مقایسه عملکرد ارتز MTK-RGO با ارتزهای رایج برای ایستادن افراد آسیب نخاعی

محمدتقی کریمی*، پویا امیری[1]، امیر اسرافیلیان[1]، محمدجعفر صدیق[2]

چکیده

مقدمه: افراد مبتلا به آسیب‌های نخاعی بیشتر از ویلچر برای جابجایی از مکانی به مکان دیگر استفاده می‌کنند، اما این افراد برای بهبود وضعیت سلامتی خود باید با استفاده از ارتز بایستند و راه بروند. اگر چه ارتزهای متعددی برای افراد دارای آسیب نخاعی طراحی شده است، این افراد با مشکلات مختلفی به هنگام استفاده از این ارتزها روبرو هستند. یک نوع جدید از ارتزهای رسیپروکال (Reciprocal gait orthosis) در بخش مهندسی پزشکی دانشگاه استرتکلاید (Strathclyde university) در جهت حل مشکلات ارتزهای موجود طراحی شده است. از آن جا که تاکنون تحقیقی برای بررسی عملکرد این ارتز بر روی افراد آسیب نخاعی انجام نشده است، تحقیق حاضر به ارزیابی عملکرد ارتز جدید برای ایستادن افراد آسیب نخاعی پرداخته است.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه که از نوع کارآزمایی بالینی بود، ۵ فرد مبتلا به آسیب نخاعی که سطوح آسیب دیدگی آن‌ها بین T_4 تا T_{12} بود، مورد بررسی قرارگرفتند. علاوه بر این یک گروه کنترل از افراد سالم که از لحاظ سن و قد با گروه آسیب نخاعی مشابه بودند، نیز در تحقیق شرکت کردند. پایداری افراد در هنگام ایستادن و همچنین هنگامی که با استفاده از دست فعالیت‌هایی را انجام می‌دادند، در دو حالت یکی با ارتز جدید و دیگری با ارتزهای KAFO (Knee ankle foot orthosis) ارزیابی شده است. تفاوت میان عملکرد افراد آسیب نخاعی هنگامی که از دو نوع ارتز استفاده کردند و همچنین تفاوت میان عملکرد افراد سالم و افرادآسیب نخاعی به ترتیب با استفاده از Paired t-test و Two-sample t-test مقایسه گردید. به منظور تجزیه و تحلیل داده‌ها از $SPSS_{16}$ و سطح معنی‌داری $P < 0/05$ بهره‌گیری شد.

یافته‌ها: پایداری افراد آسیب نخاعی به هنگام ایستادن با ارتز جدید از ارتزهای KAFO بهتر ارزیابی گردید ($P < 0/05$). علاوه بر این نیروی وارده بر عصا در استفاده از دو نوع ارتز، مقادیر متفاوتی را نشان داد ($P = 0/013$). عملکرد افراد آسیب نخاعی به هنگام انجام فعالیت‌های دست با ارتز جدید بهتر بود ($P = 0/05$).

نتیجه‌گیری: توانایی برای تغییر راستای اجزای ارتز جدید نسبت به یکدیگر، سختی بالای این ارتز و تناسب بهتر ارتز با فرد دلایل اصلی عملکرد بهتر ارتزهای موجود می‌باشد.

کلید واژه‌ها: فعالیت دست به هنگام ایستادن، ارتز، ایستادن، آسیب نخاعی.

تاریخ دریافت: ۹۰/۸/۱۱
تاریخ پذیرش: ۹۰/۱۲/۱۳

مقدمه

آسیب نخاعی صدمه‌ای است که به نخاع وارد می‌شود و سبب از دست دادن عملکرد اندام‌های بدن می‌گردد (۳-۱). میزان شیوع آسیب‌های نخاعی در میان کشورهای مختلف متفاوت است. برای مثال تعداد افرادی که هر ساله به آسیب‌های نخاعی مبتلا می‌گردند، بین ۱۲/۷ مورد جدید در یک میلیون (در فرانسه) و ۵۹ مورد جدید در یک میلیون (در ایالات متحده آمریکا) متفاوت است (۵، ۴). در نتیجه این ناتوانی،

* دکترای ارتز و پروتز، مرکز تحقیقات ماسکلواسکلتال، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.
Email: mohammad.karimi.bioengineering@gmail.com
۱- کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران.
۲- دکترای مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران.

Archive of SID
www.SID.ir

افراد مبتلا ناچار هستند برای حرکت از ویلچر و در جهت اهداف توان‌بخشی و درمانی از ارتز استفاده کنند. بر اساس مطالعات پیشین گزارش شده است که راه رفتن و ایستادن با استفاده از یک ارتز مزایایی را برای بیماران آسیب نخاعی به دنبال خواهد داشت. ازآن جمله می‌توان به حفظ سلامتی، کاهش عفونت‌های ادراری و بهبود عملکرد سیستم قلبی-عروقی وگوارشی و سلامت فیزیولوژیکی اشاره کرد (۷، ۶).

انواع متفاوتی از ارتزها طراحی شده است که افراد مبتلا به آسیب‌های نخاعی برای راه رفتن و ایستادن از آن‌ها استفاده می‌کنند. از آن جمله می‌توان به ارتزهای KAFO (Knee ankle foot orthosis)، HKAFO (Hip knee ankle foot orthosis)، LSU RGO (Louisiana state university reciprocal gait orthosis)، ARGO (Advanced reciprocating gait orthosis) و MLO (Medial linkage orthosis) اشاره کرد (۱۱-۷). با این وجود همه آن‌ها دارای مشکلاتی هستند که عبارت از دشواری پوشیدن و درآوردن ارتز، دشواری انتقال ارتز از یک مکان به مکان دیگر، کاهش سرعت راه رفتن با ارتز در مقایسه با افراد سالم، ظاهر نامناسب و نحوه راه رفتن غیرعادی (۱۵-۱۲).

