بررسی عوامل مؤثر بر مصرف انرژی در آمپوته‌های زیر زانو در طی راه رفتن

طهمورث طهماسبی[1]، راضیه طهماسبی*

مقاله مروری

چکیده

مقدمه: اندازه‌گیری مصرف انرژی، یکی از روش‌های مؤثر جهت ارزیابی کارآیی پروتز در افراد قطع عضو اندام تحتانی می‌باشد. هر قطعه پروتزی که بتواند مصرف انرژی فرد را کاهش داده و در عین حال، سبب افزایش راحتی بیمار شود، بهترین انتخاب برای این گروه می‌باشد. بنابراین، هدف از این مطالعه ارزیابی میزان مصرف انرژی در افراد قطع عضو زیر زانو و عوامل مؤثر بر آن می‌باشد.

مواد و روش‌ها: این مطالعه به روش مروری و با استفاده از واژه‌های کلیدی below knee amputees، transtibial amputee، Energy expenditure، Oxygen consumption، walking انجام شد. جست‌وجوی مقالات در پایگاه‌های اطلاعاتی Pubmed، Cochranelibrary، Google scholar و ISI web of science از سال‌های ۱۹۷۰ تا ۲۰۱۴ میلادی صورت گرفته است.

یافته‌ها: تعداد ۷۶ مقاله به‌دست آمد که پس از بررسی عناوین و چکیده مقالات، تعدادی از آن‌ها به دلیل عدم ارتباط با اهداف مطالعه حذف گردید. سپس ۲۰ مقاله واجد شرایط انتخاب شد و مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت و در پایان، نتیجه‌گیری کلی به‌عمل آمد. امتیاز گزارش‌دهی، روایی خارجی، روایی داخلی (بایاس) و روایی داخلی مخدوش‌کننده به‌ترتیب بین ۹-۴، ۳-۲، ۵-۴ و ۵-۳ متغیر بود.

نتیجه‌گیری: این مطالعه مروری نشان می‌دهد که مصرف انرژی آمپوته‌های زیر زانو در طی حرکت از افراد سالم بیشتر است. این موضوع تحت تأثیر عوامل مختلفی شامل سرعت راه رفتن، سطح قطع عضو و الایمنت پروتز قرار دارد. بر خلاف تصور رایج، شواهد موجود نشان می‌دهد که وزن پروتز، نوع پنجه و طول استمپ، تأثیر معنی‌داری بر مصرف انرژی ندارد. در مطالعات انجام شده به تأثیر نوع تعلیق پروتز و مناسب بودن فیتینگ آن، بر مصرف انرژی پرداخته نشده است. در مورد مصرف انرژی آمپوته‌ها، انجام تحقیقاتی با جامعه آماری بزرگ‌تر که دربردارنده انواع مختلف قطع عضو زیر زانو باشد، لازم به‌نظر می‌رسد.

کلید واژه‌ها: قطع عضو زیر زانو، مصرف انرژی، راه رفتن، آمپوته

ارجاع: طهماسبی طهمورث، طهماسبی راضیه. **بررسی عوامل مؤثر بر مصرف انرژی در آمپوته‌های زیر زانو در طی راه رفتن**. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۳؛ ۱۰ (۵): ۶۸۷-۷۰۳

تاریخ دریافت: ۱۳۹۳/۲/۹ **تاریخ پذیرش:** ۱۳۹۳/۷/۶

* دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه ارتوپدی فنی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران (نویسنده مسؤول).
Email: rtb106@ymail.com
۱. مربی، عضو هیأت علمی، گروه ارتوپدی فنی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

مقدمه

بر اساس گزارشات موجود، در هر ۱۰۰۰۰۰ نفر، ۲/۸ تا ۴۳/۹ فرد قطع عضو اندام تحتانی وجود دارد (۱) و شیوع قطع عضو زیر زانو ۴ در هر ۱۰۰۰ نفر جمعیت می باشد (۲). شواهد موجود نشان می‌دهد که در ایالات متحده از ۱۱۵۰۰۰ قطع عضوی که در یک‌سال انجام می‌شود، ۳۰۰۰۰ مورد آن مربوط به زیر زانو است (۳). قطع عضو در اثر عوامل مختلفی مانند تروما، دیابت، عفونت، بیماری‌های عروقی (وسکولار)، تومور، مادرزادی و غیره انجام می‌شود. بیشتر قطع عضوهای بالای زانو در اثر تروما و زیر زانو در اثر بیماری‌های عروقی ایجاد می‌شود (۴). هم‌چنین، درصد قابل توجهی از قطع عضوهای اندام تحتانی در افراد بالای ۶۰ سال اتفاق می‌افتد (۱).

تحقیقات انجام شده نشان می‌دهد که مصرف انرژی در آمپوته‌های اندام تحتانی در طی راه رفتن با سرعت یکسان، بیشتر از افراد سالم است و با افزایش سطح قطع عضو، این مقدار بیشتر می‌شود (۳–۸). هم‌چنین، میزان مصرف انرژی در قطع عضوهای ناشی از بیماری‌های وسکولار از انواع تروماتیک بیشتر است (۳, ۹–۱۰).

بر اساس مطالعات انجام شده، افزایش مصرف انرژی در آمپوته‌ها به عوامل داخلی و خارجی بستگی دارد. دو عامل کلیدی داخلی شامل سطح قطع عضو و علت آن می‌باشد. عوامل خارجی افزایش مصرف انرژی به الگوی راه رفتن فرد بستگی دارد و شامل سرعت راه رفتن، هموار بودن جابه‌جایی مرکز جرم بدن، مؤثر بودن مکانیسم پاندولی راه رفتن و سایر ویژگی‌های کینماتیکی اندام تحتانی می‌باشد (۶, ۹, ۱۱–۱۴). عوامل داخلی تا حدودی غیر قابل کنترل‌اند اما با اطلاع یافتن از عوامل خارجی، می‌توان آن‌ها را در جهت کاهش مصرف انرژی فرد کنترل نمود (۴).

در توانبخشی، اندازه‌گیری مصرف انرژی یکی از روش‌های ارزیابی میزان تأثیر ناتوانی و معلولیت بر راه رفتن افراد است (۵). اندازه‌گیری مصرف انرژی در افراد قطع عضو، یک روش آزمایش‌شده برای کمّی نمودن تلاش فرد در راه رفتن و هم‌چنین، مقایسه‌ی میزان تأثیرگذاری اجزای مختلف پروتزی می‌باشد (۹–۱۰). این اطلاعات برای آگاهی از توان‌مندی فرد آمپوته جهت استفاده از اندام مصنوعی (پروتز) حائز اهمیت بوده و بر کیفیت زندگی افراد تأثیرگذار است.

