مجله دانشکده پزشکی اصفهان
سال سی‌ام/شماره ۱۸۵/هفته سوم خرداد ماه ۱۳۹۱

مقاله پژوهشی
تاریخ دریافت: ۹۰/۸/۲۹ تاریخ پذیرش: ۹۰/۱۱/۲۷

بررسی عملکرد افراد آسیب نخاعی در راه رفتن با ارتز جدید
MTK-Reciprocal Gait Orthosis

امیر اسرافیلیان[۱]، دکتر محمد تقی کریمی[۲]، پویا امیری[۱]، دکتر محمد جعفر صدیق[۳]

چکیده

مقدمه: آسیب نخاعی بر روی توانایی افراد در ایستادن و راه رفتن تأثیر بسزایی دارد. هر چند ارتزهای متعددی برای کمک به حل این مشکل بیماران طراحی شده است، اما بیماران مشکلات متعددی را در رابطه با میزان انرژی مصرفی در راه رفتن و فشار وارده بر اندام فوقانی اعلام می‌دارند. از این رو به منظور مرتفع ساختن این گونه مشکلات، ارتز جدیدی تحت عنوان MTK-RGO (Mohammad taghi karimi reciprocal gait orthosis) طراحی شده است که هدف این تحقیق، ارزیابی عملکرد آن بود.

روش‌ها: ۴ فرد آسیب نخاعی با سطح آسیب T12 و ۴ فرد سالم برای انجام این تحقیق انتخاب شدند. پارامترهای راه رفتن این افراد با استفاده از دستگاه آنالیز الگوی حرکتی مجهز به صفحه‌ی نیرو (Force plate) اندازه‌گیری شد. میزان انرژی مصرف شده با ارتز KAFO و ارتز جدید MTK-RGO توسط سیستم ثبت ضربان قلب اندازه‌گیری شد و تفاوت‌های عملکرد افراد آسیب نخاعی با هر دو ارتز و همچنین در مقایسه با افراد سالم با استفاده از آزمون Paired-t تعیین گردید.

یافته‌ها: عملکرد بیماران در استفاده از ارتز جدید نسبت به ارتزهای موجود در معیارهای انرژی مصرفی، نیروهای وارد بر اندام فوقانی و همچنین الگوی حرکتی بهبود یافته بود. با این وجود فاصله‌ی قابل توجهی بین عملکرد افراد معلول و افراد سالم در حالت استفاده از ارتز جدید مشاهده شد.

نتیجه‌گیری: استحکام و صلبیت ارتز MTK-RGO عملکرد بیماران را در طول راه رفتن بهبود می‌بخشد. علاوه بر این قابلیت تنظیم مفاصل از دیگر مزایای آن نسبت به سایر ارتزهای موجود می‌باشد. نتایج این تحقیق می‌تواند در اکثر کلینیک‌های مرتبط با امور توانبخشی معلولان آسیب نخاعی مورد استفاده قرار گیرد. ارتز جدید برای گروه عمده‌ای از افراد با آسیب نخاعی قابل استفاده می‌باشد.

واژگان کلیدی: RGO، راه رفتن، مصرف انرژی، آسیب نخاعی، الگوی حرکتی

مقدمه

آسیب نخاعی عبارت است از صدمه‌ی وارد شده به نخاع که منجر به از دست رفتن حرکت و احساس در سطوح پایین‌تر از ناحیه‌ی آسیب دیده می‌گردد. مقدار این اختلال بر اساس میزان عملکرد فرد و همچنین احساس از دست رفته و ناتوانی در راه رفتن و ایستادن مشخص می‌گردد (۳-۱).

آمار افراد مبتلا به آسیب نخاعی در کشورها متفاوت است. به عنوان مثال در کشور فرانسه تعداد افرادی که در هر سال دچار آسیب نخاعی می‌شوند ۱۲/۷ و در آمریکا ۵۹ نفر در میلیون می‌باشد (۵-۴).

در نتیجه‌ی معلولیت، این افراد از صندلی‌های چرخ‌دار (Wheelchair) به منظور حرکت و جابجایی استفاده می‌کنند. تحقیقات صورت گرفته نشانگر این واقعیت است که انرژی مصرفی افراد و همچنین سرعت حرکت آن‌ها در استفاده از صندلی‌های چرخ‌دار همانند افراد عادی می‌باشد (۷-۶).

هر چند استفاده از صندلی‌های چرخ‌دار حرکت را

[۱] کارشناس ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران
[۲] دکترای ارتز و پروتز، مرکز تحقیقات ماسکلواسکلتال، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
[۳] دکتری، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران
نویسنده‌ی مسؤول: امیر اسرافیلیان
Email: esrafilian@gmail.com

www.mui.ac.ir

برای این افراد به نحو مناسبی امکان پذیر می‌سازد، اما همواره عوارضی برای فرد به همراه خواهد داشت. به دلیل ویژگی‌های ساختاری و نشستن‌های طولانی مدت، عوارضی از قبیل زخم بستر، پوکی استخوان، تغییر شکل مفاصل، عفونت‌های مجاری ادرار و... گریبان‌گیر این افراد خواهد شد (۸).

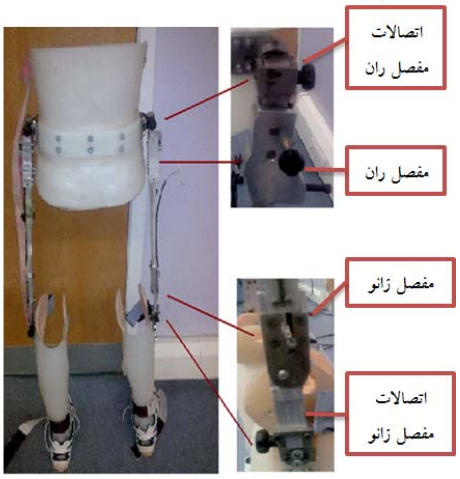
از این رو افراد معلول تحت تمرینات توان‌بخشی متعددی جهت ایستادن و راه رفتن قرار می‌گیرند. همان گونه که انتظار می‌رود پیاده‌روی از بهترین تمرینات و ورزش‌های ممکن جهت حفظ سلامتی جسمی و روانی این افراد می‌باشد. در همین راستا و به منظور توانمندسازی این افراد به ایستادن و راه رفتن ارتزهای متعددی طراحی و ساخته شده‌اند.

