Archive of SID

پژوهش در علوم ورزشی
شمارهٔ ۵ـ ص‌ص ۱۳۴ـ۱۲۱

بررسی پایایی دستگاه Dynamic Stability Platform برای سنجش نوسانات پوسچری از طریق دستکاری سیستم‌های مختلف درگیر در کنترل حرکتی

شیرین یزدانی[۱] ـ دکتر نادر فرهپور[۲]
۱. عضو هیئت علمی دانشگاه تبریز ـ ۲. عضو هیئت علمی دانشگاه بوعلی سینا ـ همدان

چکیده

آگاهی از عملکرد سیستم عصبی ـ عضلانی برای توسعهٔ مهارت‌های حرکتی و توانبخشی بیماران نقش ارزنده‌ای دارد. در این خصوص، ابزارها و آزمون‌های معتددی با اعتبار و پایائی تعریف نشده به کارگرفته می‌شوند. هدف از اجرای این تحقیق، بررسی پایایی دستگاه جدیدی به نام DSPF[1] است که برای سنجش تعادل دینامیکی به بازار عرضه شده است.

روش: تعداد ۱۲ زن سالم ۲۰ تا ۳۵ ساله در این آزمون داوطلبانه شرکت کردند. برای اندازه‌گیری تعادل آزمودنی‌ها آن‌ها با وضعیت بدنی تعریف شده روی صفحهٔ اتکای دستگاه قرار می‌گرفتند سپس در مدت ۲۰ ثانیه واریانس و میانگین مجموع نوسانات پوسچری بدن، نوسان در جهت جلو ـ عقب و جانبی

1. Dynamic Stability Platform made in USA (BLODEX Corporation)

www.SID.ir

Archive of SID

افراد ثبت می‌شد. کلیهٔ آزمون‌ها در دو درجهٔ سفتی صفحه اتکای درجه ۲ (کاملاً شل) و درجه ۸ (نسبتاً سفت) اجرا شدند. با آزمون‌های منتخب، سیستم‌های بینایی، دهلیزی و حسی- حرکتی دستکاری می‌شود. از این دستکاری‌ها برای بررسی میزان مشارکت این سیستم‌ها در کنترل حرکتی بدن آزمودنی استفاده می‌شود. هر آزمایش سه بار تکرار شده و میانگین به دست آمده به عنوان شاخص تعادل هر آزمون در نظر گرفته می‌شود. پس از دو هفته کلیهٔ آزمون‌ها با شرایط مشابه تکرار شدند. با استفاده از روش پیرسون همبستگی بین دو بار تکرار آزمون‌ها در متغیرهای مربوط در محیط نرم‌افزار SPSS محاسبه گردید. نتایج نشان دادند که همبستگی مورد نظر در متغیر نوسانات کلی مرکز ثقل در وضعیت ایستاده با چشم بسته در درجه سختی ۲ و ۸ صفحه اتکا معادل (r=۰/۸۶) بود. این همبستگی در نوسانات قدامی - خلفی A-P در درجه سختی ۲ صفحه اتکا، معادل (r=۰/۸۵) بود و در درجه سختی ۸ با حدود ۱۱درصد مواجه شد (r=۰/۷۶). همبستگی در نوسانات جانبی این آزمون در درجه سختی ۸ برابر با r=۰/۷۳ بود. اما در سایر آزمونها همبستگی این متغیر بین دو تکرار پایین بود. در آزمون‌های چرخش سر به چپ و به راست میزان همبستگی به دست آمده در هر سه مؤلفه در درجهٔ سختی ۸ بین r=۰/۸۱ تا r= ۰/۰۸۶ بود. اما همبستگی متغیرهای تعادل در وضعیت ایستاده با چشم باز ضعیف‌تر بود. این تحقیق نشان داد که آزمون‌های ایستاده در شرایط آناتومیکی با چشمان بسته و نیز آزمون ایستاده با چرخش سر به‌طرفین به ترتیب برای دستکاری سیستم بینایی و دهلیزی در هر دو نوع نوسانات پردامنهٔ پوسچر از روایی مطلوبی برخوردار هستند و می‌توان به نتایج به‌دست آمده از دستگاه DSPF تکیه کرد. سایر آزمون‌ها با این دستگاه از پایایی مناسب برخوردار نبودند.

واژه‌های کلیدی: نوسانات پوسچری، سیستم بینایی، سیستم دهلیزی، سیستم حسی - حرکتی.

