Archive of SID

Research Paper: Effect of Hemipelvectomy Amputation on Kinematics and Muscle Force Generation of Lower Limb While Walking

Keyvan Sharifmoradi[1], *Mostafa Kamali[2], Mohammad Taghi Karimi[2]

1. Department of Physical Education, Faculty of Humanities, University of Kashan, Kashan, Iran.
2. Department of Orthotics and Prosthetics, Faculty of Rehabilitation, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation: Sharifmoradi K, Kamali M, Karimi MT. [Effect of Hemipelvectomy Amputation on Kinematics and Muscle Force Generation of Lower Limb While Walking (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2017; 18(2):122-131. http://dx.doi.org/10.21859/jrehab-1802120

http://dx.doi.org/10.21859/jrehab-1802120

Received: 04 Nov. 2016
Accepted: 17 Mar. 2017

ABSTRACT

Objective Hemipelvectomy amputation is a surgical procedure in which the lower limb and a portion of pelvic are removed. There are a few studies on the performance of this group of patients while walking. The aim of this paper was to evaluate the effect of hemipelvectomy amputation on kinematics and muscle force generation of the lower limb while walking with Canadian prosthesis.

Materials & Methods A subject who underwent hemipelvectomy amputation on his left side and whose mass, height, and age were 75 kg, 1.75 m, and 39 years, respectively, was involved in this study. Qualisys motion analysis system with seven cameras and force-plate system were used to record marker tracking and ground reaction forces. Twenty reflective markers were attached to the subject's body. As the subject walked , the data was recorded. The mean of five trials was used for statistical computing. The data was collected with the frequency of 120 Hz and filtered with 10 Hz low-pass filter. Muscloskeletal modeling was conducted by Visual 3D and OpenSim software. All data were analyzed using the SPSS 19 software at α=0.05.

Results There were significant differences between knee and ankle joint kinematic pattern at Loading, Mid-stance, Terminal stance, and Pre-swing phases of gait (P<0.05).

In weight acceptance phase and mid-stance phase, ankle plantar flexion and dorsi-flexion range of motion, respectively, were significantly lower in the patient compared to a healthy subject (P=0.00). At the end of the stance phase, ankle range of motion was significantly different in the patient compared to the healthy subject (P=0.00). In the pre-swing phase, ankle plantar flexion was 11.5 degrees greater than that of the healthy subject. In mid-swing phase, patients showed more ankle dorsi-flexion compared to the healthy subject. In weight acceptance phase, knee flexion of patient (P=0.00) was significantly greater than that of the healthy subject, and in mid-stance phase, knee extension of patient was significantly greater (P=0.04). In pre-swing phase (P=0.00) and initial swing (P=0.02), there were significant differences between knee flexion of patients and healthy subjects. The pattern of hip range of motion during gait cycle was the same for the patient and the healthy subject (P>0.05). Force generation of the hip abductor, hip extensor, and knee extensor along with tibialis anterior and posterior of the patients in the sound leg were significantly more than that of the normal subject (P<0.05).

Conclusion The kinematics pattern of the patient's lower limb during gait is different. Kinematic changes are associated with a significant increase in lower limb muscle generation that can have a degenerative effect on the knee joint. So the importance of this subject should be considered by rehabilitation experts.

Keywords:
Hemipelvectomy amputation, Muscle force, Kinematics, Gait

*Corresponding Author:
Mostafa Kamali, MSc.
Address: Department of Orthotics and Prosthetics, Faculty of Rehabilitation, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.
Tel: +98 (913) 3505258
E-Mail: mostafa_kamali@rehab.mui.ac.ir

www.SID.ir

Archive of SID

اثر قطع عضو همیپلویکتومی بر کینماتیک و نیروی تولیدی عضلات اندام تحتانی حین راه رفتن با پروتز کانادین؛ گزارش موردی

کیوان شریف مرادی[۱]، *مصطفی کمالی[۲]، محمدتقی کریمی[۲]

۱- گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه کاشان، کاشان، ایران.
۲- گروه ارتوپدی فنی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

تاریخ دریافت: ۱۲ آبان ۱۳۹۵
تاریخ پذیرش: ۲۲ اسفند ۱۳۹۵

چکیده

هدف قطع همیپلویکتومی، نوعی روش جراحی است که در آن اندام تحتانی و بخشی از پلویس برداشته می‌شود. تحقیقات بسیار کمی در زمینه راه‌رفتن بیماران قطع همیپلویکتومی انجام شده است. هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر قطع عضو همیپلویکتومی بر کینماتیک و نیروی تولیدی عضلات اندام تحتانی حین راه‌رفتن با پروتز کانادین و به صورت گزارش موردی بود.

روش بررسی بیماری با قطع همیپلویکتومی سمت چپ با قد، وزن و سن به ترتیب ۱۷۵ سانتی‌متر، ۷۵ کیلوگرم و ۳۹ سال و فردی سالم در مطالعه شرکت کردند. از سیستم تحلیل حرکتی کوالیسیس شامل هفت دوربین و صفحه نیروی کیستلر برای ثبت مسیر نشانگرها و نیروی عکس‌العمل زمین استفاده شد. تعداد ۲۰ نشانگر منعکس‌کننده نور مادون قرمز بر روی بدن آزمودنی‌ها در نقاط مشخص نصب شد. در حالی که آزمودنی در مسیر تعیین‌شده راه می‌رفت، تصویر نشانگرها هنگام راه‌رفتن همراه با داده‌های صفحه نیرو ثبت می‌شد. میانگین پنج‌بار تکرار راه‌رفتن برای محاسبات آماری در نظر گرفته شد. ثبت فازهای ایستادن و نوسان حین چرخه راه‌رفتن با استفاده از نرم افزار کوالیسیس انجام شد. داده‌ها با فرکانس ۱۲۰ هرتز جمع‌آوری شدند و با فیلتر پایین گذر با فرکانس ۱۰ هرتز فیلتر شدند. مدل‌کردن سیستم عضلانی اسکلتی با استفاده از نرم افزار «لوین سیم» و «ویزوال تری‌دی» صورت گرفت. متغیرهای تحقیق حاضر شامل متغیرهای کینماتیکی مفصل مچ پا، زانو و ران و نیروی فعال عضلات مختلف اندام تحتانی بودند. محاسبه مقدار نیروی فعال عضله از طریق روابط تعریف‌شده برای نرم افزار لوین سیم انجام شد. تحلیل داده‌ها با استفاده از روش آماری «تی تست مستقل» در محیط نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۹ و سطح معنی‌داری ($P<0/05$) انجام شد.

یافته‌ها الگوی کینماتیکی مفصل مچ پا و زانوی پای سالم بیمار همیپلویکتومی در فازهای پذیرش وزن، میانه استنس، انتهای استنس و پیش‌نوسان تفاوت معنی‌داری با پای همتای فرد سالم داشت ($P<0/05$). دامنه حرکتی پلانتار فلکشن مچ پای بیمار همیپلویکتومی در فاز پذیرش وزن، دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا در فاز میانه استنس در بیمار همیپلویکتومی به طور معنی‌داری از فرد سالم کمتر بود ($P=0/00$). در فاز انتهای استنس دامنه حرکتی مچ پای بیمار همیپلویک در مقایسه با دامنه حرکتی پای فرد سالم تفاوت معنی‌داری نشان داد ($P=0/00$). در فاز پیش‌نوسان مچ پای بیمار همیپلویک در وضعیت پلانتار فلکشن ۱۱/۵ درجه از فرد سالم بیشتر بود. در فاز میانه نوسان دامنه حرکتی دورسی فلکشن بیمار همیپلویکتومی ۶ درجه از فرد سالم بیشتر بود ($P=0/00$). در فاز پذیرش وزن دامنه حرکتی فلکشن زانو ($P=0/00$) و در فاز میانه استنس دامنه حرکتی اکستنشن زانو در بیمار همیپلویکتومی به طور معنی‌داری از فرد سالم بیشتر بود ($P=0/04$). در فاز پیش‌نوسان ($P=0/00$) و ابتدای نوسان ($P=0/02$) تفاوت معنی‌داری در دامنه حرکتی فلکشن مفصل زانوی بیمار همیپلویکتومی و فرد سالم مشاهده شد. دامنه حرکتی مفصل ران در یک چرخه کامل راه‌رفتن بین بیمار همیپلویک و فرد سالم مشابه بود ($P>0/05$). نیروی تولیدی عضلات اکستنسور ران، ابداکتور ران، اکستنسور زانو به همراه عضلات تیبالیس انتریور و پوستریور در پای سالم بیمار همیپلویکتومی به طور معنی‌داری از پای همتای فرد سالم بیشتر بود ($P<0/05$).

نتیجه‌گیری الگوی کینماتیک راه‌رفتن افراد قطع عضو همیپلویکتومی با استفاده از پروتز کانادین به طور بارزی تغییر می‌کند. تغییرات کینماتیکی با افزایش معنی‌دار نیروی تولیدی عضلات مختلف اندام تحتانی همراه است که می‌تواند اثر مخربی بر مفاصل اندام تحتانی به خصوص مفصل زانو داشته باشد که اهمیت این موضوع باید مدنظر توان‌بخشان و متخصصان توان‌بخشی قرار گیرد.

کلیدواژه‌ها:
قطع همیپلویکتومی،
نیروی عضله،
کینماتیک، راه رفتن

مقدمه

قطع عضوهای اندام تحتانی در نتیجه تروما، بیماری‌های عروقی، سرطان و غیره انجام می‌شود. شیوع قطع عضو بین ۲/۸ تا ۴۳/۹ درصد در هر صدهزار نفر متفاوت است که ۰/۵ درصد تا ۳ درصد در سطح مفصل ران یا بالاتر انجام می‌شود [۳-۱]. میزان شیوع قطع عضو در ایران در سال ۱۳۸۱، ۱/۳ در هزار نفر تخمین زده شد. امروزه علت اصلی قطع عضو در ایران حوادث جاده‌ای و تا

* نویسنده مسئول:
مصطفی کمالی
نشانی: اصفهان، دانشگاه علوم‌پزشکی اصفهان، دانشکده توانبخشی، گروه ارتوپدی فنی.
تلفن: ۳۵۰۵۲۵۸ (۹۱۳) ۹۸+
رایانامه: mostafa_kamali@rehab.mui.ac.ir

www.SID.ir

Archive of SID

حدودی حوادث در محیط کار است. بنابراین برنامه‌ریزی در جهت پیشگیری، آموزش، فرهنگ‌سازی و به ویژه درمان مصدومان باید در اولویت توجه مسئولان قرار گیرد [۴]. دلیل اصلی قطع عضو مشکلات عروقی، بدخیمی، تروما و تومور است [۱، ۵]. توانایی ایستادن و راه‌رفتن افراد با قطع عضو اندام تحتانی از دست می‌رود و استفاده از پروتز مخصوص برای بازگرداندن توانایی جابه‌جایی در این بیماران الزامی است [۳، ۶].

قطع عضو همیپلویکتومی نوعی روش جراحی است که کل اندام تحتانی و بخشی از لگن برداشته می‌شود. بنابراین کارایی افراد با این قطع عضو با کارایی افراد با قطع عضو از سطح مفصل هیپ متفاوت است که این تفاوت ناشی از سطح بالاتر قطع عضو است. پروتزهای مختلفی برای ایجاد توانایی برای افراد دچار قطع عضو در سطح مفصل هیپ و قطع عضو همیپلویکتومی در ایستادن و راه‌رفتن طراحی شده است [۶، ۷] که مصرف زیاد انرژی، کاهش سرعت راه‌رفتن، محدودیت دامنه حرکتی اندام تحتانی، تغییر کینماتیک و کینتیک راه‌رفتن و ظاهر نامناسب آن [۸-۱۲] از جمله مشکلات این پروتزهاست.

مطالعات درباره راه‌رفتن افراد دچار قطع عضو همیپلویک بسیار اندک و محدود به بررسی متغیرهای کینتیک و کینماتیک این گروه از بیماران است [۸، ۹، ۱۱]. تنها در یک مطالعه نیروی اعمالی به پروتز فرد با قطع عضو هیپ حین راه‌رفتن بررسی شده است [۱۰]. سرعت متوسط راه‌رفتن شخص با قطع عضو هیپ در حین راه‌رفتن با پروتز بین ۰/۸۳ و ۱/۳۱ میلی‌متر بر ثانیه متفاوت بود [۹]. به علاوه طول قدم این شخص بین ۰/۶۵ تا ۰/۹۶ متر متفاوت بود که با یک شخص عادی تفاوت عمده‌ای داشت [۹، ۱۳]. مصرف انرژی افراد قطع عضو حین راه‌رفتن تقریباً دوبرابر افراد عادی بود [۱۳].

پروتز کانادین، از انواع پروتزهایی است که بیمار با قطع همیپلویکتومی برای جابه‌جایی از آن استفاده می‌کند. راه‌رفتن بیمار با قطع عضو همیپلویک با راه‌رفتن دیگر بیماران با قطع عضو زیر زانو یا قطع عضو بالای زانو بسیار متفاوت است. فرد دچار قطع عضو بالای زانو که مفصل ران سالم دارد، می‌تواند پروتز را به صورت فعال و از طریق فعالیت عضلات اطراف مفصل ران حرکت دهد. در صورتی که بیمار با قطع عضو همیپلویک به دلیل ازدست‌دادن مفصل ران و قطع بخشی از پلویس، برای حرکت باید پروتز را به صورت غیرفعال و به صورت نوسانی حرکت دهد که مسئله با افزایش مدت‌زمان فاز نوسان پای پروتز و کاهش مدت‌زمان فاز استنس پای پروتز همراه است [۱۴] و باعث افتادن وزن بیشتر بر پای سالم و وزن کمتر بر پای پروتز می‌شود. این موضوع ممکن است باعث افزایش درد و تخریب غضروف مفصل در بیماران دچار قطع عضو شود [۱۵-۱۷]. تمامی این عوامل به بی‌قرینگی در راه‌رفتن بیماران قطع عضو منجر می‌شود [۱۸، ۱۹]. این تقارن‌نداشتن باعث اعمال بار اضافی بر سیستم اسکلتی‌عضلانی می‌شود [۲۰].

تصویر ۱. الف. فرد در حین ایستادن با استفاده از پروتز کانادین. ب. فرد با قطع عضو همیپلویک بدون پروتز

بر طبق منابع در دسترس، تحقیقات انجام‌شده در زمینه راه‌رفتن بیماران همیپلویکتومی بسیار اندک است. با توجه به دانش نویسندگان مقاله حاضر، تحقیقی که هم‌زمان کینماتیک و نیروی تولیدی عضلات اندام تحتانی حین راه‌رفتن را بررسی کرده باشد، وجود ندارد. شناسایی تغییرات صورت‌گرفته در کینماتیک و نیروهای تولیدی عضلات اندام تحتانی حین راه‌رفتن، نگرش جدیدی در اختیار متخصصان توان‌بخشی قرار می‌دهد تا با ارائه خدمات بهتر، کیفیت زندگی این بیماران را ارتقا بخشند. هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر پروتز کانادین بر تغییرات کینماتیکی و نیروی تولیدی عضلات مختلف اندام تحتانی حین راه‌رفتن و به صورت مطالعه موردی بود.

روش بررسی

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی بود. بیماری با قطع عضو همیپلویکتومی در سمت چپ با قد، وزن و سن به ترتیب ۱۷۵ سانتی‌متر، ۷۵ کیلوگرم، و ۳۹ سال در مطالعه شرکت کرد (تصویر شماره ۱). فرد سالمی نیز با قد، وزن و سن مشابه در این تحقیق شرکت کرد. شرایط پذیرش بیمار قطع عضو عبارت بود از: جنسیت مرد، قطع عضو همیپلویک، داشتن سیستم دهلیزی سالم، توانایی راه‌رفتن مستقل، استفاده از پروتز و وسیله کمکی. آزمودنی به مدت پنج سال از پروتز کانادین با مفصل چندمحوره مچ، مفصل زانوی 3R21 و مفصل هیپ 7E7 استفاده کرده است. پس از تشریح اهداف و روش تحقیق برای آزمودنی‌ها، از آن‌ها رضایت‌نامه کتبی برای شرکت در این پژوهش گرفته شد.

ابزار و روش

برای اندازه‌گیری متغیرهای کینماتیکی راه‌رفتن از سیستم تحلیل حرکتی کوالیسیس[1]، ساخت شرکت کوالیسیس سوئیس شامل هفت دوربین استفاده شد. شرکت سازنده دقت صفحه نیروسنج را بسیار زیاد و میزان خطای این سیستم را کمتر از یک

1. Qualysis

www.SID.ir

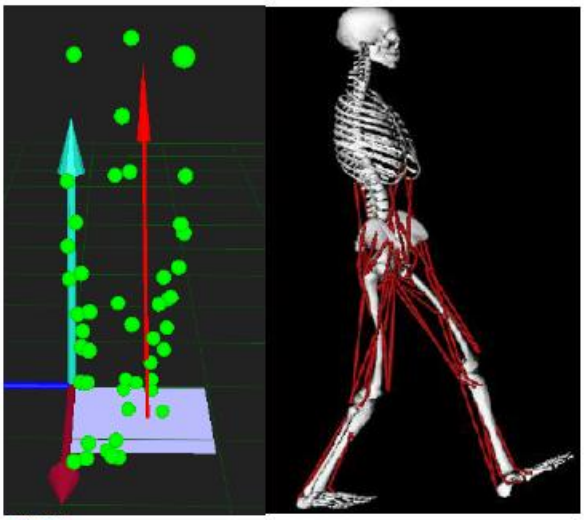
Archive of SID

درصد اعلام کرده است [۲۱].

دوربین‌ها در دو سمت یک مسیر پیاده‌رو و به فاصله چهار متر از مرکز تخته نیرو قرار داده شدند. یک مسیر پیاده‌روی ۱۰ متری در طول آزمایشگاه در نظر گرفته شد که یک صفحه نیروی کیستلر[۲] (۶۰۰×۵۰۰ میلی‌متر، مدل AA ۹۲۶۰) ساخت کمپانی کیستلر سوئیس در میان مسیر قرار داشت. فضای کالیبراسیونی[۳] در نظر گرفته شد که تخته نیروها در مرکز قاعده این فضای مکعبی قرار داشتند. فاصله نقطه شروع راه‌رفتن آزمودنی‌ها تا تخته نیرو پنج متر بود.

۲۰ نشانگر منعکس‌کننده نور مادون قرمز با قطر ۱۶ میلی‌متر بر روی سطح قدامی فوقانی خار ایلیاک، سطح خلفی فوقانی خار ایلیاک، اپی کوندیل‌های داخلی و خارجی در دو سمت راست و چپ، پاشنه، سر متاتارس‌های اول و پنجم و مفصل اکرومیوکلاویکولار در دو سمت راست و چپ قرار داده شد (تصویر شماره ۲). محل برنامه قرارگیری نشانگرهای روی بدن بر اساس برنامه مصوب دانشگاه استراتکلاید بود. فرکانس جمع‌آوری داده‌ها ۱۲۰ هرتز بود. داده‌ها با فیلتر پایین گذر با فرکانس ۱۰ هرتز فیلتر شدند [۲۲]. ثبت داده‌های کینماتیکی با استفاده از نرم‌افزار[۴] نسخه ۲/۷، ساخت شرکت کوالیسیس سوئیس ثبت شد. از نرم‌افزار ویژوال تری‌دی[۵] (نسخه ۴، تولید شرکت سی‌موشن[۶] آمریکا) هم برای مدل کردن سیستم اسکلتی‌عضلانی بیمار و استخراج داده‌های کینماتیک بیماران استفاده شد. خروجی نرم‌افزار ویژوال تری‌دی به نرم‌افزار اوپن سیم[۷] (نسخه ۳، تولید دانشگاه استنفورد، امریکا) به منظور بررسی نیروی فعال عضلات اندام تحتانی انتقال داده شد. نرم‌افزار اوپن سیم نوعی نرم‌افزار شبیه‌ساز و تجزیه‌وتحلیل سیستم اسکلتی عضلانی است که تحلیل حرکات و تخمین نیروهای سطح مفصلی و نیروی تولیدی عضلات با این نرم‌افزار امکان‌پذیر است. با شبیه‌سازی سیستم اسکلتی عضلانی امکان تشخیص و درمان حرکات پاتولوژیک و غیرطبیعی وجود دارد. همچنین با استفاده از این نرم افزار، بررسی اثرات بیومکانیکی درمان بر سیستم اسکلتی عضلانی امکان پذیر است [۲۳].

پس از کالیبره کردن دوربین‌ها و صفحه نیرو ابتدا داده‌های آنتروپومتریکی آزمودنی شامل وزن، قد، طول پا، عرض زانو، فاصله بین خار خاصره فوقانی قدامی راست، عرض مچ پا همچنین با استفاده از این نرم‌افزار، بررسی آثار بیومکانیکی درمان بر سیستم اسکلتی‌عضلانی امکان‌پذیر است [۲۳]. پس از تنظیم‌کردن دوربین‌ها و صفحه نیرو ابتدا داده‌های آنتروپومتریکی آزمودنی شامل وزن، قد، طول پا، عرض زانو، فاصله بین خار خاصره فوقانی


توانبخشی

تصویر ۲. محل قرارگیری نشانگرها در نرم‌افزار کوالیسیس و مدل عضلانی اسکلتی ساخته‌شده در نرم‌افزار اوپن سیم

قدامی راست، عرض مچ پا سمت راست بدن ثبت شد. سپس آزمودنی در مسیر تعیین‌شده راه می‌رفت و تصویر نشانگرها هنگام راه‌رفتن همراه با داده‌های صفحه نیرو ثبت می‌شد. از نرم‌افزار کوالیسیس برای ثبت فازهای ایستادن و نوسان حین چرخه راه‌رفتن استفاده شد.

مراحل اجرا

پس از تنظیم دوربین‌ها و نصب نشانگرها، آزمودنی بدون کفش در مسیر تعیین‌شده راه می‌رفت. راه‌رفتن آزمودنی‌ها پنج‌بار تکرار شد و در هریک از متغیرهای مدنظر میانگین پنج‌بار تکرار برای محاسبات آماری در نظر گرفته شد [۲۲]. برای جلوگیری از خستگی، بین هر دو تکرار متوالی ۳۰ ثانیه استراحت وجود داشت. تکرار آزمایش برای پنج‌بار معیار قابل قبولی برای ارزیابی متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی است. در مطالعات موردی در صورتی که تعداد آزمون‌ها از حد مشخصی بیشتر باشد، می‌توان از این روش استفاده کرد [۲۲]. متغیرهای تحقیق حاضر عبارتند از: متغیرهای کینماتیکی مفصل مچ پا، زانو و ران و نیروی فعال عضلات مختلف اندام تحتانی. محاسبه مقدار نیروی فعال عضله از طریق روابط تعریف‌شده برای نرم‌افزار اوپن سیم صورت گرفت. تجزیه‌وتحلیل داده‌ها با استفاده از روش آماری «تی‌تست مستقل» در محیط نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۹ و سطح معنی‌داری ($P<0/05$) صورت گرفت.

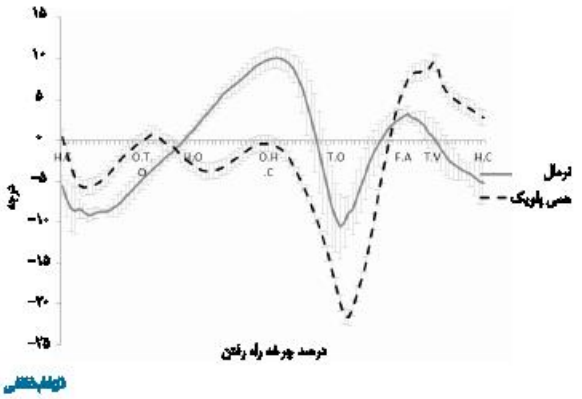
یافته‌ها

دامنه حرکتی مفصل مچ پا در یک چرخه کامل راه‌رفتن در تصویر شماره ۳ آمده است. چنانکه مشاهده می‌شود دامنه حرکتی پلانتار فلکشن مچ پای بیمار همیپلویکتومی در فاز پذیرش وزن ۸/۴ درجه به دست آمد که ۴/۴ درجه از فرد سالم کمتر بود

2. kistler
۳. فضای مکعبی‌شکل فرضی داخل محیط آزمایشگاه که حرکت آزمودنی در آنجا ثبت می‌شود.
4. Qualysis Track Manager
5. Visual 3D
6. C-motion
7. Open SIMM

www.SID.ir

Archive of SID

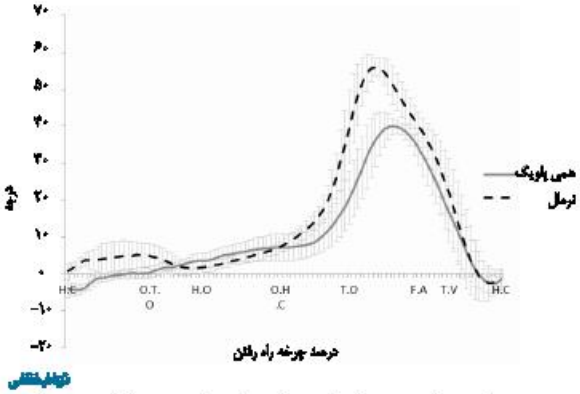


تصویر ۳. دامنه حرکتی مچ پای راست فرد همیپلویک در مقایسه با فرد سالم (درجه).

HC: ضربه پاشنه (Heel Contact)
OHC: جدا شدن انگشتان پای مخالف (Opposite Heel Contact)
HO: بلندشدن پاشنه (Heel Off)
OHC: ضربه پاشنه مخالف (Opposite Heel Contact)
TO: بلند شدن انگشتان (Toe Off)
FA: قرارگیری پای نوسان در کنار پای استنس (Foot Adjacent)
TV: عمود شدن درشت نی (Tibia Vertical)

(P=۰/۰۰). در فاز میانه استنس دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا در بیمار همیپلویکتومی ۴/۶ درجه از فرد سالم کمتر بود (P=۰/۰۰). در فاز انتهای استنس پای بیمار همیپلویک ۳/۶ درجه پلانتار فلکشن بود، در حالی که پای فرد سالم در ۴/۵ درجه دورسی فلکشن قرار داشت که به طور معنی‌داری تفاوت نشان داد (P=۰/۰۰). در فاز پیش‌نوسان مچ پای بیمار همیپلویک در وضعیت پلانتار فلکشن ۱۱/۵ درجه از فرد سالم بیشتر بود. در فاز میانه نوسان دامنه حرکتی دورسی فلکشن بیمار همیپلویکتومی ۶ درجه از فرد سالم بیشتر بود (P=۰/۰۰).

