ارزیابی مزایا و معایب کراچ و واکر: مروری بر مقالات

محمد تقی کریمی[1]، مصطفی کمالی اردکانی*

مقاله مروری

چکیده

مقدمه: تعداد افرادی که از وسایل کمکی برای ایستادن و راه رفتن استفاده می‌کنند در حال افزایش است. انواع مختلفی از واکر و کراچ برای بهبود عملکرد افراد طراحی شده است، ولی تجویز این وسایل بر طبق ملاک‌هایی است که به لحاظ کلینیکی آزمایش نشده است. به علاوه تفاوت بین کراچ و واکر واضح نیست، این‌که کدام نوع از واکر مناسب است و همچنین تفاوت بین طراحی‌های جدید و قدیمی واکر و کراچ موضوعی است که به آن پرداخته نشده است. بنابراین هدف از مقاله مروری حاضر پاسخ به سؤالات ذکر شده بود.

مواد و روش‌ها: یک جستجوی الکترونیک در پایگاه‌های اطلاعاتی PubMed، ISI web of science و Embase از سال ۱۹۶۰ تا ۲۰۱۲ انجام گردید. عنوان و خلاصه مقالات بر طبق معیارهای انتخاب ارزیابی شدند. کیفیت مقالات از طریق ابزار Black and Down مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته‌ها: حدود ۲۴ مقاله برای تحلیل نهایی انتخاب شد. کیفیت اکثر مطالعات پایین بود و بیشتر تحقیقات روی نمونه‌های طبیعی انجام شده بود. به علاوه، فقط بعضی پارامترها مثل نیروی اعمالی به پا در حین راه رفتن و مصرف انرژی ارزیابی گردیده است. شواهد در دسترس برای تشخیص عملکرد واکر و کراچ کافی نیست.

نتیجه‌گیری: بر طبق مطالعات تحقیقی انجام شده، تفاوت بین انواع مختلف واکر و کراچ و مزایای واکر نسبت به کراچ واضح نیست. تأثیر طول کراچ و واکر بر کارایی نمونه‌ها بحث‌برانگیز است. به علاوه تعداد نمونه‌های اندک مطالعات، نتیجه‌گیری محکم را تحت تأثیر قرار داده است. بنابراین انجام مطالعات بزرگ‌تر برای تست و ارزیابی انواع مختلف کراچ و واکر روی افراد معلول توصیه می‌شود.

کلید واژه‌ها: کراچ، واکر، ضایعات نخاعی، فلج مغزی، پاراپلژی

ارجاع: کریمی محمد تقی، کمالی اردکانی مصطفی. **ارزیابی مزایا و معایب کراچ و واکر: مروری بر مقالات.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۱؛ ۸ (۸): ۱۳۵۱-۱۳۴۲.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۱۲/۱۳ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۱/۱۲/۱۶

مقدمه

کارایی افراد را می‌توان از طریق تحلیل حرکت، آنالیز پایداری و ارزیابی میزان مصرف اکسیژن مورد بررسی قرار داد (۵-۱). عملکرد افراد در حین راه رفتن توسط بیماری‌هایی مانند فلج مغزی، آسیب طناب نخاعی، میلومننگوسل (Myelomeningocele)، سکته، استئوآرتریت و پارکینسون تحت تأثیر قرار می‌گیرد. اکثر بیماران با بیماری‌های ذکر شده از انواع مختلفی از وسایل کمکی جهت ایستادن و راه رفتن استفاده می‌کنند (۶). دلیل اصلی استفاده از وسایل کمکی شامل بهبود تعادل ایستگاهی، افزایش توانایی ایستادن و کاهش انرژی مصرفی در حین راه رفتن می‌باشد (۸-۶، ۱). انواع مختلفی از وسایل کمکی مثل عصا، کراچ (کراچ

* دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه ارتز و پروتز، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران (نویسنده مسؤول)
Email: mostafa_kamali@rehab.mui.ac.ir
۱- استادیار، عضو هیأت علمی، گروه ارتز و پروتز، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

آگزیلاری و بازویی) و واکر (قدامی و خلفی) طراحی شده‌اند. نوآوری‌هایی در طراحی واکر و کراچ به منظور افزایش کارایی و تأثیرگذاری وسیله در هنگام ایستادن و راه رفتن وجود دارد (۱۰، ۹). حدود ۹/۱ میلیون نفر از مردم آمریکا از وسایل کمکی برای بهبود تعادل حین حرکت استفاده می‌کنند که بیشتر از ۱/۵ میلیون نفر از آن‌ها از واکر برای حرکت استفاده می‌کنند (۱۱). اگر چه ممکن است بعضی دستورالعمل‌های کلینیکی راجع به انتخاب وسیله کمکی وجود داشته باشد، ولی شواهد محکمی برای اثبات تأثیر هر وسیله کمکی روی عملکرد گیت و تعادل ایستگاهی وجود ندارد. این بدین معنی است که اسناد کافی در منابع برای نشان دادن مزایای طراحی‌های مختلف کراچ و واکر و همچنین مزایای استفاده از کراچ نسبت به واکر وجود ندارد. به علاوه واضح نیست که کدام سبک راه رفتن با کراچ و واکر برای بیمار مناسب است. بنابراین هدف از این مقاله، مروری پاسخگویی به سؤالات ذکر شده بود.