مقدمه

عملکرد سیستم تعادلی بدن و هماهنگی سیستم عصبی- عضلانی برای حفظ پوسچر مطلوب در زمان مناسب و اجرای موفقیت‌آمیز هر نوع مهارت فیزیکی ضروری است. این سیستم تعاملی از عملکرد سیستم‌های مختلف بدن نظیر، بینایی، شنوایی (بخش

www.SID.ir

Archive of SID

دهلیزی) و عصبی ـ عضلانی است. درواقع، تعادل، معیاری از عملکرد مجموعهٔ بدن است (۲۲) و در فعالیت‌های روزمره کنش و واکنش‌های پایداری بین اجزای مختلف سیستم‌های تعادلی لازم است. این اجزا عبارت‌اند از سیستم بینایی، سیستم حسی ـ پیکری (یعنی گیرنده‌های واقع در مفاصل، عضلات و رباط‌ها که اطلاعاتی دربارهٔ تنش، کشش، درد و موقعیت مفاصل فراهم می‌کنند) و سیستم دهلیزی (۲۲،۱۷،۱۴،۱). وجود هر نوع ضعف در این بخش منجر به بروز اختلال در کنترل حرکتی فرد می‌شود. این اختلالات شانس بروز صدمات و آسیب‌های مختلف را در فعالیت‌های روزمره و یا فعالیت‌های ورزشی افزایش می‌دهند (۲۴،۱۶،۳). وجود ارتباط بین آسیب‌هایی مانند کمر درد، گردن درد مزمن، درد مچ مزمن، استئوآرتریت زانو، آتاکسی، نابینایی و غیره با نارسایی تعادلی مشاهده شده است. این ارتباط بررسی تعادل در شرایط فوق را ضروری می‌نماید (۳۳،۲۳،۱۶،۱۵،۳،۲).

مشاهدات علمی نشان داده‌اند که کنترل حرکتی در بیماران مبتلا به کمردرد و گردن درد مختل شده (۲۶) و در وضعیت ایستاده این بیماران نوسانات پوسچری بیشتری از افراد سالم دارند و بیشتر تمایل دارند که در حالت ایستاده روی بخش عقبی پا تکیه کنند (۹،۱۷). برخی اشاره کرده‌اند که این نوسانات در جهت میانی ـ جانبی بیشتر مشهود است (۲۲). درحالی‌که کاتلین ام. الکساندر[1] و تانیا ال. کینی لاپیر[2] افزایش نوسان درجهت قدامی ـ خلفی را بیشتر از سایر جهات قلمداد کردند (۱۷). دیده شده است که افراد مبتلا به کمردرد نمی‌توانند به راحتی وزن خود را روی یک پا منتقل کنند یا روی یک پا پوچستر خود را حفظ کند(۹). به رغم یافته‌های فوق هنگام معاینات معمول در بسیاری از بیماری‌های عملکردی نظیر کمردرد صرفاً به اندازه‌گیری بخشی از عملکردها، مثلاً عملکرد سیستم عضلانی و مفاصل (دامنهٔ حرکتی) عضو آسیب دیده، توجه می‌شود و عملکرد کل بدن ارزیابی نمی‌شود (۱۷). درحالی‌که برای انتخاب روش درمانی مناسب و ارزیابی پیشرفت این افراد باید به عملکرد مجموعهٔ بدن دقت کرد. عملکرد سیستم تعادلی بدن مجموعه بدن را منعکس می‌کند (۲۲).

بررسی تعادل در هدایت نوع و روش درمان سودمند است. یک تیم نورولوژیکی آلمانی درمان موفقیت‌آمیز بیماران مسن مبتلا به آتاکسی را با استفاده از تمرینات تعادلی گزارش کرد(۶). در این بیماران، اجرای تمرینات تعادل به مدت ۲ هفته باعث بهبودی

1. Katleen M. Alexander 2. Tanya L. Kinney Lapeir

www.SID.ir

Archive of SID

زیادی تا ۹ ماه آینده می‌شود(۳). برنامهٔ تمرینات تعادلی طولانی مدت، توانایی تعادل افراد مسن را افزایش می‌دهد و این افزایش بعد از توقف تمرین نیز حفظ می‌شود (۳۶). همچنین نشان داده شده است که تمرینات تعادلی، در درمان دردهای مزمن یا بی ثباتی مچ پای فوتبالیست‌ها مؤثر است(۳۱) و نیز افرادی که تمرینات تعادلی انجام می‌دهند، عملکرد عضلات همسترینگ خود را بیشتر از آن‌هایی که تمرینات ماشینی یا با وزنه انجام می‌دهند بهبود می‌بخشد(۱۵) بنابراین براساس این اطلاعات، ارزیابی تعادل پوسچری بدن در تشخیص، درمان و اندازه‌گیری پیشرفت درمان از اولویت اساسی برخوردار است. از همین‌رو، ابزارها و روش‌های مختلفی برای سنجش تعادل ارائه شده است. اما متأسفانه اطلاعات اندکی دربارهٔ میزان اعتبار و روایی این آزمون‌ها وجود دارد. برای نمونه، در یک تحقیق روایی آزمون ایستادن روی یک پا را برای اندازه‌گیری تعادل بسیار ضعیف دانستند (۳،۱۷،۲۴). در پژوهش دیگری نیز با استفاده از Forceplate تکرارپذیری هفت آزمون مختلف در شرایط گوناگون ارزیابی شد و عنوان کردند که پایایی مؤلفه‌های مختلف آزمون‌ها مثلاً نوسان در جهت قدامی ـ خلفی و یا میانی ـ خارجی متفاوت است. بنابراین نه تنها اطلاعات کافی درمورد اعتبار و روایی آزمون‌های تعادل وجود ندارد، بلکه در میان گزارشات محدود در این زمینه نیز اختلاف نظر دیده می‌شود. در نتیجه به‌رغم ضروری بودن اندازه‌گیری تعادل نمی‌توان مطمئن بود که تا چه حد می‌توان به دستگاه‌ها و آزمون‌های موجود تکیه کرد. لذا تعیین روایی و تکرارپذیری آزمون‌های مختلف تعادل و ابزارهای مورد استفاده در این زمینه کاملاً ضروری به‌نظر می‌رسد. در این پژوهش، پایایی یکی از دستگاه‌های نسبتاً پیشرفته به نام (DSPF) Dynamik Stability Platform ساخت امریکا در اندازه‌گیری تعادل دینامیکی بررسی شده است.