یک نوع جدید ارتز RGO در بخش مهندسی پزشکی دانشگاه استرتکلاید (Strathclyde university) برای حل مشکلات ارتزهای موجود طراحی شده است (۱۶). ارتز جدید که با نام MTK-RGO (Mohammad Taghi Karimi-RGO) شناخته می‌شود، دارای یک ساختار باز مشابه ARGO است. به این معنی که میله‌های داخلی استخوان ران در این ارتز وجود ندارد. ارتز از سه بخش اصلی شامل یک جفت KAFO ترموپلاستیک، بخش تنه و میله‌های خارجی با مفاصل خاص طراحی شده برای ران و زانو ساخته شده است. در تحقیقات قبلی ارتز جدید بر روی افراد سالم آزمایش شد و عملکرد آن با ارتز HGO (Hip guidance orthosis) مقایسه شد. هدف از انجام این تحقیق به وجود آوردن چارچوبی بود که نشان دهنده بهترین عملکرد افراد آسیب نخاعی در استفاده از ارتز باشد (بهترین عملکرد برای یک فرد قطع نخاعی در واقع عملکرد یک فرد نرمال در استفاده از ارتز است) (۱۶). با این وجود هیچ تحقیقی برای ارزیابی عملکرد ارتز جدید برای راه رفتن و ایستادن افراد فلج انجام نگرفته است. بنابراین هدف، ارزیابی عملکرد افراد فلج در ایستادن و راه رفتن با ارتز MTK-RGO بود. علاوه بر این هدف از انجام این تحقیق مقایسه عملکرد ارتزهای موجود با ارتز جدید بود.

مواد و روش‌ها

جامعه مورد مطالعه: در این مطالعه که از نوع کارآزمایی بالینی بود، ۵ فرد دارای آسیب نخاعی با سطوح آسیب از T_4 تا T_{12} در این پروژه تحقیقاتی شرکت کردند که بر اساس پرونده پزشکی آن‌ها، مشکلی برای ایستادن و راه رفتن نداشتند. جدول ۱ ویژگی‌های افراد شرکت کننده در این تحقیق را نشان می‌دهد. یک تأییدیه اخلاقی از کمیته مربوطه از دانشگاه علوم پزشکی اصفهان تهیه گردید. از همه بیماران درخواست شد تا پیش از شرکت در تحقیق فرم‌های رضایت را امضاء کنند.

تجهیزات: طراحی جدید ارتز RGO (با نام MTK-RGO) که بر اساس اصول ارتز HGO انجام شده است، در این پروژه مورد استفاده قرار گرفته است. اجزای ارتز جدید به گونه‌ای طراحی شده‌اند که قابلیت تنظیم شدن نسبت به یکدیگر را دارا باشند. ارتز دارای یک ساختار باز همانند ARGO است و همچنین یک ساختمان چند قطعه‌ای دارد که امکان پوشیدن و درآوردن و انتقال آسان آن را فراهم می‌کند (شکل ۱).

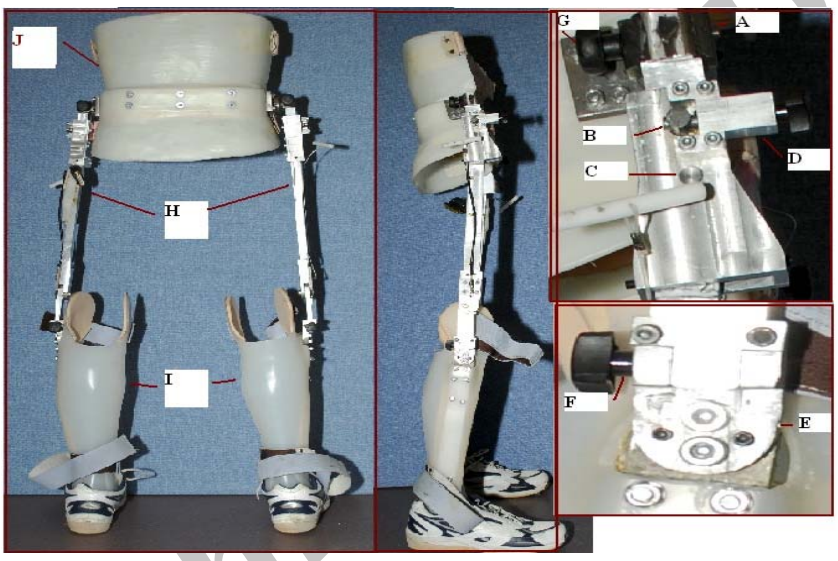
مفصل ران ارتز دارای دو مفصل جداگانه است. مفصل پایینی برای راه رفتن و مفصل بالایی برای نشستن استفاده می‌شود. یک سیستم قفل ایمن از حرکت مفصل ران حول مفصل دوم در هنگام راه رفتن جلوگیری می‌کند (شکل ۱). محدوده حرکتی مفصل ران بر طبق نیاز بیمار قابل تغییر است. مفصل زانوی ارتز نیز قابل تنظیم است؛ به گونه‌ای که قابلیت استفاده برای بیمارانی با حداکثر ۱۵ درجه فلکشن در مفصل زانو را دارد. بخش‌های AFO (Ankle foot orthosis) ارتز به صورت مجزا و منحصر به فرد برای هر فرد ساخته می‌شوند و به راحتی با تناسب کامل بر روی پا سوار می‌شوند. این امر بر زیبایی ارتز می‌افزاید و به بیماران اجازه استفاده از کفش دلخواه خود را می‌دهد.

Archive of SID
www.SID.ir

جدول ۱. مشخصات افراد شرکت کننده در این تحقیق

شرکت کننده	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	سطح آسیب	نوع آسیب	مدت زمان پس از آسیب (سال)	قد (متر)	ارتز مورد استفاده
A	۲۷	۸۷	۱۲T	ناقص	۴/۵	۱/۸۸	KAFO*
B	۳۳	۷۰	۱۱T	ناقص	۱۹	۱/۷۵	KAFO
C	۳۰	۷۱	۱۲T	ناقص	۵	۱/۷۶	KAFO
D	۲۵	۶۷	۴T	ناقص	۸/۵	۱/۷۵	عصا
E	۴۳	۶۸	۱L	ناقص	۲/۵	۱/۷۳	HKAFO**

* Knee ankle foot orthosis
** Hip knee ankle foot orthosis



شکل ۱. ارتز MTK-RGO

A: اجزا و اتصالات مفصل ران، B: مفصل دوم ران، C: مفصل اول ران، D: سیستم قفل مفصل ران، E: اتصالات مفصل زانو، F: پین اتصال مفصل زانو، G: پین اتصال مفصل ران، H: میله‌های خارجی، I: ارتزهای AFO (Ankle foot orthosis) و J: بخش تنه

ارتز از سه بخش اصلی AFO، بخش تنه و میله‌های جانبی (خارجی) به همراه مفاصل ران و زانو ساخته شده است. اتصالات خارجی در بالای مفصل ران و زیر مفصل زانو برای تغییر تنظیم ارتز در صفحات مختلف قرار داده شده‌اند (شکل ۱). بخش‌های اصلی ارتز با استفاده از مکانیزم‌های پینی قفل کننده به یکدیگر متصل هستند.