اگر چه دستورالعمل‌های نظری راجع به تجویز وسیله کمکی بر طبق نوع و شدت پاتولوژی وجود دارد (۱۲، ۷، ۶، ۱)، اما سؤالاتی راجع به این موضوع وجود دارد که نیاز به پاسخگویی دارد شامل:

۱- تفاوت اصلی بین کراچ و واکر چیست؟

۲- آیا هیچ معیار عملی برای انتخاب وسیله کمکی مناسب بر طبق توانایی بیمار وجود دارد؟

۳- آیا تفاوتی بین انواع مختلف کراچ و واکر مورد استفاده برای افراد معلول وجود دارد؟

۴- آیا طول کراچ و واکر مهم است؟

مواد و روش‌ها

یک جستجوی الکترونیک گسترده در پایگاه‌های اطلاعاتی PubMed، ISI web of science و Embase از سال ۱۹۶۰ تا ۲۰۱۲ انجام گرفت. کلید واژه‌های Crutch، Walker، Spinal cord injury، Cerebral palsy و Paraplegia برای جستجو انتخاب گردید. مؤلفان عنوان و خلاصه هر مقاله را ارزیابی کردند. اولین معیار انتخاب این بود که عنوان/ خلاصه مقاله پاسخگوی سؤالات مد نظر ما باشد. ملاک‌های بعدی که برای انتخاب نهایی مقالات انتخاب شدند شامل:

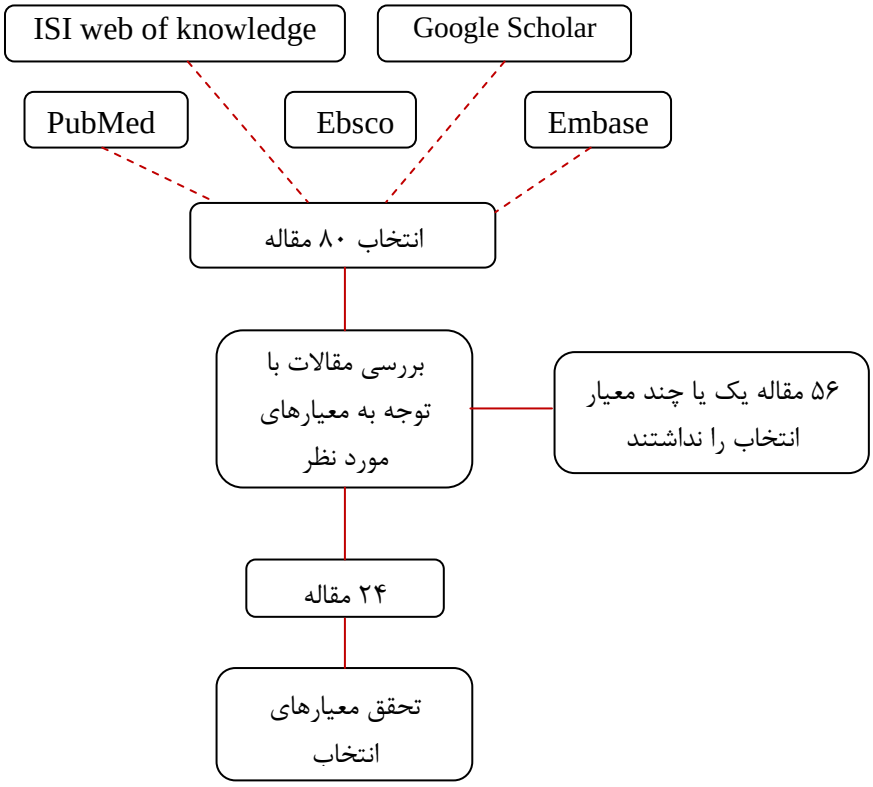
۱- مطالعات توصیفی منتشر شده به زبان انگلیسی

۲- مطالعات مرتبط با کراچ (بازویی و آگزیلاری) و واکر

به منظور دستیابی به کیفیت مقالات ابزار Down and black مورد استفاده قرار گرفت (۱۴، ۱۳). بر پایه این ابزار امکان تشخیص روایی داخلی، روایی خارجی و روایی بایاس (Bias) در انواع مختلف مطالعات وجود دارد. سطح شاهد هر مطالعه مشخص شد. نتایج مطالعات به صورت مطالعات روی کراچ، مطالعات روی واکر، آسیب طناب نخاعی و نوآوری در طراحی کراچ و واکر خلاصه شده است. شکل ۱ نمودار شیوه انتخاب مقاله در مقاله مروری حاضر را نشان می‌دهد.

یافته‌ها

حدود ۸۰ مقاله بر طبق کلمات کلیدی ذکر شده انتخاب گردید. بر طبق ملاک‌های انتخاب، ۲۴ مقاله برای تحلیل نهایی برگزیده شد. ۷ مقاله روی کراچ، ۴ مقاله روی واکر، ۳ مقاله روی مقایسه کراچ و واکر، ۶ مقاله روی مقایسه انواع مختلف کراچ و ۴ مقاله روی مقایسه انواع طراحی‌های واکر تمرکز کرده بودند. سطح شاهد و همچنین کیفیت مقالات در جدول ۱ نمایش داده شده است. به نظر می‌رسد سطح شاهد اکثر مطالعات خیلی بالا نیست و کیفیت مقالات قابل قبول نمی‌باشد. به علاوه اکثر مطالعات روی افراد طبیعی انجام شده‌اند و نه روی افراد معلول (سن اکثر شرکت کنندگان کمتر از ۵۰ سال بود). لازم به ذکر است که اکثر افراد مسن و همچنین اشخاص معلول از کراچ و واکر برای بهبود توانایی خود در حین راه رفتن و ایستادن استفاده می‌کنند. علاوه بر آن، مطالعات انجام شده بیشتر بر روی افراد طبیعی بوده که به افراد معلول تعمیم داده شده است (۱۷-۱۵). موضوع دوم راجع به مطالعات موجود این است که در اکثر مطالعات تعداد نمونه‌ها اندک است. کیفیت مطالعات در جدول ۱ خلاصه شده است. به نظر می‌رسد کیفیت مطالعات انجام شده پایین است و نتایج باید با احتیاط استفاده شود.



