حرکت
شمارهٔ ۲۹– ص ص : ۵۶ – ۴۳
تاریخ دریافت : ۱۳/ ۰۳ / ۸۳
تاریخ تصویب : ۲۹/ ۰۹ / ۸۳

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

کیوان شریفمرادی[1] ـ دکتر نادر فرهپور[2] ـ دکتر محمدصادق صبا ـ دکتر محمدمهدی تقدیری
دانشگاه بوعلی سینا ـ دانشگاه علوم پزشکی همدان

چکیده

در این تحقیق ۱۰ کودک و نوجوان ۱۵ – ۸ سالهٔ مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک از نوع دای پلژی به ترتیب با میانگین قد و وزن ۰/۰۹ ± ۱/۳۵ سانتی‌متر، ۵/۷ ± ۳۰/۸ کیلوگرم به مدت ۱۲ هفته تحت برنامهٔ ورزش درمانی قرار گرفتند. با استفاده از دستگاه تعادل سنج، میانگین انحرافات نقطهٔ 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 برنامهٔ ورزش درمانی‌حدود ۲۵ درصد بهبود یافته بود (P= ۰/۰۰۱). 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. نتیجهٔ نهایی اینکه در بیماری فلج مغزی اسپاستیک دای‌پلژی انحرافات مرکز ثقل بدن در حالت ایستادهٔ دینامیکی به طور معنی‌داری افزایش می‌یابد که مبین ضعف در گیرنده‌های حسی عمقی این بیماران است. برنامهٔ ورزش درمانی ویژه موجب بهبود انحرافات مرکز ثقل و تقارن وضعیتی در حالت ایستاده‌شد. این نتیجه اهمیت کفش و برنامهٔ ورزش درمانی را در ایجاد توانبخشی در بیماران فلج مغزی آشکار می‌کند.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

واژه‌های کلیدی

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

---

1 - Email : naderfarahpour@yahoo.ca

۲ـ مؤلف مسئول

مقدمه

کنترل بوسچر 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* [1] با توجه به اطلاعاتی که از سیستم‌های بینایی، دهلیزی و حسی پیکری در مورد موقعیت فضایی بدن کسب می‌کند، این دو وظیفهٔ مهم را عهده‌دار است. این روند شامل فرایند پیچیدهٔ 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 فضایی‌کل بدن در ارتباط با محیط و همچنین اندام‌های بدن در ارتباط با یکدیگر به مغز ارسال می‌کنند. این اطلاعات در ساقهٔ مغز[2] با هم آمیخته می‌شوند و از برایند 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 پیشروندهٔ استاتیک ناشی از تکامل غیرطبیعی مغز و یا صدمات مغزی در زمان قبل، حین یا سال‌های اولیهٔ پس از تولد است(۱ و ٤). شناخت این بیماری به دوران قدیم برمی‌گردد، حتی در مجسمه‌های مصر باستان اشکالی از مبتلایان به فلج مغزی دیده شده است(٤). 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(٤). از میان انواع فلج مغزی نوع اسپاستیک آن ۸۰-۷۰ درصد موارد

1 - Central Nerve Stystem
2 - Brain Stem

را تشکیل می‌دهد. این حالت ناشی از صدمهٔ نرون محرکهٔ 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 معاینهٔ بالینی علاوه بر معاینهٔ کامل عمومی، جنبه‌های عصبی و عصبی‌عضلانی، 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 جانبی‌را 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 پیشرفتهٔ 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)[1] 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*[2] 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 مچ 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 برخورداری از وزن اضافی نیز در بروز اختلالات تعادلی مؤثرند (٦). هنوز اطلاعات در زمینهٔ 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 براساس داده‌های مربوط به نقطهٔ فشار پاها می‌توان اطلاعاتی به دست آورد که در ارزیابی تعادل دینامیکی آزمودنی مفیدند (١٤). روش‌های متعددی برای ارزیابی تعادل مورد استفاده قرار گرفته‌اند (۸، ۹ و ١٤). با این حال، همهٔ این روش‌ها از محدودیت‌های خاصی برخوردار بوده و فقط ویژگی‌های خارجی تعادل بدنی‌را منعکس‌ساخته‌اند 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 مقایسهٔ آنها با کودکان سالم است.