تصویر شماره ۴ دامنه حرکتی مفصل زانو در چرخه کامل راه‌رفتن را نشان می‌دهد. چنانکه مشاهده می‌شود، در فاز پذیرش وزن دامنه حرکتی فلکشن زانوی پای بیمار همیپلویکتومی ۱۴/۶ درجه از فرد سالم بیشتر بود (P=۰/۰۰). دامنه حرکتی زانو در فاز میانه استنس در بیمار همیپلویکتومی در اکستنشن کامل بود، در



تصویر ۴. دامنه حرکتی مفصل زانوی پای راست فرد همیپلویک در مقایسه با فرد سالم (درجه)

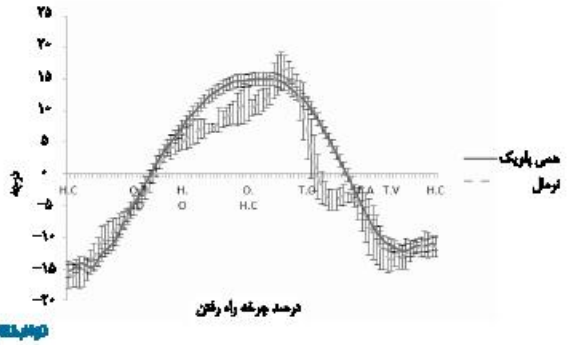
حالی که دامنه حرکتی زانوی فرد سالم ۴/۵ درجه فلکشن داشت که حاکی از اختلاف معنی‌داری بود (P=۰/۰۴). در فاز انتهای استنس بین دامنه حرکتی فلکشن زانوی بیمار همیپلویکتومی و فرد سالم تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (P=۰/۱۶). در فاز پیش‌نوسان (P=۰/۰۰) و ابتدای نوسان (P=۰/۰۲) تفاوت معنی‌داری در دامنه حرکتی فلکشن مفصل زانوی بیمار همیپلویکتومی و فرد سالم مشاهده شد.

تصویر شماره ۵ دامنه حرکتی مفصل ران در یک چرخه کامل راه‌رفتن را نشان می‌دهد. چنانکه مشاهده می‌شود، تفاوت معنی‌داری در فازهای مختلف راه‌رفتن بین بیمار همیپلویک و فرد سالم مشاهده نشد (P>۰/۰۵).

جدول شماره ۱ نیروی فعال تولیدشده توسط عضلات اندام تحتانی حین راه‌رفتن را نشان می‌دهد. نیروی فعال عضلات گلوتئوس مدیوسبخش ۱ و ۳ (P=۰/۰۰)، گلوتئوس مینیموس بخش ۱ (P=۰/۰۱) و بخش ۲ (P=۰/۰۴)، پسوآس (P=۰/۰۲)، سمی ممبرنئوس (P=۰/۰۱)، سمی تندینیوس (P=۰/۰۲)، پای سپس فموریس سر دراز (P=۰/۰۳)، وستوس مدیالیس (P=۰/۰۴)، وستوس اینترمدیوس (P=۰/۰۴)، وستوس لترالیس (P=۰/۰۳)، تیبیالیس آنتریور (P=۰/۰۴) و تیبیالیس پوستریور (P=۰/۰۱) بیمار همیپلویکتومی به طور معنی‌داری از فرد سالم حین فاز استنس راه‌رفتن بیشتر بود. این در حالی است که فعالیت عضلات گوادری سپس (P=۰/۰۲)، ژملوس (P=۰/۰۴) و پیریفورمیس (P=۰/۰۰) فرد سالم به طور معنی‌داری از بیمار همیپلویک بیشتر بود.

بحث

هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر قطع عضو همیپلویکتومی بر کینماتیک و نیروی تولیدی عضلات اندام تحتانی حین راه‌رفتن با پروتز کانادین- گزارش موردی بود. نتایج حاصل از تحقیق حاضر نشان داد قطع عضو همیپلویکتومی الگوی کینماتیک راه‌رفتن و نیروی تولیدی عضلات اندام تحتانی پای سالم را تغییر می‌دهد.



تصویر ۵. دامنه حرکتی مفصل زانوی پای راست فرد همیپلویک در مقایسه با فرد سالم (درجه)

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۱. نیروی فعال تولیدشده توسط عضلات اندام تحتانی حین راه‌رفتن

نیروی عضله (نیوتن)	پای راست بیمار همیپلژیک	پای راست فرد سالم	تفاوت معنی‌دار
گلوتئوس مدیوس ۱	۸۲۰/۸±۳۳۲/۷	۵۳۶/۷±۵۴/۱	۰/۰۰*
گلوتئوس مدیوس ۲	۳۵۷/۸±۲۴/۴	۳۹۸/۸±۷۱/۱	۰/۲۶
گلوتئوس مدیوس ۳	۴۳۳/۹±۱۲/۹	۵۸۱/۳±۸۵/۶	۰/۰۰*
گلوتئوس مینیموس ۱	۲۱۸/۰±۶۴/۸	۸۱/۱±۴۷/۶	۰/۰۱*
گلوتئوس مینیموس ۲	۲۰۰/۴±۸۳/۹	۹۵/۲±۴۶/۷	۰/۰۳*
گلوتئوس مینیموس ۳	۱۱۷/۹±۲۰/۶	۱۵۵/۳±۶۰/۷	۰/۲۲
ایلیاکوس	۲۶۲/۴±۸/۰	۳۵/۸±۲۶/۹	۰/۵۳
پسوآس	۲۴۹/۷±۲۷/۰	۱۹۵/۲±۸۹/۲	۰/۰۳*
سمی تندینوس	۱۳۲/۱±۴۸/۷	۵۴/۰±۴۰/۵	۰/۰۳*
سمی ممبرانئوس	۶۳۸/۹±۴۹/۲	۳۴۹/۷±۱۵۱/۶	۰/۰۱*
بای سپس (سر بلند)	۳۴۴/۲±۲۲/۷	۲۱۶/۸±۹۱/۴	۰/۰۳*
بای سپس (سر کوتاه)	۳۵۷/۷±۱۲۷/۰	۲۸۷/۴±۱۴۴/۵	۰/۱۰
اداکتور لانگوس	۶۶/۶±۵۷/۹	۱۰۲/۶±۲۵/۲	۰/۲۲
اداکتور برویس	۲۷/۹±۲۷/۹	۷۰/۲±۳۱/۴	۰/۰۹
اداکتور مگنوس ۱	۱۸/۱±۲۰/۲	۴۰/۰±۱۷/۵	۰/۳۵
اداکتور مگنوس ۲	۱۴/۵±۱۴/۲	۲۶/۴±۸/۴	۰/۱۵
اداکتور مگنوس ۳	۶۵/۴±۴۲/۸	۷۶/۲±۳۵/۲	۰/۶۷
تنسور فاسیا لاتا	۱۳۵/۹±۶۲/۹	۱۳۸/۴±۸/۴	۰/۸۰
گلوتئوس ماگزیموس ۱	۱۶۷/۲±۲۵/۴	۲۲۰/۹±۵۵/۶	۰/۰۸
گلوتئوس ماگزیموس ۲	۲۹۸/۱±۵۱/۲	۳۱۸/۹±۸۵/۱	۰/۶۵
گلوتئوس ماگزیموس ۳	۳۵/۸±۲۶/۹	۹۸/۶±۲۷/۵	۰/۰۶
کوادراتوس فموریس	۲۹/۸±۳۰/۵	۸۹/۶±۳۵/۵	۰/۰۳*
ژمئوس	۷/۵±۲/۲	۳۹/۴±۲۸/۸	۰/۰۳*
پیریفورمیس	۱۸۸/۴±۹/۹	۳۰۰/۱±۵۷/۷	۰/۰۰*
رکتوس فموریس	۱۶۰/۴±۴۵/۲	۷۹۵/۰±۲۶۱/۱	۰/۰۰*
وستوس مدیوس	۱۹۳/۴±۷۶/۵	۹۳/۴±۵۴/۶	۰/۰۳*
وستوس اینترمدیوس	۲۳۳/۶±۸۷/۶	۱۰۷/۱±۶۵/۸	۰/۰۳*
وستوس لترالیس	۳۱۸/۱±۱۶۸/۸	۱۸۹/۲±۱۲۵/۰	۰/۰۳*
گاستروکنمئوس مدیال	۸۳۹/۹±۵۰/۲	۹۹۹/۳±۲۹۲/۶	۰/۲۶
گاستروکنمئوس لترال	۳۷۴/۱±۳۵/۸	۲۹۰/۵±۱۲۹/۱	۰/۲۰
سولئوس	۲۱۶۰/۱±۲۱۵/۸	۲۲۱۸/۲±۳۶۷/۸	۰/۹۷
تیبیالیس پوستریور	۹۸۴/۲±۱۴/۹	۸۵۱/۹±۱۲۲/۴	۰/۰۳*
تیبیالیس انتریور	۷۸۱/۸±۱۰۵/۲	۵۴۹/۶±۱۱۵/۳	۰/۰۱*