روش و ابزار

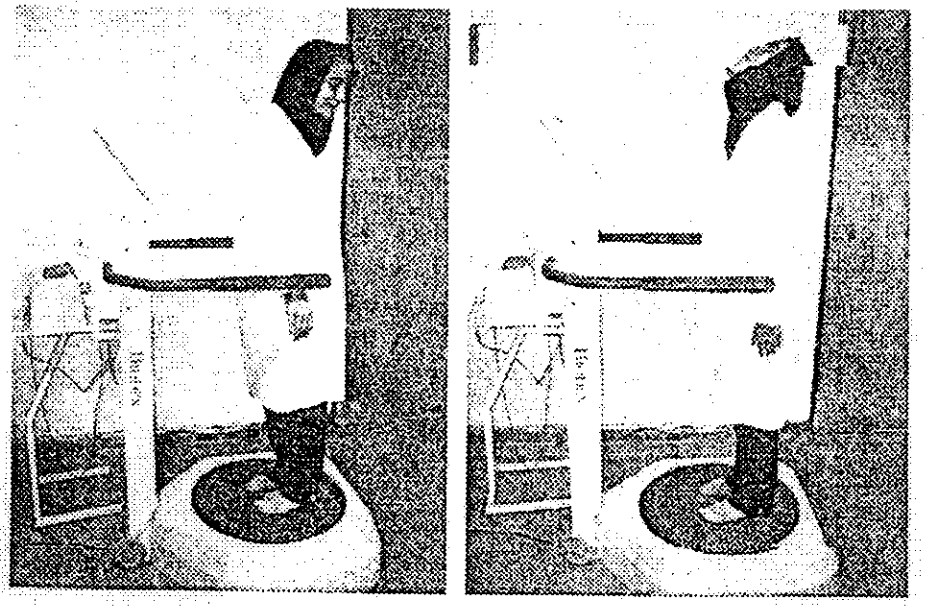
به‌منظور بررسی پایایی دستگاه تعادل سنج DSPF، ۱۲ نفر از زنان سالم فاقد هرگونه بیماری اثرگذار بر متغیرهای مورد مطالعه داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. میانگین سن، قد و وزن آزمودنی‌ها به ترتیب چنین بود: (۲/۸۶ ± ۲۴/۸۳ سال). (۵/۷۹ ± ۱۵۷/۸۱ سانتیمتر) و (۷/۲۴ ± ۵۳/۳۳ کیلوگرم). برای اندازه‌گیری نوسانات پوسچری از یک دستگاه جدید الکترونیکی به‌نام Dynamic Stability Platform

www.SID.ir

Archive of SID

استفاده شد (شکل ۱).

نحوهٔ عمل چنین بود که یک صفحهٔ مسطح دایره‌ای شکل منتظم از نقطهٔ مرکز ثقل روی یک گوی قرار می‌گرفت. گوی مذکور دارای یک قطعه الکترونیکی حساس به تغییر وضعیت با دو درجه آزادی بود. این قطعه، نوسانات پوسچر فرد را از صفحهٔ مذکور دریافت و به حافظهٔ دستگاه منتقل می‌کرد. درجهٔ سفتی صفحهٔ حساس دستگاه که زیر پای فرد قرار می‌گرفت بین ۱ یعنی شل‌ترین و ۸ یعنی سفت‌ترین درجه قابل تنظیم بود. در این بررسی، از دو درجهٔ متفاوت ۲ و ۸ استفاده شد. درجهٔ ۲ نسبت به ثبت تغییر حالت‌ها حساس‌تر از درجهٔ ۸ بود. برای این منظور، ابتدا افراد پا برهنه در وضعیت‌های مختلف، که بیان خواهد شد، روی دستگاه می‌ایستادند. سپس با دستور آزمایشگر، دستگاه شروع به ارسال اطلاعات مربوط به نوسانات پوسچر فرد به مدت ۲۰ ثانیه



شکل ۱. دستگاه سنجش تعادل و نحوهٔ استقرار آزمودنی در دو آزمون مستقل: الف) هایپراکستنشن سر درحال ایستاده که به منظور مطالعهٔ عملکرد سیستم دهلیزی در تعادل انجام می‌شود. ب) چرخش سر و تنه درحال ایستاده که به منظور مطالعهٔ عملکرد سیستم حسی ـ حرکتی استفاده می‌شود.

www.SID.ir

Archive of SID

می‌کرد. سپس نرم‌افزارهای مربوط به میانگین و SD مؤلفه‌ها را در هر بخش گزارش می‌نمود. این مؤلفه‌ها شامل شاخص کلی نوسانات پوسچری بدن در تمام جهات، نوسانات پوسچری در جهات قدامی ـ خلفی و در جهت جانبی بود.