روش تحقیق

در این تحقیق ۱۰ نفر کودک و نوجوان مبتلا به فلج مغزی دای‌پلژی اسپاستیک با دامنهٔ سنی۸ تا ۱۵ سال و میانگین قد ۹/۲۶ ± ۱۳۵ و وزن ۵/۷ ± ۳۰/۸ کیلوگرم به عنوان گروه تجربی از یک مدرسهٔ استثنایی شهر همدان انتخاب شدند. ٦ نفر از این بیماران دارای رفلکس وتری۳+، سه‌نفر با رفلکس وتری۵+ و یک نفر با رفلکس وتری نرمال و همگی دارای نیروی عضلانی کاهش یافته بودند. کودکان گروه کنترل نیز به صورت تصادفی از یک مدرسهٔ عادی شهر همدان انتخاب شدند و از سلامت کامل جسمی برخوردار بودند.

تعادل دینامیکی در شرایط مختلف با استفاده از دستگاه تعادل‌سنج دینامیکی *Biodex* اندازه‌گیری شد. این دستگاه عملکرد سیستم‌های درگیر در تعادل و کنترل حرکتی شامل سیستم‌های حسی‌حرکتی، دهلیزی و بینایی را اندازه‌گیری می‌کند و شامل یک صفحهٔ دایره‌ای مدرج به نام صفحهٔ تعادل‌سنج است که بر روی گوی بزرگی شامل‌چند سنسور قرار دارد و می‌تواند به راحتی در جهت‌های مختلف انحراف یابد. صفحهٔ تعادل‌سنج در درجات مختلف پایدار و ناپایدار، قابل تنظیم بود.

در حالت ناپایدار سیستم حسی‌حرکتی و بویژه عملکرد گیرنده‌های حسی عمقی تحریک می‌شود. تغییرات تعادلی در وضعیت ناپایدار نسبت به حالت پایدار سطح اتکا، قابلیت عملکرد گیرنده‌های حسی عمقی را نشان‌می‌دهد. افت تعادل نشان‌دهندهٔ ضعف گیرنده‌هاست و در این‌شرایط، بدن برای حفظ تعادل به سایر سیستم‌های تعادلی تکیه می‌کند. در حین آزمایش آزمودنی بر روی صفحه استقرار می‌یافت. همزمان با تغییر وضعیت مرکز ثقل(*COG*)، مرکز فشار پاها نیز تغییر می‌کرد و متناسب با آن صفحهٔ تعادل‌سنج از سطح افقی منحرف می‌شد. انحراف صفحه نشان‌دهندهٔ انحراف *COG* است. در این دستگاه، دامنهٔ حرکتی و درجهٔ سفتی صفحهٔ تعادل‌سنج با استفاده از نرم‌افزار در ۸ درجهٔ مختلف از ۱ تا ۸ قابل‌تنظیم بود. در درجهٔ ۸ ، صفحه حداکثر تا ۵ درجه می‌توانست خم شود و به علاوه صفحه نسبتاً سفت و حساسیت آن به تغییرات مرکزثقل کم بود. در حالی که در درجه (۱)، سفتی صفحه به حداقل می‌رسید و به کوچک‌ترین جا به جایی مرکزثقل صفحه حساسیت نشان می‌داد و خم می‌شد، در این حالت دامنهٔ حرکتی صفحه ۳۰ درجه بود که معمولاً با سقوط افراد همراه می شد. در مطالعات متعدد توصیه شده که از درجهٔ (۸) به عنوان سطح اتکای پایدار و از درجهٔ (۲) به عنوان سطح اتکای ناپایدار استفاده شود که سطح اتکای ناپایدار به منظور دستکاری و تحریک سیستم حسی حرکتی به کار برده می‌شود (۱۱). داده‌های مربوط به انحرافات صفحه در انحراف کلی(*total*)، انحرافات در جهت قدامی‌خلفی(*AP*)[1] و جهت داخلی ـ جانبی (*ML*)[2] تنظیم و نمایش داده می‌شود.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

