

الحمد لله الذي
خلقنا من
الحمم



دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی مکاترونیک

طراحی و ساخت مکانیزم شبیه ساز حرکت پا برای تست پلاک های استخوانی

نگارنده

بهزاد رنجکش

استاد راهنما

سید مجتبی واردی کولائی

استاد مشاور

نوید سلطانی

آذر ۹۹

تقدیم بہ

ماحصل آموختہ ہایم را تقدیم می کنم بہ آنان کہ مرا آسانی شان آرام بخش آلام زمینی ام است

بہ استوارترین تکیہ گاہم، دستان پر مہر پدرم

بہ سبزترین نگاه زندگیم، چشمان سبز مادرم

کہ ہرچہ آموختم در مکتب عشق شما آموختم و ہرچہ بگو شتم قطرہ ای از دریای بی کران مہربانی تان را پاس توانم گفت

امروز، ہستی ام بہ امید شماست و فردا کلید بلخ بہ شتم رضای شما

رہ آوردی کران سبک تر از این ارزان نہ داشتم تا بہ خاک پایتان نثار کنم، باشد کہ حاصل تلاشم نیم کونہ غبار محنتی تان را بزداید

بوسہ بردستان پر مہر تان

شکرو قدردانی

به مصداق «من لم یشکر المخلوق لم یشکر الخالق» بسی شایسته است از استاد فرهیخته و فرزانه جناب آقای دکتر سید مجتبی واردی کولائی که با کرامتی چون خورشید، سرزمین دل را روشنی بخشیدند و گلشن سرای علم و دانش را با راهنمایی‌های کارساز و سازنده بارور ساختند، تقدیر و تشکر نمایم. همچنین از راهنمایی‌های ارزنده جناب آقای مهندس نوید سلطانی که در این مدت هدایت‌گر ما بودند کمال سپاسگزاری را دارم.

تهدنام

اینجانب بهزاد رنجکش دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی مکانیک گرایش مکاترونیک دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه طراحی و ساخت مکانیزم شبیه- ساز حرکت پا برای تست پلاک‌های استخوانی تحت راهنمایی جناب آقای دکتر سید مجتبی واردی کولائی متعهد می‌شوم.

- تحقیقات این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است .
 - در استفاده از نتایج پژوهش‌های محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است .
 - مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است .
 - کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می‌باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید .
 - حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده‌اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می‌گردد.
 - در کلیه مراحل انجام این پایان نامه ، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت‌های آن‌ها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است .
 - در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است .
- امضای دانشجو تاریخ

مالکیت نتایج و حق نشر

کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج ، کتاب ، برنامه های رایانه ای ، نرم افزار ها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می‌باشد . این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود .

در این پژوهش هدف ما طراحی و ساخت مکانیزم شبیه‌ساز حرکت پا برای تست پلاک‌های استخوانی می‌باشد که در این عضو مورد استفاده قرار می‌گیرند. بدین منظور در ابتدا به مطالعه حرکت پا و سیکل راه‌رفتن پرداخته شده و مشخصه‌های حرکتی موردنظر استخراج شدند. سپس با استفاده از فرضیات موجود، به طراحی مکانیزم برای شبیه‌سازی حرکت پا پرداخته شد. در روند طراحی مکانیزم، از اصل معکوس سینماتیکی استفاده شده است. همچنین برای تحریک مکانیزم دو درجه آزادی فقط با یک موتور، از ایده استفاده از شیار منحنی‌شکل استفاده شده است. پس از طراحی، مکانیزم موردنظر در نرم‌افزار سالیدورک شبیه‌سازی شده و نحوه حرکت نقاط مختلف آن مورد بررسی قرار گرفت. همچنین برای تحلیل نیرویی، مکانیزم به نرم‌افزار آدامز منتقل شده و نتایج تحلیل نیرویی استخراج شد. بررسی‌های نرم‌افزاری نشان می‌دهند مکانیزم طراحی شده به آنچه مورد هدف بوده، شبیه‌سازی حرکت پا، بسیار نزدیک است. در پایان نیز یک مدل تجربی از مکانیزم ساخته شد و نحوه عملکرد آن مورد بررسی قرار گرفت.

کلمات کلیدی:

بیومکانیک حرکت پا، مکانیزم حرکتی، سیکل‌های حرکتی، پلاک‌های ارتوپدی، ایمپلنت‌های ارتوپدی، نرم‌افزار سالیدورک، نرم‌افزار آدامز.

فهرست مطالب

فصل اول: مقدمه	۱
۱-۱ مقدمه	۲
۱-۲ ساختار کلی پایان نامه	۴
فصل دوم: بیومکانیک راه رفتن	۵
۱-۲ مقدمه	۶
۲-۲ مطالعه بیومکانیک راه رفتن انسان	۶
۱-۲-۲ وضعیت های بدن	۷
۲-۲-۲ صفحات حرکتی	۸
۳-۲-۲ محورهای حرکتی	۹
۴-۲-۲ فرایند راه رفتن	۱۰
۵-۲-۲ تقسیم بندی یک سیکل راه رفتن	۱۱
۶-۲-۲ نمودارهای سینماتیکی و سینتیکی سیکل راه رفتن	۱۷
فصل سوم: بیان مسئله و مروری بر کارهای گذشته	۲۹
۱-۳ بیان مسئله	۳۰
۲-۳ تاریخچه ای مختصر از ایمپلنت های ارتوپدی	۳۴
۳-۳ تاریخچه ای مختصر از اعضای مصنوعی	۳۹
فصل چهارم: طراحی فرایند مکانیزم	۴۵
۱-۴ معکوس سینماتیکی	۴۷
۲-۴ طراحی مکانیزم دولینکی	۴۹
فصل پنجم: شبیه سازی نرم افزاری و ساخت	۵۷
۱-۵ شبیه سازی با نرم افزار سالدورک	۵۸
۲-۵ جانمایی مکان محرک (موتور) در مکانیزم	۶۰
۳-۵ تحلیل نیرویی با نرم افزار آدامز	۶۶

۷۵	-----	۴-۵ ساخت مکانیزم
۷۹	-----	فصل ششم: نتیجه گیری و پیشنهادات
۸۰	-----	۱-۶ نتیجه گیری
۸۰	-----	۲-۶ پیشنهادات
۸۳	-----	مراجع و منابع

فهرست اشکال

- شکل ۱-۲ : صفحات بدن----- ۸
- شکل ۲-۲: حرکات راه رفتن کودک ۸ ساله در سه صفحه اصلی----- ۱۰
- شکل ۳-۲:نمایی از سیکل راه رفتن در صفحه ساژیتال----- ۱۱
- شکل ۴-۲ : نمودار شماتیک فاز سکون (فلکشن/ اکستنشن) سیکل راه رفتن----- ۱۳
- شکل ۵-۲: نمودار شماتیک فاز PUSH OFF سیکل راه رفتن.----- ۱۴
- شکل ۶-۲: نمایش حرکت پا در سیکل راه رفتن و انواع تقسیم بندی سیکل راه رفتن----- ۱۵
- شکل ۷-۲ : تصویر فاز چرخش در حالت فلکشن سیکل راه رفتن----- ۱۶
- شکل ۸-۲: تصویر فاز چرخش در حالت اکستنشن سیکل راه رفتن----- ۱۷
- شکل ۹-۲ : قرارداد زوایای مفاصل----- ۱۹
- شکل ۱۰-۲: زوایای مفصل زانو نسبت به سیکل راه رفتن----- ۲۱
- شکل ۱۱-۲: زاویه های کف پا، ساق و ران نسبت به سیکل راه رفتن.----- ۲۲
- شکل ۱۲-۲: گشتاورهای ماهیچه ای اندازه گیری شده در مفاصل لگن، زانو و مچ----- ۲۴
- شکل ۱۳-۲: توان ماهیچه ای اندازه گیری شده در مفاصل لگن، زانو و مچ----- ۲۶
- شکل ۱۴-۲: تصویری شماتیک از نیروی عکس العمل زمین----- ۲۷
- شکل ۱-۳ : چهار مدل آزمایشی در پژوهش انجام شده دی تولیو و همکاران----- ۳۵
- شکل ۲-۳: شماتیک و کلیت فرایند ایمپلنت در پژوهش چائو پنی و همکاران----- ۳۶
- شکل ۳-۳: شماتیک کلیت مدل ارائه شده در کار مکلویید و همکاران----- ۳۷
- شکل ۴-۳: مدل قابل کاربرد نهایی در مکانیزم طراحی شده مربوط به فعالیت مکلویید و همکاران----- ۳۸
- شکل ۵-۳: مدل های تثبیت کننده داخلی (سمت چپ) و تثبیت کننده ترکیبی (سمت راست) برای آسیب دیدگی تیبیال در پژوهش نیکولائسکا و همکاران----- ۳۹
- شکل ۶-۳ : دست طراحی شده توسط آمبریوس پار----- ۴۰
- شکل ۷-۳: پروتز سیلک----- ۴۲
- شکل ۸-۳ : شماتیک مکانیزم طراحی شده توسط جی یونگ----- ۴۳

- شکل ۳-۹ (الف) طراحی دوبعدی و سه بعدی مکانیزم ارائه شده (ب) مکانیزم طراحی شده نهایی توسط جی یونگ ---- ۴۳
- شکل ۳-۱۰ : کلیت پروتز ارائه شده در کار مرتای و همکاران ----- ۴۴
- شکل ۴-۱: متغیرهای مورد استفاده در آنالیز حرکت پا و نمودار مسیر حرکت مچ پا [۲۵]----- ۴۶
- شکل ۴-۲: مختصات مورد استفاده مرسوم برای آنالیز حرکت پا----- ۴۷
- شکل ۴-۳ : معکوس های سینماتیکی مکانیزم لنگ لغزنده [۲۶] ----- ۴۸
- شکل ۴-۴: مکانیزم دولینکی مورد استفاده در [۲۷]----- ۴۹
- شکل ۴-۵: موقعیت نقاط A و B در مکانیزم مورد نظر----- ۵۰
- شکل ۴-۶: مسیر کلی مکانیزم دولینکی در نظر گرفته شده----- ۵۱
- شکل ۴-۷ : سرعت نقطه B ----- ۵۳
- شکل ۴-۸: شتاب نقطه B----- ۵۴
- شکل ۴-۹: شیار مورد استفاده برای حرکت غلتک نقطه B ----- ۵۵
- شکل ۵-۱: نمای دوبعدی دولینکی طراحی شده ----- ۵۹
- شکل ۵-۲: نمای سه بعدی مکانیزم طراحی شده----- ۶۰
- شکل ۵-۳ : مکان های ممکن برای نصب موتور محرک ----- ۶۱
- شکل ۵-۴: استفاده از موتور دورانی برای حرکت نقطه B ----- ۶۲
- شکل ۵-۵: استفاده از موتور خطی برای حرکت نقطه B ----- ۶۳
- شکل ۵-۶: شبیه سازی استفاده از موتور خطی برای حرکت انتقالی نقطه B ----- ۶۴
- شکل ۵-۷: شبیه سازی استفاده از موتور دورانی برای حرکت انتقالی نقطه B ----- ۶۵
- شکل ۵-۸: شبیه سازی مکانیزم در آدامز----- ۶۶
- شکل ۵-۹: مسیر طی شده توسط نقاط A و B در نرم افزار آدامز----- ۶۷
- شکل ۵-۱۰: سرعت زاویه ای لینک های مکانیزم ----- ۶۸
- شکل ۵-۱۱: شتاب زاویه ای لینک های مکانیزم ----- ۶۹
- شکل ۵-۱۲: سرعت خطی نقطه B ----- ۷۰
- شکل ۵-۱۳: سرعت خطی نقطه A ----- ۷۱
- شکل ۵-۱۴: شتاب خطی نقطه B ----- ۷۲

- شکل ۵-۱۵: شتاب خطی نقطه A ----- ۷۳
- شکل ۵-۱۶: نیروی وارده بر نقاط مختلف ----- ۷۴
- شکل ۵-۱۷: مراحل ساخت مسیر لگن و شیارهای واسط حرکت آن ----- ۷۵
- شکل ۵-۱۸: مفصل میچ و زانو ----- ۷۶
- شکل ۵-۱۹: طراحی ثانویه لینک رابط دو صفحه و مفصل حرکت لگن ----- ۷۶
- شکل ۵-۲۰: نمحصول نهایی از نماهای متفاوت ----- ۷۷

فهرست جداول

جدول ۱-۲ : داده‌های وینتر در زوایای مفاصل پا در سیکل راه رفتن ----- ۲۰

جدول ۱-۳ : درصد وزنی اندام‌ها و قطعات بدن ----- ۳۳

فصل اول

مقدمه

یکی از شایع‌ترین اتفاقاتی که منجر به آسیب‌هایی در زندگی انسان می‌شود، آسیب‌های وارد شده به بافت‌های استخوانی^۱ است که علل گوناگونی از جمله تروما می‌توانند باشند. تروما در دانش پزشکی به انواع آسیب‌دیدگی، ضربه، جراحت، شوک و به‌طور کلی هر آسیب وارده به بدن در پی یک حادثه، اطلاق می‌گردد [۱]. این آسیب‌ها با توجه به علل ایجاد، و همچنین درجه‌ی وخامت، دارای درمان‌های گوناگونی هستند. یکی از مهم‌ترین و چالش‌برانگیزترین آسیب‌های موجود، شکستگی‌های حاد در استخوان‌های بلند است.

با توجه به آسیب‌پذیری این نوع بافت‌های استخوانی و وقوع این نوع شکستگی‌ها در استخوان‌های بلند، از اواخر قرن هجدهم و اوایل قرن نوزدهم میلادی پیچ و پلاک ارتوپدی^۲ در جهت تثبیت و ترمیم این عارضه‌ها به جامعه پزشکی معرفی شدند [۲]. پلاک‌های ارتوپدی از جمله وسایل پزشکی هستند که برای جایگزینی در مفاصل^۳ و استخوان‌های بدن و تثبیت شکستگی‌های ناشی از تصادفات طراحی شده‌اند تا از استخوان آسیب‌دیده حمایت کنند. امروزه با افزایش میزان مخاطرات حاصل از عوامل مختلفی همچون بیماری‌ها و اتفاقات حاصل از تصادفات که منجر به نقص عضو در قسمتی از بدن می‌شود، استفاده از کاشتنی ارتوپدی در افراد آسیب‌دیده رو به افزایش است. رفاه حال افراد آسیب‌دیده مهم‌ترین جنبه از طراحی و ساخت عضوهای مصنوعی موجود است.

جنس عمده پلاک‌های ارتوپدی از فولادهای ضدزنگ همانند استیل و یا از آلیاژهای تیتانیوم^۴ است [۳]، که با استفاده از یک پوشش زیستی، سازگاری، دوام و کارایی بیشتری خواهند داشت. با توجه به هندسه

^۱ Bones Tissue

^۲ Orthopedic Plaque

^۳ Joints

^۴ Titanium Alloy

و استحکام متفاوت این کاشتنی‌های ارتوپدی^۱، و لزوم استفاده از آن‌ها در افراد مختلف، بکارگیری آن‌ها نیازمند بررسی نرم‌افزاری و آزمایشگاهی می‌باشد. بدیهی است استفاده از کاشتنی ارتوپدی در کنار اندام طبیعی، نیازمند بررسی سازگاری کاشتنی ارتوپدی و ناحیه موردنظر در بدن است. بنابراین، جهت تنظیم و سازگاری عضوهای طراحی شده و تعبیه آن‌ها در بدن، باید قبل از بکارگیری، به تست عملکردی آن‌ها پرداخت تا بتوان از کارکرد مناسب آن‌ها در بدن اطمینان حاصل نمود. این آزمایشات می‌تواند شامل محاسبات مربوط به نیرو، تنش و حتی تست‌های خستگی هم باشد. طبیعتاً تست این پلاک‌ها به مکانیزم‌هایی نیاز دارد، که بتوانند حرکت عضو موردنظر بدن را ایجاد، و به آزمایش کاشتنی ارتوپدی بپردازند. بنابراین ضرورت اصلی در انجام این پژوهش، نیاز به مکانیزم‌هایی برای ایجاد حرکاتی مشابه اعضای مختلف بدن می‌باشد. یکی از قسمت‌های بدن انسان که بیشتر از بقیه در معرض آسیب بوده و معمولاً از کاشتنی ارتوپدی استفاده می‌کنند، پای انسان و به ویژه قسمت‌های مفصلی آن است. در این پژوهش به طراحی مکانیزمی برای شبیه‌سازی حرکت پای انسان در حین راه‌رفتن پرداخته خواهد شد. این شبیه‌سازی طبیعتاً شامل مسیر حرکت اعضای مختلف پا و همچنین سرعت و شتاب آن‌ها نیز خواهد بود. همچنین جرم‌های واقعی (و متوسط) اعضای انسان برای لینک‌های مکانیزم موردنظر در نظر گرفته خواهد شد تا همه‌چیز به واقعیت نزدیک باشد. حتی در نظر است وزن بالاتنه بصورت یک نیروی خارجی قائم در نظر گرفته شود.

به‌طور کلی آنچه به‌عنوان هدف کلی فعالیت پیش‌روی می‌توان مطرح نمود، پیاده‌سازی جامع مکانیزم پای انسان با شبیه‌سازی و ساخت سخت‌افزاری، با استفاده از یک تحلیل کامل در دو گام است که به‌صورت زیر انجام خواهد شد:

- طراحی مفهومی دستگاهی برای شبیه‌سازی کامل حرکت پا، شبیه به سیکل راه‌رفتن حرکت پا

^۱ Orthopedic Plantable

● تکمیل طراحی و ساخت مکانیزم موردنظر

در ابتدا با مطالعه منابع مربوط به بیومکانیک پا، به استخراج زوایای مفصلی و مشتقات آن‌ها در سیکل راه رفتن انسان پرداخته خواهد شد. سپس با استفاده از روش‌های طراحی مکانیزم و مباحث مربوط به طراحی اجزاء، قسمت‌های مختلف مکانیزم برای ایجاد حرکت موردنظر طراحی می‌شود. در اینجا می‌توان مکانیزم طراحی شده را در نرم‌افزارهایی همچون متلب و یا آدامز شبیه‌سازی نمود و حرکت آن را نمایش داد.

۱-۲- ساختار کلی پایان‌نامه

در ادامه این پایان‌نامه و در فصل دوم، ابتدا به مطالعه بیومکانیک پا و استخراج مشخصه‌های حرکتی آن خواهیم پرداخت. در فصل سوم، به بیان مسئله پرداخته و سپس به مروری بر فعالیت‌های مرتبط پیشین می‌پردازیم. در فصل چهارم روند طراحی مکانیزم توضیح داده خواهد شد. فصل پنجم روند شبیه‌سازی با استفاده از نرم‌افزارهای سالدورک^۱ و آدامز^۲ ارائه می‌شود و در ادامه به بیان ساخت اشاره‌ای می‌نماییم. در نهایت، فصل ششم شامل نتیجه‌گیری و پیشنهاداتی برای کارهای آینده خواهد بود.

^۱ Solidwork

^۲ Adamz

فصل دوم

بیومکانیک راه رفتن

۲-۱ مقدمه

در هنگام راه رفتن، حرکت اعضای مختلف انسان، از جمله پا، یک حرکت تکرارشونده و مشخص است که می توان با مطالعه آن، به اطلاعات سینماتیکی و سینتیکی اعضای مختلف و مفاصل بین آن ها پرداخت. سیکل حرکتی در هنگام راه رفتن در افراد مختلف اندکی با هم متفاوت است، و این امر می تواند به خصوصیات ژنتیکی و وراثتی افراد مرتبط باشد. البته جدای از علل وراثتی، تفاوت در اندازه اندام های مختلف پا و همچنین نسبت بین آن ها نیز می تواند موجب تغییرات اندکی در مقادیر متغیرهای موجود در حرکت پا در حین راه رفتن شود. اما با همه این توضیحات، شمای کلی این سیکل حرکتی، در محدوده ای از تغییرات، در همه افراد مشابه است. بدیهی است برای طراحی مکانیزمی که بتواند حرکت پا را شبیه سازی کند، در ابتدا باید اطلاعات کاملی در مورد جزییات حرکت پا در حین راه رفتن کسب نمود. بنابراین در ادامه توضیحات کاملی در مورد بیومکانیک پا ارایه خواهد شد.

در ادامه این فصل، در ابتدا به بیان مراجع حرکت و برخی تعاریف اولیه پرداخته خواهد شد. سپس تاریخچه ای کلی از بیومکانیک بیان شده و مفاهیم مرتبط با آن ارایه می شود. در ادامه، اشاره ای به برخی از مفاهیم مورد نیاز برای طراحی و شبیه سازی نرم افزاری سیستم مورد نظر خواهیم پرداخت، و نهایتاً در آخرین بخش این فصل به بیان برخی از فعالیت های پیشین می پردازیم.

۲-۲ مطالعه بیومکانیک راه رفتن انسان

بیومکانیک^۱ از دو کلمه بيو به معنی حیات و مکانیک تشکیل شده است و در مجموع به معنی بررسی مکانیکی حرکات سیستم محرکه بدن انسان است [۴]. حرکت راه رفتن فعالیتی است منظم که با هماهنگی سیستم های اسکلتی، ماهیچه ای و عصبی انجام می شود. با استفاده از شناخت بیشتر اندام های

^۱ Biomechanics

حرکتی و با تکیه بر ابزارهای اندازه‌گیری با حساسیت بالا، رفتار مکانیکی این اندام‌ها هنگام راه رفتن بطور مناسبی قابل تجزیه و تحلیل خواهد بود. این تحلیل‌ها مورد توجه فیزیوتراپ‌ها، ارتوپدها، متخصصان اعصاب و سیستم‌های عصبی هستند و به واسطه آن‌ها می‌توانند وضعیت بیمار را بررسی نموده و در موارد لازم، اقدامات درمانی را انجام دهند.

برای درک بیومکانیک راه رفتن آشنایی با تعاریف که مربوط به وضعیت‌های بدن، سطوح حرکتی و ... که در تحلیل حرکت بدن مورد استفاده قرار می‌گیرند ضروری می‌باشد. از این رو در ادامه وضعیت‌های قرارگیری بدن، صفحات و محورهای بدن توضیح داده می‌شوند.

۲-۲-۱- وضعیت‌های بدن

وضعیت قرارگیری اندام‌های بدن در کنار هم معمولاً به دو شیوه بیان می‌شود [۵]:

- وضعیت آناتومیک^۱: حالت بدن ایستاده، سر و گردن در حالت طبیعی، دست‌ها در کنار بدن و کف دست‌ها به طرف جلو از مشخصه‌های اصلی این وضعیت است.
- وضعیت ایستاده اصلی^۲: تنها تفاوت این وضعیت با وضعیت آناتومیک در این است که کف دست‌ها به طرف بدن است.

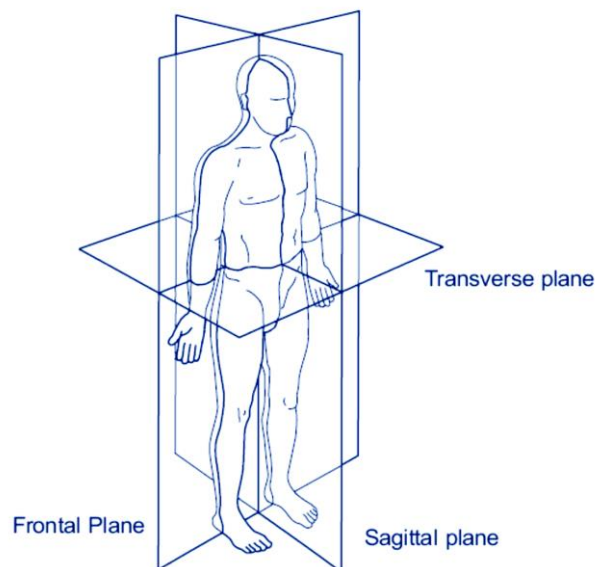
^۱ Anatomical Position

^۲ Functional Standing Position

۲-۲-۲- صفحات حرکتی

این سطوح معمولاً به عنوان صفحه‌هایی که حرکت اعضای مختلف بدن در آن‌ها انجام می‌شود، در نظر گرفته می‌شوند و معمولاً دارای دو نوع است. صفحات اصلی که از مرکز ثقل بدن عبور می‌کنند، و صفحات فرعی که به موازات سطوح اصلی می‌باشند [۵]. سطوح اصلی بدن عبارتند از (شکل ۲-۱):

● صفحه ساژیتال^۱: صفحه‌ای قائم است که از مرکز ثقل بدن عبور می‌کند و سطح بدن را به دو نیمه راست و چپ تقسیم می‌نماید.



شکل ۲-۱: صفحات بدن [۵]

● صفحه فرونتال^۲: صفحه‌ای قائم است که از مرکز ثقل بدن گذشته و بدن را به دو نیمه قدامی و خلفی تقسیم می‌کند.

^۱ Sagittal Plane

^۲ Frontal Plane

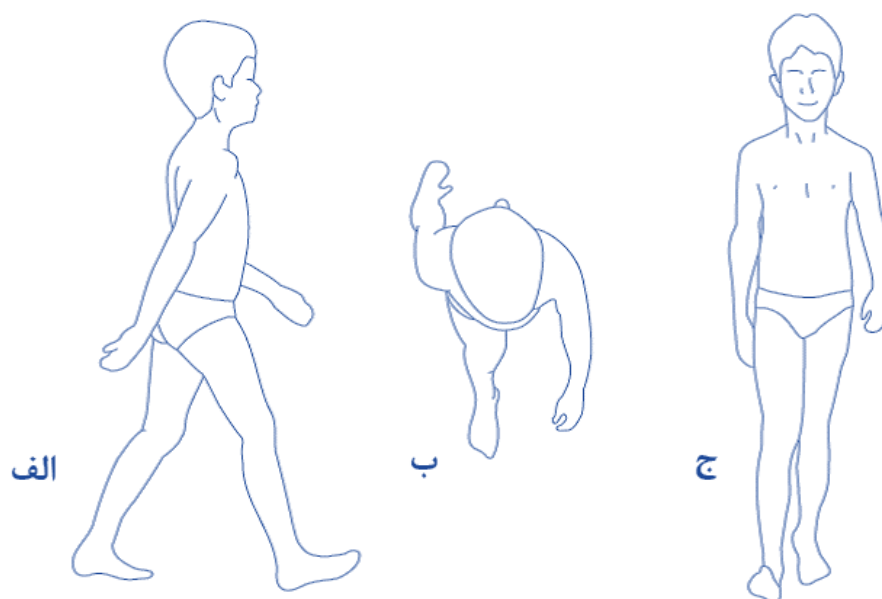
● صفحه افقی^۱: صفحه‌ای افقی که از مرکز ثقل بدن عبور کرده و آن را به دو نیمه بالایی و پایینی تقسیم می‌کند.

