

حرکت

شماره ۲۹- صص : ۵۶ - ۴۳

تاریخ دریافت : ۱۳/۰۳/۸۳

تاریخ تصویب : ۲۹/۰۹/۸۳

**بررسی تأثیرات برنامه ورزش درمانی ویژه در بهبود ناهنجاری‌های تعادلی کودکان مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک**

کیوان شریفمرادی<sup>۱</sup> - دکتر نادر فرهپور<sup>۲</sup> - دکتر محمدصادق صبا - دکتر محمدمهدی تقدیری  
دانشگاه بوعلی سینا - دانشگاه علوم پزشکی همدان

**چکیده**

در این تحقیق ۱۰ کودک و نوجوان ۱۵ - ۸ ساله مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک از نوع دای پلژی به ترتیب با میانگین قد و وزن  $1/35 \pm 0/09$  سانتی‌متر،  $30/8 \pm 5/7$  کیلوگرم به مدت ۱۲ هفته تحت برنامه ورزش درمانی قرار گرفتند. با استفاده از دستگاه تعادل سنج، میانگین انحرافات نقطه اثر نیروی ثقل بدن از مرکز مختصات سطح اتکا اندازه‌گیری شد. آزمون‌های تعادل در حالت‌های پایدار، نیمه‌پایدار و ناپایدار سطح اتکا و نیز با کفش و بدون کفش تکرار شد. نتایج نشان داد که انحرافات مرکز ثقل در بیماران فلج مغزی بعد از برنامه ورزش درمانی حدود ۲۵ درصد بهبود یافته بود ( $P=0/001$ ). بیشترین بهبودی در حالت نیمه‌پایدار و ناپایدار سطح اتکا و در جهت AP بود. انحرافات COG بعد از ورزش درمانی به الگوی طبیعی نزدیک‌تر شد. نتیجه نهایی اینکه در بیماری فلج مغزی اسپاستیک دای پلژی انحرافات مرکز ثقل بدن در حالت ایستاده دینامیکی به طور معنی‌داری افزایش می‌یابد که مبین ضعف در گیرنده‌های حسی عمقی این بیماران است. برنامه ورزش درمانی ویژه موجب بهبود انحرافات مرکز ثقل و تقارن وضعیتی در حالت ایستاده شد. این نتیجه اهمیت کفش و برنامه ورزش درمانی را در ایجاد توانبخشی در بیماران فلج مغزی آشکار می‌کند.

**واژه‌های کلیدی**

فلج مغزی، تعادل دینامیکی، سیستم پروپریوسپتیو، مرکز ثقل، برنامه ورزش درمانی.

1 - Email : naderfarahpour@yahoo.ca

۲- مؤلف مسئول

## مقدمه

کنترل بوسجر شامل دو بخش الف ( جهت عمودی بدن برای حفظ موقعیت مرکز ثقل در امتداد محور عمودی بدن که از مرکز سطح اتکا می‌گذرد، و ب ) کنترل نوسانات بدن در وضعیت ایده‌آل است.

دستگاه CNS<sup>۱</sup> با توجه به اطلاعاتی که از سیستم‌های بینایی، دهلیزی و حسی پیکری در مورد موقعیت فضایی بدن کسب می‌کند، این دو وظیفه مهم را عهده‌دار است. این روند شامل فرایند پیچیده عصبی عضلانی است که از مجموعه‌ای از عوامل متعدد آناتومیکی، فیزیولوژیکی و محیطی متأثر است. وجود هر نوع آسیب در سیستم بینایی، دهلیزی و حسی پیکری در عملکرد تعادلی بدن اختلال ایجاد می‌کند. هر یک از این سیستم‌ها اطلاعات خاصی را در مورد وضعیت فضایی کل بدن در ارتباط با محیط و همچنین اندام‌های بدن در ارتباط با یکدیگر به مغز ارسال می‌کنند. این اطلاعات در ساقه مغز<sup>۲</sup> با هم آمیخته می‌شوند و از برای آنها و با توجه به پیام‌های دریافتی، مغز فرمان لازم را به اندام‌های مختلف صادر می‌کند. چنانچه هر یک از این سیستم‌ها دچار نقص شوند، CNS بیشتر به اطلاعات دو سیستم دیگر تکیه می‌کند (۱۵). تحقیقات مختلف نشان داده اند که در اثر آموزش‌های ورزشی مناسب و تمرینات مکرر، قابلیت این سیستم‌ها در ارسال پیام‌های وضعیتی مناسب و دقیق‌تر در شرایط پیچیده بهبود می‌یابد (۳). در بیماری فلج مغزی نیز اختلالات شدیدی در سیستم عصبی عضلانی و بویژه در کنترل حرکتی به وجود می‌آید و عملکرد حرکتی و وظیفه‌ای بیماران را در درجات مختلف بسته به نوع و شدت بیماری تا ناتوانی کامل تحت تأثیر قرار می‌دهد. فلج مغزی به صورت آنسفالوپاتی غیر پیشرونده استاتیک ناشی از تکامل غیرطبیعی مغز و یا صدمات مغزی در زمان قبل، حین یا سال‌های اولیه پس از تولد است (۱ و ۴). شناخت این بیماری به دوران قدیم برمی‌گردد، حتی در مجسمه‌های مضر باستان اشکالی از مبتلایان به فلج مغزی دیده شده است (۴). این بیماری همراه با یک سری سندرم است که به صورت اختلال حرکتی ظاهر می‌شوند. معمولاً با وجود ثابت بودن درصد آسیب مغزی و عدم پیشرفت بیماری، میزان این اختلالات در حال تغییر است (۴). از میان انواع فلج مغزی نوع اسپاستیک آن ۷۰-۸۰ درصد موارد