شکل ۱. شیوه انتخاب مقاله

بحث

تفاوت اصلی کراچ و واکر در چیست؟

بر طبق دستورالعمل‌های کلینیکی تهیه شده، کراچ بازویی می‌تواند برای بیماران با پاراپلژی (Paraplegia) و فلج ناقص با قدم‌های کوتاه و گیت از نوع Scissor استفاده شود. در مقابل استفاده از واکر برای اشخاصی با افزایش نوسان تنه و یا قدم‌های نامنظم و با عدم ثبات داخلی خارجی در حین راه رفتن توصیه می‌شود. همچنین تصور می‌شود برای اشخاصی که ترس از افتادن دارند ثبات ایجاد شده در حین راه رفتن به وسیله واکر بیشتر از کراچ است (۱۱). ۴ مطالعه بر روی مقایسه کراچ و واکر و همچنین روی تأثیر واکر بر کینتیک و کینماتیک مفاصل تمرکز کرده بودند. اکثر این مطالعات بر روی مصرف انرژی نمونه‌ها در حین راه رفتن با واکر و کراچ و یا بر روی نیروی اعمال شده بر اندام فوقانی در حین راه رفتن بحث کرده‌اند (۲۰-۱۸، ۱۵). بعضی از مطالعات روی افراد SCI (Spinal cord injury) انجام شده‌اند. بر طبق این مطالعات مصرف انرژی افراد SCI که با کراچ راه می‌روند نسبت به حالتی که با واکر راه می‌روند، کمتر است. به علاوه سرعت راه رفتن در حین استفاده از کراچ بهبود پیدا کرده است. پیشنهاد استفاده از کراچ به افراد SCI بر طبق مطالعه ذکر شده بحث برانگیز است؛ چرا که تنها مصرف انرژی در این مطالعات تحلیل شده‌اند. افزایش ثبات در حین ایستادن و راه رفتن دلیل اصلی استفاده از واکر است.

تحقیقاتی راجع به به تأثیر کراچ و واکر روی ثبات افراد SCI وجود ندارد. سه مقاله دیگر روی افراد طبیعی انجام شده بود (۲۲، ۲۱). در تحقیق انجام شده به وسیله Lighthall Haubert و همکاران به استفاده از کراچ بازویی و کراچ آگزیلاری نسبت به واکر به دلیل کاهش نیروی اعمال شده روی اندام فوقانی توصیه شده است (۲۰). به علاوه، این موضوع که دستیابی به کاهش وزن مناسب در حین راه رفتن با واکر غیر ممکن است، از مطالعات نتیجه‌گیری شده است. حداکثر نیروهای وارد شده به شانه در حین راه رفتن با واکر

www.mui.ac.ir

جدول ۱. نتایج ارزیابی کیفیت مقالات

رفرنس	مؤلف	گزارش‌دهی	روایی خارجی	روایی داخلی-بایاس	روایی داخلی مخدوش کننده (بایاس انتخابی)	مجموع امتیاز
(۱۰)	Smania و همکاران	۵	۲	۴	۶	۱۷
(۱۲)	Annesley و همکاران	۸	۲	۵	۷	۲۲
(۱۳)	Somers و همکاران	۱۰	۳	۶	۶	۲۵
(۱۴)	Requejo و همکاران	۸	۳	۴	۷	۲۲
(۱۵)	Holder و همکاران	۸	۳	۴	۷	۲۲
(۱۶)	Liu و همکاران	۸	۳	۴	۶	۲۱
(۱۷)	Crosbie و همکاران	۸	۳	۴	۷	۲۲
(۱۸)	Ulkar و همکاران	۷	۳	۵	۶	۲۱
(۱۹)	Youdas و همکاران	۱۰	۲	۴	۶	۲۲
(۲۰)	Lighthall Haubert و همکاران	۵	۳	۴	۴	۱۶
(۲۱)	Seeley و همکاران	۸	۳	۴	۶	۲۱
(۲۲)	Park و همکاران	۷	۳	۵	۷	۲۳
(۲۳)	Shortell و همکاران	۵	۲	۳	۲	۱۲
(۲۴)	Alkjaer و همکاران	۶	۱	۳	۳	۱۳
(۲۵)	Deathe و همکاران	۷	۳	۶	۶	۲۲
(۲۶)	Matthew و همکاران	۸	۳	۴	۷	۲۲
(۲۹)	Lee و همکاران	۸	۳	۴	۴	۱۹
(۳۰)	Hinton و Cullen	۸	۳	۴	۷	۲۲
(۳۱)	Kahaduwa و همکاران	۶	۳	۴	۴	۱۷
(۳۲)	Megan و همکاران	۴	۲	۳	۳	۱۲
(۳۳)	Katherine و همکاران	۶	۳	۶	۷	۲۲
(۳۴)	Slavens و همکاران	۸	۳	۴	۷	۲۲
(۳۵)	Baruch و Mossberg	۵	۳	۵	۶	۱۹
(۳۶)	Kevin و همکاران	۱۰	۳	۶	۶	۲۵

۵۰ درصد بیشتر از کراچ بوده است (۲۰). بر طبق مطالعات ذکر شده نتیجه‌گیری در مورد این‌که کراچ بهتر است یا واکر راحت نیست؛ چرا که اکثر تحقیقات روی نمونه‌های طبیعی با تعداد نمونه اندک صورت گرفته است و تنها ۲ پارامتر برای مقایسه مورد استفاده قرار گرفته‌اند.