از جمله مشکلات مطرح شده توسط افراد استفاده کننده از این ارتزها کاهش سرعت راه رفتن، مصرف انرژی بالای آن‌ها، اعمال نیروی زیاد به اندام بالا تنه‌ی فرد و دشواری پوشیدن و درآوردن ارتز می‌باشند. (۲۰-۹، ۷). همچنین طراحی ضعیف ارتزها و عدم حفظ الگوی حرکتی مناسب از دیگر ضعف‌های این ارتزها می‌باشد (۲۰).

جهت بهبود ارتزهای موجود نوع جدیدی از RGO (Reciprocal gait orthosis) تحت عنوان MTK-RGO (Mohammad taghi karimi reciprocal gait orthosis) طراحی و ساخته شد. از مهم‌ترین ویژگی‌های این ارتز، مفاصل آن است که قابلیت تنظیم‌پذیری در زاویه‌ی دلخواه را دارا می‌باشند (۲۱). اجزای اصلی این ارتز (شکل ۱) عبارت هستند از: ۱- قسمت AFO که از پلی‌پروپیلن ساخته شده است و توسط مفصل تنظیم‌پذیر زانو مونتاژ می‌شود. ۲- میله‌های کناری که به وسیله‌ی مفصل ران مونتاژ می‌شوند. ۳- قسمت بالا تنه‌ی ارتز که از پلی‌پروپیلن و یک تیر آلومینیومی تشکیل شده است که به مفصل ران متصل می‌شود. ۴- در مفاصل ران و زانو مکانیزم‌هایی به منظور تغییر تنظیمات اجزای ارتز در هر سه صفحه‌ی عرضی، طولی و عمودی تعبیه شده‌اند.

شکل ۱. اجزای ارتز MTK-RGO

همچنین اجزای ارتز ارائه شده قابل دمونتاژ شدن می‌باشند تا بیمار بتواند در حالت نشسته اجزا را به صورت مجزا بپوشد و در نهایت ارتز را مونتاژ نماید (شکل ۲).



شکل ۲. ارتز MTK-RGO در حالت مونتاژ شده

www.mui.ac.ir

پیش از این عملکرد ارتز MTK-RGO بر روی افراد سالم مورد آزمایش قرار گرفت و نتایج آن با ارتز HGO (Hip guidance orthosis) مقایسه گردید تا بتوان عملکرد آن را ارزیابی نمود. تست‌های انجام شده توسط افراد سالم می‌تواند حالت ایده‌آلی جهت دستیابی افراد دچار آسیب نخاعی باشد. علاوه بر پارامترهای الگوی حرکت، نیروهای وارد بر بدن شخص و همچنین ارتز در حالت راه رفتن افراد سالم با آن اندازه‌گیری شد (۲۳-۲۲).

نتایج مطالعات مقدماتی بر روی افراد سالم نشانگر این بود که ارتز جدید در میزان انرژی مصرفی فرد در حین راه رفتن، تعادل در حالت ایستادن و همچنین نیروی وارده بر اندام فوقانی شخص عملکرد بهتری نسبت به ارتز HGO دارد (۲۴).

با توجه به این که تمامی تحقیقات انجام شده بر روی ارتز MTK-RGO با استفاده از افراد سالم صورت گرفته است، در تحقیق جاری هدف اندازه‌گیری پارامترهای حرکتی و همچنین مصرف انرژی افراد قطع نخاع شده در استفاده از ارتز جدید بود. علاوه بر این، در این تحقیق سعی شد تا تفاوت میان طراحی ارتزهای قدیمی و مرسوم با ارتز جدید بررسی گردد.

روش‌ها

تعداد ۴ نفر از افراد آسیب نخاعی با سطح آسیب T12 برای انجام این تحقیق انتخاب شدند. بر اساس پرونده‌های پزشکی، این افراد هیچ گونه ممنوعیتی برای ایستادن و راه رفتن نداشتند. جدول ۱ مشخصات افراد شرکت کننده در این تحقیق را نشان می‌دهد. همچنین یک گروه شاهد از بین افراد سالم که متناسب با افراد معلول بودند در این تحقیق شرکت کردند. میانگین سن، وزن و قد شرکت کنندگان به ترتیب برابر مقادیر ۴ ± ۲۷ سال، ۱۰/۵ ± ۷۶/۵ کیلوگرم و ۰/۱ ± ۱/۷۸ متر بود.

جدول ۱. مشخصات افراد شرکت کننده در تحقیق

بیمار	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (متر)	نوع آسیب	زمان آسیب (سال)
۱	۲۷	۸۷	۱/۸۸	کامل	۴/۵
۲	۳۳	۷۰	۱/۷۵	ناکامل	۱۹
۳	۳۰	۷۱	۱/۷۶	ناکامل	۵
۴	۲۷	۷۸	۱/۷۳	ناکامل	۱۲

برخی پارامترهای حرکت از قبیل بازه‌ی حرکتی مفصل ران و محدوده‌ی حرکتی لگن در هر ۳ صفحه، نیروی وارده بر پاهای شخص و پارامترهای زمانی-مکانی در این تحقیق مورد استفاده قرار گرفتند. همچنین میزان مصرف انرژی شخص با استفاده از ضریب تست مصرف انرژی (Physiological cost index یا PCI) اندازه‌گیری شد.

افراد سالم و همچنین افراد معلول جهت پوشیدن و در آوردن ارتز جدید RGO و همچنین ایستادن و راه رفتن با آن برای ۲ تا ۴ جلسه (هر جلسه به مدت یک ساعت) آموزش داده شدند و تست ارتز KAFO فقط با استفاده از افراد آسیب نخاعی و ارتزهای شخصی‌شان که روزانه استفاده می‌کردند، انجام گرفت. اندازه‌گیری‌های سینماتیکی و سینتیکی حرکت افراد در آزمایشگاه توسط سیستم ثبت حرکت مجهز به ۷ دوربین از نوع Qualysis و یک صفحه‌ی نیرو از نوع Kistler با فرکانس ۱۲۰ هرتز انجام شد. اطلاعات مورد نیاز توسط مدل اسکلتال حاصل از نرم‌افزار Visual 3D نسخه‌ی ۴.۷۵.۱۲ استخراج گردید. نرم‌افزار مذکور استخراج نیروها و ممان‌های اعمال

www.mui.ac.ir

شده به مفاصل مختلف را از اطلاعات حاصل از تست‌ها امکان‌پذیر می‌سازد.