صفحه نیرو: یک صفحه نیروی Kistler (Kistler instrument corp, Amherst, New York USA) برای اندازه‌گیری موقعیت مرکز فشار که به عنوان تقریب خوبی از موقعیت مرکز جرم در صفحه افقی شناخته می‌شود، استفاده شده است. پایداری افراد در هنگام ایستادن آرام و در هنگام انجام فعالیت‌های مختلف با دست، بررسی شده است.

پارامترها: دامنه نوسانات مرکز فشار در صفحات فرنتال (Frontal) و ساژیتال (Saggital)، سرعت حرکت مرکز فشار در دو صفحه، طول مسیر مرکز فشار در دو صفحه و سرعت کل و طول کل مسیر مرکز فشار برای تحلیل نهایی انتخاب شدند. علاوه بر این زمان مورد نیاز برای انجام فعالیت‌ها با دست در این مطالعه اندازه‌گیری شد. پارامترها با استفاده از معادلات زیر محاسبه گردید.

www.SID.ir

$$COPEAP(mm)= X_{max} - X_{min} \quad \text{Equation 1}$$

$$COP\ EML\ (mm)= Y_{max} - Y_{min} \quad \text{Equation 2}$$

$$PLAP\ (mm) = \sum^{n-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2} \quad \text{Equation 3}$$

$$PLMLmm) = \sum^{n-1} \sqrt{(y_{i+1} - y_i)^2} \quad \text{Equation 4}$$

$$VAP\ (mm/min) = \frac{\sum^{n-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2}}{t} \quad \text{Equation 5}$$

$$VML(mm/min) = \frac{\sum^{n-1} \sqrt{(y_{i+1} - y_i)^2}}{t} \quad \text{Equation 6}$$

$$TPL\ (mm)= \sqrt{(\sum^{n-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2})^2 + (\sum^{n-1} \sqrt{(y_{i+1} - y_i)^2})^2} \quad \text{Equation 7}$$

$$TV(mm/min)= \frac{\sqrt{(\sum^{n-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2})^2 + (\sum^{n-1} \sqrt{(y_{i+1} - y_i)^2})^2}}{t} \quad \text{Equation 8}$$

در این معادلات COPEAP، COPEML، PLAP، PLML، VAP، VML، TPL و TV به ترتیب دامنه نوسانات مرکز فشار در صفحه طولی، دامنه نوسانات مرکز فشار در صفحه جانبی، طول مسیر مرکز فشار در صفحه طولی، طول مسیر مرکز فشار در صفحه جانبی، سرعت مرکز فشار در صفحه طولی، سرعت مرکز فشار در صفحه جانبی، طول کل مسیر مرکز فشار و سرعت کل مرکز فشار هستند. نیروی وارده بر اندام فوقانی در هنگام ایستادن پارامتر دیگری بود که در این تحقیق انتخاب گردید. این پارامتر با کم کردن نیروی حاصل از صفحه نیرو از مجموع وزن شخص و ارتز محاسبه گردید.

نحوه انجام تست‌ها: عملکرد ارتز جدید با استفاده از تحلیل پایداری در ایستادن آرام و در هنگام انجام فعالیت‌های مختلف با دست و همچنین با استفاده از تحلیل مصرف انرژی و تحلیل راه رفتن افراد سالم ارزیابی گردید. افراد برای ایستادن و راه رفتن با ارتزMTK-RGO به مدت سه جلسه آموزش داده شدند (هر جلسه یک ساعت). سپس نحوه انجام تست‌ها برای افراد توضیح داده شد و وزن و قد آن‌ها ثبت گردید. برای تحلیل پایداری در ایستادن آرام از اشخاص تقاضا شد که به مدت ۶۰ ثانیه بر روی صفحه نیرو بایستند (شکل ۲). برای هر شخص آزمایش سه بار انجام شد و داده‌ها با فرکانس ۱۲۰ هرتز جمع‌آوری گردید. سیگنال صفحه نیرو با استفاده از فیلتر پایین گذر Botterworth در ۱۰ هرتز فیلتر گردید. برای تست ایستادن با انجام فعالیت توسط دست، از اشخاص درخواست شد تا در مقابل یک میز بایستند (طول ۸۰ سانتی‌متر، عرض ۶۰ سانتی‌متر، ارتفاع میز معادل ۵ تا ۱۰ سانتی‌متر پایین‌تر از Iliac Crest بود).

از اشخاص درخواست شد تا پنج بلوک چوبی رنگ شده با پنج رنگ مختلف را که به ترتیب دارای جرم ۰/۲۵ کیلوگرم، ارتفاع ۵ سانتی‌متر و قطر ۵ سانتی‌متر بودند، حرکت دهند. این اشکال با فاصله تقریبی ۱۵ سانتی‌متر از چپ به راست بر روی

Archive of SID
www.SID.ir

پنج دایره با رنگ‌های مختلف قرار داده شدند. افراد آموزش داده شدند تا بر روی صفحه نیرو بایستند و پس از به دست آوردن تعادل از آن‌ها درخواست شد تا اشکال را از چپ به راست بر روی رنگ متناظر بر روی ردیف پشتی با حداکثر سرعت و سپس از راست به چپ به موقعیت اول برگردانند (شکل ۲). در این آزمایش نوسانات مرکز فشار در صفحه طولی و جانبی و زمان لازم برای انجام این اعمال اندازه‌گیری شد.

تحلیل آماری: توزیع نرمال پارامترها با استفاده از تست Shapirowilk با نقطه معنی‌دار ۰/۰۵ ارزیابی گردید. از آن جا که پارامترها یک توزیع نرمال داشتند، تست‌های پارامتریک برای تحلیل نهایی استفاده شد. تفاوت میان عملکرد افراد در ایستادن آرام و در هنگام انجام فعالیت با دست با ارتزهای رایج و ارتز جدید با استفاده از Paired t-test ارزیابی گردید. عملکرد افراد فلج با افراد سالم با استفاده از دو نمونه Two-sample t-test مقایسه گردید. تحلیل‌های آماری بیان شده با استفاده از نرم‌افزار $SPSS_{۱۶}$ انجام شده است.

یافته‌ها

مقادیر میانگین پایداری افراد آسیب نخاعی برای مطالعه کارآزمایی بالینی حاضر، در ایستادن با MTK-RGO و ارتزهای رایج در جدول ۲ نشان داده شده است. اگر چه تفاوت دامنه نوسانات نقطه مرکز فشار میان دو ارتز معنی‌دار نبود، تفاوت معنی‌داری میان پایداری افراد فلج در ایستادن با ارتز MTK-RGO در مقایسه با ارتزهای KAFO بر اساس پارامترهای دیگر وجود داشت. علاوه بر این هنگامی که افراد با ارتزهای معمول خود ایستادند (در ایستادن آرام)، بیش از ۱۲ درصد وزن بدن بر روی واکر اعمال شد (مجموع نیروی وارد بر دست چپ و راست). در مقابل این افراد در هنگام ایستادن با ارتز MTK-RGO هیچ نیرویی به واکر اعمال نکردند. شکل ۳ نحوه حرکت مرکز فشار افراد فلج را در ایستادن آرام و ایستادن به هنگام انجام فعالیت با استفاده از دست با ارتزهای ذکر شده نشان می‌دهد.

شکل ۲. تحلیل پایداری یک شخص آسیب نخاعی در ایستادن آرام (A) و در هنگام انجام فعالیت با دست (B)

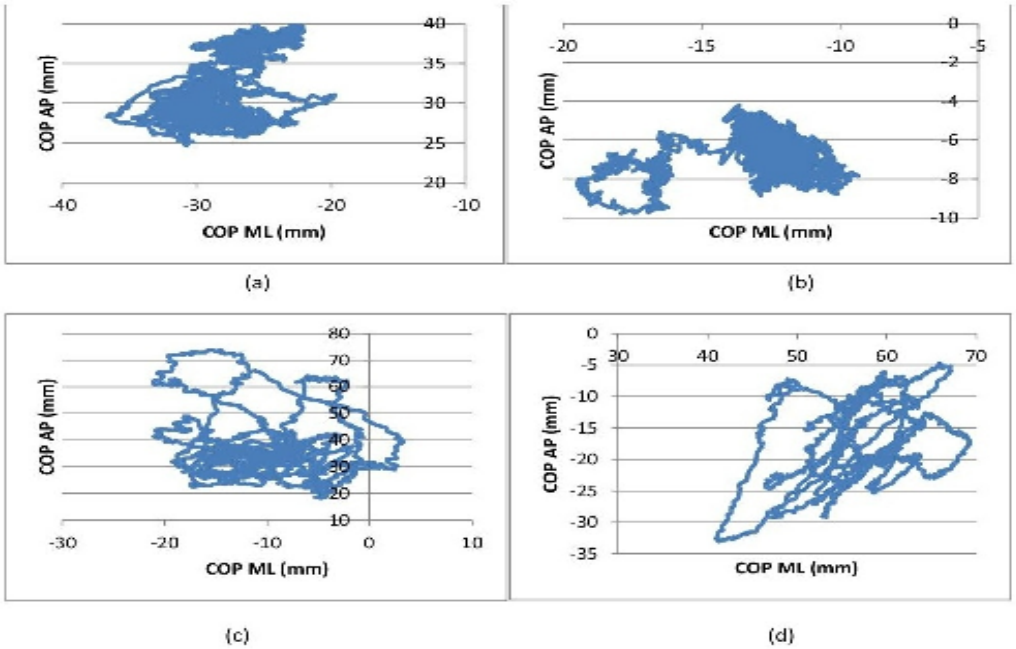
www.SID.ir

جدول ۲. پارامترهای پایداری افراد آسیب نخاعی در ایستادن آرام با دو ارتز (AP: طولی، ML: جانبی، BW: وزن بدن)

		KAFO**	MTK-RGO*	P
دامنه نوسانات مرکز فشار (میلی‌متر)	AP	۶۷/۰۶ ± ۷۷/۹۹	۱۷ ± ۷/۹۴	۰/۱
	ML	۴۲/۷ ± ۵۵/۷	۲۲/۶ ± ۲۱/۷	۰/۳
طول مسیر (میلی‌متر)	AP	۱۸۳۱ ± ۸۷۸	۱۲۵۵ ± ۴۴۱	۰/۰۶
	ML	۱۸۷۳ ± ۸۷۶	۱۲۶۱ ± ۳۱۰/۹	۰/۰۶۳
سرعت مرکز فشار (میلی‌متر بر ثانیه)	AP	۳۰/۲ ± ۱۴/۶	۲۰/۹ ± ۷/۳۶	۰/۰۴۵
	ML	۳۱/۲۳ ± ۱۴/۶	۲۱/۰۲ ± ۵/۱۸	۰/۰۴۵
طول کل مسیر (میلی‌متر)		۲۶۱۷ ± ۱۲۲۱	۱۷۸۶ ± ۵۱۴	۰/۰۶
سرعت کل (میلی‌متر بر ثانیه)		۴۳/۶۲ ± ۲۰/۳۵	۲۹/۷ ± ۸/۶	۰/۰۴۵
نیروی وارده بر واکر (N/BW)		۰/۱۲ ± ۰/۰۳	۰ ± ۰	۰/۰۰۰۴
نیروی وارده بر پا (N/BW)		۰/۸۸ ± ۰/۰۳	۱ ± ۰	۰/۰۰۵

* Mohammad Taghi Karimi-RGO

** Knee ankle foot orthosis



شکل ۳. دامنه نوسانات مرکز فشار در ایستادن آرام و زمانی که افراد با دست فعالیت انجام می‌دهند.
a) ایستادن آرام با MTK-RGO، b) ایستادن آرام با KAFO، c) ایستادن به همراه فعالیت دست با MTK-RGO، d) ایستادن به همراه فعالیت دست با KAFO

مقادیر میانگین دامنه نوسانات مرکز فشار افراد سالم به ترتیب برابر ۲۸/۲۴ ± ۵۶/۷۲ و ۳/۵۱ ± ۲۰/۵ میلی‌متر در صفحات طولی و جانبی بوده است که در مقایسه با ۷/۶ ± ۱۷/۰۶ و ۲۱/۷ ± ۲۹/۶ میلی‌متر در ایستادن با ارتز MTK-RGO است. اگر چه مقادیر میانگین دامنه نوسانات مرکز فشار، طول مسیر مرکز فشار، سرعت مرکز فشار در

www.SID.ir

صفحات طولی و جانبی و طول کل مسیر و سرعت آن در ایستادن افراد فلج با ارتز MTK-RGO کمتر از مقادیر آن با افراد سالم بوده است، ولی تفاوت‌ها معنی‌دار نبودند (جدول ۳).

نتایج پایداری افراد فلج به هنگام انجام فعالیت با دست در ایستادن با MTK-RGO وKAFO در جدول ۴ نشان داده شده است. همان گونه که در این جدول مشاهده می‌گردد، اگر چه پایداری افراد در ایستادن با ارتز جدید بهتر از KAFO ارزیابی گردید، ولی تفاوت معنی‌دار نیست. زمان مورد نیاز برای انجام فعالیت‌ها میان دو ارتز نیز متفات نبود (۰/۹۸ ± ۱۳/۲۹ ثانیه برای KAFO و ۱/۱۳ ± ۱۳/۲۷ برای ارتز MTK-RGO).

تفاوتی میان زمان مورد نیاز برای انجام فعالیت‌های دست در این تحقیق میان افراد سالم و فلج وجود نداشت (۱۳/۵۹ ثانیه برای افراد سالم و ۱۳/۲۷ ثانیه برای افراد آسیب نخاعی). با این وجود مقادیر میانگین سرعت کل نوسانات مرکز فشار به ترتیب برای افراد سالم و فلج در ایستادن با ارتز MTK-RGO برابر۵۶/۵۸ ± ۱۵۲/۶۷ و ۱۸/۲ ± ۸۱/۹۴ بود که تفاوتی معنی‌دار را نشان می‌داد (P = ۰/۰۲۳). همچنین تفاوت معنی‌داری میان پارامترهای دیگر پایداری میان افراد سالم و فلج در ایستادن با MTK-RGO وجود داشت (جدول ۵).

جدول ۳. پایداری افراد سالم و افراد آسیب نخاعی با ارتز جدید در ایستادن آرام (AP: طولی، ML: جانبی)

		افراد سالم	افراد آسیب نخاعی	P
دامنه نوسانات مرکز فشار (میلی‌متر)	AP	۳/۵۱ ± ۲۲/۰۵	۷/۹۴ ± ۱۷	۰/۲۴
	ML	۲۸/۲۴ ± ۵۶/۷۲	۲۱/۷ ± ۲۲/۶	۰/۰۶۴
طول مسیر (میلی‌متر)	AP	۱۷۴ ± ۱۵۷۳	۴۴۱ ± ۱۲۵۵	۰/۰۵۹
	ML	۲۷۱ ± ۱۰۶۷	۳۱۰/۹ ± ۱۲۶۱	۰/۲۴۱
سرعت مرکز فشار (میلی‌متر بر ثانیه)	AP	۲/۹ ± ۲۶/۲۲	۷/۳۶ ± ۲۰/۹	۰/۰۵۹
	ML	۴/۵ ± ۱۷/۸	۵/۱۸ ± ۲۱/۰۲	۰/۲۴۱
طول کل مسیر (میلی‌متر)		۲۰/۶۶ ± ۱۹۲۶/۴	۵۱۴ ± ۱۷۸۶	۰/۲۸۸
سرعت کل (میلی‌متر بر ثانیه)		۰/۳۴۴ ± ۳۲/۱	۸/۶ ± ۲۹/۷	۰/۲۸۸

جدول ۴. نتایج تست ایستادن با فعالیت دست با دو ارتز (AP: طولی، ML: جانبی،BW: وزن بدن)

		KAFO**	RGO*	P
دامنه نوسانات مرکز فشار (میلی‌متر)	AP	۳۷/۰۸ ± ۸۷/۲۲	۲۴/۰۴ ± ۷۴/۱۹	۰/۱۵
	ML	۳۶/۸ ± ۵۰/۱۷	۱۲/۹ ± ۴۳	۰/۳
طول مسیر (میلی‌متر)	AP	۲۸۲۸ ± ۴۳۰۹	۸۵۶ ± ۴۰۳۲	۰/۴
	ML	۲۱۳۷ ± ۳۲۵۷	۷۱۳ ± ۲۷۹۵	۰/۲۸
سرعت مرکز فشار (میلی‌متر بر ثانیه)	AP	۴۷/۱۴ ± ۷۱/۸	۱۴/۲۶ ± ۶۷/۲	۰/۴
	ML	۳۵/۶۲ ± ۵۴/۲۸	۱۱/۸۹ ± ۴۶/۵۹	۰/۳
طول کل مسیر (میلی‌متر)		۳۵۴۳ ± ۵۴۰۸	۱۰۹۱ ± ۴۹۱۷	۰/۳۶
سرعت کل (میلی‌متر بر ثانیه)		۵۹/۰۶ ± ۹۰/۱۳	۱۸/۱۸ ± ۸۱/۹۴	۰/۳۶
نیروی وارده بر واکر (N/BW)		۰/۰۹۳۹ ± ۰/۲۵۸۱	۰/۰۵۳ ± ۰/۰۷۳۲	۰/۰۱۳
زمان (s)		۰/۹ ± ۱۳/۲۹	۱/۱ ± ۱۳/۲۷	۰/۴۵

* Reciprocal gait orthosis

** Knee ankle foot orthosis

Archive of SID
www.SID.ir

جدول ۵. نتایج تست ایستادن با فعالیت دست برای افراد سالم و افراد آسیب نخاعی با ارتز MTK-RGO (AP: طولی، ML: جانبی)

