بررسی مقایسه ای خصوصیات دو نوع پنجه *SACH FOOT* ایرانی و آلمانی با استفاده از دستگاه آنالیز گیت و دینامومتر

طهمورث طهماسبی *، *دکتر اسماعیل ابراهیمی*[1]، *مهندس اکبر حسن زاده*[2]

چکیده

مقدمه: با توجه به شیوع قطع عضو اندام تحتانی و درصد بالای قطع عضو زیر زانو، پنجه بکار گرفته شده در پروتز های افراد نیازمند از اهمیت خاصی برخوردار است. بیشترین کاربرد پنجه در پروتزهای زیر زانو از نوع SACH Foot می‌باشد. شرکتها و مراکز تحقیقاتی زیادی دست اندرکار ساخت و طراحی این نوع پنجه هستند و هر کدام در ساختار درونی آن از مواد و مصالح مخصوص خود استفاده می نمایند. چهارده نفر از افراد استفاده کننده از این نوع پنجه به صورت تصادفی انتخاب شدند که همگی مرد بوده، قطع عضو ترو‌ماتیک داشتند.

مواد و روش‌ها: نوع مطالعه شبه تجربی و با اندازه گیری مکرر است. این مطالعه بر روی چهارده نفر از افراد مبتلا به قطع عضو زیر زانو انجام گردید. دامنه سنی ۲۵ تا ۵۰ سال و همگی مرد بودند. پرسشنامه ای از نوع بسته طراحی شد و اطلاعات مربوط به هر شخص در پرسشنامه وارد گردید. در مجموع هر فرد دو جلسه مراجعه نمود: دو هفته پس از نصب پنجه نوع اول (ایرانی) و دو هفته پس از نصب پنجه نوع دوم (آلمانی). افراد در مقابل دستگاه آنالیز راه رفتن عبورکرده، پس از ثبت نتایج در هر مرحله توسط دینامومتر نیروهای وارده اندازه گیری و ثبت گردید. با تکمیل پرسشنامه‌ها مقایسه یافته‌ها و سپس آنالیز داده ها در نرم افزار SPSS انجام پذیرفت.

نتایج: مقایسه میانگین سرعت حرکت، شتاب حرکت و نیروی تجمع یافته بر روی پنجه در بین ۱۴ نفر هنگام استفاده از دو پنجه ایرانی و آلمانی انجام شد و مشخص گردید سرعت مفاصل هیپ، زانو و مچ پا در تمامی موارد در پنجه آلمانی به صورت معنی‌داری بیشتر از نوع پنجه ایرانی است. شتاب درمفصل هیپ در ثانیه ۲ و ۱ در پنجه آلمانی از ایرانی بالاتر است اما در ثانیه سوم اختلاف معنادار نیست. شتاب مفصل زانو تنها در ثانیه دوم حرکتی معنی‌دار بوده و به نفع پنجه آلمانی است. توزیع نیرو در قسمت قدامی پنجه در نوع آلمانی به صورت معنی‌داری از نوع ایرانی کمتر است.

بحث: در مقایسه، خصوصیات پنجه آلمانی شامل شتاب، سرعت و نیرو در مفاصل مختلف نسبت به پنجه ایرانی به صورت نسبی بیشتر است.

کلید واژه‌ها: SACH FOOT ـ دستگاه آنالیز گیت ـ دستگاه دینامومتر.

مقدمه

حوادث و رویدادهای طبیعی و غیر طبیعی می تواند مخاطرات جبران ناپذیری جهت افراد بشر داشته باشد. از دسته این مخاطرات انواع قطع عضوهاست که به صورت یک ضایعه برگشت ناپذیر سبب معلولیت و از کار افتادگی انسان می‌شوند. این قطع عضوها در سطوح مختلف اندام تحتانی و فوقانی انجام می‌شوند. یکی از سطوح قطع عضو اندام تحتانی قطع عضو از زیر زانو می باشد که نسبت به سایر سطوح قطع در اندام تحتانی از شیوع بیشتری برخوردار است (۱).