نشانگرهای مورد استفاده در این تحقیق کره‌هایی با شعاع ۱۴ میلی‌متر بودند که با پوشش بازتاب کننده پوشانده شده بودند و توسط دوربین‌ها قابل شناسایی بودند. جای‌گذاری نشانگرها بر اساس پروتکل مورد استفاده در دانشکده‌ی مهندسی پزشکی دانشگاه استراسکلاید انگلستان انجام گرفت (شکل ۳).

شکل ۳. فرد قطع نخاع در حال تست حرکت با ارتز جدید

پس از اتصال نشانگرها از شخص خواسته شد تا با سرعت دلخواه خود در طول آزمایشگاه سنجش حرکت و در فضای دوربین‌ها و به صورت مستقل تنها با استفاده از واکر راه برود. تست مذکور برای هر شخص ۵ مرتبه انجام گرفت و میانگین آن‌ها استفاده شد. در هر تست نیروی وارد بر پاها نیز توسط صفحه‌ی نیرو جمع‌آوری شد.

جهت انجام تست مصرف انرژی، ضربان قلب شخص در حالت استراحت (۵ دقیقه در حالت نشسته و قبل از انجام تست) و همچنین در طول راه رفتن (به مدت ۱۰ دقیقه و در مسیری بسته به شکل 8 لاتین) با استفاده از سیستم Polar electro ثبت گردید. میزان انرژی مصرف شده‌ی شخص در حین راه رفتن بر اساس ضریب PCI مطابق رابطه‌ی زیر محاسبه شد (۲۵).

$$PCI = \frac{HR_W - HR_R}{\text{سرعت راه رفتن بر حسب متر در دقیقه}} \quad (۱)$$

HR_W و HR_R به ترتیب تعداد ضربان قلب در حین راه رفتن و در حین استراحت در هر دقیقه می‌باشد. معتبر بودن پارامتر فوق در تحقیقات متعددی ارزیابی شده است (۳۲-۲۶).

پراکندگی نرمال همه‌ی پارامترهای ذکر شده توسط آزمون Shapiro-Wilk تعیین گردید. با توجه به این که پارامترها پراکندگی نرمال داشتند، جهت مشخص کردن اختلاف بین مقادیر میانگین، از آزمون‌های آماری پارامتریک استفاده شد.

آزمون Paired-t با نقطه‌ی تمایز برابر با ۰/۰۵ جهت تجزیه و تحلیل اختلاف بین پارامترهای حرکتی افراد معلول با دو ارتز MTK-RGO و KAFO استفاده گردید. همچنین تفاوت عملکرد افراد معلول و سالم به وسیله‌ی آزمون Student-t بررسی شد.

یافته‌ها

نتایج میزان انرژی مصرفی افراد سالم و معلول در جدول ۲ نشان داده شده است.

همان گونه که مشاهده می‌شود تفاوت قابل ملاحظه‌ای بین سرعت راه رفتن افراد دچار آسیب نخاعی در راه رفتن با هر دو ارتز وجود نداشت ($P > ۰/۰۵$). این در حالی بود که تفاوت قابل ذکری در میزان انرژی مصرفی افراد بر اساس PCI وجود داشت. PCI در افراد سالم در حدود یک سوم افراد آسیب نخاعی در حالت راه رفتن با ارتز MTK-RGO

www.mui.ac.ir

جدول ۲. نتایج حاصل از تست انرژی بر روی افراد سالم و آسیب نخاعی در استفاده از ارتزهای MTK-RGO و KAFO

	KAFO	MTK-RGO	فرد سالم	مقدار P*	مقدار P**
سرعت راه رفتن (متر در دقیقه)	۸/۸۲ ± ۱/۴۴	۱۱/۱۶ ± ۳/۷	۲۰/۶۶ ± ۵/۷	۰/۱۹	۰/۰۵
اختلاف ضربان استراحت و راه رفتن	۲۶/۶ ± ۷/۸	۲۵/۹ ± ۱۲/۲۶	۳۷/۲ ± ۲/۸۵	۰/۴۳	۰/۲
PCI	۲/۹۸ ± ۰/۳۹	۲/۲۶ ± ۰/۴۸	۰/۶۱ ± ۰/۲۲	۰/۰۲۵	< ۰/۰۴۹

MTK-RGO: Mohammad taghi karimi reciprocal gait orthosi

*: مقایسه‌ی MTK-RGO و KAFO

**: مقایسه‌ی MTK-RGO و افراد سالم

بود و میانگین مقدار این اندیس در ارتزهای MTK-RGO و KAFO به ترتیب ۰/۳۹۵ ± ۲/۹۸ و ۰/۴۸ ± ۲/۲۶ بود.

تفاوت آماری معنی‌داری در تعداد گام فرد در هر دقیقه بین افراد آسیب نخاعی و سالم در راه رفتن با هر دو نوع ارتز مشاهده نشد (به ترتیب برابر ۴۵/۵ و ۵۷/۷ قدم در هر دقیقه)، هر چند سرعت راه رفتن افراد آسیب نخاعی نزدیک به نصف سرعت افراد سالم بود (P < ۰/۰۰۰۴). طول قدم‌ها در افراد معلول با ارتزهای KAFO و MTK-RGO به ترتیب برابر ۶۹/۹۵ و ۶۳/۵ سانتی‌متر بود. همچنین در مقایسه‌ی نیروی عمودی وارد بر پاهای فرد، تفاوت قابل ملاحظه‌ای در افراد سالم و آسیب نخاعی مشاهده نشد (P > ۰/۰۵) (جدول ۳).

بازه‌ی حرکتی خلفی- قدامی مفصل ران در افراد آسیب نخاعی و افراد سالم در محدوده‌ی نزدیک به هم به دست آمد (به ترتیب ۴/۵ ± ۳۱/۶۶ و ۸/۵ ± ۳۴/۶).

این در حالی بود که بازه‌ی حرکتی ابداکشن ران به میزان قابل توجهی در افراد آسیب نخاعی در راه رفتن با ارتز MTK-RGO کاهش یافت. محدوده‌ی دوران خارجی و داخلی مفصل ران برای افراد آسیب نخاعی با ارتزهای KAFO وMTK-RGO و همچنین افراد سالم به ترتیب برابر ۲/۸ ± ۳۲/۶، ۶ ± ۱۴/۵ و ۴/۶ ± ۱۲/۵ به دست آمد.