		افراد سالم	افراد آسیب نخاعی	P
دامنه نوسانات مرکز فشار (میلی‌متر)	AP	۱۴/۱ ± ۷۴/۹	۲۴/۰۴ ± ۷۴/۱۹	۰/۴۸
	ML	۵۶/۱۶ ± ۲۲/۹۹	۱۲/۹ ± ۴۳	۰/۰۰۶۷
طول مسیر (میلی‌متر)	AP	۳۰۶ ± ۲۶۸۱	۸۵۶ ± ۴۰۳۲	۰/۰۲۲
	ML	۳۵۰۱ ± ۸۷۲۳	۷۱۳ ± ۲۷۹۵	۰/۰۰۸۸
سرعت مرکز فشار (میلی‌متر بر ثانیه)	AP	۵/۱ ± ۴۴/۶۹	۱۴/۲۶ ± ۶۷/۲	۰/۰۲۲
	ML	۵۸/۳۶ ± ۱۴۵/۴	۱۱/۸۹±۴۶/۵۹	۰/۰۰۸۸
طول کل مسیر (میلی‌متر)		۳۴۱۱ ± ۹۱۶۰	۱۰۹۱ ± ۴۹۱۷	۰/۰۲۳۶
سرعت کل (میلی‌متر بر ثانیه)		۵۶/۸۵ ± ۱۵۲/۶۷	۱۸/۱۸ ± ۸۱/۹۴	۰/۰۲۳۶
زمان (s)		۰/۴۴۷ ± ۱۳/۵۹	۱/۱۳ ± ۱۳/۲۷	۰/۳۱۲

اگر چه تفاوت معنی‌داری میان عملکرد افراد فلج در این مطالعه با دو ارتز در هنگام انجام فعالیت‌های دست وجود نداشت، مقادیر میانگین نیروی وارده بر اندام فوقانی یک تفاوت معنی‌دار را نشان داد. به ترتیب در حدود ۷ و ۲۳ درصد از وزن بدن بر روی اندام فوقانی در ایستادن با MTK-RGO و KAFO وارد گردید.

بحث

نتایج این تحقیق عملکرد ایستادن افراد فلج را در ایستادن با طرح جدید ارتز RGO با نام MTK-RGO طراحی شده در دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه استرتکلاید بیان می‌کند. ارتز MTK-RGO بر روی افراد سالم آزمایش شد و عملکرد آن با ارتز HGO مقایسه گردید. هدف در این جا بررسی عملکرد افراد آسیب نخاعی با این ارتز بوده است. عملکرد افراد فلج در مطالعه حاضر در ایستادن با MTK-RGO از ارتزهای KAFO بهتر ارزیابی شد (جدول ۲). مقادیر میانگین طول مسیر مرکز فشار، سرعت حرکت مرکز فشار در صفحات طولی و جانبی با ارتز MTK-RGO از ارتزهای KAFO کمتر مشاهده گردید. علاوه بر این افراد در ایستادن با ارتزهای KAFO باید از واکر استفاده کنند و درصدی از وزن بدن را توسط دست‌ها تحمل کنند. در ایستادن با KAFO به طور تقریبی ۰/۱۱۲ از وزن بدن بر روی واکر اعمال می‌شود، حال آن که این مقدار در ایستادن با ارتز جدید برابر صفر است (ایستادن بدون دست). علت اصلی عملکرد بهتر ارتز جدید قابلیت تغییر الایمنت اجزا در ارتز MTK-RGO است. امکان تغییر و تنظیم اعضاء در ارتز برای رسیدن به پایداری بیشتر وجود دارد. با استفاده از قطعه قرار گرفته در زیر مفصل زانو می‌توان پایداری شخص را در صفحه طولی تغییر داد. اگر شخص دارای ناپایداری به سمت عقب بود، مقدار فلکشن در زانو باید افزوده شود (۱۶). علاوه بر این سختی ارتز نقش مهمی در پایداری افراد در صفحه جانبی بازی می‌کند و از آن جا که سختی ارتز بالا است، فرد درجه بالایی از پایداری جانبی را دارا می‌باشد (۱۹–۱۶).

تفاوت مهم میان عملکرد ارتز MTK-RGO و ارتزهای KAFO، نیاز افراد به استفاده از واکر برای ایستادن با KAFO بود. افراد فلج توانایی ایستادن با ارتز جدید بدون استفاده از واکر یا عصا را داشتند، در حالی که با ارتزهای قدیمی استفاده از واکر برای پشتیبانی از کسری از وزن بدنشان ضروری بود. میزان نیروی وارده بر اندام فوقانی نکته اصلی است که استفاده از ارتز را متأثر می‌سازد (۲۳–۲۰، ۱۷، ۱۳، ۸). مقدار زیاد نیرویی که به اندام فوقانی وارد می‌گردد، سبب افزایش وقوع برخی بیماری‌ها و همچنین درد شانه می‌گردد (۲۵، ۲۴). مقایسه عملکرد MTK-RGO با ارتزهای دیگر غیر ممکن بود؛ چرا که بیشتر افراد در جامعه موجود از ارتزهای KAFO به طور معمول برای راه رفتن و تمرینات درمانی استفاده می‌کنند. اما با نگاهی اجمالی به تحقیقات پیشین می‌توان دریافت که عملکرد ارتز MTK-RGO از ارتز ARGO بهتر است (که یکی از بهترین ارتزهای موجود برای افراد مبتلا به آسیب‌های نخاعی است). مقادیر میانگین نوسانات مرکز فشار برای افراد فلج در ایستادن با ARGO در صفحات طولی و جانبی به ترتیب برابر ۳۵/۲۲ و ۴۱/۷۲ بوده است (۸). علاوه بر این بین

Archive of SID
www.SID.ir

۳۹۵/۹ و ۵۳۹/۴ نیوتن نیروی عمودی به عصا وارد شده است که از مقدار وارده در ایستادن با ارتز MTK-RGO بیشتر است (۸). سختی ارتز MTK-RGO علت اصلی عملکرد بهتر طرح جدید است (۱۶).