1 - Anterior Posterior
2 - Mediolatral

در بررسی عملکرد تعادل دینامیکی، نخست آزمودنی در وضعیت مورد نظر به نحوی روی صفحهٔ تعادل‌سنج استقرار می‌یافت که مرکز فشار نیروی ثقل او با مرکز مختصات صفحهٔ 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 می کرد، در این حال فرد باید تلاش می‌کرد به طور دینامیک مرکز ثقل خود را همواره روی مرکز دایره (مرکز محور مختصات صفحهٔ تعادل سنج) منطبق‌سازد. هر قدر تعادل فرد بهتر بود، میزان انحراف نقطهٔ 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 برنامهٔ ورزش درمانی انجام‌شد. این وضعیت‌ها عبارت بودند از: وضعیت‌های ایستاده با کفش و ایستاده بدون کفش.

کفش مورد استفاده در این آزمون دارای پاشنهٔ سخت ۳ سانتی‌متری و کف آن نیز ۱ سانتی‌متر و جنس پوشش روی آن از نوع کتانی بنددار، شبیه کفش‌های ورزشی ساق کوتاه بود. این‌دو آزمون‌در شرایط مختلف سطح اتکای پایدار (درجهٔ ۸ ثبات)، نیمه پایدار (درجهٔ ۲ ثبات) و ناپایدار (درجهٔ ٤ ثبات) که در مجموع ٦ حالت را تشکیل می‌دادند، اجرا شد. هر تست ۳ بار تکرار شد و میانگین تکرارها به عنوان نمرهٔ فرد ثبت گردید. بین هر تکرار، ۲ دقیقه استراحت وجود داشت. تجزیه و تحلیل‌داده‌ها با استفاده از روش آنالیز واریانس چند متغیرهٔ *MANOVA* ویژهٔ داده‌های تکراری و با استفاده از نرم‌افزار *SPSS* انجام‌شد.

نتایج و یافته های تحقیق

جدول میانگین انحرافات *COG* از مرکز *BOS* در درجه‌های مختلف صفحهٔ تعادل‌سنج و در وضعیت بدون کفش را نشان می‌دهد. همان طور که مشاهده می‌شود، میانگین انحرافات *COG* از مرکز *BOS* در وضعیت پایدار صفحهٔ تعادل‌سنج قبل از ورزش درمانی در شاخص‌های*total* ، *AP* و *ML* به ترتیب ۲/۰±۳/۰، ۱/۷± ۲/٦ و ۱/۰±۲/۱ درجه بود در حالی که بعد از اتمام دورهٔ ورزش درمانی در شاخص*total* به۰/۹±۲/۲، در شاخص*AP* به۰/۷± ۱/۷ و در شاخص*ML* به۰/۷±۱/٦ 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 برنامهٔ ورزش‌درمانی بهبود پیدا کرده است(P= ۰/۰۰۱). بهبودی در شاخص AP بیشتر از ML بود.

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

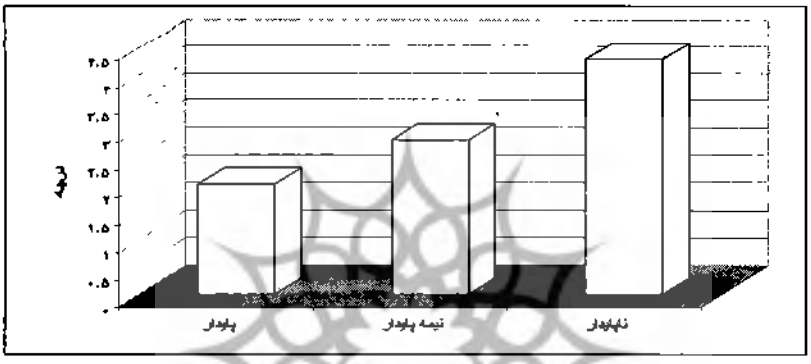
وضعیت ها		گروه تجربی قبل از ورزش‌درمانی				گروه تجربی بعد از ورزش‌درمانی			
		Total	AP	ML	میانگین	Total	AP	ML	میانگین
بدون کفش	پایدار	۲/۰ ± ۳/۰	۱/۷ ± ۲/۶	۱/۰ ± ۲/۱	۰/۴ ± ۲/۶	۰/۹ ± ۲/۲	۰/۷ ± ۱/۷	۰/۷ ± ۱/۶	۰/۴ ± ۱/۸
	نیمه پایدار	۲/۵ ± ۴/۶	۱/۸ ± ۳/۳	۲/۰ ± ۳/۱	۰/۵ ± ۳/۷	۱/۳ ± ۲/۴	۱/۳ ± ۲/۴	۱/۸ ± ۲/۲	۰/۵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

نتایج حاصل‌از تجزیه و تحلیل عاملی نشان داد که عامل درمان میانگین کل انحرافات پوسچری را حدود ۰/۷ درجه کاهش داده‌است. همچنین در وضعیت ناپایدار صفحهٔ تعادل‌سنج بعد از برنامهٔ ورزش‌درمانی تعادل بیماران به صورت چشمگیری بهتر شده بود. به طوری که انحرافات بیماران از ۴/۹ درجه قبل از ورزش‌درمانی به۳/۶ درجه در بعد از درمان رسید که حاکی از بهبودی برابر با ۲۵٪ است (P = ۰/۰۵).

نتایج نشان می‌دهد که اختلاف بین جهت‌های مختلف $total$، AP و ML بعد از برنامهٔ ورزش‌درمانی نسبت به قبل از درمان در وضعیت‌های مختلف پایدار، نیمه‌پایدار و ناپایدار به ترتیب۰/۴، ۱/۳ و ۱/۳ درجه بهبود پیدا کرده است.

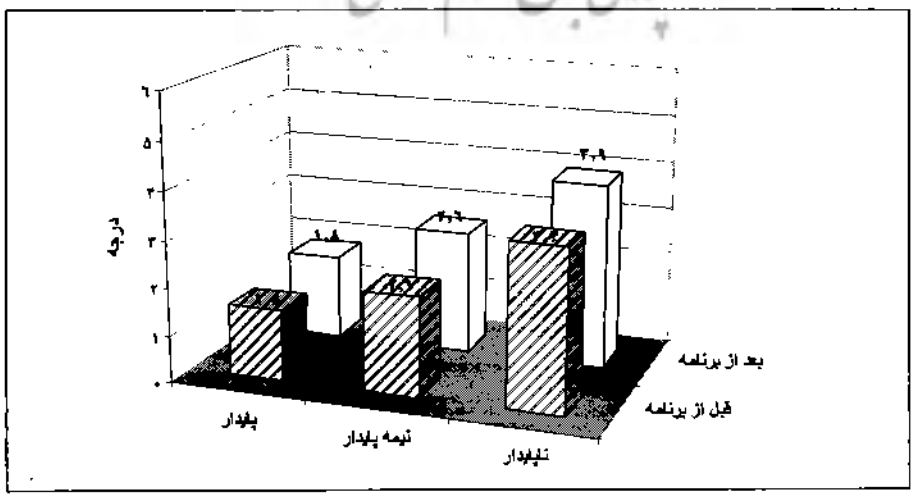
تجزیه و تحلیل عاملی نشان داد که ثبات سطح اتکا اثر معنی‌داری بر تعادل دینامیکی بیماران دارد، به طوری که با افزایش بی‌ثباتی سطح اتکا از پایدار به نیمه‌پایدار و ناپایدار تعادل بیماران از ۲/۰ درجه در وضعیت پایدار به ۲/۸ درجه در وضعیت نیمه‌پایدار و ۴/۳ درجه در وضعیت ناپایدار رسید. به عبارت دیگر، انحرافات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

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی



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

همان طور که در نمودار ۲ مشاهده می‌شود، اگرچه ثبات سطح اتکا اثر معنی‌داری در تعادل دینامیکی بیماران داشت ولی بین این عامل‌با عامل برنامهٔ ورزش‌درمانی هیچ‌گونه اثر متقابل معنی‌داری مشاهده نشد. به این‌مفهوم که پس از درمان نیز الگوی انحرافات پوسچری در شرایط مختلف سطح اتکا مشابه قبل از درمان بود.



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

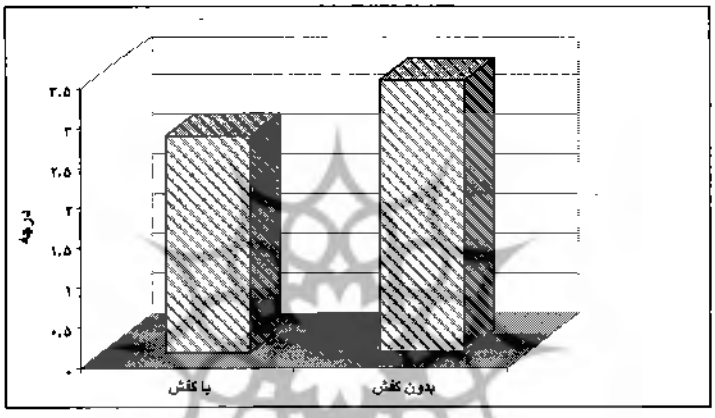
زمانی که بیماران با کفش بر روی صفحهٔ تعادل‌سنج ایستادند، شاخص‌های تعادل در قبل و بعد از برنامهٔ ورزش‌درمانی در هریک از حالات مختلف ثبات سطح اتکا نسبت به آزمون بدون کفش بهتر شد. بعد از برنامهٔ ورزش‌درمانی در وضعیت بدون کفش میانگین کل انحرافات بیماران در حالات پایدار، نیمه‌پایدار و ناپایدار صفحهٔ تعادل‌سنج به ترتیب۱/۸، ۲/٦ و ۳/۹ درجه بود که به۱/۵، ۲/۱ و ۳/٤ درجه در وضعیت با کفش رسید و نشان می‌دهد که در وضعیت با کفش میزان انحرافات بیماران به میزان ۰/۳ درجه در پایدار، ۰/۵ درجه در نیمه‌پایدار، و ۰/۵ درجه در ناپایدار بهتر شد. بیشترین بهبودی در وضعیت‌های نیمه‌پایدار و ناپایدار صفحهٔ تعادل‌سنج به دست‌آمد. این نتایج در جدول ۲ نشان داده شده است.

جدول۲ _ میانگین انحرافات COG از مرکز BOS در درجات مختلف ثبات سطح اتکا

وضعیت ها		گروه تجربی قبل از ورزش‌درمانی				گروه تجربی بعد از ورزش‌درمانی			
		Total	AP	ML	میانگین	Total	AP	ML	میانگین
بدون کفش	پایدار	۲/۸ ± ۱/۵	۱/۹ ± ۱/۰	۲/۰ ± ۱/۱	۲/۲ ± ۰/۳	۱/۹ ± ۰/۶	۱/۲ ± ۰/۶	۱/۴ ± ۰/۵	۱/۵ ± ۰/۳
	نیمه پایدار	۳/۶ ± ۱/۴	۲/۶ ± ۰/۹	۲/۶ ± ۱/۲	۲/۹ ± ۰/۳	۲/۶ ± ۰/۸	۲/۰ ± ۰/۶	۱/۸ ± ۰/۶	½ ± ۰/۳
	ناپایدار	۵/۱ ± ۳/۵	۳/۶ ±۲/۳	۳/۸ ± ۲/۷	۴/۲ ± ۰/۷	۴/۲ ± ۱/۵	۳/۱ ± ۱/۰	۳/۰ ± ۱/۱	۳/۲ ± ۰/۵