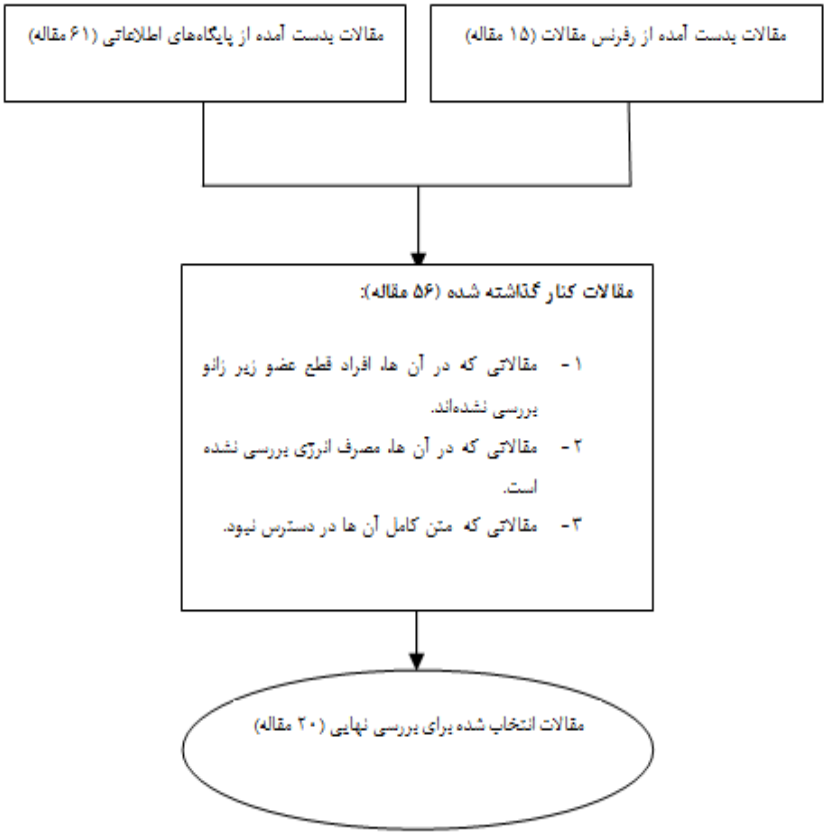
پیشرفت‌هایی که در سال‌های اخیر در زمینه‌ی قطعات پروتزی و تکنولوژی فیتینگ (fitting) صورت گرفته، موجب کاهش مصرف انرژی و افزایش توانایی حرکتی افراد قطع عضو شده است (۷). بررسی عوامل تأثیرگذار بر میزان مصرف انرژی در آمپوته‌های زیر زانو می‌تواند اطلاعات مفیدی را در جهت کمک به کاهش تلاش فرد برای راه رفتن و انجام فعالیت‌های روزمره و در نتیجه بهبود کیفیت زندگی این افراد، در اختیار پروتزیست‌ها و درمان‌گران قرار دهد. بنابراین، هدف از انجام این مطالعه‌ی مروری، بررسی عوامل مختلف مؤثر بر میزان مصرف انرژی در آمپوته‌های زیر زانو می‌باشد. نتایج این مطالعه می‌تواند در طراحی قطعات و پروتزهایی با کارآیی بهتر برای افراد قطع عضو زیر زانو مورد استفاده قرار گیرد.

مواد و روش‌ها

برای انجام این مطالعه مروری، از پایگاه‌های اطلاعاتی Pubmed، Cochrane library، Google scholar و ISI web of science استفاده شد. واژه‌های کلیدی به‌کار رفته در این جست‌وجو شامل below knee، amputees، transtibial amputee، Energy expenditure، Oxygen consumption، Walking می‌باشد که از پایگاه اطلاعاتی MeSH در Medline به‌دست آمد. در ابتدا کلمات به‌صورت تکی و سپس ترکیبی مورد جست‌وجو قرار گرفت و سپس یک جست‌وجوی نهایی با ترکیبی از واژه‌های کلیدی انجام شد. در این جست‌وجو، فقط مقالاتی که به زبان انگلیسی و بین سال‌های ۱۹۷۰ تا ۲۰۱۴ میلادی منتشر شده بودند، انتخاب شدند. هم‌چنین از منابع مقالات به‌دست آمده در جستجوی اولیه نیز برای به‌دست آوردن مقالات بیشتر،

استفاده شد. مقالاتی برای بررسی در این مطالعه انتخاب شدند که دارای ویژگی‌های زیر باشند: ۱- مقالاتی که به زبان انگلیسی منتشر شده باشند. ۲- مصرف انرژی افراد آمپوته، مورد ارزیابی قرار گرفته باشد. ۳- افراد شرکت‌کننده در این مطالعات، آمپوته‌های زیر زانو باشند.

در مجموع تعداد ۷۶ مقاله به‌دست آمد که تعداد ۲۰ مقاله بر اساس هدف مطالعه، تاریخ انتشار، اعتبار مجله و اشاره به میزان مصرف انرژی در افراد قطع عضو زیر زانو، برای این مطالعه انتخاب شد و مورد بررسی کامل قرار گرفت. مقالاتی که متن کامل آن‌ها در دسترس نبود به‌دلیل این‌که اطلاعات جامعی را ارائه نمی‌دهند، مورد بررسی قرار نگرفت. شکل ۱ روش انتخاب مقالات را نشان می‌دهد. کیفیت مقالات به‌دست آمده به کمک ابزار Downs and black مورد ارزیابی قرار گرفت که نتایج آن در جدول ۱ آمده است.



نمودار ۱. فرآیند انتخاب مقالات برای بررسی

جدول ۱. نتایج ارزیابی کیفیت مقالات

شماره منبع	نویسنده و سال انتشار	گزارش‌دهی	روایی خارجی	روایی داخلی	روایی داخلی مخدوش‌کننده
(۲)	Genin et al. ۲۰۰۸	۸	۳	۵	۳
(۳)	Gailey et al. ۱۹۹۴	۷	۲	۴	۳
(۴)	Detrembleur et al. ۲۰۰۵	۷	۲	۵	۴
(۷)	Schmalz et al. ۲۰۰۲	۷	۲	۴	۳
(۹)	Waters et al. ۱۹۷۶	۶	۳	۴	۴
(۱۵)	Traballesi et al. ۲۰۰۸	۷	۲	۵	۳
(۱۶)	Lehmann et al. ۱۹۹۸	۷	۳	۵	۳
(۱۷)	Gailey et al. ۱۹۹۷	۷	۲	۵	۳
(۱۸)	Mattes et al. ۲۰۰۰	۶	۳	۵	۵
(۱۹)	Lin-Chan et al. ۲۰۰۳	۹	۲	۵	۵
(۲۰)	Scherer et al. ۱۹۹۹	۷	۳	۴	۳
(۲۱)	Huang et al. ۲۰۰۰	۹	۳	۵	۴
(۲۲)	Nielsen et al. ۱۹۹۸	۴	۲	۵	۴
(۲۳)	Barth et al. ۱۹۹۲	۷	۳	۵	۴
(۲۴)	Hsu et al. ۱۹۹۹	۵	۲	۴	۴
(۲۵)	Hsu et al. ۲۰۰۶	۵	۳	۴	۴
(۲۶)	Grabowski et al. ۲۰۱۰	۸	۳	۵	۴
(۲۷)	Herr et al. ۲۰۱۱	۹	۳	۵	۴
(۲۸)	Buckley et al. ۲۰۰۲	۶	۳	۵	۳
(۲۹)	Engsberg et al. ۲۰۰۸	۶	۳	۵	۴

یافته‌ها

یافته‌های حاصل از مقالات ارزیابی‌شده، به‌صورت خلاصه در جدول ۲ آمده است. بر اساس اطلاعات به‌دست آمده از مجموعه‌ی این مقالات، عوامل مؤثر بر مصرف انرژی افراد آمپوته به ۷ موضوع به شرح زیر تقسیم شد و هر کدام به‌طور جداگانه مورد بررسی قرار گرفت.