با وجود این که محدوده‌ی حرکتی خلفی- قدامی لگن به میزان قابل توجهی در افراد آسیب نخاعی در استفاده از دو ارتز وجود داشت، اما تفاوت قابل ملاحظه‌ای بین افراد آسیب نخاعی و سالم مشاهده نشد (P = ۰/۶). بازه‌ی حرکتی مفصل ران و همچنین لگن در افراد آسیب نخاعی و سالم در جدول ۴ نشان داده شده است.

همچنین نمودارهای بازه‌ی حرکتی ران و لگن افراد آسیب نخاعی و افراد سالم در شکل‌های ۱ و ۲ نمایش داده شده‌اند. نیروی وارد شده به پای فرد نیز در شکل ۳ نشان داده شده است.

جدول ۳. پارامترهای حرکت افراد سالم و دچار آسیب نخاعی در راه رفتن با ارتزهای MTK-RGO و KAFO

	KAFO	MTK-RGO	فرد سالم	مقدار P*	مقدار P**
سرعت راه رفتن (متر در دقیقه)	۱۸/۳ ± ۲/۹	۱۸/۹۵ ± ۲/۱	۳۹/۳ ± ۱/۲	۰/۴۳۲	< ۰/۰۰۰۴
طول قدم (سانتی‌متر)	۶۹/۹۵ ± ۱۵/۴	۶۳/۵ ± ۲۲	۱۲۱ ± ۰/۰۰۶	۰/۲۲۳	< ۰/۰۱۹
تعداد گام در دقیقه	۴۵/۵ ± ۷/۹	۴۳/۲ ± ۸	۵۷/۷۴ ± ۴/۹	۰/۳	۰/۱
درصد فاز ایستایی	۷۸/۰۴ ± ۶/۵۵	۷۷/۱۲ ± ۲/۷	۵۷/۲ ± ۲/۵	۰/۴۲۱	< ۰/۰۰۳۸
نیروی اعمال شده به پاها (N/BW)	۰/۷۸ ± ۰/۰۵۵	۰/۸۵۳ ± ۰/۱۲	۰/۹۹ ± ۰/۰۰۸۵	۰/۰۴۵	۰/۲۵

MTK-RGO: Mohammad taghi karimi reciprocal gait orthosis

*: مقایسه‌ی MTK-RGO و KAFO

**: مقایسه‌ی MTK-RGO و افراد سالم

www.mui.ac.ir

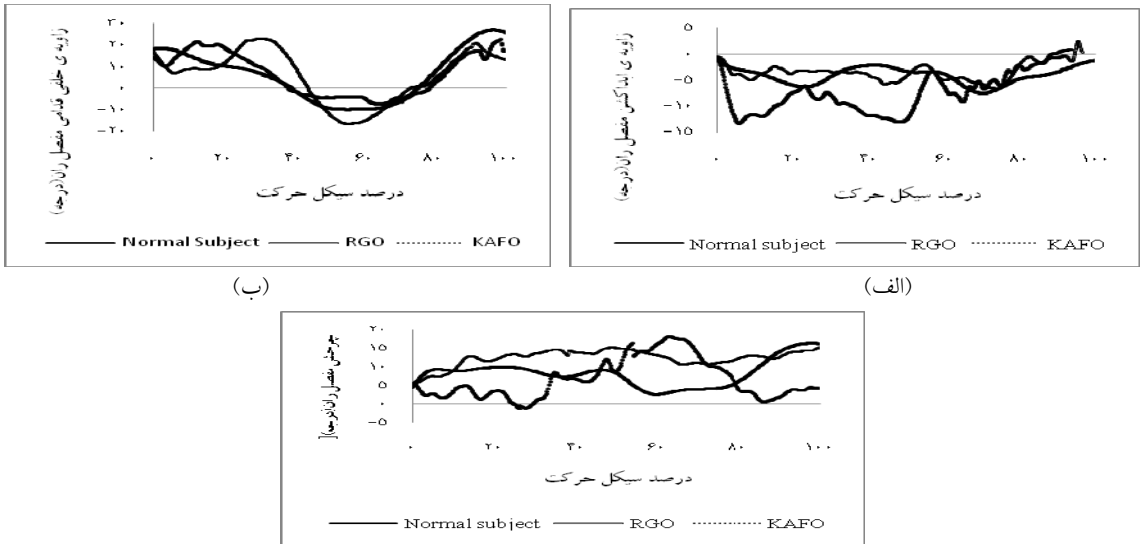
جدول ۴. نتایج سینماتیک راه رفتن افراد سالم و آسیب نخاعی با استفاده از ارتزهای **KAFO** و **MTK-RGO**

		KAFO	MTK-RGO	فرد سالم	مقدار P*	مقدار P**
مفصل ران	flx-ext	۳۴/۶ ± ۷/۵۶	۳۴/۶ ± ۸/۵	۳۱/۶۶ ± ۴/۵	۰/۵	۰/۳
	abd-add	۲۵/۸۹ ± ۸/۶	۱۲/۵ ± ۹/۲	۶/۵ ± ۲/۲	۰/۰۵	۰/۲
	rot	۳۲/۶ ± ۲/۸	۱۴/۵ ± ۶	۱۲/۵ ± ۴/۶	< ۰/۰۰۵	۰/۶
لگن	felx-ext	۲۱/۶ ± ۷/۴	۱۰/۱ ± ۲/۸۲	۹/۵۶ ± ۳/۷	< ۰/۰۳۵	۰/۶
	abd-add	۲۱/۹ ± ۹/۵	۲۰ ± ۲/۷۴	۹/۵۵ ± ۱/۵۵	۰/۱۷۲	< ۰/۰۳
	rot	۳۰ ± ۱۶/۶	۱۵/۸ ± ۵/۷	۱۴/۸۵ ± ۶/۴	۰/۱۰۲	۰/۴

مقادیر زوایا بر حسب درجه می‌باشند　　Flx-ext: خلفی قدامی　　abd-add: ابداکشن – اداکشن