از جمله اقدامات توانبخشی جهت افراد قطع عضو زیر زانو استفاده از پروتزهای این ناحیه می‌باشد. یکی از مهمترین فاکتورهای تاثیرگذار بر عملکرد پروتز و راه رفتن فرد قطع عضو،

* طهمورث طهماسبی: عضو هیأت علمی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان E-Mail: Tahmasebi@rehab.mui.ac.ir

۱- *دکتر اسماعیل ابراهیمی: عضو هیأت علمی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران*

۲- *مهندس اکبر حسن زاده:عضو هیات علمی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان*

www.mui.ac.ir

نوع پنجه استفاده شده می‌باشد (۲). یکی از شایعترین پنجه‌های مورد استفاده پنجه ساچ فوت (Solid Ankle Cushion Heel) (SACH foot می‌باشد (۳) که متخصصان ایرانی اقدام به مشابه سازی آن نموده اند.

تاکنون مطالعات زیادی در مورد پنجه های مختلف و مقایسه آنها از لحاظ معیارهای کینماتیکی و کینتیکی صورت گرفته است (۶ و۴). لیکن در مورد مقایسه پنجه ساچ فوت خارجی (ساخت کشور آلمان) و پنجه ساچ فوت ساخت داخل (بیوفوت) مطالعه‌ای صورت نگرفته است. لذا بر آن شدیم تا با انجام این مطالعه به بررسی مقایسه‌ای این دو پنجه از لحاظ تاثیر بر برخی معیارهای کینماتیکی راه رفتن و برخی خصوصیات فیزیکی این پنجه‌ها بپردازیم.

مواد و روش‌ها

این مطالعه یک تحقیق شبه تجربی از نوع اندازه گیری مکرر می‌باشد. جامعه مورد مطالعه چهارده نفر بوده که با انجام مشاوره با متخصصین آمار به این تعداد دست یافتیم. این افراد عبارت بودند از جامعه افراد مبتلا به قطع عضو زیر زانو که به مرکز ارتوپدی فنی بیمارستان امین و شهید خرازی اصفهان مراجعه نمودند. این مطالعه در سال ۱۳۸۴ انجام شد و افراد خود پس از توضیح مراحل کار آماده همکاری و شرکت در مطالعه شدند مشخصات زیر در شرکت کنندگان مشترک بود .

۱- قطع عضو در سطوح میانی ساق انجام شده باشد.

۲- مستندات کلینیکی مبنی بر عدم وجود بیماری‌های دیگر نظیر بیماری های متابولیکی، عضلانی استخوانی و ... .

۳- علت قطع عضو تروماتیک باشد.

۴- قطع عضو یک طرفه باشد.

۵- سیستم پروتز مورد استفاده از نوع *PTB* باشد.

۶- عدم وجود دفورمیتی در هر دو اندام تحتانی.

۷- دامنه سنی بین ۲۵ تا ۵۰ سال.

به منظور جمع‌آوری داده‌ها پرسشنامه‌ای طراحی گردید که اطلاعات دموگرافیک و اطلاعات مربوط به آزمونها نظیر سرعت، نیرو و شتاب لحاظ گردیده بود. از مجموعه دو جلسه جهت هر فرد تشکیل می‌گردید:

۱- دو هفته پس از نصب پنجه نوع اول

۲- دو هفته پس از نصب پنجه نوع دوم (۴).

اشخاص در هنگام مراجعه دارای پنجه آلمانی بودند ولی به لحاظ آنکه حفظ الایمنت پنجه آلمانی و راستای عملکرد آن به طور کامل مشابه پنجه ایرانی می‌باشد، تعویض این پنجه با نوع ایرانی در عملکرد پروتز ایجاد تغییر نمی‌کند و اختلال عملکرد روی پروتز ندارد. پنجه مورد نظر تحت بررسی قرار گرفت و در صورت سالم بودن تست‌گیری در مورد پنجه اولیه انجام شده، پنجه شخص با پنجه نوع دوم تعویض می‌شد و دوباره پس از دو هفته مراجعه کرده و با این پنجه نیز تستهای لازم با دستگاههای مربوطه به عمل می‌آمد.

آزمون‌های ارزیابی معیارهای کینماتیکی راه رفتن

این آزمون‌ها توسط دستگاه آنالیز گیت از نوع *Kin matrix* مدل *B2* (ساخت کشور انگلستان) انجام می‌گرفت. ابتدا محور دقیق مفصل هیپ واقع در ۲ سانتی‌متری قدام تروکانتر، محور مفصل زانو و وسط قوزک خارجی پروتز علامت زده شده، سپس مارکرهای مربوطه بر روی شش نقطه از اندام یعنی محور مفصل هیپ، ران، محور مفصل زانو، ساق، وسط قوزک خارجی پروتز و محل سر متاتارس پنجم روی پنجه مصنوعی قرار داده می‌شد. اساس کار دستگاه منطبق بر پرتاب اشعه مادون قرمز و دریافت آن توسط دوربین‌ها می‌باشد. اطلاعات دریافتی توسط دوربین‌ها به رایانه انتقال داده شده، سپس نرم افزار مربوطه به تجزیه و تحلیل این اطلاعات می پردازد و حاصل تجزیه و تحلیل خود را در قالب نمودارهایی به نمایش می‌گذارد. این نمودارها قابلیت تبدیل به مقادیر عددی را دارند.

وجود سه دوربین در زوایای مختلف و فضای کالیبراسیون سبب می شود که تمامی معیارها از قبل برای دستگاه تعریف گردد و دستگاه در فضای کالیبره به تصویر برداری سه بعدی از مارکرهای نصب شده به مفاصل مختلف بدن بپردازد. مقایسه مابین صفحه دو بعدی و سه بعدی توسط نرم افزار دستگاه انجام شده، خطاهای جمع‌آوری اطلاعات به صفر می‌رسد. از هر شخص چند نوبت تست‌گیری انجام شد تا اعداد کسب شده بدون خطا باشد.

سالن اجرای مطالعه ۱۵ متر طول و فاصله مابین خط شروع و

www.mui.ac.ir

پایان حرکت ۱۳ متر طول داشت به عبارتی فضای کالیبره دستگاه در وسط فاصله، مابین خط شروع و پایان قرار گرفت.

در هر تست دوربینها در یک سمت بدن قرار می‌گرفتند و تست‌های متعدد از بیمار به عمل می‌آمد مدت زمان راه رفتن که منجر به ثبت اطلاعات گردید، ثانیه‌های اول، دوم و سومی بود که شخص از فضای کالیبره عبور می‌نمود.

در این مطالعه از اطلاعات مربوط به سرعت و شتاب مفصل هیپ، ران، مفصل زانو، ساق، مفصل مچ و قسمت جلوی پا و همچنین زوایای اندام در سه ثانیه اول حرکت استفاده می‌شد. هر فرد چهار مرتبه در یک نوبت مورد ارزیابی و تست‌گیری قرار گرفت و میزان متوسط مربوطه کسب گردید.

آزمون‌های مربوط به اندازه گیری نیرو در قسمت قدام پنجه‌ها

این آزمون‌ها توسط دستگاه دینامومتر دیجیتال *Zevex* مدل *O157G-C* ساخت کشور استرالیا انجام شد که حدود ۵۰۰ نیوتن نیرو را ثبت می‌کند. سنسور دستگاه دارای یک پد نرم بوده که نیرو را جذب نموده، نمایشگر دستگاه میزان آن را به صورت عددی با واحد نیوتن نمایش می‌دهد. این اندازه گیری در فاز *Stance* و در مرحله *Mid Stance* انجام پذیرفت و برای هر بیمار ۲ مرتبه اجرا گردید.

جدول ۱. سرعت حرکت در مفاصل مختلف در طی ۳ ثانیه Cm/s

		پنجه آلمانی		پنجه ایرانی			
		میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	*t*	*P-value*
مفصل هیپ	ثانیه اول حرکت	۲/۱۰	۰/۷۶	۱/۸۵	۰/۷۷	۲/۷۰	۰/۰۰۹
	ثانیه دوم حرکت	۲/۵۰	۰/۵۴	۲/۲۰	۰/۶۲	۲/۸۵	۰/۰۶۵
	ثانیه سوم حرکت	۱/۹۰	۰/۴۰	۱/۵۴	۰/۴۴	۳/۹۰	/۰۰۴
مفصل زانو	ثانیه اول	۲/۳۵	۰/۷۵	۲۱۰۲	۰/۸۸	۱/۹۰	۰/۰۱۶
	ثانیه دوم	۲/۹۰	۰/۹۰	۲/۰۸	۰/۸۷	۲/۹۰	/۰۰۶
	ثانیه سوم	۲/۷۰	۰/۹۷	۲/۳۰	۰/۷۶	۲/۲۰	۰/۰۲۲
مفصل مچ	ثانیه اول	۲/۷۰	۰/۷۰	۲/۲۰	۰/۹۷	۲/۴۰	۰/۰۱۶
	ثانیه دوم	۲/۸۰	۱/۰۴	۱/۸۶	۱/۲۶	۲/۶۰	۰/۰۱۱
	ثانیه سوم	۳/۶۲	۱/۴۹	۳/۲۴	۱/۳۱	۲/۱۵	۰/۰۲۵

جدول ۲. اندازه گیری شتاب حرکت در مفاصل مختلف طی ۳ ثانیه Cm/s

		پنجه آلمانی		پنجه ایرانی			
		میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	*t*	*P-value*
مفصل مچ	ثانیه اول حرکت	۲۰/۵۰	۱۶/۶۰	۱۴/۹۶	۷/۵۰	۱/۴۵	۰/۰۷
	ثانیه دوم حرکت	۷/۷۰	۵/۱۵	۶/۷۵	۵/۹۰	۲/۱۰	۰/۰۹
	ثانیه سوم حرکت	-۰/۵۱	۵/۵۰	-۰/۷۸	۵/۶۰	۱/۴۰	۰/۰۲۰
مفصل زانو	ثانیه اول	۱۵/۸۰	۴/۲۷	۱۳/۳۵	۵/۲۰	۱/۸۵	۰/۰۴۴
	ثانیه دوم	۹/۱۵	۷/۱۰	۷/۸۰	۶/۲۲	۱/۹۰	۰/۰۴۰
	ثانیه سوم	-۱/۸۰	۶/۶۵	-۳/۹۰	۸/۶۵	۱/۲۰	۰/۱۳۲
مفصل هیپ	ثانیه اول	-	-	۱۷/۷۰	۹/۸۰	۱/۰۰	۰/۱۶۰
	ثانیه دوم	۷/۷۲	۵/۵۰	۷/۲۶	۵/۴۰	۲/۴۰	۰/۰۱۵
	ثانیه سوم	-۰/۶۶	۴/۱۰	-۱/۳۴	۴/۲۰	۱/۲۵	۰/۱۱۵

www.mui.ac.ir

جدول ۳. میزان نیروی وارده به قسمت پنجه N/Cm2

نیرو	پنجه آلمانی		پنجه ایرانی			
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	*t*	*P-value*
Fo	۲/۲۴	۲۵/۷۶	۲/۶۲	۲۶/۶۵	۳/۵۰	۰/۰۰۲

نتایج

۱۴ نفر مرد با میانگین سنی ۴۲/۵ در طی دو مرحله تحت مطالعه قرار گرفتند. نتایج نشان داد که:

۱) اطلاعات بدست آمده در مورد سرعت مفاصل هیپ، زانو و مچ پا نشان داد که در تمامی موارد سرعت این مفاصل با استفاده از پنجه آلمانی به صورت معنی‌داری نسبت به پنجه ایرانی بالاتر می‌باشد (جدول ۱).

۲) اطلاعات مربوط به شتاب مفاصل نشان داد که (جدول ۲)

الف- شتاب مفاصل هیپ در ثانیه‌های ۱ و ۲ به صورت معنی-داری با استفاده از پنجه آلمانی نسبت به پنجه ایرانی بالاتر است. در مورد ثانیه سوم حرکت نیز علیرغم بالاتر بودن میانگین شتاب با استفاده از پنجه آلمانی این اختلاف معنی-دار نبوده است.

ب- شتاب مفصل زانو تنها در ثانیه دوم حرکتی به صورت معناداری با استفاده از پنجه آلمانی نسبت به پنجه ایرانی بالاتر است.

ج- شتاب مفصل مچ فقط در ثانیه سوم معنی‌دار است.

۳) اطلاعات مربوط به نیرو نشان داد که پنجه آلمانی به صورت معنی‌داری در قسمت قدامی تحمل نیروی کمتری نسبت به پنجه ایرانی دارد (جدول ۳).

بحث

پنج وظیفه شاخص و مهم در پنجه‌های پروتزهای زیر زانو وجود دارد که عبارتند از:

۱- شبیه سازی حرکات مفاصل

۲- جذب ضربات ناشی از راه رفتن از سوی زمین به پروتز

۳- سطح مناسب تحمل وزن

۴- شبیه سازی حرکات عضلات

۵- حفظ ظاهری پای طبیعی

با توجه به این عملکرد پنجه صرف نظر از وظایف استاتیک بایستی بتواند وظایف دینامیک خود را به خوبی انجام داده است به نحوی که وظایف سبب بهبود و تسهیل استفاده نهایی از پروتز توسط شخص گردد (۵).

در مطالعات گذشته که مابین نحوه عملکرد پنجه های پروتز انجام شده است عملکرد این پنجه‌ها در زمینه مصرف انرژی در هنگام حرکت بیمار تحت تأثیر ساختمان و مواد مورد استفاده در پنجه بوده است (۴).

همچنین در دو مطالعه *patho kinesiology* که در آزمایشگاه *Rancholos Amigas* انجام پذیرفته است بیشترین نیروی وارده به یک پنجه *SACH foot* را هنگام تحمل وزن مستقیم دانسته و بازگشت پنجه از حالت تحمل فشار را زمینه *pull up* خوب پنجه و سرعت‌گیری آن می‌داند (۸).

پنجه *SACH Foot* بیشترین استفاده و کاربرد را در بیماران قطع عضو زیر زانو دارد. این پنجه با ساختمان خاص خود دارای مقاومت و عمر زیادتر از پنجه های دیگر بوده ولی تحرک آن کم است.

در مقایسه ما بین *Flex Foot* و *SACH Foot* سرعت و شتاب پنجه *Flex Foot* به صورت معنی‌داری از پنجه *SACH Foot* بیشتر بوده است (۱۰).

در حین این مطالعه اعداد به دست آمده از عملیات آماری نشانگر آنست که سرعت پنجه آلمانی در ثانیه اول، دوم و سوم حرکت در سه مفصل هیپ، زانو و مچ پا از پنجه ایرانی بیشتر است ($P < ۰/۰۵$) . همچنین شتاب حرکت در مفصل مچ پا در

www.mui.ac.ir

ضمن ثانیه سوم تفاوت معنی‌داری دارد (P <۰/۰۵) در حالیکه در ثانیه‌های اول و دوم تفاوتی وجود ندارد.