آیا تفاوتی بین انواع مختلف کراچ و واکر وجود دارد؟

۴ مطالعه که کارایی انواع مختلف واکر را ارزیابی کرده‌اند، وجود دارد. در ۲ مطالعه واکر قدامی با واکر خلفی مقایسه شده است. نتایج این مطالعات نشان داده است که تفاوت عمده‌ای بین پارامترهای کینتیکی مفصل و سرعت راه رفتن در حالی که با این کراچها راه می‌روند، وجود ندارد، اما مصرف انرژی در حین استفاده از واکر خلفی کاهش یافته است (۲۴، ۲۳). تفاوت بین واکر Rollator و واکرهای معمول به وسیله Alkjaer و همکاران ارزیابی شده است (۲۵). بر طبق نتایج این تحقیق، واکر Rollator در مجموع نتیجه‌ای در بی‌وزن کردن عضلات و مفاصل اندام تحتانی نداشته است. یک سیستم جدید واکری به وسیله Smania با دو عضله پنوماتیک مصنوعی برای تغییر ارتفاع کراچ و همچنین برای بهبود تعادل ایستگاهی طراحی شد (۱۰) و روی نمونه‌های فلج مغزی آزمایش شد. نتایج نشان داد که طراحی جدید ممکن است به بچه‌های فلج مغزی برای ایستادن کاراتر کمک کند. بر طبق مطالعه ذکر شده این موضوع که آیا

طراحی‌های جدید توانایی ایستادن افراد را بهبود می‌بخشد یا خیر؟ بحث‌برانگیز است. بنابراین نیاز به تحقیقات بیشتری راجع به این موضوع می‌باشد.

آیا ارتفاع کراچ و واکر مهم است؟

تنها دو مطالعه در منابع وجود دارد که مصرف انرژی و فشار اعمال شده روی کراچ و واکر را در ارتفاعات مختلف کراچ و واکر مقایسه کرده‌اند. در مطالعه اول که به وسیله Liu و همکاران انجام شد، ۲۰ فرد طبیعی در مطالعه شرکت کردند (۱۶). ارتفاع کراچ در میزان استاندارد و همچنین ۲/۵ سانتی‌متر بالاتر و پایین‌تر از میزان استاندارد تنظیم شده است. نتایج این تحقیق نشان داد که میزان مصرف انرژی افراد وقتی با ارتفاعات مختلف کراچ راه می‌روند به طور تقریبی یکسان است. تأثیر این ارتفاع کراچ و واکر بر ثبات ۱۱ قطع عضو به وسیله Deathe و همکاران ارزیابی شده است (۲۶). نتایج این بررسی تفاوتی را در ثبات حین راه رفتن با ارتفاعات مختلف واکر نشان نداد (ارتفاع واکر ۳ سانتی‌متر بالاتر و پایین‌تر از میزان طبیعی تنظیم شده بود).

اولین سؤالی که در این‌جا مطرح می‌شود این است که ارتفاع استاندارد کراچ و واکر چقدر است و چگونه اندازه‌گیری می‌شود؟ این موضوع بر پایه یافته‌های کلینیکی است یا آنالیز بیومکانیکی؟ می‌توان گفت که هر استفاده کننده از کراچ فقط و فقط یک طول صحیح کراچ دارد. این استاندارد ممکن است صحیح باشد، اما روش‌های تخمین طول کراچ خیلی گسترده هستند. روش تخمین طول کراچ بدین صورت است: ۷۷ درصد ارتفاع بیمار اندازه‌گیری از فاصله آگزیلا تا زمین و اضافه کردن ۴ اینچ یا اندازه‌گیری از چین آگزیلاری قدامی تا نقطه‌ای ۴ تا ۸ اینچ خارج‌تر از پاشنه (برای کراچ اگزیلاری) (۲۷).

اندازه‌گیری ارتفاع از بازو تا زمین در حالی که آرنج ۹۰ درجه خم شده است، روش توصیه شده برای تعیین ارتفاع کراچ آرنج است (۲۸). به هر حال این نکته مطرح است که قابلیت اطمینان و قابلیت اعتماد اکثر این روش‌های تخمینی سؤال برانگیز است و به صورت علمی ارزیابی نشده است.

بنابراین بحث راجع به تأثیر ۲ یا ۳ سانتی‌متر کاهش یا افزایش در طول کراچ عملی نیست؛ چرا که روش استانداردی برای این موضوع نداریم.

آیا تفاوتی بین طراحی‌های مختلف کراچ وجود دارد؟

بر اساس مطالعات نشان داده شده در جدول ۲، انواع مختلفی از کراچ تاکنون طراحی شده‌اند. ۷ مطالعه بر روی طراحی‌های جدید کراچ شامل ساخت کراچ از مواد کامپوزیت، کراچ‌های فنری، کراچ با مکانیزم موتور و جعبه دنده و کراچ با مفصل گوی و کاسه تمرکز کرده‌اند (۲۹، ۲۶-۲۱). مسأله اصلی در رابطه با مطالعات ذکر شده این است که اکثر این مطالعات بر روی شرکت کنندگان طبیعی انجام شده است. به علاوه اکثر آن‌ها مصرف انرژی یا نیروی اعمالی روی اندام را هنگام راه رفتن اندازه‌گیری کرده‌اند. بر طبق این مطالعات تفاوت قابل ملاحظه‌ای بین طراحی‌های ذکر شده و کراچ‌های موجود بر پایه تست‌های کلینیکی و اندازه‌گیری‌های مصرف انرژی وجود ندارد. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که طراحی‌های جدید کراچ ممکن است توانایی افراد در حین راه رفتن را بهبود نبخشد. به هر حال نتیجه‌گیری قوی راجع به این موضوع مشکل است و اطلاعاتی در رابطه با تأثیر طراحی‌های جدید بر ثبات افراد حین ایستادن وجود ندارد. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که یک مطالعه تحقیقاتی گسترده با تعداد نمونه بالا به ویژه نمونه‌های دارای انواع ناتوانی باید انجام شود.

نتیجه‌گیری

بر پایه مطالعات موجود نتیجه‌گیری محکمی جهت انتخاب نوع وسیله کمکی ممکن نیست. تشخیص کارایی کراچ و واکر غیر ممکن است. این موضوع که کارایی افراد معلول به وسیله کراچ یا واکر بهبود می‌یابد یا خیر بحث برانگیز است. به علاوه پیدا کردن مزایای کراچ و واکر برای توصیه به گروه خاصی از افراد ممکن نیست. مسأله اصلی در رابطه با مطالعات این است که تنها تعداد محدودی پارامتر برای مقایسه انتخاب شده‌اند.