جدول ۲. اطلاعات اصلی به‌دست آمده از مرور مقالات

شماره منبع	نویسندگان	سال انتشار	تعداد نمونه ها	علت قطع عضو	متوسط سن افراد (سال)	هدف مطالعه	روش بررسی	نتایج
(۲)	Genin et al.	۲۰۰۸	۹ آمپوته زیر زانو و ۱۰ آمپوته بالای زانو	تروما	۳۵/۳	بررسی تأثیر سرعت راه رفتن و سطح قطع عضو بر مصرف انرژی	اندازه‌گیری مصرف اکسیژن	نمودار مصرف انرژی در آمپوته‌ها U شکل است و حداقل انرژی مصرفی در سرعت مطلوب راه رفتن دیده می‌شود و هرچه سطح قطع عضو بالاتر باشد، مصرف انرژی بیشتر می شود.
(۳)	Gailey et al.	۱۹۹۴	۳۹ آمپوته زیر زانو	غیر وسکولار	۴۷	مقایسه مصرف انرژی و سرعت آمپوته ها با افراد سالم و ارزیابی ارتباط طول استمپ و وزن پروتز با مصرف انرژی	مصرف اکسیژن و ضربان قلب	سرعت راه‌رفتن آمپوته‌ها، ۱۱ درصد کمتر از افراد سالم بود در صورتی که مصرف انرژی و ضربان قلب آن‌ها، ۱۶ درصد بیشتر از افراد سالم گزارش شد. هم‌چنین، ارتباط معنی‌داری بین طول استمپ و وزن پروتز با مصرف انرژی یافت نشد.

(۴)	Detrembleur et al.	۲۰۰۵	۶ آمپوته زیر زانو و ۶ آمپوته بالای زانو	زیر زانو: وسکولار بالای زانو: تروما	۵۰/۵	بررسی تأثیر سرعت، سطح قطع عضو و پارامترهای کینماتیکی اندام تحتانی بر مصرف انرژی	اندازه‌گیری اکسیژن، دی اکسید کربن و ضربان قلب	در سرعت پایین (۱/۷ کیلومتر بر ساعت) مصرف انرژی آمپوته‌ها ۲ برابر حالت نرمال و در سرعت میانه (۴ کیلومتر بر ساعت) نصف حالت نرمال است و به نظر می‌رسد که برای رساندن مصرف انرژی به نزدیک حالت نرمال باید فرد آمپوته اندکی سرعت راه رفتن معمول خود را افزایش دهد.
(۷)	Schmalz et al.	۲۰۰۲	۱۵ آمپوته زیر زانو و ۱۲ آمپوته بالای زانو	تروما	۴۶	بررسی تأثیر الایمنت های مختلف پروتز و انواع پنجه بر مصرف انرژی	اندازه‌گیری مصرف اکسیژن	تغییر خطی و غیر خطی الایمنت پنجه پروتز تأثیر قابل توجهی بر مصرف انرژی ندارد. تفاوت قابل توجهی در تأثیر انواع پنجه بر مصرف انرژی یافت نشد.
(۹)	Waters et al.	۱۹۷۶	۷۰ آمپوته بالای زانو، زیر زانو و سایم	وسکولار و تروماتیک	۳۰	بررسی ارتباط بین سطح قطع عضو و میزان مصرف انرژی	اندازه‌گیری اکسیژن و دی اکسید کربن، ضربان قلب و کدنس	ارتباط معنی‌داری بین سطح قطع عضو و طول استمپ، یافت نشد.

(۱۵)	Traballesi et al.	۲۰۰۸	۸ آمپوته زیر زانو و ۱۶ آمپوته بالای زانو	وسکولار	۵۶	مقایسه میزان مصرف انرژی افراد آمپوته در راه‌رفتن بر روی تردمیل و سطح زمین با سرعت معمولی	اندازه‌گیری مصرف اکسیژن	سرعت انتخابی فرد در طی راه رفتن بر روی تردمیل، کمتر از روی زمین است در نتیجه مصرف انرژی تردمیل بیشتر است.
(۱۶)	Lehmann et al.	۱۹۹۸	۱۵ آمپوته زیر زانو	ذکر نشده است.	۴۴	بررسی تأثیر وزن پروتز بر عملکرد آمپوته زیر زانو	مصرف اکسیژن	وزن پروتز تأثیر قابل توجهی بر مصرف انرژی ندارد.
(۱۷)	Gailey et al.	۱۹۹۷	۱۰ آمپوته زیر زانو	غیر وسکولار	۳۷/۵	بررسی تأثیروزن پروتزبرمصرف انرژی	مصرف اکسیژن	افزایش وزن پروتز تأثیر معنی‌داری بر مصرف انرژی ندارد.
(۱۸)	Mattes et al.	۲۰۰۰	۶ آمپوته زیر زانو	غیر وسکولار	۳۵	بررسی تأثیر افزایش وزن پروتز بر قرینه شدن راه رفتن و میزان مصرف انرژی	اندازه‌گیری اکسیژن و دی اکسید کربن	مصرف انرژی در حالت ۵۰ درصد لود شبیه حالت پایه است اما در وضعیت ۱۰۰ درصد لود، ۷-۶ درصد بیشتر از دو حالت قبل است. به طور کلی، این موضوع نیاز به بررسی بیشتری دارد.
(۱۹)	Lin-Chan et al.	۲۰۰۳	۸ آمپوته زیر زانو	تروماتیک	۳۶	بررسی تأثیر وزن پروتز بر مصرف انرژی	مصرف اکسیژن	افزایش وزن پروتز تأثیر معنی داری بر مصرف انرژی ندارد.

(۲۰)	Robert et al.	۱۹۹۹	۷ آمپوته زیر زانو و ۸ آمپوته بالای زانو	ذکر نشده است.	۴۶/۹	مقایسه تأثیر پروتز از جنس استیل با پروتز از جنس تیتانیوم (سبک تر) بر مصرف انرژی آمپوته‌ها	اندازه‌گیری اکسیژن و دی اکسید کربن	استفاده از قطعات پروتزی با وزن سبک (مثلا از جنس تیتانیوم) تأثیری بر مصرف انرژی ندارد.
(۲۱)	Huang et al.	۲۰۰۰	۱۶ آمپوته زیر زانو	تروماتیک (n=۸)، وسکولار (n=۸)	۴۶/۲۵	بررسی تأثیر انواع پنجه پروتزی و علت قطع عضو بر مصرف انرژی آمپوته‌ها	مصرف اکسیژن و ضربان قلب	مصرف انرژی آمپوته های وسکولار بیشتر از تروماتیک است. تفاوت قابل توجهی در مصرف انرژی آمپوته ها در انواع مختلف پنجه، یافت نشد.
(۲۲)	Nielsen et al.	۱۹۸۸	۶ آمپوته زیر زانو	تروماتیک	۲۶/۷	بررسی تأثیر ۲ نوع پنجه بر مصرف انرژی	مصرف اکسیژن	در سرعت پایین، تفاوت معنی داری در مصرف انرژی بین این ۲ پنجه یافت نشد.
(۲۳)	Barth et al.	۱۹۹۲	۶ آمپوته زیر زانو	وسکولار (n=۳) و تروماتیک (n=۳)	۵۱/۷	بررسی مصرف انرژی آمپوته‌ها با ۶ پنجه مختلف	اندازه‌گیری اکسیژن، دی اکسید کربن و ضربان قلب	انواع پنجه تأثیری روی مصرف انرژی افراد آمپوته ندارد.
(۲۴)	Hsu et al.	۱۹۹۹	۵ آمپوته زیر زانو	غیر وسکولار	۳۱/۶	مقایسه مصرف انرژی آمپوته‌ها در ۳ مدل پنجه	اندازه‌گیری مصرف اکسیژن	پنجه Re-Flex VSP تأثیر قابل توجهی بر کاهش مصرف انرژی دارد.
(۲۵)	Hsu et al.	۲۰۰۶	۸ آمپوته زیر زانو	تروماتیک	۳۶	مقایسه مصرف انرژی آمپوته‌ها در ۳ مدل پنجه	اندازه‌گیری مصرف اکسیژن و ضربان قلب	در سرعت معمول، نوع پنجه تأثیر قابل توجهی بر مصرف انرژی ندارد.