*اختلاف معنی‌دار را نشان می‌دهد.

www.SID.ir

Archive of SID

نتایج نشان داد الگوی حرکتی مفصل مچ پای بیمار همیپلویک کاملاً با فرد سالم متفاوت بود. در الگوی حرکتی مفصل مچ پای عادی در فاز لودینگ یک حرکت پلانتار فلکشن به طور غیرفعال در مچ پا صورت می‌گیرد، سپس مچ پا به دورسی فلکشن و در فاز پیش‌نوسان پا به پلانتار فلکشن می‌رود [۲۳]. این در حالی است که پای بیمار همیپلویکتومی در فاز لودینگ و در فاز میانه استنس، حرکت پلانتار فلکشن را انجام داد. بنابراین الگوی حرکتی مفصل مچ پا در بیمار همیپلویکتومی به جای اینکه بعد از پلانتار فلکشن فاز لودینگ، به دورسی فلکشن در فاز ابتدای استنس و میانه استنس برود، مجدداً در فاز میانه استنس حرکت پلانتار فلکشن را انجام می‌دهد. بیمار همیپلویکتومی از پروتز کانادین در سمت دیگر اندام تحتانی استفاده می‌کند. از آنجایی که پروتز کانادین نمی‌تواند حرکت فعال در مفصل ران، زانو و مچ پا را انجام دهد، به صورت یک جسم سخت در زیر لگن طرف مقابل قرار می‌گیرد و حرکت این جسم سخت به صورت غیرفعال و با استفاده از گشتاور ایجادشده در تنه و لگن انجام می‌شود. بنابراین بیمار همیپلویکتومی با انجام حرکت پلانتار فلکشن مچ پای سالم در فاز میانه استنس سعی دارد مرکز جرم خود را بالا ببرد و بر ارتفاع اندام تحتانی سالم بیفزاید تا از این طریق بتواند از برخورد پروتز کانادین به زمین جلوگیری کند.

برخی محققان نشان دادند [۲۴] که بیماران با قطع عضو اندام تحتانی حرکات جهشی را در اندام سالم حین فاز استنس انجام می‌دهند که این سازگاری احتمالاً برای جلوگیری از برخورد پای پروتزی با زمین حین فاز نوسان پای پروتزی است. کریمی و همکاران [۱۴] هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری در دامنه حرکتی مچ پای بیمار همی پلیویکتومی در سمت سالم و سمت قطع عضو مشاهده نکردند که با نتایج تحقیق حاضر مغایرت دارد. دلیل این تفاوت را می‌توان این‌گونه تشریح کرد که در تحقیق مذکور پای سالم و پای قطع عضو بیمار همیپلویک با هم مقایسه شده است، در حالی که در تحقیق حاضر پای قطع عضو بیمار همیپلویک با پای فرد سالم مقایسه شد. همچنین در تحقیق حاضر دامنه حرکتی مچ پا در طیف چرخه کامل راه‌رفتن مقایسه شد، در حالی که در تحقیق کریمی و همکاران [۱۴] فقط دامنه حرکتی مچ پا گزارش و مقایسه شد.

نیروی تولیدی عضلات تیبالیس انتریور و تیبیالیس پوستریور فاز استنس راه‌رفتن در بیمار همیپلویکتومی به طور معنی‌داری از فرد سالم بیشتر بود. این اختلاف معنی‌دار در نیروی تولیدی عضلات مذکور با نتایج حاصل از کینماتیک مفصل مچ در فاز استنس مطابقت دارد و بر این مطلب دلالت دارد که قرارگرفتن بیمار همیپلویکتومی روی پنجه پا حین فاز میانه استنس به فعالیت بیشتر عضله تیبیالیس پوستریور نیاز دارد و افزایش بیشتر نیروی عضله تیبالیس انتریور هم در جهت کمک به تثبیت مفصل مچ پا حین حرکت پلانتار فلکشن است. تحقیقات انجام‌شده بر بیماران با قطع عضو اندام تحتانی[8] نشان داد که گشتاور پلانتار فلکشن مچ پای سالم در این بیماران تا ۲۰ درصد چرخه راه‌رفتن ادامه داشت، در صورتی که در افراد سالم گشتاور پلانتار فلکشن تا ۹درصد چرخه راه‌رفتن ادامه داشت [۲۵]. پلانتار فلکشن مچ پا در فاز جداشدن پاشنه از زمین منبع اصلی تولید انرژی است. کاهش در فاز جداشدن پاشنه از زمین مچ پا در پای پروتز که نوعی کار مکانیکی ذاتی مچ پاست، منجر به اتخاذ مکانیزم‌های جبرانی در این بیماران می‌شود [۲۶، ۲۷].