آزمون‌های مورد مطالعه

در این بررسی، تعادل و نوسانات پوسچری تحت شرایط و وضعیت‌های مختلف بدنی ارزیابی شدند که هر یک از این شرایط و وضعیت‌ها مانند یک آزمون تلقی شده است. این آزمون‌ها عبارت بودند از: ۱) وضعیت *ایستاده با چشم باز و دریافت بازخورد از* وضعیت خود: در این وضعیت، فرد در حالت آناتومیکی با دو پا روی صفحهٔ تعادل سنج ایستاد و با دیدن جابه‌جایی مرکز ثقل خود در صفحهٔ نمایشگر سعی در حفظ آن داشت. ۲) وضعیت *ایستاده با* چشم بسته: تفاوت این حالت باآزمون قبلی این بود که در این حالت، چشمان فرد در حین آزمون بسته بود و هیچ اطلاعاتی از وضع پوسچر و نوسانات مرتبط به فرد داده نمی‌شد. ۳) وضعیت *ایستاده با* چرخش سر به سمت *راست*: در این آزمون، فرد در حالت آناتومیک ایستاد و درحالی‌که سرش را به طرف راست چرخانده بود نوسانات پوسچری‌اش ثبت می‌شد. این وضعیت موجب دستکاری سیستم دهلیزی فرد می‌شد. ۴) وضعیت چرخش سر به چپ: این آزمون مثل آزمون شماره ۳ بود و فقط سمت چرخش سر بر خلاف حالت قبل بود. جهت‌های مختلف می‌توانند ارتباط سمت غالب بدن را نیز در آزمون دخالت دهند. ۵) وضعیت *فلکشن سر*: در این آزمون، فرد در وضعیت آزمون شماره ۱ ایستاد و سر را در وضعیت فلکشن ۴۵ درجه قرار داد. ۶) وضعیت *هیپر اکستنشن سر*: در این آزمون فرد در وضعیت آزمون شماره ۱ ایستاد و سرِ خود را در وضعیت هیپر اکستنشن قرار داد. ۷) وضعیت چرخش تنه به *راست*: در این آزمون پس از آنکه فرد در وضعیت آناتومیکی ایستاد، تنهٔ خود را به راست می‌چرخاند. زاویه سر و تنه مثل حالت آناتومیکی باقی می‌ماند. ۸) وضعیت چرخش تنه به چپ: این آزمون درست مثل آزمون شماره ۷ بود و فقط برای چرخش تنه به سمت چپ بود. نحوهٔ اجرا به این ترتیب بود که ابتدا فرد روی دستگاه مستقر می‌شد و پیش از انجام آزمایش اصلی یک مرحلهٔ آزمایشی اجرا می‌شد. در مرحلهٔ آزمایشی، ضمن آشنایی با عمل دستگاه، آزمودنی مرکز ثقل بدن خود را با مرکز مختصات دستگاه که روی صفحه نمایشگر دستگاه مشخص بود منطبق می‌کرد. پس از اعلام آمادگی و شروع آزمایش فرد

www.SID.ir

Archive of SID

تلاش می‌کرد تا مدت ۲۰ ثانیه به طور مستمر ثقل خود را در مرکز محور مختصات دستگاه ثابت نگه دارد. هرآزمون ابتدا در درجهٔ ۸ سختی دستگاه و سپس روی درجهٔ ۲ هر کدام سه بار تکرار می‌شدند و میانگین سه مرتبه به عنوان نمرهٔ فرد در نظر گرفته می‌شد. پس از یک هفته، مجدداً با همان شیوه (سه تکرار برای هر آزمون)، کلیهٔ اندازه‌گیری‌ها تکرار شد. در این آزمون‌ها عملکرد آزمایشگر نقشی در نتیجه نداشت. برای بررسی میزان پایایی دستگاه همبستگی داده‌های مربوط به دو تکرار در مؤلفه‌های مختلف با استفاده از نرم‌افزار SPSS و با روش پیرسون به دست آمد.

نتایج و بحث و بررسی

این پژوهش به منظور ارزیابی پایایی دستگاه STPF برای سنجش نوسانات دینامیکی پوسچر بدن با استفاده از آزمون‌هایی اجرا شد. در مجموع ۸ آزمون مختلف به کار برده شد که در سه گروه مختلف طبقه‌بندی شده‌اند. نتایج به دست آمده جداگانه در سنجش مربوط ارائه و مورد بحث و بررسی واقع شدند.

