

# آنالیز نمودار گشتاور زاویه مفصل مچ پا در سرعت‌ها و مراحل مختلف راه‌رفتن جهت طراحی پروتز مچ‌پنجه

\*زهره صفائی‌پور<sup>۱</sup>، علی استکی<sup>۲</sup>، فرهاد طباطبایی قمشه<sup>۲</sup>، سیدمحمدابراهیم موسوی<sup>۲</sup>

- ۱- دکترای مهندسی پزشکی بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات تهران، تهران، ایران
- ۲- دکترای مهندسی پزشکی بیومکانیک، استاد گروه مهندسی و فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهیدبهشتی، تهران، ایران
- ۳- دکترای مهندسی پزشکی بیومکانیک، دانشیار گروه ارگونومی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران
- ۴- متخصص ارتوپدی، دانشیار گروه ارتز و پروتز، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران

دریافت مقاله: ۹۲/۰۱/۲۴  
پذیرش مقاله: ۹۲/۰۵/۲۱

\* آدرس نویسنده مسئول:

تهران، اوین، بلوار دانشجو، خیابان کودکیار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، گروه ارتز و پروتز.

\* تلفن: ۰۱۰ ۲۲۱۸۰۰۱۰ (۲۱) +۹۸

\* رایانامه:

safaei\_zahra@yahoo.com

## چکیده

**هدف:** هدف این تحقیق آنالیز نمودار گشتاور زاویه مفصل مچ پا و تعیین مشخصات مفصل مچ در مراحل و سرعت‌های مختلف راه‌رفتن برای کاربرد در طراحی پروتزهای مچ و پنجه پا بود.

**روش بررسی:** مطالعه به صورت مقطعی تحلیلی بود و ۲۰ نمونه در دسترس انتخاب شدند. آنالیز راه‌رفتن در سرعت‌های مختلف و با دو صفحه نیرو و پنج دوربین انجام شد. براساس نمودار گشتاور زاویه، فاز ایستایی به سه مرحله تقسیم شد. مشخصات مفصل مچ شامل شبه‌سفتی و کار در این مراحل محاسبه شد. مقایسه میانگین متغیرها در مراحل و سرعت‌های مختلف راه‌رفتن با آزمون آنالیز پراکنش سنجش مکرر صورت گرفت و برای برازش مدل خطی به داده‌ها، از آنالیز رگرسیون خطی استفاده شد.

**یافته‌ها:** نمودار گشتاور زاویه در سرعت‌های آهسته‌تر، در جهت عقربه‌های ساعت و با افزایش سرعت، خلاف جهت عقربه‌های ساعت بود. بهترین خط برازش شده به نمودار کار، سرعت راه‌رفتن  $R^2=0/81$  بود. بین شبه‌سفتی مفصل مچ در سرعت تند و طبیعی با شبه‌سفتی در سرعت‌های کمتر، تفاوت معناداری وجود داشت ( $P<0/001$ ).

**نتیجه‌گیری:** رفتار نمودار گشتاور زاویه در سرعت‌های آهسته‌تر نشان‌دهنده عملکرد غیرفعال و اتلافی در مفصل مچ و با افزایش سرعت، نشان‌دهنده عملکرد فعال این مفصل بود. براساس نتایج، مشخصات مفصل مچ در سرعت‌ها و مراحل مختلف راه‌رفتن تغییر می‌کند. بنابراین، در سرعت‌های پایین‌تر، یک مدل فندمیر با اتلاف تنظیم‌شده توانایی شبیه‌سازی عملکرد مفصل مچ را دارد؛ گرچه در سرعت‌های بیشتر، باید برای عناصر فعال، سهمی در نظر گرفت.

**کلیدواژه‌ها:** پروتز مچ و پنجه، راه‌رفتن، زاویه مچ پا، شبه‌سفتی، گشتاور مچ پا



مقدمه

آگاهی از عملکرد بیومکانیکی مفصل مچ پا در طراحی و ساخت پروتزهای مچ پنجه با رفتاری مشابه مچ پای طبیعی ضروری به نظر می‌رسد (۱، ۲). عملکرد کلی مفصل مچ پای سالم با استفاده از ارتباط گشتاورزویه این مفصل بررسی می‌شود که شکل حلقه‌مانندی<sup>۱</sup> دارد (شکل ۱) (۳، ۴). با کاربرد این نمودار، طراحان پروتز مدل‌سازی عملکرد مفصل مچ پا با استفاده از اجزای مکانیکی ساده انجام داده‌اند؛ برای مثال، برای نشان دادن رفتار ذخیره‌کنندگی و اتلافی مفصل مچ به ترتیب، از فنر و دمپر استفاده شده است. با استفاده از اجزای فعال مانند موتور نیز رفتار تولیدکنندگی این مفصل مدل شده است (۲).

مطالعات پیشین نشان می‌دهد از نظر کیفی، شکل کلی نمودار گشتاور زویه تحت تأثیر سرعت راه رفتن است (۲، ۴). در سرعت‌های کم، راه رفتن این نمودار در جهت عقربه‌های ساعت است که بیانگر اتلاف انرژی در این مفصل بوده و به صورت سیستم فنر و دمپر مدل شده است. در سرعت معمولی راه رفتن، نمودار گشتاور زویه اتلافی نداشته و مفصل مچ به صورت فنر ذخیره‌کننده انرژی مدل شده است. در سرعت‌های بالاتر راه رفتن، این نمودار در جهت خلاف عقربه‌های ساعت و بیانگر تولید انرژی است. بنابراین، برای مدل‌کردن مچ از موتور استفاده شده است (۲).

طراحی بهینه پروتز مچ پنجه، نیازمند مطالعه جزئی‌تر عملکرد مفصل مچ است. از مهم‌ترین ویژگی<sup>۱</sup> مفصل مچ می‌توان به شبه‌سفتی<sup>۲</sup> و کار<sup>۳</sup> اشاره کرد که استنتاج‌پذیر از نمودار گشتاور زویه است و در طراحی پروتز اهمیت دارد (شکل ۱) (۳، ۴، ۵). شبه‌سفتی یا شیب خط برازش شده به منحنی گشتاورزویه مفصل مچ، بیانگر مقاومت کلی مفصل در برابر حرکت است. کار که با مساحت محصور شده در نمودار گشتاور زویه برابر است، بیانگر میزان انرژی جذب یا تولید شده از طریق این مفصل است (۹-۳). مطالعات نشان می‌دهد این ویژگی‌ها در مرحله راه رفتن و همچنین، در سرعت‌های راه رفتن متفاوت هستند (۱۰).

در حالی که روند روبه‌رشدی در زمینه طراحی پروتزهای مچ پنجه با براساس بیومکانیک مفصل مچ دیده می‌شود، تحقیقات حاضر بیشتر بر رفتار کیفی مفصل مچ، مانند شکل کلی نمودار گشتاور زویه تمرکز کرده‌اند. در زمینه تحلیل کمی نمودار گشتاور زویه و تعیین مشخصات مفصل مچ در مراحل و سرعت‌های مختلف راه رفتن، اطلاعات دقیقی در دسترس نیست. البته در مقالات مربوط، لزوم انجام چنین تحقیقاتی پیشنهاد شده است (۱۱، ۱۰). این تحقیق با هدف آنالیز نمودار گشتاورزویه مفصل مچ و

همچنین، تعیین مشخصات مفصل مچ پا شامل شبه‌سفتی و کار در مراحل و سرعت‌های مختلف راه رفتن برای کاربرد در طراحی پروتزهای مچ پنجه با صورت گرفته است.

روش بررسی

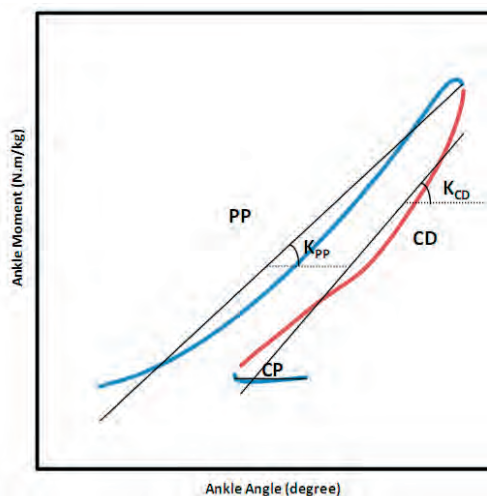
این مطالعه از نوع مقطعی تحلیلی و با روش نمونه‌گیری در دسترس انجام شد. بیست فرد داوطلب، یعنی ۱۴ مرد و ۶ زن، با آگاهی و رضایت از مراحل آزمون و بدون داشتن سابقه ناهنجاری در مچ پا، براساس معاینات در این مطالعه شرکت کردند. آزمون راه رفتن در آزمایشگاه بیومکانیک مجهز به دو صفحه نیرو<sup>۵</sup> Kistler Instrument AG&Switzerland، با ابعاد ۶۰ در ۴۰ سانتی‌متر و پنج دوربین Vicon ۴۶۰ Vicon Motion System Ltd., UK انجام شد. در ابتدا، مارکرها روی نقاط نشانه آناتومیکی<sup>۶</sup> براساس روش پیشنهادی مدل وایکون<sup>۷</sup> در نواحی مچ پا (قوزک خارجی)، انگشتان (پشت پا ناحیه بین متاتارس اول و دوم)، پاشنه (خلف کاکائوس)، تیبیا (نیمه تحتانی)، زانو (کوندیل خارجی فمور)، ران (نیمه تحتانی) و خار خارصه<sup>۸</sup> قدامی فوقانی نصب شدند (۱۲). برای محاسبه سرعت راه رفتن، مارکری روی ساکروم وسط دو خار خارصه خلفی قرار گرفت. به منظور آشنایی آزمون‌شونده با نحوه آزمون، از افراد خواسته می‌شد پابرهنه و طی چند مرحله در مسیری پنج‌متری با چهار سرعت از سرعت تند تا خیلی آهسته راه بروند. سپس، سه بار تکرار آزمون راه رفتن با سرعت‌های ذکر شده برای هر پا با فرکانس ۱۰۰ هرتز ثبت شد.

نیروی عکس‌العمل زمین و موقعیت مارکرها با استفاده از مدل دینامیک وایکون Plug-In-Gait Workstation ۴٫۶ پردازش و متغیرهای کینماتیکی و کینماتیکی مفصل مچ شامل زاویه (درجه) و گشتاور (نیوتن متر) و توان (وات) محاسبه شد. گشتاور توان مفصل مچ نسبت به جرم بدن<sup>۸</sup> نرمال و براساس نیوتن متر بر کیلوگرم و وات بر کیلوگرم بیان شده است. سرعت راه رفتن (متر بر ثانیه) از مشتق جابه‌جایی کلی مارکر ساکروم نسبت زمان در فاصله معین در نظر گرفته شد. همچنین، سرعت زاویه‌ای مفصل مچ (رادیان بر ثانیه) نیز از مشتق تغییرات زاویه مفصل مچ پا در مدت زمان فاز ایستایی<sup>۹</sup> محاسبه شد. فیلتر پایین‌گذر مرتبه شش باتروورث<sup>۱۱</sup>، با استفاده از نرم‌افزار MATLAB، داده‌های کینماتیکی و کینماتیکی را با فرکانس قطع ۱۰ هرتز فیلتر کردند (۱۳). هم‌طول کردن بردارهای حاصل، با روش درون‌یابی خطی<sup>۱۱</sup> انجام شد (۵). برای تجزیه و تحلیل نهایی، میانگین داده‌های پای راست

1- Loop shaped 2- Characteristics 3- Quasi-stiffness 4- Work 5- Force plate 6- Anatomical landmark  
7- Plug-In-Gait 8- Body mass 9- Stance phase 10- Butterworth 11- Linear interpolation



و چپ برای هر فرد محاسبه شد. یک دوره کامل راه رفتن (فاز ایستایی و نوسانی)، از لحظه برخورد پاشنه یک پا به صفحه نیروی اول تا برخورد پاشنه همان پا به صفحه نیروی دوم با استفاده از نمودار مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین تعیین شد. در مرحله بعد، نمودارهای گشتاور زاویه در فاز ایستایی به سه مرحله پانتارفلکشن کنترل شده<sup>۱</sup> (CP) و دورسی فلکشن کنترل شده<sup>۲</sup> (CD) و پلنتارفلکشن فعال<sup>۳</sup> (PP) تقسیم‌بندی شدند. مرحله CP از لحظه برخورد پاشنه به زمین آغاز و تا حداکثر پلنتارفلکشن در ابتدای فاز ایستایی ادامه داشت. مرحله CD به گونه‌ای تعریف شد که از انتهای CP شروع و تا حداکثر دورسی فلکشن در میان‌ایستایی<sup>۴</sup> ادامه داشت. مرحله PP از پایان CD آغاز و تا بلند شدن انگشتان از زمین ادامه می‌یافت (شکل ۱) (۱۶-۱۴).



شکل ۱. تقسیم‌بندی نمودار گشتاور زاویه مفصل مچ پا به مراحل مختلف و تعیین شیب نمودار.

مچ پا برحسب سرعت راه رفتن از آنالیز رگرسیون خطی (روش کمترین مجذورات)<sup>۶</sup> استفاده شد. برازش مدل‌های خطی نیز با ضریب  $R^2$  بررسی شد. آزمون آنالیز واریانس سنجش مکرر<sup>۷</sup> برای مقایسه میانگین متغیرها در مراحل و سرعت‌های مختلف راه رفتن استفاده شد. برای تعیین زوج میانگین‌های عامل که تفاوت بین آن‌ها معنادار شده بود، از آزمون بونفرونی<sup>۸</sup> استفاده شد. در تمامی آزمون‌ها، سطح معناداری ۰/۵ بود.

### یافته‌ها

میانگین و انحراف معیار سن و وزن و قد نمونه‌ها به ترتیب، ۲۳/۴±۳/۷ سال و ۶۷/۶±۱۰/۲ کیلوگرم و ۱۷۴/۲±۷/۷ سانتی‌متر بود. میانگین و انحراف معیار سرعت راه رفتن برحسب متر بر ثانیه، با ۰/۷±۰/۹، ۰/۹±۰/۰۹، ۱/۰۶±۰/۱۳، ۱/۲۵±۰/۱۲ و ۱/۵۸±۰/۱۲ متر بر ثانیه بود که به ترتیب، به عنوان سرعت خیلی آهسته، آهسته، معمولی و تند نام‌گذاری شدند. آزمون آنالیز سنجش مکرر بین میانگین سرعت‌ها تفاوت معناداری را نشان داد ( $P < 0/001$ ). با توجه به اهداف مطالعه، نتایج براساس سرعت و مرحله راه رفتن تحلیل شدند.

شبه‌سفتی مفصل مچ (K) برحسب (N.m/kg.rad) از شیب خط رگرسیون برازش شده به نمودار گشتاور زاویه در مراحل CP, CD, PP محاسبه شد (شکل ۱) (۷). مفصل مچ (W) برحسب (N.m.rad/kg) در هر مرحله از فاز ایستایی ( $W_{CP}$ ,  $W_{CD}$ ,  $W_{PP}$ ) با محاسبه سطح زیر منحنی گشتاور زاویه کار انجام شده را با استفاده از روش انتگرال‌گیری ذوزنقه<sup>۵</sup> براساس معادله ۱ محاسبه کرد. کار کلی انجام شده ( $W_{total}$ ) مفصل مچ از تفریق سطح زیر منحنی PP از سطح زیر منحنی CD محاسبه شد (معادله ۲) (۷).

$$\text{Work} = \sum_{j=2,3,\dots}^{j=n} 1/2(M_j + M_{j-1})\Delta\theta \quad \text{معادله ۱}$$

$$W_{total} = |W_{PP}| - |W_{CD}| \quad \text{معادله ۲}$$

در این رابطه، M گشتاور و  $\theta$  زاویه مفصل مچ است. مقادیر مثبت ( $W_{total}$ ) نشان‌دهنده تولید انرژی و جهت خلاف عقربه‌های ساعت در نمودار گشتاور زاویه بود. مقادیر منفی نشان‌دهنده اتلاف انرژی بوده که در آن، جهت نمودار گشتاور زاویه در جهت عقربه‌های ساعت بود.

تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۹ انجام شد. برای تعیین مدل حاکم بر کار انجام شده در مفصل

1- Controlled Plantarflexion  
5- Trapezoidal approximation approach

2- Controlled Dorsiflexion  
6- Least square method

3- Powered Plantarflexion  
7- Repeated measure analysis of variance

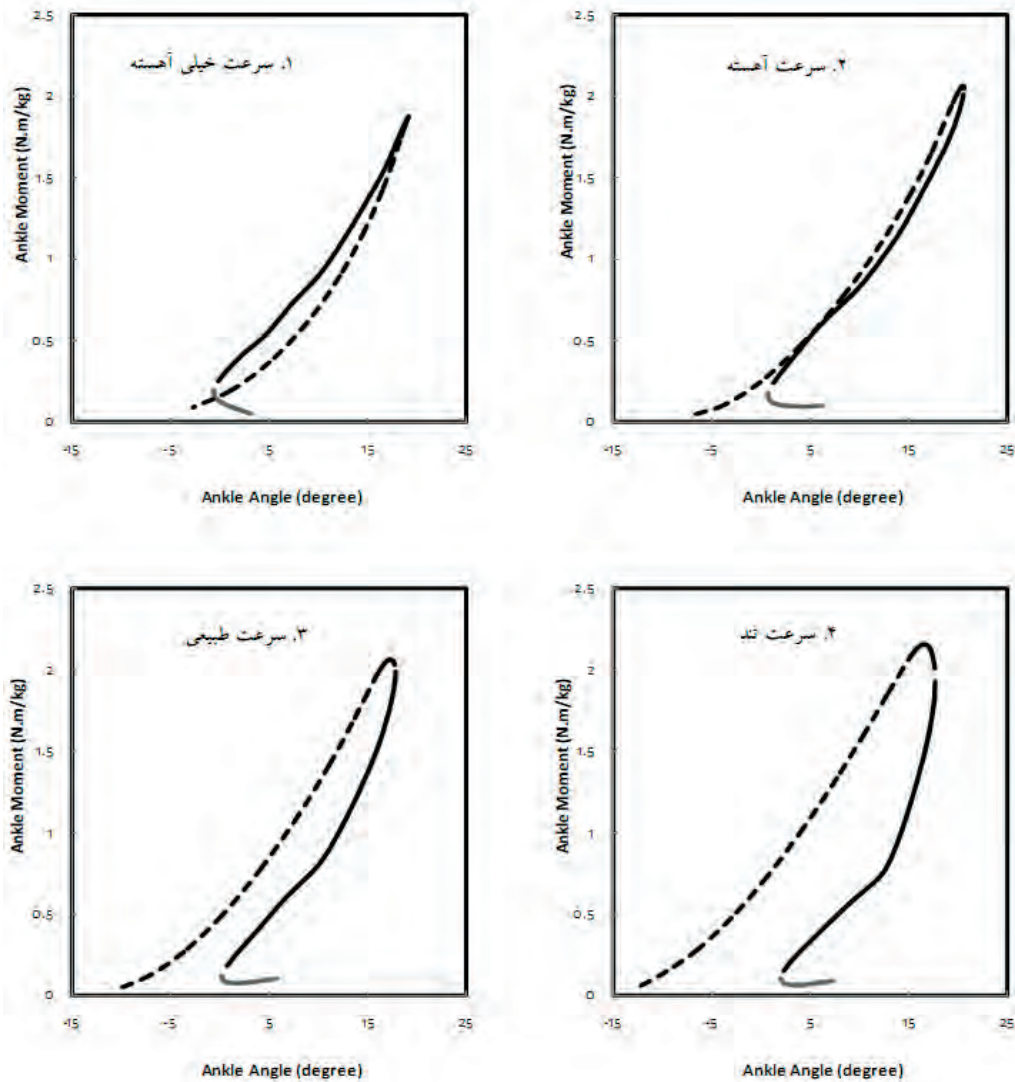
4- Mid-stance  
8- Bonferroni



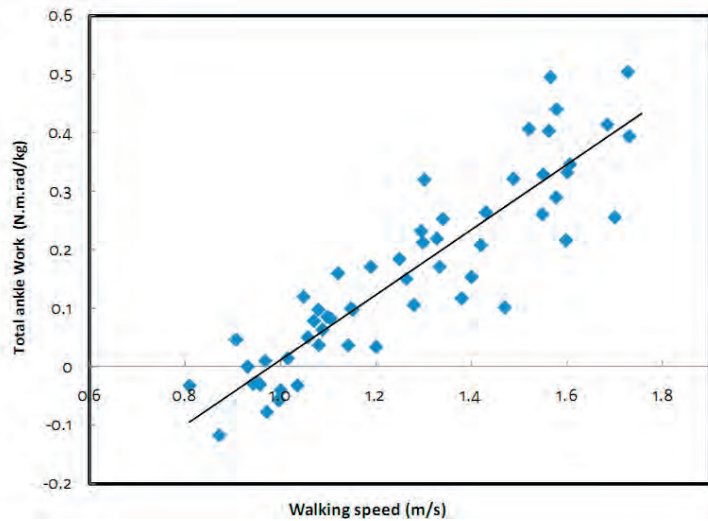
تفاوت معناداری را نشان داد ( $P < 0/001$ ). شکل ۳، نمودار کار انجام شده براساس سرعت‌های راه رفتن را نشان می‌دهد. براساس آن در سرعت‌های کم، کار منفی بود؛ در حالی که با افزایش سرعت، کار انجام شده مثبت شد. در سرعتی نزدیک به یک متر بر ثانیه، کار کلی انجام شده توسط مفصل مچ با صفر برابر بود. بهترین خط برازش شده به این نمودار، به صورت معادله ۳ با  $R^2 = 0/81$  بود. حداکثر توان مفصل مچ با افزایش سرعت افزایش می‌یافت (شکل ۴).

$$W_{total} = 0/56(\text{Walking Speed}) - 0/54 \quad \text{معادله ۳}$$

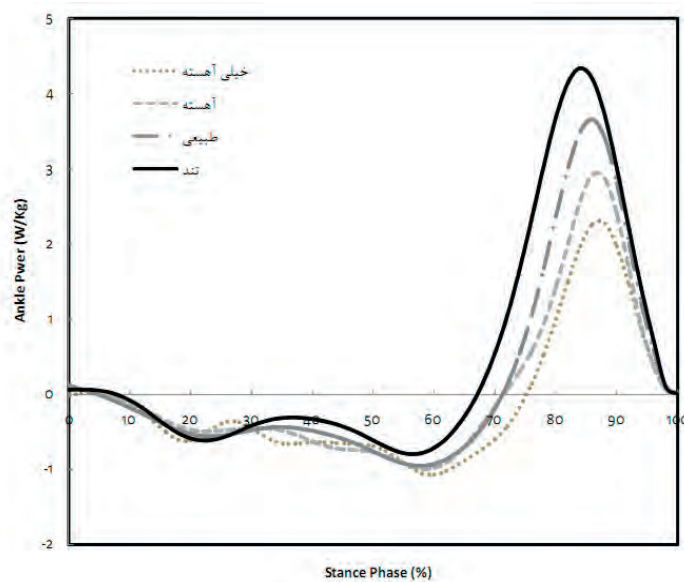
یافته‌ها براساس سرعت راه رفتن: نمودار گشتاور زاویه در سرعت‌های آهسته‌تر در جهت عقربه‌های ساعت بود؛ در حالی که با افزایش جهت نمودار، خلاف عقربه‌های ساعت بود. در مجموع، چهار شکل منحنی گشتاور زاویه در سرعت‌های مختلف راه رفتن برحسب کار انجام شده در مفصل مچ (وات بر کیلوگرم) مشاهده شد که شامل نمودارهایی با کار منفی ( $-0/05 \pm 0/03$ )، کار صفر ( $0/00 \pm 0/03$ )، کار مثبت کوچک ( $0/15 \pm 0/05$ ) و کار مثبت بزرگ ( $0/35 \pm 0/08$ ) بودند (شکل ۲). آزمون آنالیز سنجش مکرر بین مقادیر میانگین کار کلی در چهار نمودار مذکور،



شکل ۲. نمودار میانگین گشتاور زاویه در چهار سرعت راه رفتن. فاز ایستایی به سه مرحله شامل CP (خطوط خاکستری) و CD (خطوط پرسیاه) و PP (نقطه چین سیاه) تقسیم‌بندی شده است.



شکل ۳. نمودار میانگین کار انجام شده براساس سرعت راه رفتن. خط سیاه پررنگ نشان‌دهنده بهترین خط برازش شده به داده‌هاست.



شکل ۴. نمودار میانگین توان مفصل مچ براساس درصد فاز ایستایی در چهار سرعت راه رفتن.

جدول ۱. مقادیر میانگین و انحراف معیار شبه‌سفتی (N.m/kg.rad) و کار (N.m.rad/kg) و ۲R در سرعت‌های چهارگانه راه رفتن در مراحل CP و CD و PP.

مرحله	متغیر	سرعت خیلی آهسته	سرعت آهسته	سرعت معمولی	سرعت تند
CP	K	$-0.63 \pm 0.93$	$-0.44 \pm 1.03$	$-0.23 \pm 0.76$	$-0.43 \pm 0.76$
	M-angle R <sub>r</sub>	0.75	0.70	0.58	0.49
CD	K	$4.57 \pm 0.77$	$4.47 \pm 0.62$	$5.47 \pm 0.76$	$5.80 \pm 1.05$
	M-angle R <sub>r</sub>	0.96	0.95	0.91	0.83
PP	K	$4.78 \pm 0.62$	$4.46 \pm 0.76$	$4.58 \pm 0.71$	$4.53 \pm 0.85$
	M-angle R <sub>r</sub>	0.95	0.97	0.98	0.98
	W	$2.8 \pm 0.07$	$4.0 \pm 0.09$	$4.1 \pm 0.07$	$5.5 \pm 0.10$

\* آزمون آنالیز پراکنش سنجش مکرر، بین مقادیر شبه‌سفتی تفاوت معنادار آماری نشان داد و آزمون بونفرونی نشان داد این تفاوت در سرعت نرمال و تند با سرعت آهسته و خیلی آهسته معنادار است (P=0/00).



خیلی آهسته، نمودار گشتاور زاویه در جهت عقربه‌های ساعت بود که بیانگر اتلاف در مفصل میچ است؛ در حالی که در سرعت آهسته، این اتلاف ناچیز شده و با افزایش سرعت، جهت نمودار به خلاف عقربه‌های ساعت تغییر پیدا کرد که بیانگر تولید انرژی است. این پدیده با تحلیل کار تولیدشده هم تأیید شد؛ به گونه‌ای که در سرعت‌های آهسته، کار کلی منفی بود (اتلاف) و با افزایش سرعت، کار مثبت یا تولید انرژی مشاهده شد. بنابراین، به نظر می‌رسد برای طراحی پروتز جایگزین در سرعت‌های کم راه‌رفتن، یک سیستم مکانیکی ساده شامل فنر دمپر بتواند عملکرد کلی مفصل میچ را تقلید کند؛ در حالی که کار تولیدشده در سرعت‌های بیشتر نیاز به درگیر شدن سیستمی فعال مانند موتور را تأیید می‌کند.

با در نظر گرفتن مرحله راه‌رفتن، نتایج نشان داد در مرحله CP، مقدار شبه‌سفتی میچ در مقایسه با سایر مراحل کوچک‌تر و با تغییر زاویه مفصل میچ تغییرات گشتاور ناچیز بود. این مرحله که با برخورد پاشنه به زمین آغاز شده و تا قرار گرفتن کف پا به صورت صاف روی زمین ادامه دارد، حرکت پلنتر فلکشن در مفصل میچ در کنترل عضلات دورسی فلکسور ایجاد می‌شود. این موضوع سبب جذب ضربه برخورد پاشنه و برخورد کنترل‌شده پا به زمین می‌شود (۱۶-۱۴). هم‌راستا با مطالب بیان‌شده و براساس نتایج، مقادیر  $R_p$  مدل‌های خطی برازش‌شده به داده‌های گشتاور زاویه در مرحله CP، تغییرپذیری فراوانی را در نمونه‌ها نشان داد. در این دوره، علت تغییرات زیاد در مقادیر  $R_p$  ممکن است به دلیل تعداد داده‌ها باشد. با توجه به اینکه CP در مدت زمان کوتاهی (حدود ۵ درصد کل زمان راه‌رفتن) اتفاق می‌افتد، تعداد داده‌های کینماتیکی و کینماتیکی حاصله به‌ویژه در سرعت‌های بالاتر، کم است (۵ داده در فرکانس ۱۰۰ هرتز)؛ اما با توجه به اینکه در اکثر نمونه‌ها، مقادیر بسیار  $R_p$  مشاهده شد، جزء فنر با سفتی پایین در مدل مفصل در نظر گرفته شد. در این صورت، مدل مناسب حاکم بر عملکرد مفصل میچ در مرحله CP می‌تواند شامل یک فنر خطی با سفتی پایین به صورت زیر معرفی شود (معادله ۴):

$$M = K \cdot \theta$$

معادله ۴

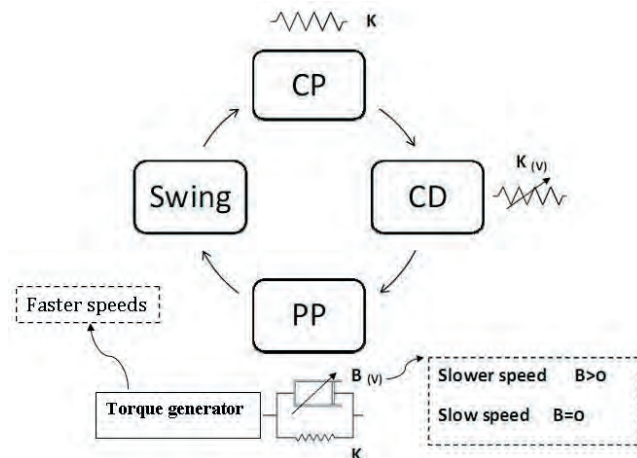
در این رابطه،  $M$  گشتاور و  $K$  شبه‌سفتی و  $\theta$  زاویه مفصل میچ در مرحله CP است (شکل ۵).

یافته‌ها براساس مرحله راه‌رفتن: در مرحله CP، بین  $K_{CP}$  در سرعت‌های مختلف راه‌رفتن اختلاف معنادار آماری دیده نشد. مقادیر  $R_p$  مدل‌های خطی برازش‌شده به نمودار گشتاور زاویه  $0.75 \leq R_p \leq 0.79$  بود (جدول ۱). توان مفصل میچ در این مرحله، منفی بود (شکل ۴). آزمون آنالیز سنجش مکرر و بونفرونی در مرحله CD بین شبه‌سفتی مفصل میچ در سرعت‌های مختلف تفاوت را نشان داد؛ به گونه‌ای که شبه‌سفتی در سرعت تند و نرمال، از شبه‌سفتی در سرعت دیگر بزرگ‌تر بود ( $P < 0.001$ ). توان مفصل میچ در این مرحله نیز منفی بود (شکل ۴). در مرحله PP در همه مدل‌های برازش‌شده به نمودار گشتاور زاویه  $R_p \geq 0.9$  بود. بین ضرایب شبه‌سفتی در سرعت‌های مختلف تفاوت معناداری دیده نشد (جدول ۱). توان در این مرحله، مثبت بود (شکل ۴).

## بحث

هدف مطالعه حاضر بررسی نمودار گشتاور زاویه میچ پا و تعیین مشخصات مفصل میچ پا در سرعت‌ها و مراحل مختلف راه‌رفتن برای کاربرد در طراحی پروتزهای میچ و پنجه بود. در این راستا، از روش black box برای بررسی عملکرد مفصل میچ استفاده شد که در آن، زاویه مفصل میچ به عنوان ورودی و گشتاور به عنوان خروجی در نظر گرفته شد. در این مدل، هدف، تعیین نقش تک‌تک اجزای احاطه‌کننده مفصل نبود؛ بلکه محتوای مدل بیانگر برآیند کلی انقباض عضلات و لیگامان‌ها و سایر ساختارهای ایجادکننده گشتاور، حول مفصل میچ پا بود. به منظور بررسی دقیق‌تر عملکرد مفصل، فاز ایستایی به سه مرحله تقسیم‌بندی و عملکرد میچ با استفاده از اجزای مکانیکی ساده شامل فنر و دمپر و مولد گشتاور در مراحل و سرعت‌های متفاوت راه‌رفتن مدل شد. براساس اهداف و یافته‌های مطالعه، در ابتدای بحث به تفسیر نتایج مربوط به عملکرد مفصل میچ پا در سرعت‌ها و سپس، مراحل متفاوت راه‌رفتن و مقایسه نتایج با سایر مقالات پرداخته شده است.

با در نظر گرفتن سرعت راه‌رفتن و هم‌راستا با مطالعات پیشین (۱۰، ۲)، نتایج نشان داد با افزایش سرعت، مفصل میچ از سیستمی با اجزای غیرفعال به سیستمی فعال تبدیل می‌شود. در سرعت



شکل ۵. دیاگرام مدل پیشنهادی مفصل میچ در مراحل راه رفتن.

می‌کرد که این نتایج با مطالعات پیشین مطابقت دارد. پس در سرعت آهسته‌تر، مفصل میچ مانند سیستم مکانیکی غیرفعال شامل فنر و دمپر موازی عمل کرده و بخشی از انرژی ذخیره شده در فنر CD را در این مرحله، آزاد و بخشی را اتلاف می‌کند. در سرعت آهسته، مفصل میچ مانند فنری ایدئال بدون اتلاف عمل کرده و همه انرژی ذخیره شده را آزاد می‌کند. با افزایش سرعت، مفصل میچ از سیستم غیرفعال به سیستم فعال و تولیدکننده انرژی، بیش از آنچه جذب شده تبدیل می‌شود. این پدیده را می‌توان به وسیله منبع مولد انرژی، مانند موتور الکتریکی یا نیوماتیکی در این مرحله جایگزین کرد. بنابراین، مدل کلی حاکم بر رفتار میچ را می‌توان به صورت زیر بیان کرد (معادله ۶):

$$M = K\theta + B_{(v)}\dot{\theta} + A_{(v)} \quad \text{معادله ۶}$$

در این رابطه،  $M$  گشتاور،  $K$  شبه‌سفتی،  $\theta$  زاویه،  $B$  ضریب اتلاف، سرعت زاویه‌ای،  $A$  گشتاور فعال تولیدی در مفصل میچ در مرحله PP و  $V$  سرعت راه رفتن است (شکل ۵).

گفتنی است مطالعه حاضر در محدوده سنی افراد جوان سالم انجام شده و طیفی از سرعت راه رفتن صورت گرفته است. این پژوهش تعمیم‌پذیری نتایج را برای ساخت پروتز میچ در گروه‌های سنی بیشتر یا با مشکلاتی مانند بیماری عروقی و همچنین سایر سرعت‌های راه رفتن محدود می‌کند. با توجه به مطالعه حاضر پیشنهاد می‌کنیم مطالعه‌ای با بررسی الکترومایوگرافی عضلات ساق و همچنین در محدوده وسیع‌تری از سن و سرعت راه رفتن انجام شود.

### نتیجه‌گیری

در این مطالعه، از دو رویکرد برای بررسی نمودار گشتاور زاویه و تعیین مشخصات مفصل میچ در سرعت‌ها و مراحل مختلف

در مرحله CD، ساق حول مفصل میچ و روی کف پای ساکن در جهت زاویه دورسی فلکشن دوران می‌کند؛ در حالی که انقباض اکستریک عضلات پلنتارفلکسوری حرکت رو به جلوی ساق را کنترل می‌کند. این عضلات به طور فزاینده‌ای، گشتاور ایجاد شده را زیاد می‌کنند؛ به گونه‌ای که در انتهای این دوره، حداکثر گشتاور مفصل میچ ایجاد می‌شود (۱۴، ۱۶). هم‌راستا با این توضیحات و براساس نتایج مطالعه حاضر، گشتاور مرحله CD به طور نسبی با افزایش زاویه دورسی فلکشن زیاد می‌شد و مدل رگرسیون خطی حاکم بر گشتاور زاویه نیز مقادیر بسیار  $R_p$  را نشان داد. در این مرحله، نمودار توان مفصل میچ نیز جذب فراوان انرژی را نشان داد. بنابراین، برای مدل کردن مفصل میچ در این بازه، عناصر غیرفعال مانند فنر با قابلیت ذخیره‌کنندگی بسیار، مناسب به نظر می‌رسد. در این مرحله، در سرعت‌های بالاتر، شبه‌سفتی مفصل میچ بیشتر بود. بر این اساس، مفصل میچ را در مرحله CD می‌توان به صورت یک فنر با سفتی تنظیم شده براساس سرعت راه رفتن به صورت زیر مدل کرد (معادله ۵):

$$M = K_{(v)}\theta \quad \text{معادله ۵}$$

در این رابطه،  $M$  گشتاور،  $K$  شبه‌سفتی،  $\theta$  زاویه میچ در مرحله CD و  $V$  سرعت راه رفتن است (شکل ۵).

در مرحله PP که در انتهای فاز ایستایی رخ می‌دهد، در اثر انقباض کانستریک عضلات پلنتارفلکسوری، پاشنه از زمین جدا شده و عضو به جلو سوق داده می‌شود و انرژی لازم برای حرکت رو به جلوی بدن تولید می‌شود (۱۶-۱۴). براساس نتایج مطالعه حاضر، مفصل میچ تحت گشتاوری کاهشدهنده، به پلنتارفلکشن رفته و توان مثبت در مفصل میچ مشاهده شد. این نتایج با توضیحات ذکر شده و همچنین نتایج مطالعات دیگر همخوانی دارد. نمودار، گشتاورزاویه  $R_p$  بسیاری داشت. کار تولید شده نیز در مفصل میچ با افزایش سرعت از منفی (اتلاف) به مثبت (تولید) تغییر پیدا



مفصل مچ مشابه یک مدل دوجزئی با اتلاف تنظیم شده براساس سرعت راه رفتن عمل می کند؛ به گونه ای که فقط در سرعت های کم راه رفتن اتلاف تنظیم شده وجود دارد. در سرعت زیاد جزء مولد گشتاور اضافه می شود.

### تشکر و قدردانی

تمام مراحل جمع آوری داده های این تحقیق، در آزمایشگاه بیومکانیک گروه ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توان بخشی انجام شده است. همچنین، از زحمات مهندس هدا نبوی و سارا سلطانی در جمع آوری داده ها قدردانی می کنیم.

راه رفتن استفاده شد. در ابتدا، با رویکردی انتگرالی، نمودار گشتاور زاویه مفصل مچ در سرعت های مختلف راه رفتن بررسی شد. همچنین، نشان داده شد در سرعت های کمتر، مدل فنردمپر تنظیم شده توان شبیه سازی مفصل مچ را دارد. در سرعت های بیشتر، سهم عناصر فعال را نیز باید در نظر گرفت. در رویکرد دوم، مشخصات مفصل مچ با گسسته سازی فاز ایستایی به سه مرحله بررسی شد و مدل حاکم در هر مرحله، تعیین شد. در مرحله CP، می توان مفصل مچ را به صورت فنر، برای جذب ضربه برخورد و کنترل ضربه پا به زمین مدل کرد. در مرحله CD، مفصل مچ به صورت فنری با سفتی زیاد را می توان مدل کرد که تابع سرعت راه رفتن است؛ در حالی که در مرحله PP،

### منابع

- 1-Sinitzki EH, Hansen AH, Wilken JM. Biomechanics of the ankle-foot system during stair ambulation: Implications for design of advanced ankle-foot prostheses. *Journal of biomechanics*. 2012;45(3):588-94.
- 2-Hansen AH, Childress DS, Miff SC, Gard SA, Mesplay KP. The human ankle during walking: implications for design of biomimetic ankle prostheses. *Journal of biomechanics*. 2004;37(10):1467-74.
- 3-Davis RB, DeLuca PA. Gait characterization via dynamic joint stiffness. *Gait & Posture*. 1996;4(3):224-31.
- 4-Frigo C, Crenna P, Jensen LM. Moment-angle relationship at lower limb joints during human walking at different velocities. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1996;6(3):177-90.
- 5-Crenna P, Frigo C. Dynamics of the ankle joint analyzed through moment-angle loops during human walking: Gender and age effects. *Human movement science*. 2011;30(6):1185-98.
- 6-Butler RJ, Crowell III HP, Davis IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*. 2003;18(6):511-7.
- 7-Gabriel RC, Abrantes J, Granata K, Bulas-Cruz J, Melo-Pinto P, Filipe V. Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: Gender-related differences. *Physical Therapy in Sport*. 2008;9(1):16-24.
- 8-Latash ML, Zatsiorsky VM. Joint stiffness: Myth or reality? *Human movement science*. 1993;12(6):653-92.
- 9-Sekiguchi Y, Muraki T, Kuramatsu Y, Furusawa Y, Izumi S-I. The contribution of quasi-joint stiffness of the ankle joint to gait in patients with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*. 2012;27(5):495-9.
- 10-Takahashi KZ, Stanhope SJ. Mechanical energy profiles of the combined ankle-foot system in normal gait: Insights for prosthetic designs. *Gait & posture [Internet]*. 2013 [cited 2013 Dec 31]; Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636213001914>
- 11-Versluys R, Beyl P, Van Damme M, Desomer A, Van Ham R, Lefeber D. Prosthetic feet: State-of-the-art review and the importance of mimicking human ankle-foot biomechanics. *Disability & Rehabilitation: Assistive Technology*. 2009;4(2):65-75.
- 12-Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*. 1991;10(5):575-87.
- 13-Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 3rd ed. Toronto: Wiley; 2005.
- 14-Perry J, Burnfield JM. *Gait analysis: normal and pathological function [Internet]*. 2nd ed. Thorofare: Slack; 2010 [cited 2013 Dec 31]. Available from: <http://www.oandp.org/reading/gaitfunction.asp>
- 15-Au S, Berniker M, Herr H. Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits. *Neural Networks*. 2008;21(4):654-66.
- 16-Levangie PK, Norkin CC. *Joint structure and function: a comprehensive analysis*. 4th ed. Philadelphia; 2005.



# Analysis of the Ankle Moment-Angle Curve in Different Gait Speeds and Phases for Designing Ankle-Foot Prosthesis

\*Safaa'ee pour Z. (Ph.D.)<sup>1</sup>, Esteki A. (Ph.D.)<sup>2</sup>, Tabataba'ei Ghomsheh F. (Ph.D.)<sup>3</sup>, Mousavi M.I. (M.D.)<sup>4</sup>

Receive date: 13/04/2013

Accept date: 12/08/2013

1-Ph.D. in Biomedical Engineering-Biomechanics, Department of Biomedical Engineering, Science & Research Branch, Islamic Azad University (IAU), Tehran, Iran

2-Ph.D. in Biomedical Engineering-Biomechanics, Professor of Biomedical Engineering and Physics Department, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

3-Ph.D. in Biomechanics, Associate Professor of Department of Ergonomics, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran

4-Orthopedist, Associate Professor of Prosthetics and Orthotics Department, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran

\*Correspondent Author Address: Orthotics & Prosthetics Department, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Blvd Student, Koodakyar Street, Evin, Tehran, Iran.

\*Tel: +98 (21) 22180010

\*E-mail: safaae\_zahra@yahoo.com

## Abstract

**Objective:** Aim of this study was to analysis the ankle moment-angle relation and its characteristics at different gait speeds and phases for using in prosthetic ankle-foot design.

**Materials & Methods:** This was a cross-sectional analytic study in which 20 participants were chosen with assessable sampling method. Gait analysis at different speeds was performed with two force-plates and five high speed cameras. Ankle characteristics including quasi-stiffness and work were estimated at three periods of stance phase based on moment-angle loop. Mean differences were analyzed with repeated measure ANOVA and regression analysis was performed to fit the linear model to the data.

**Results:** Moment-angle curve was clockwise at slower speeds and turned counter-clockwise while speed increased. The best fitted line to the work-walking speed curve had  $R^2 = 0.81$ . There were significant differences in quasi-stiffness between fast and normal speed and slower speeds ( $p < 0.001$ ).

**Conclusion:** Moment-angle curve displayed ankle passive function in slower speeds and active function in faster speeds. Results showed ankle characteristics varied at different gait phases and speeds. Thus, at slower speeds a spring-damper model with regulable damping would simulate the ankle function. However, at higher speeds the active elements also should be considered.

**Keywords:** Walking , Ankle moment , Ankle angle , Ankle-foot prosthesis , Quasi-stiffness