فلکشن زانو در فاز لودینگ و حرکت به سمت اکستنشن در فاز ابتدای استنس و میانه استنس و مجدداً ادامه حرکت به سمت فلکشن، در فاز پیش‌نوسان الگوی طبیعی کینماتیک مفصل زانو حین راه‌رفتن است [۲۸، ۲۳]. اما بیمار همیپلویکتومی الگوی متفاوتی را در فاز استنس راه‌رفتن نشان داد. بیمار همیپلویکتومی با اکستنشن کامل مفصل زانو در فازهای لودینگ، ابتدای استنس و میانه استنس راه می‌رفت. محققان نیز نشان دادند که دامنه حرکتی فلکشن زانو در پای سالم و پای قطع عضو بیمار همیپلویک تفاوت معنی‌داری دارد [۱۴]. همچنین نتایج نشان داد که نیروی تولیدی عضلات وستوس اینترمدیوس، وستوس لترالیس و وستوس مدیالیس بیمار همیپلویکتومی حین فاز استنس راه‌رفتن به طور معنی‌داری از نیروی تولیدی این عضلات در پای همسان فرد سالم بیشتر است.

در راه‌رفتن عادی مقداری فلکشن در فاز لودینگ مفصل زانو وجود دارد که این میزان خمیدگی با انقباض اکسنتریک عضلات چهار سر رانی کنترل می‌شود و به نیروی کمتری نیاز است، اما راه‌رفتن با زانوی کاملاً باز نیاز به انقباض شدید عضلات چهار سر رانی دارد که دلیل تفاوت نیروی تولیدی در این عضلات را توجیه می‌کند. تحقیقات گذشته نشان دادند فلکشن زانو حین فاز لودینگ اثر جذب‌کننده شوک را دارد که به کمک انقباض اکسنتریک عضلات چهار سر رانی کنترل می‌شود و عامل مؤثر در جلوگیری از تخریب مفصل و ترس از تحمل وزن است [۲۹]. نتایج تحقیق حاضر نشان داد حین مرحله لودینگ فاز استنس، زانو در وضعیت اکستنشن باقی می‌ماند و عمل فلکشن زانو به عنوان جذب‌کننده شوک حذف می‌شود. بنابراین در این مرحله عضلات نیرویی جذب نمی‌کنند و ممکن است ساختارهای مفصل نیروی جذب‌نشده را مستقیم جذب کنند که می‌تواند به ساختارهای مفصل زانو آسیب وارد کند.

نیروی تولیدی عضلات گلوتئوس مدیوس و مینموس پای سالم بیمار همیپلویکتومی به طور معنی‌داری از فرد سالم بیشتر بود. شاید علت افزایش فعالیت این عضلات به دلیل این باشد که وزن پروتز کانادین سمت دیگر لگن را به پایین می‌کشد، از طرف دیگر حین فاز استنس، بیمار تلاش می‌کند که از برخورد پروتز

8. Lower Limb Amputation

www.SID.ir

Archive of SID

با زمین جلوگیری کند و همچنین بیمار مدت‌زمان بیشتری را برای چرخاندن پروتز به سمت جلو صرف می‌کند [۲۵]. بنابراین با افزایش نیروی تولیدی عضلات گلوتئوس مدیوس و مینموس این عمل را انجام می‌دهد.

نتایج حاصل از تحقیق حاضر نشان داد نیروی عضلات سمی تندینیوس، سمی ممبرانئوس و بای سپس فموریس پای سالم بیمار همیپلویکتومی به طور معنی‌داری از پای همتای فرد سالم بیشتر بود. مکنیلی[9] و همکاران دریافتند که میانگین گشتاور اکستنشن ران افراد با قطع عضو اندام تحتانی در صفحه ساجیتال در ابتدای فاز ضربه پاشنه N.m/kg ۸ است که دور برابر افراد عادی N.m/kg ۳ است [۲۵]. از آنجایی که این بیماران هیچ‌گونه کنترل فعالی بر مفصل مچ پا و زانو ندارند، گشتاور تولیدشده در ران در جهت کمک به پیشروی است [۲۵]. محققان دیگر نشان دادند توان مفصل ران بیماران با قطع عضو اندام تحتانی تا نیمه اول چرخه راه‌رفتن (۵۵ تا ۶۰ درصد چرخه راه‌رفتن از افراد عادی (تا ۲۰ درصدچرخه راه‌رفتن) بیشتر بود و نتایج تحقیقات الکترومیوگرافی نشان داد که این توان اکستنسورهای مفصل ران به دلیل افزایش فعالیت عضلات سرینی بزرگ و همسترینگ است [۲۶] که با نتایج حاصل از تحقیق حاضر مطابقت دارد. افزایش فعالیت اکستنسورهای ران در ابتدای فاز استنس به دلیل کنترل فلکشن زانو در فاز لودینگ و کنترل حرکت روبه‌جلوی تنه بعد از فاز ضربه پاشنه است.

نتیجه‌گیری

کینماتیک راه‌رفتن افراد قطع عضو همیپلویکتومی با استفاده از پروتز کانادین به طور بارزی تغییر می‌کند. این تغییرات با افزایش نیروی تولیدی عضلات مختلف اندام تحتانی همراه است. تغییرات کینماتیکی همراه با افزایش معنی‌دار نیروی تولیدی عضلات مختلف، می‌تواند اثر مخربی بر مفاصل اندام تحتانی به خصوص مفصل زانو داشته باشد که اهمیت این موضوع باید مدنظر توان‌بخشان و متخصصان توان‌بخشی قرار گیرد. عملکرد طبیعی نداشتن در مچ پا، زانو و ران پروتز کانادین منجر به اتخاذ مکانیزم جبرانی عضلات اندام سالم برای راه‌رفتن شد.

استفاده بیمار همیپلویکتومی از عصا حین راه‌رفتن محدودیت تحقیق حاضر بود. دیگر محدودیت تحقیق حاضر نبودن پیشنه تحقیق درباره راه‌رفتن بیمار همیپلویکتومی است. از آنجا که هیچ‌گونه تحقیق مشابه در ادبیات بر کینماتیک و نیروی تولیدی عضلات اندام تحتانی بیمار همیپلویک وجود نداشت، محققان مقاله حاضر بر آن شدند تا نتایج حاصل از کینماتیک و نیروی تولیدی عضلات اندام تحتانی را با نتایج دیگر تحقیقات انجام‌شده بر قطع عضو اندام تحتانی مقایسه و تفسیر کنند.