همان گونه که از جدول ۳ آشکار است، پایداری افراد فلج در ایستادن با ارتز MTK-RGO از پایداری افراد سالم بهتر است (اگر چه تفاوت معنی‌دار نیست).گر چه تفاوت بین این دو معنی‌دار نیست ولی بیانگر این واقعیت است که افراد قطع نخاعی توانسته‌اند به توانایی مشابه افراد طبیعی دست یابند. بنابراین استفاده از ارتز جایگزین کننده استراتژی‌های مفاصل قوزک، زانو و ران در بیماران قطع نخاعی است. سختی ارتز یکی از دلایل اصلی است که عملکرد افراد فلج را در مقایسه با افراد سالم بهبود می‌بخشد.

پارامترهای دیگری که در این تحقیق انتخاب شدند، پارامترهای مربوط به مرکز فشار در هنگام انجام فعالیت با دست بودند. بر اساس این پارامترها اگر چه پایداری افراد در ایستادن با فعالیت دست با ارتز MTK-RGO بهتر از ارتزهای معمولی بود، اما تفاوت معنی‌دار نبود ($P > ۰/۰۵$) (جدول ۳). علاوه بر این تفاوت معنی‌داری میان زمان مورد نیاز برای انجام فعالیت‌ها با دست وجود نداشت. با این وجود یکی از مهم‌ترین پارامترهایی که چه در ایستادن آرام و چه در ایستادن به همراه فعالیت‌های دست باید بر آن تأکید شود، مقدار نیرویی (نیروی عمودی) است که به عصا یا واکر وارد می‌شود (۸). بر اساس تحقیق انجام شده توسط Baardman و همکاران اهمیت این پارامتر بیش از پارامترهای بر پایه مرکز فشار است (۸). همان گونه که از جدول ۴ آشکار است، مقادیر میانگین نیروی عمودی وارده بر اندام فوقانی (مجموع دست چپ و راست) به ترتیب برای MTK-RGO و ارتزهای رایج برابر ۰/۰۵۳ ± ۰/۰۷۳۲ و ۰/۰۹۳۹ ± ۰/۲۵۸ وزن بدن است (تفاوت P برابر ۰/۰۱۳ است). بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که عملکرد افراد در ایستادن با ارتز جدید با فعالیت دست از ارتزهای قدیمی بهتر است.

بر اساس نتایج تحقیق انجام شده توسط Baardman و همکاران زمان مورد نیاز برای انجام فعالیت‌های متقاطع در ایستادن با ARGO بین ۱۱/۲ و ۱۱/۵۲ ثانیه متغیر است (۸)، که اندکی کمتر از تحقیق حاضر است. با این وجود مقدار نیروی وارده بر اندام فوقانی بین ۲۳/۵ تا ۲۶ درصد وزن بدن است که به طور تقریبی سه برابر بیشتر از نیروی وارده بر این اعضاء در ارتز مورد استفاده در تحقیق حاضر می‌باشد. تنظیم بهتر اجزای ارتز، توانایی تغییر وضعیت اعضاء نسبت به یکدیگر بر اساس نیاز بیمار و سختی بالای ارتز دلایل اصلی عملکرد بهتر ارتز جدید هستند.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که عملکرد افراد در ایستادن با ارتز MTK-RGO بهتر از ارتز KAFO است. علاوه بر این افراد آسیب نخاعی عملکرد بهتری نسبت به افراد سالم داشتند. طراحی خاص ارتز جدید که اجازه تغییر الایمنت قطعات مختلف را نسبت به یکدیگر می‌دهد (بر اساس نیاز بیمار)، و سختی ساختمانی بالای ارتز دلایل اصلی این امر هستند. به نظر می‌آید که طراحی جدید ارتز مشکلات افراد مبتلا به آسیب‌های نخاعی را هنگامی که از ارتز برای راه رفتن و یا تمرینات درمانی استفاده می‌کنند، کاهش دهد.

محدودیت‌ها

از محدودیت‌های این مطالعه این بود که تنها ارتزهای KAFO برای مقایسه با عملکرد ارتز جدید مورد استفاده قرار گرفته‌اند. همچنین عملکرد افراد برای انجام فعالیت‌های دست هنگامی که با ارتز ایستاده‌اند، تنها برای حرکت‌های متقاطع بررسی گردید.

پیشنهادها

با توجه به محدودیت‌های این مطالعه پیشنهاد می‌شود که عملکرد ارتز جدید با عملکرد دیگر ارتزهای جدید مقایسه گردد. علاوه بر این توصیه می‌شود که پارامترهای دیگر مانند دست‌یابی عمودی هم مورد بررسی قرار گیرد. همچنین پیشنهاد می‌شود که عمکرد ارتز جدید در راه رفتن نیز بررسی گردد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان این مطالعه تمایل دارند تا از افرادی که در این تحقیق شرکت کرده‌اند، مراتب سپاسگزای را به جای آورند.

Archive of SID
www.SID.ir

References

1. Zampa A, Zacquini S, Rosin C, Bizzarini E, Magrin P, Saccavini M. Relationship between neurological level and functional recovery in spinal cord injury patients after rehabilitation. Europa Medicophysica 2003; 39(2): 69-78.
2. Stolov WC, Clowers MR, Blair SR, Wood P. Handbook of severe disability: a text for rehabilitation counselors, other vocational practitioners, and allied health professionals. 1st ed. Washington DC: Rehabilitation Svcs Admin, US Dept of Education; 1981.
3. Capaul M, Zollinger H, Satz N, Dietz V, Lehmann D, Schurch B. Analyses of 94 consecutive spinal cord injury patients using ASIA definition and modified Frankel score classification. Paraplegia 1994; 32(9): 583-7.
4. Surkin J, Gilbert BJ, Harkey HL, III, Sniezek J, Currier M. Spinal cord injury in Mississippi. Findings and evaluation, 1992-1994. Spine (Phila Pa 1976) 2000; 25(6): 716-21.
5. Sutton NG. Injuries of the spinal cord: the management of paraplegia and tetraplegia. 1st ed. London: Butterworth-Heinemann; 1973.
6. Douglas R, Larson PF, D'Ambrosia R, McCall R E. The LSU reciprocation-gait orthosis. Orthopedics 1983; 6: 834-8.
7. American Academy of Orthopaedic Surgeons. Atlas of orthotics: Biomechanical principles and application. 2nd ed. Philadelphia: The C.V. Mosby Company; 1985.
8. Baardman G, IJzerman MJ, Hermens HJ, Veltink PH, Boom HB, Zilvold G. The influence of the reciprocal hip joint link in the Advanced Reciprocating Gait Orthosis on standing performance in paraplegia. Prosthet Orthot Int 1997; 21(3): 210-21.
9. Scivoletto G, Mancini M, Fiorelli E, Morganti B, Molinari M. A prototype of an adjustable advanced reciprocating gait orthosis (ARGO) for spinal cord injury (SCI). Spinal Cord 2003; 41(3): 187-91.
10. Ohta Y, Yano H, Suzuki R, Yoshida M, Kawashima N, Nakazawa K. A two-degree-of-freedom motor-powered gait orthosis for spinal cord injury patients. Proc Inst Mech Eng H 2007; 221(6): 629-39.
11. Massucci M, Brunetti G, Piperno R, Betti L, Franceschini M. Walking with the advanced reciprocating gait orthosis (ARGO) in thoracic paraplegic patients: energy expenditure and cardiorespiratory performance. Spinal Cord 1998; 36(4): 223-7.
12. Moore P, Stallard J. A clinical review of adult paraplegic patients with complete lesions using the ORLAU ParaWalke. Paraplegia 1991; 29: 191-6.
13. Stallard J, Major RE. A review of reciprocal walking systems for paraplegic patients: factors affecting choice and economic justification. Prosthet Orthot Int 1998; 22(3): 240-7.
14. Stallard J, Major RE, Butler PB. The orthotic ambulation performance of paraplegic myelomeningocele children using the ORLAU ParaWalker treatment system. Clin Rehabil 1991; 5(2): 111-4.
15. Rose GK, Sankarankutty M, Stallard J. A clinical review of the orthotic treatment of myelomeningocele patients. J Bone Joint Surg Br 1983; 65(3): 242-6.
16. Karimi MT, Spence W, Sandy A, Solomonidis S. How can the performance of the paraplegic patients be improved? Orthop Tech 2010; 5: 1-8.
17. Stallard J, Major RE .The case for lateral stiffness in walking orthoses for paraplegic patients. Proc Inst Mech Eng H 1993; 207(1): 1-6.
18. Stallard J, Major RE. The influence of orthosis stiffness on paraplegic ambulation and its implications for functional electrical stimulation (FES) walking systems. Prosthet Orthot Int 1995; 19(2): 108-14.
19. Stallard J, Major RE, Poiner R, Farmer IR, Jones N. Engineering design considerations of the ORLAU Parawalker and FES hybrid system. Eng Med 1986; 15(3): 123-9.
20. Major RE, Stallard J, Rose GK. The dynamics of walking using the hip guidance orthosis (hgo) with crutches. Prosthet Orthot Int 1981; 5(1): 19-22.
21. IJzerman MJ, Baardman G, Holweg G, Hermens HJ, Veltink PH. The influence of frontal alignment in the advanced reciprocating gait orthosis on energy cost and crutch force requirements during paraplegic gait. Basic and Applied Myology 1997; 7(2): 123-30.
22. Requejo PS, Wahl DP, Bontrager EL, Newsam CJ, Gronley JK, Mulroy SJ, et al. Upper extremity kinetics during Lofstrand crutch-assisted gait. Med Eng Phys 2005; 27(1): 19-29.
23. Crosbie WJ, Nicol AC. Biomechanical comparison of two paraplegic gait patterns. Clinical Biomechanics 1990; 5(2): 97-107.
24. Dalyan M, Cardenas DD, Gerard B. Upper extremity pain after spinal cord injury. Spinal Cord 1999; 37(3): 191-5.
25. Subbarao JV, Klopfstein J, Turpin R. Prevalence and impact of wrist and shoulder pain in patients with spinal cord injury. J Spinal Cord Med 1995; 18(1): 9-13.

Archive of SID
www.SID.ir

Comparing the effectiveness of MTK-RGO orthosis in helping spinal cord injured people to stand with the functions of other available orthoses

Mohammad Taghi Karimi[*], *Pouya Amiri*[1], *Amir Esrafilian*[1], *Mohammad Jafar Sedigh*[2]

Received date: 02/11/2011
Accept date: 03/03/2012

Abstract

Introduction: Most people with spinal cord injury (SCI) use wheelchair to move around in living areas. In order to improve their health status, however, these people do need to stand and walk with orthosis. Although lots of orthoses have been designed for paraplegic subjects, they still experience various problems using them. A new type of reciprocal gait orthosis was designed in the Bioengineering Unit of Strathclyde University to solve the problems of the available orthoses. Since there has been no research so far on the effectiveness of this new orthosis for paraplegic subjects, the present study was aimed to evaluate the new orthosis during standing of paraplegic subjects.

Materials and Methods: Five paraplegic subjects whose lesion levels ranged from T4 to T12 participated in this clinical trial study. A control group including normal subjects matched with spinal cord injured individuals was also considered in this study. The stability of subjects was evaluated during quiet standing and when they were standing with either the new orthosis or the knee ankle foot orthosis (KAFO) performing hand tasks. Differences between the performances of paraplegic subjects while standing with each of these orthoses and between the functioning of normal and paraplegic subjects were compared via paired and two-sample t test respectively.

Results: The stability of paraplegic subjects in standing with the new orthosis was better than that with the KAFO orthosis ($P < 0.05$). Moreover, the force applied on the crutch differed between the two types of orthoses. The functional performance of paraplegic subjects was better with the new orthosis and also as compared to that of normal subjects.

Conclusion: The ability of the new orthosis to change the alignment of the components, the higher structural stiffness of the orthosis and better fitting was the main reasons for better operation of the new orthosis comparing to the KAFO.

Keywords: Standing, Spinal cord injury, Functional hand task, Orthosis

* PhD in Orthotics and Prosthetics, Musculoskeletal Research Center, Isfahan University of Medical sciences, Isfahan, Iran. Email: mohammad.karimi.bioengineering@gmail.com
1. MSc in Mechanical Engineering, Isfahan University of Technology, Isfahan, Iran
2. PhD in Mechanical Engineering, Isfahan University of Technology, Isfahan, Iran

Archive of SID
www.SID.ir