۲-۲-۳- محورها حرکتی

این محورها از تقاطع صفحات حرکتی بوجود می‌آیند. در صورتی که این محورها از تقاطع صفحات اصلی بوجود آیند، آن‌ها را محوره‌های اصلی، و اگر از تقاطع سطوح فرعی ایجاد شوند، آن‌ها را محوره‌های فرعی می‌نامند. بنابراین محور ساژیتال از تقاطع سطوح ساژیتال و افقی ایجاد شده و در راستای جلو و عقب است. همچنین محور فرونتال نیز از تقاطع سطوح ساژیتال و افقی ایجاد شده که یک خط افقی در راستای چپ و راست است و در نهایت محور عمودی از تقاطع سطوح ساژیتال و فرونتال پدید می‌آید که محوری قائم است [۵].

معمولاً بسیاری از مولفان و پژوهش‌گران صفحه ساژیتال را مورد توجه قرار داده و صفحه‌های دیگر را در نظر نمی‌گیرند. لذا با این دیدگاه، نوع ماهیت سه بعدی راه رفتن انسان، بصورت یک حرکت دوبعدی در نظر گرفته می‌شود. البته ذکر این نکته لازم است که صفحه ساژیتال مهم‌ترین صفحه برای بررسی راه رفتن می‌باشد و حرکت دوپای انسان (با یک تاخیر فاز) نسبت به این صفحه تقارن دارد. شکل ۲-۲ نمای سه محور مورد بحث را نشان می‌دهد که شکل ۲-۲-الف بیانگر حرکت در صفحه ساژیتال است.

^۱ Transverse Plane

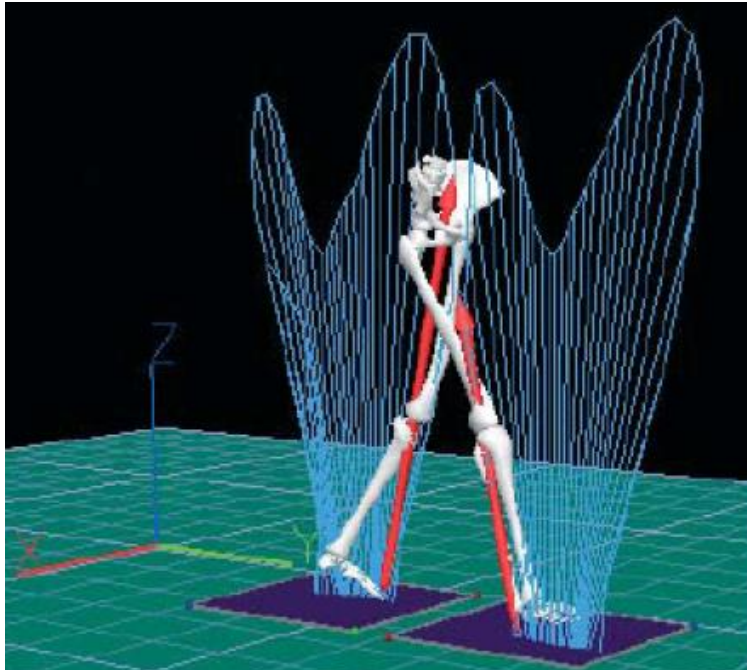


شکل ۲-۲: حرکات راهرفتن کودک ۸ ساله در سه صفحه اصلی [۵]

۲-۲-۴- فرایند راهرفتن

فرایند راهرفتن به دو فاکتور اساسی نیازمند است:

- ۱- حرکت متناوب هر پا از وضعیت فعلی به وضعیت بعدی
- ۲- وجود نیروی لازم جهت عکس العمل از طرف زمین، که به پا اعمال شده و در جهت کمک به حرکت بدن این دو المان برای اجرای هر شکلی در فرایند راهرفتن مهم می باشد. در شکل ۲-۴ نمایی از تناوب راهرفتن در صفحه ساژیتال نمایش داده شده است.



شکل ۲-۳: نمایی از سیکل راه رفتن را در صفحه ساژیتال

از طرفی نیز مطالعات و پژوهش‌های صورت گرفته در زمینه چگونگی حرکت انسان، و یا همان مکانیزم کارکرد پروتزها دو موضوع بهم پیوسته هستند. چرا که زمانی تحقیق در مورد طراحی و عملیات ساختن پروتزها و دستگاه‌های بازتوانی و آموزش‌دهنده راه رفتن به صورت موفقیت‌آمیز به نتیجه می‌رسند که طراحان و سازندگان آن‌ها از رفتار بیومکانیک حرکت انسان به درستی آگاهی داشته باشند.

۲-۲-۵- تقسیم بندی یک سیکل راه رفتن

راه رفتن فرایند هماهنگ اندام‌ها در جهت حرکت رو به جلو مرکز ثقل بدن است. در فرایند راه رفتن، یک رابطه دقیق مابین ماهیچه‌ها و مفاصل وجود دارد، و به دلیل اینکه انسان دوپا^۱ است و مرکز ثقل آن بالاتر از طول پاها قرار گرفته است، و همچنین سطح اتکاء نیز کوچک می‌باشد، لذا اهمیت وجود تعادل

^۱ Bipedal

در هنگام راه رفتن امری ضروری و بسیار مهم می باشد. در فرایند راه رفتن انسان، دو فاز یا مرحله برای حرکت هر پا می توان تعریف کرد [۶]:

فاز سکون یا حمایت^۱: که در آن کل کف پا و یا قسمتی از آن با زمین در تماس است.

فاز چرخش^۲: پا با زمین در تماس نیست و در حال چرخش و جابجایی می باشد.

برای توصیف بیشتر و همچنین تجزیه و تحلیل سیکل فرایند راه رفتن، پژوهش گران آن را بر مبنای چگونگی رفتار بیومکانیکی اندام های حرکتی تقسیم بندی نموده اند. شکل ۲-۵ انواع مختلف این تقسیم بندی را نشان می دهد. در واقع سیکل فرایند راه رفتن به تمامی رویدادهایی اطلاق می شود که از زمان برخورد پاشنه یک پا با زمین تا برخورد مجدد همان پاشنه پا با زمین اتفاق خواهد افتاد. در هر سیکل، هریک از پاها دو فاز سکون و چرخش را طی می کنند. در ادامه به توضیح کامل این فازها پرداخته می شود:

۱- فاز سکون: به زمانی که پای مورد مطالعه با زمین تماس دارد، اطلاق می شود. در ابتدای این گام با هماهنگی میان دو پا، مرکز گرانش شخص از پای خلفی به پای قدامی جابجا می شود. شروع این گام از زمان تماس پاشنه با زمین آغاز شده و تا جدایی پنجه همان پا از زمین ادامه خواهد داشت. شکل ۲-۶ مراحل مختلف فاز سکون را نشان می دهد.

فاز سکون که ۶۰ درصد کل سیکل راه رفتن را شامل می شود، خود به دو بخش تقسیم می شود [۶]:

۲- ۱-۱- سکون (فلکشن^۳/اکستنشن^۴): این فاز ۴۰ درصد از آغاز سیکل راه رفتن را شامل می شود. در این فاز گشتاور زیادی به بخش های مچ و زانو اعمال می شود. همچنین این گام، فاز ابتدایی فرایند حرکت نامیده می شود.

^۱ Stance

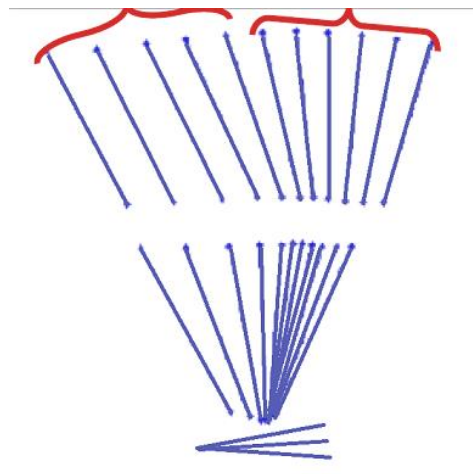
^۲ Swing

^۳ Flexion

^۴ Extention

هنگامی که پاشنه با زمین تماس پیدا می‌کند، یک ضربه به بدن وارد می‌شود. در ابتدای این فرایند، زاویه زانو زیاد خواهد شد (تا زمانی که پا کاملاً با زمین تماس حاصل نماید). به عبارت دیگر زانو در این زمان، اصطلاحاً به حالت خمش خواهد رفت. این نکته ثابت شده است که این زاویه با افزایش سرعت راه رفتن بیشتر خواهد شد. در واقع می‌توان بیان نمود که در این حالت، مقدار خمش زانو به خاطر جذب نیروی ضربه‌ای، بیشتر می‌گردد.

از ابتدای لحظه برخورد پاشنه با زمین، تا لحظه‌ای که کف پا کاملاً با زمین تماس پیدا کند، زاویه مچ به صورت صعودی منفی شده تا ساق و ران به طرف جلو در حرکت باشند. به همین دلیل است که پنجه به طرف پایین کشیده شده و با تاشدن بیشتر زانو و تمایل بیشتر ساق به طرف جلو، زاویه مچ پا از لحظه به بعد بازتر خواهد شد. پس از لحظه تماس کف پا با زمین، زاویه زانو کم می‌شود (زانو در کشش) و زاویه مچ پا افزایش می‌یابد (مچ در خمش). در این لحظه می‌توان بیان نمود که با تکیه‌زدن پنجه به زمین، پاشنه از زمین جدا خواهد شد. اجرای این روند در مفاصل زانو و مچ با دلیل افزایش تحمل نیروی وزن و جذب ضربه ناشی از تماس پاشنه با زمین می‌باشد. شکل ۲-۷ نمودار شماتیک فاز سکون (فلکشن/اکستنشن) سیکل راه رفتن به صورت طبیعی را برای یک انسان سالم به نمایش گذاشته است.



شکل ۲-۴: نمودار شماتیک فاز سکون (فلکشن/اکستنشن) سیکل راه رفتن

۱-۳- جدایش پوش آف^۱: این فاز در فاصله زمانی ۴۰ تا ۶۰ درصد از یک سیکل تناوب فرایند راه رفتن

رخ داده و با بلند شدن پنجه از زمین به انتهای خود خواهد رسید. با شروع این فاز به ترتیب

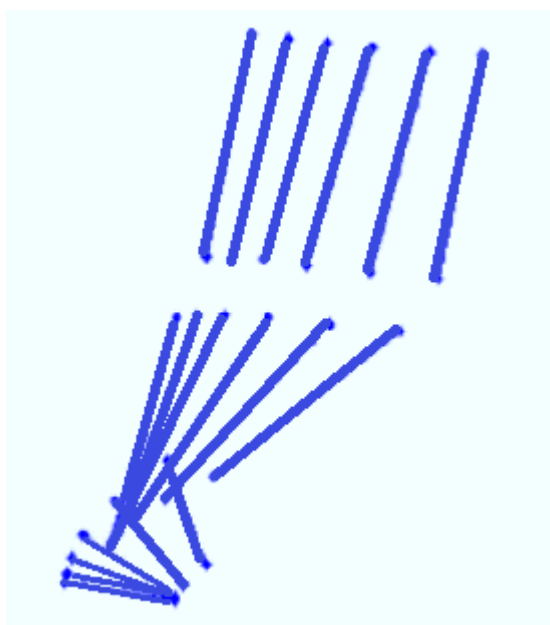
زاویه مچ کاهش (مچ در کشش) و زاویه زانو افزایش پیدا می کنند (زانو در خمش).

همچنین در شروع این فاز نیروی زیادی برای حرکت پا لازم است. چرا که در چنین وضعیتی باید مفاصل

زانو و مچ با کنترل مناسب نیروها و رفتارهای هماهنگ، تعادل فرد را حفظ نمایند. ضربه پنجه به زمین

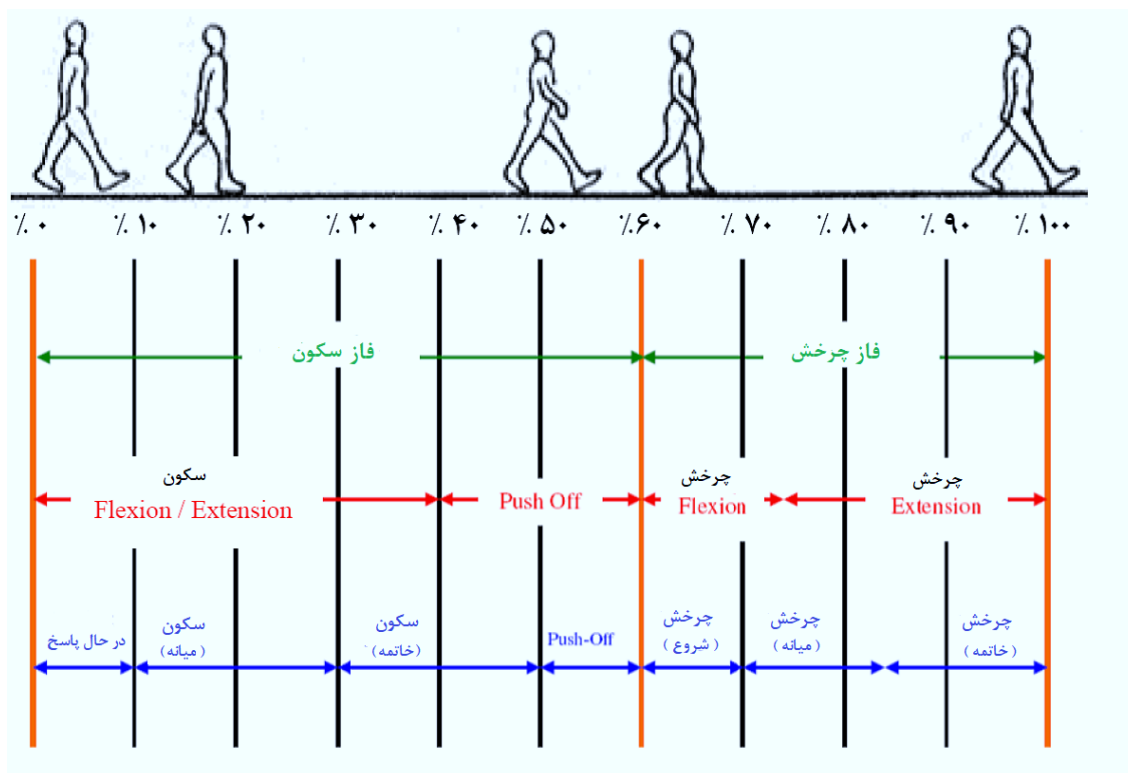
در حین جدا شدن، نیروی جهندگی را به بدن اعمال می نماید. در شکل ۲-۸ نمودار فاز پوش آف در

سیکل راه رفتن نمایش داده شده است.



شکل ۲-۵: نمودار شماتیک فاز پوش آف سیکل راه رفتن

^۱ Push Off



شکل ۲-۶: نمایش حرکت پا در سیکل راه رفتن و انواع تقسیم‌بندی سیکل راه رفتن

۲. فاز چرخش: این فاز از لحظه‌ای شروع می‌شود که تماس پنجه پا از زمین قطع شده و تا

لحظه تماس مجدد پاشنه با زمین و شروع تناوب سیکل بعدی حرکت ادامه خواهد داشت. در

شکل ۲-۹ تصویر فاز چرخش سیکل راه رفتن نشان داده شده است. فاز چرخش نیز خود به دو

قسمت مجزا تقسیم می‌شود [۶]:

۲-۱- چرخش (در حالت فلکشن): این فاز در فاصله زمانی ۶۰ تا ۷۳ درصد از سیکل راه رفتن ایجاد

خواهد شد. این فاز از لحظه‌ای که تماس پا از زمین قطع می‌شود تا لحظه‌ای که موقعیت زاویه‌ای زانو

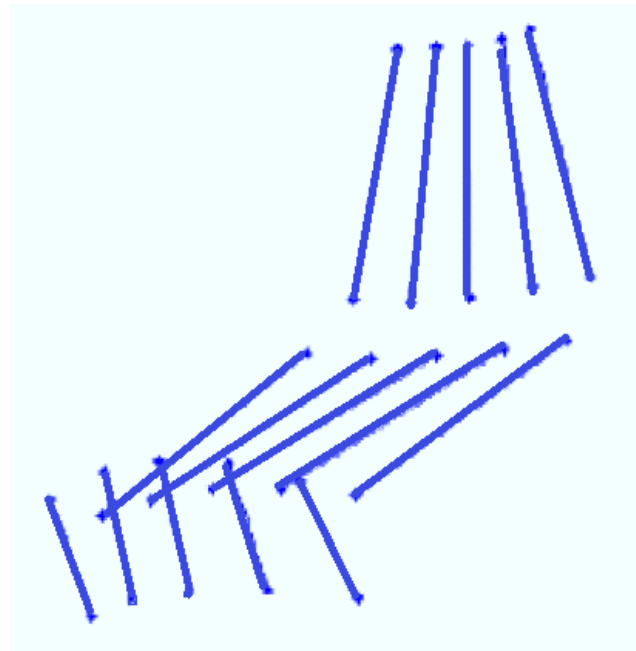
به بازترین اندازه خود می‌رسد، ادامه خواهد داشت. مقدار دامنه‌ی زاویه زانو در این فاز با بیشتر شدن

سرعت راه رفتن افزایش پیدا خواهد نمود، ولی در هر صورت، بیشتر شدن مقدار دامنه، همزمان با بیشتر

شدن سرعت، نسبت به بیشتر شدن زاویه با بیشتر شدن سرعت در فاز اول مقدار کمتری خواهد بود. به

عبارت دیگر وابستگی فلکشن زانو در فاز اول در هنگام تغییرات سرعت خیلی بیشتر از فلکشن در فاز

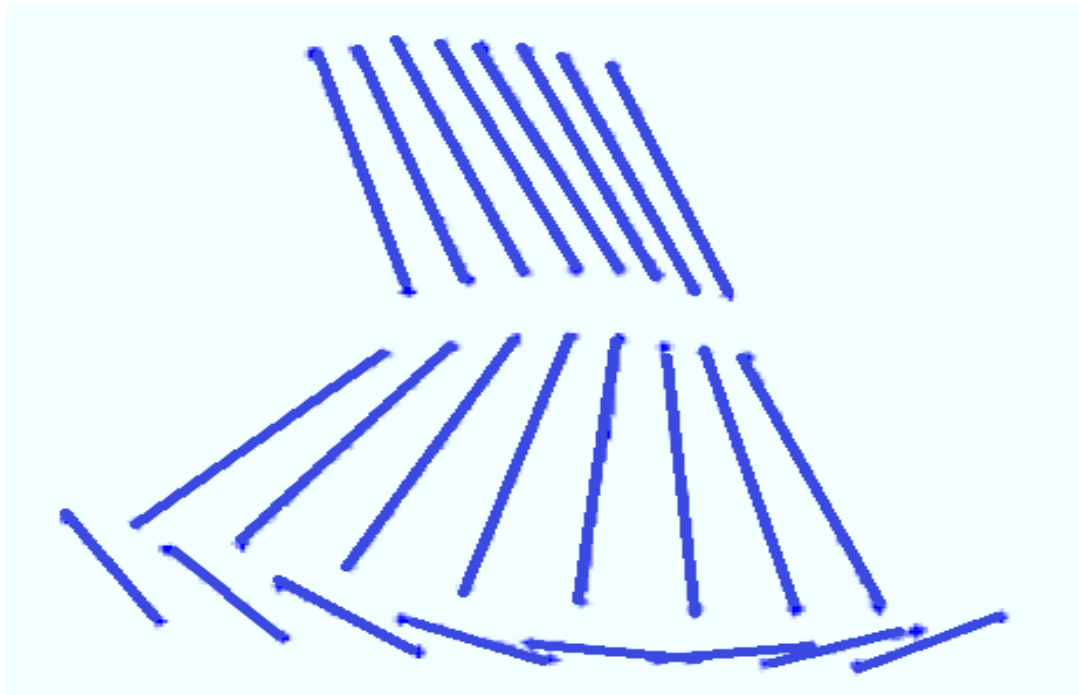
سوم است. اختلالات جسمی باعث می‌شود که این زاویه تغییر کند، اما برای افراد سالم این زاویه مقداری در حدود ۶۰-۷۰ درجه خواهد داشت [۶]. در این فاز زانو در حالت فلکشن و مچ در حالت اکستنشن خواهند بود. در شکل ۲-۱۰ تصویر فاز چرخش در حالت فلکشن سیکل راهرفتن به صورت شماتیکی نمایش داده شده است.



شکل ۲-۷: تصویر فاز چرخش در حالت فلکشن سیکل راهرفتن

۲-۲-چرخش (در حالت اکستنشن): فاصله لحظه‌ای اتفاق افتادن این فاز در دامنه ۷۳ تا ۱۰۰ درصد از سیکل راهرفتن خواهد بود. این فاز از لحظه‌ای که زاویه زانو بیشترین مقدار خود را دارا است، شروع شده و تا لحظه‌ای که پاشنه پا به زمین برخورد می‌کند، ادامه خواهد یافت. در انتهای این فاز، لحظه‌ای که پاشنه با زمین تماس پیدا می‌کند، باید یک گشتاور با مقدار زیاد در زانو بوجود آید تا از خمشی زانو در اثر ضربه پاشنه با زمین جلوگیری شود. از این رو در این گام، به ترتیب زانو به حالت اکستنشن (بازتر) و مچ به حالت فلکشن (خمیده‌تر) خواهند رفت [۶].

کلیت فاز یک بیان کننده‌ی این نکته‌ی مهم است که تغییر وضعیت حالت اکستنشن زانو به حالت فلکشن و حالت فلکشن مچ به حالت اکستنشن برای کنترل (مهار) ضربه حاصل از تماس پاشنه به زمین و همچنین تحمل نیروی وزن فرد در حرکت است. کلیت این مورد بیان شده در شکل ۲-۱۱ قابل مشاهده می‌باشد.



شکل ۲-۸: تصویر فاز چرخش در حالت اکستنشن سیکل راه رفتن

۲-۲-۶- نمودارهای سینماتیکی و سینتیکی سیکل راه رفتن

همان‌طور که گفته شد، پژوهش‌گران به جهت توصیف رفتار سینماتیکی اندام‌ها در هنگام حرکت، موفق شدند به کمک استفاده از روش‌هایی از قبیل سینماتوگرافی، جابجایی‌های خطی و زاویه‌ای اندام‌ها، و زوایای مفاصل در لحظه‌ی سیکل فرایند راه رفتن را محاسبه کنند. از جمله معتبرترین داده‌های بدست آمده به کمک این شیوه، داده‌های وینتر است [۷].

به جهت یکسان سازی نتایج حاصل از عملیات اندازه گیری ها، پژوهش گران از یک مجموعه فرضیات برای سنجش زاویه مفاصل تبعیت می کنند. این قرارداد در شکل ۲-۱۶ قابل مشاهده می باشد. جزییات این فرضیات عبارتند از:

۱- پا و تنه به صورت یک سیستم مکانیکی مفصل بندی شده که مشتمل بر ۴ عضو تنه، ران، ساق و کف پا می باشد، تعریف شده است، که دو به دو به ترتیب با سه جزء مفصل لگن، زانو و مچ به یکدیگر پیوند داده شده اند.

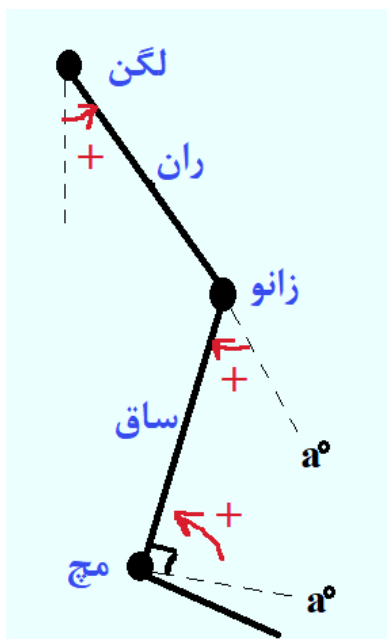
۲- فرض بر این است که عضوهای نامبرده شده دارای یک تقارن محوری هستند و همچنین تمام تقارن های محوری در صفحه ساژیتال قرار دارند. لذا با این فرض، هر عضو را با یک خط که بر محور مذکور می گذرد، می توان مدل کرد.

۳- محور دوران مفاصل نامبرده شده بر صفحه ساژیتال بدن عمود است.

۴- زاویه قسمت لگن را زاویه انحراف راستای ران از امتداد قائم (این قسمت معرف راستای بدن است) در نظر گرفته اند.

۵- زاویه قسمت زانو را زاویه انحراف راستای ساق از امتداد ران در نظر گرفته اند.

۶- زاویه قسمت مچ را زاویه انحراف راستای منطبق بر کف پا در حالت عمود بر ساق در نظر گرفته اند.