1 - Central Nerve System

2 - Brain Stem

را تشکیل می‌دهد. این حالت ناشی از صدمه نرون مجزکه فوقانی سیستم پرامیدال است. کودکان مبتلا به این بیماری در سال اول، هیپوتونی تنه‌ای دارند. اسپاسم عضلانی نیز در سال دوم پس از تولد ظاهر می‌شود و همراه با افزایش رفلکس است. معمولاً در معاینه بالینی علاوه بر معاینه کامل عمومی، جنبه‌های عصبی و عصبی-عضلانی، بیومکانیکی و آنتروپومتری بیمار نیز اندازه گرفته می‌شود. با تشخیص زود هنگام می‌توان این بیماری را تا حد زیادی بهبود بخشید (۲). کودکان مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک از لحاظ حرکتی مشکلات فراوانی دارند. کانتراکچر 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 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 زیادی مختل می‌شود، توانایی راه رفتن حتی با استفاده از واکر در بیمار سلب می‌شود (۱۲).

Rose و همکاران (۲۰۰۲) نیز بیان کردند که کاهش میزان تعادل دینامیکی کودکان مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک عامل اصلی در اختلال گام برداری این بیماران است. بنابراین می‌تواند راهنمای خوبی برای درمان باشد (۱۳). برخی محققان ضعف تعادل در بیماران فلج مغزی را به ضعف کنترل عضلات مچ پا نسبت داده‌اند (۷). در تحقیقات زیادی، ارتباط بین کاهش سفتی مفصلی و کاهش نوسانات وضعیتی (پوسچری)<sup>۱</sup> نشان داده شده است (۱۰). از طرفی افزایش سفتی مفصلی با افزایش اسپاسم عضلانی همراه است. بر این اساس تقویت انعطاف‌پذیری عضلات و مفاصل کودکان CP<sup>۲</sup>، از ضرورت کلینیکی برخوردار است (۸ و ۹).

کوزینسکی (۱۹۹۹) و برتونی (۱۹۸۸) در تحقیقات مشابهی با استفاده از تمریناتی که منجر به کاهش اسپاسم عضلانی شد، نشان دادند که تعادل پوسچری این بیماران بهبود می‌یابد (۳ و ۱۰). 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

1 - Posture

2 - Cerebral Palsy

انعطاف‌پذیری مفاصل همراه با تحلیل نیروی عضلانی، پوسچر و تعادل را تحت تأثیر قرار می‌دهد. در یکی از تحقیقات اخیر نشان داده شده که بیماران فلج مغزی برای جبران ضعف عضلات مج پا پوسچر لگن و ران خود را تغییر می‌دهند (۵). از همین روی وجود اختلالات تعادلی و ضعف کنترل حرکتی در این بیماران کاملاً مورد انتظار است (۲). به غیر از اسپاسم عضلانی و کاهش انعطاف‌پذیری، عوامل دیگری نظیر چاقی یا بر خورداری از وزن اضافی نیز در بروز اختلالات تعادلی مؤثرند (۶). هنوز اطلاعات در زمینه کم و کیف تعادل این بیماران کامل نیست و تحقیقات گسترده‌تری نیاز است که بر روی این کودکان صورت گیرد. در گزارش‌های علمی تأکید شده که بر اساس داده‌های مربوط به نقطه فشار پاها می‌توان اطلاعاتی به دست آورد که در ارزیابی تعادل دینامیکی آزمودنی مفیدند (۱۴). روش‌های متعددی برای ارزیابی تعادل مورد استفاده قرار گرفته‌اند (۸، ۹، ۱۴). با این حال، همه این روش‌ها از محدودیت‌های خاصی برخوردار بوده و فقط ویژگی‌های خارجی تعادل بدنی را منعکس ساخته‌اند و قادر به روشنگری در مورد ساز و کار عملکرد سیستم عصبی عضلانی نیستند و علت عملکرد تعادلی را توضیح نداده‌اند. به همین علت پیشرفت چشمگیری نیز در درمان کودکان CP رخ نداده است. به علاوه بیشتر مطالعات قبلی در مورد تعادل ایستا بوده است. هدف تحقیق حاضر بررسی دقیق تعادل دینامیکی به مفهوم میزان انحرافات مرکز ثقل از مرکز سطح اتکا در کودکان مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک و مقایسه آنها با کودکان سالم است.

### روش تحقیق

در این تحقیق ۱۰ نفر کودک و نوجوان مبتلا به فلج مغزی دای‌پلزی اسپاستیک با دامنه سنی ۸ تا ۱۵ سال، و میانگین قد  $9/26 \pm 1/35$  و وزن  $30/8 \pm 5/7$  کیلوگرم به عنوان گروه تجربی از یک مدرسه استثنایی شهر همدان انتخاب شدند. ۶ نفر از این بیماران دارای رفلکس وترئ +۳، سه نفر با رفلکس وترئ +۵ و یک نفر با رفلکس وترئ نرمال و همگی دارای نیروی عضلانی کاهش یافته بودند. کودکان گروه کنترل نیز به صورت تصادفی از یک مدرسه عادی شهر همدان انتخاب شدند و از سلامت کامل جسمی برخوردار بودند.

تبادل دینامیکی در شرایط مختلف با استفاده از دستگاه تعادل سنج دینامیکی *Biodex* اندازه گیری شد. این دستگاه عملکرد سیستم های درگیر در تعادل و کنترل حرکتی شامل سیستم های حسی حرکتی، دهلیزی و بینایی را اندازه گیری می کند و شامل یک صفحه دایره ای مدرج به نام صفحه تعادل سنج است که بر روی گوی بزرگی شامل چند سنسور قرار دارد و می تواند به راحتی در جهت های مختلف انحراف یابد. صفحه تعادل سنج در درجات مختلف پایدار و ناپایدار، قابل تنظیم بود.

در حالت ناپایدار سیستم حسی حرکتی و بویژه عملکرد گیرنده های حسی عمقی تحریک می شود. تغییرات تعادلی در وضعیت ناپایدار نسبت به حالت پایدار سطح اتکا، قابلیت عملکرد گیرنده های حسی عمقی را نشان می دهد. افت تعادل نشان دهنده ضعف گیرنده هاست و در این شرایط، بدن برای حفظ تعادل به سایر سیستم های تعادلی تکیه می کند. در حین آزمایش آزمودنی بر روی صفحه استقرار می یافت. همزمان با تغییر وضعیت مرکز ثقل (*COG*)، مرکز فشار پاها نیز تغییر می کرد و متناسب با آن صفحه تعادل سنج از سطح افقی منحرف می شد. انحراف صفحه نشان دهنده انحراف *COG* است. در این دستگاه، دامنه حرکتی و درجه سفتی صفحه تعادل سنج با استفاده از نرم افزار در ۸ درجه مختلف از ۱ تا ۸ قابل تنظیم بود. در درجه ۸، صفحه حداکثر تا ۵ درجه می توانست خم شود و به علاوه صفحه نسبتاً سفت و حساسیت آن به تغییرات مرکز ثقل کم بود. در حالی که در درجه (۱)، سفتی صفحه به حداقل می رسید و به کوچک ترین جا به جایی مرکز ثقل صفحه حساسیت نشان می داد و خم می شد، در این حالت دامنه حرکتی صفحه ۳۰ درجه بود که معمولاً با سقوط افراد همراه می شد. در مطالعات متعدد توصیه شده که از درجه (۸) به عنوان سطح اتکای پایدار و از درجه (۲) به عنوان سطح اتکای ناپایدار استفاده شود که سطح اتکای ناپایدار به منظور دستکاری و تحریک سیستم حسی حرکتی به کار برده می شود (۱۱). داده های مربوط به انحرافات صفحه در انحراف کلی (*total*)، انحرافات در جهت قدامی خلفی (*AP*)<sup>۱</sup> و جهت داخلی - جانبی (*ML*)<sup>۲</sup> تنظیم و نمایش داده می شود.

1 - Anterior Posterior

2 - Mediolateral

در بررسی عملکرد تعادل دینامیکی، نخست آزمودنی در وضعیت مورد نظر به نحوی روی صفحه تعادل سنج استقرار می‌یافت که مرکز فشار نیزوی ثقل او با مرکز مختصات صفحه تعادل منطبق بود و صفحه در حالت کاملاً افقی قرار می‌گرفت. ثبت داده‌ها پس از اعلام آمادگی در مدت ۲۰ ثانیه انجام شد. متناسب با واکنش‌های فرد در حین استقرار و نوسانات پوسچری او، صفحه زیر پای فرد نیز حرکت می‌کرد، در این حال فرد باید تلاش می‌کرد 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 پاها از مرکز محور مختصات صفحه کمتر می‌شد. این آزمایش در وضعیت‌های متفاوتی که هر یک معرف یک تست بود، قبل و بعد از برنامه ورزش درمانی انجام شد: این وضعیت‌ها عبارت بودند از: وضعیت‌های ایستاده یا 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 کتانی بنددار، شبیه کفش‌های ورزشی ساق کوتاه بود. این دو آزمون در شرایط مختلف سطح اتکالی پایدار (درجه ۸ ثبات)، نیمه پایدار (درجه ۲ ثبات) و ناپایدار (درجه ۴ ثبات) که در مجموع ۶ حالت را تشکیل می‌دادند، اجرا شد. هر تست ۳ بار تکرار شد و میانگین تکرارها به عنوان نمره فرد ثبت گردید. بین هر تکرار، ۲ دقیقه استراحت وجود داشت. تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از روش آنالیز واریانس چند متغیره *MANOVA* و ویژه داده‌های تکراری و با استفاده از نرم‌افزار *SPSS* انجام شد.

### نتایج و یافته‌های تحقیق

جدول میانگین انحرافات *COG* از مرکز *BOS* در درجه‌های مختلف صفحه تعادل سنج و در وضعیت بدون کفش را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، میانگین انحرافات *COG* از مرکز *BOS* در وضعیت پایدار صفحه تعادل سنج قبل از ورزش درمانی در شاخص‌های *AP*، *ML* و *total* به ترتیب  $۳/۰ \pm ۲/۰$ ،  $۲/۶ \pm ۱/۷$  و  $۲/۱ \pm ۱/۰$  درجه بود در حالی که بعد از اتمام دوره ورزش درمانی در شاخص *total* به  $۲/۲ \pm ۰/۹$ ، در شاخص *AP* به  $۱/۷ \pm ۰/۷$  و در شاخص *ML* به  $۱/۶ \pm ۰/۷$  درجه تغییر یافتند که نشان می‌دهد میانگین انحرافات *COG* از مرکز *BOS* در جهت *total*  $۰/۸$

درجه، در جهت AP ۰/۹ درجه و در ML ۰/۵ درجه بعد از برنامه ورزش درمانی بهبود پیدا کرده است (P= ۰/۰۰۱). بهبودی در شاخص AP بیشتر از ML بود.

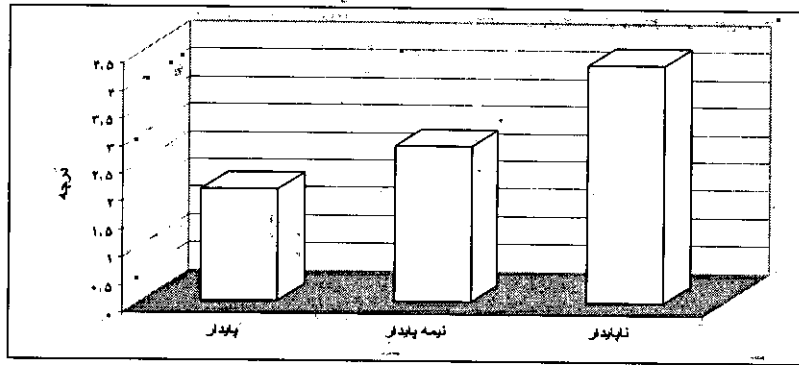
جدول ۱- میانگین انحرافات COG از مرکز BOS در درجات مختلف ثبات سطح اتکا

گروه تجربی بعد از ورزش درمانی				گروه تجربی قبل از ورزش درمانی				وضعیت ها	
میانگین	ML	AP	Total	میانگین	ML	AP	Total	پایدار	بدون کفش
۱/۸ ± ۰/۴	۱/۶ ± ۰/۷	۱/۷ ± ۰/۷	۲/۲ ± ۰/۹	۲/۶ ± ۰/۴	۲/۱ ± ۱/۰	۲/۶ ± ۱/۷	۳/۰ ± ۲/۰		
۲/۶ ± ۰/۵	۲/۲ ± ۱/۸	۲/۴ ± ۱/۳	۲/۴ ± ۱/۳	۳/۷ ± ۰/۵	۳/۱ ± ۲/۰	۳/۳ ± ۱/۸	۴/۶ ± ۲/۵	نیمه پایدار	
۳/۹ ± ۰/۹	۳/۳ ± ۱/۶	۳/۵ ± ۱/۵	۴/۸ ± ۲/۲	۵/۵ ± ۰/۹	۴/۴ ± ۲/۶	۵/۵ ± ۲/۲	۷/۰ ± ۴/۸	ناپایدار	

نتایج حاصل از تجزیه و تحلیل عاملی نشان داد که عامل درمان میانگین کل انحرافات پوسچری را حدود ۰/۷ درجه کاهش داده است. همچنین در وضعیت ناپایدار صفحه تعادل سنج بعد از برنامه ورزش درمانی تعادل بیماران به صورت چشمگیری بهتر شده بود. به طوری که انحرافات بیماران از ۴/۹ درجه قبل از ورزش درمانی به ۳/۶ درجه در بعد از درمان رسید که حاکی از بهبودی برابر با ۲۵٪ است (P= ۰/۰۵).

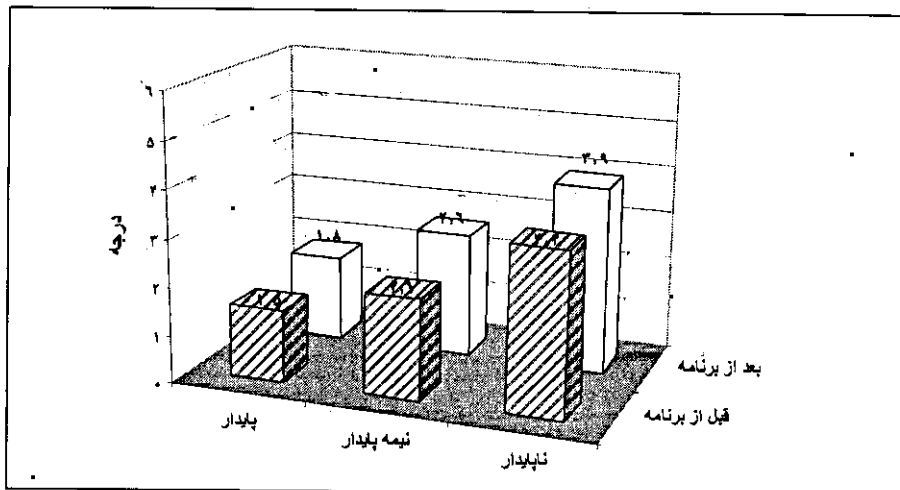
نتایج نشان می دهد که اختلاف بین جهت های مختلف AP، ML و total بعد از برنامه ورزش درمانی نسبت به قبل از درمان در وضعیت های مختلف پایدار، نیمه پایدار و ناپایدار به ترتیب ۰/۴، ۱/۳ و ۱/۳ درجه بهبود پیدا کرده است.

تجزیه و تحلیل عاملی نشان داد که ثبات سطح اتکا اثر معنی داری بر تعادل دینامیکی بیماران دارد، به طوری که با افزایش بی ثباتی سطح اتکا از پایدار به نیمه پایدار و ناپایدار تعادل بیماران از ۲/۰ درجه در وضعیت پایدار به ۲/۸ درجه در وضعیت نیمه پایدار و ۴/۳ درجه در وضعیت ناپایدار رسید. به عبارت دیگر، انحرافات مرکز ثقل بیماران به طور معنی داری از هر مرحله به مرحله بعد افزایش یافت. این اثر در نمودار ۱ مشاهده می شود.



نمودار ۱ - میزان انحراف پوسچری آزمودنی ها در شرایط مختلف سطح اتکا

همان طور که در نمودار ۲ مشاهده می شود، اگرچه ثبات سطح اتکا اثر معنی داری در تعادل دینامیکی بیمارآن داشت ولی بین این عامل با عامل برنامه ورزش درمانی هیچ گونه اثر متقابل معنی داری مشاهده نشد. به این مفهوم که پس از درمان نیز الگوی انحرافات پوسچری در شرایط مختلف سطح اتکا مشابه قبل از درمان بود.



نمودار ۲ - عدم تعامل بین درجه ثبات صفحه تعادل سنج و عامل ورزش درمانی

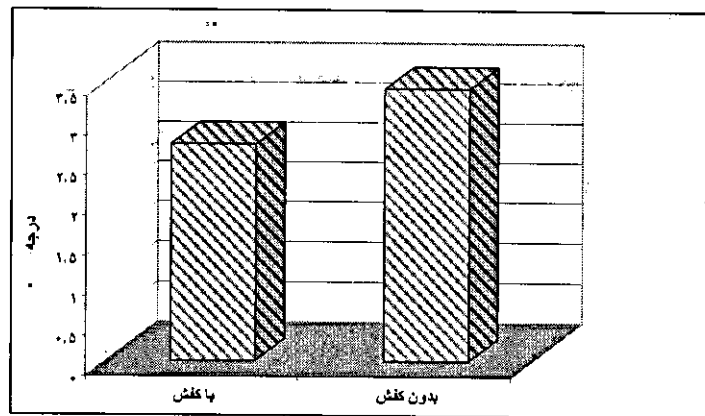


زمانی که بیماران با کفش بر روی صفحه تعادل سنج ایستادند، شاخص های تعادل در قبل و بعد از برنامه ورزش درمانی در هریک از حالات مختلف ثبات سطح اتکا نسبت به آزمون بدون کفش بهتر شد. بعد از برنامه ورزش درمانی در وضعیت بدون کفش میانگین کل انحرافات بیماران در حالات پایدار، نیمه پایدار و ناپایدار صفحه تعادل سنج به ترتیب ۱/۸، ۲/۶ و ۳/۹ درجه بود که به ۱/۵، ۲/۱ و ۳/۴ درجه در وضعیت با کفش رسید و نشان می دهد که در وضعیت با کفش میزان انحرافات بیماران به میزان ۰/۳ درجه در پایدار، ۰/۵ درجه در نیمه پایدار، و ۰/۵ درجه در ناپایدار بهتر شد. بیشترین بهبودی در وضعیت های نیمه پایدار و ناپایدار صفحه تعادل سنج به دست آمد. این نتایج در جدول ۲ نشان داده شده است.