Rot: چرخش　　*: مقایسه‌ی MTK-RGO و KAFO　　**: مقایسه‌ی MTK-RGO و افراد سالم

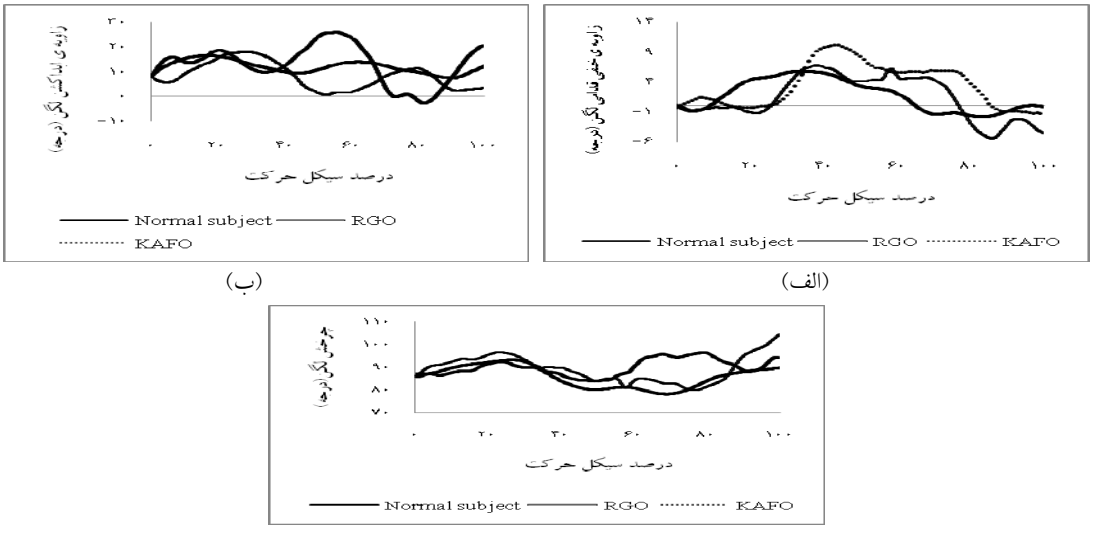
MTK-RGO: Mohammad taghi karimi reciprocal gait orthosis



(ب)　　(الف)

(ج)

شکل ۱. حرکت مفصل ران در فرد سالم و فرد آسیب نخاعی در حرکت با ارتز KAFO و MTK-RGO الف) خلفی قدامی،ب) ابداکشن – اداکشن، ج) دوران

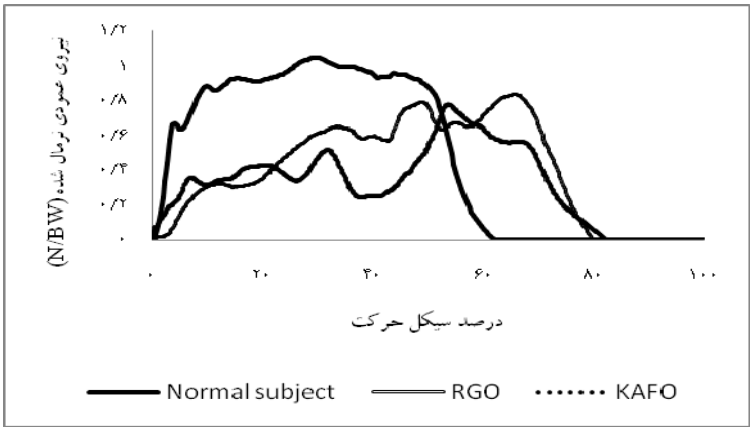


(ب)　　(الف)

(ج)

شکل ۲. حرکت لگن در فرد سالم و فرد آسیب نخاعی در حرکت با ارتز KAFO و MTK-RGO الف) خلفی قدامی، ب) ابداکشن – اداکشن، ج) دوران

www.mui.ac.ir



شکل ۳. نیروی عمودی وارد به پا در فرد سالم و فرد آسیب نخاعی در حرکت با ارتز KAFO و MTK-RGO

بحث

با وجود ارائه‌ی انواع مختلفی از ارتزها برای افراد آسیب نخاعی جهت بهبود عملکرد آن‌ها در راه رفتن و ایستادن هنوز فاصله‌ی زیادی بین عملکرد این گونه افراد با افراد سالم وجود دارد (۳۵-۳۳). از قابل توجه‌ترین مسایل موجود میزان مصرف انرژی افراد در حین راه رفتن و استفاده‌ی مستقل آن‌ها از ارتز می‌باشد (۳۶، ۲۱، ۱۹-۱۸، ۱۴، ۱۲، ۱۰-۸). در راستای حل این مشکلات ارتز جدیدی تحت عنوان MTK-RGO طراحی و ساخته شد که نتایج حاصل از تست‌های صورت گرفته نشانگر عملکرد بهتر این ارتز نسبت به موارد متداول موجود بود (۲۱).

نتایج حاصل از این تحقیق نشان داد که افراد آسیب نخاعی که از ارتز جدید جهت راه رفتن استفاده نمودند نسبت به ارتز KAFO عملکرد بهتری داشتند. مهم‌ترین دلیل را می‌توان استحکام و صلبیت ساختار ارتز برشمرد که به استفاده‌کننده امکان استفاده‌ی مؤثر از نیروی وارد به عصا را می‌دهد (۳۸-۳۷). دلیل دیگر این مسأله تنظیم مفصل ران در ابداکشن با زاویه‌ی ۳ درجه بود. بر اساس مطالعات Ijzerma و همکاران (۳۷) و Rose (۳۸) تنظیم ارتز در زاویه‌ی ۳ درجه باعث بهبود عملکرد ارتز می‌شود و همچنین نیروی وارد به دست‌ها را کاهش می‌دهد.

انديس PCI در ارتزهای مختلف طی تحقیقات صورت گرفته بین مقادیر ۱۱/۳۵ و ۳/۶ گزارش شده است که در جدول ۵ قابل مشاهده می‌باشند.