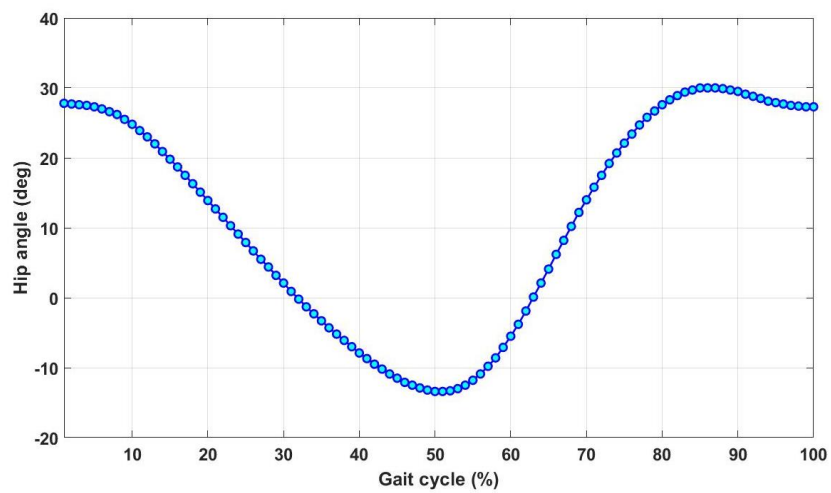
شکل ۲-۹: قرارداد زوایای مفاصل

تمام مقادیر سینماتیکی و سینتیکی مفاصل، از فاکتورهای متفاوتی تبعیت می‌کنند. از این رو مقادیر گوناگونی در پژوهش‌های صورت گرفته‌شده، مشاهده می‌شود. اما تمام نتایج بدست آمده به یک شکل و پروفیل خاص نزدیک هستند و تنها تفاوت آن‌ها در جزییات مقادیر عددی آن‌ها است. شرایط موجود محیطی و آزمایشگاهی، پارامترهای فیزیکی و هندسه بدن شخص مورد آزمایش، و سرعت فرد از مهم‌ترین فاکتورهایی هستند که تفاوت در مقادیر نمودارها را موجب می‌شوند.

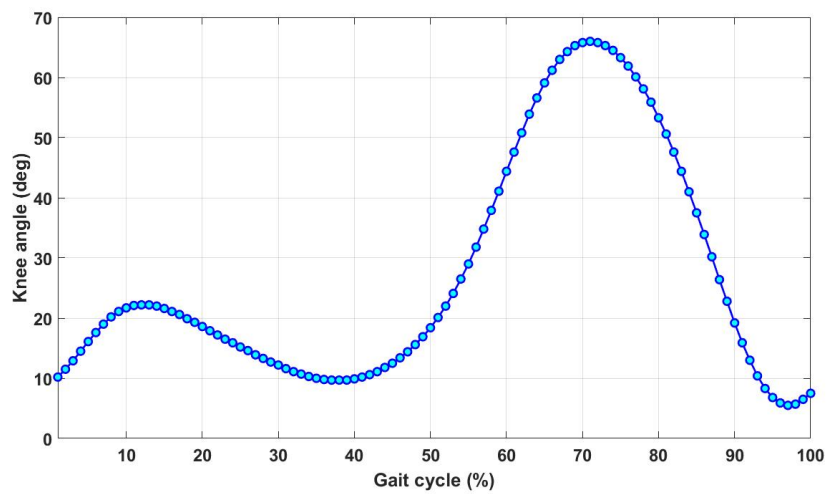
جدول ارائه‌شده در ۱-۲، داده‌های وینتر در مورد زوایای مفاصل زانو و لگن در هنگام فرایند راه‌رفتن است. با رسم نمودارهای زوایای مربوطه نسبت به درصد سیکلی، شکل‌های ۱۰-۲ الف و ب بدست خواهند آمد.

جدول ۱-۲- داده‌های وینتر در زوایای مفاصل پا در سیکل راه‌رفتن [۷]

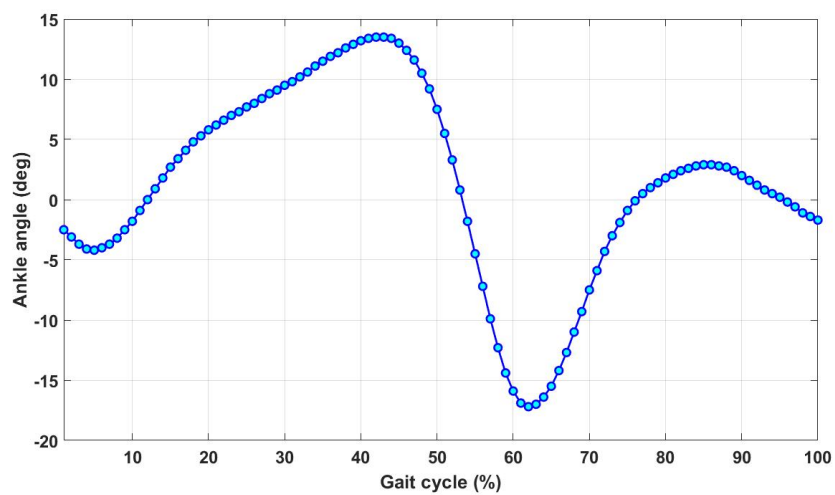
پای چپ			درصد سیکل
زانو	ساق	ران	راه‌رفتن
۱۳	-۲۶,۵	-۱۳,۵	% ۰
۴۱	-۴۳	-۳	% ۱۰
۵۹	-۴۵	۱۴	% ۲۰
۴۱	-۱۵,۵	۲۵,۵	% ۳۰
۶	-۲۱,۸	۲۷,۸	% ۴۰
۲	۲۵	۲۷	% ۵۰
۱۴,۵	۸,۵	۲۳	% ۶۰
۱۱	۱,۵	۱۲,۵	% ۷۰
۴	-۳	۱	% ۸۰
۲,۵	-۱۰,۵	-۸	% ۹۰
۱۳	-۲۶,۵	-۱۳,۵	% ۱۰۰



الف) مفصل لگن

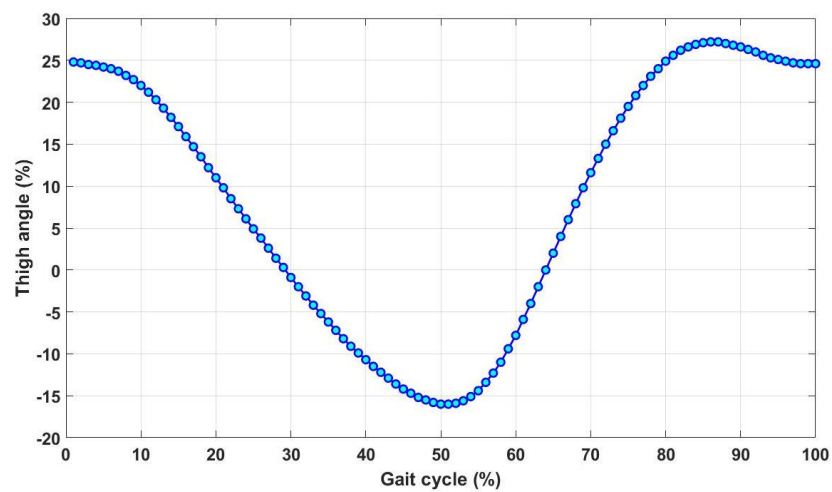


ب) مفصل زانو

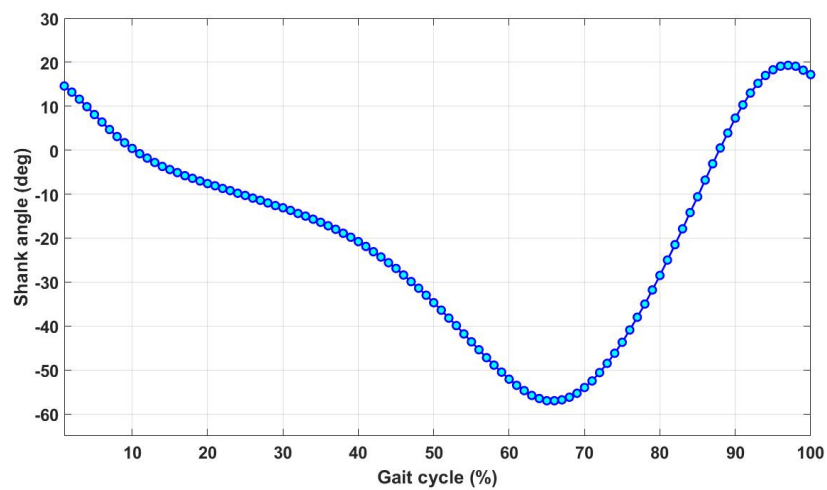


ج) مفصل مچ

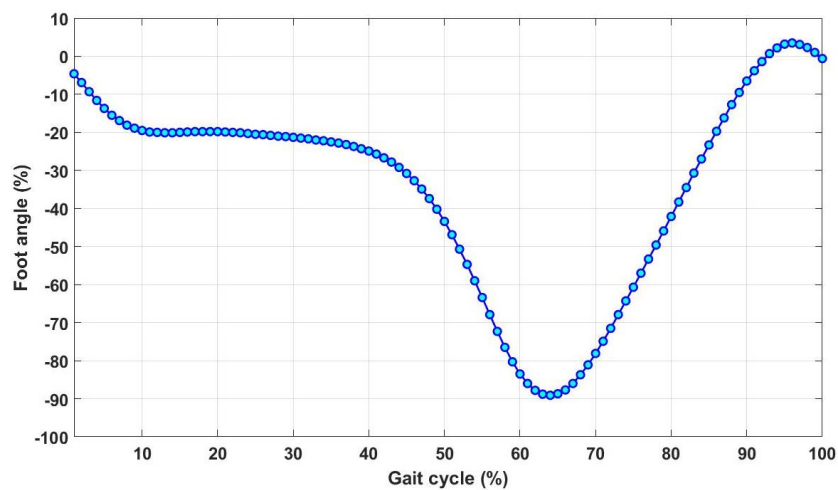
شکل ۲-۱۰: زوایای مفاصل مختلف پا نسبت به سیکل راه رفتن



الف) عضو ران



ب) عضو ساق



ج) کف پا

شکل ۲-۱۱: زوایای اعضای مختلف پا نسبت به سیکل راه رفتن

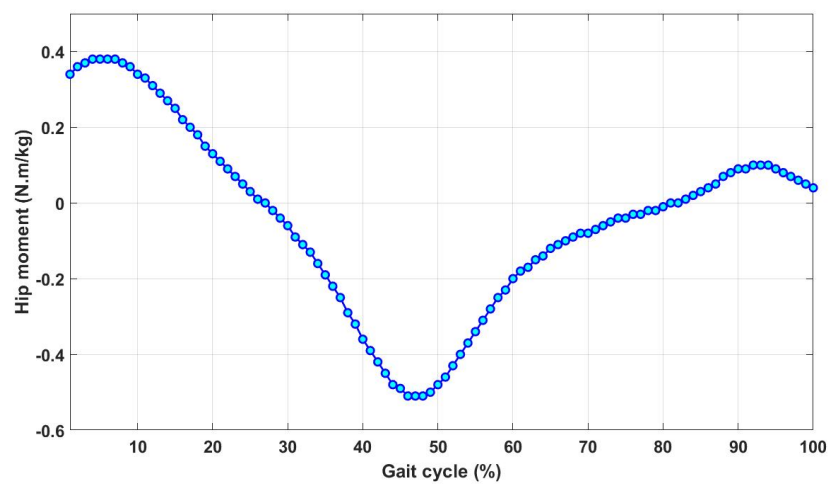
بر این اساس، شکل نمایش داده شده در ۲-۱۱ نسبت مقادیر زاویه مفاصل کف پا، ساق و ران پا را به مقدار درصد سیکل فرایند راه رفتن قابل مشاهده است.

از مهم ترین مقادیر سینتیکی که نیاز به بررسی دارند می توان به پارامترهای به نیرو، گشتاور، انرژی و توان مفاصل و عکس العمل زمین اشاره نمود.

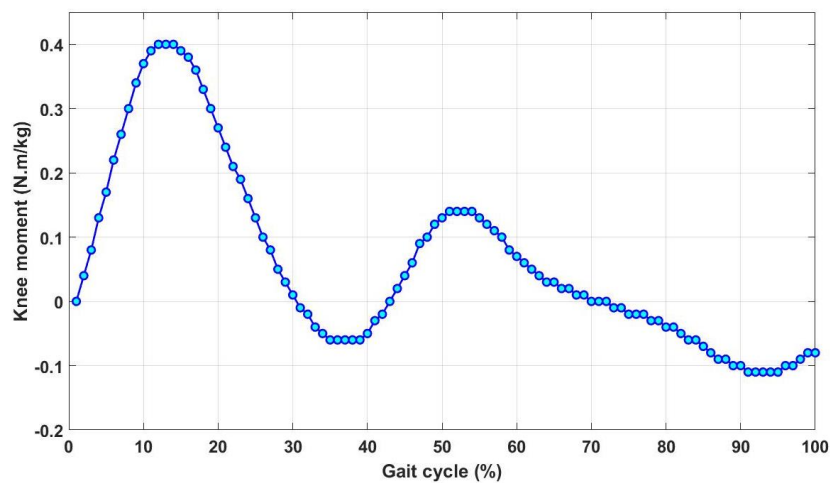
الف- نیرو: نیروهایی که بر حرکت شخص تاثیرگذار هستند، عبارتند از: نیروی گرانش اعضای بدن، نیروهای ماهیچه ای، نیروهای وارد شده بر رباطها، نیروهای وارد شده بر استخوانها، نیروی اصطکاک میان اعضای در تماس، سایر نیروهای خارجی همچون مقاومت هوا و غیره و نیروی عکس العمل زمین بر کف پا. همه ی نیروهای نامبرده شده در بالا بر روی مقدار گشتاوری که حول مفاصل ایجاد می شوند، تاثیرگذار هستند.

ب- گشتاور مفاصل: معمولاً ماهیچه ها به کمک رباطها، گشتاورهای لازم برای چرخش مفاصل در طول مدت زمان سیکل فرایند راه رفتن را تولید می کنند. گشتاورهایی که بر یک مفصل اعمال می شوند، ممکن است حاصل از اعمال نیروهای نامبرده شده در زیر باشند:

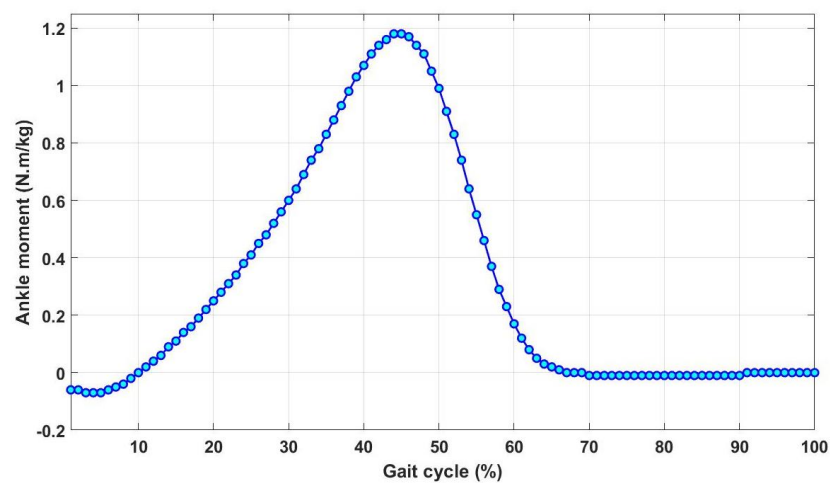
- نیروی عکس العمل زمین
 - نیروهای عکس العمل اعمال شده بوسیله اعضای متصل به آن مفصل
 - نیروهای اعمال شده بوسیله ماهیچه های متصل به آن مفصل
- در شکل ۲-۱۲ مقادیر اندازه گیری شده برای گشتاورهای اعمال شده در مفاصل لگن، زانو و مچ در هنگام راه رفتن که توسط وینتر آزمایش شده اند را نمایش می دهد.



الف) مفصل لگن



ب) مفصل زانو



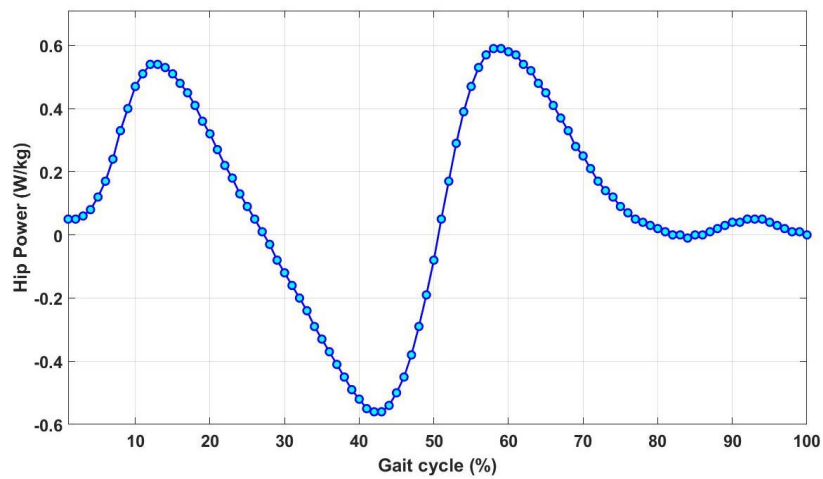
ج) مفصل مچ

شکل ۲-۱۲: گشتاورهای ماهیچه‌ای مفاصل مختلف پا نسبت به سیکل راه رفتن

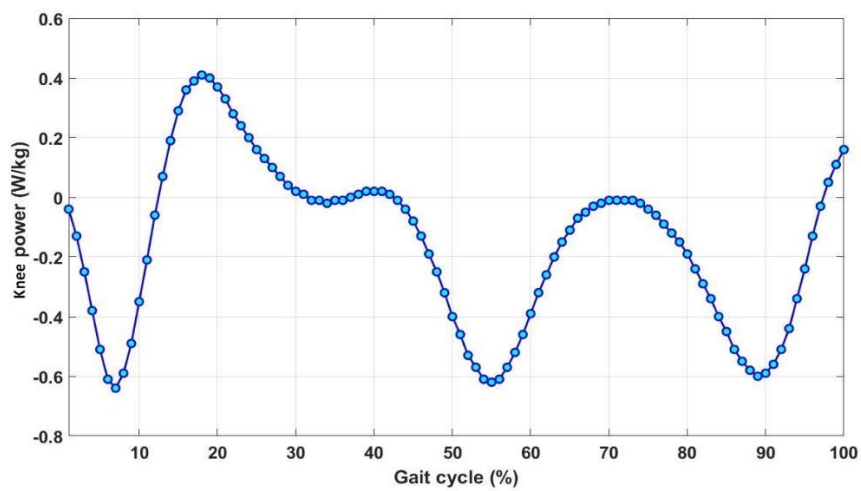
ج- انرژی و توان مفاصل: توان، پارامتر دیگری است که بررسی می شود. این پارامتر کار انجام شده در واحد زمان است. ذکر این نکته ضروری است که توان یک کمیت اسکالر است. بنابراین توان محاسبه شده می تواند دارای مقادیری مثبت و یا منفی باشد. مواقعی که مقدار محاسبه شده برای توان مثبت باشد، می گویند انرژی تولید شده است و مواقعی هم که مقدار محاسبه شده برای آن منفی باشد، بیان می کنند انرژی مصرف شده است. ساختار ماهیچه ای بدن بگونه ای است که هم انرژی تولید و هم جذب می نماید. بدین معنی که هم دارای توان مثبت و هم منفی است.

براساس آنچه در نمودارهای شکل ۲-۱۳ قابل مشاهده است، هنگامی که توان مثبت باشد، ماهیچه های مفاصل، منقبض می شوند، و با این کار انرژی تولید می کنند و همچنین هنگامی که توان منفی است، به معنی این است که ماهیچه های مفاصل در حال منبسط شدن هستند (یا منبسط گشته اند) و با این کار انرژی در آن ها مصرف می شود. برای نمونه در نمودار میچ، هنگامی که پاشنه با زمین تماس پیدا می کند، تا قبل از تماس پنجه با زمین، مقداری انرژی برای حفظ کردن تعادل و کنترل تماس پاشنه با زمین صرف و جذب بدن شخص می شود. هنگامی هم که تماس پاشنه از زمین قطع می شود، و تماس پنجه زیاد می شود، تا هنگامی که پنجه از زمین جدا شود، مقداری انرژی توسط ماهیچه های میچ و پنجه تولید می شوند تا بتوانند پنجه حالت جهندگی برای پای شخص ایجاد کند. این نکات بیان شده در نمودار توان میچ با علامت مثبت و منفی نشان داده شده اند.

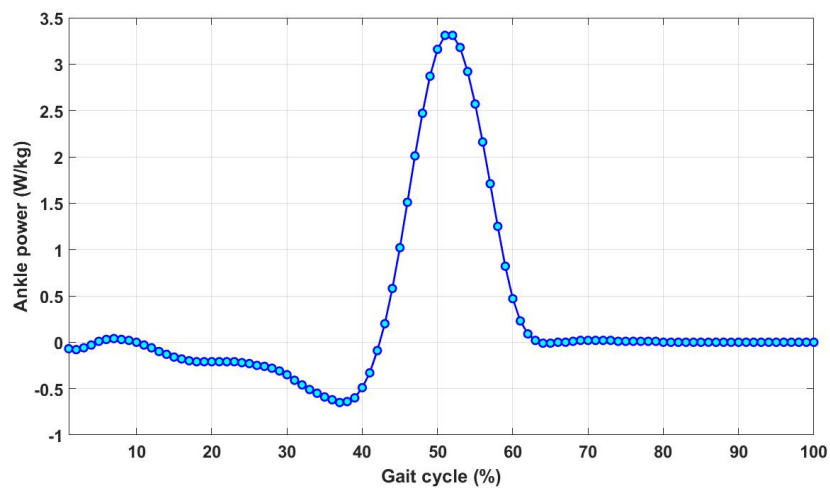
د- نیروی عکس العمل زمین: برطبق قانون سوم نیوتون، هنگامی که دو جسم با هم در تماس هستند، به همدیگر نیرویی هم اندازه و البته در جهت مخالف وارد می کنند. بنابراین کف پا و سطح زیرین آن نیروهای متقابل به هم وارد می کنند که به نیروی عکس العمل زمین نام گذاری می شود. شکل ۲-۱۴ این نیرو را نشان می دهد.



الف) مفصل لگن

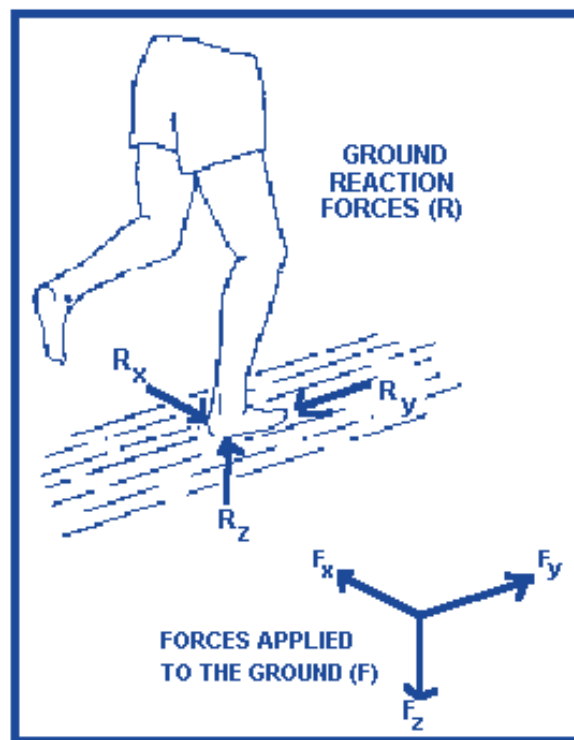


ب) مفصل زانو



ج) مفصل مچ

شکل ۲-۱۳: توان ماهیچه‌های مفاصل مختلف پا نسبت به سیکل راه رفتن



شکل ۲-۱۴: تصویری شماتیک از نیروی عکس‌العمل زمین

فصل سوم

بیان مسئله و مروری بر

کارهای گذشته

۳-۱- بیان مسئله

مطالعه بر روی نوع حرکت انسان، دارای سابقه‌ی بسیار طولانی است، اما ثبت داده‌های تحلیلی و اندازه‌گیری پارامترهای حرکتی آن به تازگی محقق شده‌است. به ساده‌ترین شکل ممکن، سندرس^۱ و همکارانش [۴] در سال ۱۹۵۳ میلادی، تعریف خود از حرکت انسان را، انتقال بدن از یک نقطه به نقطه‌ای دیگر ارائه دادند. آن‌ها در مطالعات خود به این نتیجه دست یافتند که حرکت انسان در عین سادگی، دارای جزئیات پیچیده و مستلزم در اختیار داشتن یک مجموعه زیاد از اطلاعات سینماتیکی و سینتیکی اجزای بدن است، که می‌بایست در یک محیط مناسب و قابل اجرا آن‌ها را بصورت تجربی اندازه‌گیری نموده و بدست آورد. این پژوهشگران در مطالعات خود تنها به توصیف فاکتورهای اساسی و اولیه راهرفتن مبادرت ورزیده و فاکتورهای راهرفتن را در مواردی همچون چرخش لگن، کج شدن لگن، تابیدن زانو در فاز استانس، حرکت مچ پا و حرکت جانبی بدن بیان نمودند. ماری^۲ و همکارانش [۸] در طی سال‌های ۱۹۶۴ و ۱۹۷۰ در پژوهش‌های خود، ارتباط میان جابجایی‌های خطی و زاویه‌ای پا با درصد سیکل راهرفتن را با استفاده از روش فوتوگرافی نوری بیان کردند. سوزرلند^۳ و همکارش [۹] در سال ۱۹۷۲ نیز به نتایج مشابه با پژوهش‌های ماری دست یافتند. روش مورد استفاده آن‌ها سینماتوگرافی نوری بود که از الگوهای سینماتیکی راهرفتن، درصد سیکل آن را شناسایی نمودند.

از جهتی دیگر مطالعه روی سینتیک راهرفتن دشوار است. چرا که پژوهش‌گران در تحلیل دینامیکی این نوع مسائل، با تعداد مجهولات بیشتری مواجه هستند. با توجه به این نگرش که محاسبه مقادیر نیرو و گشتاور مفاصل، با عدم در اختیار داشتن نیروی عکس‌العمل زمین غیرممکن است و در صورت انجام آن

^۱ Suanders

^۲ Murray

^۳ Sutherland

(به کمک فرض‌های ساده‌سازی مسائل پیش‌روی) مقادیر بدست آمده صحیح نمی‌باشند. چرا که روشی که با آن بتوان نیروی عکس‌العمل زمین را اندازه گرفت، تا در مرحله بعد به کمک معادلات مکانیکی مناسب (نیوتون - اویلر، دالامبر) مجهولات مسئله را محاسبه نمود، تا آن زمان (سال ۱۹۳۸ میلادی) پیدا نشده بود. الفتمن^۱ [۱۰]، در سال ۱۹۳۸ با استفاده از فوتوگرافی نوری موفق شد جابجایی پا در حرکت را ثبت کرده و با محاسبات ریاضیاتی، ارتباط این داده‌ها با نیروهای عمودی و افقی وارد بر اجزاء آن (مچ، زانو، لگن) را بررسی نماید. وی یک سال بعد به کمک روش خاصی موفق شد عکس‌العمل زمین را اثبات و مقدار و جهت نیروی آن را محاسبه نماید. با توجه به مقادیر اندازه‌گیری شده، الفتمن توانست نیروها و ممان‌های وارده بر مفاصل را در حین راهرفتن به صورت لحظه‌ای محاسبه کند. همچنین با استفاده از روش سینماتوگرافی جابجایی مکانی خطی و زاویه‌ای اندام‌های پا را اندازه‌گیری کرد و با استفاده از روش‌های دیفرانسیل عددی مقادیر سرعت و شتاب حرکت اجزاء پا را حساب کرد و به این ترتیب با استفاده از معادلات نیوتونی به مقادیر نیروهای دینامیکی وارد شونده بر مفاصل دست پیدا کرد. برسلر^۲ و فرانکل^۳ [۱۱] دو نفر دیگری بودند که موفق شدند با تعمیم دادن کار الفتمن در سال ۱۹۵۰ میلادی، مولفه‌های نیرو و ممان را در یک فضای سه بعدی بدست بیاوردند. وینتر^۴ [۷]، شخص دیگری بود که توانست در سال ۱۹۸۳ میلادی میزان توان تولیدشده در اندام پا (مچ، زانو، لگن) را در هنگام حرکت‌های سریع (دویدن)، طبیعی و آهسته تخمین بزند. از لحاظ تئوری، کار وی ارزش بالایی داشت، چرا که امروزه تحقیقات و نتایج فعالیتی که وی انجام داد، به‌عنوان منبع و مرجع معتبری برای سایر پژوهش‌گران در حال استفاده است.

^۱ Eleftman

^۲ Bresler

^۳ Frankel

^۴ Winter

جرم جسم، موقعیت مرکز آن و ابعاد هندسی، مهم‌ترین پارامترهایی هستند که در تحلیل حرکت جسم به آن‌ها نیازمند می‌باشیم. در مطالعه بر روی حرکت بدن انسان هم از چنین قاعده‌های مستثنی نیستیم و آگاهی از پارامترهای موجود (هندسی و فیزیکی) مربوط به اجزای بدن هنگام حل و تحلیل مسائل پیش‌روی از اهمیت بالایی برخوردار است. برای اطلاعات بیشتر از ابعاد فیزیکی و هندسی اندام‌های حرکتی بدن و پارامترهای مربوطه از قبیل: موقعیت مراکز اجرام، طول هر یک از اندام‌ها و همچنین اینرسی هریک از آن‌ها می‌توان به مطالعات و پژوهش‌های صورت گرفته توسط افرادی همچون دمپستر^۱ در سال ۱۹۵۵ [۱۲]، کلوزر^۲ و همکارانش در سال ۱۹۶۹ [۱۳]، و بران^۳ و فیشر^۴ نیز در سال ۱۹۸۸ [۱۴] اشاره کرد که از میان آن‌ها داده‌ها و تحلیل‌های دمپستر از جامعیت بیشتری برخوردار هستند. جدول ۱-۲ بیانگر داده‌های درصد وزنی اجزای بدن می‌باشد که به کمک آن می‌توان نتایج پژوهش‌گران را باهم مقایسه کرد.

جدول ۱-۳ - درصد وزنی اندام‌ها و قطعات بدن [۱۲]

^۱ Dempster

^۲ Clauser

^۳ Braune

^۴ Fisher

منبع اندام	Dempster (۱۹۵۵)	Dempster (۱۹۵۵) تنظیم شده	Clauser و همکارانش (۱۹۶۹)	Braune و Fisher (۱۹۸۸)
تعداد نمونه مورد آزمایش	۸	۸	۱۳	۳
سر	٪ ۷.۹	٪ ۸.۱	٪ ۷.۳	٪ ۷
تنه	٪ ۴۸.۶	٪ ۴۹.۷	٪ ۵۰.۷	٪ ۴۶.۱
بازوی فوقانی	٪ ۲.۷	٪ ۲.۸	٪ ۲.۶	٪ ۳.۳
ساعد	٪ ۱.۶	٪ ۱.۶	٪ ۱.۶	٪ ۲.۱
دست	٪ ۰.۶	٪ ۰.۶	٪ ۰.۷	٪ ۰.۸
بازوی کل	٪ ۴.۹	٪ ۵	٪ ۴.۹	٪ ۶.۲
ساعد و دست	٪ ۲.۲	٪ ۲.۲	٪ ۲.۳	٪ ۲.۹
ران	٪ ۹.۷	٪ ۹.۹	٪ ۱۰.۳	٪ ۱۰.۷
کلاهک	٪ ۴.۵	٪ ۴.۶	٪ ۴.۳	٪ ۴.۸
پا	٪ ۱.۴	٪ ۱.۴	٪ ۱.۵	٪ ۱.۷
ساق پای کل	٪ ۱۵.۷	٪ ۱۶.۱	٪ ۱۶.۱	٪ ۱۷.۲
کلاهک و پا	٪ ۶	٪ ۶.۱	٪ ۵.۸	٪ ۶.۵
جمع	٪ ۹۷.۷	٪ ۱۰۰	٪ ۱۰۰	٪ ۹۹.۹

اعضای مصنوعی مورد استفاده باید عملکرد و تاثیر چشم‌گیری در بهبود عضو آسیب‌دیده داشته باشند و کارایی آن‌ها در شرایط مختلف باید قبل از استفاده مورد ارزیابی قرار گیرد. برای تست این کارایی به مکانیزم‌هایی نیاز است تا بتوانند حرکت عضو موردنظر را شبیه‌سازی نمایند. بنابراین ضرورت اصلی در انجام این پژوهش، نیاز به مکانیزم‌هایی برای ایجاد حرکاتی مشابه اعضای مختلف بدن می‌باشد. در این پژوهش به طراحی مکانیزمی پرداخته می‌شود تا بتواند حرکت راه‌رفتن پای انسان را به‌خوبی شبیه‌سازی نماید. این شبیه‌سازی طبیعتاً شامل مسیر حرکت اعضای مختلف پا و همچنین سرعت و شتاب آن‌ها نیز خواهد بود. همچنین جرم‌های واقعی (و متوسط) اعضای انسان برای لینک‌های مکانیزم موردنظر در نظر گرفته خواهد شد تا همه‌چیز به واقعیت نزدیک باشد. حتی در نظر است وزن بالاتنه بصورت یک نیروی خارجی قائم در نظر گرفته شود.

۳-۲- تاریخچه‌ای مختصر از ایمپلنت های ارتوپدی

در کارهای مختلف، مطالعاتی بر روی پلاک‌ها و صفحات و پیچ‌های که در اندام‌های مصنوعی بکار رفته است، انجام شده‌است. لین و همکاران [۱۵]، در سال ۲۰۱۸ مطالعه‌ای بر روی شکست صفحات و پیچ‌های کاشتنی انجام داد، و دریافت که با کاهش قطر سوارخ و افزایش تاج پیچ‌ها و عواملی دیگر بر روی این صفحات می‌توان از شکست آن‌ها جلوگیری کرد و یا باعث بهبود قدرت آن‌ها شد. همچنین طی مطالعات و آزمایشات دیگر بر روی ساخت سازه استخوان پا استانداردهایی‌ها حاصل شده‌است، که در جهت بروزرسانی استاندارد ASTM F382 که سال‌هاست یکی از معتبرترین استانداردها می‌باشد، از آن استفاده شده است [۱۶].

پژوهش انجام شده توسط دی‌تولیو و همکاران [۱۷]، در سال ۲۰۱۹ فعالیت دیگری است که در آن هدف، مطالعه و بررسی نقش صفحه‌ای غیرقفل شونده بر روی قشر عضلانی پروگزیمال در رابط استخوان می‌باشد، که در آن تأثیر عدم قفل و همچنین قفل کردن صفحه‌ی پلاستیکی بکارگرفته شده در شکستگی‌های هومرال پروگزیمال با شکاف میانی مشاهده گردیده شده است.

پژوهش‌گران این فعالیت از ۲۰ مدل هومری^۱ مصنوعی استفاده نمودند. از این مدل‌ها با رویکردهای متفاوت به صورت ۵ تایی در شکاف‌های موجود با اندازه‌های شکاف داخلی ۱۰ میلیمتری و شکاف جانبی ۵ میلیمتری برای شکستگی‌های ایجاد شده در هنگام جراحی استخوانی استفاده شد. در واقع هدف پژوهش، بررسی میزان مقاومت صفحه‌ی غیرقفل شونده، جهت استفاده از آن برای پروتز پای مصنوعی است. میزان سختی هر گروه از مدل‌ها با استفاده از منحنی‌های نیرو، در مقابل میزان جابجایی محاسبه گردید و داده‌های بدست آمده از طریق مطالعات توصیفی و استنباطی در سطح معناداری ۰,۰۵ مورد تحلیل قرار گرفتند. در نتایج حاصل شده از پژوهش، اختلاف معنی‌داری بین کلیه‌ی سازه‌ها مشاهده

^۱ Humeri

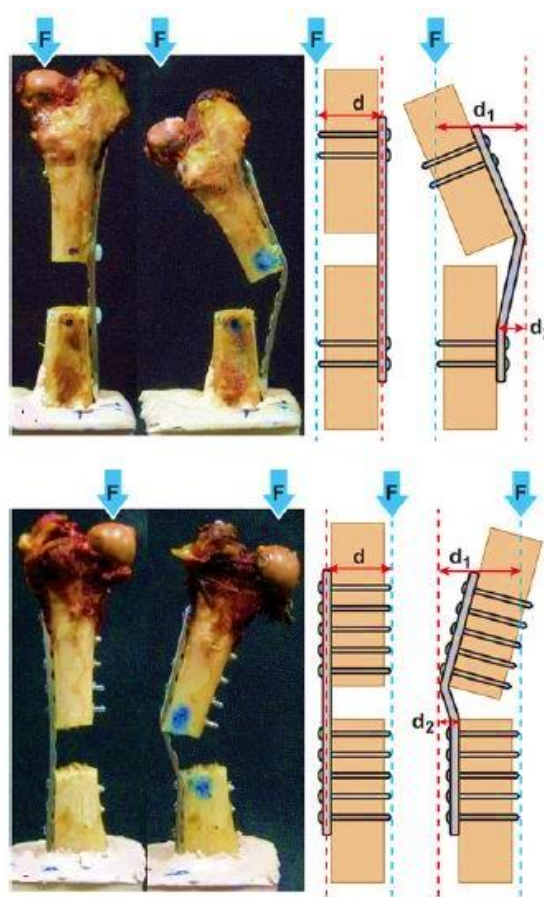
شد. ترکیبی از یک صفحه قفل جانبی با یک صفحه غیرقفل کننده قبل از درمان (گروه L+T در پژوهش مورد نظر) سخت ترین ساخت و ساز و در مقابل ، ترکیبی از صفحه جانبی قفل نشده با صفحه غیرقابل قفل (گروه T+T در پژوهش مورد نظر)، حداقل سختی ممکن را داشته است. همچنین مشخص گردید، ترکیبی از یک صفحه قفل جانبی با صفحه غیرقابل قفل کردن ، یک سازه محکم تر را برای تثبیت شکستگی های دو قطعه ناپایدار هومری پروگزیمال با شکاف داخلی فراهم می کند، و در ضمن مزایای مکانیکی پشتیبانی پزشکی با صفحه دوم غیرقابل قفل بودن با پایداری بهتری از نظر قدرت و خستگی همراه خواهد بود.



شکل ۳-۱: چهار مدل آزمایشی در پژوهش انجام شده در [۱۷]

در پژوهش انجام شده توسط چائو پنی و همکاران [۱۸]، که در سال ۲۰۱۳ انجام گردید، مواردی از جمله، میزان سختی یک شکستگی، ویژگی های مکانیکی صفحه، موقعیت پیچ ها در صفحه به هنگام ساخت، مقاومت در صفحه و خستگی حلقوی ایمپلنت ها را به عنوان گزینه هایی که می توانند بر عمر خستگی یک صفحه ی بکار رفته در استخوان تأثیرگذار باشند، نام برده شده است. همچنین در این مطالعه، به بررسی تأثیر طول کار ورق (پارامتر تعریف شده ای در ماده ی مورد استفاده که به عنوان سازه

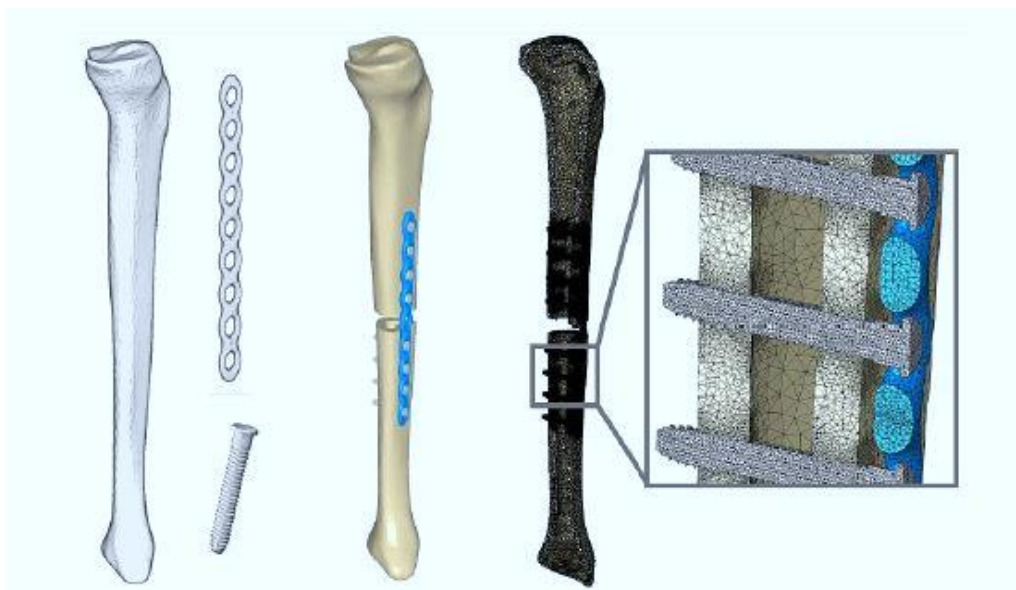
هدف در پژوهش مورد بررسی قرار گرفته است) بر سفتی یک سازه، و حرکت شکاف و مقاومت در برابر خستگی، در بکارگیری عضو مصنوعی به طور طولانی مدت پرداخته شده است. آنچه در شبیه‌سازی‌ها و ویژگی‌های ساختاری عضو مصنوعی ساخته شده و همچنین دیدگاه‌ها و روش‌های بکاررفته در پژوهش صورت گرفته، تفاوت معنی‌داری در نتایج موجود برای میزان سختی ساخت در بین تکنیک‌های تثبیت عضو بدن نشان نمی‌دهد. همچنین با توجه به بکارگیری صفحه با طول کار مشخص، نتیجه‌ی حاصل شده به این صورت است که صفحات کوتاه در ساخت، در بارهای بالاتر با شکست مواجه می‌شوند. با این حال محدودیت برای هر دو طول کار با صفحات کوتاه و بلند، از لحاظ فیزیولوژیکی وجود دارد.



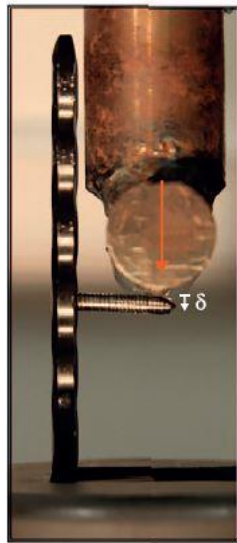
شکل ۳-۲: شماتیک و کلیت فرایند طراحی ایمپلنت در مرجع [۱۸]

مکلوید و همکاران [۱۹]، در سال ۲۰۱۸ به بررسی تأثیر روش مهار و اعمال بار بر سفتی تولیدشده، توزیع کرنش در استخوان و تنش‌های موجود در ایمپلنت برای ساختن صفحات قفل شده پرداخته شده

است. بدین منظور از استخوان مصنوعی در ارزیابی‌های تجربی، برای بررسی تأثیر چهار روش مختلف بارگیری و مهار نمونه‌ها با توجه به مطالعات قبلی، استفاده شده است. دو نوع صفحه و سه ترتیب پیچ برای هر سناریوی بارگیری لحاظ گردیده است. مدل‌های محاسباتی نیز با استفاده از آزمون‌های آزمایشی تهیه و اعتبارسنجی شده‌اند. به‌طور کلی هدف اصلی از چنین آزمایشی، بهبود مناسب‌تر شکستگی‌های ثانویه می‌باشد که به‌شدت تحت تأثیر سفتی سیستم استخوان‌ساز است و با توجه به آزمایشات بیومکانیکی برای بررسی این سفتی و استحکام تعیین می‌گردند. آنچه که به‌عنوان یافته‌های پژوهش انجام‌شده می‌توان به آن‌ها اشاره نمود، نحوه‌ی استفاده از روش برای مکانیزم بکارگرفته شده در موضع استخوانی، میزان سختی شکاف موجود تا شدت حداکثر شش برابر، محل پیچ و بزرگی سویه‌ها در استخوان می‌باشند. همچنین مطالعه صورت گرفته نشان می‌دهد که روش بارگیری، دلیل اصلی وجود اختلاف در مقادیر سختی گزارش شده در ادبیات موضوع می‌باشد.



شکل ۳-۳: شماتیک کلیت مدل ارائه شده در کار مکلویید و همکاران [۱۹]



شکل ۳-۴ مدل قابل کاربرد نهایی، در مکانیزم طراحی شده مربوط به فعالیت مکلاید و همکاران [۱۹]

نیکولائسکا و همکاران [۲۰]، نیز با هدف مقایسه تجربی رفتار بیومکانیکی ایمپلنت‌های ارتوپدی برای شکستگی‌های فلات تیبیال انجام شد. در این فعالیت از یک مدل استخوان مصنوعی synbone1110 استفاده شده و یک شکستگی فلات تیبیال نوع Schatzker V در شرایط آزمایشگاهی ایجاد گردید. سپس با سه نوع کاشت مختلف که پلاک L کلاسیک، سیستم قفل صفحه (PLS) و تثبیت‌کننده‌ی خارجی ترکیبی (HEF) بودند، برای تثبیت استفاده شد. برای هر سه روش بکار گرفته شده، بررسی استحکام مونتاژ کاشت استخوان از تست مکانیکی با استفاده از دستگاه تست خودکار انجام گردید. نتایج بدست آمده بیانگر این نکته بود که روش کاشت داخلی نوع صفحه L، دارای میزان تغییر شکل بالاتر قابل توجهی نسبت به دو روش دیگر است. در مورد دو روش دیگر نیز مشخص شد که، کاشت به طریق PLS در مقادیر کم و متوسط نیروی اعمال شده، عملکرد بهتری نسبت به HEF داشت. در مقادیر بالای نیروی اعمال شده نیز، اختلاف بین تغییر شکل دو روش به تدریج کوچکتر شد. بنابراین برای بررسی دقیق‌تر، از یک مدل شبکه عصبی مصنوعی برای پیش‌بینی تغییر شکل کاشت به عنوان تابعی از نیروی کاربردی و نوع دستگاه کاشت استفاده شد. برای تعیین اینکه آیا تمایز واضحی بین عملکرد مکانیکی PLS و HEF وجود دارد، یک طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان بکار گرفته شد. نتایج حاصل مشخص نمود که در مقادیر

بالای نیروی اعمال شده، طبقه‌بندی‌کننده ماشین‌بردار پشتیبان نشان می‌دهد که هیچ تفاوت آماری معنی‌داری بین عملکرد PLS و HEF وجود نخواهد داشت.



شکل ۳-۵: مدل‌های تثبیت‌کننده داخلی (سمت چپ) و تثبیت‌کننده ترکیبی (سمت راست) برای آسیب‌دیگی تیبیال در پژوهش نیکولائسکا و همکاران [۲۰]

۳-۳- تاریخچه‌ای مختصر از اعضای مصنوعی

شواهدی وجود دارد که بیانگر این نکته می‌باشد که استفاده از اعضای مصنوعی برای اولین بار، به دوره مصر باستان متعلق است [۲۱]. تاریخی‌ترین پروتز کشف شده تا به امروز، مربوط به انگشتی است که ۲۰۰۰ سال قبل از میلاد، و در شهر تپس کشف شده است [۲۲]. این انگشت که شست یک مومیایی می‌باشد، در هنگام زنده بودنش قطع شده و با یک انگشت چوبی جایگزین شده است. همچنین برای اتصال این انگشت به بدن از نخ‌هایی با جنس چرم استفاده شده است [۲۱]. پروتزها در گذشته از موادی همچون چوب یا فلز ساخته می‌شدند و همچنین از نخ‌های چرمی برای اتصال آن‌ها به بدن استفاده می‌شد [۲۲]. قدیمی‌ترین پروتزهایی که از این نوع مشاهده شده، مربوط به حدود ۳۰۰ سال قبل از

میلاد حضرت مسیح(ع) بوده است، که در ایتالیا یافته شده و از جنس چوب و مس است. بعدها و در قرن ۱۶ میلادی، پروتزها اغلب از آهن درست می‌شدند [۲۱]. با گذشت زمان و سیر بهبود فرایند ساخت محصولات، در ساخت پروتزها از فنرها استفاده گردید. یکی از این پروتزها، دست آهنی بوده که در سال ۱۵۰۸ برای گوتز فون برلیکینگزن^۱ ساخته شد. دست‌های مشابهی نیز توسط جراح مشهور، آمبرویس پار^۲ ساخته شد (شکل ۱-۱) [۲۲].



شکل ۳-۶: دست طراحی شده توسط آمبرویس پار [۲۲]

تا اواخر قرن ۱۷ میلادی پیشرفت کمی در زمینه‌ی ساخت پروتزها حاصل شده بود، تا اینکه در سال ۱۶۹۶ پیتر وردوین^۳ پروتزی برای زیر زانو با عملکرد غیرقفل‌شونده را ابداع کرد. تا دهه‌ی ۱۸۰۰ میلادی، پیشرفت چشمگیر دیگری در ساخت پروتزها حاصل نگردید، تا اینکه در سال ۱۸۶۸ گوستاو هرمان^۴ آلومینیوم را جایگزین فولاد در ساخت اعضای مصنوعی کرد، اما استفاده از مواد سبک‌تر تا سال ۱۹۱۲

^۱ Gotz Fon Berkilinge

^۲ Amberios Par

^۳ Pieter Verduyn

^۴ Gustav Hermann

اجرایی نشد تا اینکه خلبان انگلیسی معروفی به نام مارسل دسوتر^۱ پای خود را در یک سانحه‌ی هوایی از دست داد و اولین پروتز آلومینیومی با کمک برادر وی که یک مهندس بود، ساخته شد [۲۲]. در قرن ۱۹ میلادی، جیمز پاتس^۲ اقدام به ساخت یک پای مصنوعی همراه با تاندون نمود. این پا به شکلی بود که با حرکت تاندون، انگشتان آن به سمت بالا حرکت می‌کردند [۲۱].

پیشرفت در ساخت پروتزها در دوران جنگ نیز ادامه داشت. در زمان جنگ داخلی آمریکا آمار افراد قطع عضو بصورت چشمگیری افزایش یافت و آمریکایی‌ها را مجبور ساخت تا وارد حوزه‌ی ساخت پروتز شوند [۲۲]. کشف و استفاده از داروی بیهوشی تأثیر بسیاری در پیشرفت ساخت پروتز ایفا نمود. داروی بیهوشی پزشکان را قادر می‌ساخت که وقت بیشتری را برای عملیات شکل‌دهی بهتر عضو قطع شده و نصب پروتز صرف کنند [۲۱]. مشابه آن، جنگ جهانی اول نیز تأثیر بسیاری را در حوزه‌ی پروتز داشت و باعث شد تا ارتش، اهمیت موضوع تکنولوژی و توسعه‌ی پروتزها را شناسایی کرده و در نهایت، این امر، سبب تشکیل انجمن ارتز و پروتز آمریکا^۳ شد. بعد از جنگ جهانی دوم، سربازان آمریکایی مجروح قطع عضو، از عدم وجود تکنولوژی و همچنین ساختار نامناسب در ارتزها و پروتزها ناراضی بودند و خواستار بهبود این وسایل شدند. بنابراین با توجه به این مسئله دولت آمریکا از کارخانه‌های نظامی درخواست کرد عملکرد پروتزها را بهبود بخشند. لذا این رویکرد، گامی در راه توسعه و ساخت پروتزهای جدید شد.

امروزه بکارگیری مواد نوین و همچنین استفاده از الکترونیک موجب سبک‌تر شدن پروتزها، سازگاری بیشتر با عضو آسیب‌دیده و بهبود عملکردشان شده است. فناوری جدیدی که در سی‌لگ^۴ بکار گرفته شد، شامل بدنه‌ای از جنس فیبر کربن، سیستمی کامپیوتری جهت تحلیل داده‌های دریافتی از چندین

^۱ Marcel Desoutter

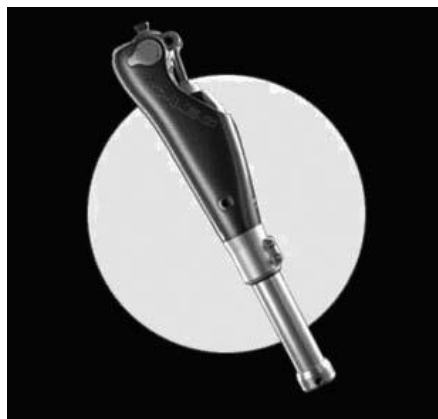
^۲ James Potts

^۳ American Orthotic & Prosthetic Association(AOPA)

^۴ C-Leg

حسگر و یک سیلندر هیدرولیکی به منظور محرک زانو می‌باشد. این وسیله بالاترین سطح عملکردی را دارا است. بطوری که استفاده‌کنندگان آن می‌توانند در مسابقات قهرمانی شرکت نمایند (شکل ۱-۲).

برخلاف پروتزهای موجود در قسمت پایین تنه، پروتزهای بالاتنه هنوز به اندازه‌ی موردنیاز که باید، چابک نیستند تا بتوانند عملکرد مناسب خود نسبت به سایر اعضای سالم بدن را ایفا کنند. تا یک دهه‌ی گذشته، پژوهش‌هایی بر روی پروتزهای بالاتنه در طراحی بازو و ارتباط عصبی دست، متمرکز بود [۲۱].



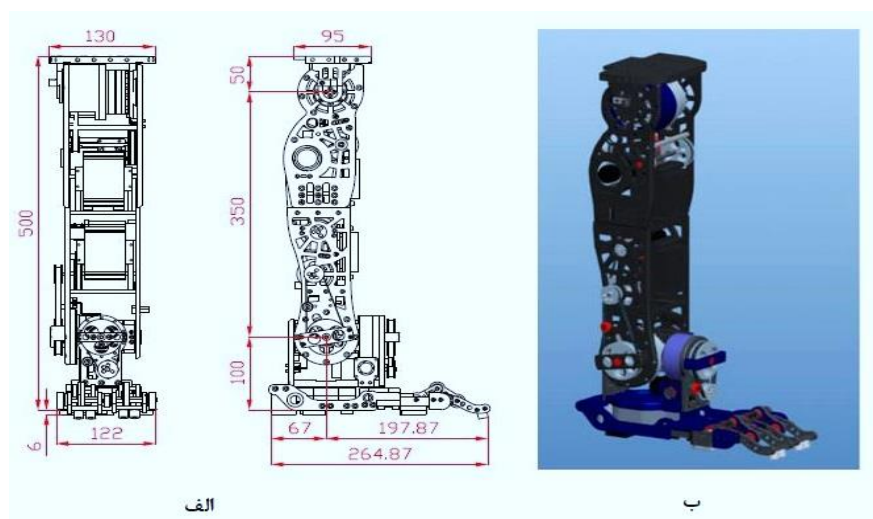
شکل ۳-۷: پروتز سی‌لگ [۲۱]

در مطالعات دیگری در جهت کمک به افرادی که بخاطر اختلالات عصبی دچار از کار افتادگی قسمتی از پا شده‌اند، حرکت پا مورد بررسی و تحلیل قرار گرفت. در این مطالعات، داده‌های حرکت پا در ۳۰ حالت مختلف با استفاده از سنسورهای ذخیره شد و سپس با مطالعه آن‌ها، سعی شد تا بتوانند روشی بهتر و کم هزینه‌تر برای درمان و بهبود افراد آسیب دیده ایجاد کنند [۲۳]. در پژوهشی دیگر جی یونگ و یانگ کیم [۲۴]، از یک فرایند مشخص برای طراحی پای مصنوعی استفاده نمودند. در این فعالیت پای مصنوعی توسعه یافته، دارای مفاصل زانو و مچ پا بوده است و محاسبات انتقالی در آن براساس وزن و ابعاد بدن انسان مشخص شده‌اند. بدین منظور برای دستیابی به کنترل تعادل پویا در زمین ناهموار مقدار دو درجه آزادی برای محورهای رول و پیچ تعیین گردید. در این عملیات، انگشتان پا به صورت منفعل و با استفاده از مکانیزم چهارمیله‌ای لنگ-آونگ به پا متصل شدند تا بواسطه‌ی آن ثبات در

پیاده‌روی افزایش یابد. همچنین در فعالیت انجام‌شده، یک شبیه‌ساز که قادر به محاسبات الگوهای راه‌رفتن پای پروتز شده باشد، ایجاد گردید. این کار با قراردادن دو حسگر بر روی دو ران کاربر و اندازه‌گیری درصد چرخه‌ی راه‌رفتن در آن‌ها (در دو ران کاربر) متناسب با الگوریتم پیشنهادی انجام شده، و حرکات راه‌رفتن صاف با توجه به درصد سیکل راه‌رفتن محاسبه می‌شود. در انتها نیز الگوهای پیاده‌روی روی پای مصنوعی با همگام‌سازی با قدم‌بردشتن انسان بطور موفقیت‌آمیزی تولید شد. دستاوردهای موجود در مقایسه با راه‌رفتن انسان مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.



شکل ۳-۸: شماتیک مکانیزم طراحی‌شده توسط جی یونگ [۲۴]



شکل ۳-۹: (الف) طراحی دوبعدی و سه بعدی مکانیزم ارائه شده (ب) مکانیزم طراحی شده نهایی [۲۴]

در فعالیت انجام شده توسط مرتای و همکاران [۲۵]، در سال ۲۰۱۵ طبق برآورد انجام گرفته، در حدود ۲۳۰۰۰۰ نیازمند پروتز بالای زانو وجود دارند که با محدودیت‌های شدید اقتصادی مواجه بودند. این افراد با توجه به مطالعات گذشته‌ی انجام شده بر روی ویژگی‌های بهینه که در عملکرد پروتز زانو مؤثر هستند، اقدام به طراحی یک مکانیزم کاملاً سازگار در ایجاد پروتز زانو با توجه به حرکت بدن نمودند که با توجه به ویژگی ساختاری، نیازمند سوخت و ساز پایینی از لحاظ متابولیک در بدن بود. در این مکانیزم از یک قفل موضعی برای پایداری عضو، و همچنین از معادلات دینامیکی مبتنی بر دیفرانسیل خطی، برای به کارگیری ویژگی‌هایی دیگر از جمله خمش زودرس موضع مصنوعی برای کنترل بهتر آن استفاده شد. پژوهش‌گران این فعالیت، برای اعتبارسنجی اولیه مکانیزم زانو در پژوهش خود، از یک کارآزمایی میدانی جهت نحوه‌ی عملکرد عضو طراحی شده‌ی بالای زانو در هندوستان انجام دادند، که عملکرد رضایت‌بخش قفل موضع طراحی شده را نشان داد.



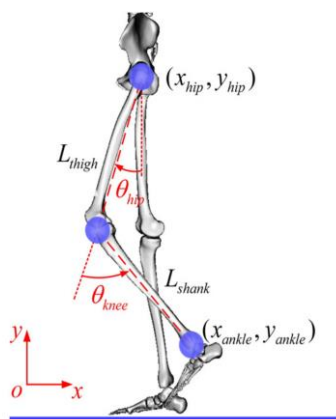
شکل ۳-۱۰: کلیت پروتز ارائه شده در کار مرتای و همکاران [۲۵]

فصل چهارم

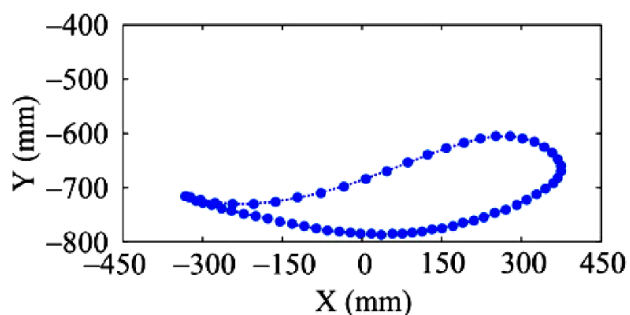
فرایند طراحی مکانیزم

در این فصل به توضیح فرایند طراحی مکانیزم موردنظر برای شبیه‌سازی حرکت پا پرداخته می‌شود. بدیهی است قبل از طراحی هر سیستم یا مکانیزمی باید از کارکرد مکانیزم و نیازمندی موجود و قیود طراحی اطلاع داشت. در مورد مساله موردنظر که مکانیزم برای آن طراحی می‌شود، در فصول قبل توضیح داده شد. همچنین فرضیات و قیودی که برای طراحی موردنظر تعریف شده عبارتند از:

- مکانیزم با یک محرک یا موتور به حرکت درآید.
 - نیرویی به عنوان نیروی وزن فرد از بالا به مکانیزم موردنظر اعمال شود.
 - مقادیر هندسی اعضای مکانیزم معادل یک فرد با قد و وزن نرمال یا متوسط باشد.
- معمولا در کارهای مختلف متغیرهای مورد استفاده در آنالیز حرکت پا بصورت شکل ۴-۱-الف در نظر گرفته می‌شود [۲۶] همچنین به دلیل حرکت کوچک در قسمت بالایی پا (لگن)، معمولا در طراحی‌های مربوط به حرکت پا از آن صرفنظر می‌شود. با این فرض، و با در نظر گرفتن لگن به عنوان مبدا مختصات، مسیر حرکت مچ پا بصورت شکل ۴-۱-ب خواهد شد. بنابراین مکانیزم دولینکی و دستگاه مختصات متصل به آن، که در کارهای مختلف برای مدل‌سازی حرکت پا استفاده شده است، را می‌توان بصورت شکل ۳-۲ در نظر گرفت. بر این اساس، دو لینک که معادل عضوهای ران و ساق هستند به هم لولا شده و کل مکانیزم از قسمت بالا به تکیه‌گاه (زمین) لولا می‌شود.

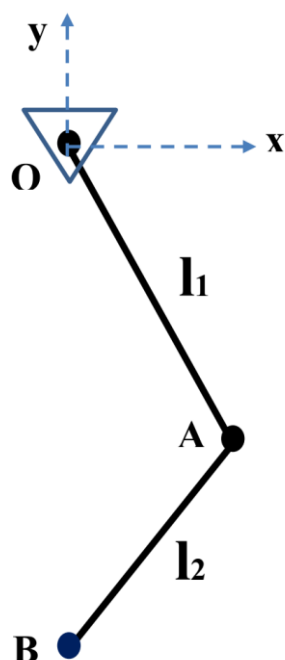


الف) متغیرهای مورد استفاده در آنالیز حرکت پا



ب) مسیر حرکت مچ پا

۴-۱: متغیرهای مورد استفاده در آنالیز حرکت پا و نمودار مسیر حرکت مچ پا [۲۶]



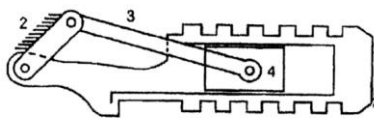
شکل ۴-۲: مختصات مورد استفاده مرسوم برای آنالیز حرکت پا

اما در مکانیزم شکل فوق، توانایی اعمال نیروی قائم (به سمت پایین)، که معادل نیروی وزن فرد است، وجود ندارد. از این رو در این پژوهش، با استفاده از مفهوم وارون سینماتیکی، قسمت پایینی این دو لینکی ثابت در نظر گرفته شده و طبیعتاً قسمت بالایی آن دارای حرکت منحنی خواهد بود که در بخش‌های بعدی جزئیات آن تشریح خواهد شد. در ابتدا و در بخش بعدی به توضیح مفهوم وارون سینماتیکی پرداخته خواهد شد.

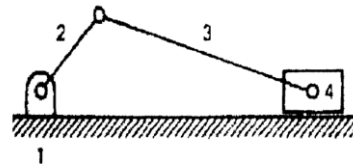
۴-۱- معکوس سینماتیکی

هر مکانیزم، از ثابت نگه داشتن یک عضو از یک زنجیره سینماتیکی به دست می‌آید و با انتخاب اعضای مختلف به عنوان عضو ثابت، مکانیزم‌های متفاوتی به وجود می‌آید که به آن‌ها معکوس سینماتیکی

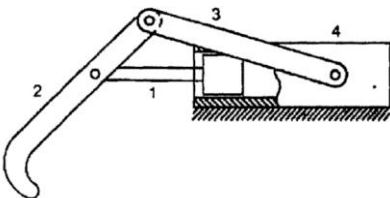
یکدیگر می‌گویند. مطابق با اصل معکوس سینماتیکی، همان‌گونه که عملاً هم می‌توان دید، با ثابت‌نگه داشتن اعضای مختلف، حرکت نسبی اعضای یک مکانیزم تغییر نمی‌کند. در آنالیز و سنتز سینماتیکی مکانیزم‌ها، از این خاصیت استفاده فراوانی می‌شود. به عنوان نمونه، شکل ۳-۳ معکوس‌های سینماتیکی مکانیزم لنگ لغزنده را نشان می‌دهد. شکل ۳-۳ الف مکانیزم متداول لنگ و لغزنده را نشان می‌دهد که طبیعتاً عضو شماره یک در آن ثابت است. کاربرد رایج این مکانیزم در موتورهای احتراق داخلی و پرس‌های مکانیکی می‌باشد. در شکل ۳-۳ ب، عضو شماره دو به عنوان عضو ثابت در نظر گرفته شده است. در این نوع مکانیزم که به نام گنوم معروف شده است، و در موتور هواپیما استفاده می‌شود، میل لنگ به بدنه ثابت نگه داشته می‌شود و سیلندرها اجازه حرکت دورانی دارند و با ملخ هواپیما یکپارچه می‌شود. در شکل ۳-۳ ج، عضو شماره سه یا شاتون ثابت در نظر گرفته شده است. از این مکانیزم، که اصطلاحاً دارای لغزنده چرخشی است، در موتورهای کشتی استفاده می‌شود. در شکل ۳-۳ د هم عضو شماره چهار یعنی لغزنده ثابت در نظر گرفته شده است. از این مکانیزم در پمپ‌های (تلمبه‌های) دستی استفاده می‌شود. بنابراین همانطور که مشاهده می‌شود، علی‌رغم اینکه این چهار مکانیزم دارای حرکات و عملکردهای متفاوتی می‌باشند، اما حرکت نسبی بین اعضای آن‌ها ثابت است.



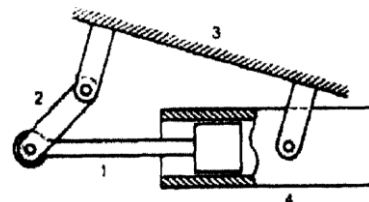
(ب) مکانیزم گنوم



(الف) مکانیزم لنگ و لغزنده



(د) مکانیزم پمپ دستی

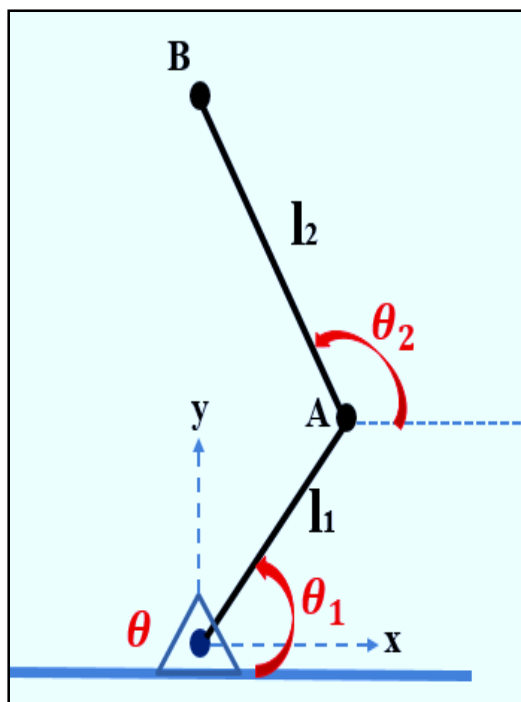


(ج) مکانیزم موتور کشتی

شکل ۳-۴: معکوس‌های سینماتیکی مکانیزم لنگ لغزنده [۲۷]

۴-۲- طراحی مکانیزم دولینکی

همانطور که قبلاً بیان نشد، به جهت اعمال یک نیروی قائم که معادل با نیروی وزن است، قسمت بالایی این دولینکی، براساس مفهوم وارون سینماتیکی، متحرک در نظر گرفته شده است. شکل ۴-۳ این مکانیزم دولینکی را نشان می دهد. طول l_1 در این مکانیزم معادل ساق پا و طول l_2 معادل ران پا می باشد. مقادیر l_1 و l_2 برای یک فرد با اندام متوسط و برابر $l_1 = 47\text{ cm}$ و $l_2 = 39\text{ cm}$ در نظر گرفته می شود [۲۸]. پارامترهای θ_1 و θ_2 هم مقادیر زوایای ساق و ران پا هستند که در شکل ۴-۳ نشان داده شده اند.



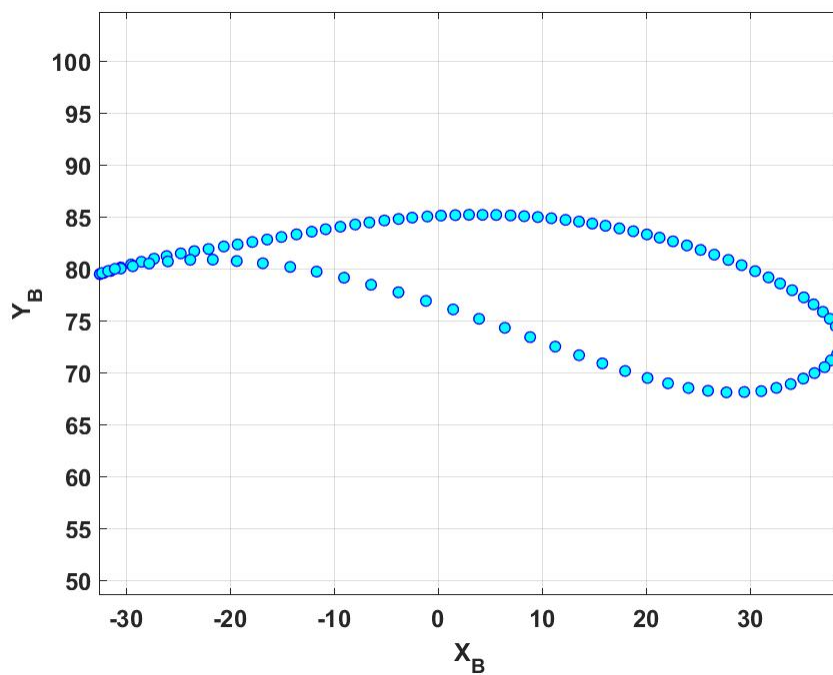
شکل ۴-۴: مکانیزم دولینکی مورد استفاده در این پژوهش

با ثابت بودن نقطه O که مبدا مختصات است، و با اطلاع از طول لینک ها و زوایای آنها، می توان مسیر جابجایی نقاط A و B را بدست آورد:

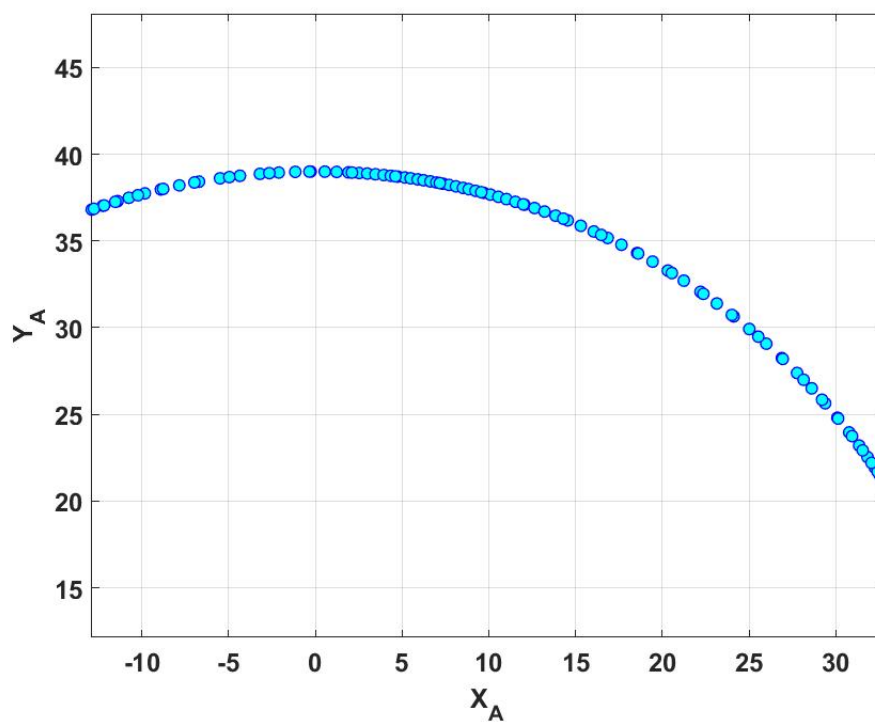
$$\begin{aligned} X_A &= l_1 \cos \theta_1 \\ Y_A &= l_1 \sin \theta_1 \end{aligned} \quad (۱-۳)$$

$$\begin{aligned} X_B &= l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos \theta_2 \\ Y_B &= l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin \theta_2 \end{aligned} \quad (۲-۳)$$

در معادلات فوق X_A و Y_A بیانگر موقعیت نقطه A و X_B و Y_B نشان دهنده موقعیت نقطه B نسبت به دستگاه مختصات متصل شده در نقطه O هستند. شکل ۳-۴ مسیر نقاط A و B را در طی یک سیکل حرکت نشان می دهد. شایان ذکر است با توجه به تغییر مکانیزم ناشی از مفهوم وارون سینماتیکی، مسیر نقاط A و B با مسیر مفاصل زانو و لگن در طی یک سیکل حرکت متفاوت هستند. همچنین شکل ۳-۵ موقعیت مکانیزم طراحی شده را در همه حالات در طی یک سیکل حرکت نشان می دهد.

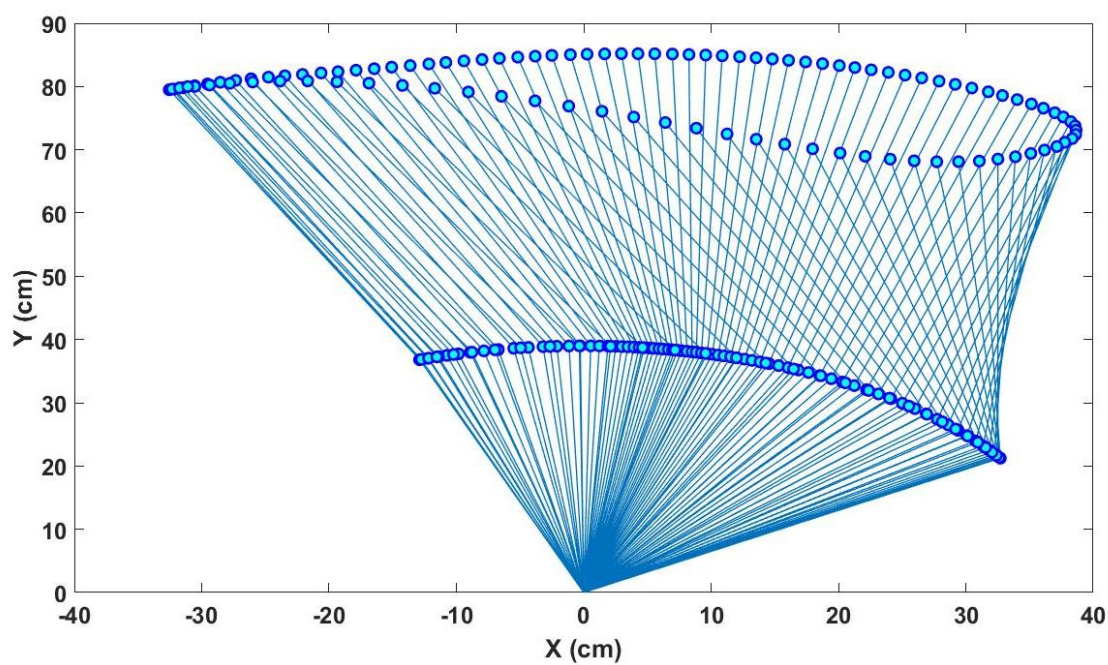


الف) مسیر نقطه B



ب) مسیر نقطه A

شکل ۴-۵: موقعیت نقاط A و B در مکانیزم موردنظر



شکل ۴-۶: مسیر کلی مکانیزم دو لینکی در نظر گرفته شده

با مشتق‌گیری از روابط ۱-۳ و ۲-۳ نسبت به زمان و اطلاع از سرعت و شتاب زاویه‌ای ساق و ران پا در سیکل حرکت، می‌توان سرعت و شتاب نقاط A و B مکانیزم را نیز بدست آورد.

$$\begin{aligned} V_{xA} &= -l_1 \sin \theta_1 (\dot{\theta}_1) \\ V_{yA} &= l_1 \cos \theta_1 (\dot{\theta}_1) \end{aligned} \quad (۳-۳)$$

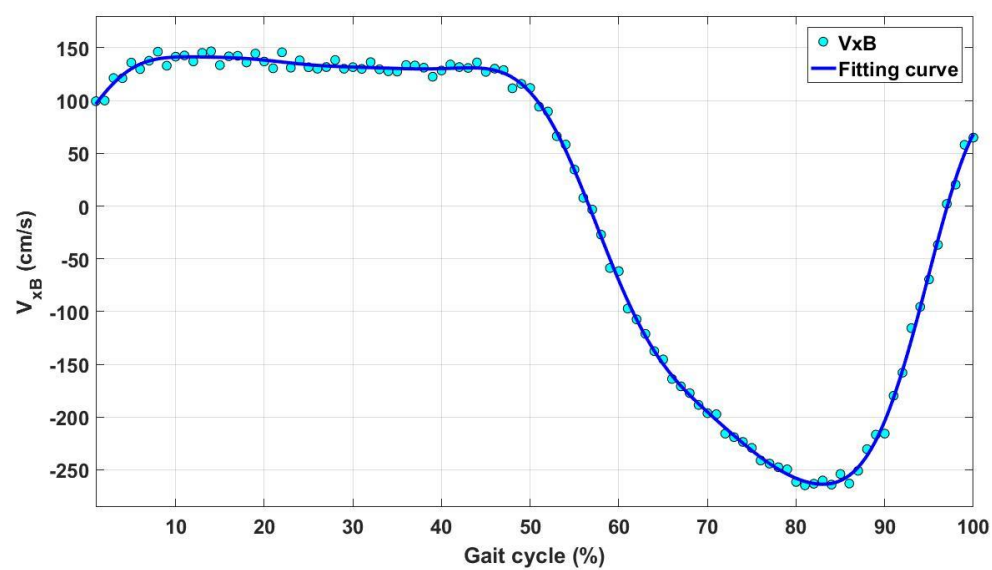
$$\begin{aligned} V_{xB} &= -l_1 \sin \theta_1 (\dot{\theta}_1) - l_2 \sin \theta_2 (\dot{\theta}_2) \\ V_{yB} &= l_1 \cos \theta_1 (\dot{\theta}_1) + l_2 \cos \theta_2 (\dot{\theta}_2) \end{aligned} \quad (۴-۳)$$

در معادلات فوق، V_{yA} و V_{xA} مولفه‌های x و y سرعت نقطه A و V_{yB} و V_{xB} مولفه‌های x و y سرعت نقطه B هستند. با مشتق‌گیری مجدد از روابط فوق خواهیم داشت:

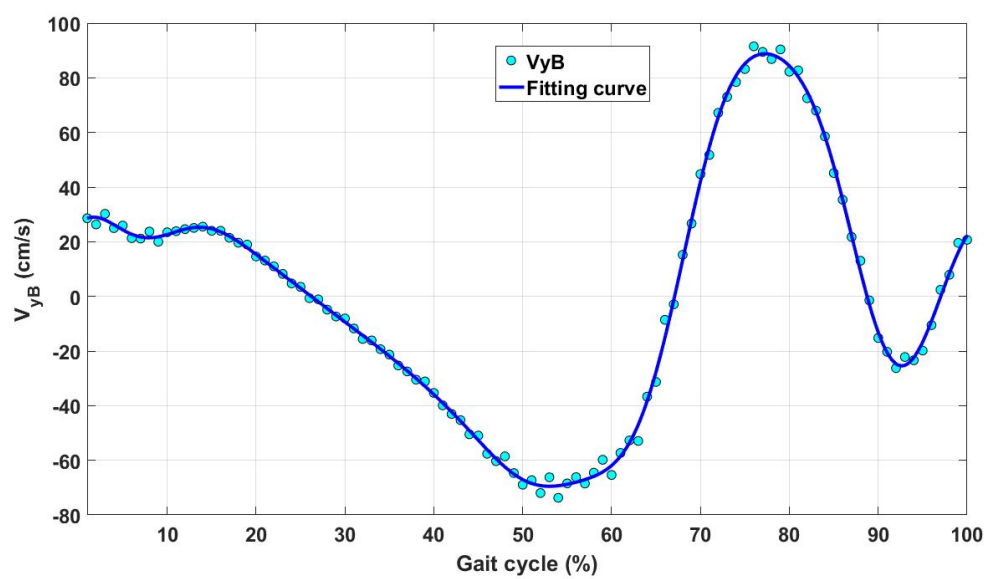
$$\begin{aligned} a_{xA} &= -l_1 \cos \theta_1 (\dot{\theta}_1)^2 - l_1 \sin \theta_1 (\ddot{\theta}_1) \\ a_{yA} &= -l_1 \sin \theta_1 (\dot{\theta}_1)^2 - l_1 \cos \theta_1 (\ddot{\theta}_1) \end{aligned} \quad (۵-۳)$$

$$\begin{aligned} a_{xB} &= - \left[l_1 \cos \theta_1 (\dot{\theta}_1)^2 + l_1 \sin \theta_1 (\ddot{\theta}_1) \right] - \left[l_2 \cos \theta_2 (\dot{\theta}_2)^2 + l_2 \sin \theta_2 (\ddot{\theta}_2) \right] \\ a_{yB} &= \left[-l_1 \sin \theta_1 (\dot{\theta}_1)^2 + l_1 \cos \theta_1 (\ddot{\theta}_1) \right] \\ &\quad + \left[-l_2 \sin \theta_2 (\dot{\theta}_2)^2 + l_2 \cos \theta_2 (\ddot{\theta}_2) \right] \end{aligned} \quad (۶-۳)$$

در شکل ۷-۳ نمودار سرعت نقطه B در دو راستای x و y نشان داده شده است. همچنین در شکل ۸-۳ نمودار شتاب نقطه B در دو راستای x و y رسم شده است. در فصل بعد اشاره خواهد شد که موتور و یا محرک مورد استفاده در مکانیزم باید این سرعت‌ها و شتاب‌ها را تولید نماید تا مکانیزم موردنظر براساس طراحی انجام‌شده حرکت نماید.

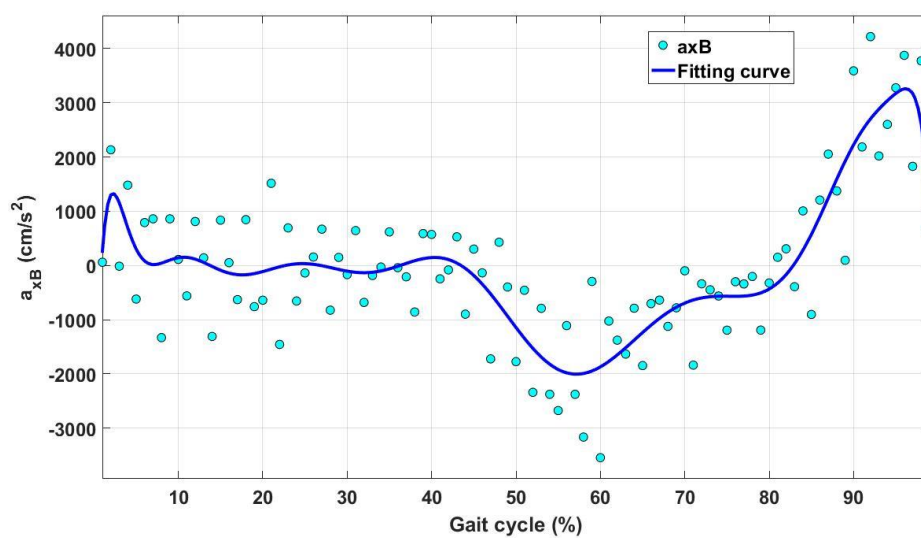


الف) راستای x

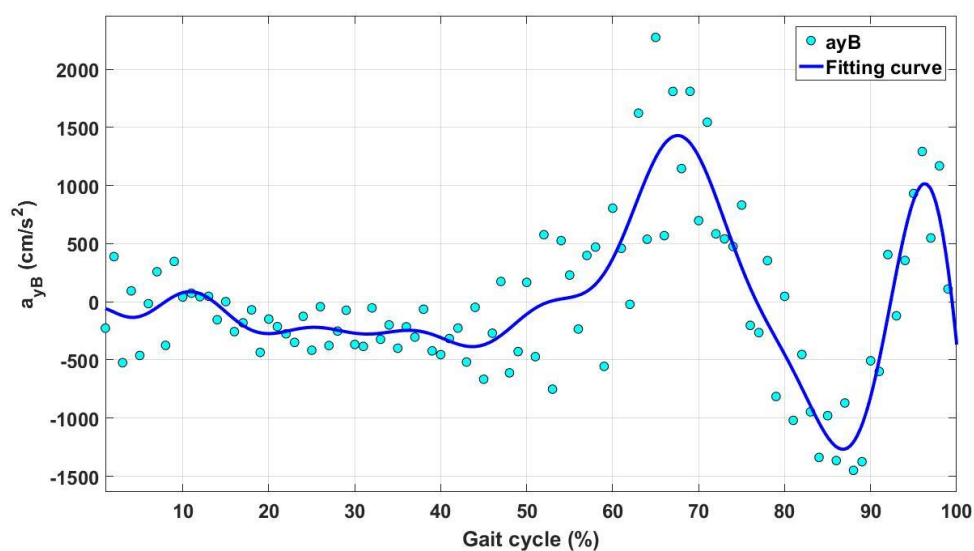


ب) راستای y

شکل ۴-۷: سرعت نقطه B



الف) راستای x

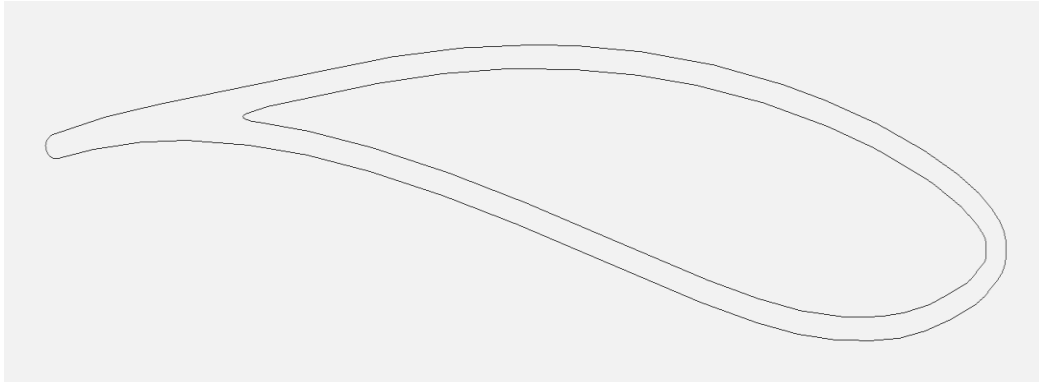


ب) راستای y

شکل ۴-۸- شتاب نقطه B

با توجه به فرضیات طرح شده در ابتدای فصل مکانیزم موردنظر باید تنها با استفاده از یک موتور به حرکت درآید. از سوی دیگر مکانیزم دولینکی سری، یک مکانیزم دو درجه آزادی است. بنابراین برای

حل مشکل، و برای مقید حرکت حرکت مکانیزم، از شیار برای حرکت نقطه B استفاده می‌شود. بدین طریق که با اتصال یک غلتک در نقطه B، حرکت آن در شیار مشابه شکل ۳-۹ مقید می‌شود.



شکل ۴-۹: شیار مورد استفاده برای حرکت غلتک نقطه B

بنابراین با توجه به دو لینکی مورد استفاده و طراحی شیار مورد نظر براساس حرکت نقطه B، طراحی مفهومی مکانیزم به اتمام می‌رسد.

فصل پنجم

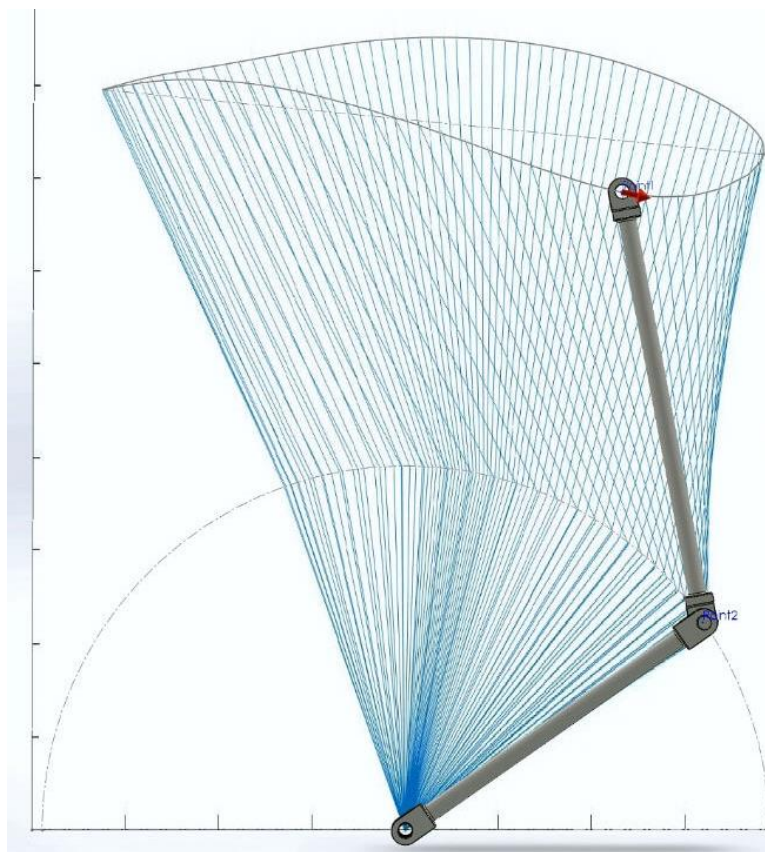
شبیه‌سازی نرم‌افزاری

و ساخت مکانیزم

با توجه به طراحی صورت گرفته در فصل قبل، در این فصل به شبیه‌سازی نرم‌افزاری آن و سپس ساخت مجموعه پرداخته خواهد شد. در ابتدا با استفاده از نرم‌افزار سالی‌دورک به رسم تک‌تک قطعات مختلف مکانیزم و سپس مونتاژ آن‌ها پرداخته می‌شود. سپس با وارد کردن مدل طراحی شده در نرم‌افزار تحلیل دینامیکی آدامز خروجی‌های دینامیکی مکانیزم موردنظر استخراج خواهد شد. در نهایت نیز، مکانیزم موردنظر ساخته شده و عملکرد آن مورد بررسی قرار می‌گیرد.

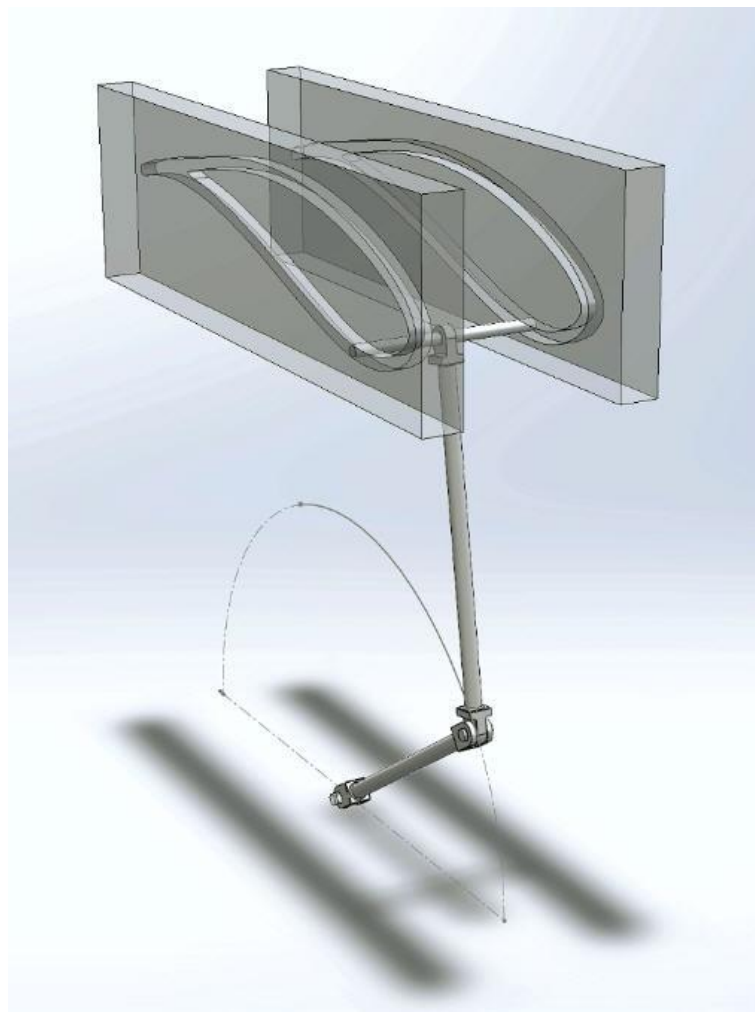
۵-۱- شبیه‌سازی با نرم‌افزار سالی‌دورک

برای شبیه‌سازی در نرم‌افزار سالی‌دورک، در ابتدا تمامی قطعات بطور جداگانه طراحی می‌شوند. شکل ۱-۴ مدل دولینکی طراحی شده را در حالت دوبعدی نشان می‌دهد. با توجه به این شکل مشخص است که نمودارهای نقاط A و B با آنچه در فصل قبل بوده‌اند، تطابق کامل دارند. شایان ذکر است همان‌طور که در فصل قبل بیان شد طول لینک‌ها براساس مقادیر مربوط به یک انسان معمولی استخراج شده‌اند. در مورد سطح مقطع این اعضا نیز، مقادیر هندسی به‌گونه‌ای در نظر گرفته شدند که بتوانند نیروی متوسط ۲۰۰۰ نیوتون را که به نقطه B وارد می‌شود را تحمل کنند.



شکل ۵-۱: نمای دوبعدی دولینکی طراحی شده

همانند آنچه در فصل قبل بیان شد، برای حرکت نقطه B شیار در نظر گرفته شده و صفحه موردنظر و شیار آن در سالیدورک مدل سازی شدند. شکل ۴-۲ نمای سه بعدی مکانیزم طراحی شده را نشان می دهد.

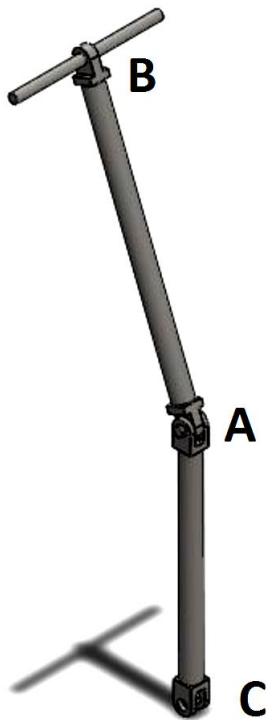


شکل ۵-۲: نمای سه بعدی مکانیزم طراحی شده

۵-۲- جانمایی مکان محرک (موتور) در مکانیزم

همانطور که در فصل قبل بیان شد این مکانیزم بگونه طراحی شده است که بتواند تنها با یک موتور محرک حرکت نماید. برای قراردادن محل موتور محرک سه گزینه وجود دارد (شکل ۴-۳):

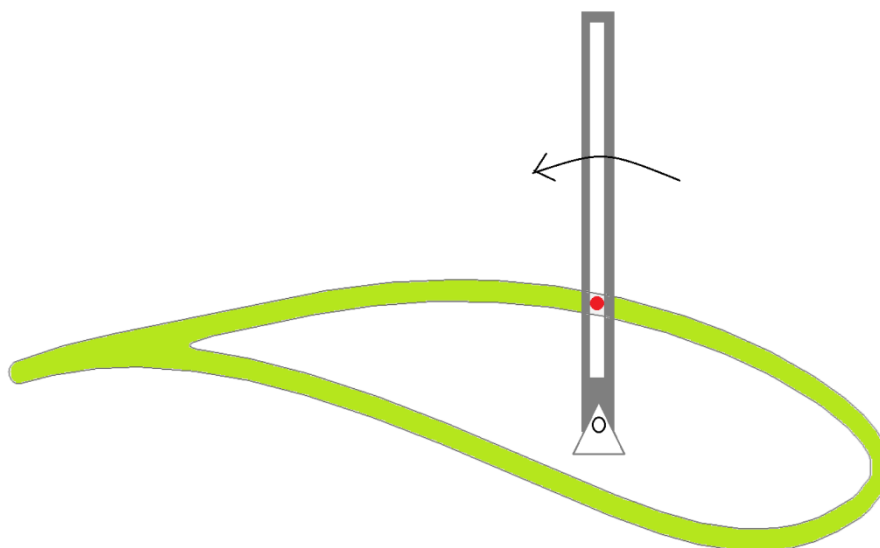
- قراردادن موتور محرک روی زمین و تحریک مفصل C
- قراردادن موتور محرک روی لینک ۱ و تحریک مفصل A
- قراردادن موتور محرک روی یک تکیه گاه و حرکت دادن نقطه B



شکل ۵-۳: مکان‌های ممکن برای نصب موتور محرک

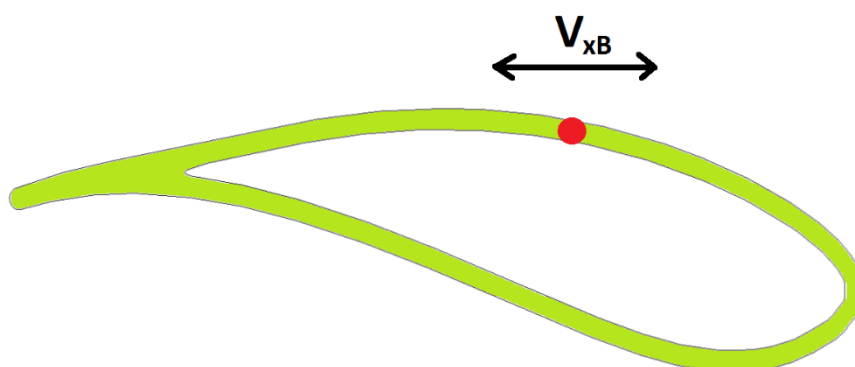
با بررسی‌هایی که به عمل آمد این‌طور نتیجه گرفته شد که اگر موتور محرک روی زمین و بر روی مفصل C نصب شود، احتمالاً نمی‌تواند نقطه B را به راحتی به حرکت درآورد. نکته قابل توجه این است که چون نقطه B داخل یک شیار حرکت می‌کند، در عمل و در هنگام ساخت مکانیزم، اصطکاک زیادی در آن قسمت خواهیم داشت که این امر، قرار گرفتن موتور محرک در پایین را خیلی سخت و حتی غیرممکن می‌کند. گزینه دوم، قرار دادن موتور بر روی مفصل میانی بوده است بگونه‌ای که بتواند زاویه بین دو لینک را براساس الگویی که در فصول قبل بدست آمدند به حرکت درآورد. این گزینه نیز بدلیل قرار گرفتن وزن موتور محرک بر روی لینک اول، و اثرات این نیروی وزن بر روی مشخصه‌های دینامیکی رد می‌شود. تنها گزینه، و شاید بهترین در بین این سه، تحریک نقطه بالای مکانیزم، یعنی نقطه B است.

حتی برای قراردادن موتور در نقطه B نیز گزینه‌های مختلفی مورد بررسی قرار گرفت. گزینه اول استفاده از یک موتور دورانی بصورت شکل ۳-۴ بوده است. در این حالت لنگ (مشکی‌رنگ) دارای شیاری بوده که پین (قرمز رنگ) در داخل آن حرکت می‌کند.

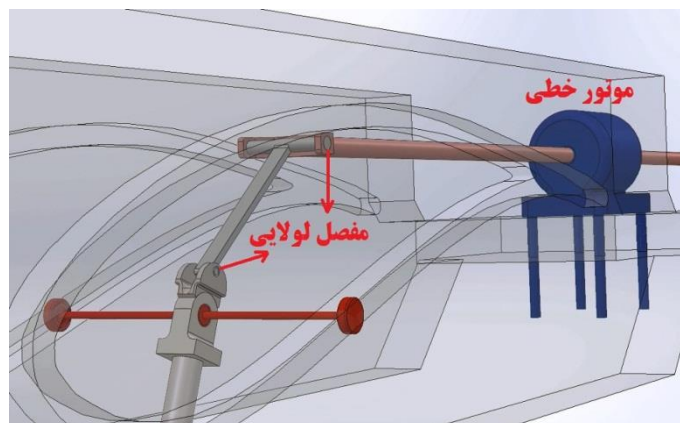


شکل ۴-۵: استفاده از موتور دورانی برای حرکت نقطه B

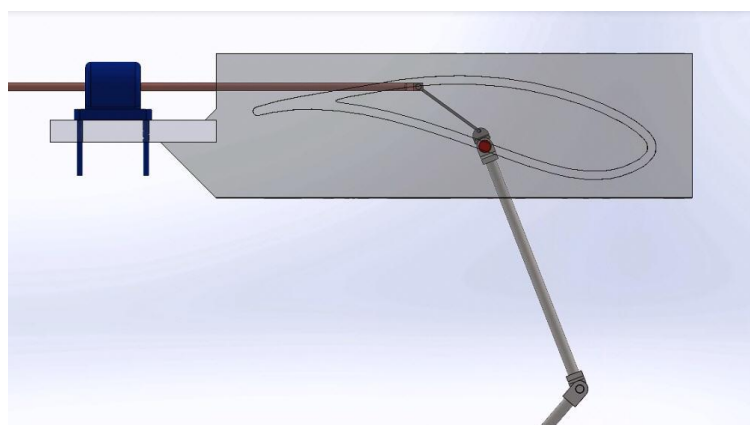
گزینه بعدی تحریک نقطه B بصورت خطی و براساس سرعت و شتاب بدست آمده در فصل قبل می‌باشد (شکل ۴-۴). در این حالت به یک موتور خطی نیاز است تا بتواند به کمک یک لینک اضافی، که به دو سمت لولا می‌شود، نقطه B را با سرعت و شتاب خواسته شده به حرکت درآورد. شکل ۴-۵ مدل‌سازی موردنظر در این حالت را نشان می‌دهد. برای تحریک خطی نقطه B، حتی می‌توان از یک موتور دورانی، و تبدیل آن به موتور خطی استفاده نمود. شکل ۴-۶، مورد اخیر را که به کمک یک مفصل دو درجه آزادی (به اصطلاح چهارشاخ‌گاردان) و یک پیچ‌قدرت انجام می‌شود را نشان می‌دهد. البته برای تبدیل حرکت دورانی به حرکت خطی می‌توان از چرخ‌دنده شانه‌ای نیز استفاده نمود.