(۲۶)	Grabowski et al.	۲۰۱۰	۴ آمپوته زیر زانو و ۴ فرد غیر آمپوته	تروماتیک (n=۳) و مادرزادی (n=۱)	۳۸/۵	بررسی تأثیر پنجه K3 Promoter™ بر مصرف انرژی آمپوته‌ها	اندازگیری اکسیژن و دی اکسید کربن	بلافاصله بعد از پوشیدن پنجه K3 Promoter™ تفاوت معناداری در مصرف انرژی مشاهده نشد اما پس از تطابق افراد با این مدل پنجه، ۱۲-۴ درصد کاهش مصرف اکسیژن مشاهده شد.
(۲۷)	Herr et al.	۲۰۱۱	۷ آمپوته زیر زانو و ۷ فرد غیر آمپوته	تروماتیک	افراد آمپوته: ۴۶ افراد غیر آمپوته: ۴۹	بررسی تأثیر پنجه Bionic بر مصرف انرژی آمپوته‌ها	اندازه‌گیری اکسیژن و دی اکسید کربن	پنجه Bionic سبب کاهش ۸ درصدی مصرف انرژی آمپوته‌ها می‌شود.
(۲۸)	Buckley et al.	۲۰۰۲	۶ آمپوته زیر زانو	تروماتیک (n=۵) و مادرزادی (n=۱)	۳۹/۵	بررسی تأثیر قطعه جذب‌کننده شوک بر مصرف انرژی آمپوته‌ها	اندازه‌گیری مصرف اکسیژن	قطعه جذب کننده شوک سبب کاهش قابل توجه مصرف انرژی می‌شود.
(۲۹)	Engsberg et al.	۲۰۰۸	۴۳ آمپوته زیر زانو	ذکر نشده است.	۴۰	بررسی تأثیر روش ساخت سوکت بر مصرف انرژی	اندازه‌گیری مصرف اکسیژن، ضربان قلب، فشار خون و ظرفیت تنفسی	روش ساخت سوکت، تأثیر معنی‌داری بر مصرف انرژی ندارد.

۱. سرعت راه رفتن

در زمینه‌ی تأثیر سرعت راه رفتن بر مصرف انرژی، ۴ مطالعه یافت شد. مطالعه‌ی انجام شده توسط گین و همکارانش در سال ۲۰۰۸ نشان می‌دهد که در حالت ایستاده میزان مصرف انرژی در افراد آمپوته و افراد سالم، یکسان است اما در طی راه رفتن، این میزان در افراد آمپوته‌ی زیر زانو، ۱۵-۰ درصد بیشتر از افراد سالم می‌باشد. در این مطالعه، حداکثر سرعت راه رفتن افراد قطع عضو زیر زانو ۱/۲ متر بر ثانیه و در افراد سالم بیش از ۲ متر بر ثانیه گزارش شده است (۲). هم‌چنین، در مطالعه‌ی دیگری که در سال ۲۰۰۵ انجام شده است، در سرعت معمولی، مصرف انرژی آمپوته‌ها از مقدار نرمال بیشتر است (۴). در این مطالعه، ۶ فرد آمپوته‌ی زیر زانو با علت وسکولار شرکت نموده‌اند و نتایج حاصل نشان می‌دهد در سرعت پایین (۱/۷ کیلومتر بر ساعت) مصرف انرژی آمپوته‌ها ۲ برابر حالت نرمال و در سرعت میانه (۴ کیلومتر بر ساعت) نصف حالت نرمال است و به‌نظر می‌رسد که برای رساندن مصرف انرژی به نزدیک حالت نرمال باید فرد آمپوته اندکی سرعت راه رفتن معمول خود را افزایش دهد.

در مطالعه‌ی دیگری هم که در سال ۲۰۰۸ انجام شده است- هر چند هدف اصلی مطالعه، ارزیابی تأثیر سرعت بر

مصرف انرژی نیست- نتایج آن نشان می‌دهد که در راه رفتن بر روی تردمیل، سرعت معمولی فرد آمپوته کمتر از راه رفتن بر روی زمین بوده و در نتیجه، مصرف انرژی در هنگام راه رفتن بر روی تردمیل بیشتر است (۱۵). مطالعه‌ای هم در سال ۱۹۹۴ با هدف مقایسه مصرف انرژی و سرعت آمپوته‌ها با افراد سالم صورت گرفته است و نتایج حاصل نشان می‌دهد که سرعت راه رفتن آمپوته‌ها، ۱۱ درصد کمتر از افراد سالم بود در صورتی‌که مصرف انرژی و ضربان قلب آن‌ها، ۱۶ درصد بیشتر از افراد سالم گزارش شد (۳).

۲. وزن پروتز

در ۶ مقاله به بررسی ارتباط بین وزن پروتز و مصرف انرژی پرداخته شده است. در یک مطالعه که توسط لهمان و همکارانش در سال ۱۹۹۸ انجام شده است، ۱۵ آمپوته زیر زانو در سه گروه با وزن پروتز سبک، متوسط و سنگین شرکت نموده‌اند. نتایج آن نشان می‌دهد که وزن پروتز تأثیر قابل توجهی بر مصرف انرژی ندارد (۱۶).

مطالعه‌ی گالی و همکارانش در سال ۱۹۹۴ هم نتیجه‌ی مشابهی را نشان می‌دهد. در این مطالعه، آمپوته‌ها را در ۲ گروه با پروتز سنگین و سبک تقسیم نمودند و پروتزهای با وزن بیش از ۲/۲۷ کیلوگرم را سنگین و کمتر از این مقدار را سبک در نظر گرفتند. نتایج نهایی این تحقیق حاکی از آن است که تفاوت معنی‌داری در مصرف انرژی بین ۲ گروه یافت نشد و وزن پروتز تأثیر قابل توجهی بر مصرف انرژی فرد ندارد (۳). تحقیق دیگری که در سال ۱۹۹۷ انجام شده است، نشان می‌دهد که افزایش وزن پروتز تأثیر معنی‌داری بر مصرف انرژی ندارد (۱۷). مقاله‌ی دیگری توسط مَتس و همکارانش در سال ۲۰۰۰ منتشر شده است. در این مطالعه تست انرژی در سه وضعیت زیر از ۶ آمپوته زیر زانو گرفته شد: ۱) وضعیت پایه که هیچ لودی به اندام پروتزی اضافه نشده است، ۲) اعمال لود ۱۰۰ درصدی به‌طوری‌که وزن پروتز و اندام سالم یکسان شود، ۳) اعمال لود ۵۰ درصدی به‌طوری‌که وزن پروتز، ۵۰ درصد وزن اندام سالم شود. نتایج حاکی از آن است که مصرف انرژی در حالت ۵۰ درصد لود شبیه حالت پایه است اما در وضعیت ۱۰۰ درصد لود، ۷-۶ درصد بیشتر از دو حالت قبل است و نویسندگان معتقدند که نمی‌توان به‌طور قطع در مورد ارتباط بین وزن اندام مصنوعی و مصرف انرژی تصمیم گرفت و نیاز به بررسی بیشتری دارد (۱۸). تحقیق انجام شده توسط لین چین و همکارانش در سال ۲۰۰۳ نیز نشان می‌دهد که افزایش وزن پروتز تأثیری بر مصرف انرژی آمپوته ندارد، حتی اگر وزن پروتز به ۱۰۰ درصد وزن اندام سالم فرد برسد (۱۹). در آخرین مطالعه‌ای که در این زمینه یافت شد، تأثیر پروتزی با قطعاتی از جنس استیل با پروتزی از جنس تیتانیوم که سبک‌تر از نوع استیل بود، مقایسه شد و نتایج آن نشان داد که پروتز با وزن سبک‌تر، تأثیر قابل توجهی بر میزان انرژی مصرفی آمپوته ندارد (۲۰) این مطالعه در سال ۱۹۹۹ و بر روی ۷ آمپوته‌ی زیر زانو انجام شده است.

۳. تأثیر انواع پنجه‌های پروتزی

در مورد تأثیر انواع پنجه‌ی پروتزی بر میزان مصرف انرژی آمپوته‌های زیر زانو، ۸ مقاله یافت شد که نتایج آن‌ها به‌طور خلاصه در جدول ۳ آمده است. در مطالعه‌ای که در سال ۲۰۰۰ انجام شده است، تأثیر ۳ مدل پنجه SACH، Single axis و Multi axis بر مصرف انرژی آمپوته‌ها بررسی شده است (۲۱). نتایج آن نشان می‌دهد که تفاوت قابل توجهی در مصرف انرژی بین این ۳ مدل پنجه وجود ندارد. مطالعه ی دیگری در سال ۲۰۰۲ انجام شده است (۷). در این تحقیق، تأثیر ۴ نوع پنجه‌ی ساخت شرکت اتوبوک (Otto bock) و یک نوع پنجه‌ی فلکس (Flex-foot)، بر مصرف انرژی آمپوته‌ها ارزیابی شده است و نتایج آن نشان می‌دهد که در سرعت پایین و متوسط، نوع پنجه تفاوت قابل توجهی در میزان مصرف انرژی ایجاد نمی‌کند. نیلسون و همکارانش در سال ۱۹۸۸ به بررسی تأثیر ۲ نوع پنجه SACH و Flex-Foot بر مصرف انرژی آمپوته‌های زیر زانو پرداخته‌اند. نتایج حاکی از آن است که در سرعت پایین، تفاوت معنی‌داری در مصرف انرژی بین این ۲ پنجه یافت نشد اما در سرعت بالا، مصرف انرژی با استفاده از پنجه‌ی ساچ،

بیشتر است (۲۲). مطالعه‌ی دیگری که در سال ۱۹۹۲ به بررسی مصرف انرژی ۶ مدل پنجه پرداخته است، نشان می‌دهد که نوع پنجه بر مصرف انرژی اثر قابل توجهی ندارد (۲۳). در تحقیقی در سال ۱۹۹۹ مصرف انرژی بین ۳ مدل پنجه SACH، Flex-foot و Re-flex VSP با یکدیگر مقایسه شده است. نتایج آن نشان می‌دهد که پنجه Re-flex VSP نسبت به دو پنجه دیگر، تأثیر مثبتی بر مصرف انرژی در راه رفتن (۵ درصد) و دویدن (۱۱ درصد) دارد و بین دو پنجه دیگر تفاوت معناداری یافت نشد (۲۴). مطالعه‌ی دیگری هم در سال ۲۰۰۶ صورت گرفته است و پنجه‌های SACH، C-walk و Flex-foot بررسی شده‌اند و نتایج آن نشان می‌دهد که این پنجه‌ها تأثیر معنی‌داری بر مصرف انرژی ندارند و هر چند در پنجه C-walk مصرف انرژی فرد کمتر می‌شود اما مقدار آن معنی‌دار نیست (۲۵). در تحقیقی هم که در سال ۲۰۱۰ انجام شده است پنجه جدیدی به نام K3 Promoter™ که دارای میدفوت و مفاصل متاتارسوفالانژیال است و می‌تواند فاز Loading response و دامنه حرکتی را همانند پنجه طبیعی بازسازی نماید، در ۴ فرد آمپوته زیر زانو مورد بررسی قرار گرفت. در ابتدا افراد پنجه‌های ذخیره‌کننده انرژی (Elastic Storage and Return (ESAR)) خود را که شامل Seattle lightfoot، DP Advantage 2، Ossur variflex و College Park Trustep بود (هرکدام مربوط به یکی از افراد است) را پوشیدند و سپس با پنجه جدید، بلافاصله و ۲۱ روز پس از پوشیدن آن، تست گرفته شد. نتایج این مطالعه نشان داد که مصرف انرژی آمپوته‌ها با پنجه‌های خودشان، ۴۰–۳۰ درصد بیشتر از افراد سالم است. هم‌چنین، بلافاصله پس از پوشیدن پنجه K3 Promoter™ تفاوت معنی‌داری در مصرف انرژی مشاهده نشد اما پس از ۲۱ روز پوشیدن پنجه و تطابق با آن، مصرف اکسیژن آمپوته‌ها، ۱۲–۴ درصد کمتر از پنجه‌های قبلی افراد گزارش شد (۲۶). مطالعه‌ای هم در سال ۲۰۱۱ به بررسی تأثیر پنجه Bionic بر مصرف انرژی آمپوته‌ها پرداخته است و نتایج آن نشان می‌دهد که این پنجه سبب کاهش ۸ درصدی مصرف انرژی در آمپوته‌ها در مقایسه با پنجه‌های Passive-elastic می‌شود (۲۷).

جدول ۳. اطلاعات مربوط به تأثیر انواع پنجه‌های پروتزی بر مصرف انرژی

شماره منبع	نویسندگان	سال انتشار	نوع پنجه	نتیجه‌گیری
(۷)	Schmalz et al.	۲۰۰۲	1S71- 1D10- 1D25- 1C40- FLEX WALK II (Flex- Foot)	تفاوت قابل توجهی در تأثیر انواع پنجه ها بر مصرف انرژی یافت نشد. (نکته: ۴ پنجه اول از نوع SACH اند.)
(۲۱)	Huang et al.	۲۰۰۰	SACH- Single axis- Multi axis-	تفاوت قابل توجهی در تأثیر انواع مختلف پنجه ها بر مصرف انرژی یافت نشد.
(۲۲)	Nielsen et al.	۱۹۸۸	Flex foot- SACH-	در سرعت پایین، نوع پنجه تأثیری روی مصرف انرزی ندارد اما در سرعت بالای راه رفتن، مصرف انرژی پنجه ساچ، بیشتر است.

(۲۳)	Barth et al.	۱۹۹۲	SACH- SAFE II- Seattle light foot- Quantum- Carbon copy- Flex walk-	انواع پنجه تأثیر قابل توجهی روی مصرف انرژی افراد آمپوته ندارد.
(۲۴)	Hsu et al.	۱۹۹۹	SACH- Flex-Foot- Re-Flex Vertical - Shock Pylon VSP)	پنجه Re-Flex نسبت به دو پنجه دیگر، تأثیر مثبتی بر مصرف انرژی دارد. تفاوتی در میزان مصرف انرژی بین دو پنجه دیگر یافت نشد.
(۲۵)	Hsu et al.	۲۰۰۶	SACH- Flex-Foot- Otto Bock C-Walk - foot	پنجه C-Walk مصرف انرژی کمتری نسبت به سایر پنجه ها دارد اما تفاوت آن، معنادار نیست.
(۲۶)	Grabowski et al.	۲۰۱۰	elastic storage and - return (ESAR) K3 Promoter™ -	پس از تطابق فرد با پنجه، مصرف انرژی آمپوته ها با استفاده از پنجه K3 Promoter™، ۱۲-۴ درصد کمتر از پنجه های ESAR است.
(۲۷)	Herr et al.	۲۰۱۱	passive-elastic- Bionic ankle–foot-	پنجه Bionic سبب کاهش ۸ درصدی مصرف انرژی می شود.

۴. علت و سطح قطع عضو و طول استمپ

در مورد ارتباط بین علت و سطح قطع عضو و میزان مصرف انرژی، ۳ مطالعه یافت شد. در مطالعه‌ی کریستیین و همکارانش در سال ۲۰۰۵، مصرف انرژی آمپوته‌های زیر زانوی وسکولار با آمپوته‌های بالای زانوی تروماتیک مقایسه شده است و نتایج آن نشان می‌دهد که در سرعت یکسان، میزان مصرف انرژی در افراد قطع عضو زیر زانو برابر با مصرف انرژی آمپوته‌های بالای زانو است (۴). این مطلب موافق با نتایج تحقیقی است که توسط واترز و همکارانش انجام شده است (۹). نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که در سرعت یکسان، مصرف انرژی آمپوته‌های زیر زانوی وسکولار برابر با آمپوته‌های بالای زانوی تروماتیک است. اما در قطع عضوهای با دلایل یکسان، آمپوته‌های زیر زانو انرژی کمتری را در راه رفتن با سرعت معمولی نسبت به آمپوته‌های بالای زانو صرف می‌کنند. هم‌چنین، مصرف انرژی در آمپوته‌های سایم کمتر از زیر زانو گزارش شده است. این مطلب نشان می‌دهد که میزان مصرف انرژی به علت آمپوتاسیون، بیشتر از سطح قطع عضو وابسته است اما در قطع عضوهای با علت یکسان، هرچه قطع عضو در سطح پایین‌تری انجام شود، از لحاظ مصرف انرژی به صرفه‌تر است. هم‌چنین، بارت و همکارانش در سال ۱۹۹۲ نیز نشان دادند که مصرف انرژی آمپوته‌های وسکولار زیر زانو بیشتر از تروماتیک است (۲۳).

هم‌چنین، درمورد تأثیر طول استمپ زیر زانو بر مصرف انرژی تنها یک مطالعه یافت شد که در سال ۱۹۹۴ انجام شده است (۳). نتایج آن نشان می‌دهد که بین طول استمپ و میزان مصرف انرژی آمپوته‌ها ارتباط معنی‌داری وجود ندارد.

۵. الایمنت پروتز

تنها یک مطالعه به بررسی تأثیر الایمنت پروتز بر مصرف انرژی پرداخته بود. این مطالعه که در سال ۲۰۰۲ بر روی ۱۵ آمپوته زیر زانو انجام شده است، نشان می‌دهد که تغییر وضعیت پنجه‌ی پروتز به حالت دورسی فلکشن یا پلنتار فلکشن سبب افزایش بسیار اندک مصرف انرژی در آمپوته‌ها می‌شود اما تغییر وضعیت پنجه در صفحه‌ی ساژیتال (به سمت جلو و عقب)، تأثیر قابل توجهی بر مصرف انرژی ندارد (۷).

۶. قطعات جذب‌کننده شوک

تنها یک مقاله به بررسی در این زمینه پرداخته است. این مطالعه در سال ۲۰۰۲ انجام گرفته است و در آن تأثیر قطعه جذب‌کننده شوک تل تورشن (Tele-Torsion) بر مصرف

انرژی در سرعت‌های مختلف راه رفتن (شامل ۱۰۰، ۱۳۰ و ۱۶۰ درصد سرعت طبیعی راه رفتن افراد)، بررسی شده است. نتایج آن نشان می‌دهد که مصرف اکسیژن با استفاده از این قطعه، ۵/۴ درصد و ۹/۱ درصد کمتر از حالتی است که از این قطعه استفاده نمی‌شود (۲۸).

۷. سوکت پروتز

در یک مطالعه به این موضوع پرداخته شده بود. این مطالعه در سال ۲۰۰۸ انجام شده است و در آن، تأثیر دو روش ساخت سوکت بر مصرف انرژی آمپوته‌های زیر زانو بررسی شده است. در یکی از این روش‌ها سوکت توسط پروتزیست شکل داده می‌شود و سوکت قابلیت تحمل بار را ندارد (سوکت اصلاح شده (Rectified) و در روش دیگر، سوکت مطابق با شکل استمپ ساخته می شود و قابلیت تحمل بار را دارد (Unrectified). نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که بین این دو نوع سوکت تفاوت معنی‌داری در مصرف انرژی مشاهده نشد (۲۹).

بحث

انرژی مصرفی آمپوته‌ها در طی حرکت، یکی از موضوعات مهم مورد توجه پروتزیست‌ها، پزشکان و درمانگران است. نتایج این مطالعه مروری نشان می‌دهد که افراد آمپوته با سرعت کمتری نسبت به افراد سالم راه می‌روند و هرچه سطح قطع عضو بالاتر باشد، سرعت فرد کمتر می‌شود. بر اساس نظر محققان، میزان مصرف اکسیژن به سرعت راه رفتن بستگی دارد (۳۰). افراد سالم، در سرعت مطلوب، حداقل انرژی را مصرف می‌کنند و با کاهش یا افزایش سرعت، میزان مصرف انرژی هم افزایش می‌یابد (۴). به نظر می‌رسد که افزایش مصرف انرژی در افراد آمپوته به دلیل ناتوانی آن‌ها در رسیدن به سرعت مطلوب راه رفتن باشد (۲). از طرف دیگر، افزایش مصرف انرژی هم سبب غیر طبیعی شدن حرکت فرد و کاهش سرعت راه رفتن وی می‌شود (۴) و این موضوع، افزایش مصرف انرژی را تشدید می‌کند. همچنین، در آمپوته‌های وسکولار به دلیل پایین بودن سرعت راه رفتن، مصرف انرژی از سایر آمپوته‌ها بیشتر است (۳). به‌طور کلی از مجموع تحقیقات انجام شده در مورد ارتباط بین سرعت و مصرف انرژی آمپوته‌ها، هر چه سرعت راه رفتن فرد بیشتر باشد، مصرف انرژی کمتر است. این موضوع باید مورد توجه آمپوته‌ها و پروتزیست‌ها قرار گیرد و عوامل قابل کنترل برای بهبود سرعت راه رفتن فرد، کنترل شود.

موضوع دیگری که به‌عنوان یکی از عوامل مؤثر بر مصرف انرژی، در تحقیقات انجام شده مورد بررسی قرار گرفته بود، وزن پروتز است. وزن اندام مصنوعی به‌علاوه‌ی وزن عضو باقی‌مانده در آمپوته‌های زیر زانو در حدود ۳۰ تا ۴۰ درصد وزن پنجه و ساق پای سالم فرد است. درمانگران و محققان معتقدند که پروتز باید تا حد امکان وزن کمی داشته باشد تا موجب کاهش فعالیت عضلانی و مصرف انرژی در طی راه رفتن شده و سرعت راه رفتن را افزایش دهد (۳۱– ۳۲). این مطلب بر اساس این نظریه است که یکی از بخش‌های مهم نیاز به انرژی در راه رفتن در هنگام بلند کردن اندام از زمین در هر گام است و فعالیت عضلانی باید با کاستن از وزن و گشتاور اینرسی اندام، کاهش یابد (۱۸).