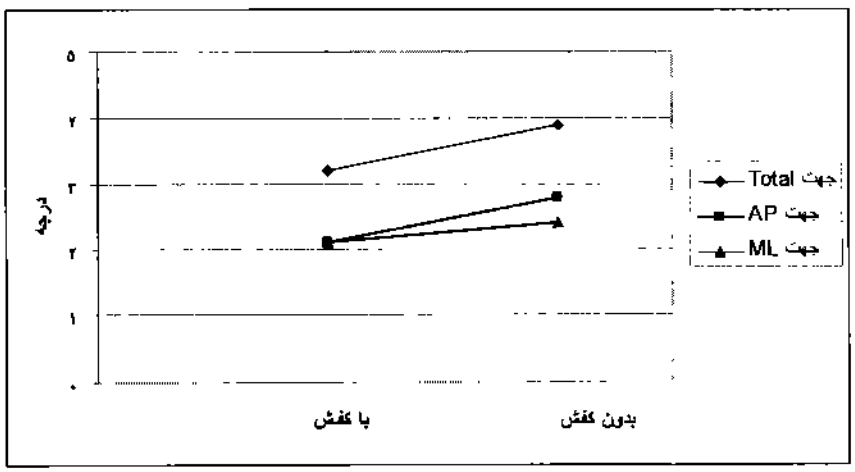
تجزیه و تحلیل آماری نشان داد که عامل‌کفش اثر معنی‌داری در تعادل بیماران دارد به طوری که میانگین کل انحرافات مرکزثقل بیماران از ۳/٤ درجه در وضعیت بدون کفش به۲/۷ درجه در وضعیت با کفش رسید که نشان می‌دهد تعادل بیماران با پوشیدن کفش به طور معنی‌داری بهبود می‌یابد. این اثر در نمودار ۳ مشاهده می‌شود.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی



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. به این مفهوم که در وضعیت بدون کفش صفحهٔ تعادل‌سنج، انحرافات *COG* از مرکز *BOS* درجهت *AP* ازجهت *ML* به طور معنی‌داری بالاتر بود ولی در وضعیت با کفش، انحرافات *COG* از مرکز *BOS* در جهت *AP* مشابه *ML* بود (نمودار ٤). این نتیجه نشان می‌دهد که کفش از انحرافات در جهت *AP* می‌کاهد.



نمودار ٤ – تعامل بین عامل کفش و عامل جهت

بحث و بررسی

این پژوهش با هدف بررسی میزان بهبود ناهنجاری‌های تعادلی در بیماران فلج مغزی اسپاستیک دای‌پلژی در شرایط مختلف انجام شد. به این منظور تعادل دینامیکی بیماران در شرایط مختلف ثبات سطح اتکا و نیز در حالت‌های با کفش و بدون کفش، قبل و بعد از برنامهٔ ورزش‌درمانی اندازه‌گیری 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 نمی‌یابد، اما در آن تحقیقات صرفاً نتیجه‌گیری‌های کلی ارائه شده و کم و کیف توانبخشی ضعف‌های تعادلی به خوبی توضیح داده نشده است. شایع‌ترین مشکلات این بیماران، افتادن‌های 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 نمی‌رود که تحقیقات مبتنی بر تعادل استاتیک بتواند به خوبی مکانیزم ضعف عملکرد تعادلی و توانبخشی آن را توضیح دهد. روشی‌که در مطالعهٔ حاضر برای بررسی‌تعادل به کار رفت، از آن نظر که به بررسی تعادل دینامیکی پرداخته، مزیت مهمی به شمار می‌رود. 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 پیچیدگی‌های وظایف حرکتی و اثر برنامهٔ ورزشی را به وجود می‌آورد. بویژه آنکه قابلیت تغییر ثبات سطح اتکا، تحریک گیرنده‌های حسی‌حرکتی شامل گیرنده‌های حسی‌عمقی[1] و ارزیابی‌عملکرد آنها در شرایط دینامیکی را ممکن‌ساخت. مجموعهٔ نتایج این تحقیق نشان داد که میانگین انحرافات COG از مرکز BOS در جهت$total$ ۰/۸ درجه، در جهتAP ۰/۹ درجه و درML ۰/۵ درجه بعد از برنامهٔ ورزش‌درمانی بهبود داشت. بیشترین بهبودی در جهت AP بود. شاید افزایش کنترل عضلات مچ پا در بیماران بعد از برنامهٔ ورزش‌درمانی، بهبودی بیشتر را در جهتAP ایجاد کرد. شاید بتوان گفت که کفش از کشش عضلات پشت ساق پای بیماران که در حالت عادی دچار اسپاسم است، می‌کاهد و در نتیجه گیرنده‌های حسی عمقی‌عضلهٔ دوقلو و نعلی در این حالت کمتر تحریک می‌شوند و به این ترتیب پوشیدن کفش بیماران را در جهتAP پایدارتر