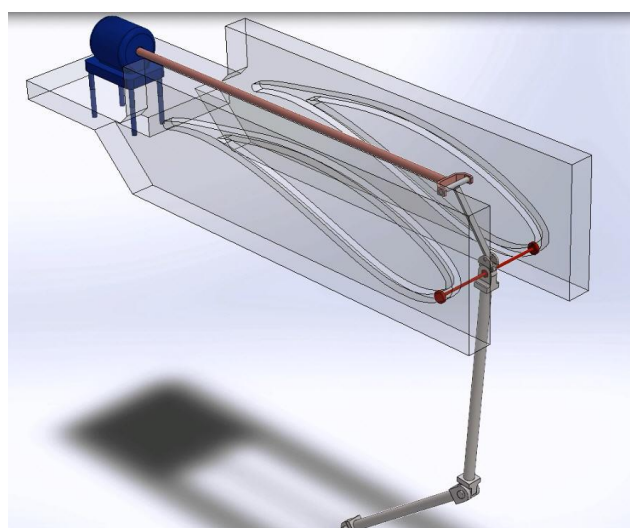
شکل ۵-۵: استفاده از موتور خطی برای حرکت نقطه B



الف) مفصل مورد استفاده

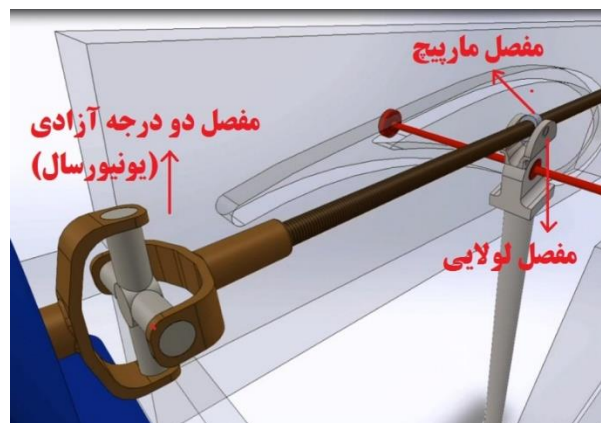


ب) نمای دوبعدی

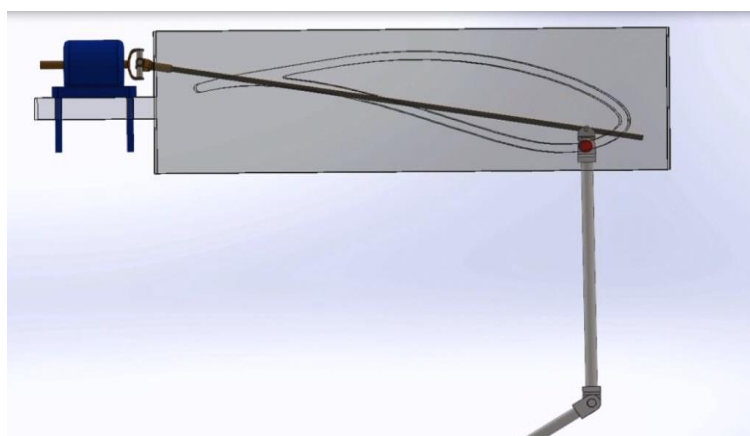


ج) نمای سه بعدی

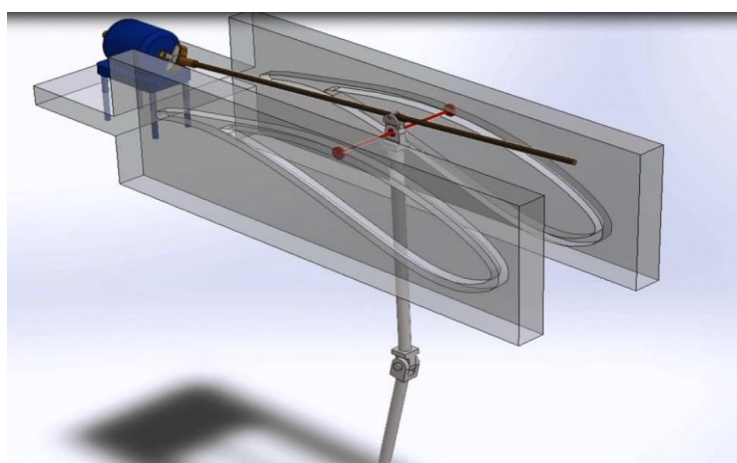
شکل ۵-۶: شبیه‌سازی استفاده از موتور خطی برای حرکت انتقالی نقطه B



الف) مفاصل مورد استفاده



ب) نمای دوبعدی

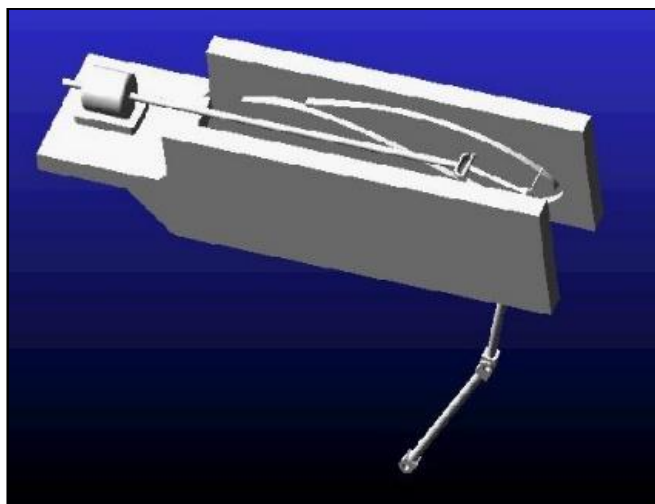


ج) نمای سه بعدی

شکل ۵-۷: شبیه‌سازی استفاده از موتور دورانی برای حرکت انتقالی نقطه B

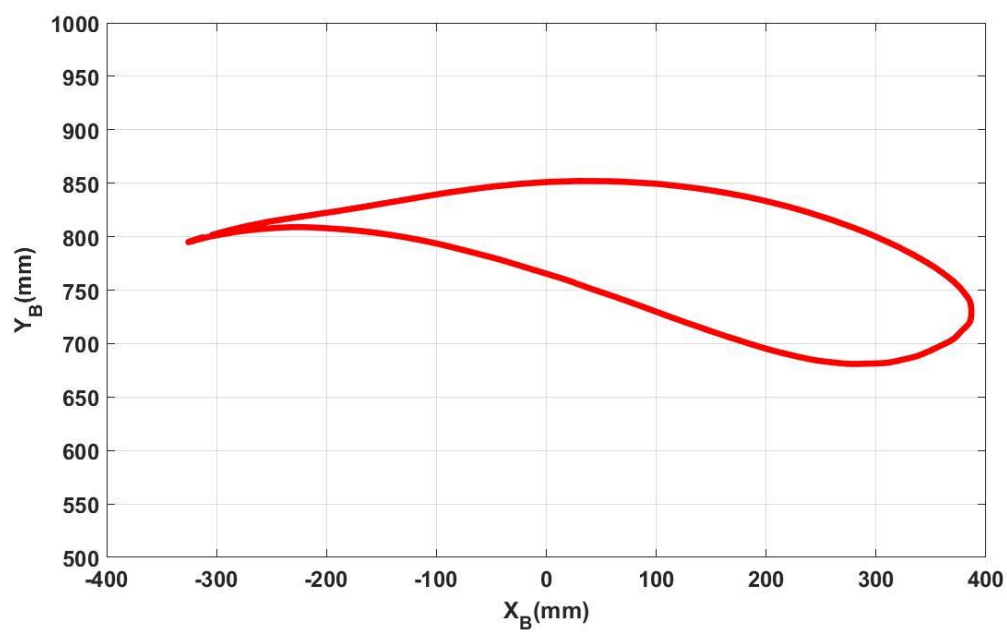
۵-۳- تحلیل نیرویی با نرم افزار آدامز

برای طراحی تفصیلی یک مکانیزم و طراحی قطعات مختلف و سطح مقطع و جنس آن‌ها، به تحلیل نیرویی نیاز است. بدین منظور مدل شبیه سازی شده در سالدورک وارد نرم افزار تحلیل دینامیکی آدامز شده و تحلیل نیرویی بر روی آن انجام شده است. برای انجام این تحلیل، فرض شده یک نیروی قائم ۲۰۰۰ نیوتون به سمت پایین به نقطه B وارد می شود. در واقع، این نیروی بیشینه ای است که در حین حرکت پا به این نقطه وارد می شود. در واقع قسمتی از این نیرو می تواند شامل نیروی وزن فرد باشد. برای حرکت مکانیزم نیز، سرعت نقطه B که در فصل قبل بدست آمده، به این نقطه داده می شود. شکل ۴-۷ شبیه سازی در آدامز را نشان می دهد.

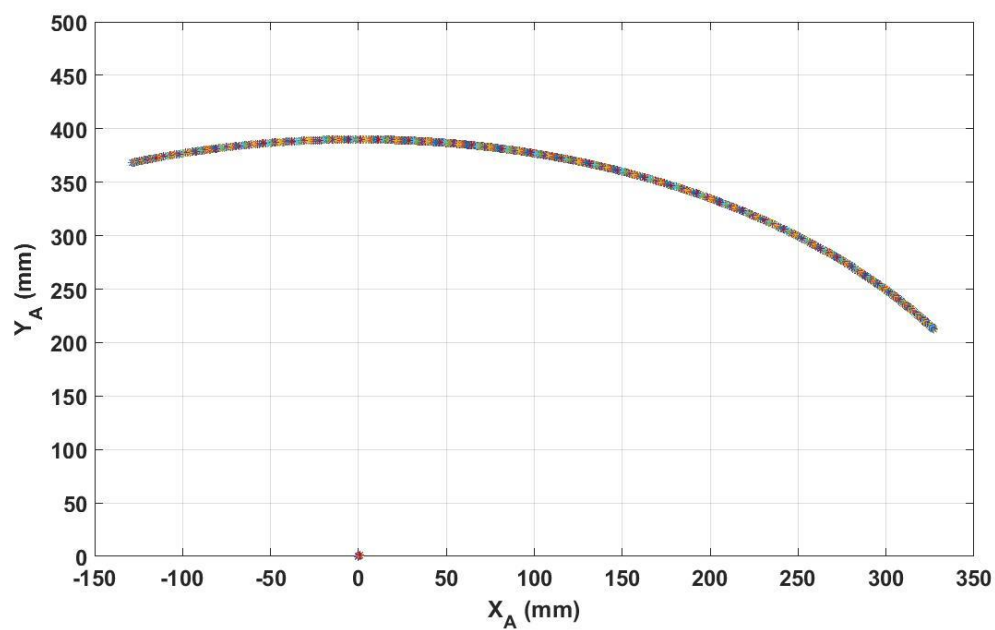


شکل ۵-۸: شبیه سازی مکانیزم در آدامز

در ابتدا با انجام تحلیلی سینماتیکی، می توان جابجایی، سرعت و شتاب نقاط مختلف مکانیزم را بدست آورد و آن‌ها را با مقادیر مطلوب فصل سوم مقایسه نمود. در شکل ۴-۸ مسیر طی شده توسط نقاط A و B نشان داده شده است. این دو نمودار نشان می دهند مسیر بدست آمده در آدامز با مسیرهای مطلوب مطابقت دارند. همچنین شکل های ۴-۹ و ۴-۱۰ به ترتیب سرعت زاویه ای و شتاب زاویه ای لینک های ۱ و ۲ مکانیزم را نشان می دهند.

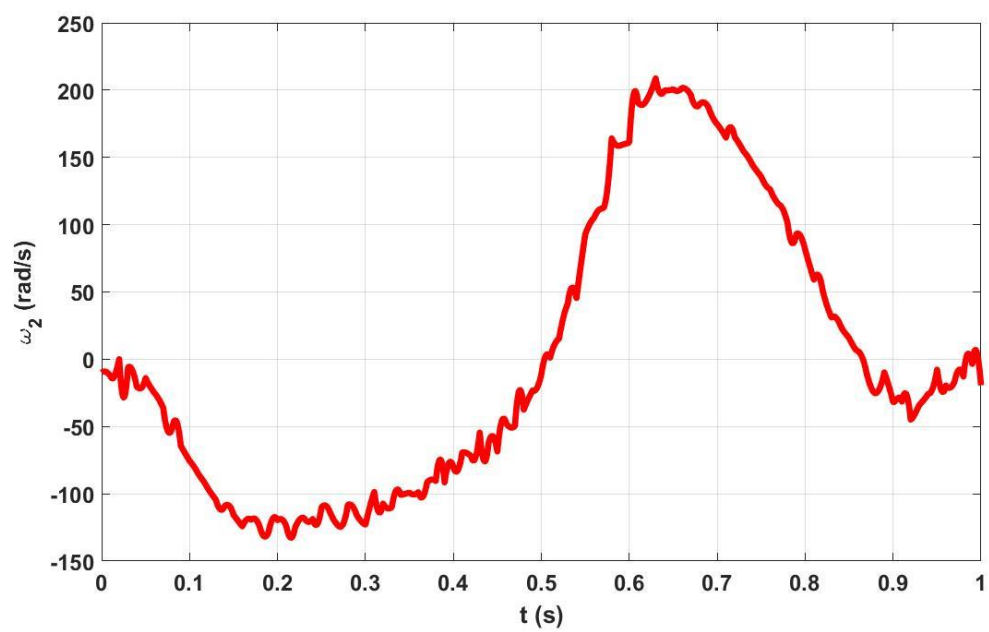


الف) نقطه B

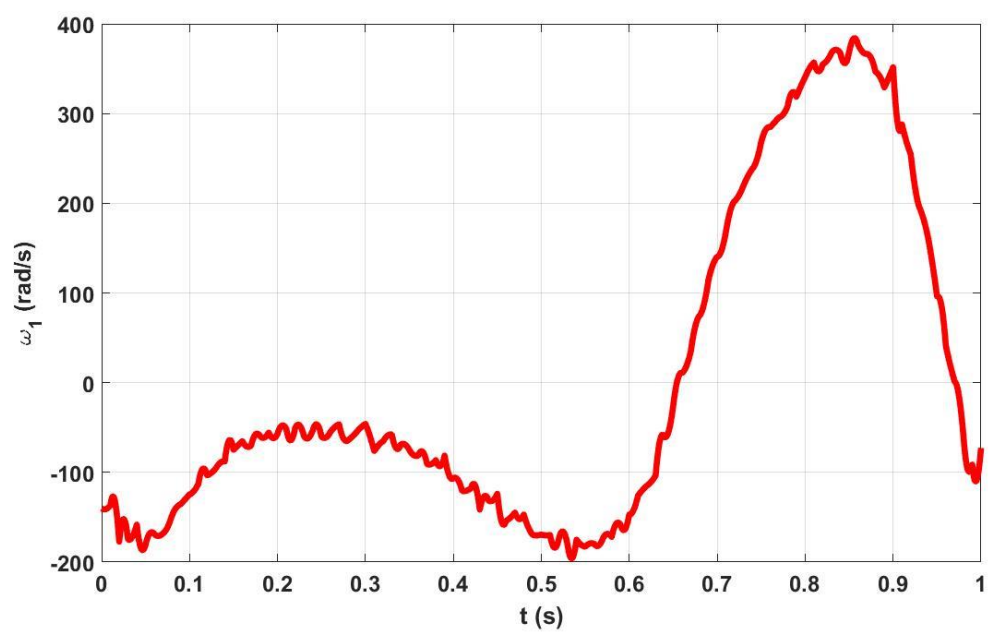


ب) نقطه A

شکل ۵-۹: مسیر طی شده توسط نقاط A و B در نرم افزار آدامز

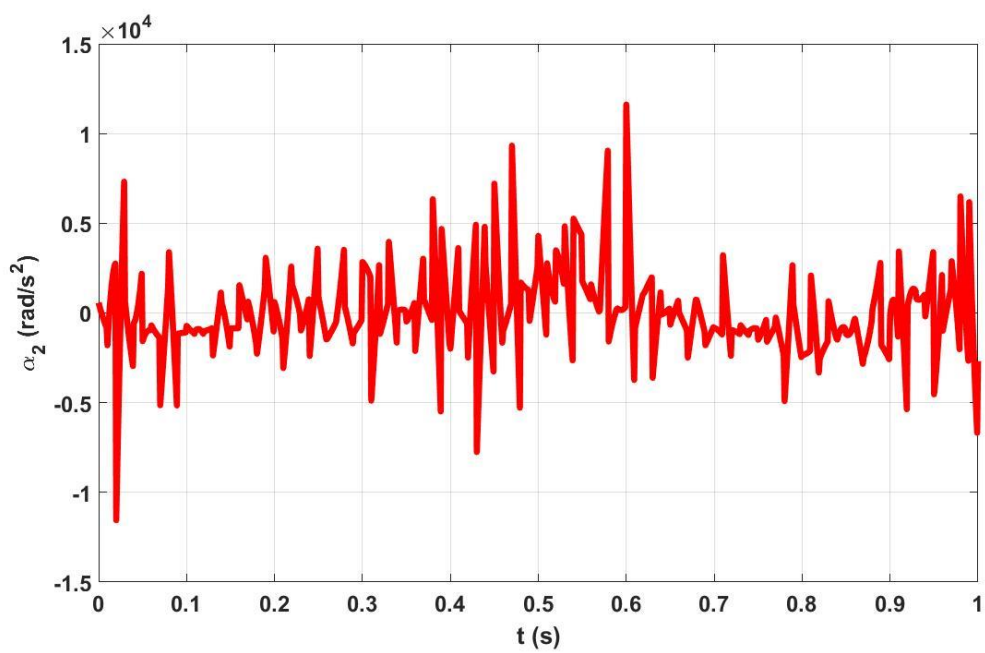


الف) لینک ۲

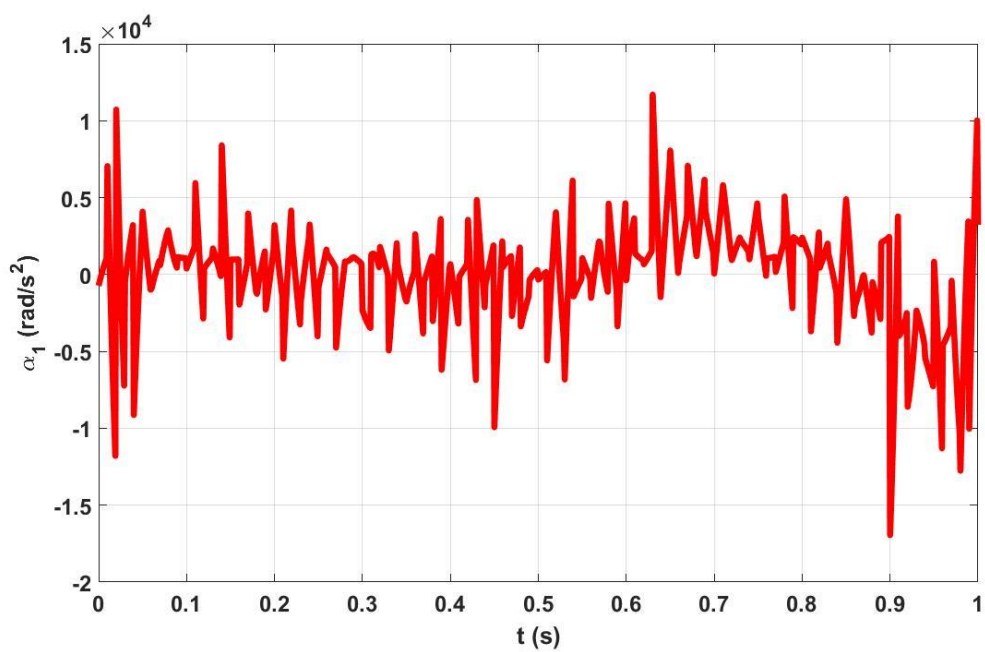


ب) لینک ۱

شکل ۵-۱۰: سرعت زاویه‌ای لینک‌های مکانیزم



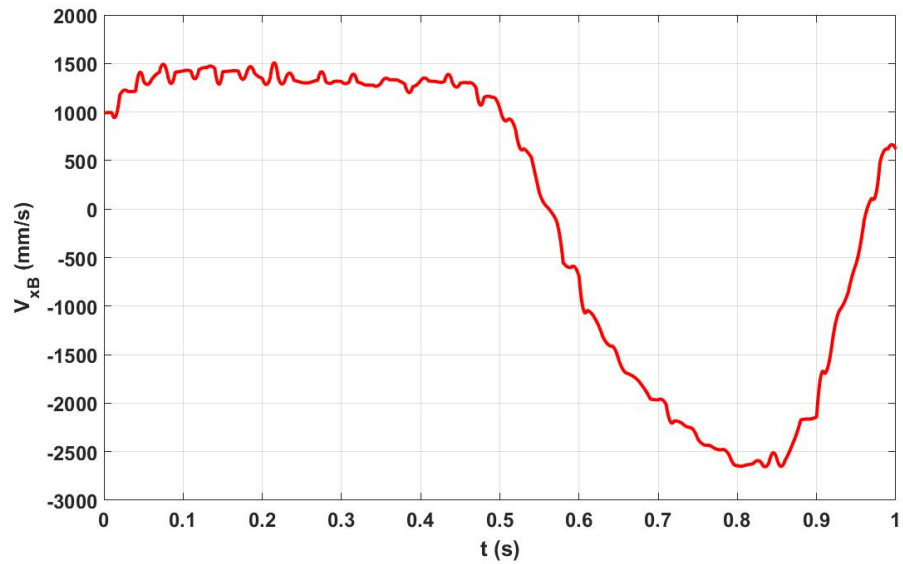
الف) لینک ۲



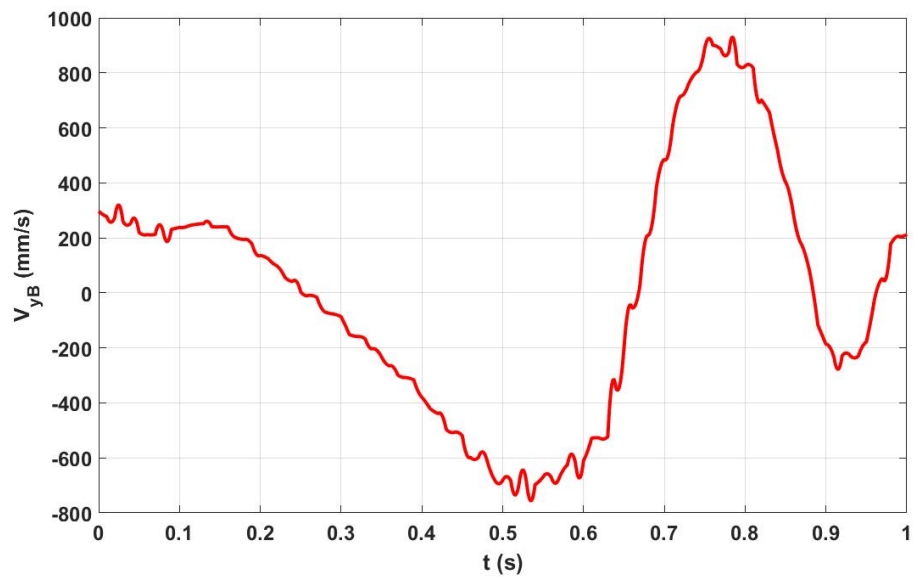
ب) لینک ۱

شکل ۵-۱۱: شتاب زاویه‌ای لینک‌های مکانیزم

در ادامه و در شکل‌های ۱۱-۴ و ۱۲-۴ به ترتیب سرعت خطی نقاط A و B مکانیزم در دو راستای X و Y نشان داده شده‌اند. این نمودارها نیز نشان می‌دهند که سرعت این نقاط براساس طراحی انجام شده می‌باشد.