جدول ۵. اندیس PCI گزارش شده برای ارتزهای مختلف

تحقیق صورت گرفته	نوع ارتز	PCI
کریمی و همکاران (۲۱) و Rose و Gamble (۳۴)	افراد سالم	۰/۲-۰/۳۱۱
IJzerman و همکاران (۳۹)	ARGO	۵/۴
IJzerman و همکاران (۳۹)	NRGO	۵/۸
Middleton و همکاران (۱۱)	Walk about	۱۱/۵
Middleton و همکاران (۱۱)	MMLO	۱۱/۵
Yano و همکاران (۲۴)	HGO	۳/۶
تحقیق جاری	SCI with MTK-RGO	۲/۲۶
تحقیق جاری	Normal subject with MTK RGO	۰/۶۱۴

PCI: Physiological cost index
ARGO: Advanced reciprocal gait orthosis
NRGO: Advanced reciprocal gait orthosis without cables
MMLO: Moorong medial linkage orthosis
MTK-RGO: Mohammad taghi karimi reciprocal gait orthosis

همان گونه که مشاهده می‌شود عملکرد ارتز MTK-RGO بر حسب معیار PCI به میزان قابل توجهی بهتر از سایر ارتزهای موجود می‌باشد که می‌توان نتیجه گرفت، افراد آسیب نخاعی با ارتز جدید

www.mui.ac.ir

قادر خواهند بود که با صرف انرژی کمتری به راه رفتن بپردازند. در مقابل، PCI راه رفتن افراد سالم بین ۰/۲ تا ۰/۳ بود که نسبت به راه رفتن با ارتز (مقدار ۰/۶۱۴) کمتر بود و در واقع بیانگر این موضوع بود که حرکاتی هم چون حرکت لگن نیز در طول راه رفتن بر عملکرد کلی مؤثر می‌باشد.

میزان انرژی مصرفی در افراد آسیب نخاعی در حدود ۳ برابر افراد سالم در راه رفتن با ارتز بود که تأییدی بر اختلاف عملکرد بین افراد سالم و فرد آسیب نخاعی بود و می‌تواند با طراحی ارتز جدیدی که حرکت مفصل ران را در صفحات دیگر کنترل نماید بهبود یابد.

حرکت مفصل ران و لگن دو پارامتر دیگری بودند که در این تحقیق مورد بررسی قرار گرفتند. با وجود این تصور که قسمت بالا تنه‌ی ارتز MTK-RGO محدوده‌ی حرکتی مفصل ران را در صفحه‌ی طولی کاهش می‌دهد، اما تفاوتی بین دو ارتز در ارتباط با این حرکت مشاهده نشد؛ ولی ابداکشن در مفصل ران به میزان قابل ملاحظه‌ای در ارتز جدید کاهش یافت که نشان دهنده‌ی تأثیر بالا تنه‌ی ارتز جدید در استحکام مفصل ران می‌باشد (۴۳-۴۰). لازم به ذکر است که استحکام ارتز را می‌توان با آنالیز زاویه‌ی ابداکشن مفصل ران در حین حرکت سنجید (۲۳). محدوده‌ی حرکتی ابداکشن مفصل ران در ارتز جدید کمتر از ارتز KAFO می‌باشد که بر اساس این معیار، استحکام ارتز جدید به مراتب بیشتر از ارتز KAFO بود (۱۰). همچنین به همین دلیل، سبک راه رفتن در ارتز جدید از نقطه نظر زیبایی حرکت، بهتر خواهد بود.

محدوده‌ی حرکتی مفصل ران در ارتزهای رایج مورد استفاده HGO، RGO، LSU و ARGO به ترتیب در بازه‌های ۴۵-۳۷، ۱۶-۱۰، ۲۵-۲۰ درجه در صفحات طولی، عرضی و عمودی گزارش شده‌اند (۱۰). همچنین محدوده‌ی حرکتی لگن به ترتیب بین ۱۷-۱۱، ۱۷-۱۲ و ۳۳-۲۳ درجه ذکر شده‌اند. همان گونه که مشاهده می‌شود حرکات مفصل ران و لگن در افراد آسیب نخاعی در مقایسه‌ی راه رفتن با ارتز جدید و سایر ارتزها، نزدیک به افراد سالم بود (شکل‌های ۱ و ۲). توانایی تنظیم کلیه‌ی اجزای ارتز جدید مهم‌ترین دلیل برای عملکرد بهتر ارتز در این زمینه می‌باشد (۲۱).

همان گونه که در جدول ۳ مشاهده می‌شود، با وجود این که سرعت راه رفتن، طول قدم و تعداد قدم‌های فرد در هر دقیقه در افراد معلول در استفاده از ارتز KAFO بیشتر از ارتز جدید بود، تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد، اما در نیروی عمودی وارد شده بر پاهای فرد تفاوت معنی‌داری در ارتز جدید نسبت به ارتز KAFO وجود داشت. این تغییر نشانگر این است که نیروی وارده به اندام فوقانی بدن شخص در ارتز جدید کمتر بود و باعث کاهش مشکلات مرتبط با مچ دست و شانه‌های فرد که در اثر راه رفتن با ارتز متوجه افراد می‌شود، خواهد شد (۴۵-۴۴). علاوه بر این، تأثیر راه رفتن با ارتز جدید بر کاهش پوکی استخوان نسبت به ارتز KAFO بیشتر خواهد بود.

سرعت راه رفتن افراد سالم با ارتز جدید در مقایسه با افراد معلول ۲ برابر بود. علت عمده‌ی عملکرد بهتر افراد سالم طول قدم‌های آن‌ها بود. تفاوت معنی‌داری بین نیروی عمودی وارده به اندام افراد آسیب نخاعی و افراد سالم در راه رفتن با ارتز جدید وجود نداشت. در حقیقت این قسمت از تحقیق، بهترین حالت ممکن در راه رفتن افراد آسیب نخاعی با ارتز MTK-RGO را نشان داد که در واقع همان عملکرد افراد سالم با ارتز جدید می‌باشد (۲۱).

www.mui.ac.ir

جدول ۶. پارامترهای راه رفتن افراد آسیب نخاعی در راه رفتن با ارتزهای مختلف

تحقیق صورت گرفته	تعداد افراد شرکت کننده	سطح آسیب	سرعت راه رفتن	طول قدم (متر)	تعداد قدم در دقیقه	نیروی اعمال شده به پاها	درصد فاز ایستایی	نوع ارتز
Yano و همکاران (۲۴)	۱	T7	۸	۰/۶۶	۲۴/۲	ذکر نشده	ذکر نشده	HGO
Baardman و همکاران (۴۶)	۱	T12	۱۲	۰/۸۴	۲۸/۸	ذکر نشده	ذکر نشده	ARGO
Greene و Granat (۴۷)	۲	T6	۷/۲-۸/۴	۰/۶۶-۰/۸۰	ذکر نشده	ذکر نشده	ذکر نشده	HGO
Jefferson و Whittle(۱۰)	۱	T5	۱۸-۱۸/۶	۰/۸۹-۱/۰۲	۳۵-۳۷	ذکر نشده	۶۷	ARGO-RGO-HGO
IJzerman و همکاران (۳۷)	۵	T4-T12	۱۴/۴	۰/۸۹	۳۲	ذکر نشده	ذکر نشده	ARGO
Thoumie و همکاران (۴۸)	۲۱	ذکر نشده	۱۲/۶	۰/۷۲	۳۴/۵	ذکر نشده	۷۶/۵	No data
Ferrarin و همکاران (۱۸)	۵	T1-T10	ذکر نشده	ذکر نشده	ذکر نشده	۰/۷۸-۱	ذکر نشده	HGO
تحقیق جاری	۳	T12	۱۸/۹۵	۶۳/۵	۴۳/۲	۰/۸۵۳	۷۷/۱۲	MTK-RGO