جدول ۲\_ میانگین انحرافات COG از مرکز BOS در درجات مختلف ثبات سطح اتکا

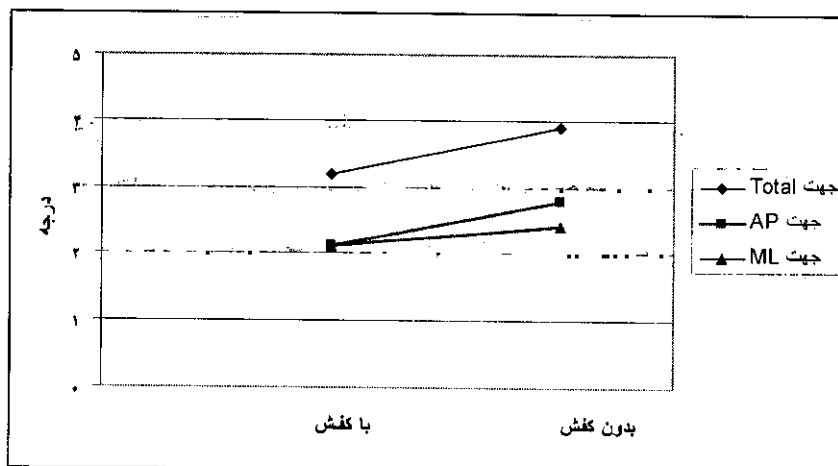
گروه تجربی بعد از ورزش درمانی				گروه تجربی قبل از ورزش درمانی				وضعیت ها
میانگین	ML	AP	Total	میانگین	ML	AP	Total	
۱/۵ ± ۰/۳	۱/۴ ± ۰/۵	۱/۲ ± ۰/۶	۱/۹ ± ۰/۶	۲/۲ ± ۰/۳	۲/۰ ± ۱/۱	۱/۹ ± ۱/۰	۲/۸ ± ۱/۵	پایدار
۱/۲ ± ۰/۳	۱/۸ ± ۰/۶	۲/۰ ± ۰/۶	۲/۶ ± ۰/۸	۲/۹ ± ۰/۳	۲/۶ ± ۱/۲	۲/۶ ± ۰/۹	۳/۶ ± ۱/۴	نیمه پایدار
۳/۴ ± ۰/۵	۳/۰ ± ۱/۱	۳/۱ ± ۱/۰	۴/۲ ± ۱/۵	۴/۲ ± ۰/۷	۳/۸ ± ۲/۷	۳/۶ ± ۲/۳	۵/۱ ± ۳/۵	ناپایدار

تجزیه و تحلیل آماری نشان داد که عامل کفش اثر معنی داری در تعادل بیماران دارد به طوری که میانگین کل انحرافات مرکز ثقل بیماران از ۳/۴ درجه در وضعیت بدون کفش به ۲/۷ درجه در وضعیت با کفش رسید که نشان می دهد تعادل بیماران با پوشیدن کفش به طور معنی داری بهبود می یابد. این اثر در نمودار ۳ مشاهده می شود.



نمودار ۳ - اثر معنی‌دار کفش در تعادل بیماران

تجزیه و تحلیل عاملی نشان داد که بین عامل کفش و عامل جهت، تأثیر متقابل معنی‌داری وجود دارد. بی‌این مفهوم که در وضعیت بدون کفش، صفحه تعادل سنج، انحرافات COG از مرکز BOS در جهت AP، از جهت ML به طور معنی‌داری بالاتر بود ولی در وضعیت با کفش، انحرافات COG از مرکز BOS در جهت AP مشابه ML بود (نمودار ۴). این نتیجه نشان می‌دهد که کفش از انحرافات در جهت AP می‌کاهد.



نمودار ۴ - تعامل بین عامل کفش و عامل جهت

## بحث و بررسی

این پژوهش با هدف بررسی میزان بهبود ناهنجاری های تعادلی در بیماران فلج مغزی اسپاستیک دای پلژی در شرایط مختلف انجام شد. به این منظور تعادل دینامیکی بیماران در شرایط مختلف ثبات سطح اتکا و نیز در حالت های با کفش و بدون کفش، قبل و بعد از برنامه ورزش درمانی اندازه گیری و با قبل از درمان مقایسه و تجزیه و تحلیل شد. قبلاً در تحقیقات مختلفی نشان داده شده بود که بیماران فلج مغزی الگوی راه رفتن غیرطبیعی دارند و برخلاف افراد سالم تعادل این بیماران با رشد سن بهبود نمی یابد، اما در آن تحقیقات صرفاً نتیجه گیری های کلی ارائه شده و کم و کیف توانبخشی ضعف های تعادلی به خوبی توضیح داده نشده است. شایع ترین مشکلات این بیماران، افتادن های پی در پی در حین راه رفتن است. این مشکل به دلیل ضعف تعادل دینامیکی این افراد است.

تحقیقات گذشته صرفاً بر روی تعادل استاتیک بیماران انجام شده، بنابراین انتظار نمی رود که تحقیقات مبتنی بر تعادل استاتیک بتواند به خوبی مکانیزم ضعف عملکرد تعادلی و توانبخشی آن را توضیح دهد. روشی که در مطالعه حاضر برای بررسی تعادل به کار رفت، از آن نظر که به بررسی تعادل دینامیکی پرداخته، مزیت مهمی به شمار می رود. این روش امکان بحث و بررسی پیرامون تعادل دینامیکی بیماران فلج مغزی را در شرایط مختلف و نیز اثر عوامل مختلف از جمله پوشیدن کفش، ثبات سطح اتکا و پیچیدگی های وظایف حرکتی و اثر برنامه ورزشی را به وجود می آورد. بویژه آنکه قابلیت تغییر ثبات سطح اتکا، تحریک گیرنده های حسی حرکتی شامل گیرنده های حسی عمقی<sup>1</sup> و ارزیابی عملکرد آنها در شرایط دینامیکی را ممکن ساخت. مجموعه نتایج این تحقیق نشان داد که میانگین انحرافات COG از مرکز BOS در جهت  $total$   $0.18$  درجه، در جهت  $AP$   $0.19$  درجه و در جهت  $ML$   $0.15$  درجه بعد از برنامه ورزش درمانی بهبود داشت. بیشترین بهبودی در جهت  $AP$  بود. شاید افزایش کنترل عضلات میچ پا در بیماران بعد از برنامه ورزش درمانی، بهبودی بیشتر را در جهت  $AP$  ایجاد کرد. شاید بتوان گفت که کفش از کشش عضلات پشت ساق پای بیماران که در حالت عادی دچار اسپاسم است، می کاهد و در نتیجه گیرنده های حسی عمقی عضله دوقلو و نعلی در این حالت کمتر تحریک می شوند و به این ترتیب پوشیدن کفش بیماران را در جهت  $AP$  پایدارتر

1 - Proprioceptives

می‌گرداند. نتایج نشان داد که عامل کفش از انحرافات جهت *AP* می‌کاهد، این نتایج با نتایج کوزینسکی (۸) مطابقت داشت. 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* 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 می‌شود. سیستم حسی حرکتی شامل گیرنده‌های حسی - عمقی اطلاعات مختلفی را در مورد وضعیت فضایی بدن و مفاصل و عضلات به مغز ارسال می‌کند. چنانچه اطلاعات ارسالی اشتباه یا ناقص باشد، تعادل فرد مختل می‌شود. با ناپایدار شدن سطح اتکا، شرایط مکانیکی تغییر می‌کند و گیرنده‌های حسی عمقی باید اطلاعات مناسبی را با توجه به شرایط جدید به مغز ارسال کنند. اگر این اطلاعات صحیح و مناسب باشند، تعادل طبیعی برقرار می‌شود. 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 می‌شود. وجود هر نوع نارسایی در گیرنده‌های حسی عمقی در نتیجه نهایی فرمان‌های حرکتی مؤثر است. بنابراین انحرافات بیشتر مرکز ثقل در حالت‌های مختلف نشان دهنده وجود نوعی نارسایی در این گیرنده‌هاست. در شرایط نیمه‌پایدار و ناپایدار سطح اتکا، بیماران قبل از برنامه ورزش‌درمانی انحرافات *COG* زیادی را از خود نشان دادند. در شرایط ساده‌تر مثل حالت پایدار سطح اتکا که صفحه تعادل‌سنج در دامنه کمتری نوسان می‌یابد، عمدتاً عضلات پلنتار فلکسورها و دورسی فلکسورها فعال‌اند. اما در شرایط دشوارتر و در دامنه نوسانات بزرگ‌تر مثل حالت نیمه‌پایدار و پایدار، الگوهای حرکتی و فرایندها و واکنش‌های عصبی عضلانی پیچیده‌تری لازم است و علاوه بر عضلات یاد شده عضلات مفاصل لگن و تنه نیز دخالت دارند. به همین دلیل بیماران، انحرافات *COG* بزرگ‌تری را نسبت به حالت پایدار نشان می‌دهند: حدود ۲۵ درصد بهبودی در میانگین انحرافات *COG* بیماران بعد از برنامه مشاهده شد. بیشترین بهبودی در وضعیت‌های نیمه‌پایدار و پایدار صفحه تعادل‌سنج به دست آمد. در این وضعیت‌ها تقویت و به کارگیری عضلات تنه و لگن، گیرنده‌های حسی عمقی بیشتری را تحریک کرده، اطلاعات بیشتری

1 - Central Nerve System

درباره موقعیت فضایی عضلات و مفاصل بدن به مغز ارسال می‌کند. در نتیجه مغز از افزایش انحرافات COG در وضعیت نیمه پایدار و بخصوص پایدار سطح اتکا جلوگیری می‌کند. قبل از برنامه ورزش درمانی، بیماران در جهت AP، انحراف بیشتری را نسبت به جهت ML از خود نشان دادند که بعد از برنامه ورزش درمانی، انحرافات COG بیماران در جهات مختلف AP و ML متعادل تر شد. ضعف عضلات تینه، لگن و مچ پا قبل از برنامه ورزش درمانی علت انحرافات بالا در جهت AP در قبل از درمان است که بعد از درمان تقویت عضلات مفاصل یاد شده از انحراف بالا در جهت AP کاسته و آن را متعادل ساخت.