جدول ۲. یافته‌های بالینی اصلی مطالعات مرور شده

رفرنس	روش بررسی	نتایج بحث
۱۲	۱۶ نمونه با میومنگوسل در سطح ساکرال که با AFO (Ankle foot orthosis)، با و بدون کراچ راه رفتند	چرخش پلویک ۷ برابر میزان نرمال در راه رفتن با کراچ در مقایسه با راه رفتن با واکر (که چرخش پلویک ۴ برابر میزان نرمال بود). سرعت راه رفتن تغییری را نشان نداد. راه رفتن با کراچ در افراد با ضعف عضلات کوچک اندام تحتانی توصیه شده است.
۱۳	۴ فرد با قد و خصوصیات گیت متفاوت از طریق عکس و تکنیک‌های کینماتیک آنالیز شدند.	تأکید شده است که بعضی از حرکات عمودی قسمت فوقانی بدن باید مد نظر قرار گیرد. کاهش حرکات خارجی کراچ مورد نیاز است.
۱۴	۱۰ فرد نرمال برای راه رفتن با ۴ سبک مختلف گیت انتخاب شدند. مصرف انرژی نمونه‌ها در حین راه رفتن با کراچ آگزیلاری و همچنین کراچ لیسفرانس در حالت تحمل وزن نسبی اندازه‌گیری شده است.	استفاده از کراچ با تحمل وزن نسبی ۲۳ درصد انرژی بیشتری نسبت به راه رفتن نرمال دارد. گیت Swing through و Three point به ۷۸ درصد انرژی بیشتری نسبت به راه رفتن نرمال احتیاج دارد.
۱۵	۱۰ فرد پاراپلژیک در این مطالعه شرکت کردند. همه آن‌ها ضایعه سطح لومبار داشتند. از افراد خواسته شد با کراچ (بازویی و آگزیلاری) و واکر راه بروند. مصرف انرژی برای مقایسه کارایی راه رفتن افراد مورد استفاده قرار گرفت.	نتایج این مطالعه نشان داد که مصرف انرژی افرادی که با کراچ آگزیلاری، کراچ بازویی و واکر راه رفته‌اند به ترتیب ۱/۶۵، ۱/۵۸ و ۱/۹۴ ضربه در متر بوده است. سرعت راه رفتن با استفاده از واکر بازویی حداکثر بود.
۱۶	۲۰ فرد نرمال در این مطالعه شرکت کردند. طول کراچ در میزان استاندارد، ۲/۶ سانتی‌متر بالاتر و ۲/۶ سانتی‌متر پایین‌تر از طول استاندارد تنظیم شد. مصرف اکسیژن، هزینه اکسیژن (Energy cost)، ضربان قلب و سرعت حرکت در این مطالعه اندازه‌گیری شد.	تفاوتی بین میزان مصرف انرژی در حین راه رفتن افراد با کراچ با ارتفاع‌های مختلف وجود نداشت.
۱۷	۲۰ بیمار با شکستگی قسمت فوقانی فمور با محدوده سنی بین ۵۰ تا ۷۸ سال در این مطالعه شرکت کردند. مصرف انرژی توسط Respiratory meter پرتابل اندازه‌گیری شد.	مصرف انرژی در حین عدم تحمل وزن ۳/۰۵، ۳/۲۸ و ۳/۳۳ کالری بر دقیقه به ترتیب برای واکر، پارالل و کراچ بود. متوسط هزینه انرژی در راه رفتن با وسیله کمکی ۲/۸۲ کالری بر دقیقه بود. تفاوت عمده‌ای در راه رفتن با کراچ و واکر به نظر نمی‌رسد.
۱۸	دو گروه از افراد نرمال و SCI با ضایعه بین L۶ و L_2 در این مطالعه شرکت کردند. ارزیابی با کراچ و واکر انجام شد. هزینه اکسیژن و سرعت راه رفتن به عنوان دو پارامتر اصلی در این مطالعه مورد استفاده قرار گرفت.	تفاوت عمده‌ای در هزینه اکسیژن و سرعت راه رفتن در دو گروه وجود داشت. توانایی راه رفتن در افراد SCI با کراچ بیشتر از واکر بود (بر پایه سرعت راه رفتن و هزینه اکسیژن)
۱۹	از ۱۳ فرد نرمال خواسته شد تا درحالت NWB (Non weight bearing) از کراچ Ortho و کراچ آگزیلاری استفاده کنند. مصرف انرژی و ضربان قلب ثبت شد.	در حین ۲/۵ دقیقه راه رفتن ضربان قلب و مصرف انرژی به طور عمده‌ای در کراچ آگزیلاری بالاتر از کراچ Ortho بود. بعد از ۱۱/۵ دقیقه تفاوتی بین دو گروه دیده نشد. می‌توان نتیجه گرفت که در دوره‌های کوتاه راه رفتن، کراچ Ortho مصرف انرژی کمتری دارد.
۲۰	افراد نرمال (۵ مرد، ۵ زن) در این مطالعه شرکت کردند. نیروی عکس‌العمل زمین از طریق صفحه نیرو اندازه‌گیری شد. از افراد خواسته شد با کراچ آگزیلاری، کراچ بازویی و واکرهای چرخ‌دار راه بروند.	ممکن است کاهش وزن در حین راه رفتن با کراچ آگزیلاری و بازویی نتیجه شود. حدود ۶۴ درصد وزن بدن در حین راه رفتن با واکر بر پا اعمال می‌شود. بنابراین به منظور دستیابی به کاهش وزن کراچ بازویی و آگزیلاری بهتر هستند.
۲۱	طراحی جدید از مواد کامپوزیت ساخته شده است. طراحی منحنی شکل به صورت S در بدنه اصلی باعث ایجاد خاصیت جذب نیرو شده است. از ۷ فرد نرمال خواسته شد با واکر جدید و قدیمی راه بروند.	تست‌های ابتدایی نشان داد که طراحی جدید عملکرد و ظاهر مطلوب‌تری دارد، اما اطلاعاتی در مورد شیوه انجام آزمون در دسترس نیست.
۲۲	یک طراحی جدید و فنری کراچ با انواع قدیمی کراچ از طریق سیستم آنالیز حرکت مقایسه شد. ۲۰ فرد نرمال (۱۰ مرد و ۱۰ زن) در این مطالعه شرکت کردند.	حداکثر سرعت حرکت رو به جلو با کراچ فنری ۵ درصد بیشتر از انواع سنتی بود. افزایش سرعت به نسبت کوچک است و کارایی سرعت راه رفتن را تحت تأثیر قرار نمی‌دهد.
۲۳	نوع جدیدی از کراچ با موتور الکتریکی و مکانیزم جعبه دنده که اجازه تغییر طول کراچ را می‌دهد، طراحی شد.	نتایج ارزیابی نشان داد که نوع ابتدایی این کراچ نیاز به کار اساسی دارد و متعلقاتی مثل سنسور تشخیص افتادن باید به مجموعه اضافه گردد.