در مطالعات مورد بررسی به عدم وجود ارتباط معنی‌دار بین وزن پروتز و مصرف انرژی اشاره شده بود. شاید بتوان گفت که علت عدم تأثیر قابل توجه پروتز سنگین وزن بر مصرف انرژی آمپوته‌ها به‌دلیل تطابق سیستم اسکلتی– عضلانی و قلبی– عروقی بدن فرد باشد (۳). از طرف دیگر، در این مطالعات، افراد آمپوته مسافت کوتاهی را برای اندازه‌گیری مصرف انرژی راه می‌روند اما ممکن است تأثیر وزن پروتز بر مصرف انرژی در مسافت‌های طولانی، مشخص شود. همچنین نوع پنجه و سیستم تعلیق پروتز هم می‌تواند تأثیر وزن پروتز را کاهش دهد که در این تحقیقات به آن توجه نشده بود. همچنین، مطالعه بر روی تأثیر انواع مختلف پنجه بر مصرف انرژی آمپوته‌ها نشان می‌دهد که در سرعت پایین و متوسط، نوع پنجه تأثیر قابل توجهی بر میزان انرژی مصرفی آمپوته ندارد. در مورد پنجه‌های جدیدی مانند Bionic و K3 Promoter™ که به تأثیر مثبت بر مصرف انرژی

اشاره شده بود به‌دلیل کم بودن مطالعات و هم‌چنین، کم محدود بودن افراد مورد مطالعه، نتایج قطعی در دست نمی‌باشد. از طرف دیگر، در برخی از این مطالعات، عوامل مخدوش کننده‌ای مانند سرعت راه رفتن، علت قطع عضو و سطح فعالیت آمپوته‌ها کنترل نشده است بنابراین، شواهد موجود در این زمینه کافی نبوده و نیاز به انجام تحقیقات جامع‌تر و سازمان یافته‌تری می باشد. هم‌چنین لازم است تأثیر پنجه‌های رایج مورد استفاده در کشور ما نیز مورد ارزیابی قرار گیرد.

این مطالعه‌ی مروری نشان داد که سطح مصرف انرژی به میزان زیادی به وضعیت فیزیکی آمپوته بستگی دارد. بررسی‌های انجام شده نشان می‌دهد که مصرف انرژی آمپوته‌های وسکولار در حدود ۳۵-۲۰ درصد بیشتر از آمپوته‌های تروماتیک است (۳, ۵, ۱۷). در مورد اثر طول استمپ بر مصرف انرژی، تنها یک مطالعه یافت شد که در آن ارتباط معنی‌داری بین طول استمپ و سطح قطع عضو وجود نداشت. در این مطالعه، عواملی وجود داشت که ممکن است بر نتایج مطالعه تأثیرگذار بوده باشد اما توسط محققان، کنترل نشده است. برای مثال، سرعت راه رفتن افراد کنترل نشده است. هم‌چنین، علت قطع عضو هم عاملی است که بر مصرف انرژی تأثیر می‌گذارد و باید در این مطالعه مورد توجه قرار می‌گرفت. از طرف دیگر، در این مطالعه افراد مسافتی در حدود ۶۰/۵ متر را پیمودند و لازم است که ارتباط بین سطح قطع عضو و میزان مصرف انرژی افراد در راه رفتن در مسافت‌های طولانی مورد ارزیابی قرار گیرد تا به فعالیت‌های روزمره فرد نزدیک‌تر باشد. به هر حال، صرف‌نظر از تأثیر طول استمپ بر مصرف انرژی آمپوته‌ها، بر اساس نظر پزشکان و پروتزیست‌ها، بلندتر بودن طول استمپ مزایایی شامل بازوی اهرمی بلندتر، ظرفیت عضلانی بزرگ‌تر و ظرفیت تحمل نیروی بیشتری را به‌دنبال خود دارد (۳) و لازم است که در حین عمل جراحی، تا حد امکان حداکثر طول استمپ حفظ شود.

مطالعه‌ی انجام شده در مورد تأثیر الایمنت پروتز هم نشان داد که تغییر الایمنت پروتز بر مصرف انرژی تأثیر قابل توجهی ندارد. اندازه‌گیری گشتاورهای زانو در صفحه‌ی ساژیتال نشان می‌دهد که تغییر الایمنت خطی و زاویه‌ای پنجه سبب تأثیر بر حداکثر گشتاور اکستنسوری زانو در نیمه‌ی دوم فاز استنس می‌شود اما بیشترین تغییر ایجاد شده در گشتاور زانو در وضعیت‌های دورسی فلکشن و پلنتار فلکشن چشم‌گیر ایجاد می‌شود. تغییر در ثبات زانو نیازمند جبران توسط عضلات دارد که در آمپوته‌های زیر زانو اندکی سبب افزایش مصرف انرژی می‌شود (۷) اما این افزایش، معنی‌دار نمی‌باشد.

در مورد ارتباط بین سوکت و مصرف انرژی نیز تنها یک مطالعه انجام گرفته بود در این مطالعه، سوکت اصلاح نشده مطابق با شکل استمپ طراحی شده بود و نسبت به سوکت اصلاح شده، فیت بهتری داشت. نتایج این مطالعه نشان داد که بر خلاف تصور رایج، فیت بودن سوکت تأثیر قابل توجهی بر مصرف انرژی آمپوته‌ها ندارد. البته در این مطالعه عوامل مخدوش کننده‌ای مانند نوع پنجه، الایمنت پروتز و سرعت راه رفتن آمپوته‌ها کنترل نشده است و به‌نظر می‌رسد که نتوان نتایج این مطالعه را کافی دانست و نیاز است که مطالعات کامل‌تری در این زمینه انجام شود.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که مصرف انرژی آمپوته‌های زیر زانو در طی حرکت، تحت تأثیر عوامل مختلفی قرار دارد که این عوامل شامل سرعت راه رفتن، سطح قطع عضو، قطعات جذب‌کننده شوک و الایمنت پروتز می‌باشد. هم‌چنین، بر خلاف تصور رایج، وزن پروتز، نوع پنجه، نوع سوکت و طول استمپ تأثیر قابل توجهی بر مصرف انرژی ندارد. ممکن است عوامل دیگری هم مانند نوع تعلیق و مناسب بودن فیتینگ پروتز بر میزان مصرف انرژی آمپوته‌ها اثر بگذارد اما در هیچ مطالعه‌ای این موضوع بررسی نشده است.

پیشنهادها

در اکثر این مطالعات، آمپوته‌های در اثر بیماری‌های وسکولار از مطالعه کنار گذاشته شده‌اند و با توجه به این‌که درصد قابل توجهی از قطع عضوهای زیر زانو در اثر بیماری‌های وسکولار ایجاد می‌شود، به‌نظر می‌رسد که همه‌ی نتایج این مطالعات را نتوان به تمامی افراد آمپوته‌ی زیر زانو (با دلایل مختلف قطع عضو) تعمیم داد. هم‌چنین، در مورد روش اجرای برخی از مطالعات سؤالاتی در مورد کم بودن تعداد افراد مورد مطالعه، متفاوت بودن سطح فعالیت افراد مورد بررسی، کوتاه بودن مدت زمان اجرای تحقیق و عدم کنترل عوامل مخدوش‌کننده مطرح است که باید در مطالعات بعدی، مورد توجه قرار گیرد. هم‌چنین، علاوه بر موضوعات مطرح شده در این مطالعات، عوامل دیگری مانند نوع تعلیق پروتز و فیت بودن آن هم ممکن است بر انرژی مصرفی راه رفتن اثر بگذارد و پیشنهاد می‌شود که مورد توجه محققان قرار گیرد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان این مقاله بر خود لازم می‌دانند از همه کسانی که در انجام این مطالعه همکاری نمودند، صمیمانه قدردانی نمایند.

