدن در فضا نیازمند اطلاعات مختلفی است. این مجموعه اطلاعات از طریق سه سیستم بینایی، دهلیزی و حسی - حرکتی تأمین می‌شوند سیستم حسی - حرکتی شامل گیرنده‌های حسی - عمقی اطلاعات مختلفی را در مورد وضعیت فضائی بدن و مفاصل و عضلات به مغز ارسال می‌نماید چنانچه اطلاعات ارسالی اشتباه یا ناقص باشند تعادل فرد مختل می‌گردد. با ناپایدار شدن سطح اتکاء شرایط مکانیکی تغییر می‌یابد و گیرنده‌های حسی - عمقی می‌بایستی اطلاعات مناسبی را با توجه به شرایط

5. Rose J, Wolf DR, Jones VK, Black DK, Ohlert JW. Postural balance in children with cerebral palsy. *Child Neurol* 2002 Jan; 44(1):58-63.
6. Burtner PA, Qualls C, Woollacott MH. Muscle activation characteristics of stance balance control in children with spastic cerebral palsy. *Gait & Posture* 1998; 8:163-174.
7. Woollacott MH, Burtner P, Jensen J. Development of postural responses during standing in healthy children and children with spastic diplegia. *Neurosci Biobehav Rev* 1998; 22: 583-589.
8. Sutherland D, Cooper L. The pathomechanics of progressive crouch gait in spastic diplegia. *Orthop Clin North Am* 1978; 9:143-154.
9. Embrey DG, Yates L, Mott DH. Effects of neurodevelopmental treatment and orthoses on knee flexion during gait: a single-subject design. *Phys Ther*. 1990; 70: 626-637.
10. Abel MF, Juhl GA, Vaughan CL. Gait assessment of fixed ankle-foot orthoses in children with spastic diplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 126-133.
11. Radtka S, Skinner S, Dixon D. A comparison of gait with solid, dynamic, and no ankle-foot orthoses in children with spastic cerebral palsy. *Phys Ther* 1997; 77: 395-409.
12. Rethlefsen S, Kay R, Dennis S. The effects of fixed and articulated ankle-foot orthoses on gait patterns in subjects with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 1999; 19: 470-474.
13. Burtner P, Woollacott M, Qualls C. Stance balance control with orthoses in a group of children with spastic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1999; 41: 748-757.
14. Butler P, Nene A. The biomechanics of fixed ankle foot orthoses and their potential in the management of cerebral palsied children. *Physiotherapy* 1991; 77: 81-88.
15. Kott KM, Held SL. Effects of orthoses on upright functional skills of children and adolescents with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther*. 2002; 14: 199-207.
16. Cook T, Cozzens B. The effects of heel height and ankle-foot-orthosis configuration on weight line location: a demonstration of principles. *Orthotics Prosthetics* 1976; 30: 43-46.
17. Franklin ME, Chenier TC, Brauning L. Effect of positive heel inclination on posture. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995; 21: 94-99.
18. Kuczynski M, Slonka K. Influence of artificial saddle riding on postural stability in children with cerebral palsy. *Gait & Posture* 1999; 10:154-160.

نداشت. عضلات پشت ساق پای این بیماران در حالت عادی دچار اسپاسم و کوتاهی نسبی هستند. شاید بتوان گفت که کفش پاشنه دار مچ پای فرد را اندکی به حالت پلنتار فلکشن بر می گرداند و از کشش و در نتیجه تحریک گیرنده های حسی - عمقی عضلات دوقلو و نعلی در حالت ایستاده جلوگیری می نماید و آنها را در جهت AP متعادل تر می کند. این نتیجه با نتایج تحقیق بارتنر و همکاران (۶) فرانکلین و همکاران (۱۷) باتلر و ن (۱۴) و کوک و کوزن (۱۶) تطبیق دارد بنابراین جهت بهبود عملکرد کودکان فلج مغزی اصلاح ساختار کفش نیاز است و این اصلاحات باید در جهت تغییر راستای اندام تحتانی به سمت ایجاد قامت راست تغییر یابد که در نهایت به بهبود تعادل منجر شود. هر چند که تحقیق حاضر فراتر از این نمی تواند در مورد اثرات کفش بحث کند اما می توان به اهمیت کفش در مراحل تشخیص و توانبخشی بیماری اشاره نمود.

نتیجه نهائی :

در بیماری فلج مغزی تعادل دینامیکی به طور جدی آسیب می بیند. در شرایط نیمه پایدار و بویژه حالت ناپایدار سطح اتکاء که نیاز به کنترل حرکتی بیشتری است وظایف حرکتی پیچیده تری را ایجاب می نماید، ناهنجاری تعادلی این بیماران بیشتر نمایان می شود. این ناهنجاری مویید ضعف عملکرد و نارسائی در گیرنده های حسی - عمقی است. این نتیجه اهمیت کفش در تشخیص و توانبخشی این بیماران را بارز می سازد. انجام یک پژوهش در زمینه اثر انواع کفش ها برای دستیابی به یک مدل مناسب کفش ضروری است. پوشیدن کفش بعنوان یک عامل حمایتی مچ پا منجر به بهبود تعادل بیماران می گردد.

منابع :

1. Behrman PF, Kliegman RM. *Nelson essential of Pediatrics*. 4th ed. Philadelphia : W.B. Saunders, 2002: 50-52.
2. Christos P, Basil P. *Encyclopedia of pediatric neurology Theory and practice*. 2nd ed. 1999: 322-355.
3. Bertoti DB. Effects of therapeutic horse riding on posture in children with cerebral palsy. *Phys Ther* 1988; 68 : 1505-1512.
4. Martin S, Kessler M. *Neurological intervention for physical therapist assessment*. Philadelphia: W.B. Saunders, 1999; 371-374.

19. Kuczynski M. The Second order autoregressive model in the evaluation of postural stability. *Gait & Posture* 1999; 9:50-6.
20. Kuczynski M. Task related changes in biomechanical properties of ankle joint during standing. in: Lornecki S (ed). The problem of muscular synergism Pro. XI IBS Seminar. In: Wroelov: Academy of physical education. *Gait & Posture*, 1999; 10:154-160.
21. Behrman RE, Kliegman RM, Jenson HB. Nelson of pediatrics. 4th ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 2000: 1843-1844.
22. Ferdjallah M, Harris G, Smith P, Wretch J. Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clin Biomech* 2002; 17: 203-210.
23. Goulging A, Jones IE, Taylor RW, Piggot JM, Taylor D. Dynamic and static tests of balance and postural sway in boys: effect of previous wrist bone fracture and high adiposity. *Gait & Posture* 2003;17:136-141.
24. Winter DA, Patle AE, Frank JS. Assessment of balance control in human. *Med Prog Tech* 1990; 16:31-35.