الف) پایایی دستگاه در آزمون‌های سنجش نوسانات پوسچری با دستکاری سیستم بینایی

نتایج مربوط به این آزمون‌ها در جدول ۱ خلاصه شده است. همان طوری که ملاحظه می‌شود در این گروه از آزمون‌ها همبستگی بین دو تکرار متوالی سنجش تعادل

جدول ۱

همبستگی مؤلفه‌های نوسانات پوسچری با دستکاری سیستم بینایی در دو بار تکرار

آزمون‌ها		ثبات با درجهٔ ۸			ثبات با درجهٔ ۲		
		Total	A-P	M-L	Total	A-P	M-L
ایستاده باچشم‌باز	r	۰/۷۳	۰/۷۳	۰/۳۴	۰/۴۸	۰/۳۳	۰/۵۳
	p	۰/۰۰	۰/۰۰	۰/۲۷	۰/۱۱	۰/۲۹	۰/۰۷
ایستاده‌باچشم‌بسته	r	۰/۸۶	۰/۷۶	۰/۷۳	۰/۸۶	۰/۸۵	۰/۳۹
	p	۰/۰۰	۰/۰۰	۰/۰۰	۰/۰۰	۰/۰۰	۰/۲۰

A-P= anterioposterior body sway, M-L= mediolateral body sway.
Total= overall body sway, r= pearson coefitient, p= sig (2-tailed)

www.SID.ir

Archive of SID

در وضعیت ایستاده با چشم بسته هم در درجه سختی ۲ صفحهٔ حساس و هم در درجهٔ ۸آن معادل r=۰/۸۶ بود که حاکی از وجود روایی قابل قبول با ضریب تعیین r^2= ۰/۷۴ در این دو آزمون است.

در شرایط چشم باز همبستگی مورد نظر در درجه سختی ۲ و ۸ به ترتیب عبارت بود از r= ۰/۴۸ و r= ۰/۷۳ که البته در درجه سختی ۸ به‌رغم آنکه ضریب تعیین آن (r^2) بالای ۰/۵۰ است، اما روایی این آزمون وقتی که با درجه سختی ۲ گرفته شد بهتر بود.

در آزمون چشم بسته همبستگی مورد نظر در نوسانات پوسچری قدامی خلفی A-P در درجه سختی ۲ دستگاه معادل r= ۰/۸۵ است که بالاترین رقم برای این متغیر در کل آزمون‌ها محسوب می‌شود. این مقدار در آزمون مشابه وقتی که با درجهٔ سختی ۸ اندازه‌گیری شد با حدود ۱۱٪ کاهش مواجه بود (r= ۰/۷۶) اما همبستگی این متغیر در وضعیت ایستاده با چشم باز بین r=۰/۷۳ در درجهٔ سختی ۸ و r=۰/۳۳ در درجهٔ سختی ۲ دستگاه بود. در ارتباط جانبی Medio - Latesal همبستگی بین دو تکرار آزمون ایستاده با چشم بسته در سختی سطح اتکای ۸ برابر با r= ۰/۷۳ بود اما در سایر آزمون‌ها همبستگی این متغیرها در دو تکرار پایین بود. این بررسی نشان می‌دهد که پایایی دستگاه STPF برای سنجش نوسانات پوسچری در وضعیت ایستاده با چشم باز در مجموع ضعیف است. اما پایایی آزمون ایستاده با چشم بسته در هر دو درجهٔ سختی ۲ و ۸ مطلوب است. البته در مؤلفهٔ نوسانات در جهت داخلی ـ خارجی در درجهٔ سختی ۲ سطح پایایی پایین بود.

ب) آزمون‌های سنجش نوسانات پوسچری با دستکاری سیستم دهلیزی

همان طوری که در جدول ۲ مشاهده می‌شود در هر دو دسته آزمون‌های چرخشی سر به چپ و به راست میزان همبستگی به‌دست آمده در هر سه مؤلفه در درجهٔ سختی ۸ بین r= ۰/۸۱ تا r= ۰/۸۶ بود که مشابه هم هستند، که حاکی از وجود روایی مطلوب این دو آزمون است. در هر دو دسته از آزمون‌های مذکور وقتی که درجهٔ سختی دستگاه روی ۲ تنظیم شد میزان همبستگی مورد نظر پایین بود. بنابراین در این آزمون که سیستم‌های دهلیزی با گردش سر دستکاری می‌شود بهتر است سطح اتکا باثبات‌تر باشد و از درجهٔ سختی ۸ استفاده شود.

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۲. همبستگی مولفه‌های نوسانات پوسچری با دستکاری سیستم دهلیزی در دو بار

آزمون‌ها		ثبات با درجهٔ ۸			ثبات با درجهٔ ۲		
		Total	A-P	M-L	Total	A-P	M-L
ایستاده باچرخش سر به راست	r	۰/۸۶	۰/۸۱	۰/۸۴	۰/۶۹	۰/۷۱	۰/۵۸
	p	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۱	۰/۰۱	۰/۰۵
ایستاده باچرخش سر به چپ	r	۰/۸۴	۰/۸۱	۰/۸۲	۰/۶۷	۰/۶۱	۰/۶۶
	p	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۲	۰/۰۴	۰/۰۲

A-P= anterioposterior body sway, M-L= mediolateral body sway.
Total= overail body sway, r= pearson coefitient, p= sig (2-tailed)

در شرایط نسبتاً بی‌ثبات سطح اتکای هبستگی نسبتاً ضعیف بود. مجموع این نتایج نشان می‌دهد که ایجاد اختلال در سیستم دهلیزی با چرخش سر به طرفین می‌تواند مانند یک روش با روایی مناسب مورد استفاده قرارگیرد.