ثبات سطح اتکا بیشترین اثر را در انحرافات COG بیماران دارد. شاید بتوان گفت که برای سنجش ضعف تعادلی و نیز بررسی میزان پیشرفت درمان و بهبود تعادل دینامیکی بیماران بهتر است برنامه ورزش درمانی در شرایط نسبتاً پیچیده تر انجام شود که در آن مجموعه‌ای از عضلات دخالت دارند. به عبارت دیگر، در شرایط ساده که در آن حرکات تعادلی در وضعیت نسبتاً پایدار انجام می‌شود، بیماران بیشتر از مچ پا برای حفظ تعادل استفاده می‌کنند، در نتیجه فقط نارسایی‌های تعادل ناشی از ضعف گیرنده‌های حسی عمقی عضلات محدودی بهبود می‌یابد، اما انجام برنامه ورزش درمانی در شرایط پیچیده تر عضلات گسترده تری را به کار می‌گیرد و تعادل را به طور چشمگیری بهبود می‌بخشد. این نتیجه می‌تواند پزشکان را در تشخیص و درمان ناهنجاری‌های کودکان مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک یاری رساند.

### نتیجه گیری نهایی

در بیماری فلج مغزی، تعادل دینامیکی به طور جدی آسیب می‌بیند. برنامه ورزش درمانی سبب بهبود تعادل بیماران می‌شود. انحرافات COG بیماران در شرایط نیمه پایدار و بویژه حالت ناپایدار سطح اتکا که سطوح بالاتری از کنترل حرکتی را می‌طلبد، بهبودی بیشتری را نشان داد. انحرافات جهات مختلف در بعد از درمان متعادل شد. این نتیجه می‌تواند پزشکان را در تشخیص و درمان ناهنجاری‌های کودکان مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک یاری نماید.

## منابع و مأخذ

1. Behrman PF, Kliegman R.M.(2002). "Nelson essential of Pediatrics". 4th. ed . Philadelphia WB, Saunders.PP: 50-52.
2. Behrman RE, Kliegman RM, Jenson HB.(2000). "Nelson essential of pediatrics". 4th . ed. Philadelphia WB, Saunders. PP:1843-1844.
3. Bertoti DB.(1988). "Effects of therapeutic horse riding on posture in children with cerebral palsy". Phys ther, 68: PP: 1505-1512.
4. Christos P, Basil P. (1999). "encyclopedia of pediatric neurology Theory and practice". 2nd ed .PP: 322-355.
5. Ferdjallah M, Harris G, Smith P, Werstsch J(2002). "Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy". Clinical Biomechanics, 17: PP:203-210.
6. Goulging A, Jones I.E., Taylor R.W., Piggot J.M., Taylor D. (2003). "Dynamic and static tests of balance and postural-sway in boys: effect of previous wrist bone fracture and high adiposity". Gait and Posture: 17: PP:136-141.
7. Harris JF. IEEE,( 1993). " Retraction on rehabilitation". Engo.PP: 35-42.
8. Kuczynski M, Slonka K. (1999). "Influence of artificial saddle riding on postural stability in children with cerebral palsy". Gait and Posture, 10: PP:154-160.
9. Kuczynski M. (1999). "The second order autoregressive model in the evaluation of postural stability". IN: Gait and posture: 9.PP:50-6.
10. Kuczynski M.(1999). "Task related changes in biomechanical properties of ankle joint during standing". IN: Lornecki, S (ed). XI IBS Seminar. 10: PP:154-160.
11. Martin S, Kessler M.(1999). "Neurological intervention for physical therapist assessment". W.B. Saunders com. PP:371-374.
12. Mizuta H. (1999). "A stabilometric technique for evaluatin of functional instability in anterior cruciate ligament - deficient knee". Clinical J of sport Med: WB Saunders Com.
13. Rose J, Wolf DR, Jones Vk, Black DK. Ohlert Jw. (2002). "Postural balance in children with cerebral palsy". Child Neurology. Washington appleton and lang.
14. Winter Da, Patle AE, Frank JS. (1990). "Assessment of balance control in human". IN: Med Prog Tech. 16:PP:31-35.
15. Woollcotte M.H. (1995). "Shumway Cook Anne". Motor Control. Lippincott Williams and Wikins. PP: 249-251.
16. Woollcotte M.H.(1995). "Shumway Cook Anne". Motor control. Lippincott williams and wilkins. PP: 249-251.