www.mui.ac.ir

جدول ۲. یافته‌های بالینی اصلی مطالعات مرور شده (ادامه)

رفرنس	روش بررسی	نتایج بحث
۲۴	یک کراچ جدید با انواع استاندارد مقایسه شد. ۲۰ فرد نرمال و ۲۰ فرد قطع عضو در این مطالعه شرکت کردند. مصرف انرژی از طریق آزمون مصرف اکسیژن اندازه‌گیری شد. علاوه بر آن ثبات و راحتی از طریق تهیه و تکمیل پرسش‌نامه‌های شخصی مورد بررسی قرار گرفت.	سرعت راه رفتن شبیه هم بود، ولی به نظر می‌رسد طراحی جدید ثبات بیشتری را نسبت به نمونه‌های طبیعی فراهم می‌کند.
۲۵	یک کراچ جدید که یک مفصل گوی و کاسه در بالای پایه کراچ تعبیه شده است، طراحی شد. این کراچ از کربن ساخته شده و دسته‌ای با طراحی ارگونومیک دارد. ۱۳ فرد نرمال (۵ مرد و ۸ زن) در این مطالعه شرکت کردند. حداکثر نیروی کراچ و ایمپالس (Impulse) در این مطالعه اندازه‌گیری شد.	حداکثر نیروی کراچ تفاوت عمده‌ای نداشت. نیروی ایمپالس عمودی در طراحی جدید نسبت به نمونه‌های سنتی ۳ درصد کاهش داشته است.
۲۶	یک طراحی جدید و فنری کراچ با انواع سنتی مقایسه شده است. ۲۰ فرد نرمال در این مطالعه شرکت کردند. انرژی جنبشی در این مطالعه اندازه‌گیری شد.	حداکثر انرژی جنبشی در حرکت رو به جلو در طراحی جدید ۹/۶ درصد بیشتر از نمونه‌های سنتی بود. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت، مصرف انرژی در طراحی جدید نسبت به نمونه‌های سنتی کمتر است.
۲۷	دو نوع واکر (واکر قدامی و واکر خلفی) در این مطالعه استفاده شد. ۱۰ فرد ۹ ساله پاراپلژی با اسپاسم در این مطالعه شرکت کردند. آنالیز حرکت و مصرف انرژی در این مطالعه ارزیابی شد.	سرعت راه رفتن و کدنس تفاوت عمده‌ای را نشان نداده است. زاویه فلکشن اندام تحتانی در حالی که از واکر خلفی استفاده شد، پایین‌تر بود. بر طبق اطلاعات حاصل شده از آنالیز حرکت و مصرف انرژی، واکر خلفی نسبت به واکر قدامی کاراتر است.
۲۸	کینتیک مفاصل اندام فوقانی در ۱۰ بچه فلج مغزی در حین راه رفتن با واکر قدامی و خلفی ارزیابی شد.	مقایسه نشان داد تفاوت عمده‌ای در پارامترهای کینتیکی مفاصل در حین راه رفتن با ۲ نوع واکر وجود ندارد.
۲۹	تأثیر استفاده از واکر بر ضربان قلب اشخاص مسن در این مطالعه تحقیق شده است. ۲۵ زن با محدوده سنی ۶۰ تا ۸۰ سال در این مطالعه شرکت کردند.	متوسط ضربان قلب به میزان ۱۴ ± ۴۹ ضربه در متر افزایش یافته است. این مطالعه پیشنهاد می‌کند که افزایش میزان فعالیت قلبی می‌تواند ناشی از استفاده از واکر در این افراد باشد.
۳۰	ثبات یک نوع واکر در این مطالعه آنالیز شد. ۱۱ قطع عضو در این مطالعه شرکت کردند. Walker tipping index از طریق فورس پلیت (Force plate) به دست آمد. ارتفاع واکر ۳ سانتی‌متر بالاتر و پایین‌تر از میزان نرمال تنظیم شد.	نتایج نشان داد، تفاوتی در ثبات افراد حین راه رفتن با طول‌های مختلف واکر وجود ندارد.
۳۱	نیروی عکس‌العمل عمودی مفصل شانه و همچنین خصوصیات گام در ۶ فرد SCI (۳ تترا و ۳ پارا) در حین راه رفتن با واکر و کراچ اندازه‌گیری شد.	متوسط سرعت راه رفتن برای هر دو وسیله کمکی مشابه بود. حداکثر نیروی عمودی مفصل شانه ۵۰ درصد بیشتر از پیک نیروی واکر بود.
۳۲	۲۰ فرد (میانگین سنی ۴/۲ ± ۶۶/۶ سال) با آرتروپلاستی مفصل هیپ یا زانو در این مطالعه شرکت کردند. کینماتیک اندام فوقانی و نیروی اعمال شده به واکر در این مطالعه ارزیابی گردید. اطلاعاتی راجه به مدل راه رفتن در دسترس نیست.	نتیجه این مطالعه نشان داد که نیروی عمودی اعمال شده به اندام فوقانی در حین راه رفتن با واکر می‌تواند بیش از ۲ برابر وزن بدن باشد.
۳۳	۵ فرد با میانگین سنی حدود ۱/۶ ± ۹/۸ سال با میلومننگوسل در سطح L۳ یا L۴ در این مطالعه شرکت کردند. نیروی اعمال شده به کراچ اندازه‌گیری شد.	متوسط سرعت راه رفتن، کدنس و طول گام در راه رفتن Swing through نسبت به Reciprocal بزرگ‌تر بود. متوسط نیروی اگزیال در گیت Reciprocal، ۴۵ درصد وزن بدن بود. در گیت Swing through این عدد بین ۵۵/۶ تا ۵۷/۲ درصد وزن بدن بود.