در مورد مفصل هیپ در ثانیه های اول و دوم شتاب حرکت تفاوت معنی داریداشته است در حالی که در ثانیه سوم این تفاوت معنی‌دار نیست.

در خصوص مفصل زانو نیز شتاب حرکت ما بین هر دو پنجه دارای تفاوت معنی‌دار نیست.

در مورد میزان نیروی وارده به قسمت قدامی پنجه و انجام مقایسه مابین آن عدد کسب شده (P <۰/۰۵) است و تفاوت را معنی‌داری نشان داده موید آن است که نیروی وارده به قسمت قدامی پنجه آلمانی از نوع ایرانی آن کمتر است و بدین ترتیب عملکرد نوع آلمانی از ایرانی در این زمینه بهتر است.

در همین تحقیق ساختمان پنجه آلمانی در برش عرضی با ساختمان داخلی ایرانی مورد مقایسه ظاهری قرار گرفت. یکی از عواملی که بر سرعت حرکت انسان تأثیرگذار است *Roll over* و زاویه *Toe spring* پنجه است. این زاویه در پنجه ایرانی بسیار کم بوده ولی در پنجه آلمانی به صورت استاندارد و نزدیک به میزان آناتومیک هنگام کفش پوشیدن وجود دارد. بر اساس مطالعات موجود کاهش این زاویه سبب کاهش اتلاف انرژی شده، سرعت راه رفتن را بالا می‌برد (۷).

آن چنان که مشاهده گردید همه شتاب‌ها به نفع پنجه آلمانی نبود. به نظر می‌رسد که تغییرات شتاب می‌تواند وابسته به ساختمان پاشنه و بامپر باشد (۸) ولی در مجموع نیز شتاب پنجه آلمانی بیشتر از پنجه ایرانی بود. زمانی که هر دو پنجه از نوع *SACH* بوده، دارای مفصل مچ پا نباشد در این صورت راه رفتن بیمار تغییر محسوسی از نظر تغییر زوایای اندام ندارد (۹).

در مورد نیروی وارده به قسمت قدامی پنجه نیز با توجه به عناصر داخلی پنجه آلمانی و شکل قرارگیری این اجزا و نوع مواد سازنده تقسیم نیرو منطقی‌تر بوده، احتمال دارد نیروی کمتری به قسمت جلوی پنجه وارد شده است. این کاهش نیرو و عدم تجمع آن در ناحیه قدام پنجه فشار کمتری به ناحیه *Fore Foot* وارد نموده در نتیجه قسمت قدامی پنجه سالمتر باقی می ماند. شاید یکی از علل تخریب پنجه‌های ایرانی در ناحیه سر متاتارسها تجمع بیش از حد نیرو در این ناحیه باشد.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج بدست آمده می‌توان در مجموع به برتری نسبی پنجه آلمانی بر ایرانی در موارد مورد مطالعه رای داد. به نظر می‌رسد سازندگان داخلی این نوع پنجه بایستی با در نظر گرفتن تدابیری نسبت به بهبود کیفیت پنجه خود اقدام نمایند.

نکته دیگری که به آن توجه خاصی می‌باید مبذول داشت این است که می بایستی استانداردی جهت طول عمر پنجه و ساختمان و خصوصیات فیزیکی و مکانیکی آن توسط دست اندرکاران حرفه ارتز و پروتز در کشور صورت پذیرد. در مجموع می‌توان نتیجه گرفت که پنجه آلمانی در سرعت حرکت، شتاب و تقسیم نیرو از پنجه ایرانی بهتر است.

محدودیت ها و پیشنهادها

در این تحقیق دست یابی به افراد مورد تحقیق با توجه به شرایط تعیین شده جهت ایشان تا اندازه ای سخت بود. همچنین این تحقیق فقط برروی مردان صورت گرفت. دستیابی به انواع پنجه آلمانی در سایر بیماران یکی دیگر از محدودیت ها بود. پیشنهاد می‌گردد تا مطالعات بیشتری در زمینه مقایسه مابین این دو پنجه انجام پذیرد.