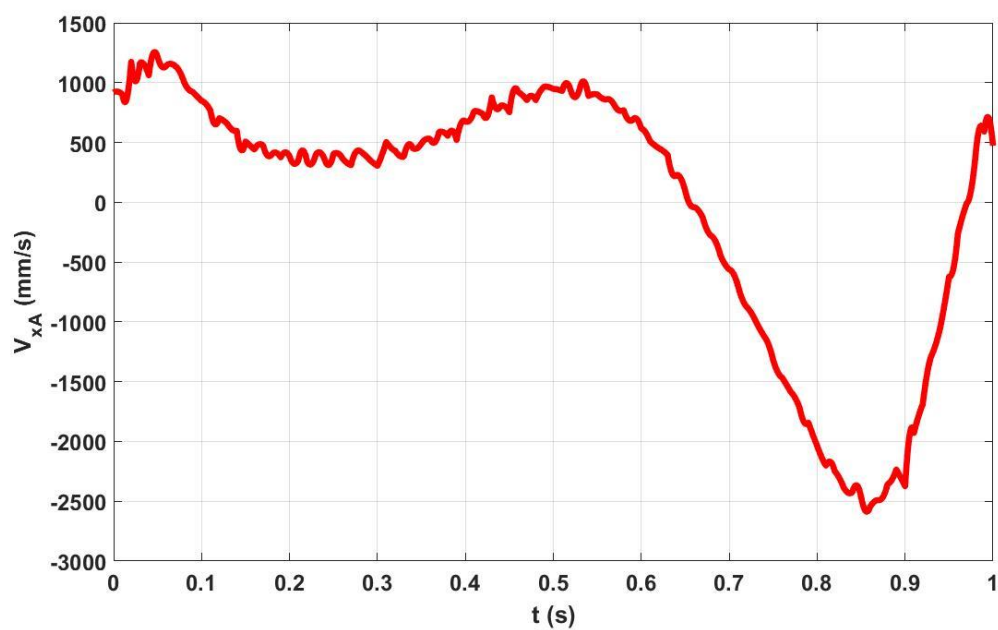


الف) در راستای X

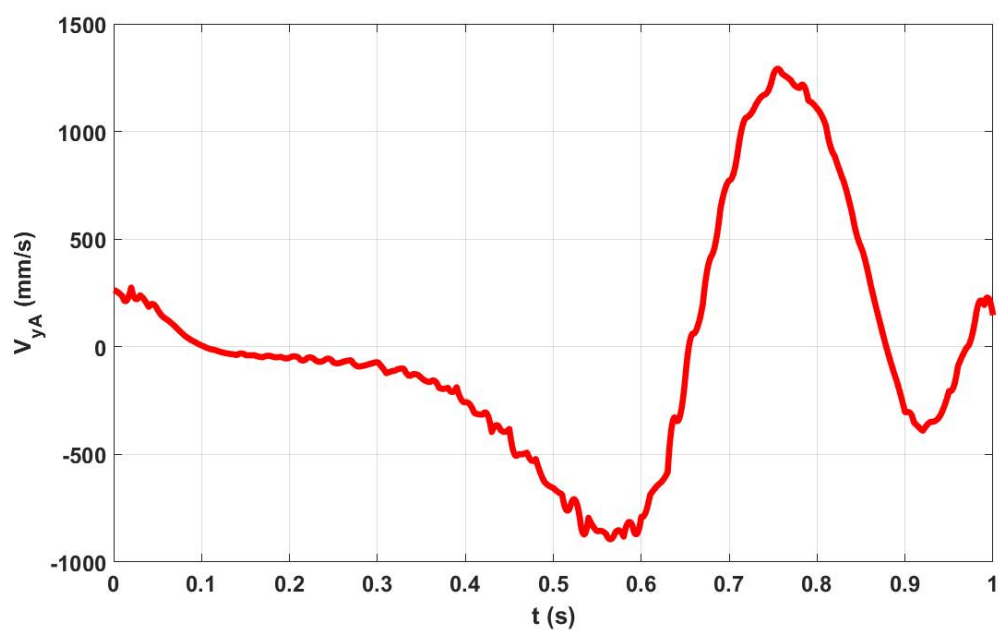


ب) در راستای Y

شکل ۱۲-۵: سرعت خطی نقطه B



الف) در راستای X

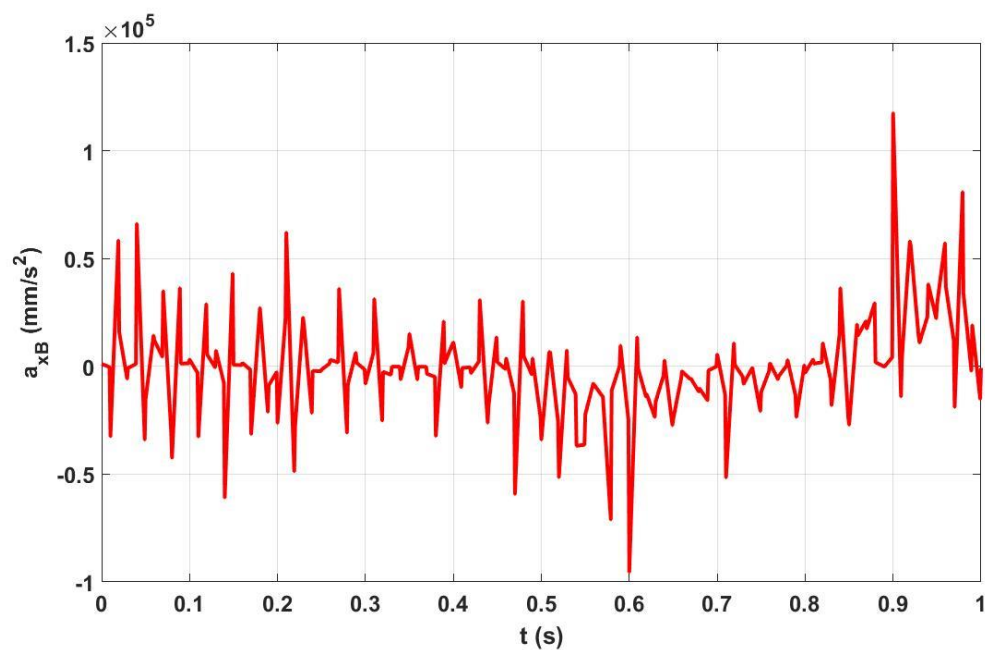


ب) در راستای Y

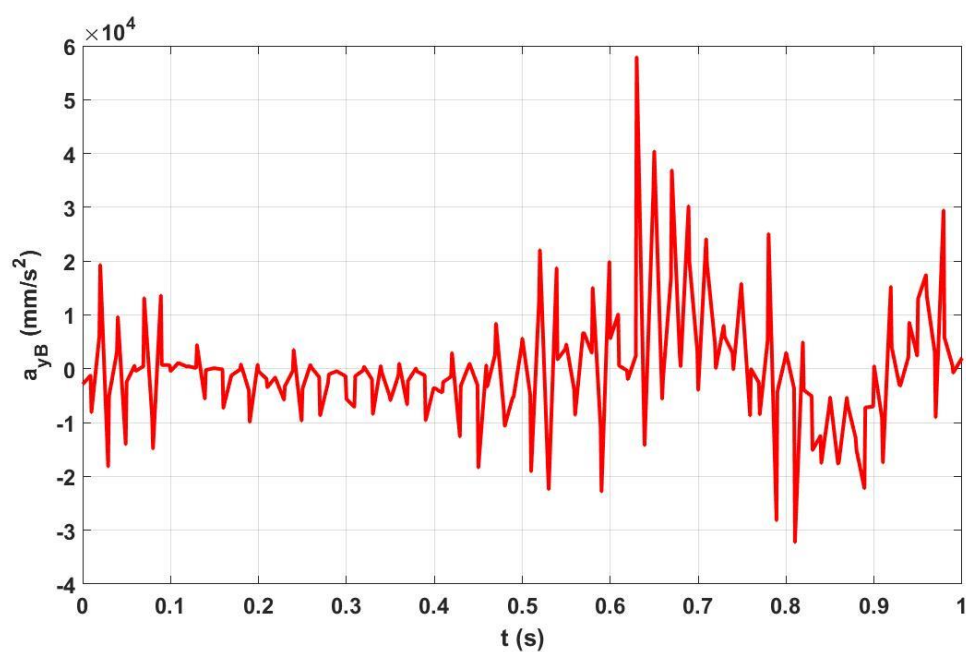
شکل ۵-۱۳: سرعت خطی نقطه A

در ادامه و در شکل‌های ۴-۱۳ و ۴-۱۴ نیز می‌توان به ترتیب شتاب خطی نقاط A و B مکانیزم در دو راستای X و Y را مشاهده نمود. البته چون در آدامز، مقادیر سرعت نقطه B به عنوان ورودی به مکانیزم

داده شده‌اند، مقادیر شتاب با آنچه در فصل سوم بدست آمده‌اند تفاوت دارند و مقادیر نسبتاً بالتری را نشان می‌دهند.

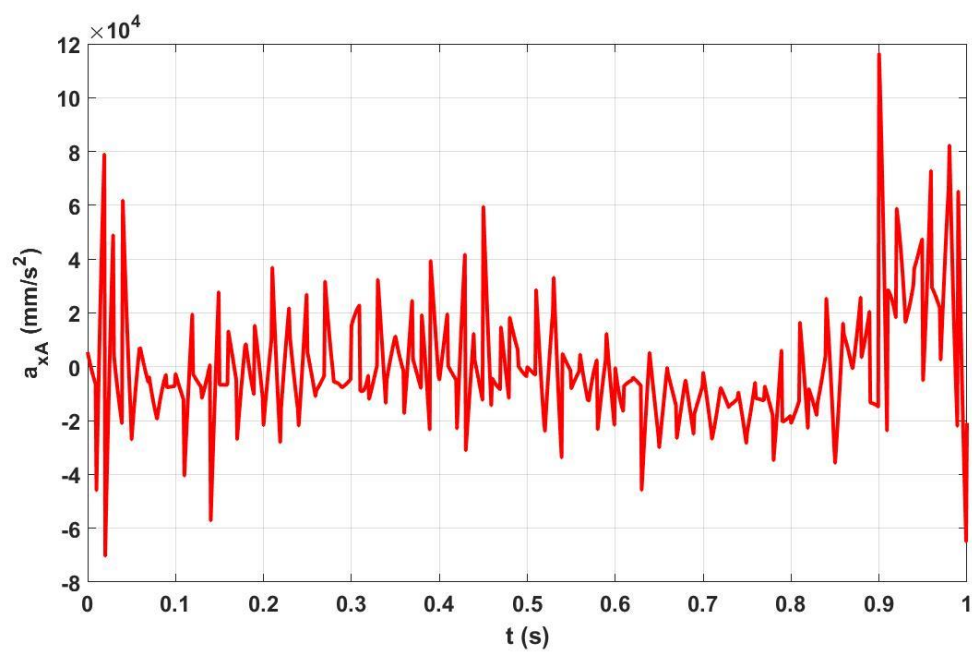


الف) در راستای X

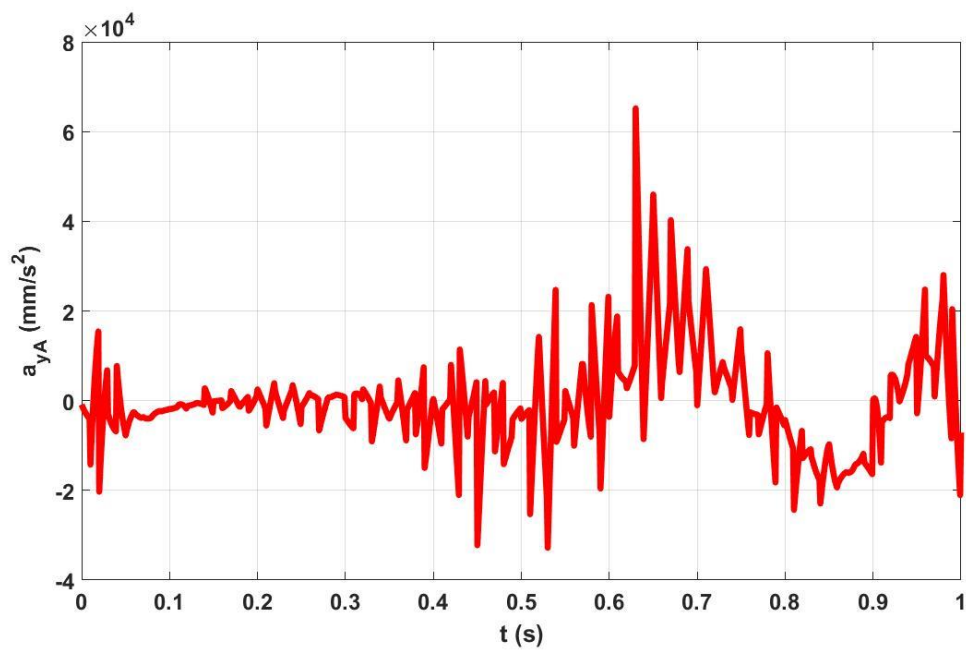


ب) در راستای y

شکل ۵-۱۴: شتاب خطی نقطه B



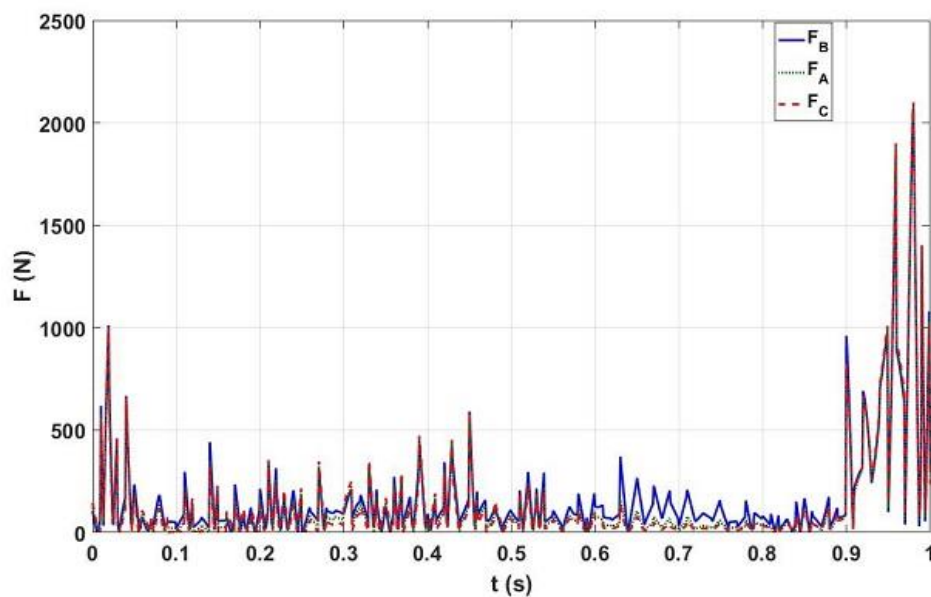
الف) در راستای X



ب) در راستای Y

شکل ۵-۱۵: شتاب خطی نقطه A

در نهایت و با استفاده از تحلیل‌های دینامیکی می‌توان نیروی وارده بر نقاط مختلف را بدست آورد. بر این اساس، در شکل ۴-۱۵ نیروی وارده بر نقاط A، B و C نشان داده شده است. بدلیل نزدیکی بین مقادیر عددی این نیروها، هر سه در یک کادر رسم شده‌اند. با توجه به این نمودار می‌توان نیروی ماکزیمم وارد بر این مفاصل، اکثراً بر اثر همان نیروی متمرکز واقع در نقطه B می‌باشد و بدلیل شتاب پایین حرکت در هنگام راه رفتن، نیروهای اینرسی خیلی اثرگذار نیستند و شاید بتوان آن‌ها را از معادلات حذف نمود. همچنین مقادیر بیشینه نیرو در انتهای فاز راه رفتن در شکل زیر، بیانگر فاز استانس می‌باشد که نیروی وزن بطور مستقیم بر هر دو عضو اثرگذار بوده و در این حالت دو لینک (و یا دو عضو ساق و ران) نیز در یک راستا قرار می‌گیرند که همین امر موجب افزایش بیش‌ازحد نیرو می‌شود. همچنین نیروی نزدیک به صفر برای نقاط A و C در میانه بازه زمانی مورد بررسی در شکل ۴-۱۵ بیانگر فاز سوینگ است که نشان می‌دهد نیرو کمی به این دو نقطه و حتی به نقطه B وارد می‌شود.



شکل ۵-۱۶: نیروی وارده بر نقاط مختلف

۵-۴- ساخت مکانیزم

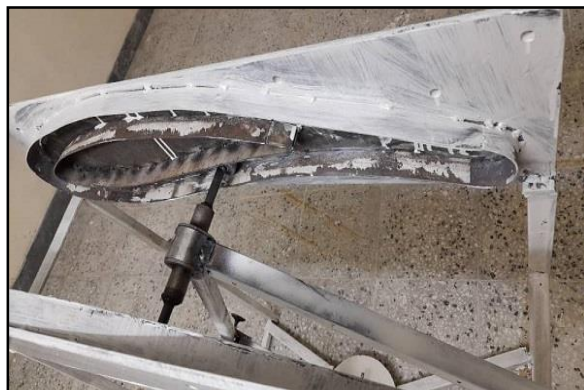
به منظور درک بهتر عملکرد این مکانیزم و کاربرد آن برای کارهای آتی، مکانیزم طراحی شده در این پژوهش ساخته شده است. با ساخت این مجموعه، می توان با نصب یک موتور محرک، عملکرد مکانیزم را مورد بررسی قرار داد. همچنین با اطمینان از عملکرد صحیح آن، می توان در کارهای آینده، با تعبیه پلاک استخوانی در یکی از عضوها به انجام تست های کششی و حتی خستگی در آن پرداخت. شکل های ۵-۱۷ تا ۵-۱۹ مراحل ساخت قسمت های مختلف مکانیزم را بصورت مرحله به مرحله نشان می دهد. همچنین در شکل ۵-۲۰ می توان محصول نهایی ساخته شده را مشاهده نمود.



شکل ۵-۱۷: مراحل ساخت مسیر نقطه B و شیارهای واسط حرکت آن



شکل ۵-۱۸: مفصل میچ و زانو



شکل ۵-۱۹: طراحی لینک رابط دو صفحه و غلتک مورد استفاده در شیار



شکل ۵-۲۰: محصول نهایی از نماهای متفاوت

فصل ششم

نتیجه‌گیری و پیشنهادات

۶-۱- نتیجه گیری

هدف از این پژوهش، طراحی و ساخت مکانیزم شبیه ساز حرکت پا برای تست پلاک های استخوانی بوده که در استخوان های پا مورد استفاده قرار می گیرند. بدین منظور در ابتدا به مطالعه حرکت پا و سیکل راه رفتن پرداخته شده و مشخصه های حرکتی مورد نظر استخراج شدند. سپس با استفاده از فرضیات موجود، به طراحی مکانیزم برای شبیه سازی حرکت پا پرداخته شد. در این قسمت، مقادیر جابجایی، سرعت و شتاب اعضای مختلف پا در هنگام سیکل راه رفتن استخراج شدند. همچنین گشتاور و توان مفاصل مختلف نیز مورد بررسی قرار گرفتند. در ادامه طراحی مکانیزم براساس فرضیات موجود انجام شد. در این فرایند از اصل معکوس سینماتیکی استفاده شده است. همچنین برای تحریک مکانیزم دو درجه آزادی فقط با یک موتور، از ایده استفاده از شیار منحنی شکل استفاده شده است. پس از طراحی، مکانیزم مورد نظر در نرم افزار سالیدورک شبیه سازی شده و نحوه حرکت نقاط مختلف آن مورد بررسی قرار گرفت. همچنین برای تحلیل نیرویی، مکانیزم به نرم افزار آدامز منتقل شده و نتایج تحلیل نیرویی استخراج شد. بررسی های نرم افزاری نشان می دهند مکانیزم طراحی شده به آنچه مورد هدف بوده، شبیه سازی حرکت پا، بسیار نزدیک است. در پایان نیز یک مدل تجربی از مکانیزم ساخته شد و نحوه عملکرد آن مورد بررسی قرار گرفت.

۶-۲- پیشنهادات

برای ادامه کار پیشنهادات زیر قابل ارائه است:

- طراحی مکانیزم های مشابه برای دیگر اعضای بدن و پلاک های مورد استفاده در آنها
- تکمیل طراحی این مکانیزم با جزییات بیشتر، شامل طراحی اجزای مختلف و استخراج سطح مقطع و جنس آنها و انتخاب موتور مناسب.

- تست تنش پلاک‌های مورد استفاده در استخوان‌های پا با استفاده از این مکانیزم

منابع و مراجع

- [1] Center for Substance Abuse Treatment. "Trauma-informed care in behavioral health services." (2014).
- [2] Uhthoff, Hans K., Philippe Poitras, and David S. Backman. "Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments." *Journal of Orthopaedic Science* 11, no. 2 (2006): 118-126.
- [3] Deshmukh, R. M., and S. S. Kulkarni. "A review on biomaterials in orthopedic bone plate application." *Int. J. Curr. Eng. Technol* 5, no. 4 (2015): 2587-2591.
- [4] Saunders JB et al., 1953. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg.* 35(3):543.
- [5] Vaughan, Christopher L., Brian L. Davis, and Jeremy C. O'connor. *Dynamics of human gait*. Vol. 2. Human Kinetics, 1992.
- [6] Whittle, Michael W. *Gait analysis: an introduction*. Butterworth-Heinemann, 2014
- [7] Winter, David A. "Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences." *Clinical Orthopaedics and Related Research®* 175 (1983): 147-154.
- [8] Murray, M. Pat, A. Bernard Drought, and Ross C. Kory. "Walking patterns of normal men." *JBJS* 46, no. 2 (1964): 335-360.
- [9] SUTHERLAND, DAVID H., and John L. Hagy. "Measurement of gait movements from motion picture film." *JBJS* 54, no. 4 (1972): 787-797.
- [10] Elftman, Herbert. "The function of muscles in locomotion." *American Journal of Physiology-Legacy Content* 125, no. 2 (1939): 357-366.
- [11] Bresler, E. "The forces and moments in the leg during level walking." *Journal of Applied Mechanics* 72 (1950): 27-36.
- [12] Dempster, Wilfrid Taylor. "Space requirements of the seated operator (WADC-TR-55-159)." *Wright-Patterson Air Force Base (Aerospace Medical Research Laboratory, Ohio)* (1955).

- [13] Clauser, John F., Michael A. Horne, Abner Shimony, and Richard A. Holt. "Proposed experiment to test local hidden-variable theories." *Physical review letters* 23, no. 15 (1969): 880.
- [14] Braune, Wilhelm, and Otto Fischer. *The human gait*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [15] Lin, Chen-Huei, Ching-Kong Chao, Yu-Jou Ho, and Jinn Lin. "Modification of the screw hole structures to improve the fatigue strength of locking plates." *Clinical Biomechanics* 54 (2018): 71-77.
- [16] Schorler, Hendrik, Robert Wendlandt, Christian Jürgens, Arndt-Peter Schulz, Christian Kaddick, and Felix Capanni. "Bone plate-screw constructs for osteosynthesis—recommendations for standardized mechanical torsion and bending tests." *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik* 63, no. 6 (2018): 719-727.
- [17] di Tullio, Paulo Ottoni, Vincenzo Giordano, Eder Souto, Hugo Assed, Joao Paulo Chequer, William Belangero, Jose Ricardo L. Mariolani, and Hilton A. Koch. "Biomechanical behavior of three types of fixation in the two-part proximal humerus fracture without medial cortical support." *PloS one* 14, no. 7 (2019): e0220523.
- [18] Chao, Peini, Bryan P. Conrad, Daniel D. Lewis, MaryBeth Horodyski, and Antonio Pozzi. "Effect of plate working length on plate stiffness and cyclic fatigue life in a cadaveric femoral fracture gap model stabilized with a 12-hole 2.4 mm locking compression plate." *BMC veterinary research* 9, no. 1 (2013): 125.
- [19] MacLeod, A., A. H. R. W. Simpson, and P. Pankaj. "Experimental and numerical investigation into the influence of loading conditions in biomechanical testing of locking plate fracture fixation devices." *Bone & joint research* 7, no. 1 (2018): 111-120.
- [20] Niculescu, Bogdan, Cosmin Ioan Faur, Tiberiu Tataru, Bogdan Marian Diaconu, and Mihai Cruceru. "Investigation of Biomechanical Characteristics of Orthopedic Implants for Tibial Plateau Fractures by Means of Deep Learning and Support Vector Machine Classification." *Applied Sciences* 10, no. 14 (2020): 4697.
- [21] Dellon, Brian, and Yoky Matsuoka. "Prosthetics, exoskeletons, and rehabilitation [grand challenges of robotics]." *IEEE robotics & automation magazine* 14, no. 1 (2007): 30-34.

[22] Frumento, Christopher, Ethan Messier, and Victor Montero. "History and future of rehabilitation robotics." (2010).

[23] Copilusi, C., S. Dumitru, I. Geonea, E. Rosu, and M. Ceccarelli. "Numerical Simulation of a Leg Exoskeleton for Human Motion Assistance." In *New Trends in Medical and Service Robotics*, pp. 101-108. Springer, Cham, 2019.

[24] Yang, Un-Je, and Jung-Yup Kim. "Mechanical design of powered prosthetic leg and walking pattern generation based on motion capture data." *Advanced Robotics* 29, no. 16 (2015): 1061-1079.

[25] Arelekatti, VN Murthy, and Amos G. Winter. "Design of a fully passive prosthetic knee mechanism for transfemoral amputees in India." In *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pp. 350-356. IEEE, 2015.

[26] Shao, Yixin, Zhongxia Xiang, Haitao Liu, and Lili Li. "Conceptual design and dimensional synthesis of cam-linkage mechanisms for gait rehabilitation." *Mechanism and Machine Theory* 104 (2016): 31-42.

[۲۷] دکتر حمیدرضا محمدی دانیالی طراحی مکانیزم ها انتشارات دانشگاه مازندران بهار ۱۳۸۴

[۲۸] محمود جبل عاملی، علی یگانه، مرضیه نجومی، راستای اندام تحتانی در بزرگسالان، مجله دانشگاه

علوم پزشکی ایران، دوره شانزدهم، شماره ۶۳، ۱۳۸۸.

Abstract

In this project the goal is to design and build a leg movement simulator mechanism for testing the orthopedic implants. For this purpose, first, the leg movement and gait cycle were studied, and the motion characteristics were extracted. Then, using some design constraint, a mechanism was designed to simulate leg movement in the gait cycle. In designing the mechanism, to stimulate the mechanism of two DOF with only one motor, the idea of using a curved-shaped groove has been used. After the design, the mechanism was simulated in سالیدورک software. Also, for force analysis, the mechanism was transferred to Adams software, and the results of force analysis were extracted. Adams's results show that the designed mechanism is very close to what was intended to simulate the leg movement. Finally, an experimental model of the mechanism was built, and its operation was investigated.

KeyWords:

Foot's Movement Biomechanic, Movement's Mechanism, Movement's Cycle, Orthopedic Plates, Orthopedic Implante, سالیدورک Software, Adams Software



Shahrood University of Technology

Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering

M.Sc. Thesis in Mechatronic Engineering

Design and fabrication of a leg motion simulator mechanism for bone plate testing

By:

Behzad Ranjkesh

Supervisor:

Seyyed Mojtaba Varedi-Koulaei

Advisor:

Navid Soltani

August 2020