HGO: Hip guidance orthosis
ARGO: Advanced reciprocal gait orthosis
MTK-RGO: Mohammad taghi karimi reciprocal gait orthosis

با توجه به تحقیقات صورت گرفته (جدول ۶)، پارامترهای راه رفتن در ارتز جدید بهتر از سایر ارتزهای موجود بود.

از نتایج تحقیق می‌توان چنین استنباط کرد که عملکرد افراد با ارتز جدید نسبت به ارتزهای موجود بهتر بود و همچنین مزایای قابل توجهی نسبت به سایر ارتزها دارا بود. کلیه‌ی اجزای ارتز با توجه به نیاز شخص می‌توانند تغییر کنند و تنظیم شوند. همچنین اجزا به راحتی می‌توانند از یکدیگر جدا شوند.

تعداد کم افراد شرکت کننده، محدودیت زمان آموزش افراد و عدم بررسی پوشیدن و درآوردن ارتز در این تحقیق از محدودیت‌های موجود در این تحقیق بودند. بنابراین توصیه می‌گردد که تحقیق دیگری با تعداد افراد بیشتر با استفاده از ارتز MTK-RGO انجام پذیرد و همچنین پوشیدن و درآوردن ارتز نیز مورد بررسی قرار گیرد.

نتیجه‌گیری

نتایج این تحقیق نشان داد که عملکرد ارتز MTK-RGO نسبت به ارتزهای موجود بهتر بود. همچنین نیروی وارد بر پاها افزایش یافت که باعث بهبود تأثیر راه رفتن با ارتز جدید بر روی تراکم استخوان‌ها می‌شود.

جدایی‌پذیری اجزای ارتز MTK-RGO به استقلال افراد در پوشیدن و درآوردن آن کمک می‌کند و به شخص این امکان را می‌دهد تا ارتز را متناسب با نیاز خود تغییر دهد و تنظیم نماید.

تشکر و قدردانی

از کلیه‌ی بیماران شرکت کننده در این تحقیق و همچنین افرادی که در انجام این مهم یاری‌رسان بودند، کمال تشکر را داریم. مطالعه‌ی حاضر در شورای پژوهشی طرح‌های بالینی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان با شماره‌ی ۱۸۹۱۱۹ مصوب گردید.

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 2012; 39(2): 69-79.
2. Stolov WC, Clowers MR, Blair SR, Wood Ph. 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. p. 445.
3. Capaul M, Zollinger H, Satz N, Dietz V,

www.mui.ac.ir

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: management of paraplegia and tetraplegia. 1st ed. London: Butterworth-Heinemann; 1973. p. 185.
6. Cerny D, Waters R, Hislop H, Perry J. Walking and wheelchair energetics in persons with paraplegia. Phys Ther 1980; 60(9): 1133-9.
7. Waters RL, Lunsford BR. Energy cost of paraplegic locomotion. J Bone Joint Surg Am 1985; 67(8): 1245-50.
8. Douglas R, Larson PL, D'Ambrosia R, McCall RE. The LSU reciprocating gait orthosis. Orthopaedics 1983; 6: 834-9.
9. 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.
10. Jefferson RJ, Whittle MW. Performance of three walking orthoses for the paralysed: a case study using gait analysis. Prosthet Orthot Int 1990; 14(3): 103-10.
11. Middleton JW, Fisher W, Davis GM, Smith RM. A medial linkage orthosis to assist ambulation after spinal cord injury. Prosthet Orthot Int 1998; 22(3): 258-64.
12. Kawashima N, Sone Y, Nakazawa K, Akai M, Yano H. Energy expenditure during walking with weight-bearing control (WBC) orthosis in thoracic level of paraplegic patients. Spinal Cord 2003; 41(9): 506-10.
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. Hawran S, Biering-Sorensen F. The use of long leg calipers for paraplegic patients: a follow-up study of patients discharged 1973-82. Spinal Cord 1996; 34(11): 666-8.
15. Nene AV, Jennings SJ. Physiological cost index of paraplegic locomotion using the ORLAU ParaWalker. Paraplegia 1992; 30(4): 246-52.
16. Winchester PK, Carollo JJ, Parekh RN, Lutz LM, Aston JW, Jr. A comparison of paraplegic gait performance using two types of reciprocating gait orthoses. Prosthet Orthot Int 1993; 17(2): 101-6.
17. Yang L, Condie DN, Granat MH, Paul JP, Rowley DI. Effects of joint motion constraints on the gait of normal subjects and their implications on the further development of hybrid FES orthosis for paraplegic persons. J Biomech 1996; 29(2): 217-26.
18. Ferrarin M, Pedotti A, Boccardi S, Palmieri R. Biomechanical assessment of paraplegic locomotion with hip guidance orthosis (HGO). Clinical Rehabilitation 1993; 7(4): 303-8.
19. Hirokawa S, Solomonow M, Baratta R, D'Ambrosia R. Energy expenditure and fatiguability in paraplegic ambulation using reciprocating gait orthosis and electric stimulation. Disabil Rehabil 1996; 18(3): 115-22.
20. Whittle MW, Cochrane GM, Chase AP, Copping AV, Jefferson RJ, Staples DJ, et al. A comparative trial of two walking systems for paralysed people. Paraplegia 1991; 29(2): 97-102.
21. Karimi MT, Spence W, Sandy A, Solomonidis S. Can the performance of the paraplegic subjects be improved. J Orthop Tech 2010; 1: 5-8.
22. Karimi M. Evaluation the amount of force applied on the anatomy and orthosis while walking with a Reciprocal Gait Orthosis. Journal of Medical Device 2011; [In press].
23. Karimi M. Can walking with orthosis reduce bone mineral dencity? Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine 2011; [In press].
24. Yano H, Kaneko S, Nakazawa K, Yamamoto SI, Bettoh A. A new concept of dynamic orthosis for paraplegia: the weight bearing control (WBC) orthosis. Prosthet Orthot Int 1997; 21(3): 222-8.
25. MacGregor J. The objective measurement of physical performance with long term ambulatory physiological surveillance equipment (LAPSE). Proceedings of the 3rd International Symposium on Ambulatory Monitoring; 1979. London: Academic Press; 1980. p. 29-39.
26. Rose J, Gamble JG, Lee J, Lee R, Haskell WL. The energy expenditure index: a method to quantitate and compare walking energy expenditure for children and adolescents. J Pediatr Orthop 1991; 11(5): 571-8.
27. Bailey MJ, Ratcliff CM. Reliability of physiological cost index. Measurements in walking normal subjects using steady-state, non steady-state and post exercise heart rate recording. Physiotherapy 1995; 81: 618-23.
28. Butler P, Engelbrecht M, Major RE, Tait JH, Stallard J, Patrick JH. Physiological cost index of walking for normal children and its use as an indicator of physical handicap. Dev Med Child Neurol 1984; 26(5): 607-12.
29. Rose J, Gamble JG, Burgos A, Medeiros J, Haskell WL. Energy expenditure index of walking for normal children and for children with cerebral palsy. Dev Med Child Neurol 1990; 32(4): 333-40.
30. Stallard J, Rose GK, Tait JH, Davies JB. Assessment of orthoses by means of speed and heart rate. J Med Eng Technol 1978; 2(1): 22-4.
31. Hayes AM, Myers JN, Ho M, Lee MY, Perkash