References

1. Unwin N. Epidemiology of lower extremity amputation in centres in Europe, North America and East Asia. Br J Surg 2000; 87(3): 328-37.
2. Genin JJ, Bastien GJ, Franck B, Detrembleur C, Willems PA. Effect of speed on the energy cost of walking in unilateral traumatic lower limb amputees. Eur J Appl Physiol 2008; 103(6): 655-63.
3. Gailey R, Wenger M, Raya M, Kirk N, Erbs K, Spyropoulos P, et al. Energy expenditure of trans-tibial amputees during ambulation at self-selected pace. Prosthet Orthot Int 1994; 18(2): 84-91.
4. Detrembleur C, Vanmarsenille J-M, Cuyper FD, Dierick F. Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. Gait & posture 2005; 21(3): 333-40.
5. Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. Gait & posture 1999; 9(3): 207-31.
6. Fisher S, Gullickson Jr G. Energy cost of ambulation in health and disability: a literature review. Arch Phys Med Rehabil 1978; 59(3): 124-33.
7. Schmalz T, Blumentritt S, Jarasch R. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. Gait & posture 2002; 16(3): 255-63.
8. Gonzalez E, Corcoran P, Reyes R. Energy expenditure in below-knee amputees: correlation with stump length. Arch Phys Med Rehabil 1974; 55(3): 111-9.
9. Waters R, Perry J, Antonelli D, Hislop H. Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. J Bone Joint Surg Am 1976; 58(1): 42-6.
10. Gholizadeh H, Osman NAA, Kamyab M, Eshraghi A, Abas WABW, Azam MN. Transtibial prosthetic socket pistoning: Static evaluation of Seal-In® X5 and Dermo® Liner using motion analysis system. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2012; 27(1): 34-9.
11. Torburn L, Powers CM, Guiterrez R, Perry J. Energy expenditure during ambulation in dysvascular and traumatic below-knee amputees: a comparison of five prosthetic feet. J Rehabil Res Dev 1995; 32(2): 111-9.
12. Gitter A, Czerniecki J, Weaver K. A reassessment of center-of-mass dynamics as a determinate of the metabolic inefficiency of above-knee amputee ambulation. Am J Phys Med Rehabil 1995; 74(5): 332-8.
13. Colborne GR, Naumann S, Longmuir PE, Berbrayer D. Analysis of mechanical and metabolic factors in the gait of congenital below knee amputees: A comparison of the SACH and Seattle feet. Am J Phys Med Rehabil 1992; 71(5): 272-8.
14. Rietman J, Postema K, Geertzen J. Gait analysis in prosthetics: opinions, ideas and conclusions. Prosthet Orthot Int 2002; 26(1): 50-7.
15. Traballesi M, Porcacchia P, Averna T, Brunelli S. Energy cost of walking measurements in subjects with lower limb amputations: A comparison study between floor and treadmill test. Gait & Posture 2008; 27(1): 70-5.
16. Lehmann JF, Price R, Okumura R, Questad K, de Lateur BJ, Négretot A. Mass and mass distribution of below-knee prostheses: effect on gait efficacy and self-selected walking speed. Arch Phys Med Rehabil 1998; 79(2): 162-8.

17. Gailey R, Nash M, Atchley T, Zilmer R, Moline-Little G, Morris-Cresswell N, et al. The effects of prosthesis mass on metabolic cost of ambulation in non-vascular trans-tibial amputees. Prosthet Orthot Int 1997; 21(1): 9-16.
18. Mattes SJ, Martin PE, Royer TD. Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: matching prosthetic and intact limb inertial properties. Arch Phys Med Rehabil 2000; 81(5): 561-8.
19. Lin-Chan S-J, Nielsen DH, Yack HJ, Hsu M-J, Shurr DG. The effects of added prosthetic mass on physiologic responses and stride frequency during multiple speeds of walking in persons with transtibial amputation. Arch Phys Med Rehabil 2003; 84(12): 1865-71.
20. Scherer RF, Dowling JJ, Frost G, Robinson M, McLean K. Mechanical and metabolic work of persons with lower-extremity amputations walking with titanium and stainless steel prostheses: a preliminary study. JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics 1999; 11(2): 38-42.
21. Huang G-F, Chou Y-L, Su F-C. RETRACTED: Gait analysis and energy consumption of below-knee amputees wearing three different prosthetic feet. Gait & posture 2000; 12(2): 162-8.
22. Nielsen DH, Shurr DG, Golden JC, Meier K. Comparison of energy cost and gait efficiency during ambulation in below-knee amputees using different prosthetic feet-A preliminary report. JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics 1988; 1(1): 24-31.
23. Barth DG, Schumacher L, Thomas SS. Gait analysis and energy cost of below-knee amputees wearing six different prosthetic feet. JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics 1992; 4(2): 63-75.
24. Hsu M-J, Nielsen DH, Yack HJ, Shurr DG. Physiological measurements of walking and running in people with transtibial amputations with 3 different prostheses. J Orthop Sports Phys Ther 1999; 29(9): 526-33.
25. Hsu M-J, Nielsen DH, Lin-Chan S-J, Shurr D. The effects of prosthetic foot design on physiologic measurements, self-selected walking velocity, and physical activity in people with transtibial amputation. Arch Phys Med Rehabil 2006; 87(1): 123-9.
26. Grabowski AM, Rifkin J, Kram R. K3 Promoter™ prosthetic foot reduces the metabolic cost of walking for unilateral transtibial amputees. JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics 2010; 22(2): 113-20.
27. Herr HM, Grabowski AM. Bionic ankle–foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation. Proc R Soc B 2012; 279: 457-64.
28. Buckley JG, Jones SF, Birch KM. Oxygen consumption during ambulation: comparison of using a prosthesis fitted with and without a tele-torsion device. Arch Phys Med Rehabil 2002; 83(4): 576-80.
29. Engsberg JR, Sprouse SW, Uhrich ML, Ziegler BR, Luitjohan FD. Comparison of rectified and unrectified sockets for transtibial amputees. Journal of prosthetics and orthotics: JPO 2008; 18(1): 1.
30. Tesio L, Roi G, Möller F. Pathological gaits: inefficiency is not a rule. Clin Biomech 1991; 6(1): 47-50.
31. Donn J, Porter D, Roberts V. The effect of footwear mass on the gait patterns of unilateral below-knee amputees. Prosthet Orthot Int 1989; 13(3): 140-4.
32. Godfrey C, Brett R, Jousse A. Foot mass effect on gait in the prosthetic limb. Arch Phys Med Rehabil 1977; 58(6): 268-9.

Energy consumption of below-knee amputees during walking: A review of literature

Tahmoureth Tahmasebi [1], Razieh Tahmasebi [*]

Review Article

Abstract

Introduction: Measuring the energy consumption is one of the effective methods for evaluating the effectiveness of the prostheses in lower limb amputees. Every prosthetic components that could reduce the energy consumption while increasing patient comfort is the best choice for this group. Therefore, the aim of this study was to evaluate the energy consumption of below-knee amputees and the factors affecting it.

Materials and methods: The following keywords were used for this study: "below knee amputee", "trans-tibial amputee", "Energy expenditure", "Oxygen consumption and walking". An electronic search was done via the PubMed, Cochrane library, Google scholar and ISI web of science databases from 1970 to 2012.

Results: 56 out of 76 found articles were excluded due to our inclusion/exclusion criteria. The remaining 20 articles were eligible and were analyzed and the conclusion was taken from them. The reported scores for external validity, internal validity (bias), and internal validity (confounding) varied between 4-9, 2-3, 4-5, and 3-5, respectively.

Conclusion: This review shows that the energy consumption of below-knee amputees during walking was more than non-amputees people. The energy consumption is influenced by many factors including walking speed, level of amputation and alignment. Contrary to general perception, no significant relationship was found between the weights of the prosthesis, type of prosthetic feet or length of stamp and the energy consumption. The effect of prostheses suspension and proper fitting on energy consumption has not been studied yet. Our review signifies a need for further research on larger community that includes a variety of below-knee amputation.

Key Words: Below knee amputees, Energy consumption, Walking

Citation: Tahmasebi T, Tahmasebi R. **Energy consumption of below-knee amputees during walking: A review of literature**. J Res Rehabil Sci 2014; 10 (5): 687-703

Received date: 29/4/2014 Accept date: 28/9/2014

* MSc Student, Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran. (Corresponding Author) Email: rtb106@ymail.com
1. Lecturer, Academic Member, Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.