ج) پایایی دستگاه STPF در سنجش تعادل با دستکاری سیستم دهلیزی (فلکشن و هیپر اکستنشن سر)

نتایج این سری از آزمون‌ها حاکی از آن است که بین دو تکرار متوالی آزمون نوسانات پوسچری متغیر نوسانات پوسچری جانبی در درجهٔ سختی ۲ دستگاه بامیزان همبستگی r= ۰/۷۹پایایی مناسبی داشت. در صورتی که در سایر شرایط به‌طورکلی همبستگی‌ها ضعیف و ناچیز بودند. در آزمون هیپراکستنشن اگر چه گاهی این مقادیر نسبت به آزمون فلکشن وضع بهتری داشتند، اما در مجموع سطح همبستگی کوچک بود. مجموع نتایج در این گروه از آزمون‌ها نشان داد که این گروه از آزمون‌ها به دلیل فقدان تکرارپذیری کارایی ندارند (جدول ۳).

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۳. همبستگی مولفه‌های نوسانات پوسچری با دستکاری سیستم دهلیزی در دو بار تکرار (فلکشن / اکستنشن سر)

آزمون‌ها		ثبات با درجهٔ ۸			ثبات با درجهٔ ۲		
		Total	A-P	M-L	Total	A-P	M-L
ایستاده با	r	۰/۲۳	۰/۲۷	۰/۴۵	۰/۶۹	۰/۴۸	۰/۷۹
فلکشن سر	p	۰/۴۷	۰/۴۰	۰/۱۴	۰/۰۱	۰/۱۰	۰/۰۰
ایستاده با هایپر	r	۰/۶۰	۰/۷۰	۰/۶۳	۰/۴۸	۰/۳۸	۰/۷۱
اکستنشن سر	p	۰/۰۴	۰/۰۱	۰/۰۳	۰/۱۰	۰/۲۲	۰/۰۱

A-P= anterioposterior body sway, M-L= mediolateral body sway.
Total= overall body sway, r= pearson coefitient, p= sig (2-tailed)

د) آزمون سنجش نوسانات پوسچری با دستکاری وضعیت استقرار تنه

در جدول ۴ خلاصهٔ نتایج به‌دست آمده از همبستگی بین دو تکرار آزمون‌های این گروه نشان داده شده است. در آزمون چرخش تنه به راست همان طوری که مشاهده می‌شود چرخش بدن به راست در متغیرهای شاخص کلی نوسانات پوسچری، نوسان پوسچر در راستای قدامی- خلفی (A-P) و نوسانات در جهت جانبی (ML) به ترتیب در درجه سختی ۸ دستگاه (r=۰/۸۹)، (r=۷۸)،(r=۰/۶۶) و در درجهٔ سختی ۲ دستگاه به‌ترتیب (r=۰/۸۳)، (r=۰/۸۲)،(r=۰/۸۱) بودند. این مقادیر به جز در مورد نوسانات جانبی در درجهٔ سختی ۸ همگی مقادیر مناسبی هستند، اما در چرخش بدن به سمت چپ همبستگی‌ها بسیار ضعیف‌اند. این بدان معنی است که نمی‌توان در این آزمون، تعادل در وضعیت چرخش به چپ را با چرخش به‌راست مقایسه نمود در نتیجه کاربرد این آزمون توصیه نمی‌شود.

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۴. همبستگی مؤلفه‌های نوسانات پوسچری با دستکاری سیستم دهلیزی در دو بار تکرار (چرخش تنه)

آزمون‌ها		ثبات با درجهٔ ۸			ثبات با درجهٔ ۲		
		Total	A-P	M-L	Total	A-P	M-L
چرخش تنه به راست	r	۰/۸۹	۰/۷۸	۰/۶۶	۰/۸۳	۰/۸۲	۰/۸۱
	p	۰/۰۰	۰/۰۰	۰/۰۲	۰/۰۰	۰/۰۰	۰/۰۰
چرخش تنه به چپ	r	۰/۲۹	۰/۵۲	۰/۲۹	۰/۶۱	۰/۶۶	۰/۸۱
	p	۰/۳۶	۰/۰۸	۰/۳۶	۰/۰۳	۰/۰۲	۰/۰۰

A-P= anterioposterior body sway, M-L= mediolateral body sway.
Total= overall body sway, r= pearson coefitient, p= sig (2-tailed)

بحث و بررسی

در بیماری‌های مختلف که با درد همراه هستند ممکن است سیستم‌های درگیر در تعادل نیز اثر بپذیرند. اندازه‌گیری میزان این تغییرات و نیز کم و کیف ناهنجاری در تعادل کلی بدن اطلاعات جامع‌تری از بیماری به دست می‌دهد که در برنامه ریزی درمان و ارزیابی پیشرفت بیماری یا بهبود فرد می‌تواند کمک مؤثرتری باشد. در این مطالعه، پایایی دستگاه DSPF در شرایط ویژه از جمله اندازه‌گیری نوسانات پوسچری بدن بررسی شد. در مجموع بررسی‌ها، مشاهده شد که پایایی آزمون‌ها با یکدیگر متفاوت بودند. بدین معنی که نمی‌توان برای همهٔ گروه‌ها آزمون مناسبی را به‌کار برد. ممکن است در یک آزمون با پایایی قوی، چنانچه از ابزار متفاوت استفاده شود یا در شرایط دیگری به‌کار گرفته شود از پایایی آن کاسته شود. در بررسی‌ها مشاهده کردیم که در آزمون تعادل ایستاده در حالت آناتومیکی هنگامی‌که چشم‌ها بسته بودند و درجهٔ سختی دستگاه ۲ بود (سطح زیر اتکا حساسیت بیشتری داشت) پایایی آزمون قابل قبول و مطلوب بود. اما نوسانات ثبت شده در درجهٔ سختی ۸ تکرارپذیر نبودند. معمولاً در درجهٔ سختی بالا فقط آن دسته از نوسانات ثبت می‌شوند که در اثر جابه‌جایی زیاد پوسچری و اعمال نیروی قوی‌تر پا بر سطح اتکا به‌وجود می‌آیند. بنابراین شرایط

www.SID.ir

Archive of SID

نوسانات جزئی‌تر و یا کم دامنه‌تر را که معمولاً با اعمال نیروی ضعیف‌تری در سطح پلانتار فلکسورها و دورسی فلکسورها رخ می‌دهند نشان نمی‌دهد. در حالی که نتایج نشان دادند که نگاه به نوسانات جزئی و ظریف گویاتر بوده و از پایایی بیشتری برخوردار هستند، اما وقتی که یکی از سیستم‌های درگیر در تعادل دستکاری شد مثلاً در چرخش سر به طرفین وضعیت کاملاً فرق می‌کرد. در چرخش سر به طرفین همبستگی در شرایطی که نوسانات ظریف ثبت می‌شد کم بود. در عوض بیشتر نوسانات پر دامنه تکرارپذیر و قابل اعتماد بودند. از طرف دیگر، وقتی تغییر پوسچر و چرخش تنه بدون تغییر حالت سر بررسی شد تقریباً هر دو نوع نوسانات کوچک و بزرگ پایایی مطلوبی دارند.

نتیجه‌گیری نهایی

این تحقیق نشان داد که آزمون‌های ایستاده در شرایط آناتومیکی و با چشمان بسته و نیز آزمون ایستاده با چرخش سر به طرفین برای دستکاری سیستم دهلیزی در هر دو نوع نوسانات پردامنه و کم‌دامنهٔ پوسچر از روایی مطلوبی برخوردار هستند و می‌توان به نتایج به‌دست آمده از دستگاه DSPF استناد نمود.

کتابنامه

۱. رابرت کارولا، جان پی. هالی، چارلز آرنوبالک: آناتومی و فیزیولوژی انسان، ج ۱. انتشارات دانشگاه شاهد.

2. Bennie KL, Goldie PA: The Differential Effect of External Ankle Support on Postural Control. *J Orthop Phys*, Ther20(6): 287-295-1994.

3. Bernier JN., Perrin DH. 1998. Effect of Coordination Training on Proprioception of the Functionally Unstable, Ankle. J., *Orthop Sports Phys*, Ther 27:264-275.

4. Bohannon RW, Larkin PA, Cook AC., Gear J., Singer J., 1984. Decrease in Timed Balance Test Scores with Aging, *Physical Therapy*, 64; 7: 1067-1070.

5. Boucher P. Teasdale N, Courtemanche R. Bard C. Fleury M : Postural Stability in Diabetic Neuropathy. *Diabets Care*, 18: 638-645, 1995.

6. Brandt TH., Buchle W., Krafczyk S 1986. Traning Effects on Experimental Postural Instability: *A Modle for Clinical Ataxia Therapy*: Elseviere, 353-65.

www.SID.ir

Archive of SID

7. Brandt TH., Dieterich M 1996 Postural Imbalance in Peri Pheral and Centeral Vestibular Disorders. In: Bronstein AM. Woolacott M. *Editors Clinical Disorders of Balance and Gait*, New York: Oxford University Press,131-46.

8. Briggs RC., Gossman MR., Brich R., Drews JE., Shaaeau SA 1989. Balance Performance Among Noninstitutionalized Elderly Women, *Physical Therapy*: 69: 748-54.

9. Byl NN Sinnott P 1988, *Variations in Balance and Body Sway in Middle Aged Adult Subjects with Healthy Backs Compared with Subjects with Low Back Dysfunction.* Spine 16:325-30.

10. Hain TC., Hillman MA: Anatomy and Physiology of the Normal Vestibular Rehabilitation System. In: Hrdman SJ(ed), Vestibular Rehabilitation, pp 3-21. Philadelphia: FADavis Company, 1994.

11. Hlavacka F., Mergner T., Krizkova M1996. Control of the Body Vertical by Vestibular and Properioceptive Inputs *Brain Research Bulletin*, 40: 431-5

12. Hlavacka F., Njiokiktjien CH1986. Sinusoidal Galvanic Stimulation of the Labyrinths and Postural Responses. *PhysiologicaL Bphemo Slovaca*, 35: 63-70.

13. Hoch Schuler SH., Cotler HB., Guyer RD: *Rehabilitation the Spine Science and Practice*, st Louis: CV. Mosby Company, 1993.

14. Horak FB., Shupert CL 1994. Role of the Vestibular System in Postural Control.In: Herdman SJ(ed) *Vestibular Rehabilitation*, pp22-46.

15. Ihara H., Nakayama A 1986. Dynamic Joint Control Training for Knee Ligament Injuries. *J Sport Med*, 14 (4); 3 0 9-31.

16. Karlberg M., Persson L., Magnusson M 1995, Reduced Postural Control in Patients with Chronic Cervicobrachial Pain Syndrome. *Gait and Posture*, 3:241-249.

17. Katleen M., Alexandr, Tanya L., Kinney Lapier 1998. Differences in Static Balance and Weight Distribution between Normal Subjects and Subjects with Unilateral Low Back Pain JOSPT 28(6) 378-383.

18. Keshner EA., *Postural Abnomalities in Vestibular Disorthers*. In Herdman SJ(ed), Vestibular Rehabilitation, pp 47 - 67. Philadelphia: FA. Davis Company, 1994.

19. Kuukkanen TM., Malkia EA2000, *An Experimental Controlled Study on Postural Sway and Therapeutic Exercis in Subject with low Back Pain*; 14(2): 192-202.

20. Leanderson J., Wykman A., Erikson E., Ankle Sprain and Postural Sway in Basketball Players, *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy*, 1:203-205,1995.

21. Lucy SD., Hayes KC 1985, *Postural Sway Profiles Normal Subjects and Subjects with Cerebellar Ataxia*, Physiotherapy Canada; 37: 140-8.

22. M. I., Meintjes, J. S., Frank 1999. Balance in Chronic Low Back Pain Patients Compare to Healthy People Under Variouse Conditions in Upright Standing. *Clinical*

www.SID.ir

Archive of SID

Biomechanics, 14:710-716.

23. Maki BE., Holliday PJ., Tropper AK1994. A Prospective Study of Postural Control Balance and Risk of Falling in an Ambulatory and Independent Elderly Population. *Journal of Gerontology, Medical Science*; 49:72-84.

24. Marguerite Elizabeth Daubney K and Elise G Culham 1999 . Lower Extermity Muscle Force and Balance Performance in Adults Aged 65 Years and Older, *Phy Ther 79*, (Nuamber 12): 1177-1185.

25. Mc Collum CL., Nashner LM: Organizing Sensory Information for Postural Control in Altered Sensory Environmments, *J. Theor Boil*, 180: 257-270, 1996.

26. McPartland JM., Brodeur RR., Hallgren RC1997. Chronic Neck Pain, Standing Balance, and Suboocipital Muscle Atrophy - A Pilot Study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutic*; 20:24-9.

27. Norkin CC, Levangie PR: *Jint. Structure and Function .A Comprehensiv Analysis. Philadelphia* .F. A., Davis company. 1992.

28. Prieto TE., Myklebust JB., Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM 1996. Measures of Postural Steadness: Differences Between Healthy Young and Elderly Adults. IEEE. Transactions on Biomedical Engineering, 43: 956-66.

29. Schieppati M., Nardone A 1991. Free and Supported Stance in Parkinsons Disease Brain; 114:1227-44

30. Seidler R., Martin PE 1997. The Effects of Short-term Balance Training on the Postural Control of Older Adults. *Gait and Posture* 6:224-236.

31. Tropp H., Askling C., 1984a. Effects of Ankle Disk Training on Muscular Strength and Postural Control. *Am J Sports* Med 85:259-61.

32. Umphred DA: *Neurological Rehabilitation* (2nd Ed), st. Louise: C.V. Mosby Company, 1990

33. Wegener L., Kisner C., Nichols D 1997. Static and Dynamic Balance Responses in Persons with Bilateral Knee Osteoarthritis. J Orthop Sports Phys Ther 25: 13-18.

34. Winter DA, Patla AE, Frank JS: Assesment of Balance Controlin Humans. *Med Prog Tech*, 16:31-51,1990.

35. Winter DA 1995. Human Balance and Posture Control During Standing and Walking. *Clin Biomech*, 3(4)193-214

36. Wolfson L., Whipple R., Oerbe C., et al., 1996. Balance and Strength Training in Older Adults: Intervention Gains and Tai Chi Maintenance. *JAGS* 44: 498-506.

www.SID.ir