I, Kiratli BJ. Heart rate as a predictor of energy expenditure in people with spinal cord injury. J Rehabil Res Dev 2005; 42(5): 617-24.
32. Karimi MT, Amiri P, Esrafilian A, Seddigh MJ. Comparing the effectiveness of MTK-RGO orthosis in helping spinal cord injured people to stand with the functions of other available orthoses. J Rehabil Sci 2012; 7(4): 477-87.
33. Rose J, Gamble JG. Human walking. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005. p. 234.
34. Rose J, Gamble JG. Human walking. 2nd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 1994. p. 263.
35. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. J Orthop Res 1990; 8(3): 383-92.
36. Banta JV, Bell KJ, Muik EA, Fezio J. Parawalker: energy cost of walking. Eur J Pediatr Surg 1991; 1(Suppl 1): 7-10.
37. IJzerman MJ, Baardman G, Holweg GGJ, Hermens HJ, Veltink PH, Boom HBK, et al. 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.
38. Rose GK. The principles and practice of hip guidance articulations. Prosthet Orthot Int 1979; 3(1): 37-43.
39. IJzerman MJ, Baardman G, Hermens HJ, Veltink PH, Boom HB, Zilvold G. The influence of the reciprocal cable linkage in the advanced reciprocating gait orthosis on paraplegic gait performance. Prosthet Orthot Int 1997; 21(1): 52-61.
40. 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.
41. Stallard J, Major RE, Butler PB. The orthotic ambulation performance of paraplegic myelomeningocele children using the ORLAU ParaWalker treatment system. Clinical Rehabilitation 1991; 5(2): 111-4.
42. 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.
43. 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.
44. 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.
45. Dalyan M, Cardenas DD, Gerard B. Upper extremity pain after spinal cord injury. Spinal Cord 1999; 37(3): 191-5.
46. Baardman G, IJzerman MJ, Ebbers THG, Hermens HJ, Veltink PH, Boom HBK, et al. Augmentation of knee flexion during the swing phase of orthotic gait in paraplegia by means of functional electrical stimulation. Saudi Journal of Disability and Rehabilitation 2002; 8(2): 73-81.
47. Greene PJ, Granat MH. A knee and ankle flexing hybrid orthosis for paraplegic ambulation. Med Eng Phys 2003; 25(7): 539-45.
48. Thoumie P, Le CG, Beillot J, Dassonville J, Chevalier T, Perrouin-Verbe B, et al. Restoration of functional gait in paraplegic patients with the RGO-II hybrid orthosis. A multicenter controlled study. II: Physiological evaluation. Paraplegia 1995; 33(11): 654-9.

www.mui.ac.ir

Journal of Isfahan Medical School Original Article

Vol 30, No 185, 3rd week, June 2012 Received: 20.11.2011 Accepted: 16.2.2012

Walking Performance of Subjects with Spinal Cord Injury Using the New MTK Reciprocal Gait Orthosis

Amir Esrafilian MSc[1], Mohammad Taghi Karimi PhD[2], Pouya Amiri MSc[1], Mohammad Jafar Sadigh PhD[1]

Abstract

Background: Spinal cord injury (SCI) influences the ability of the subjects to stand and walk. Various types of orthoses have been designed to solve the problems of these subjects during standing and walking. However, patients experience different problems in terms of high energy consumption during walking and forces applied on upper limb. A new reciprocal gait orthosis (RGO) was designed to solve the mentioned problems. Therefore, the aim of this study was to evaluate the performance of the new design of orthosis.

Methods: This study included 4 paraplegic patients with lesion levels T12 and 4 normal subjects as controls. Walking parameters of the subjects were assessed by a motion pattern analyzer equipped with a force plate. Consumed energy levels with a KAFO orthosis and the new MTK-RGO were evaluated using heart rate measurements. Paired t-test and two-sample t-test were used to compare performance while using the two orthoses and between normal and paralyzed individuals, respectively.

Findings: Our findings showed that compared to the available orthoses, MTK-RGO resulted in better performance in terms of energy consumption, force applied on upper limbs, and style of walking. However, there was a huge gap between the performance of paraplegic and normal subjects walking with the new orthosis.

Conclusion: The higher stiffness of the MTK-RGO improves the performance of subjects while walking. In addition, changing the alignment of the orthosis is another advantage of the new design.

Keywords: Reciprocal gait orthosis, Walking, Energy consumption, Spinal cord injury, Gait

[1] Department of Mechanical Engineering, School of Mechanical Engineering, Isfahan University of Technology, Isfahan, Iran
[2] Musculoskeletal Research Centre, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
Corresponding Author: Amir Esrafilian MSc, Email: esrafilian@gmail.com