در همین راستا به نظر می رسد تغییر در موارد اولیه ساخت فوم ضربه پذیر پنجه، تغییر در نحوه تزریق مواد پلاستیکی، تغییر در عناصر داخلی پنجه که سبب ایجاد *Roll over* مناسب شوند ضروری است.

تشکر و قدردانی

از مسئولین محترم بنیاد جانبازان اصفهان، گروه ارتوپدی فنی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان و پرسنل بخش توانبخشی مرکز پزشکی امین تقدیر و تشکر می‌گردد

www.mui.ac.ir

منابع

1- John H B, John W. Atlas of limb prosthetics: History of amputation .Bone and Joint. 1992
2- Sikhar N B. Below Knee Amputation Rehabilitation Management of Amputation.Mosby. 1992.
3- Bella J. Amputation and Prosthetics: Transtibial amputation.Butterworth. 1996.
4- Daryl G B, Schumacher L. Gait Analysis and Energy cost of Below Knee Amputees wearing six Different prosthetics feet .Jpo.2003. Vol. 24:36- 43.
5- Lusardi M. Orthotics and prosthetics in rehabilitation: Transtibial prosthetics.Butterworth. 2000:363-364.
6- Walter J, Mulder M A. Comparison of the light weight camp normal activity foot with other prosthetics feet transtibial Amputee.Jpo. 2001. Vol 21:26-32.
7- Semour R. Prosthetics and Orthotics Lower Limb and Spinal: Supracondylar Supra patellar system. Mosby. 2002.
8- Jaegers SM, Arendzen JH, Dejongh HJ. Prosthetics gait of unilateral transtibial amputee:Kinematics study prosthetics and orthotics International. 1997. Vol21: 43-50.
9- Whittle MW. Gait Analysis and introduction: Terminology used in gait analysis.Mosby. 2002.
10- Pamela A, farlan M, Nielson p. Mechanical gait anaigsis of transtibial amputee SACH foot versus the Flex foot. Prosthetics orthotics International . 1995. vol 14: 43-50

www.mui.ac.ir

Comparison between Iranian and German SACH Foot by Gait Analyzer and Dynamometer

Tahmasebi T[*], Ebrahimi E[1], Hassanzadeh A[2]

Abstract

Introduction: Due to high percentage of lower Limb amputations specially traumatic transtibial sections, the application of foot in below knee prosthesis in highly important are of these foots which are used commonly by prosthetics is SACH foot. The aim of this research is to compare the functional moment and physics of two SACH foot made by Iran and Germany which have the same Strictures.

Methods: The study was Performed on 14 male individuals with below knee amputation (25 – 50 years old). After second references of each patient and completing a questionnaire necessary information gathered and recorded by associated instruments such as Gait Analyzer and Dynamometer. Then results were analyzed by paired t-test.

Result: It was revealed that velocity of ankle, knee and hip joints in all cases with German prosthesis is highly more than Iranian type. Acceleration of hip joint in first and second part of time in German prosthesis was more but it was not in the third part. Acceleration of knee joint in German type is more only in the second part of movement time. Power distribution in anterior part of German type is significantly less than Iranian rival.

Conclusion: The result of this study shows that German prosthesis is superior in forms of power, velocity of acceleration measured by gait analyzer and dynamometry

Key Words: SACH foot, prosthesis, gate analyze, dynamometer.

[*]Tahmasebi T (MSc of orthotics & prosthetics, Isfahan University of Medical Sciences) E-mail: Tahmasebi@rehab.mui.ac.ir
1- Ebrahimi E (PhD Phisiyoterapist, Iran University of Medical Sciences)
2- Hassanzadeh A (MSc, Statistician, Isfahan University of Medical Sciences)

www.mui.ac.ir