www.mui.ac.ir

جدول ۲. یافته‌های بالینی اصلی مطالعات مرور شده (ادامه)

رفرنس	روش بررسی	نتایج بحث
۳۴	هدف از این مطالعه تشخیص تأثیر بیومکانیکی راه رفتن با و بدون Rollator بود.۷ زن سالم (۲۵ تا ۵۷ سال) در این مطالعه شرکت کردند.	افرادی که با Rollator راه رفتند، ۵۰ درصد گشتاور اکستنسوری کمتری در زانو نسبت به افراد عادی داشتند. ایمپالس زاویه‌ای اکستانسورهای هیپ افزایش عمده‌ای را در استفاده از Rollator داشت. راه رفتن با Rollator مچ را بدون فشار می‌کند و اکستانسورهای زانو فلکشن هیپ را افزایش می‌دهند. بنابراین گشتاور اکستانسوری هیپ افزایش می‌یابد. راه رفتن با Rollator در مجموع تأثیری روی بی‌فشار کردن مفاصل اندام تحتانی ندارد. به هر حال اثرات استفاده طولانی مدت Rollator مشخص نیست و مطالعات بیشتری مورد نیاز است.
۱۰	یک سیستم جدید واکر شامل دو عضله پنوماتیک مصنوعی که از طریق سوئیچ داخل کفشی کنترل می‌شوند، طراحی شد. یک پسر بچه ۱۱ ساله با عدم توانایی در ایستادن و راه رفتن غیر وابسته در این مطالعه شرکت کردند (فلج مغزی تتراپلژی و اسپاستیک). مصرف انرژی، ضربان قلب و سرعت راه رفتن با و بدون سیستم جدید در حین راه رفتن اندازه‌گیری شد. نمونه‌ها می‌توانستند ۱۰ متر را حین ۲ دقیقه بروند.	کمک کننده روبوتیک جدید ممکن است به راه رفتن بچه ۱۱ ساله در راه رفتن در محیط اطراف خودش کمک کند. مطالعات گسترده‌تر در آینده برای اثبات این فرضیه نیاز است.

References

1. Rose J, Gamble JG. Human Walking. 3rd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
2. Le CK, Riach C. Postural stability measures: what to measure and for how long. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1996; 11(3): 176-8.
3. Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). Gait Posture 2005; 21(1): 48-58.
4. Waters RL, Hislop HJ, Perry J, Antonelli D. Energetics: application to the study and management of locomotor disabilities. Energy cost of normal and pathologic gait. Orthop Clin North Am 1978; 9(2): 351-6.
5. Sykes L, Campbell IG, Powell ES, Ross ER, Edwards J. Energy expenditure of walking for adult patients with spinal cord lesions using the reciprocating gait orthosis and functional electrical stimulation. Spinal Cord 1996; 34(11): 659-65.
6. American Academy of Orthopaedic Surgeons. Atlas of Orthotics. 2nd ed. Philadelphia, PA: Mosby; 1985. p. 199-237.
7. Redford JB. Orthotics etcetera. 3rd ed. Baltimore, MA: Williams & Wilkins; 1986.
8. 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.
9. Zhang Y, Liu G, Xie S, Liger A. Biomechanical evaluation of an innovative spring-loaded axillary crutch design. Assist Technol 2011; 23(4): 225-31.
10. Smania N, Gandolfi M, Marconi V, Calanca A, Geroin C, Piazza S, et al. Applicability of a new robotic walking aid in a patient with cerebral palsy. Case report. Eur J Phys Rehabil Med 2012; 48(1): 147-53.
11. Kaye S, Kang T, LaPlante MP. Mobility device use in the United Statesoon. Washington, DC: National Institute on Disability and Rehabilitation Research, U.S. Dept. of Education; 2000.
12. Annesley AL, Almada-Norfleet M, Arnall DA, Cornwall MW. Energy expenditure of ambulation using the Sure-Gait crutch and the standard axillary crutch. Phys Ther 1990; 70(1): 18-23.
13. Somers MF. Spinal cord injury: functional rehabilitation. New York, NY: Appleton & Lange; 1992.
14. 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.
15. Holder CG, Haskvitz EM, Weltman A. The effects of assistive devices on the oxygen cost, cardiovascular stress, and perception of nonweight-bearing ambulation. J Orthop Sports Phys Ther 1993; 18(4): 537-42.
16. Liu G, Zhang Y, Xie SQ, Xue A. Optimal Control and Biomechanics of Ambulation with Spring-Loaded