1 - Properioceptives

می‌گرداند. نتایج نشان داد که عامل کفش از انحرافات جهت*AP* می‌کاهد، این نتایج با نتایج کوزینسکی(۸) مطابقت داشت. کنترل حرکتی نتیجهٔ مستقیم کیفیت عملکرد گیرنده‌های حسی عمقی و انتقال پیام‌های عصبی در سطوح مختلف است. در حالت‌های مختلف، حفظ تعادل بدن تحت کنترل سیستم عصبی‌مرکزی *CNS*[1] 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 حسی‌حرکتی 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 نتیجهٔ نهایی فرمان‌های حرکتی مؤثر است. بنابراین انحرافات بیشتر مرکز ثقل در حالت‌های مختلف نشان دهندهٔ وجود نوعی نارسایی در این گیرنده‌هاست. در شرایط نیمه‌پایدار و ناپایدار سطح اتکا، بیماران قبل از برنامهٔ ورزش‌درمانی انحرافات *COG* زیادی را از خود نشان دادند. در شرایط ساده‌تر مثل حالت پایدار سطح اتکا که صفحهٔ تعادل‌سنج در دامنهٔ کمتری نوسان می‌یابد، عمدتاً عضلات پلنتار فلکسورها و دورسی فلکسورها فعال‌اند. اما در شرایط دشوارتر و در دامنهٔ 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 صفحهٔ 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

دربارهٔ موقعیت فضایی عضلات و مفاصل بدن به مغز ارسال می‌کند. در نتیجه مغز از افزایش انحرافات*COG* در وضعیت نیمه‌پایدار و بخصوص پایدار سطح اتکا جلوگیری می‌کند. قبل از برنامهٔ ورزش‌درمانی، بیماران در جهت*AP* ، انحراف بیشتری را نسبت به جهت*ML* از خود نشان دادند که بعد از برنامهٔ ورزش‌درمانی، انحرافات *COG* بیماران در جهات مختلف*AP* و*ML* متعادل‌تر شد. ضعف عضلات تنه، لگن و مچ پا قبل‌از برنامهٔ ورزش‌درمانی 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 برنامهٔ ورزش‌درمانی در شرایط نسبتاً پیچیده‌تر انجام شود که‌در آن مجموعه‌ای از عضلات‌دخالت‌دارند. به عبارت دیگر، در شرایط ساده که در آن حرکات تعادلی در وضعیت‌نسبتاً 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 برنامهٔ ورزش‌درمانی در شرایط پیچیده‌تر عضلات گسترده‌تری را به کار می‌گیرد و تعادل را به‌طور چشمگیری بهبود می‌بخشد. این نتیجه می‌تواند پزشکان را در تشخیص و درمان ناهنجاری‌های کودکان مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک یاری رساند.

نتیجه‌گیری نهایی

در بیماری فلج مغزی، تعادل دینامیکی به طور جدی آسیب می‌بیند. برنامهٔ ورزش‌درمانی سبب بهبود تعادل بیماران می‌شود. انحرافات*COG* بیماران در شرایط نیمه‌پایدار و بویژه حالت ناپایدار سطح اتکا که سطوح بالاتری از کنترل حرکتی را می‌طلبد، بهبودی بیشتری را نشان‌داد. 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.

پرتال جامع علوم انسانی

منابع و مآخـــذ

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). "ncyclopedia 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 cerebal 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.