پیشنهاد برای تحقیقات آینده: راه‌رفتن با زانوی صاف و نداشتن عملکرد عضلات چهار سر رانی به صورت غیرفعال باعث می‌شود این عضلات نیرو را در مفصل زانو جذب نکنند و همین موضوع سبب می‌شود جذب نیرو در مفصل زانو افزایش یابد که می‌تواند اثر تخریبی بر غضروف مفصل زانو بگذارد. تحقیقات آینده باید میزان فشار وارد بر مفصل زانو حین فاز استنس راه‌رفتن بیمار همیپلویکتومی را بررسی کند.

تشکر و قدردانی

در پایان از آزمودنی قطع عضو همیپلویکتومی به دلیل شرکت در این تحقیق و همچنین از مرکز تحقیقات عضلانی‌اسکلتی دانشکده توانبخشی دانشگاه اصفهان به خاطر در اختیار قراردادن آزمایشگاه تشکر و قدردانی می‌شود. این پژوهش حامی مالی نداشته است.

9. McNealy

www.SID.ir

Archive of SID

Refarences

[1] Dillingham TR, Pezzin LE, MacKenzie EJ. Limb amputation and limb deficiency. Southern Medical Journal. 2002; 95(8):875-83. doi: 10.1097/00007611-200295080-00019

[2] Bowker JH, John MW. Atlas of limb prosthetics: Surgical, prosthetic and rehabilitation principles. Missouri: Mosby; 1992.

[3] Smith DG, Michael JW, Bowker JH. Atlas of amputations and limb deficiencies: Surgical, prosthetic, and rehabilitation principles. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2004.

[4] Masoudi-Asl I, Nasiri-Pour AA, Faraj-Zadeh F, E'badi M. [Management of work–related injuries leading to amputation and its relation with treatment outcome (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2011; 12(1):34-38.

[5] Unwin N. Epidemiology of lower extremity amputation in centres in Europe, North America and East Asia. British Journal of Surgery. 2000; 87(3):328-37. doi: 10.1046/j.1365-2168.2000.01344.x

[6] Denes Z, Till A .Rehabilitation of patients after hip disarticulation. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery. 1997; 116(8):498–9. doi: 10.1007/s004020050171

[7] Zaffer SM, Braddom RL, Conti A, Goff J, Bokma D. Total hip disarticulation prosthesis with suction socket. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. 1999; 78(2):160-2. doi: 10.1097/00002060-199903000-00017

[8] Chin T, Kuroda R, Akisue T, Iguchi T, Kurosaka M. Energy consumption during prosthetic walking and physical fitness in older hip disarticulation amputees. Journal of Rehabilitation Research & Development; 2012; 49(8):1255-60. doi: 10.1682/jrrd.2011.04.0067

[9] Ludwigs E, Bellmann M, Schmalz T, Blumentritt S. Biomechanical differences between two exoprosthetic hip joint systems during level walking. Prosthetics and Orthotics International. 2010; 34(4):449-60. doi: 10.3109/03093646.2010.499551

[10] Nietert M, Englisch N, Kreil P, Alba-Lopez G. Loads in hip disarticulation prostheses during normal daily use. Prosthetics and Orthotics International. 1998; 22(3):199-215. doi: 10.3109/03093649809164485

[11] Schnall BL, Baum BS, Andrews AM. Gait characteristics of a soldier with a traumatic hip disarticulation. Physical Therapy. 2008; 88(12):1568-77. doi: 10.2522/ptj.20070337

[12] Yari P, Dijkstra PU, Geertzen JH. Functional outcome of hip disarticulation and hemipelvectomy: A cross-sectional national descriptive study in the Netherlands. Clinical Rehabilitation. 2008; 22(12):1127-33. doi: 10.1177/0269215508095088

[13] Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GVB. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. Journal of Orthopaedic Research. 1989; 7(6):849-60. doi: 10.1002/jor.1100070611

[14] Karimi M, Kamali M, Omar H, Mostmand J. Evaluation of gait performance of a hemipelvectomy amputation walking with a canadian prosthesis. Case Reports in Orthopedics. 2014; 2014. doi: 10.1155/2014/962980

[15] Czerniecki JM. Rehabilitation in limb deficiency. Gait and motion analysis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1996; 77(3):3–8. doi: 10.1016/s0003-9993(96)90236-1

[16] Radin EL, Parker HG, Pugh JW, Steinberg RS, Paul IL, Rose RM. Response of joints to impact loading-III. Journal of Biomechanics. 1973; 6(1):51-7. doi: 10.1016/0021-9290(73)90037-7

[17] Hurwitz DE, Sumner DR, Block JA. Bone density, dynamic joint loading and joint degeneration. Cells Tissues Organs. 2001; 169(3):201-9. doi: 10.1159/000047883

[18] Jaegers SMHJ, Arendzen JH, de Jongh HJ. Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: A kinematic study. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1995; 76(8):736-43. doi: 10.1016/s0003-9993(95)80528-1

[19] 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. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. 1995; 74(5):332-8. PMID: 7576408

[20] Haberman A. Mechanical properties of dynamic energy return prosthetic feet. Ontario: Queen's University; 2008.

[21] Hall MG, Fleming HE, Dolan MJ, Millbank SFD, Paul JP. Static in situ calibration of force plates. Journal of Biomechanics. 1996; 29(5):659-65. doi: 10.1016/0021-9290(95)00109-3

[22] Keselman HJ, Othman AR, Wilcox RR, Fradette K. The new and improved two-sample t-test. Psychological Science. 2004; 15(1):47-51. doi: 10.1111/j.0963-7214.2004.01501008.x

[23] Whittle MW. Gait analysis: An introduction. London: Butterworth-Heinemann; 2014.

[24] Sjödahl C, Jarnlo GB, Söderberg B, Persson BM. Kinematic and kinetic gait analysis in the sagittal plane of trans-femoral amputees before and after special gait re-education. Prosthetics and Orthotics International. 2002; 26(2):101-12. doi: 10.1080/03093640208726632

[25] McNealy LL, Gard S. Effect of prosthetic ankle units on the gait of persons with bilateral trans-femoral amputations. Prosthetics and Orthotics International. 2008; 32(1):111-26. doi: 10.1080/02699200701847244

[26] Sadeghi H, Allard P, Duhaime M. Muscle power compensatory physical medicine and rehabilitation. Ovid Technologies. 2001; 80(1):25-32. doi: 10.1097/00002060-200101000-00007

[27] Seroussi RE, Gitter A, Czerniecki JM, Weaver K. Mechanical work adaptations of above-knee amputee ambulation. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1996; 77(11):1209-14. doi: 10.1016/s0003-9993(96)90151-3

[28] Oatis C. Kynesiology: The mechanics and pathomechanics of human movement. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2004.

[29] Isakov E, Burger H, Krajnik J, Gregoric M, Marincek C. Influence of speed on gait parameters and on symmetry in transtibial amputees. Prosthetics and Orthotics International. 1996; 20(3):153-8. PMID: 8985994

www.SID.ir

Archive of SID

www.SID.ir