Crunches. International Journal of Advanced Robotic Systems 2011; 8(3): 1-11.
17. Crosbie J, Armstrong E, Kempson J. Is walking aid height critical? Physiother 1992; 38: 261-6.
18. Ulkar B, Yavuzer G, Guner R, Ergin S. Energy expenditure of the paraplegic gait: comparison between different walking aids and normal subjects. Int J Rehabil Res 2003; 26(3): 213-7.
19. Youdas JW, Kotajarvi BJ, Padgett DJ, Kaufman KR. Partial weight-bearing gait using conventional assistive devices. Arch Phys Med Rehabil 2005; 86(3): 394-8.
20. Lighthall Haubert L, Gutierrez D, Newsam C, Gronley J, Mulroy S, Perry J. A comparison of vertical shoulder joint reaction force and stride characteristics during walking with a walker and forearm crutches in person with incomplate spinal cord injury: A preliminary report. Downey, CA: Rancho Los Amigos National Rehabilitation Centre; 2008.
21. Seeley MK, Hunter I, Bateman T, Roggia A, Larson BJ, Draper DO. A kinematic comparison of spring-loaded and traditional crutches. J Sport Rehabil 2011; 20(2): 198-206.
22. Park ES, Park CI, Kim JY. Comparison of anterior and posterior walkers with respect to gait parameters and energy expenditure of children with spastic diplegic cerebral palsy. Yonsei Med J 2001; 42(2): 180-4.
23. Shortell D, Kucer J, Neeley WL, LeBlanc M. The design of a compliant composite crutch. J Rehabil Res Dev 2001; 38(1): 23-32.
24. Alkjaer T, Larsen PK, Pedersen G, Nielsen LH, Simonsen EB. Biomechanical analysis of rollator walking. Biomed Eng Online 2006; 5: 2.
25. Deathe AB, Pardo RD, Winter DA, Hayes KC, Russell-Smyth J. Stability of walking frames. J Rehabil Res Dev 1996; 33(1): 30-5.
26. Seeley MK, Hunter I, Bateman T, Roggia A, Larson BJ, Draper DO. A mechanical evaluation of a novel spring-loaded crutch [Online]. 2010; Available from: URL: http://iodine.byu.edu/~seeleym/exsc365%28seeley%29/Assignments/Seeley_Crutch_Mech_GPsubmit.pdf/
27. Slavens BA, Sturm PF, Bajournaite R, Harris GF. Upper extremity dynamics during Lofstrand crutch-assisted gait in children with myelomeningocele. Gait Posture 2009; 30(4): 511-7.
28. Karimi M. Determination of the Loads Applied on the Anatomy and Orthosis During Ambulation With a New Reciprocal Gait Orthosis. Journal of Medical Device 2011; 5(4): 45-50.
29. Lee SH, Weng J, Xu MR, Tan YK, Sanjib KP. Design and development of motorized height adjustable walking crutch with enhanced stability [Online]. 2000; Available from: URL: http://ssrc.wiki.hci.edu.sg/file/view/SSEF+2009+EE10+Report.pdf/
30. Hinton CA, Cullen KE. Energy expenditure during ambulation with ortho crutches and axillary crutches. Phys Ther 1982; 62(6): 813-9.
31. Kahaduwa KT, Weerasiriwardane CD, Wijeyaratne SM. A modified axillary crutch for lower limb amputees. Student Medical Journal 2009; 2(1): 17-21.
32. MacGillivray M, Manocha R, Sawatzky B. A kinetic evaluation of a novel forearm crutch design [Online]. 2010; Available from: URL: http://ocs.sfu.ca/csb-scb/index.php/csb-scb/2012/paper/viewFile/151/129/
33. Konop KA, Strifling KM, Wang M, Cao K, Schwab JP, Eastwood D, et al. A biomechanical analysis of upper extremity kinetics in children with cerebral palsy using anterior and posterior walkers. Gait Posture 2009; 30(3): 364-9.
34. Slavens BA, Frantz J, Sturm PF, Harris GF. Upper extremity dynamics during Lofstrand crutch-assisted gait in children with myelomeningocele. J Spinal Cord Med 2007; 30 Suppl 1: S165-S171.
35. Baruch IM, Mossberg KA. Heart-rate response of elderly women to nonweight-bearing ambulation with a walker. Phys Ther 1983; 63(11): 1782-7.
36. McQuade KJ, Finley M, Oliveira AS. Upper extremity joint stresses during walkerassisted ambulation in post-surgical patients. Rev Bras Fisioter 2011; 15(4): 332-7.

www.mui.ac.ir

Advantage and disadvantage of crutch and walker: A review article

Mohammad Taghi Karimi[1], Mostafa Kamali Ardakani*

Review Article

Abstract

Introduction: The number of subjects using ambulatory assistive devices during standing and walking is increasing. Various kinds of walkers and crutches have been designed to improve the performance of subjects. However, they have been prescribed based on some criteria which have not been tested clinically. Moreover, it is not clear what the difference between crutch and walker is which type of crutch is suitable; and also there is any difference between the new and traditional designs of walker and crutch. Therefore, the aim of this review is to answer to the above mentioned questions.

Materials and Methods: An electrical search was performed in PubMed, ISI web of science, Embase, and Google scholar from 1960 to 2012.The abstract and title of papers were evaluated based on selected criteria. The quality of the papers was evaluated based on Black and down tool.

Results: Nearly twenty four papers have been selected for find analysis. The quality of most of studies was poor. Many researches were done on normal subjects. Moreover, only some parameters like force applied on leg during walking and energy consumption were evaluated. The available evidence is not enough to distinguish between the performance of the crutch and walker.

Conclusion: Based on the available research studies, the difference between various types of walkers, crutch and advantage of walker upon crutch is not cleared. The influence of crutch and walker length on the performance of subjects is controversial. Moreover, the sample size was not large enough to have a strong conclusion. Therefore, it is recommended to do a good research study with an acceptable sample size to test the various kinds of crutch and walker on the handicapped subjects.

Keywords: Crutch, Walker, Spinal cord injury, Cerebral palsy, Paraplegia

Citation: Karimi MT, Kamali Ardakani M. **Advantage and disadvantage of crutch and walker: A review article.** J Res Rehabil Sci 2012; 8(8): 1342-51.

Received date: 03/03/2013 Accept date: 06/03/2013

* Msc Student, Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran (Corresponding Author) Email: mostafa_kamali@rehab.mui.ac.ir
1- Assistant Professor, Academic Member, Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran