





دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی طراحی کاربردی

طراحی یک محرکه امپدانس متغیر جدید برای مفصل زانوی ربات توانبخشی پوشیدنی

نگارنده: بابک سارانی

استاد راهنما

دکتر حبیب احمدی

تیر ۱۳۹۸

شماره:
تاریخ:

باسمه تعالی



مدیریت تحصیلات تکمیلی

فرم شماره (۳) صورتجلسه نهایی دفاع از پایان نامه دوره کارشناسی ارشد

با نام و یاد خداوند متعال، ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد آقای بابک سارانی با شماره دانشجویی ۹۵۰۷۶۶۴ رشته مهندسی مکانیک گرایش طراحی کاربردی تحت عنوان طراحی یک محرکه امیدانس متغیر جدید برای مفصل زانوی ربات توانبخشی پوشیدنی که در تاریخ ۱۳۹۸/۰۴/۲۵ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می-گردد:

☐ مردود ☒ قبول (با درجه: علمی) ☐ نظری ☒ عملی			
عضو هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- استاد راهنمای اول	دکتر حبیب احمدی	استادیار	
۲- استاد راهنمای دوم	_____	_____	_____
۳- استاد مشاور	_____	_____	_____
۴- نماینده تحصیلات تکمیلی	دکتر مجتبی واردی کولایی	استادیار	
۵- استاد ممتحن اول	دکتر مهدی بامداد	استادیار	
۶- استاد ممتحن دوم	دکتر ناصرالدین سپهری	استادیار	

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده:

تاریخ و امضاء و مهر دانشکده:

تبصره: در صورتی که کسی مردود شود حداکثر یکبار دیگر (در مدت مجاز تحصیل) می تواند از پایان نامه خود دفاع نماید (دفاع مجدد نباید زودتر از ۴ ماه برگزار شود).



تقدیم بہ پدرم بہ استواری کوه، مادرم بہ زلالی چشمہ، ہمسرم بہ صمیمت باران و پسرم بہ طراوت شبنم۔

از استاد بزرگوارم دکتر احمدی برای تمام حمایت ها و زحمات بی دریغشان سپاسگزارم.

اینجانب **بابک سارانی** دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته **مکانیک طراحی کاربردی** دانشکده مکانیک و مکاترونیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه **طراحی یک محرکه امپدانس متغیر جدید برای مفصل زانوی ربات توانبخشی پوشیدنی** تحت راهنمایی **دکتر حبیب احمدی** متعهد می‌شوم.

- تحقیقات در 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 بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- 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 .

تاریخ

امضای دانشجو

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 . استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی‌باشد.

چکیده

در این تحقیق طراحی یک محرکه امپدانس متغیر جدید، برای ربات پوشیدنی باهدف توانبخشی زانو، بر اساس مکانیزم تغییر موقعیت تکیه‌گاه اهرمی، ارائه شده است. مکانیزم از دو دیسک هم‌مرکز که به وسیله چرخ‌دنده به موتورهای وصل شده‌اند تشکیل شده است. دو دیسک به وسیله لینک به تکیه‌گاه وصل شده و موقعیت تکیه‌گاه و لینک خروجی را تنظیم می‌کنند. چهار فنر خطی روی قاب مستطیلی نصب شده و به یک طرف بازوی اهرمی متصل شده است. طرف دیگر بازوی اهرمی توسط بازوی خروجی به لینک خروجی متصل شده است. به دلیل اینکه سیستم محرک و انتقال سفتی کاملاً متقارن است، اصطکاک داخلی و اتلاف انرژی در سیستم کاهش می‌یابد و باعث افزایش بهره‌وری انرژی می‌شود. با توجه به پیکربندی موازی موتورهای و استفاده از سیستم چهار لینکی، بار خارجی به‌طور مساوی بین آن‌ها تقسیم شده و تکیه‌گاه اهرمی بدون نیاز به راهنمای خطی، در راستای شعاعی جابجا می‌شود. با توجه به نحوه قرارگیری فنرها، انحراف فنر در راستای عمود بر بازوی خارجی ایجاد شده و باعث افزایش کارایی در تبدیل انرژی ذخیره شده به گشتاور خروجی می‌شود. با استفاده از شبیه‌سازی، کارایی محرکه بررسی شده و نتایج نشان می‌دهد که محرکه با کنترل‌های مختلف پاسخ خوب و با دقت بالا برای تنظیم موقعیت، تنظیم سفتی و ردیابی مسیر دارد.

واژه‌های کلیدی

محرکه امپدانس متغیر، مکانیزم سفتی متغیر، مفصل زانو، ربات پوشیدنی توانبخشی.

لیست مقالات مستخرج از پایان نامه

۱- "طراحی محرکه امیدانس متغیر برای ربات توانبخشی پوشیدنی زانو" بیست و هفتمین کنفرانس سالانه
بین‌المللی انجمن مهندسان مکانیک ایران

فهرست مطالب

فهرست جداول	ل
فهرست اشکال	م
۱. مقدمه	۱
۱-۱ توانبخشی	۲
۲-۱ رباتیک در توانبخشی	۳
۳-۱ شرح مسئله	۳
۴-۱ ساختار پایان نامه	۴
۲. پیشینه تحقیق	۵
۱-۲ تاریخچه	۶
۲-۲ اهداف و ضرورت تحقیق	۱۳
۳-۲ نوآوری	۱۴
۳. طراحی	۱۵
۱-۳ نیازهای طراحی	۱۶
۲-۳ طراحی مکانیکی محرکه	۱۸

۴. سینماتیک و دینامیک سیستم	۲۱
۱-۴ مدل سازی ریاضی محرکه	۲۲
۲-۴ مدل سازی سیستم چهار لینکی	۲۳
۳-۴ مدل سازی سفتی	۲۴
۵. شبیه سازی	۲۹
۱-۵ شبیه سازی سفتی	۳۱
۲-۵ تحلیل دینامیکی	۳۲
۱-۲-۵ تحلیل دینامیکی در CATIA	۳۲
۲-۲-۵ تحلیل دینامیکی در MATLAB	۳۵
۳-۵ شبیه سازی مشخصات محرکه	۳۹
۶. کنترل	۴۳
۱-۶ کنترلر PID	۴۶
۱-۱-۶ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی در سفتی ثابت	۴۶
۲-۱-۶ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی در ورودی پله برای سفتی	۵۰
۳-۱-۶ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی با ورودی سینوسی برای سفتی	۵۴
۲-۶ کنترلر مد لغزشی	۵۸
۱-۲-۶ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی در سفتی ثابت	۶۱
۲-۲-۶ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی در ورودی پله برای سفتی	۶۵

۶-۲-۳ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی با ورودی سینوسی برای سفتی ۶۹

۶-۳ کنترل مقاوم به روش کنترل بهینه ۷۳

۶-۳-۱ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی در سفتی ثابت ۷۹

۶-۳-۲ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی در ورودی پله برای سفتی ۸۳

۶-۳-۳ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی با ورودی سینوسی برای سفتی ۸۷

۷. نتیجه گیری ۹۳

۷-۱ نتیجه گیری ۹۴

۷-۲ پیشنهادات ۹۵

فهرست جداول

- جدول (۱-۵) مقادیر پارامترهای مکانیزم برای شبیه‌سازی ۳۰
- جدول (۱-۶) مقادیر پارامترهای معادله اگزواسکتون ۴۶
- جدول (۱-۷) مقایسه مشخصات اصلی محرکه‌های امیدانس متغیر ۹۴

فهرست اشکال

- شکل (۱-۱) ربات‌های توانبخشی که شامل تردمیل می‌باشند ۴
- شکل (۱-۲) ربات پوشیدنی پایین تنه ۶
- شکل (۲-۲) دسته‌بندی اصلی محرکه‌ها ۸
- شکل (۳-۲) خلاصه‌ای از محرکه‌های سازگار غیرفعال ۸
- شکل (۴-۲) پیکربندی‌های مختلف مکانیزم پیش بار فنر ۱۰
- شکل (۵-۲) سه حالت مختلف برای مکانیزم تغییر نسبت انتقال ۱۱
- شکل (۵-۲) پیکربندی موتورهای محرکه امیدانس متغیر ۱۲
- شکل (۱-۳) الگوی فعالیت عضلانی زانو و منحنی سینماتیک و سینتیک مفصل زانو در طول راه رفتن ۱۷
- شکل (۲-۳) اساس کار مکانیزم تغییر سفتی ۱۸
- شکل (۳-۳) مدل سه‌بعدی محرکه ۱۹
- شکل (۱-۴) طرح کلی از مدل دینامیکی ۲۲
- شکل (۲-۴) نمای سیستم چهار لینیکی ۲۴
- شکل (۳-۴) طرح کلی از نحوه تنظیم سفتی ۲۵
- شکل (۴-۴) نمایی از نیروی مقاومتی وارد بر مکانیزم چهار لینیکی ۲۷
- شکل (۱-۵) تغییرات سفتی مفصل بدون زاویه انحراف ۳۱
- شکل (۲-۵) موقعیت لینک خروجی با چرخش موتورها در یک جهت ۳۲
- شکل (۳-۵) موقعیت تکیه‌گاه با چرخش موتورها در یک جهت ۳۳
- شکل (۴-۵) موقعیت لینک خروجی با چرخش موتورها در خلاف جهت ۳۴

- شکل (۵-۵) موقعیت تکیه‌گاه با چرخش موتورها در خلاف جهت ۳۴
- شکل (۵-۵) موقعیت لینک خروجی با اعمال دو گشتاور هم‌جهت و هم‌اندازه ۳۵
- شکل (۶-۵) سفتی مفصل با اعمال دو گشتاور هم‌جهت و هم‌اندازه ۳۶
- شکل (۷-۵) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی با اعمال دو گشتاور هم‌جهت و هم‌اندازه ۳۶
- شکل (۸-۵) موقعیت لینک خروجی با اعمال دو گشتاور هم‌اندازه و مختلف‌الجهت ۳۷
- شکل (۹-۵) سفتی مفصل با اعمال دو گشتاور هم‌اندازه و مختلف‌الجهت ۳۸
- شکل (۱۰-۵) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی با اعمال دو گشتاور هم‌اندازه و مختلف‌الجهت ۳۸
- شکل (۱۱-۵) انرژی الاستیک ذخیره‌شده در فنرها ۳۹
- شکل (۱۲-۵) گشتاور خروجی محرکه ۴۰
- شکل (۱۳-۵) سفتی مفصل ۴۰
- شکل (۱۴-۵) نیروی مقاوم وارد بر چهار لینکی ۴۱
- شکل (۱-۶) دیاگرام شماتیک کنترلر PID ۴۵
- شکل (۲-۶) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله اول ۴۷
- شکل (۳-۶) خطای تعقیب مسیر در مرحله اول ۴۷
- شکل (۴-۶) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله اول ۴۸
- شکل (۵-۶) سفتی مفصل در مرحله اول ۴۸
- شکل (۶-۶) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله اول ۴۹
- شکل (۷-۶) گشتاور الاستیک در مرحله اول ۴۹
- شکل (۸-۶) گشتاور مقاومتی در مرحله اول ۵۰
- شکل (۹-۶) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله دوم ۵۱

- شکل (۶-۱۰) خطای تعقیب مسیر در مرحله دوم ۵۱
- شکل (۶-۱۱) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله دوم ۵۲
- شکل (۶-۱۲) سفتی مفصل در مرحله دوم ۵۲
- شکل (۶-۱۳) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله دوم ۵۳
- شکل (۶-۱۴) گشتاور الاستیک در مرحله دوم ۵۳
- شکل (۶-۱۵) گشتاور مقاومتی در مرحله دوم ۵۴
- شکل (۶-۱۶) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله سوم ۵۵
- شکل (۶-۱۷) خطای تعقیب مسیر در مرحله سوم ۵۵
- شکل (۶-۱۸) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله سوم ۵۶
- شکل (۶-۱۹) سفتی مفصل در مرحله سوم ۵۶
- شکل (۶-۲۰) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله سوم ۵۷
- شکل (۶-۲۱) گشتاور الاستیک در مرحله سوم ۵۷
- شکل (۶-۲۲) گشتاور مقاومتی در مرحله سوم ۵۸
- شکل (۶-۲۳) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله اول ۶۲
- شکل (۶-۲۴) خطای تعقیب مسیر در مرحله اول ۶۲
- شکل (۶-۲۵) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله اول ۶۳
- شکل (۶-۲۶) سفتی مفصل در مرحله اول ۶۳
- شکل (۶-۲۷) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله اول ۶۴
- شکل (۶-۲۸) گشتاور الاستیک در مرحله اول ۶۴
- شکل (۶-۲۹) گشتاور مقاومتی در مرحله اول ۶۵

- شکل (۳۰-۶) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله دوم ۶۶
- شکل (۳۱-۶) خطای تعقیب مسیر در مرحله دوم ۶۶
- شکل (۳۲-۶) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله دوم ۶۷
- شکل (۳۳-۶) سفتی مفصل در مرحله دوم ۶۷
- شکل (۳۴-۶) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله دوم ۶۸
- شکل (۳۵-۶) گشتاور الاستیک در مرحله دوم ۶۸
- شکل (۳۶-۶) گشتاور مقاومتی در مرحله دوم ۶۹
- شکل (۳۷-۶) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله سوم ۷۰
- شکل (۳۸-۶) خطای تعقیب مسیر در مرحله سوم ۷۰
- شکل (۳۹-۶) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله سوم ۷۱
- شکل (۴۰-۶) سفتی مفصل در مرحله سوم ۷۱
- شکل (۴۱-۶) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله سوم ۷۲
- شکل (۴۲-۶) گشتاور الاستیک در مرحله سوم ۷۲
- شکل (۴۳-۶) گشتاور مقاومتی در مرحله سوم ۷۳
- شکل (۴۴-۶) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله اول ۸۰
- شکل (۴۵-۶) خطای تعقیب مسیر در مرحله اول ۸۰
- شکل (۴۶-۶) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله اول ۸۱
- شکل (۴۷-۶) سفتی مفصل در مرحله اول ۸۱
- شکل (۴۸-۶) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله اول ۸۲
- شکل (۴۹-۶) گشتاور الاستیک در مرحله اول ۸۲

- شکل (۵۰-۶) گشتاور مقاومتی در مرحله اول ۸۳
- شکل (۵۱-۶) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله دوم ۸۴
- شکل (۵۲-۶) خطای تعقیب مسیر در مرحله دوم ۸۴
- شکل (۵۳-۶) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله دوم ۸۵
- شکل (۵۴-۶) سفتی مفصل در مرحله دوم ۸۵
- شکل (۵۵-۶) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله دوم ۸۶
- شکل (۵۶-۶) گشتاور الاستیک در مرحله دوم ۸۶
- شکل (۵۷-۶) گشتاور مقاومتی در مرحله دوم ۸۷
- شکل (۵۷-۶) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله سوم ۸۸
- شکل (۵۸-۶) خطای تعقیب مسیر در مرحله سوم ۸۸
- شکل (۵۹-۶) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله سوم ۸۹
- شکل (۶۰-۶) سفتی مفصل در مرحله سوم ۸۹
- شکل (۶۱-۶) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله سوم ۹۰
- شکل (۶۲-۶) گشتاور الاستیک در مرحله سوم ۹۰
- شکل (۶۳-۶) گشتاور مقاومتی در مرحله سوم ۹۱

١. مقدمة

۱-۱ توانبخشی

برخی از آسیب‌های عصبی، مانند سکته مغزی، آسیب نخاعی و ضعف عضلانی از دلایل اصلی ناتوانی در افراد بالغ، با توجه به جمعیت رو به رشد سالخورده‌ها است [۱]. یک آمارگیری از سازمان ملل نشان می‌دهد که افراد بالای ۶۰ سال در ۲۰۱۲ حدود ۱۱,۵٪ جمعیت جهان را تشکیل می‌دهند و این میزان تا سال ۲۰۵۰ تقریباً دو برابر و به ۲۲٪ خواهد رسید. علاوه بر این، در بعضی مناطق و کشورها، مسئله جمعیت سالخورده به‌طور ویژه‌ای دارای اهمیت است. به‌عنوان مثال، در ژاپن، جمعیت ۶۰ سال و بالاتر، تا سال ۲۰۱۲ بیش از ۳۰٪ رسیده است و تا سال ۲۰۵۰، ۳۴٪ جمعیت اروپا را تشکیل می‌دهند [۲]. اختلال در سیستم‌های عصبی به علت سکته مغزی اغلب منجر به طیف وسیعی از علائم از جمله فلج، ضعف عضلانی، اختلال راه رفتن و درد می‌شود که بر توانایی بیماران در انجام فعالیت‌های زندگی روزانه تأثیر می‌گذارد [۳]. درمان فیزیکی به‌عنوان درمان مؤثر اصلی برای بیماران سکته مغزی، باهدف ایجاد انعطاف‌پذیری مغز برای به دست آوردن عملکرد از دست‌رفته مغز اثبات‌شده است [۴]. بااین‌حال، تمرینات کمکی سنتی برای راه رفتن، کار سختی برای فیزیوتراپ‌ها است [۵]. در دسترس بودن، هماهنگی، مدت‌زمان و تکرار جلسات آموزشی اغلب محدود هستند و بسیاری از بیماران سکته مغزی با ناتوانی‌های دائمی درمان‌نشده، درمان خود را متوقف می‌کنند [۶]. چالش‌های تحقیق کنونی عمدتاً به توسعه روش‌های درمانی جدید و شیوه‌های کمک‌رسانی مربوط می‌شود که به سالمندان / بیماران برای بهبود عملکرد فعالیت‌های زندگی روزانه خود و بازگرداندن کنترل از دست‌رفته یا ضعف در کنترل حرکت، کمک می‌کند.

۲-۱ رباتیک در توانبخشی

به تازگی، رباتیک برتری خود را در کمک به افراد مسن و افراد معلول نشان داده است که برنامه‌های آموزش توانبخشی و کمک‌های حرکت فیزیکی را تضمین کنند [۷]. در واقع، ربات‌ها می‌توانند بسیاری از محدودیت‌های دستگاه‌های درمانی سنتی و توانایی‌های فیزیکی پزشکان مانند شدت کار زیاد و تکرارپذیری غیر صحیح را پوشش دهند [۸]. ربات‌های توانبخشی برای غلبه بر محدودیت‌های اصلی شیوه درمان قدیمی در مراحل اولیه بهبودی بعد از سکته مغزی معرفی شده‌اند [۶].

۳-۱ شرح مسئله

در طول سال‌ها، دستگاه‌های مختلف رباتیک باهدف توانبخشی در راه رفتن بر اساس مفاهیم مختلف توسعه یافته‌اند [۹ و ۱۰]. با این حال، بسیاری از سیستم‌های رباتیک موجود جهت تمرین راه رفتن، مانند Lokomat [5]، ReoAmbulator [11]، LOPES [12]، ALEX [13] و سیستم دانشگاه آئوکلند [۱۴]، شامل تردمیل‌ها و صفحات ثابت می‌باشند (شکل ۱-۱) [۱۵]. آن‌ها برای بیماران حاد در مراکز بزرگ توانبخشی یا بیمارستان‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرند. بنابراین، نیاز به سیستم‌های رباتیک پوشیدنی^۱ قابل حمل برای بیماران مبتلا به سکته مغزی در مراکز توانبخشی و یا محیط خانه وجود دارد. چنین دستگاه‌های قابل حملی باید سبک‌وزن، ایمن و به آسانی قابل پوشیدن و درآوردن باشند [۱۶]. محرکه‌های امیدانسی متغیر^۲ یا VIA برای تضمین ایمنی کاربران طراحی شده‌اند. این محرکه‌ها علاوه بر ایمنی، کارایی ربات‌ها از جمله بهره‌وری انرژی را افزایش می‌دهند [۱۷]. این محرکه‌ها در فصل بعد به طور مفصل توضیح داده شده‌اند.

^۱ Wearable Robot

^۲ Variable Impedance Actuator



شکل (۱-۱) ربات‌های توانبخشی که شامل تردمیل می‌باشند (۱) [11] ReoAmbulator (سمت راست). (۲) Lokomat [5] (سمت چپ).

۴-۱ ساختار پایان‌نامه

بعد از ارائه مقدماتی در مورد تحقیق حاضر، در فصل ۲ مروری بر کارهای گذشته ارائه می‌شود. فصل ۳ نیازهای طراحی بیان شده و طراحی انجام می‌شود. فصل ۴ روابط ریاضی مکانیزم به دست خواهد آمد و عملکرد مکانیزم تشریح می‌شود. در فصل ۵ شبیه‌سازی مکانیزم پیشنهادی ارائه و در ابتدا شبیه‌سازی با نرم‌افزار CATIA برای بررسی کارکرد صحیح مکانیزم انجام شده و سپس با توجه به روابط فصل ۴ شبیه‌سازی در نرم‌افزار MATLAB انجام و صحت آن‌ها بررسی می‌شود. فصل ۶ کنترلرهای مختلف طراحی شده و با شبیه‌سازی در نرم‌افزار MATLAB نتایج آن‌ها ارائه می‌شود. فصل ۷ محرکه‌های مختلف مقایسه شده و نتیجه‌گیری و پیشنهادات ارائه می‌گردد.

۲. پیشینه تحقیق

۱-۲ تاریخچه

یکی از زمینه‌های، تمرکز پژوهشگران رباتیک در دهه‌های اخیر روی ربات‌های پوشیدنی است. یک ربات پوشیدنی معمولاً به‌عنوان یک دستگاه مکانیکی که نزدیک به شکل و عملکرد بدن انسان طراحی شده و می‌تواند توسط اپراتور پوشیده شود و با قسمت‌ها و مفاصل مربوط به آن شخص به‌صورت خارجی جفت شود، تعریف می‌شود (شکل ۱-۲) [۱۸]. در ابتدا این ربات‌ها برای برنامه‌های کاربردی نظامی و درمان در نظر گرفته شدند [۱۹ و ۲۰]، اما امروزه استفاده از ربات‌های پوشیدنی به‌سرعت در حال افزایش به سمت اهداف کمکی است که در آن ربات برای ترویج فعالیت‌های عملی در خانه و جامعه طراحی شده است [۲۱ و ۲۲].



شکل (۱-۲) ربات پوشیدنی پایین‌تنه

اگزواسکلتون‌ها^۱ گونه‌ای از ربات‌های پوشیدنی هستند که با بدن انسان یکپارچه‌شده و تعامل فیزیکی نزدیک و مداومی با کاربر دارند. اگزواسکلتون‌ها کارایی‌های متفاوتی از جمله تقویت کارایی انسان، کمک به معلولین و توانبخشی دارند [۲۳ و ۲۴]. اگزواسکلتون‌های توانبخشی، برای بازیابی نیروی اندام پایین‌تنه افراد ناتوان فیزیکی مورد استفاده قرار می‌گیرند [۲۵ و ۲۶]. در موارد خاصی که افراد دچار آسیب نخاعی یا سکتة مغزی شده‌اند، برای دوباره راه رفتن، معمولاً نیاز به توانبخشی دارند که این نیازمند آموزش مناسب فشرده و خاص می‌باشد که از طریق دستگاه‌های رباتیک، مانند اگزواسکلتون‌ها امکان‌پذیر می‌باشد [۲۷-۲۹].

در حوزه ربات‌های پوشیدنی و ربات‌های توانبخشی به دلیل تعامل فیزیکی مداوم انسان-ربات، یکی از مسائل کلیدی در طراحی، ایمنی می‌باشد. از نکات مهم دیگر در طراحی، انرژی محور بودن ربات‌ها می‌باشد. به منظور توسعه مؤثر، قابل حمل و ایمن اگزواسکلتون‌های رباتیک، معمولاً سه فاکتور اصلی باید مورد توجه قرار گیرند: طراحی محرکه، استراتژی کنترل و روش‌های ارزیابی عملکرد [۲۱]. محرکه‌ها نقش اساسی در به حرکت درآوردن و کنترل اجزا دارند. طراحی و انتخاب حالت‌های محرکه معمولاً اهمیت حیاتی برای ربات‌های پوشیدنی دارد، چون عموماً عملکرد این ربات‌ها، مانند نیرو/گشتاور خروجی، بازده و قابلیت حمل را تعیین می‌کنند [۳۰]. محرکه‌های امیدانسی متغیر یا VIA به دلیل توانایی جذب انرژی و برگرداندن آن به سیستم، کوچک کردن نیروهای بزرگ ناشی از ضربه و ایجاد تعامل ایمن میان انسان و ربات، در ربات‌های توانبخشی کاربرد دارند [۱۷].

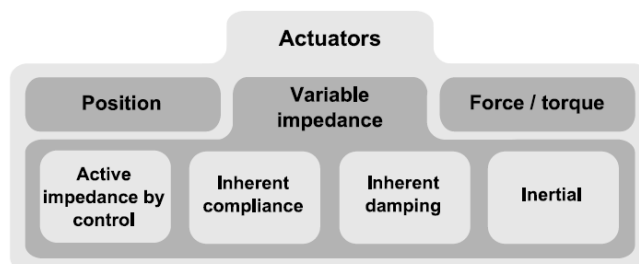
این محرکه‌ها بر اساس اینکه چطور سفتی^۲ و میرایی^۳ آن‌ها تغییر می‌کند [۳۱] یا پیکربندی موتورهای آن چگونه است [۳۲] به گروه‌های مختلف تقسیم می‌شوند. دسته‌بندی بر اساس مکانیزم تغییر سفتی یا میرایی

^۱ Exoskeletons

^۲ Stiffness

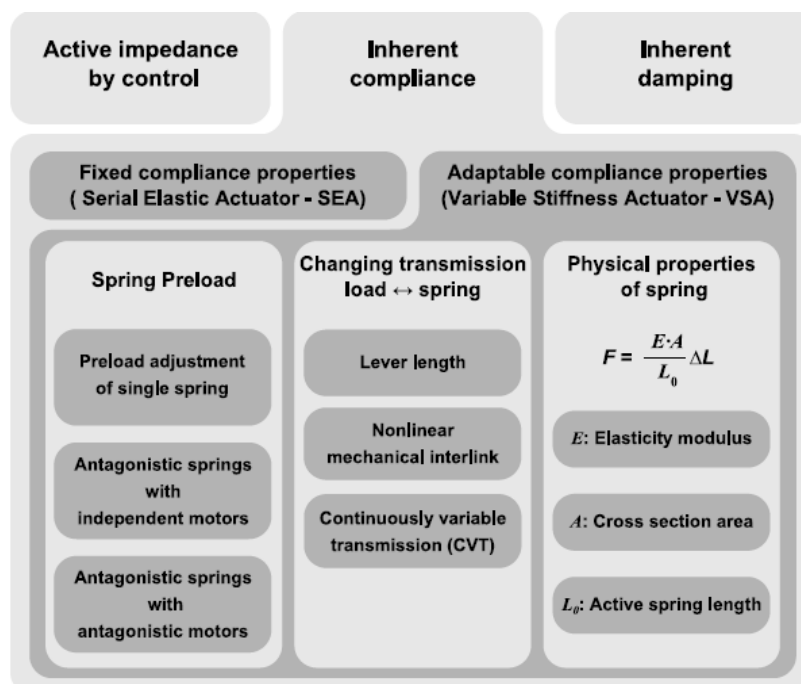
^۳ Damping

شامل: الف) امپدانس فعال توسط کنترل، ب) محرکه‌های انعطاف‌پذیر ذاتی، ج) محرکه‌های میرای ذاتی، د) اینرسی است (شکل ۲-۲).



شکل (۲-۲) دسته‌بندی اصلی محرکه‌ها [۳۱]

محرکه‌های انعطاف‌پذیر ذاتی به زیر دسته‌های: ۱) محرکه‌هایی با خواص انعطاف‌پذیر ثابت (که به آن‌ها محرکه سری‌های الاستیک یا SEA نیز می‌گویند) و ۲) محرکه‌هایی با خواص انعطاف‌پذیری انطباقی (که به آن‌ها محرکه سفتی متغیر یا VSA نیز می‌گویند)، تقسیم می‌شوند (شکل ۳-۲).



شکل (۳-۲) خلاصه‌ای از محرکه‌های سازگار غیرفعال [۳۱]

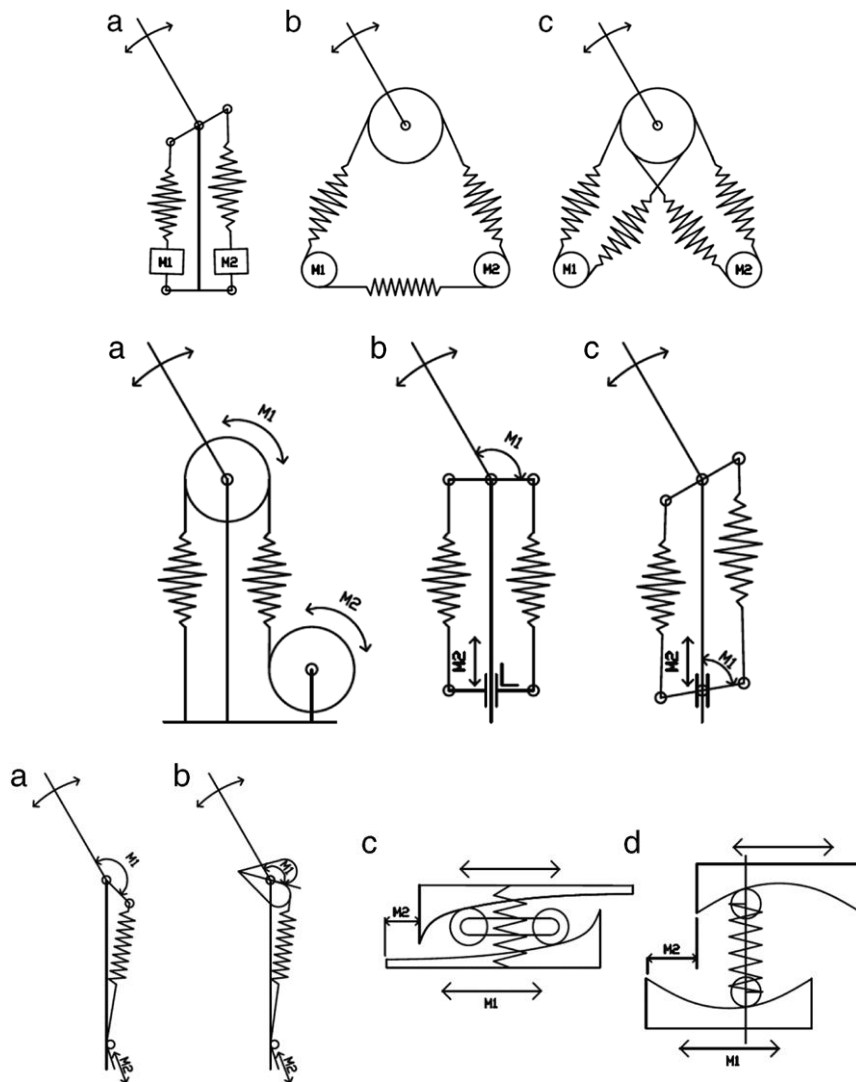
محركه‌های سفتی متغیر بر اساس مکانیزم تغییر سفتی به سه گروه اصلی تقسیم می‌شوند: ۱-پیش بار فنر
۲-تغییر نسبت انتقال میان بار و عضو الاستیک ۳-خواص فیزیکی فنر [۳۱].

در روش اول، سفتی با تغییر پیش بار یا پیش تنش روی فنر، تغییر می‌کند. در این مکانیزم با تغییر سفتی ، انرژی در فنر ذخیره می‌شود و این انرژی ذخیره‌شده باعث کاهش ظرفیت انرژی ذخیره‌ای محركه می‌شود و اجازه ذخیره انرژی بیشتر از خروجی محركه را نمی‌دهد. برای غلبه بر این موضوع، فنر دوم در جهت مخالف اضافه می‌شود. این گروه با توجه به نوع پیکربندی به زیر دسته‌های زیر تقسیم می‌شود (شکل ۲-۴) [۳۱]:

۱) فنرهای مخالف به همراه موتورهای مخالف: هردوی فنرها و موتورها به‌صورت مخالف قرار می‌گیرند و حداقل دو فنر غیرخطی نیاز است. برای تغییر سفتی ، هردوی موتورها باید در جهت مخالف هم حرکت کنند تا پیش بار به فنرها اعمال شود، و برای تغییر موقعیت تعادل هردوی موتورها باید در یک‌جهت حرکت کنند.

۲) فنرهای مخالف به همراه موتورهای مستقل: مانند حالت قبل، با این تفاوت که موتورها کنترل سفتی و موقعیت تعادل را (تا حدی) از هم جدا می‌کنند.

۳) تنظیم پیش بار وارد بر یک فنر: یک فنر خطی کافی است و برای کنترل سفتی، پیش بار با یک موتور تغییر می‌کند. موتور دوم موقعیت تعادل را کنترل می‌کند.



شکل (۲-۴) پیکربندی‌های مختلف مکانیزم پیش بار فنر: (۱) پیکربندی‌های فنرهای مخالف به همراه موتورهای مخالف (۲) پیکربندی‌های فنرهای مخالف به همراه موتورهای غیرمستقل (۳) پیکربندی‌های تنظیم پیش بار وارد بر یک فنر [۳۱]

در مدل‌های MACCEPA [۳۳]، MACCEPA 2.0 [۳۴]، VS-Joint [۳۵]، FSJ [۳۶] و BAFSA [۱۷]

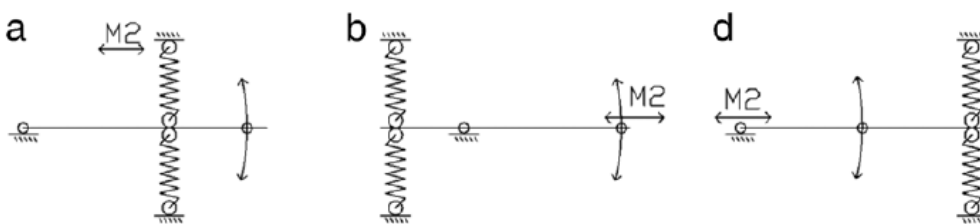
از روش پیش بار فنر برای تغییر سفتی استفاده شده است. عیب اصلی این روش این است که برای تغییر

سفتی باید به فنر انرژی داده شود و در نتیجه ظرفیت ذخیره انرژی فنر که یکی از مشخصات کلیدی

محركه‌های امپدانس متغیر می‌باشد، کاهش می‌یابد [۳۷].

در روش دوم، سفتی از طریق تغییر نسبت انتقال بین المان الاستیک و خروجی تغییر می‌کند. چون در این روش فنر به صورت پیش بار در نمی‌آید، از لحاظ ثنوری در نقطه تعادل، هیچ انرژی برای تغییر سفتی لازم نیست زیرا نیروی وارده به فنر در جهت عمود بر جابجایی فنر می‌باشد. در عمل برای غلبه به نیروی اصطکاک و همچنین زمانی که مفصل در موقعیت تعادلی نیست، برای تنظیم سفتی به انرژی نیاز می‌باشد. باین حال، مصرف انرژی می‌تواند کاهش یابد. این گروه نیز به زیر دسته‌های زیر تقسیم می‌شود [۳۱]:

- (۱) طول بازوی اهرمی: سفتی با کنترل پیکربندی مکانیزم بازوی اهرمی تنظیم می‌گردد.
 - (۲) اتصال مکانیکی غیرخطی: سفتی با کنترل اتصال مکانیکی غیرخطی تنظیم می‌گردد.
 - (۳) انتقال متغیر پیوسته: سفتی با کنترل نسبت انتقال متغیر به طور پیوسته تنظیم می‌گردد.
- یکی از روش‌های تغییر نسبت انتقال، تغییر نسبت بازوی اهرمی می‌باشد. در بازوی اهرمی، سه نقطه مهم موقعیت المان الاستیک، تکیه‌گاه^۱ و خروجی سیستم وجود دارد که با جابجایی هریک از آن‌ها در طول بازوی اهرمی، سفتی تغییر می‌کند (شکل ۲-۵) [۳۱].



شکل (۲-۵) سه حالت مختلف برای مکانیزم تغییر نسبت انتقال : (۱) جابجایی فنر در طول بازوی اهرمی (۲) جابجایی تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی (۳) جابجایی نیرو در طول بازوی اهرمی [۳۱].

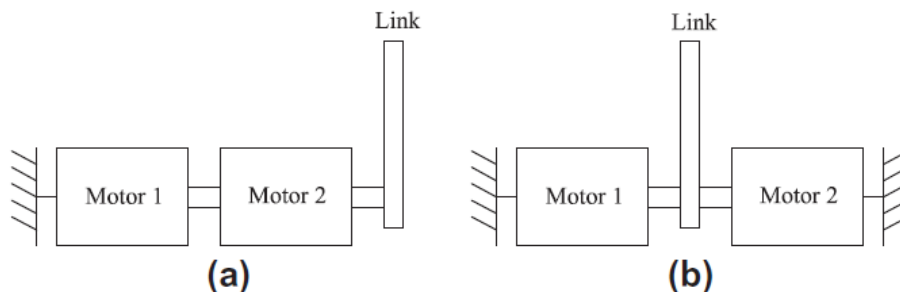
در مدل‌های AwAS [۳۸]، AwAS-II [۳۹]، VSA [۴۰]، VSA-II [۴۱]، HDAU [۴۲]، mVSA-UT [۴۳]، SVSA [۴۴] و SVSA-II [۴۵] از روش تغییر نسبت انتقال استفاده شده است. مزیت این روش این

^۱ Pivot

است که برای تغییر سفتی نیازی به دادن انرژی به عضو الاستیک نمی‌باشد، در نتیجه ظرفیت ذخیره انرژی با تغییر سفتی کاهش نمی‌یابد و انرژی کمتری برای تغییر سفتی نیاز دارد [۳۱]. به دلیل اصطکاک و ایجاد آثار دینامیک غیرخطی نامطلوب از جابجایی المان فنر صرف نظر می‌شود. با شبیه‌سازی و مقایسه دو روش دیگر مشاهده می‌شود که کار مکانیکی و انرژی مصرفی برای جابجایی تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی کمتر می‌باشد [۴۶].

روش سوم، تغییر خواص فیزیکی فنر برای تغییر سفتی می‌باشد. در مدل‌های VSJ [۴۷]، vsaMGR [۴۸]، vsaFGR [۴۹] و Jack Spring [۵۰] از این روش استفاده شده است. محرکه‌های طراحی شده با این روش با توجه به وزن و اندازه، ظرفیت ذخیره انرژی کمتری نسبت به محرکه‌های دو روش قبل دارند [۳۸].

یکی دیگر از دسته‌بندی‌های مهم محرکه‌های امپدانس متغیر با توجه به پیکربندی موتورها می‌باشد. پیکربندی موتورها به دو دسته سری و موازی تقسیم می‌شود (شکل ۲-۵). در پیکربندی سری، جابجایی خروجی محرکه برابر مجموع جابجایی دو موتور می‌باشد. مشکل موتورهای سری این است که گشتاور خروجی با گشتاور موتور کوچک‌تر محدود می‌شود. در پیکربندی موازی، گشتاور خروجی محرکه برابر مجموع گشتاور دو موتور می‌باشد. عیب اصلی این روش این است که فرآیند کنترل کمی پیچیده می‌شود [۳۲].



شکل (۲-۵) پیکربندی موتورهای محرکه امپدانس متغیر (a) پیکربندی سری (b) پیکربندی موازی [۳۲]

۲-۲ اهداف و ضرورت تحقیق

بهینه‌سازی انرژی و امنیت در تعامل با انسان هر دو از چالش‌های اساسی طراحی ربات‌های توانبخشی هستند. فقدان محرکه‌های مناسب مانع توسعه دستگاه‌ها با کارایی بالا باقابلیت‌های قابل‌مقایسه با انسان شده است، مخصوصاً با توجه به حرکت، ایمنی و بازده انرژی انسان. عملکرد و کارایی کنترل عصبی مکانیکی ماهیچه بیولوژیکی خیلی فراتر از این دستگاه‌های مکانیکی می‌باشد. یک تفاوت کلیدی انطباق‌پذیری یا سختی متغیر موجود در سیستم‌های بیولوژیکی است. محرکه‌های امیدانس متغیر اساساً هنگامی که مسیر و رفتار حرکتی متناوب باشد (به‌ویژه در توانبخشی راه رفتن) علاوه بر امنیت، به ذخیره انرژی نیز کمک قابل‌توجهی می‌کنند. زیرا المان‌های الاستیک، انرژی جنبشی یا پتانسیل جاذبه سیستم را در هر چرخه جذب و در چرخه بعدی به سیستم بازمی‌گردانند [۳۱]. در نتیجه استفاده از این محرکه‌ها در توانبخشی، امن و بسیار مفید و کاربردی است. در این تحقیق سعی بر این است تا طراحی مکانیزم به‌گونه‌ای انجام شود که حداکثر تغییرپذیری سفتی محرکه به‌صورت پیوسته و روان به دست آید. بنابراین در این تحقیق موارد بهبود مدنظر برای کاراتر و بهینه‌تر شدن محرکه امیدانس متغیر توانبخشی، به‌صورت زیر خواهند بود:

- (۱) طراحی مکانیزم جدید باهدف تحقق بیشترین محدوده تغییرات سفتی
- (۲) کاهش انرژی اتلافی در فنرها
- (۳) بهبود مکانیزم و استفاده از آن برای توانبخشی زانو با تنظیم سفتی بر اساس بدن انسان و قدم‌های متناوب

۳-۲ نوآوری

برای تغییر سفتی از مکانیزم تغییر موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی استفاده شده است تا انرژی مصرفی کاهش یافته و ظرفیت ذخیره انرژی حداکثر باشد. برای تغییر موقعیت تکیه‌گاه از مکانیزم چهار میل‌ه‌ای^۱ با دو موتور موازی استفاده شده است تا علاوه بر تقسیم مساوی بار بین دو موتور، موقعیت تکیه‌گاه بدون نیاز به راهنمای خطی^۲ تغییر کند. حذف راهنمای خطی باعث حذف نیروی اصطکاک شده که منجر به بالا رفتن بهره‌وری می‌شود. با توجه به چهارچوب و نحوه قرارگیری فنرها، انحراف فنرها در راستای عمود بر بازوی خارجی ایجاد شده و باعث افزایش کارایی در تبدیل انرژی ذخیره شده به گشتاور خروجی می‌شود.

^۱ Four bar linkage

^۲ Linear guide

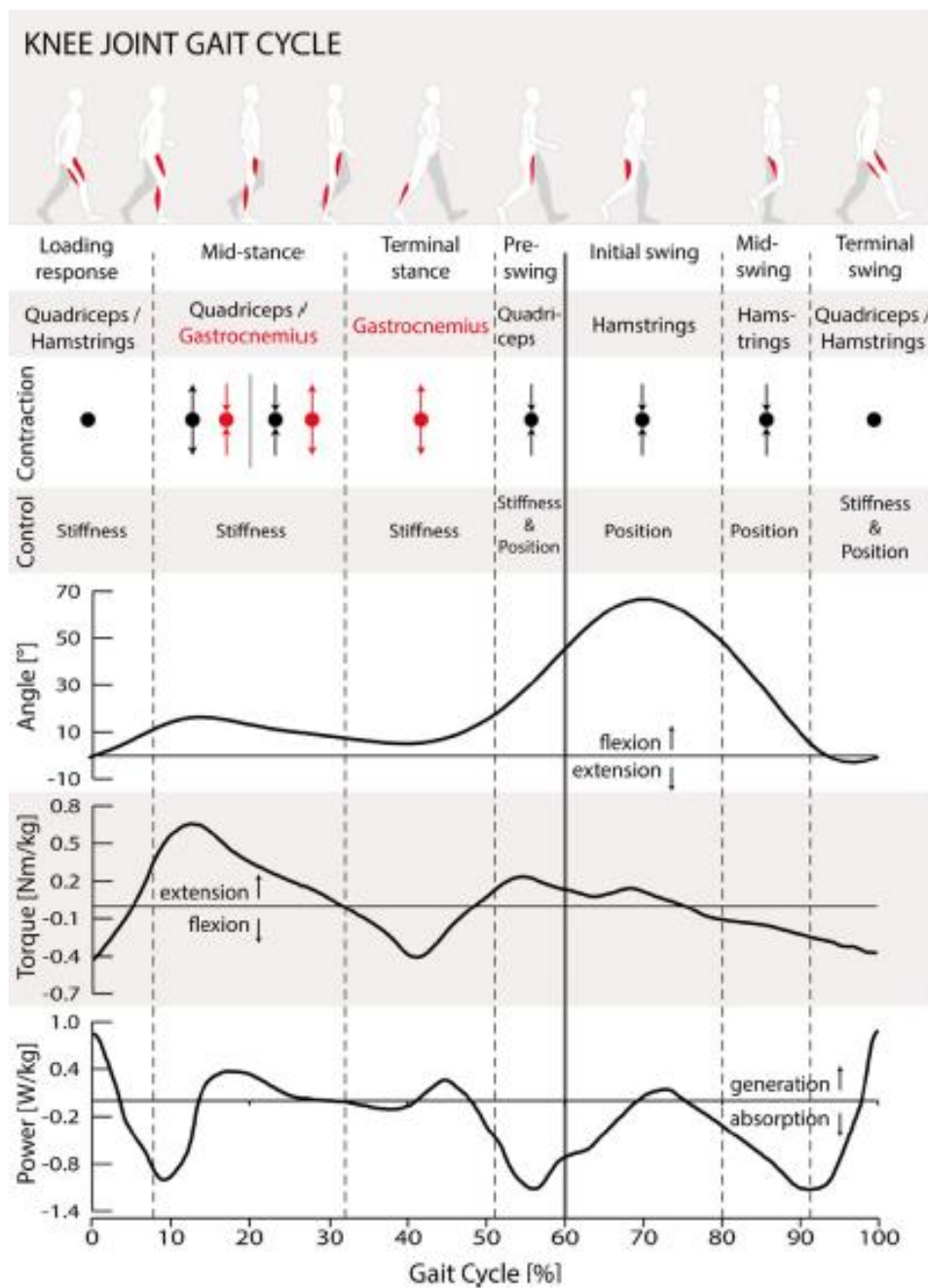
۳. طراحی

در این فصل ابتدا نیازهای طراحی مطرح شده، سپس طرح پیشنهادی ارائه گردیده و نحوه عملکرد مکانیزم تشریح می گردد. شکل (۱-۳) چرخه راه رفتن معمولی انسان سالم روی سطح زمین از لحاظ الگوی فعالیت عضلانی زانو، زاویه مفصل، حرکت داخلی و توان را نشان می دهد [۱۶].

۱-۳ نیازهای طراحی

- محرکه باید حداقل حرکت زاویه ای زانو از ۰ تا ۹۰ درجه را تأمین کند [۱۶].
- گشتاور، سفتی و توان ارائه شده توسط محرکه (با توجه به شکل ۱-۳) باید به ترتیب [30,50]- Nm/rad، [110,500] Nm و 80W باشد [۱۶].
- حداکثر زمان تنظیم سفتی محرکه باید ۰,۸ ثانیه باشد [۵۱].
- محرکه باید حداقل انحراف ۱۰ درجه در هر جهت را تأمین کند، برای اینکه اجازه دهد خم شدن طبیعی زانو^۱ در مرحله پاسخ بار در طول چرخه راه رفتن صورت گیرد [۱۶].

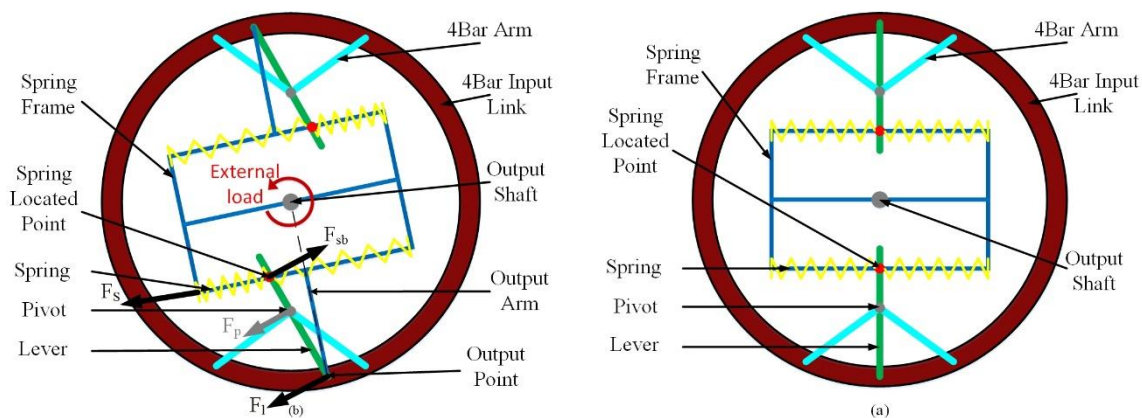
^۱ Knee Natural Flexion



شکل (۱-۳) الگوی فعالیت عضلانی زانو و منحنی سینماتیک و سینتیک مفصل زانو در طول راه رفتن [۱۶]

۲-۳ طراحی مکانیکی محرکه

در مدل جدید ارائه شده، تغییر سفتی از طریق مکانیزم تغییر نسبت انتقال بین عضو الاستیک و خروجی انجام می‌شود. تغییر نسبت انتقال از طریق جابجایی تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی انجام می‌شود تا انرژی کمتری مصرف شود. شکل (۲-۳) اساس کار مکانیزم تغییر سفتی را نشان می‌دهد. مطابق این شکل بازوی خروجی روی چهارچوب فنر نصب شده و به محور خروجی متصل است. طول بازوی خروجی برابر فاصله مرکز محرکه تا نقطه خروجی می‌باشد. چهار فنر خطی، به صورت متقابل^۱ روی دو محور فنر نصب شده و به یک سر اهرم متصل شده‌اند. سر دیگر اهرم به نقطه خروجی روی بازوی خروجی متصل شده است. تکیه‌گاه به بازوی اهرمی و سیستم چهار لینکی متصل شده است. با حرکت نسبی بین موتورها، تکیه‌گاه در راستای شعاعی جابجا شده و سفتی را تغییر می‌دهد. زمانی که بار خارجی به محرکه اعمال می‌شود و انحراف زاویه رخ می‌دهد، فنر فشرده شده و انرژی بار خارجی در آن ذخیره می‌شود.

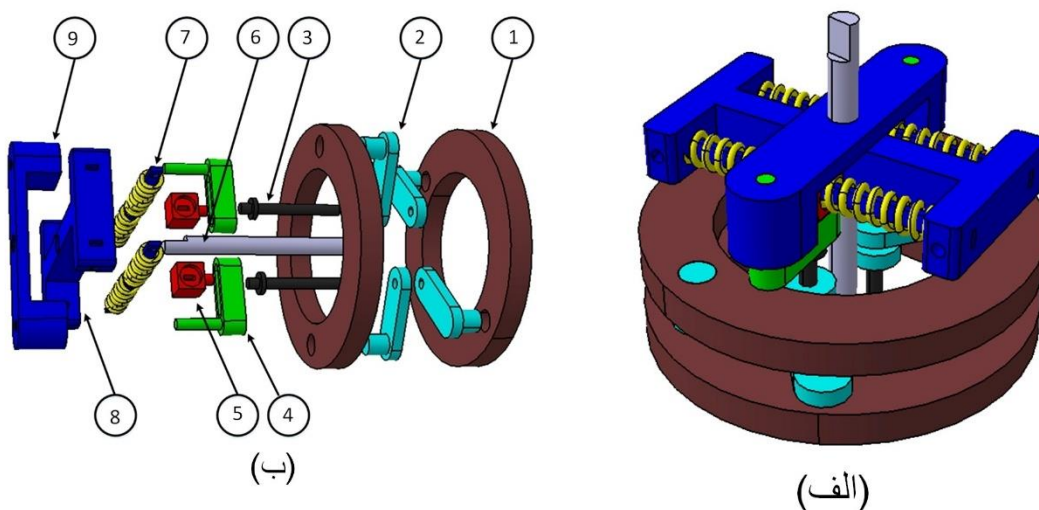


شکل (۲-۳) اساس کار مکانیزم تغییر سفتی: (a) بدون بار خارجی. (b) بار خارجی اعمال شده

^۱ Antagonistically

با انحراف لینک خروجی از موقعیت تعادلی خود، محرکه از طریق تکیه‌گاه‌ها در برابر بار خارجی مقاومت می‌کند. نیروی مقاومتی وارد بر تکیه‌گاه‌ها، عمود بر بازوی اهرمی می‌باشد. بنابراین، نیروی مقاومتی، گشتاوری مقاومتی برابر با گشتاور خارجی اعمال شده به محرکه تولید می‌کند.

در شکل (۳-۳) طراحی سه‌بعدی محرکه با استفاده از نرم‌افزار CATIA نشان داده شده است. دو دیسک توخالی هم‌مرکز به عنوان لینک ورودی چهار لینکی از طریق چرخ‌دنده به موتورهای وصل می‌شوند. لینک خروجی چهار لینکی، حرکت لینک ورودی را به تکیه‌گاه‌ها منتقل می‌کند. با حرکت نسبی بین موتورهای، تکیه‌گاه در راستای شعاعی روی شیار بازوی اهرمی جابجا می‌شود و سفتی مفصل تنظیم می‌گردد. با حرکت موتورهای بدون سرعت نسبی، تکیه‌گاه در راستای زاویه‌ای جابجا شده و موقعیت تعادلی لینک خروجی تعیین می‌گردد. طرز کار مکانیزم چهار لینکی به‌طور مفصل در فصل بعد توضیح داده شده می‌شود.



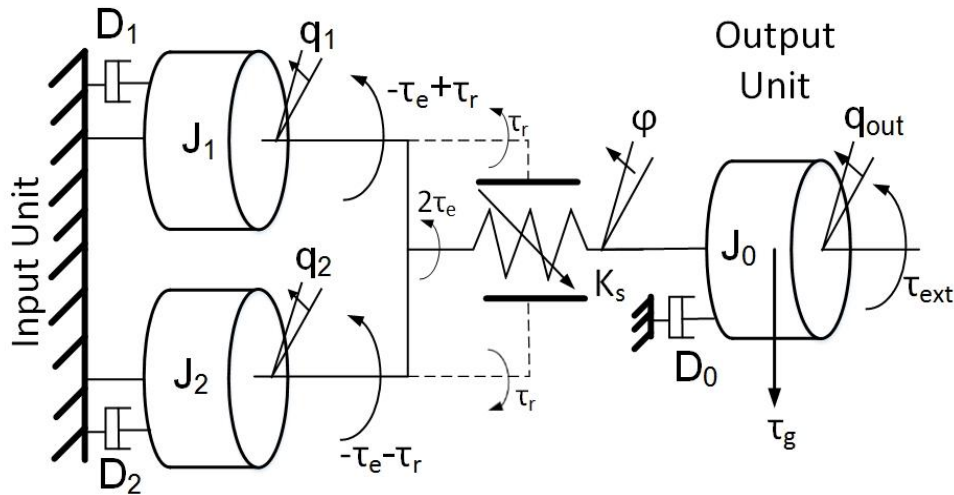
شکل (۳-۳) مدل سه‌بعدی محرکه: (الف) نمای مونتاژ شده. (ب) نمای انفجاری: ۱-لینک ورودی چهار لینکی ۲-لینک خروجی چهار لینکی ۳-تکیه‌گاه بازوی اهرمی ۴-بازوی اهرمی ۵-نقطه موقعیت فنر ۶-شف‌ت خروجی ۷-فنر ۸-چهارچوب فنر ۹-بازوی خروجی

۴. سینماتیک و دینامیک سیستم

۱-۴ مدل سازی ریاضی محرکه

در شکل (۱-۴) شماتیک کلی سیستم نشان داده شده است. با توجه به این شکل، روابط دینامیکی به صورت زیر به دست می آید:

$$\begin{cases} J_0 \ddot{q}_{out} + D_0 \dot{q}_{out} + 2\tau_e + \tau_g = \tau_{ext} \\ J_1 \ddot{q}_1 + D_1 \dot{q}_1 - \tau_e + \tau_r = \tau_{m1} \\ J_2 \ddot{q}_2 + D_2 \dot{q}_2 - \tau_e - \tau_r = \tau_{m2} \end{cases} \quad (۱-۴)$$



شکل (۱-۴) طرح کلی از مدل دینامیکی

که در آن J_i ($i=0,1,2$) به ترتیب اینرسی واحد خروجی، اینرسی موتور اول و موتور دوم را نشان می دهد. D_i دمپینگ روی واحد خروجی و هر موتور می باشد. q_{out} موقعیت محور خروجی و q_1 و q_2 موقعیت هر موتور است. τ_{mi} گشتاور مورد نیاز هر موتور و τ_g و τ_{ext} گشتاور گرانشی و گشتاور خارجی روی واحد خروجی می باشد. τ_e گشتاور الاستیک فنر بوده و ϕ انحراف زاویه ای لینک خروجی است. به دلیل تقارن کامل محرکه، $D_1=D_2$ و $J_1=J_2$ می باشد.

۲-۴ مدل سازی سیستم چهار لینکی

در این محرکه مکانیزم تغییر سفتی بر اساس تغییر نسبت انتقال بین عضو الاستیک و خروجی طراحی شده است و نسبت انتقال از طریق جابجایی تکیه گاه در طول بازوی اهرمی تغییر می کند. برای انتقال حرکت از موتور به تکیه گاه اهرمی، از سیستم چهار لینکی استفاده شده است. با استفاده از سیستم چهار لینکی، تکیه گاه می تواند بدون نیاز به راهنمای خطی، در راستای شعاعی حرکت کند. در شکل (۲-۴) نمایی از سیستم چهار لینکی نمایش داده شده است. دو دیسک توخالی هم مرکز به شعاع های OA و OB با مرکزیت شفت خروجی O، به عنوان لینک ورودی به موتورهای ۱ و ۲ وصل می شوند. لینک های AH و BH لینک-های خروجی بوده و به تکیه گاه وصل می شوند. شعاع لینک های ورودی مساوی بوده و برابر r_1 می باشد. طول لینک های خروجی مساوی بوده و برابر r_2 می باشد. $2\theta_1$ زاویه ی بین دو لینک ورودی است. با توجه به حرکت نسبی موتورها، زاویه بین دو لینک ورودی تغییر کرده و با تغییر آن، موقعیت تکیه گاه در راستای شعاعی OL تغییر نموده و سفتی تنظیم می شود. با حرکت موتورها بدون حرکت نسبی، موقعیت تکیه گاه در راستای زاویه ای تغییر کرده و موقعیت لینک خروجی تنظیم می گردد.

با توجه به شکل (۲-۴)، فاصله تکیه گاه از شفت خروجی (OH) به صورت زیر به دست می آید:

$$r = r_1 \cos(\theta_1) - \sqrt{r_2^2 - r_1^2 \sin^2(\theta_1)} \quad (2-4)$$

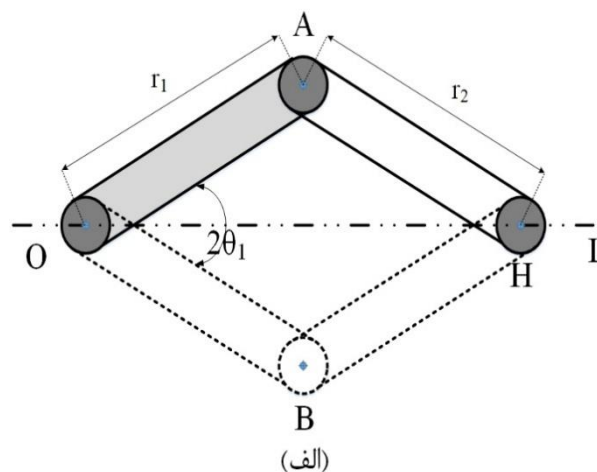
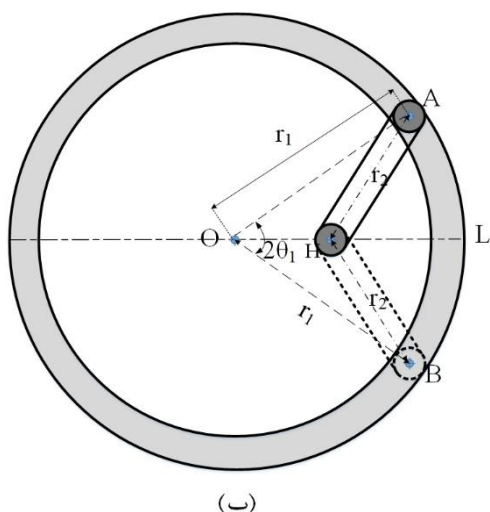
موقعیت تکیه گاه در راستای شعاعی تابعی از زاویه نسبی موتورها می باشد که با $2\theta_1$ نشان داده شده است.

اگر موقعیت زاویه ای هر موتور به صورت q_1 و q_2 تعریف شود، θ_1 به صورت زیر به دست می آید:

$$\theta_1 = \frac{q_1 - q_2}{2} \quad (3-4)$$

با تعیین موقعیت تکیه‌گاه در راستای زاویه‌ای، موقعیت لینک خروجی تعیین می‌گردد. به دلیل متقارن بودن سیستم چهار لینکی، موقعیت لینک خروجی به صورت زیر به دست می‌آید:

$$\theta_2 = \frac{q_1 + q_2}{2} \quad (4-4)$$



شکل (۲-۴) (الف) نمای کلی از سیستم چهار لینکی. (ب) نمای واقعی سیستم چهار لینکی: دو دیسک با شعاع مساوی، به مرکزیت شفت خروجی به عنوان لینک‌های ورودی، به هر یک از موتورهای وصل شده‌اند. دو بازو با طول‌های مساوی به عنوان لینک خروجی دیسک‌ها را به تکیه‌گاه بازوی اهرمی متصل کرده‌اند.

۳-۴ مدل سازی سفتی

در شکل (۳-۴) نحوه عملکرد سیستم هنگام وارد شدن بار خارجی نشان داده شده است. بار خارجی روی محور خروجی باعث انحراف فنر به وسیله بازوی اهرمی می‌شود. با توجه به شکل (۳-۴) تغییر طول فنر Δx به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\Delta x = (a - b) \tan(\gamma) \quad (5-4)$$

بار خارجی با منحرف کردن فنرها به صورت انرژی الاستیک در آن‌ها ذخیره می‌شود. انرژی الاستیک ذخیره شده در فنرها از فرمول زیر محاسبه می‌شود:

$$E = 2K_s \Delta x^2 \quad (6-4)$$

$$E = 2K_s(a-b)^2 r^2 \left(\frac{\sin(\varphi)}{a-r\cos(\varphi)} \right)^2 \quad (۸-۴)$$

در نتیجه گشتاور الاستیک تولید شده توسط فنرها به صورت زیر محاسبه می شود:

$$\tau_e = \frac{\partial E}{\partial \varphi} = 4K_s(a-b)^2 r^2 \sin(\varphi) \left(\frac{(r-a\cos(\varphi))}{(r\cos(\varphi)-a)^3} \right) \quad (۹-۴)$$

سفتی کل مفصل نیز از فرمول زیر به دست می آید:

$$K_j = \frac{\partial \tau_e}{\partial \varphi} = 4K_s(a-b)^2 r^2 \left(\frac{(\arccos^3(\varphi) + 2a^2\cos^2(\varphi) - 2r^2\cos^2(\varphi) - 3a\cos(\varphi) - a^2 + 3r^2)}{(r\cos(\varphi)-a)^4} \right) \quad (۱۰-۴)$$

همان طور که در فصل قبل گفته شد، بار خارجی در فنرها ذخیره می شود و محرکه به وسیله تکیه گاه ها در مقابل گشتاور الاستیک فنرها مقاومت می کند. بنابراین، نیروی تکیه گاه F_p گشتاور مقاومتی برابر با گشتاور خارجی تولید می کند. بدین ترتیب:

$$\tau_e = \tau_p = 2F_p r \cos(\alpha) \quad (۱۱-۴)$$

که در آن τ_p گشتاور تولید شده به وسیله تکیه گاه می باشد. نیروی تکیه گاه F_p در دو راستای شعاعی F_{pt} و زاویه ای F_{pn} لینک ورودی چهار لینکی تجزیه می شود. نیروی در راستای شعاعی F_{pt} نیروی مقاومتی می باشد و به مکانیزم چهار لینکی وارد می شود. این نیرو به صورت زیر محاسبه می شود:

$$F_{pt} = F_p \sin(\alpha) = \frac{\tau_e}{2r} \tan(\alpha) \quad (۱۲-۴)$$

همان طور که در شکل (۴-۴) نشان داده شده است، نیروی مقاومتی F_{pt} به دلیل پیکربندی موازی موتور ها و ساختار کاملاً متقارن محرکه به صورت مساوی بین دو موتور تقسیم می شود. نیروی وارد به لینک خروجی چهار لینکی به صورت زیر محاسبه می شود:

$$F_{r1} = F_{r2} = \frac{F_{pt}}{2 \cos(\beta)} \quad (۱۳-۴)$$

با استفاده از روابط هندسی، β را می‌توان به صورت زیر محاسبه نمود:

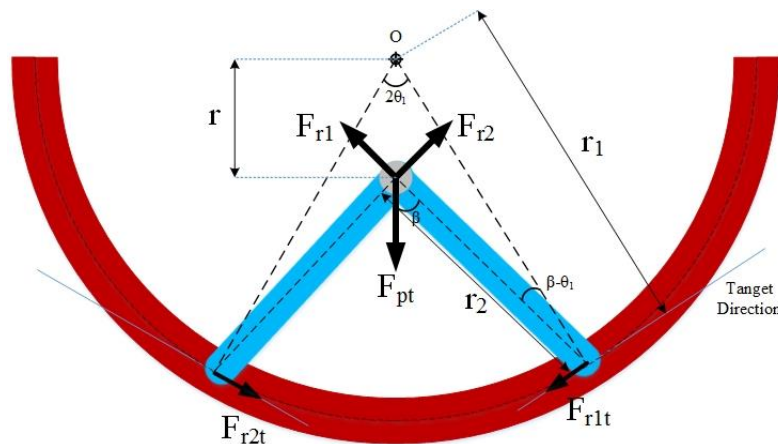
$$\beta = \arcsin\left(\frac{r_1}{r_2} \sin(\theta_1)\right) \quad (۱۴-۴)$$

با توجه به شکل (۴-۴) نیروی مقاومتی از طریق لینک ورودی چهار لینکی به لینک خروجی چهار لینکی وارد می‌شود. این نیرو در دو راستای مماس و عمود بر لینک ورودی تجزیه می‌شود. نیروی مماس بر لینک ورودی به صورت زیر به دست می‌آید:

$$F_{r1t} = F_{r1} \sin(\beta - \theta_1) \quad (۱۵-۴)$$

این نیرو حول شفت مرکزی گشتاوری تولید می‌کند که موتورها برای ثابت نگه داشتن سفتی باید بر آن غلبه کنند. گشتاور مقاومتی با ترکیب روابط (۱۱-۴) تا (۱۵-۴) به صورت زیر به دست می‌آید:

$$\tau_r = \frac{\tau_e}{4r \cos(\beta)} r_1 \tan(\alpha) \sin(\beta - \theta_1) \quad (۱۶-۴)$$



شکل (۴-۴) نمایی از نیروی مقاومتی وارد بر مکانیزم چهار لینکی

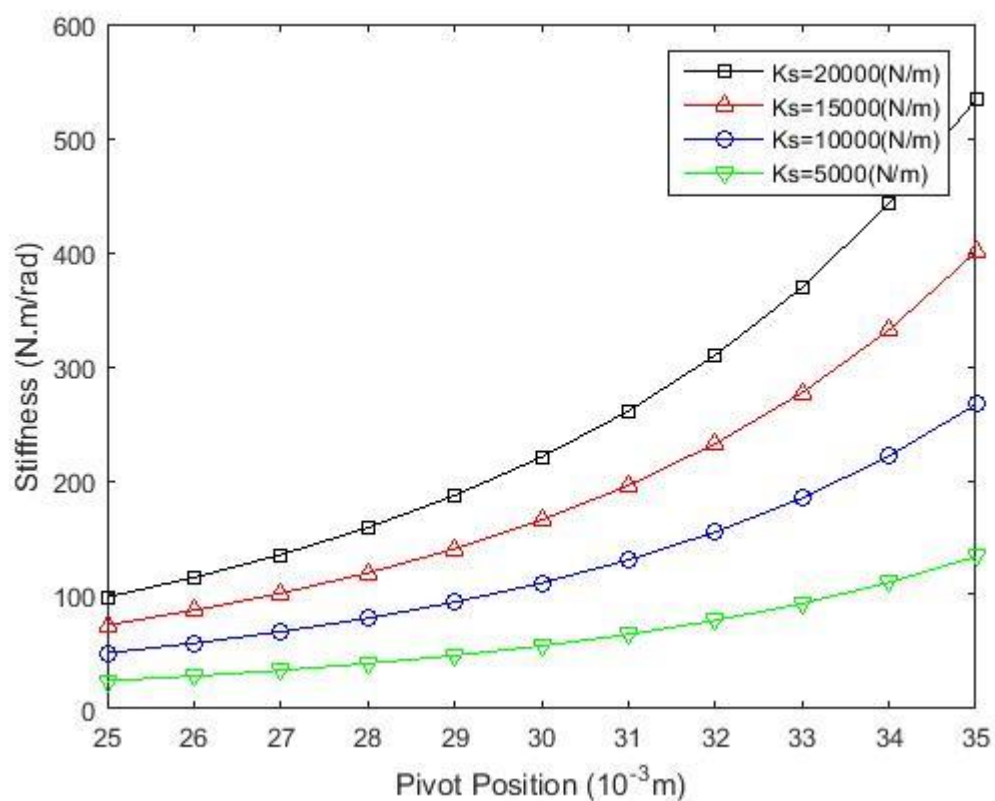
۵. شبیه‌سازی

در این فصل، ابتدا برای مکانیزم پیشنهادی مقدار سفتی فنرها را با توجه به محدوده سفتی موردنیاز که در قسمت (۱-۳) بیان شد، تعیین می‌کنیم. سپس با تحلیل دینامیکی به بررسی کارکرد صحیح مکانیزم و صحت روابط فصل ۴ می‌پردازیم. برای شبیه‌سازی در MATLAB مقادیر پارامترها به صورت جدول (۵-۱) انتخاب شده است.

جدول (۵-۱) مقادیر پارامترهای مکانیزم برای شبیه‌سازی			
پارامتر	نماد	مقدار	واحد
ممان اینرسی موتور	J_1, J_2	3.435×10^{-4} [۵۲]	Kg.m^2
ضریب دمپینگ موتور	D_1, D_2	0.005 [۵۲]	N.m.s/rad
ممان اینرسی لینک خروجی	J_0	0.4 [۵۳]	Kg.m^2
دمپینگ لینک خروجی	D_0	1 [۵۳]	N.m.s/rad
گشتاور گرانشی لینک خروجی	τ_g	49.05 [۵۳]	N.m
طول لینک ورودی چهار لینکی	r_1	0.050	m
طول لینک خروجی چهار لینکی	r_2	0.025	m
فاصله فنرها از مرکز محرکه	b	0.012	m
طول بازوی خروجی	a	0.050	m

۱-۵ شبیه‌سازی سفتی

با استفاده از فرمول (۴-۱۰) بازه تغییرات سفتی مفصل برحسب موقعیت تکیه‌گاه با زاویه انحراف صفر به‌دست‌آمده و در شکل (۵-۱) نمایش داده‌شده است:



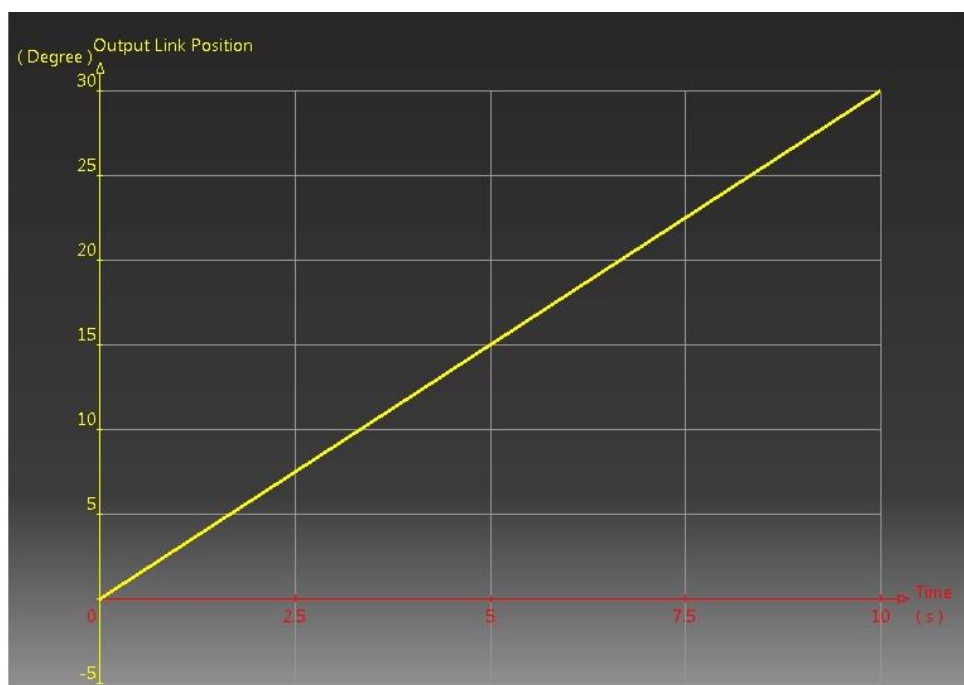
شکل (۵-۱) تغییرات سفتی مفصل بدون زاویه انحراف

همان‌طور که مشاهده می‌شود، فنری با سفتی ثابت 20 KN/m بازه سفتی موردنیاز که در قسمت (۳-۱) بیان شده بود را تأمین می‌کند.

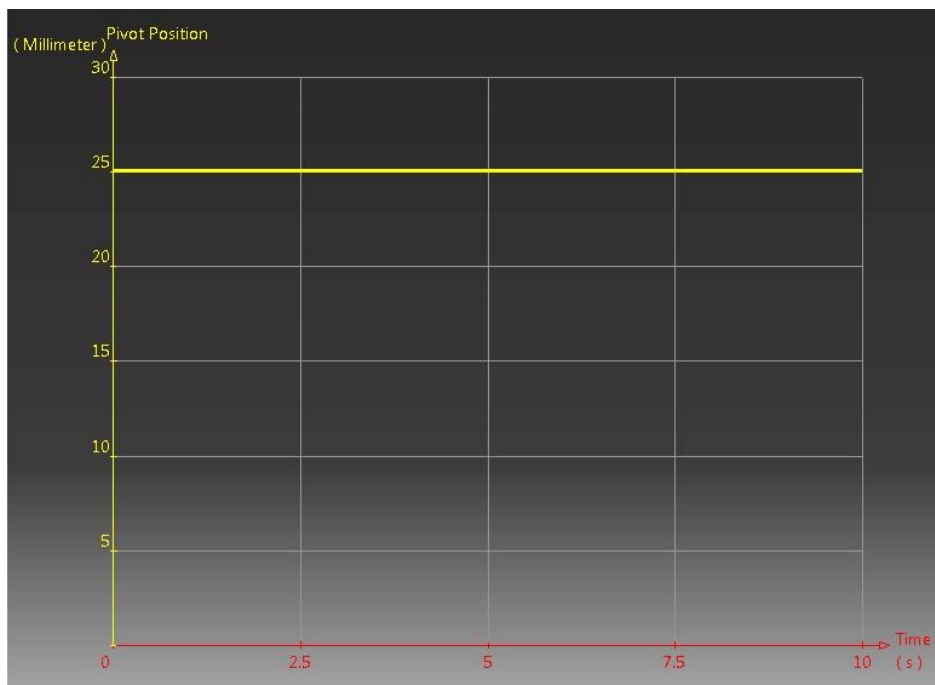
۲-۵ تحلیل دینامیکی

۱-۲-۵ تحلیل دینامیکی در CATIA

ابتدا در نرم افزار CATIA دو لینک ورودی چهار لینی را در یک جهت با سرعت مساوی (0.5RPM) چرخانده می شوند. طبق تشریح مکانیزم در فصل قبل انتظار می رود موقعیت تکیه گاه ثابت مانده و موقعیت لینک خروجی به اندازه چرخش هر لینک تغییر کند. نتایج در شکل های (۲-۵) و (۳-۵) نشان داده شده اند.



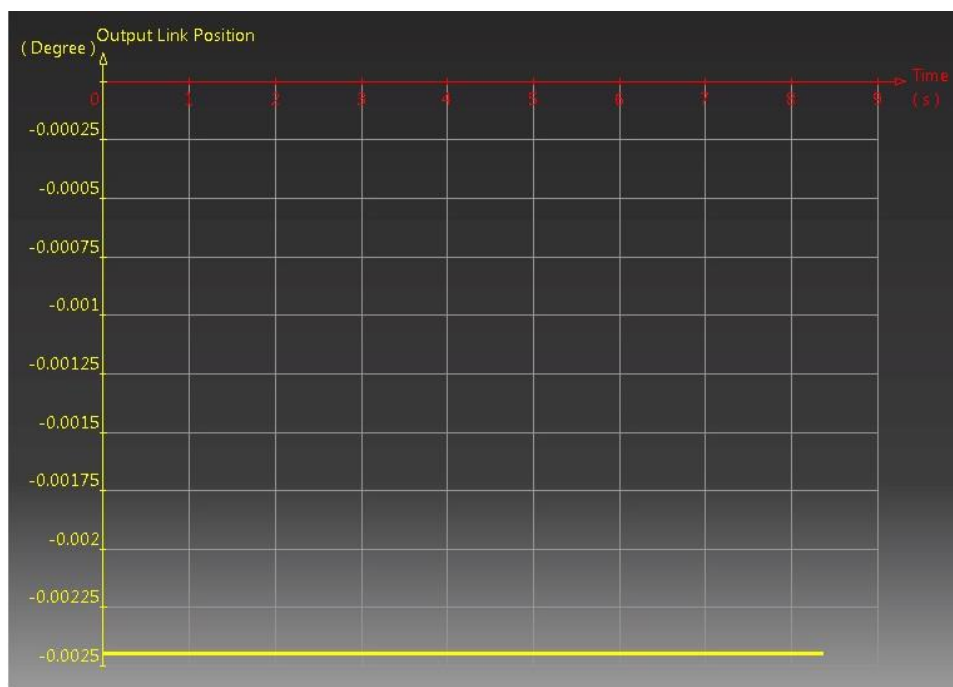
شکل (۲-۵) موقعیت لینک خروجی با چرخش موتورها در یک جهت



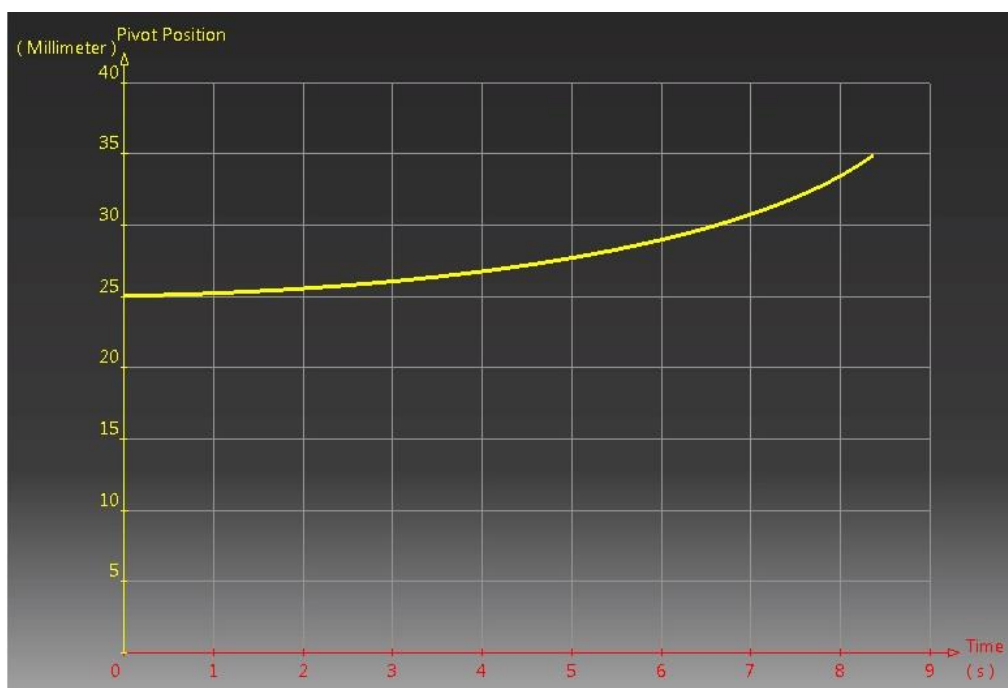
شکل (۳-۵) موقعیت تکیه‌گاه با چرخش موتورها در یک‌جهت

همان‌طور که مشاهده می‌شود، موقعیت لینک خروجی تنظیم‌شده ولی موقعیت تکیه‌گاه ثابت می‌ماند، در نتیجه مکانیزم طبق انتظار عمل می‌کند.

سپس جهت چرخش موتورها عکس یکدیگر انتخاب می‌شوند. طبق تشریح مکانیزم در فصل قبل انتظار می‌رود موقعیت تکیه‌گاه تغییر کرده و موقعیت لینک خروجی ثابت بماند. نتایج در شکل‌های (۴-۵) و (۵-۵) نشان داده شده‌اند. با توجه به نتایج مشاهده می‌شود که مکانیزم طبق انتظار عمل می‌کند و صحت کارکرد مکانیزم تأیید می‌شود.



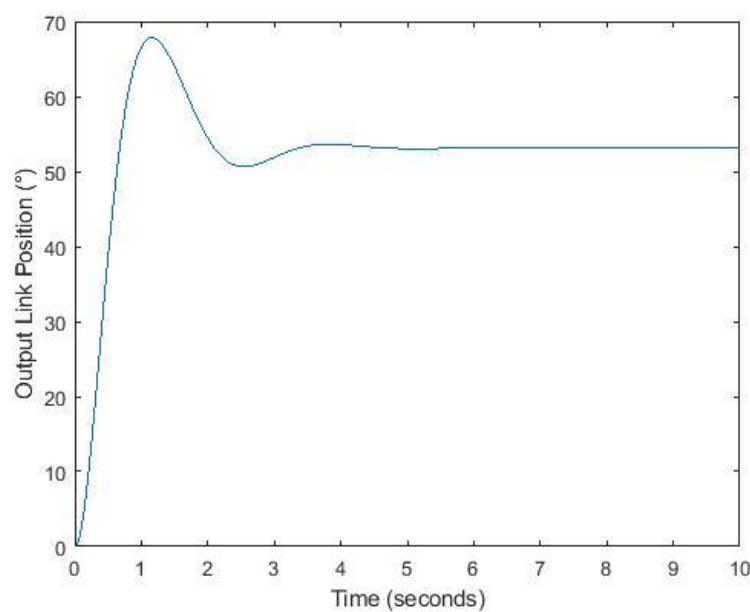
شکل (۴-۵) موقعیت لینک خروجی با چرخش موتورها در خلاف جهت



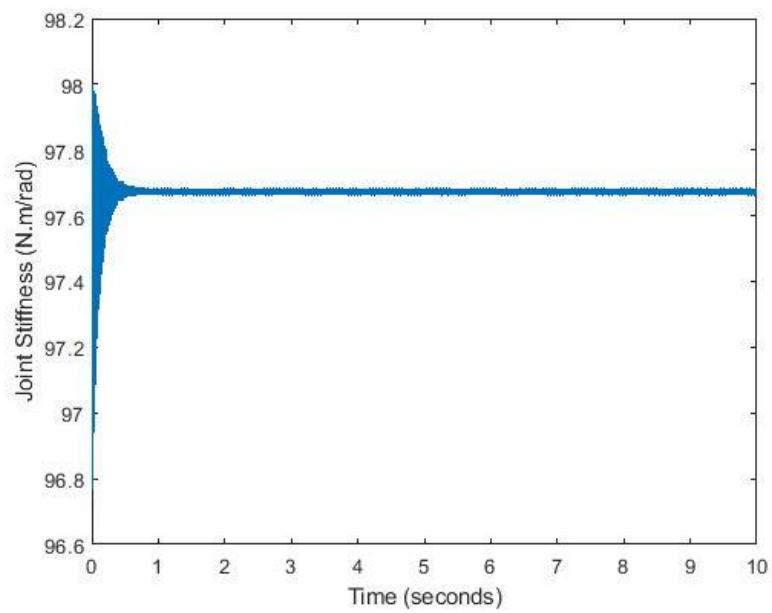
شکل (۵-۵) موقعیت تکیه‌گاه با چرخش موتورها در خلاف جهت

۲-۲-۵ تحلیل دینامیکی در MATLAB

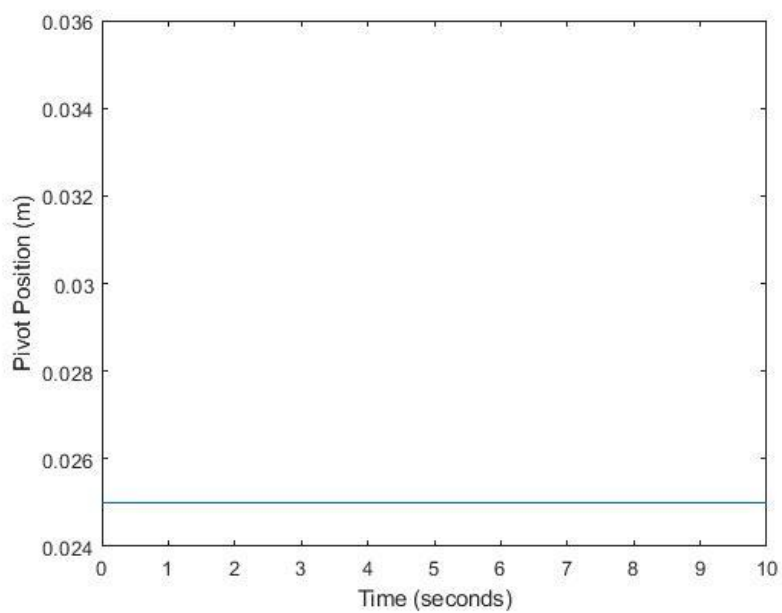
برای تحلیل دینامیکی، ابتدا به محرکه دو گشتاور هم‌جهت و هم‌اندازه داده شد ($\tau_{m1}=\tau_{m2}=2 \text{ Nm}$). طبق توضیحات قسمت قبل انتظار می‌رود موقعیت لینک خروجی تغییر کرده و سفتی ثابت بماند. نتایج در شکل‌های (۵-۵) تا (۷-۵) نشان داده شده‌اند.



شکل (۵-۵) موقعیت لینک خروجی با اعمال دو گشتاور هم‌جهت و هم‌اندازه



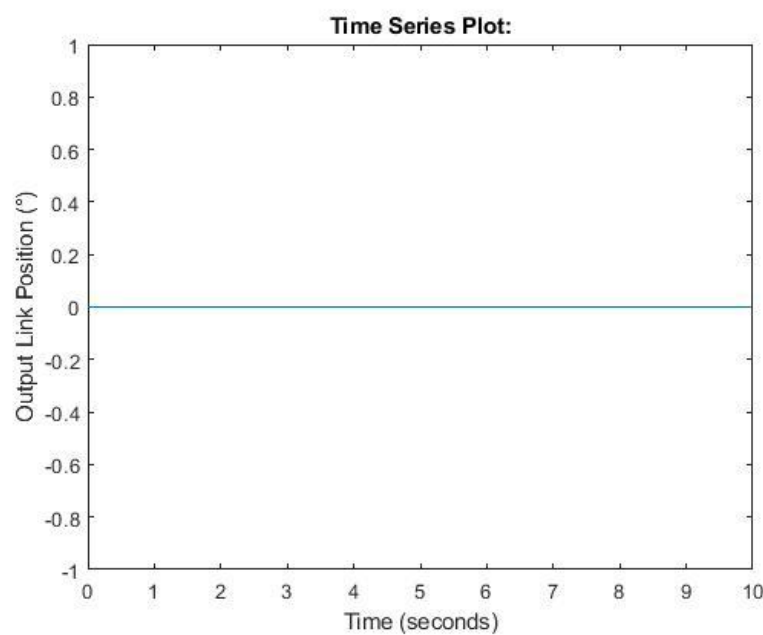
شکل (۵-۶) سفتی مفصل با اعمال دو گشتاور هم‌جهت و هم‌اندازه



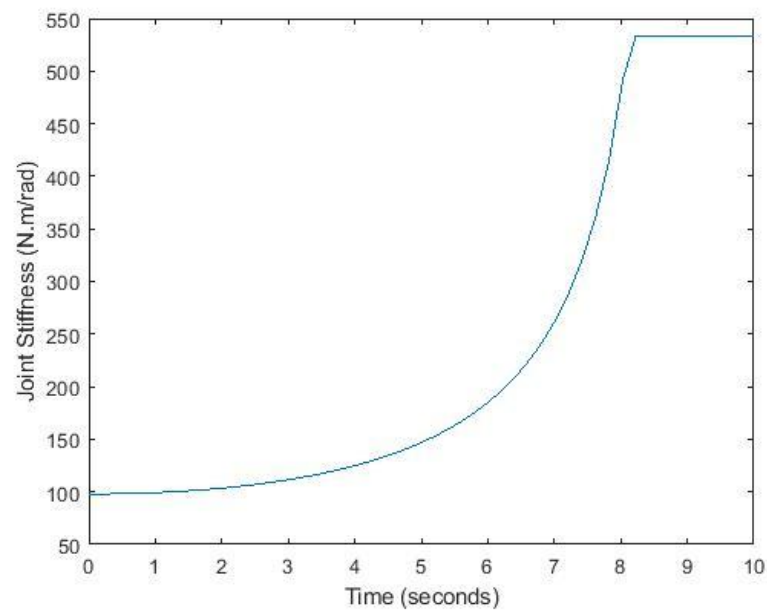
شکل (۵-۷) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی با اعمال دو گشتاور هم‌جهت و هم‌اندازه

همان‌طور که مشاهده می‌شود، موقعیت لینک خروجی تغییر کرده ولی سفتی مفصل و موقعیت تکیه‌گاه ثابت می‌ماند.

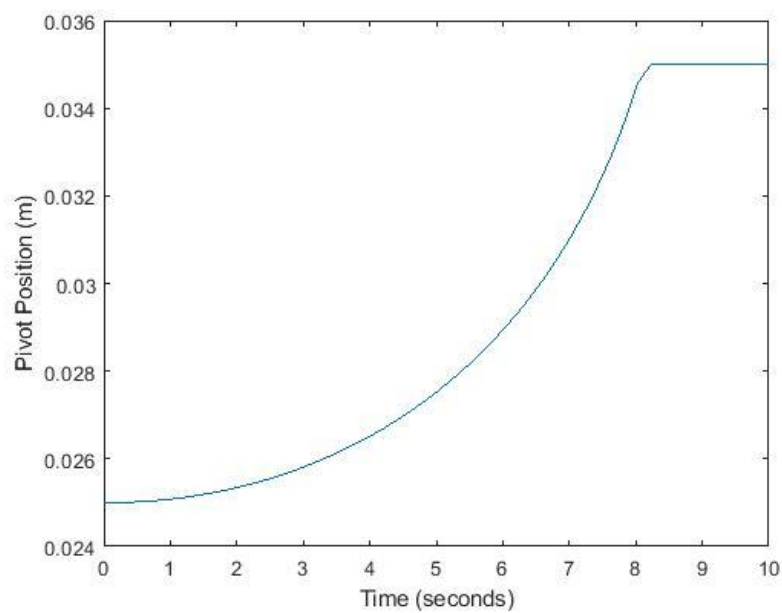
در مرحله دوم، به محرکه دو گشتاور کوچک هم‌اندازه ولی مختلف‌الجهت داده شد ($\tau_{m1}=0.0003\text{Nm}$, $\tau_{m2}=0.0003\text{Nm}$). طبق توضیحات قسمت قبل انتظار می‌رود موقعیت لینک خروجی ثابت مانده ولی سفتی تغییر کند. نتایج در شکل‌های (۵-۸) تا (۵-۱۰) نشان داده شده است.



شکل (۵-۸) موقعیت لینک خروجی با اعمال دو گشتاور هم‌اندازه و مختلف‌الجهت



شکل (۵-۹) سفتی مفصل با اعمال دو گشتاور هم‌اندازه و مختلف‌الجهت

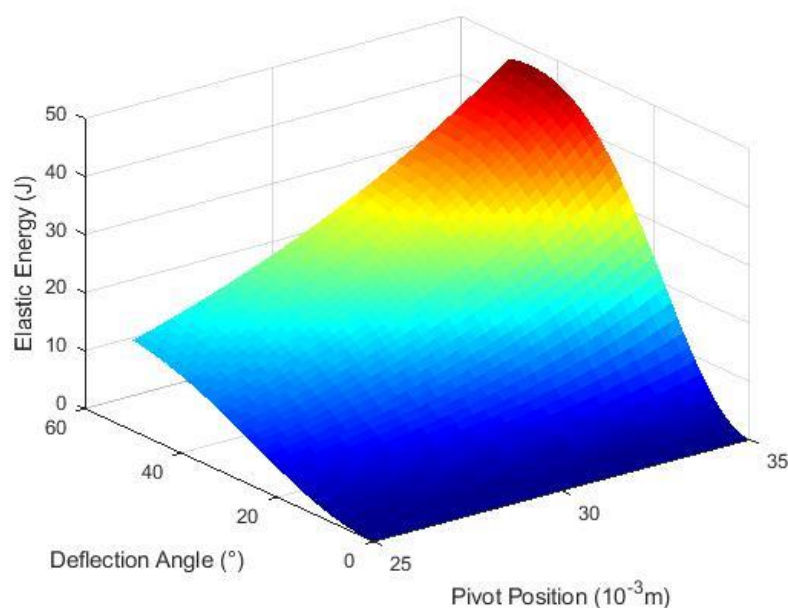


شکل (۵-۱۰) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی با اعمال دو گشتاور هم‌اندازه و مختلف‌الجهت

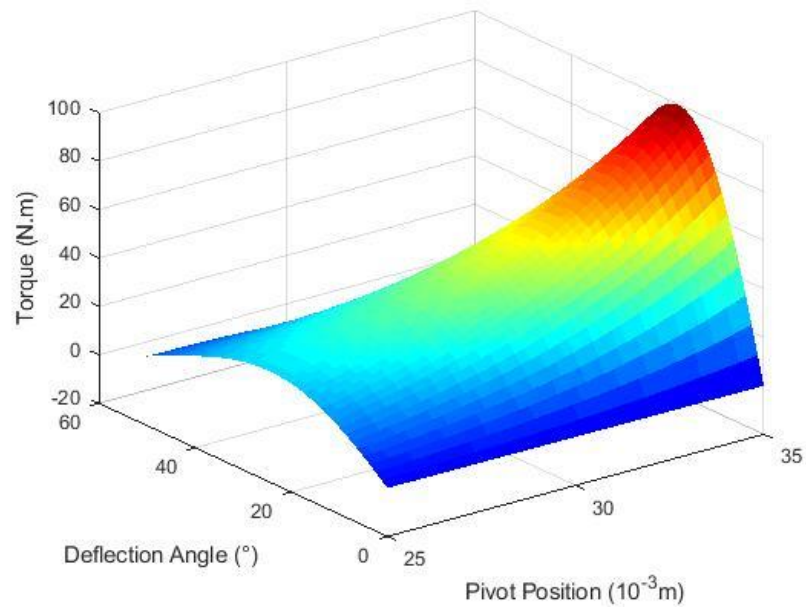
همان طور که ملاحظه می‌شود، موقعیت لینک خروجی ثابت مانده ولی سفتی از کمترین مقدار به بیشترین مقدار خود رسیده است. موقعیت تکیه‌گاه نیز با توجه به سفتی مفصل به‌درستی تنظیم شده است. با توجه به توضیحات قسمت قبل، به دلیل نداشتن انحراف زاویه‌ای و همچنین نداشتن پیش بار برای تنظیم سفتی، مقدار گشتاور و در نتیجه انرژی مورد نیاز برای تنظیم سفتی بسیار اندک می‌باشد که این مقدار اندک صرف غلبه بر اصطکاک می‌شود. در نتیجه، صحت روابط دینامیکی سیستم تأیید می‌شود.

۳-۵ شبیه‌سازی مشخصات محرکه

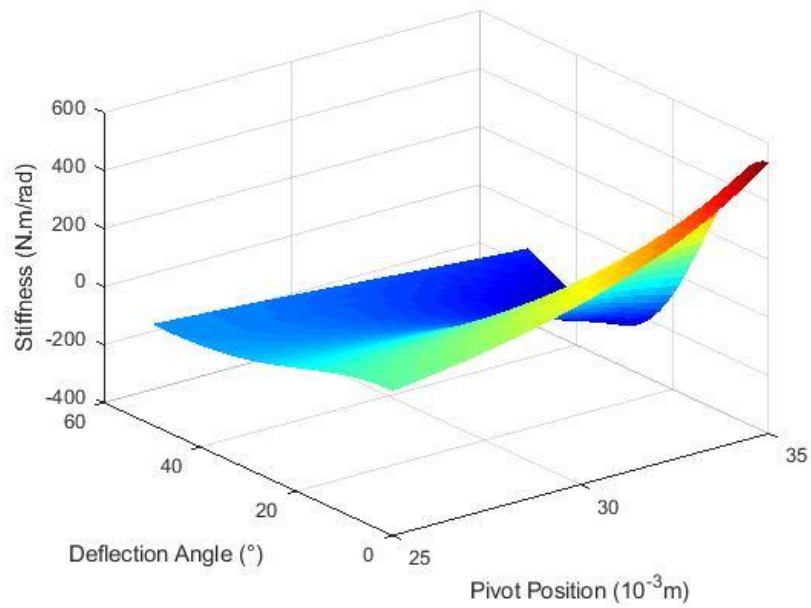
در شکل‌های (۵-۱۱) تا (۵-۱۴) نتایج شبیه‌سازی انرژی الاستیک ذخیره شده، گشتاور خروجی، سفتی مفصل و نیروی مقاوم وارد بر چهار لینکی بر حسب موقعیت تکیه‌گاه و زاویه انحراف نشان داده شده است.



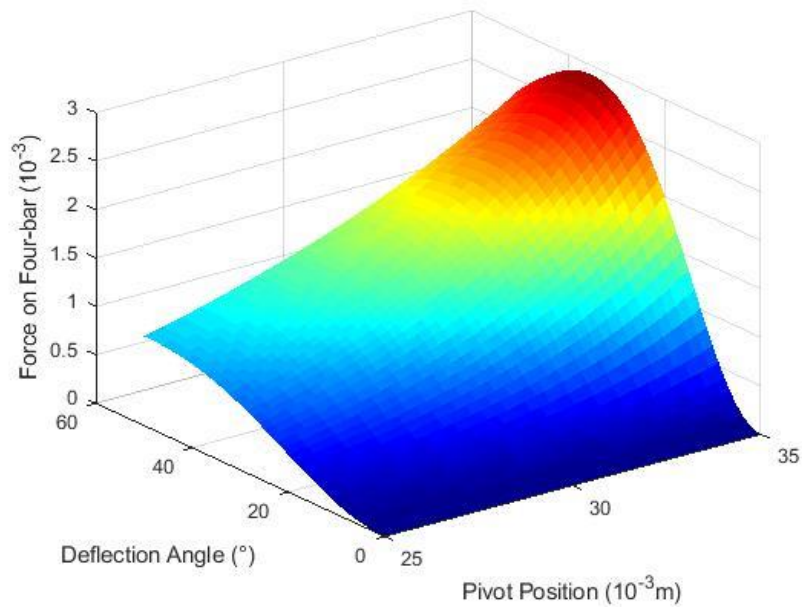
شکل (۵-۱۱) انرژی الاستیک ذخیره شده در فنرها



شکل (۵-۱۲) گشتاور خروجی محرکه



شکل (۵-۱۳) سفتی مفصل



شکل (۱۴-۵) نیروی مقاوم وارد بر چهار لینکی

با توجه به شکل (۱۲-۵) محرکه، گشتاور موردنیاز برای مفصل زانو که در قسمت (۱-۳) ارائه شد را تأمین می‌کند. همچنین در شکل (۱۴-۵) مشاهده می‌شود که مقدار نیروی مقاومتی وارد بر چهار لینکی که به دلیل انحراف زاویه‌ای رخ می‌دهد، کم می‌باشد. با افزایش سفتی، به دلیل افزایش گشتاور الاستیک نیروی مقاومتی افزایش می‌یابد.

٦. كنٲرل

در این فصل با اعمال معادله اگزواسکتون زانو و طراحی کنترلرهای مختلف به بررسی دقت عملکرد محرکه می‌پردازیم. با تعریف متغیرهای سیستم به صورت فرمول‌های (۳-۴) و (۴-۴) معادله دینامیکی سیستم که در فرمول (۱-۴) ارائه گردید، به صورت زیر بازنویسی می‌شود:

$$\begin{cases} J_0 \ddot{q}_{out} + D_0 \dot{q}_{out} + 2\tau_e + \tau_g = \tau_{ext} \\ J\ddot{\theta}_1 + D\dot{\theta}_1 + \tau_r = \tau_s \\ J\ddot{\theta}_2 + D\dot{\theta}_2 - \tau_e = \tau_p \end{cases} \quad (۱-۶)$$

بدین ترتیب معادلات سیستم به صورت دو معادله مجزا درمی‌آید که معادله دوم فقط برای تنظیم سفتی و

$$\text{معادله سوم فقط برای تنظیم موقعیت می‌باشد و } (\tau_s = \frac{\tau_{m1} - \tau_{m2}}{2}, \tau_p = \frac{\tau_{m1} + \tau_{m2}}{2}).$$

با اندازه‌گیری موقعیت لینک خروجی (q_{out}) از روی محور خروجی، زاویه انحراف به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\varphi = q_{out} - \theta_2 \quad (۲-۶)$$

با کمک سیستم چهار لینکی، موقعیت تکیه‌گاه r طبق فرمول (۲-۴) محاسبه شده و بازه تغییرات آن به صورت زیر در نظر گرفته شده است:

$$25 < r < 35 \quad (۳-۶)$$

بنابراین بازه تغییرات $2\theta_1$ برابر است با:

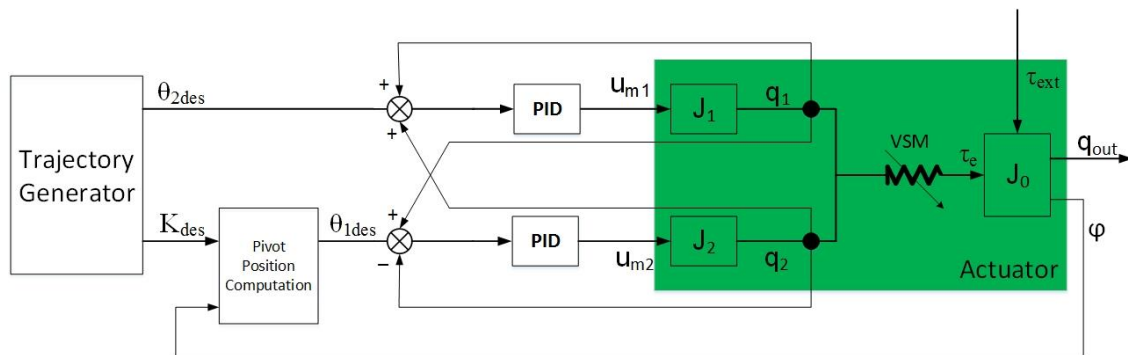
$$0 \leq 2\theta_1 \leq 55.32 \quad (۴-۶)$$

با ترکیب دو معادله (۲-۴) و (۱۰-۴) سفتی خروجی مفصل برحسب دو متغیر θ_1 و φ به دست می‌آید:

$$K_j = \frac{\partial \tau_e}{\partial \varphi} = k(\theta_1, \varphi) \quad (۵-۶)$$

برای بررسی کارایی محرکه، از سه کنترلر PID، مود لغزشی و کنترل مقاوم به روش کنترل بهینه استفاده شده است. شکل (۱-۶) طرح کلی کنترلر PID را نشان می‌دهد. سفتی مفصل به وسیله دو پارامتر

موقعیت تکیه‌گاه Γ و انحراف زاویه‌ای φ تغییر می‌کند. انحراف زاویه‌ای از فرمول (۶-۲) محاسبه می‌شود. بنابراین سفتی مفصل از طریق موقعیت مطلوب تکیه‌گاه کنترل‌شده و موقعیت تکیه‌گاه نیز از طریق زاویه نسبی θ_1 قابل کنترل است. لذا سفتی با کنترل زاویه θ_1 کنترل‌شده که با حل معکوس معادله (۶-۵) با فیدبک φ به دست می‌آید.



شکل (۶-۱) دیاگرام شماتیک کنترلر PID

برای بررسی کارایی محرکه، از معادله دینامیکی اگزواسکلتون زانو به‌عنوان معادله لینک خروجی محرکه استفاده می‌شود. معادله دینامیکی اگزواسکلتون زانو به‌صورت زیر می‌باشد [۵۳]:

$$J\ddot{q}_{out} + D_1\dot{q}_{out} + D_2\text{sign}(\dot{q}_{out}) + \tau_g \cos q_{out} + 2\tau_e = \tau_h \quad (۶-۳)$$

که در آن J مجموع ممان اینرسی، D_1 و D_2 ضرایب اصطکاک ویسکوز و کلمب و τ_g مجموع گشتاور گرانشی اگزواسکلتون و ساق پای بیمار می‌باشد. این معادله جایگزین معادله اول در مجموعه معادله (۶-۱) می‌شود.

مقادیر پارامترهای استفاده‌شده در شبیه‌سازی کنترلی در جدول (۵-۱) و (۶-۱) داده‌شده است. در تمامی مراحل فرض بر این می‌باشد که بیمار گشتاوری وارد نکند یعنی $(\tau_h=0)$.

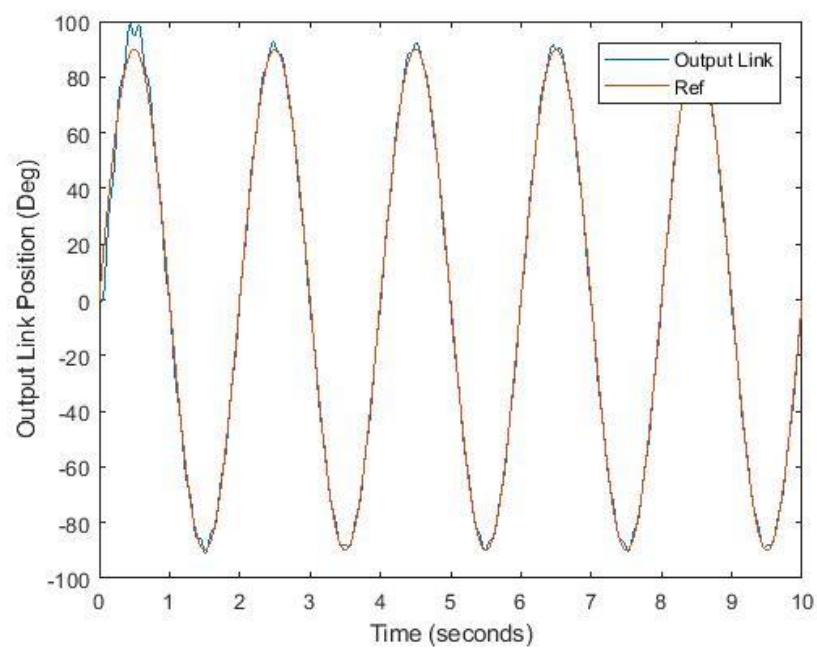
جدول (۱-۶) مقادیر پارامترهای معادله اغزو اسکلتون [۵۱]			
پارامتر	نماد	مقدار	واحد
ممان اینرسی	J	0.326	Kg.m ²
ضریب اصطکاک ویسکوز	D ₁	0.354	N.m/rad
ضریب اصطکاک کلمب	D ₂	0.064	N.m
گشتاور گرانشی	τ_g	15.341	N.m

شبیه‌سازی کنترلی در سه مرحله انجام می‌شود: ۱- تعقیب مسیر مطلوب سینوسی در سفتی ثابت ۲- تعقیب مسیر مطلوب سینوسی در ورودی پله برای سفتی ۳- تعقیب مسیر مطلوب سینوسی با ورودی سینوسی برای سفتی.

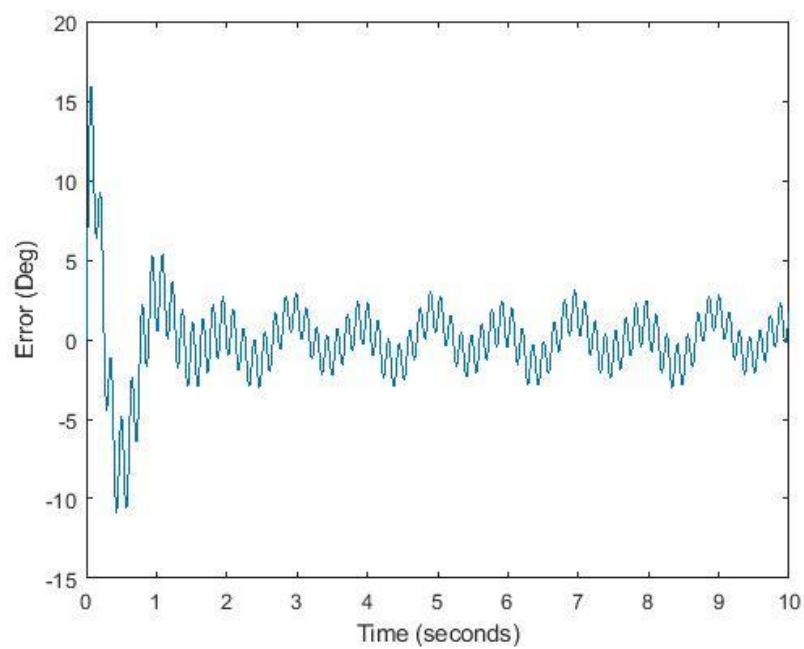
۱-۶ کنترلر PID

۱-۱-۶ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی در سفتی ثابت

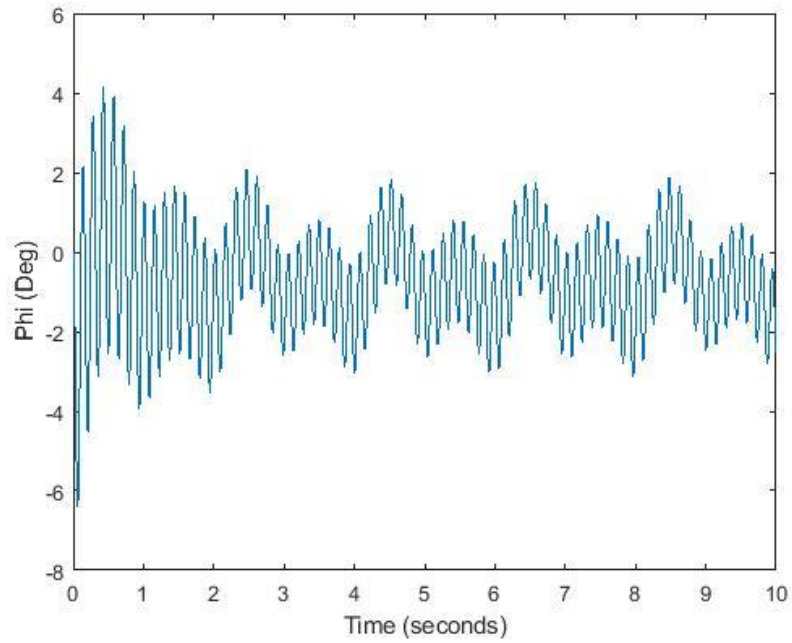
در مرحله اول سفتی محرکه روی 300 N.m/rad تنظیم شده و مسیر سینوسی از ۹۰- تا ۹۰+ درجه به محرکه داده می‌شود. نتایج در شکل‌های (۲-۶) تا (۸-۶) نشان داده شده است.



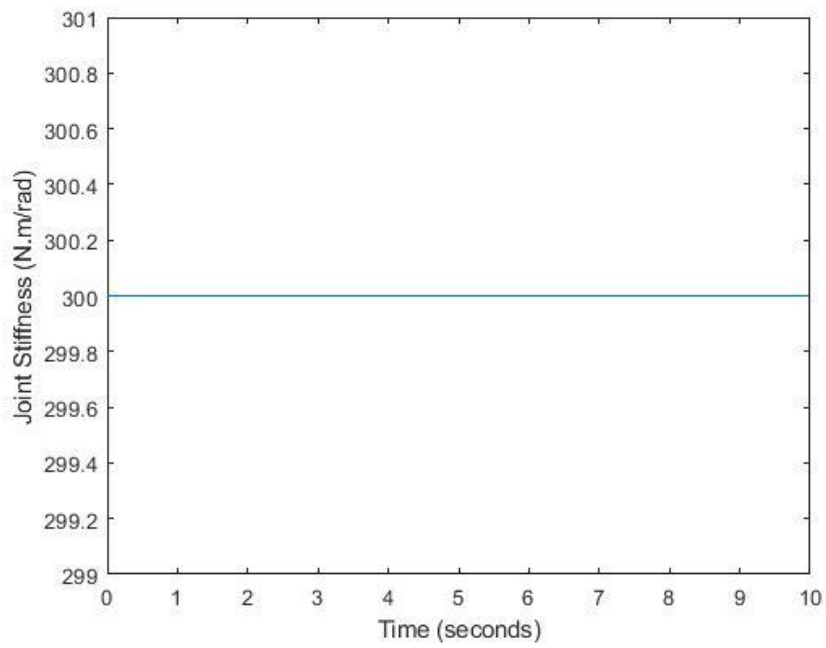
شکل (۲-۶) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله اول



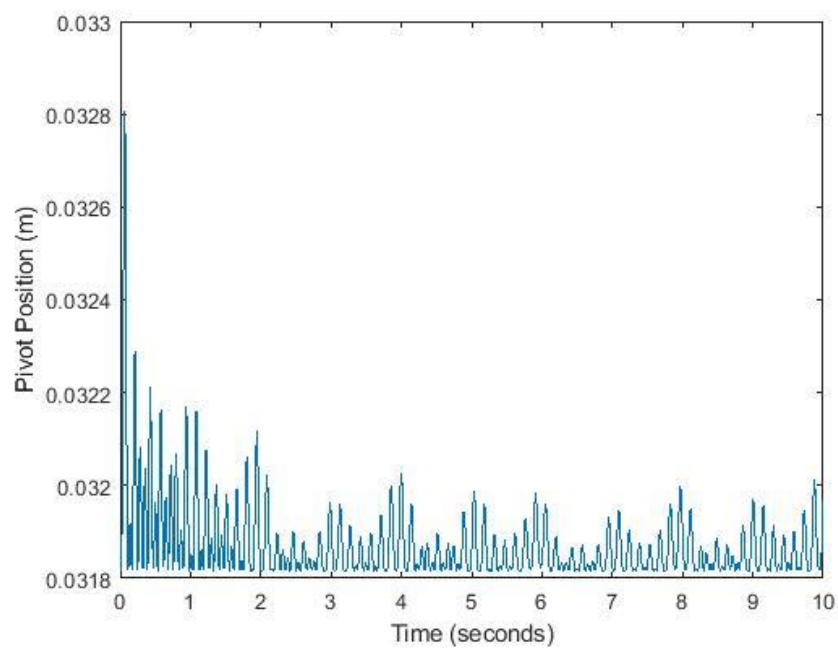
شکل (۳-۶) خطای تعقیب مسیر در مرحله اول



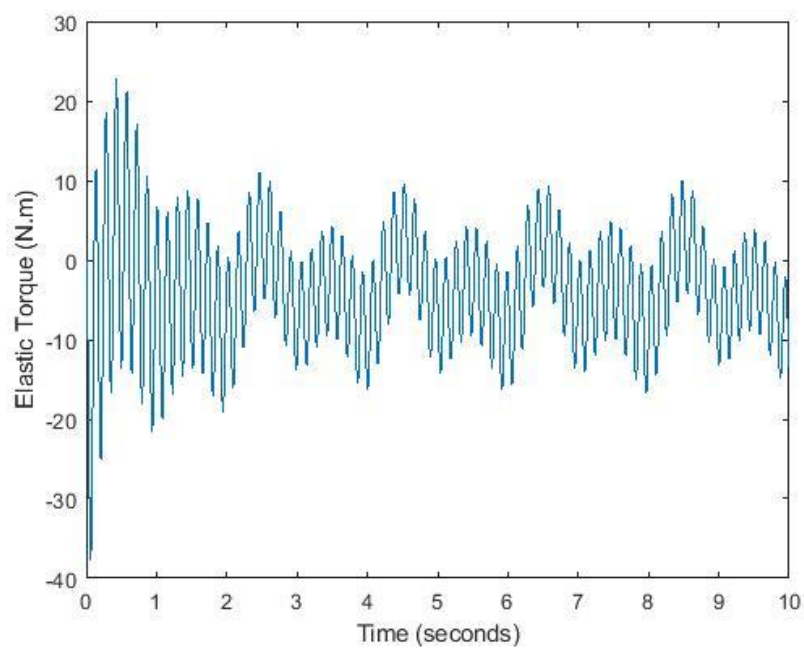
شکل (۴-۶) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله اول



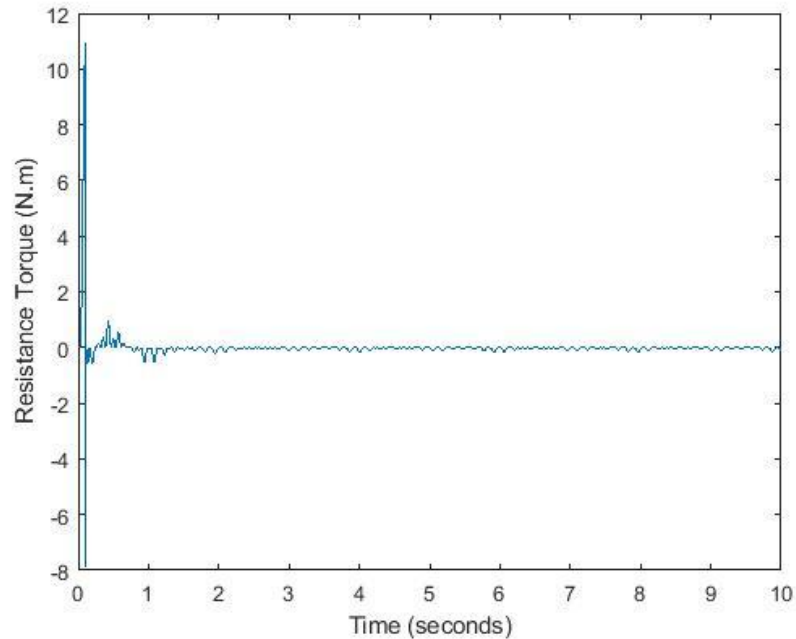
شکل (۵-۶) سفتی مفصل در مرحله اول



شکل (۶-۶) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله اول



شکل (۷-۶) گشتاور الاستیک در مرحله اول

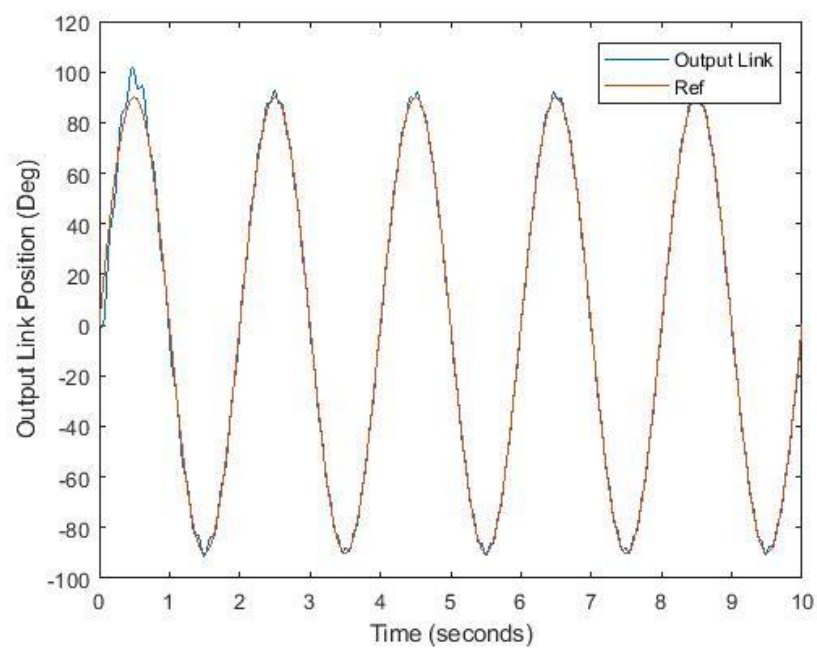


شکل (۸-۶) گشتاور مقاومتی در مرحله اول

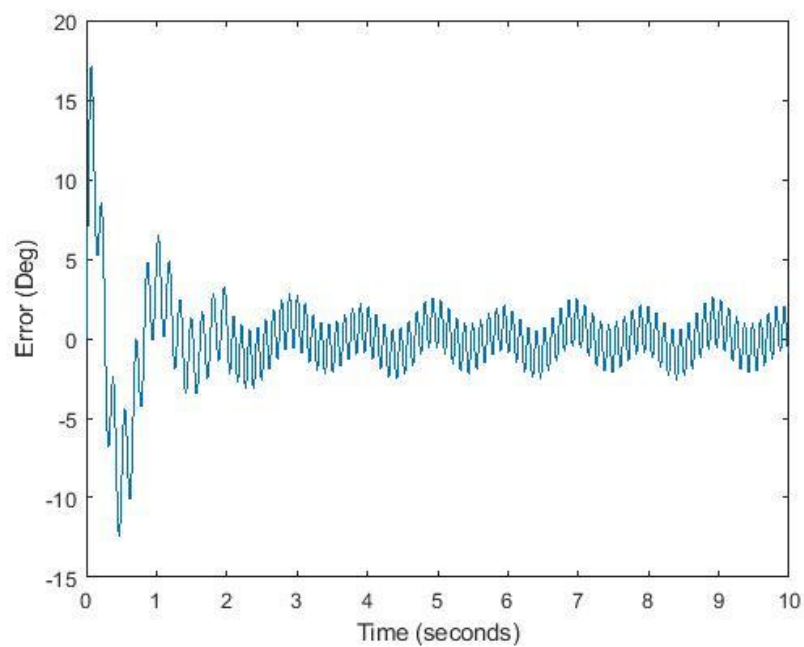
همان‌طور که در شکل (۲-۶) مشاهده می‌شود، ردیابی به‌خوبی صورت گرفته است. خطای ردیابی (شکل ۳-۶) در ابتدای حرکت زیاد است، اما سیستم به‌خوبی خطا را کاهش داده و مقدار آن به کمتر از ۴ درجه می‌رسد که با توجه به شکل (۴-۶) ۲ درجه‌ای آن به دلیل انحراف زاویه‌ای است و انرژی آن در سیستم ذخیره می‌شود (شکل ۷-۶). سفتی محرکه نیز ثابت مانده (شکل ۵-۶) و موقعیت تکیه‌گاه تغییر چندانی ندارد (شکل ۶-۶). برای ثابت نگه‌داشتن سفتی در ابتدای حرکت به دلیل خطای اولیه، موتورها باید مقداری گشتاور مقاومتی وارد کنند، پس از کاهش خطا مقدار گشتاور مقاومتی بسیار ناچیز می‌باشد (شکل ۸-۶).

۲-۱-۶ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی در ورودی پله برای سفتی

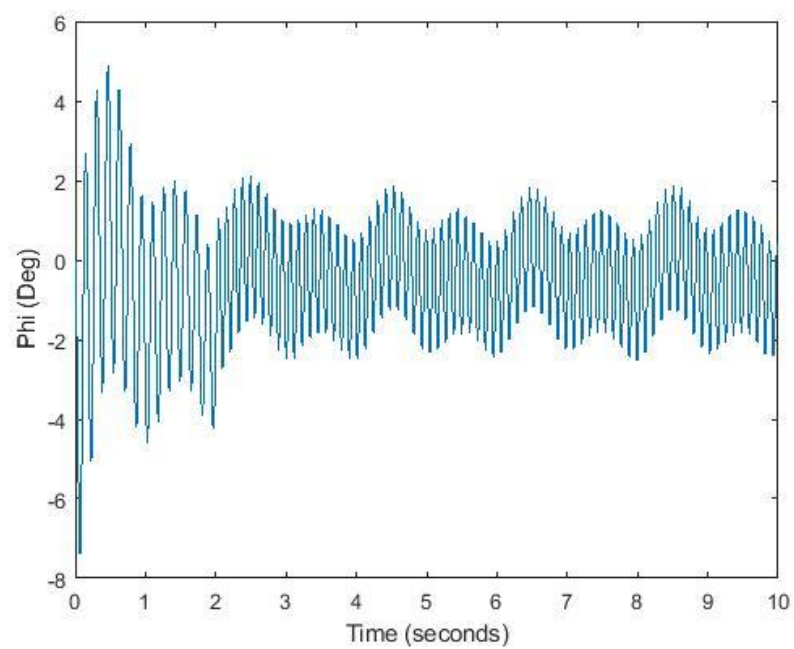
در مرحله دوم، همان مسیر مطلوب قبلی با ورودی پله برای سفتی به محرکه داده شد تا کارایی محرکه بررسی شود. نتایج در شکل‌های (۹-۶) تا (۱۵-۶) نشان داده شده است.



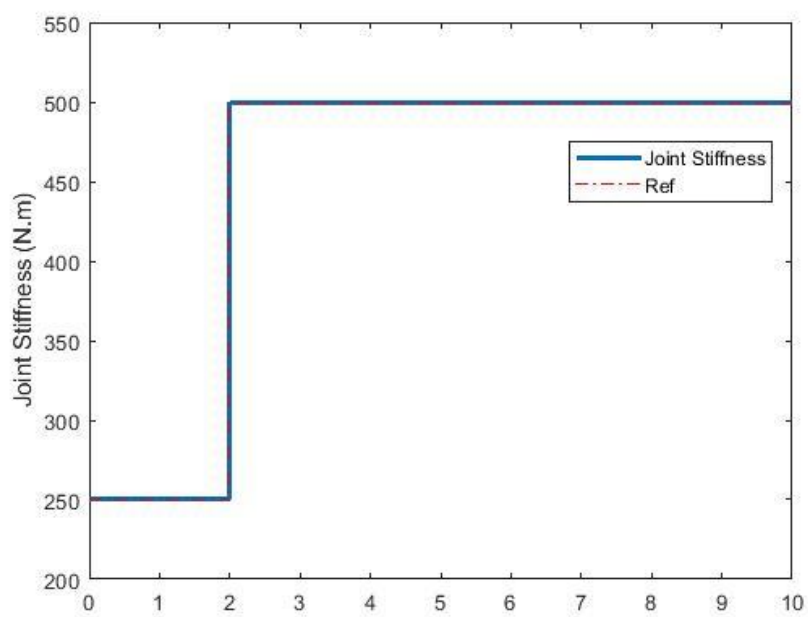
شکل (۶-۹) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله دوم



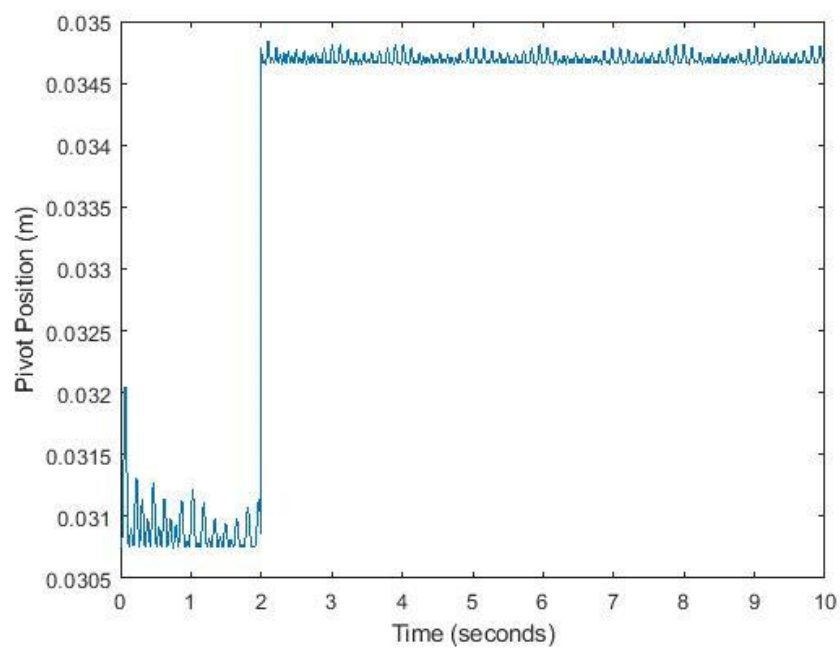
شکل (۶-۱۰) خطای تعقیب مسیر در مرحله دوم



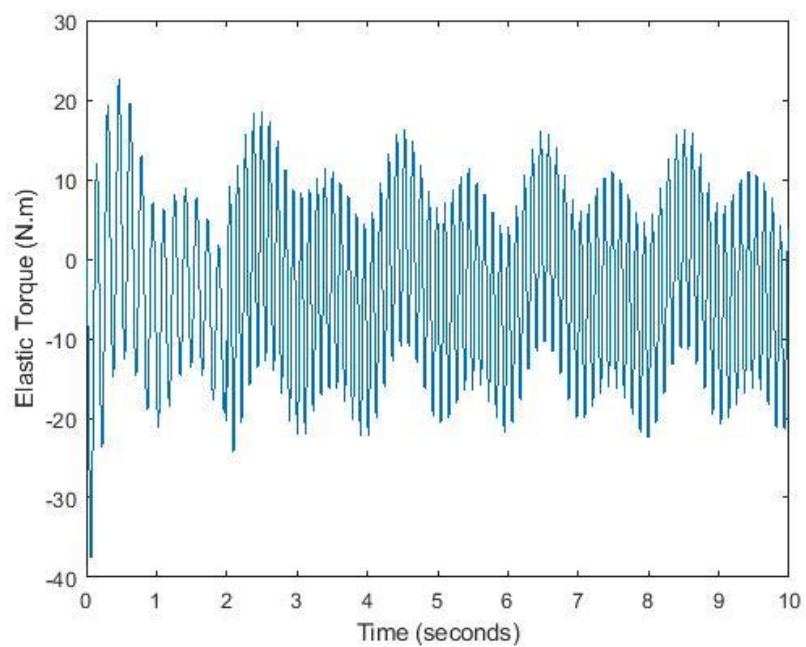
شکل (۱۱-۶) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله دوم



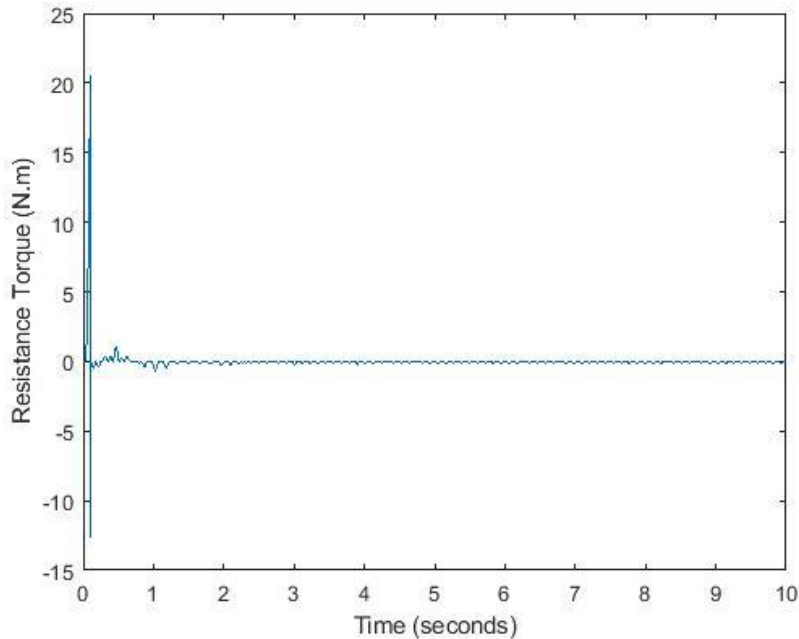
شکل (۱۲-۶) سفتی مفصل در مرحله دوم



شکل (۱۳-۶) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله دوم



شکل (۱۴-۶) گشتاور الاستیک در مرحله دوم

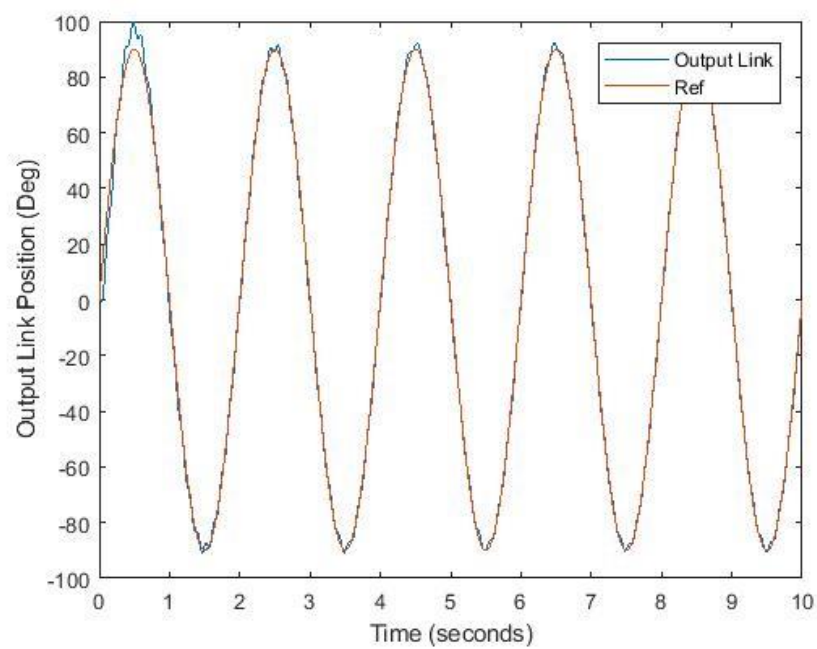


شکل (۱۵-۶) گشتاور مقاومتی در مرحله دوم

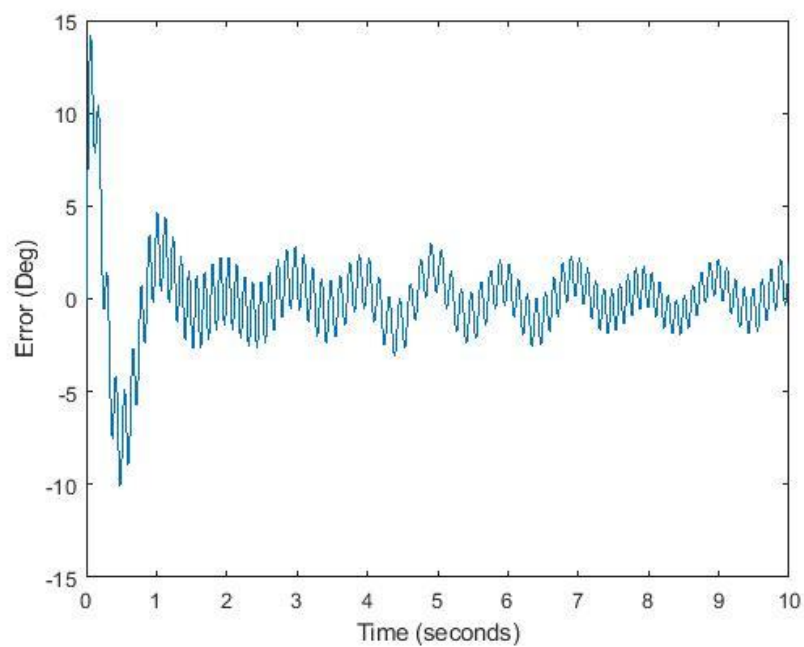
در این مرحله نیز، ردیابی به خوبی صورت گرفته است (شکل ۹-۶) و خطای ردیابی (شکل ۱۰-۶) مانند حالت قبل در ابتدای حرکت زیاد است، اما سیستم به خوبی خطا را کاهش داده و مقدار آن به کمتر از ۴ درجه می‌رسد که ۲ درجه‌ی آن به دلیل انحراف زاویه‌ای است (شکل ۱۱-۶) و انرژی آن در سیستم ذخیره می‌شود (شکل ۱۴-۶). سفتی محرکه نیز با توجه به شکل (۱۲-۶) ردیابی دقیقی داشته و موقعیت تکیه‌گاه نیز به خوبی تنظیم شده است (شکل ۱۳-۶). با توجه به افزایش سفتی در ثانیه دوم، گشتاور الاستیک نسبت به حالت قبل افزایش داشته است (شکل ۱۴-۶).

۳-۱-۶ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی با ورودی سینوسی برای سفتی

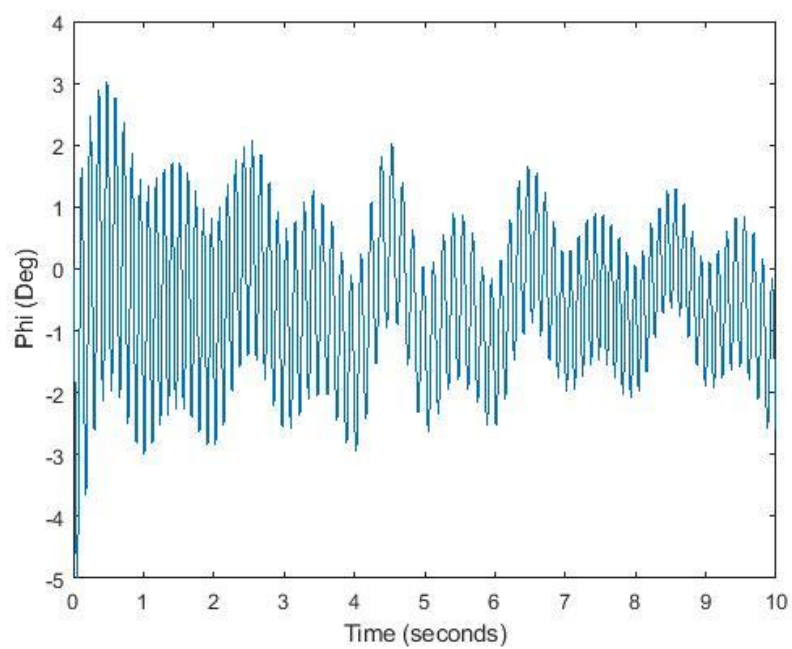
در مرحله سوم، مسیر مطلوب قبلی با مسیر مطلوب سینوسی برای سفتی به محرکه داده شد. نتایج در شکل‌های (۱۶-۶) تا (۲۲-۶) نشان داده شده‌اند.



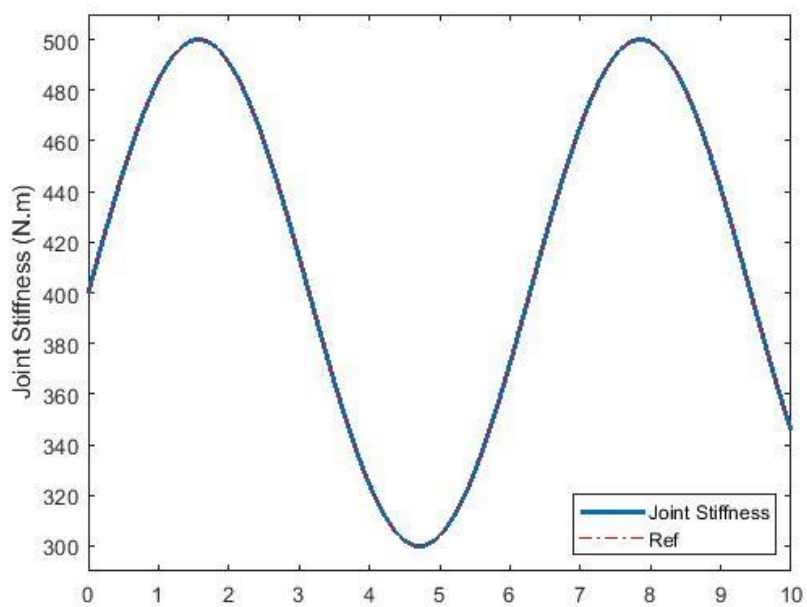
شکل (۶-۱۶) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله سوم



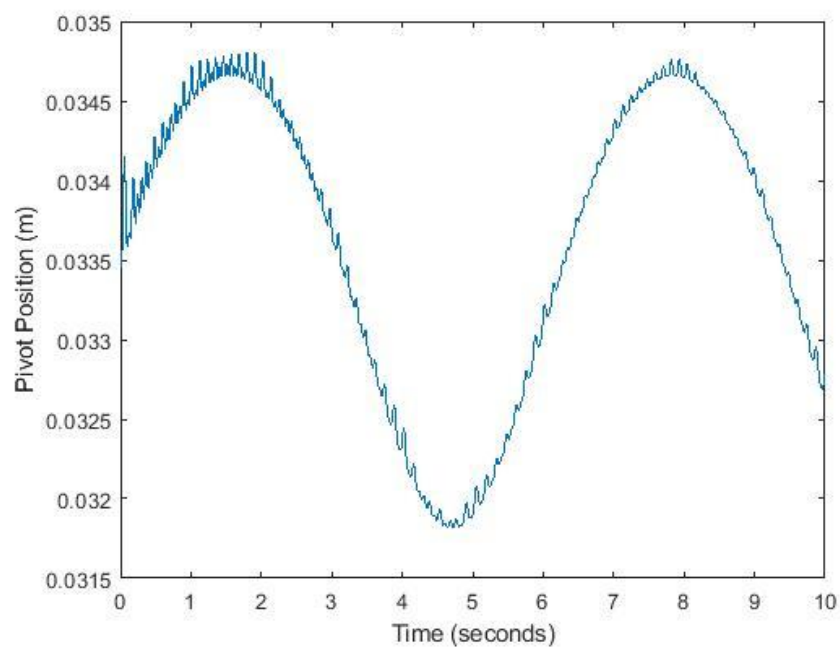
شکل (۶-۱۷) خطای تعقیب مسیر در مرحله سوم



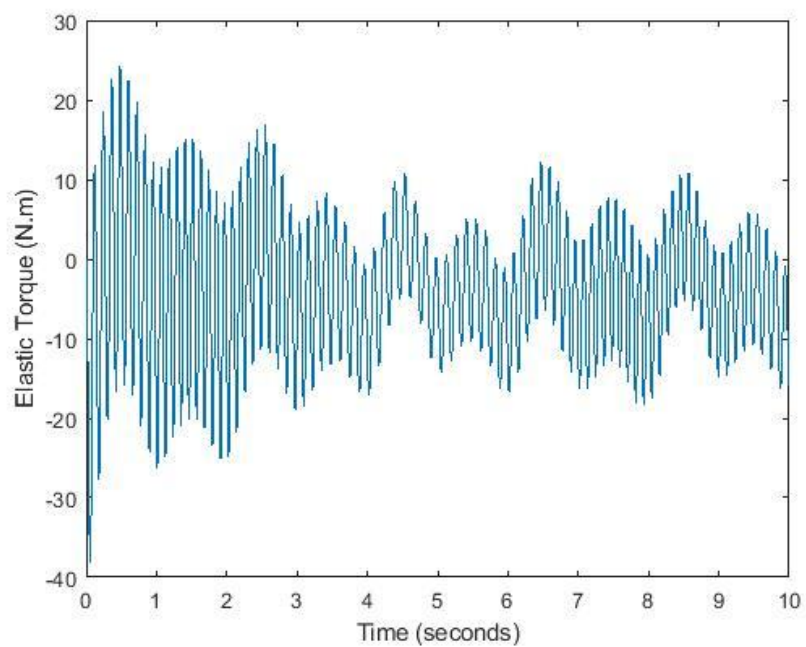
شکل (۶-۱۸) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله سوم



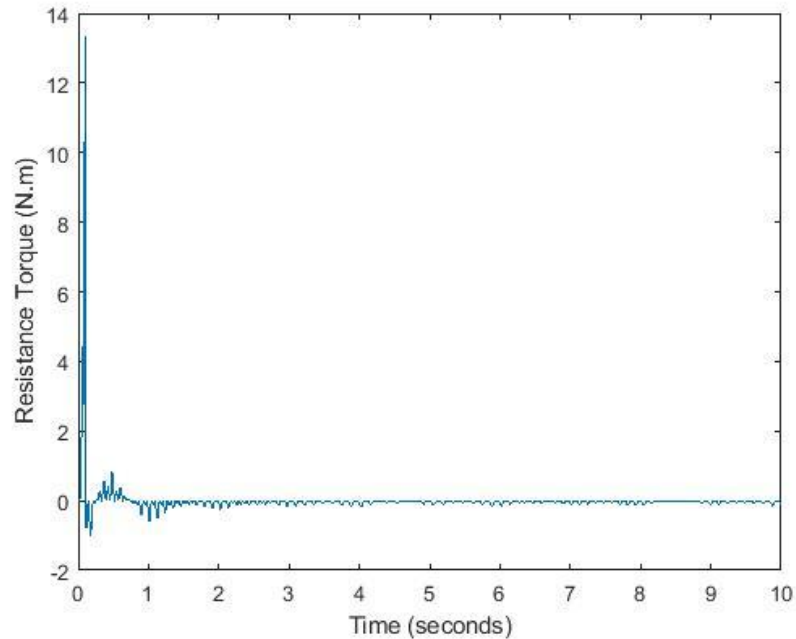
شکل (۶-۱۹) سفتی مفصل در مرحله سوم



شکل (۶-۲۰) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله سوم



شکل (۶-۲۱) گشتاور الاستیک در مرحله سوم



شکل (۶-۲۲) گشتاور مقاومتی در مرحله سوم

در مرحله سوم نیز، ردیابی به خوبی صورت گرفته است (شکل ۶-۱۶) و خطای ردیابی با توجه به متغیر بودن سفتی، به خوبی کاهش داده شده است (شکل ۶-۱۷). سفتی محرکه و موقعیت تکیه گاه نیز به خوبی ردگیری شده اند (شکل ۶-۱۹ و ۶-۲۰).

۶-۲ کنترلر مد لغزشی

کنترلر مد لغزشی، یکی از روش های کنترل مقاوم برای غلبه بر نامعینی ها می باشد. ابتدا معادله سیستم به فرم زیر نوشته می شود [۵۴].

$$\ddot{x} = f + bu \quad (۶-۴)$$

که در آن

$$\ddot{\mathbf{x}} = \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix}, \mathbf{f} = \begin{bmatrix} -\frac{D}{J}\dot{\theta}_1 - \frac{1}{J}\tau_r \\ -\frac{D}{J}\dot{\theta}_2 + \frac{1}{J}\tau_e \end{bmatrix}, \mathbf{b} = \begin{bmatrix} \frac{1}{J} & 0 \\ 0 & \frac{1}{J} \end{bmatrix}, \mathbf{u} = \begin{bmatrix} \tau_s \\ \tau_p \end{bmatrix} \quad (5-6)$$

در معادله (۴-۶) فرض می‌شود که $\mathbf{f}$ و $\mathbf{b}$ نامعین می‌باشند ولی حد آن‌ها معلوم می‌باشد.

$$|\hat{\mathbf{f}} - \mathbf{f}| \leq F \quad (6-6)$$

$\hat{\mathbf{f}}$ شناخت از سیستم و F حد بالای خطای تخمین $\mathbf{f}$ می‌باشد.

سطح لغزش به صورت زیر تعریف می‌شود

$$\mathbf{s} = \dot{\mathbf{e}} + \lambda \mathbf{e} \quad (7-6)$$

که در آن

$$\mathbf{e} = \mathbf{x} - \mathbf{x}_d \quad (8-6)$$

$\mathbf{x}_d$ مسیر مطلوب می‌باشد. تابع لیاپانوف به صورت زیر تعریف می‌شود

$$V = \frac{1}{2} \mathbf{s}^T \mathbf{s} \quad (9-6)$$

حال $\mathbf{u}$ طوری طراحی می‌شود که

$$\dot{V} = \mathbf{s}^T \dot{\mathbf{s}} \leq -\eta |\mathbf{s}| \quad (10-6)$$

که η یک مقدار ثابت مثبت می‌باشد.

ابتدا $b=1$ فرض می‌شود. با مشتق‌گیری از سطح لغزش رابطه زیر به دست می‌آید

$$\dot{\mathbf{s}} = \ddot{\mathbf{e}} + \lambda \dot{\mathbf{e}} = \ddot{\mathbf{x}} - \ddot{\mathbf{x}}_d + \lambda \dot{\mathbf{e}} = \mathbf{f} + \mathbf{u} - \ddot{\mathbf{x}}_d + \lambda \dot{\mathbf{e}} \quad (11-6)$$

از معادله (۹-۶) کنترل معادل به صورت زیر تعریف می‌شود

$$\hat{u} = -\hat{f} + \ddot{x}_d + \lambda \dot{e} \quad (۱۲-۶)$$

برای معادله (۴-۶) b نامعین می باشد ولی حد آن معلوم است

$$0 < b_{\min} \leq b \leq b_{\max} \quad (۱۳-۶)$$

$b_{\min}$ و $b_{\max}$ به ترتیب حد پایین و بالای b می باشند. b به صورت میانگین هندسی حد بالا و پایین تخمین زده می شود.

$$\hat{b} = (b_{\min} \cdot b_{\max})^{1/2} \quad (۱۴-۶)$$

حدود معادله (۱۳-۶) به صورت زیر به دست می آید

$$\beta^{-1} \leq \frac{\hat{b}}{b} \leq \beta \quad (۱۵-۶)$$

به طوری که

$$\beta = \left(\frac{b_{\max}}{b_{\min}}\right)^{1/2} \quad (۱۶-۶)$$

با تعریف کنترلر به صورت معادله (۱۷-۶) می توان دید که شرط لغزش ارضا می شود.

$$u = \hat{b}^{-1} [\hat{u} - k \operatorname{sgn}(s)] \quad (۱۷-۶)$$

که در آن

$$k \geq \beta(F + \eta) + (\beta - 1)|\hat{u}| \quad (۱۸-۶)$$

با جایگذاری (۱۷-۶) در $\dot{S}$ معادله زیر حاصل می شود

$$\dot{s} = (f - b\hat{b}^{-1}\hat{f}) + (1 - b\hat{b})(-\ddot{x}_d + \lambda \dot{e}) - b\hat{b}^{-1}k \operatorname{sgn}(s) \quad (۱۹-۶)$$

با جایگذاری (۱۹-۶) در (۱۰-۶)

$$k \geq \left| \hat{b}b^{-1}f - \hat{f} + (\hat{b}b^{-1} - 1)(-\ddot{x}_d + \lambda\dot{e}) \right| + \eta\hat{b}b^{-1} \quad (۲۰-۶)$$

که با توجه به شرط (۶-۶) به صورت زیر درمی آید

$$k \geq \hat{b}b^{-1}F + \eta\hat{b}b^{-1} + \left| \hat{b}b^{-1} - 1 \right| \cdot \left| \hat{f} - \ddot{x}_d + \lambda\dot{e} \right| \quad (۲۱-۶)$$

و با استفاده از معادله (۶-۱۵) به صورت معادله (۶-۱۸) به دست می آید.

حال با فرض ۲۰٪ نامعینی پارامتری در سیستم، سیگنال کنترل به صورت زیر به دست می آید

$$\tau_s = 0.4J(\hat{u}_1 - k_1 \operatorname{sgn}(s_1)) \quad (۲۲-۶)$$

$$\tau_p = 0.4J(\hat{u}_2 - k_2 \operatorname{sgn}(s_2))$$

که در آن

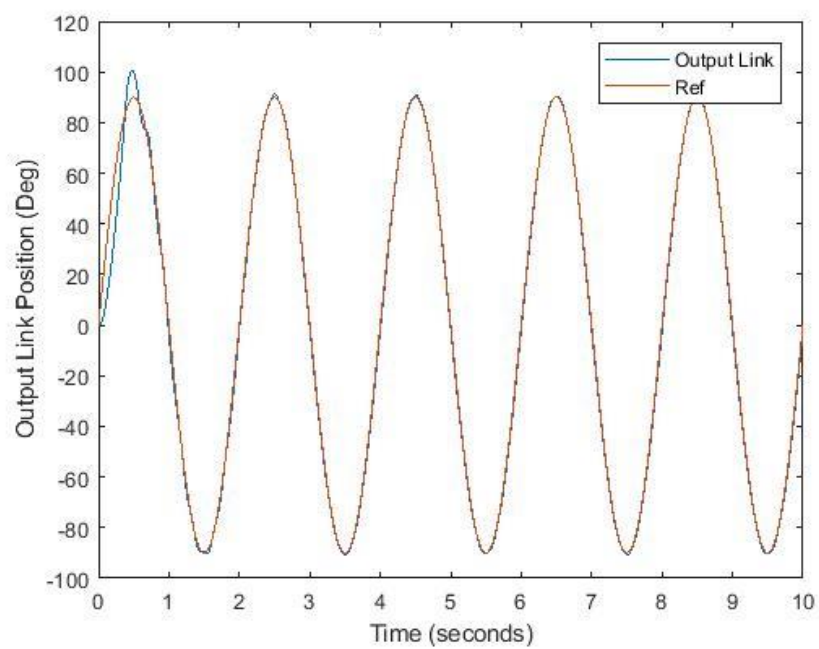
$$\begin{aligned} \hat{u}_1 &= \ddot{\theta}_{1d} + 0.8\left(\frac{D}{J}\right)\dot{\theta}_1 - \lambda\dot{e}_1 + 0.8\left(\frac{1}{J}\right)\tau_r \\ \hat{u}_2 &= \ddot{\theta}_{2d} + 0.8\left(\frac{D}{J}\right)\dot{\theta}_2 - \lambda\dot{e}_2 - 0.8\left(\frac{1}{J}\right)\tau_e \\ k_1 &= \beta\left(\eta - 0.1\left(\frac{1}{J}\right)|\tau_r| - 0.3\left(\frac{D}{J}\right)|\dot{\theta}_1|\right) + (\beta - 1)|\hat{u}_1| \\ k_2 &= \beta\left(\eta - 0.1\left(\frac{1}{J}\right)|\tau_e| - 0.3\left(\frac{D}{J}\right)|\dot{\theta}_2|\right) + (\beta - 1)|\hat{u}_2| \end{aligned} \quad (۲۳-۶)$$

برای شبیه سازی $\eta = 10^4, \lambda = 10^3$ در نظر گرفته شده است.

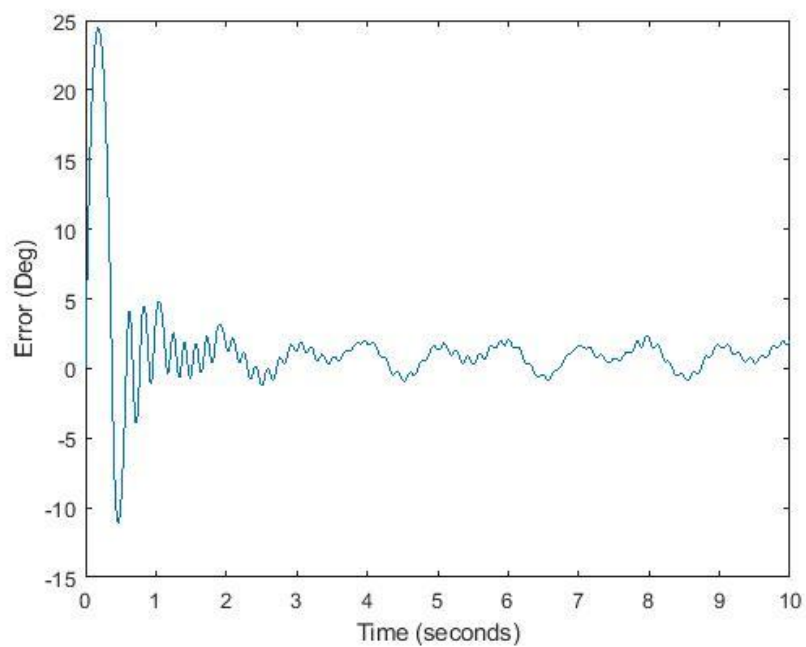
۶-۲-۱ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی در سفتی ثابت

مانند قبل در مرحله اول سفتی محرکه روی 300 N.m/rad تنظیم شده و مسیر سینوسی از ۹۰ تا ۹۰

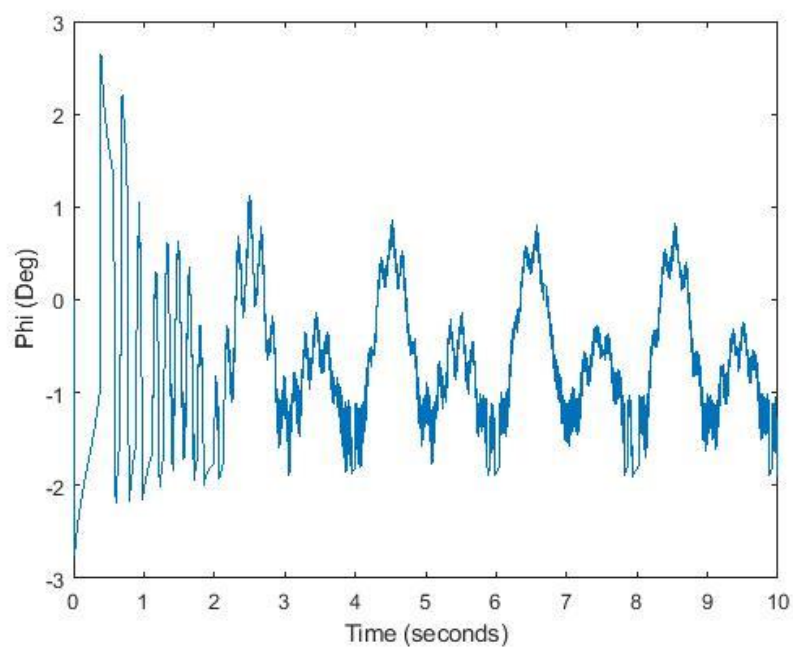
درجه به محرکه داده می شود. نتایج در شکل های (۶-۲۳) تا (۶-۲۹) نشان داده شده است.



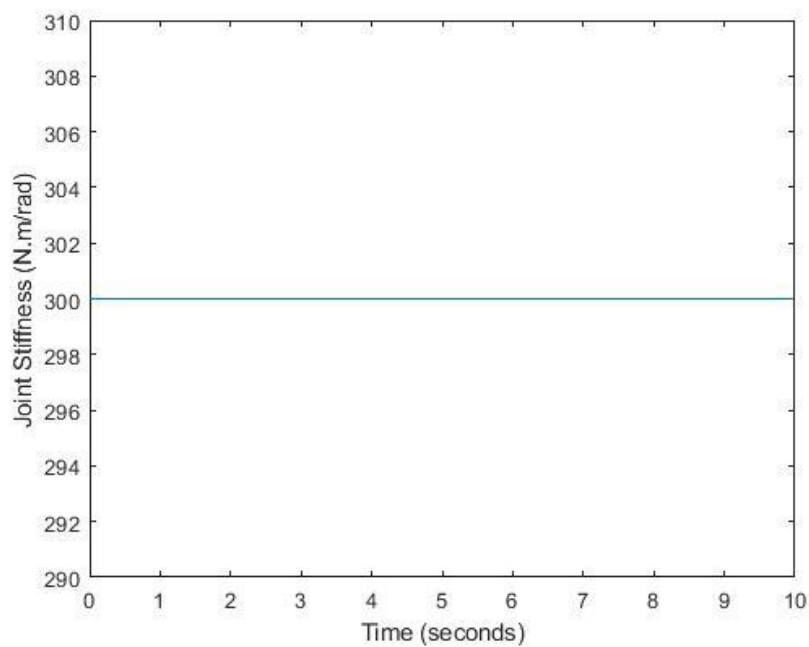
شکل (۶-۲۳) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله اول



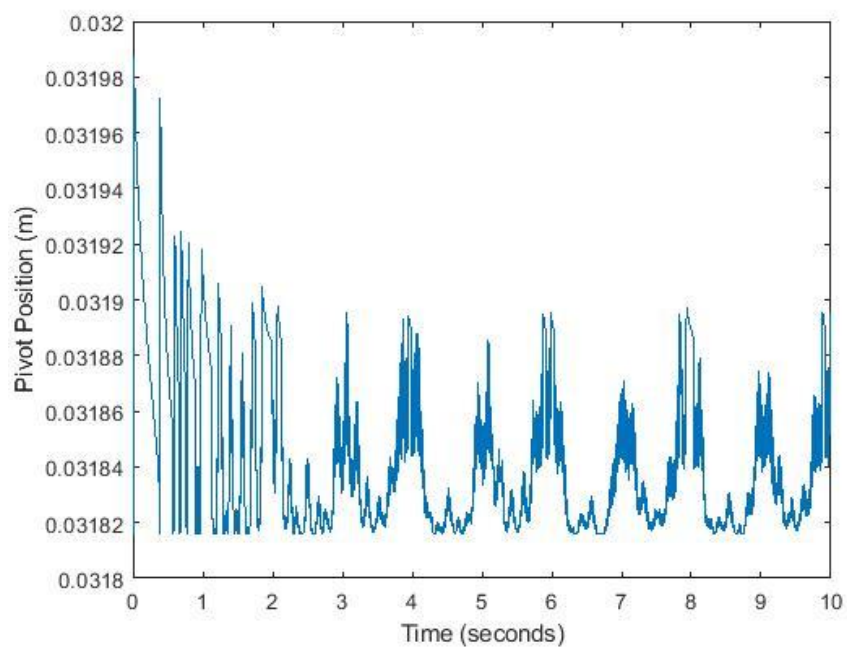
شکل (۶-۲۴) خطای تعقیب مسیر در مرحله اول



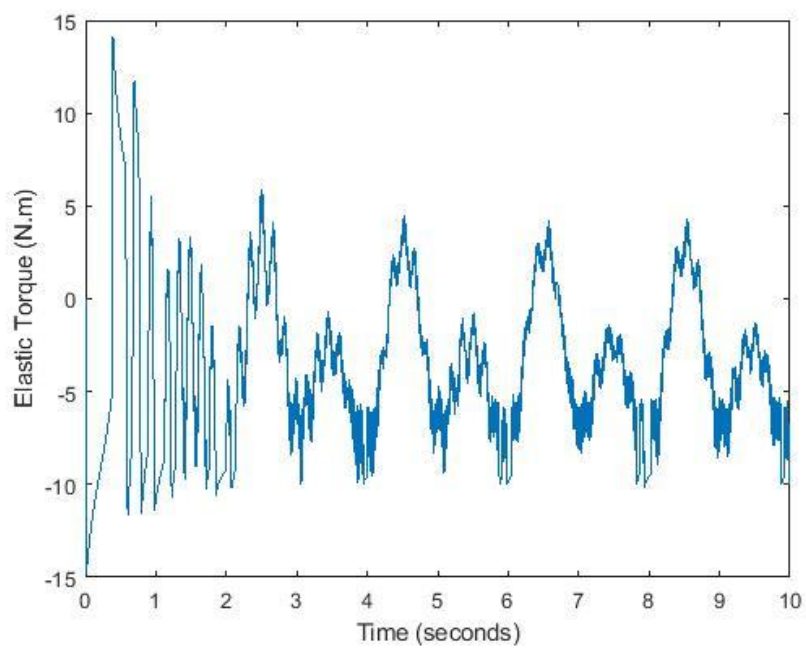
شکل (۶-۲۵) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله اول



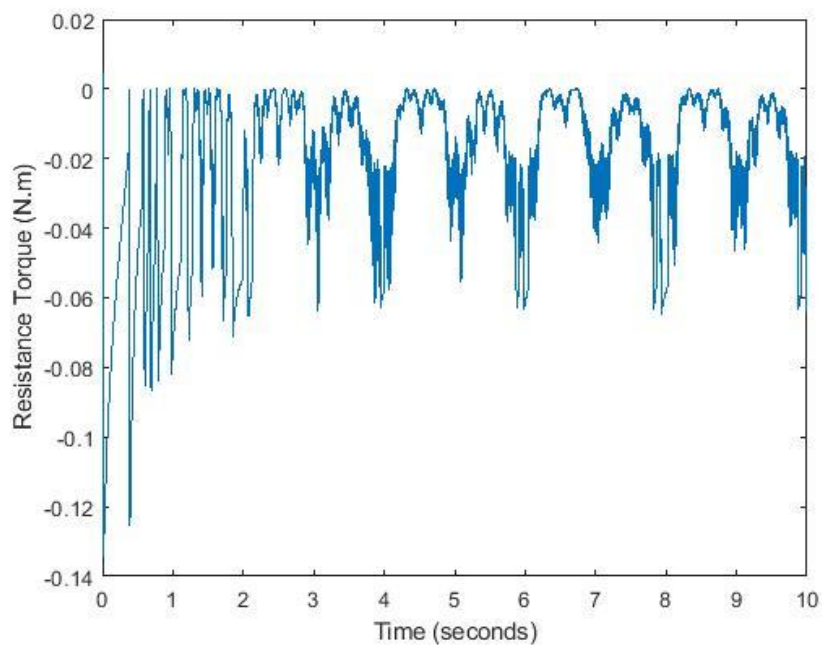
شکل (۶-۲۶) سفتی مفصل در مرحله اول



شکل (۶-۲۷) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله اول



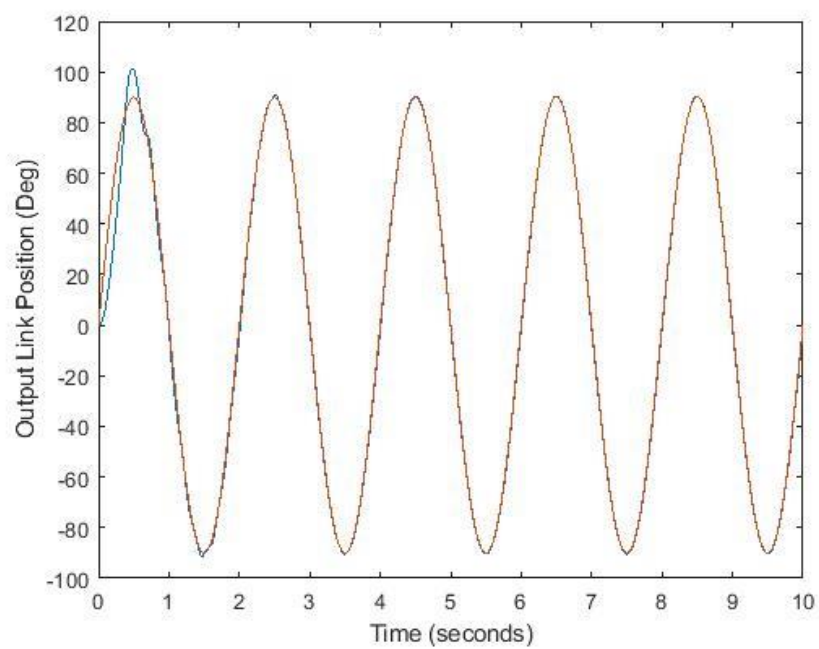
شکل (۶-۲۸) گشتاور الاستیک در مرحله اول



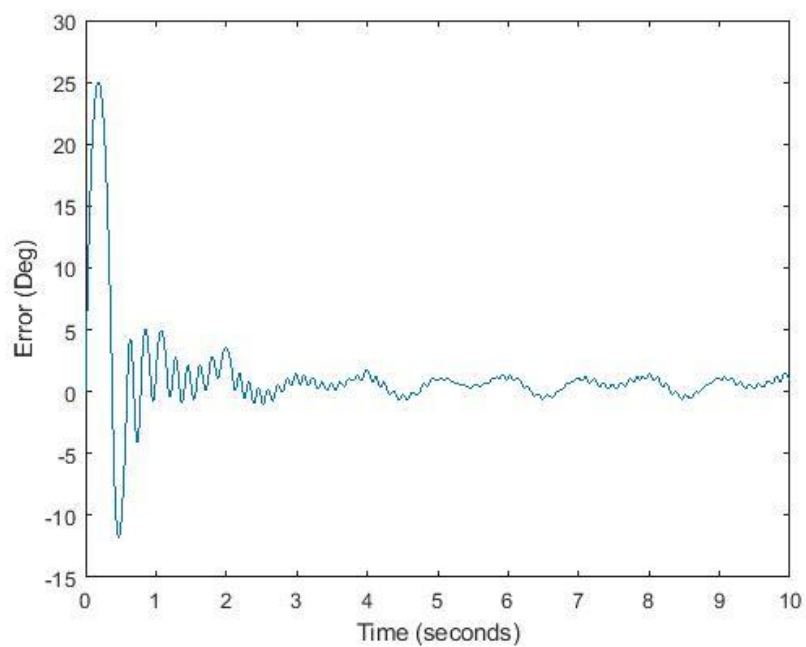
شکل (۶-۲۹) گشتاور مقاومتی در مرحله اول

۶-۲-۲ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی در ورودی پله برای سفتی

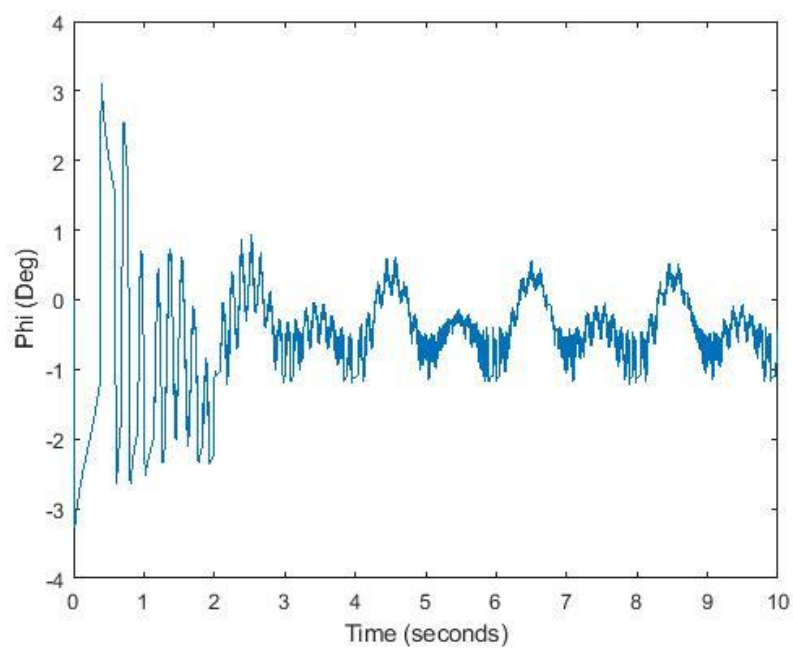
در مرحله دوم نیز همان مسیر مطلوب قبلی با ورودی پله برای سفتی به محرکه داده می‌شود. نتایج در شکل‌های (۶-۳۰) تا (۶-۳۶) نشان داده شده است.



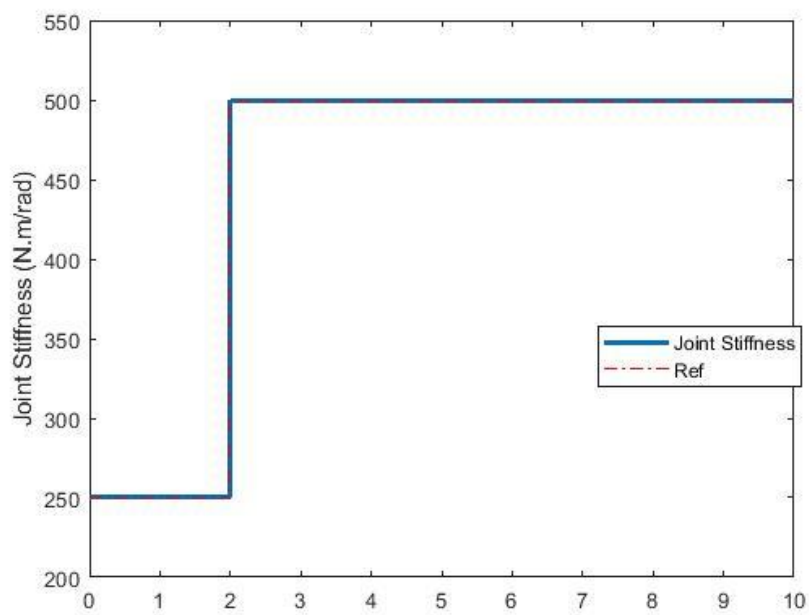
شکل (۳۰-۶) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله دوم



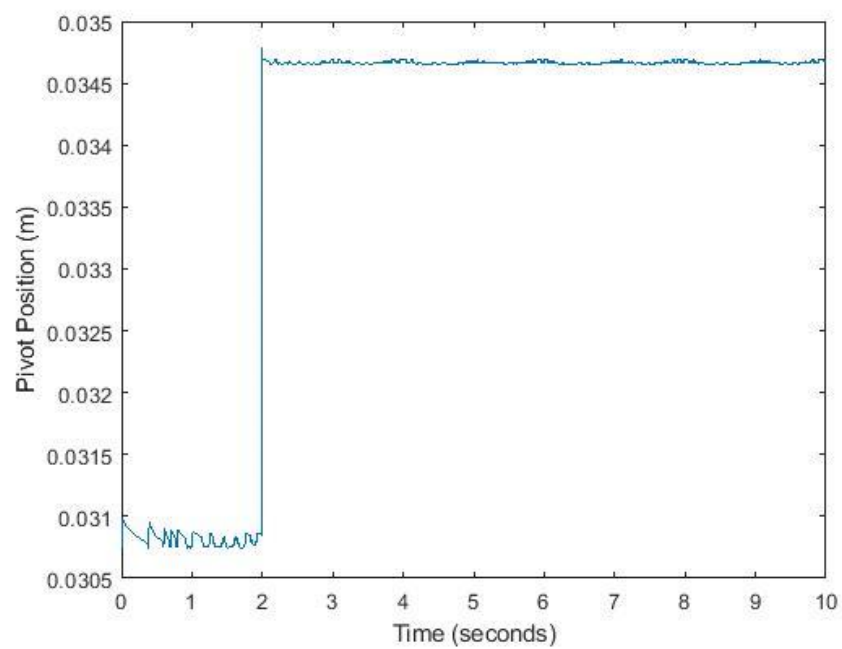
شکل (۳۱-۶) خطای تعقیب مسیر در مرحله دوم



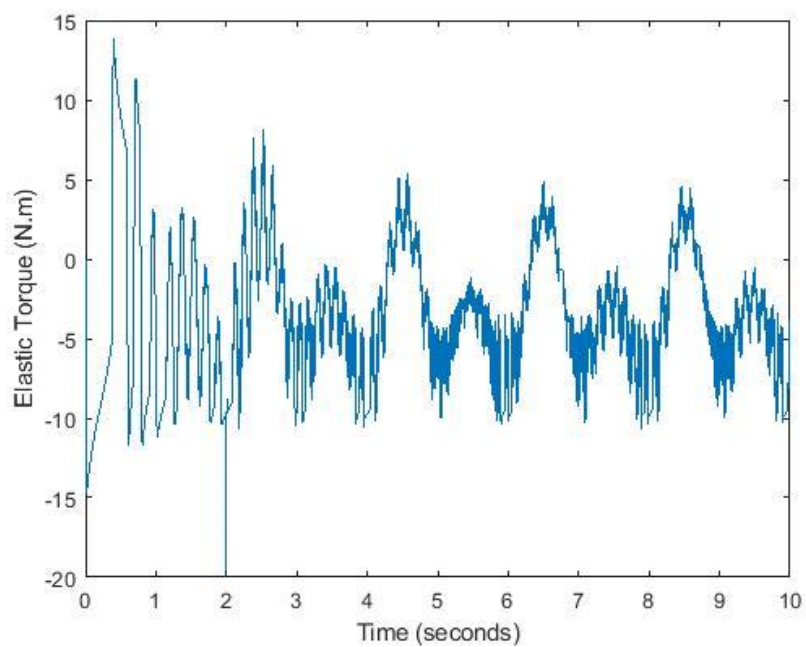
شکل (۶-۳۲) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله دوم



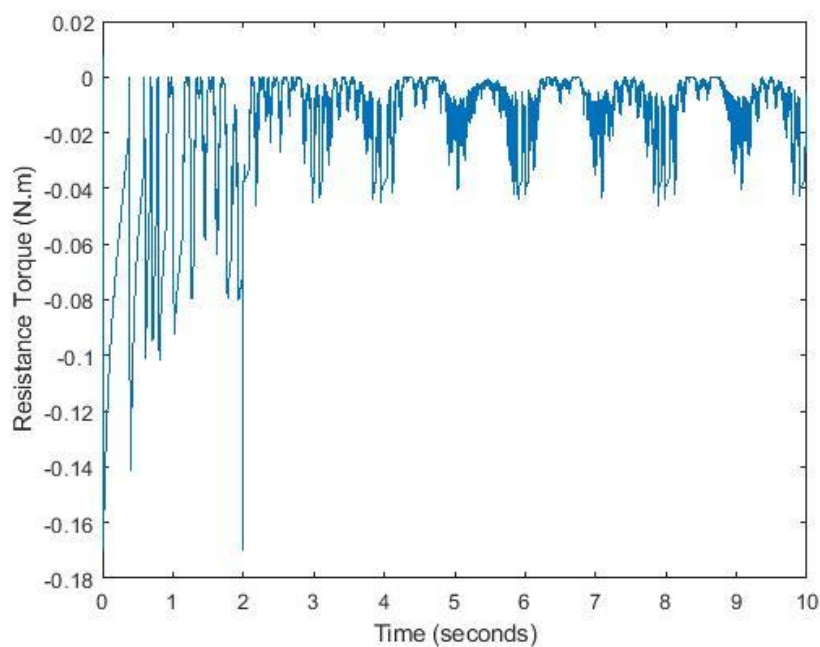
شکل (۶-۳۳) سفتی مفصل در مرحله دوم



شکل (۳۴-۶) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله دوم



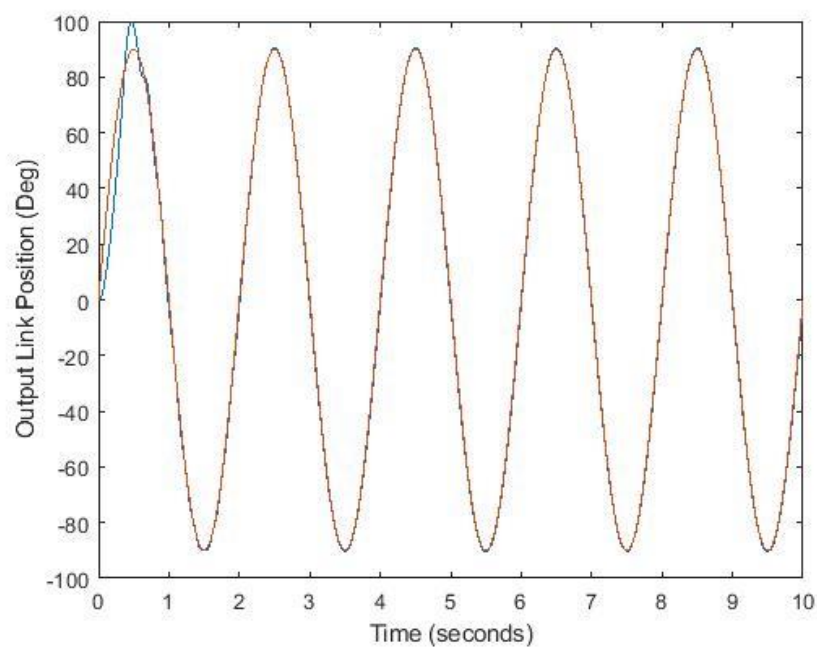
شکل (۳۵-۶) گشتاور الاستیک در مرحله دوم



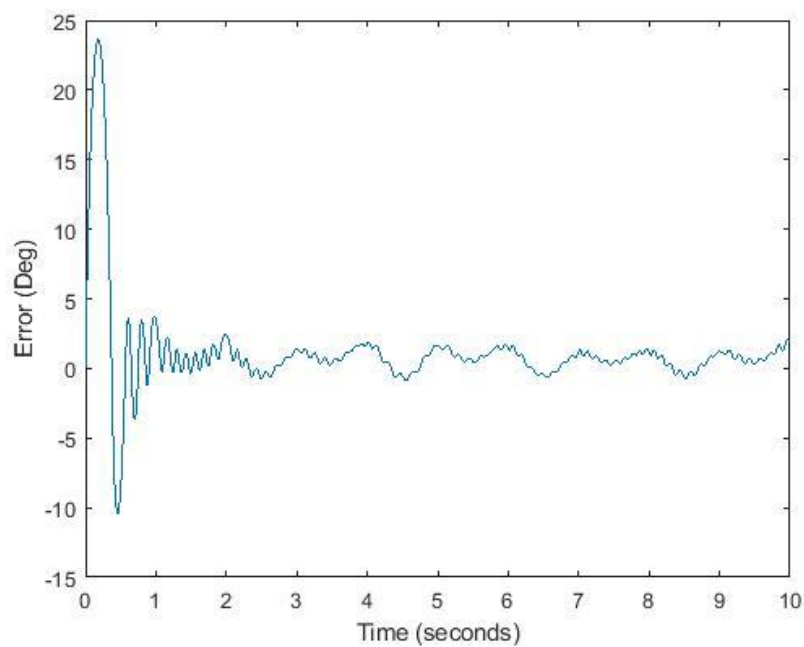
شکل (۳۶-۶) گشتاور مقاومتی در مرحله دوم

۳-۲-۶ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی با ورودی سینوسی برای سفتی

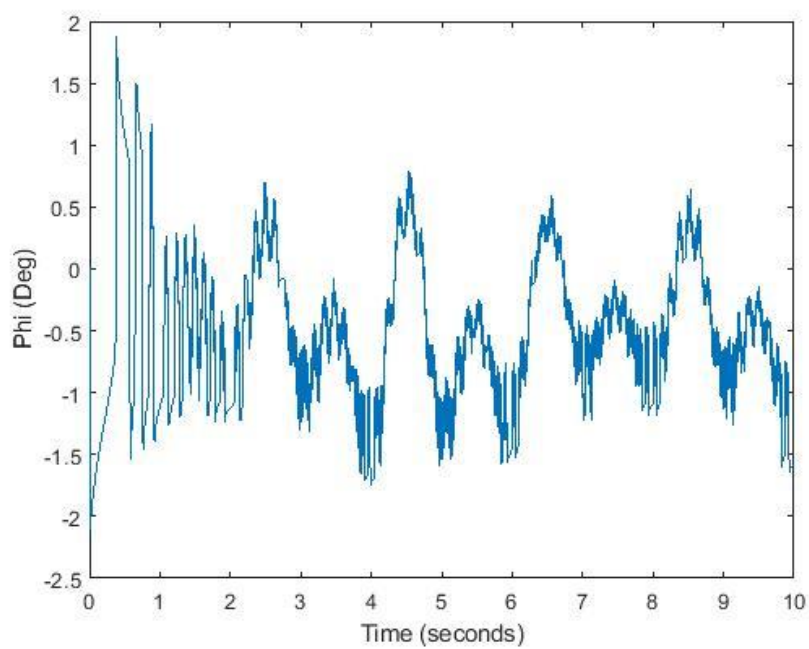
در مرحله سوم نیز مسیر مطلوب قبلی با مسیر مطلوب سینوسی برای سفتی به محرکه داده می‌شود. نتایج در شکل‌های (۳۷-۶) تا (۴۳-۶) نشان داده شده‌اند.



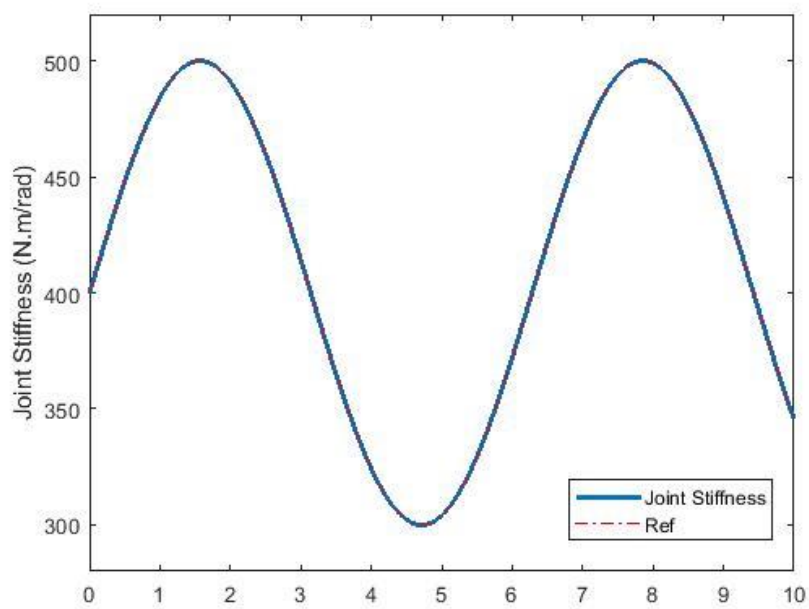
شکل (۳۷-۶) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله سوم



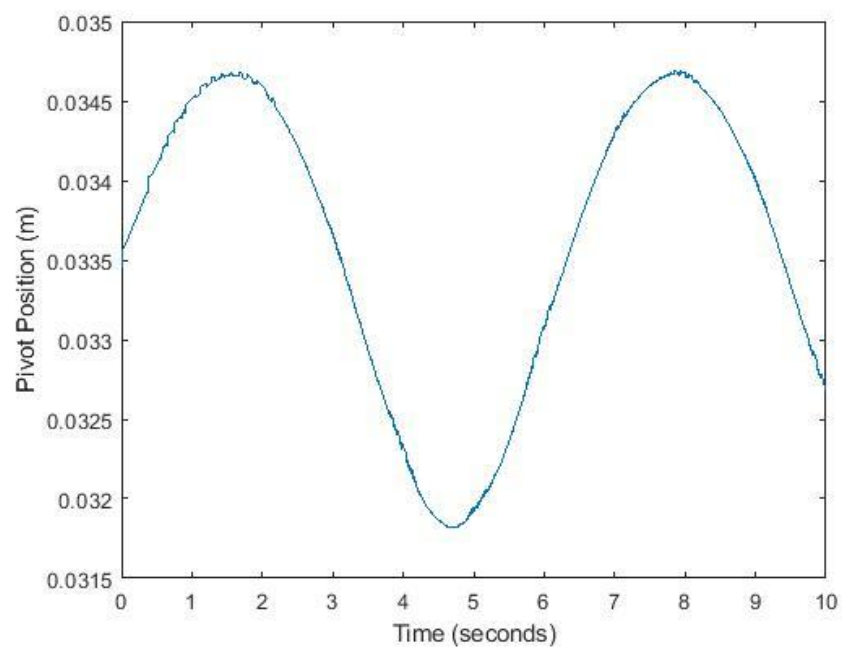
شکل (۳۸-۶) خطای تعقیب مسیر در مرحله سوم



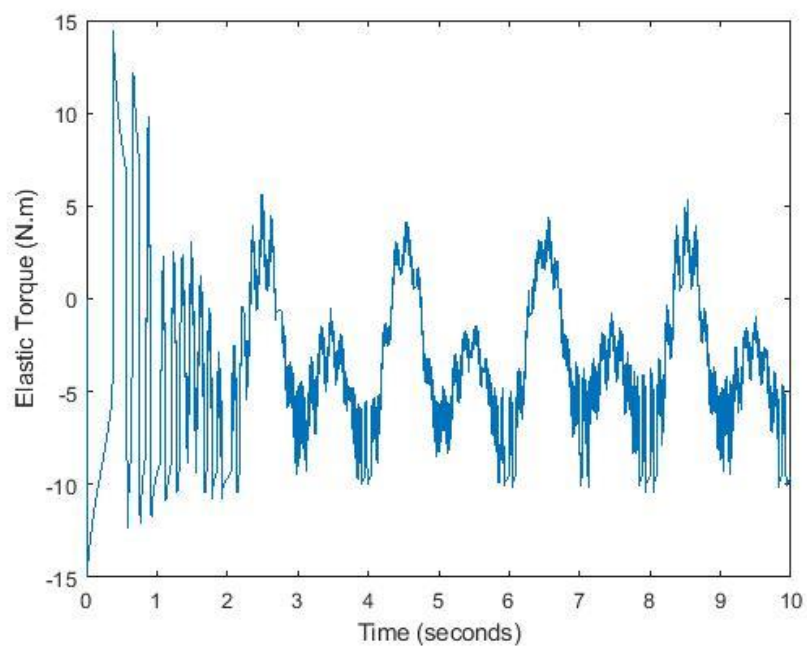
شکل (۶-۳۹) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله سوم



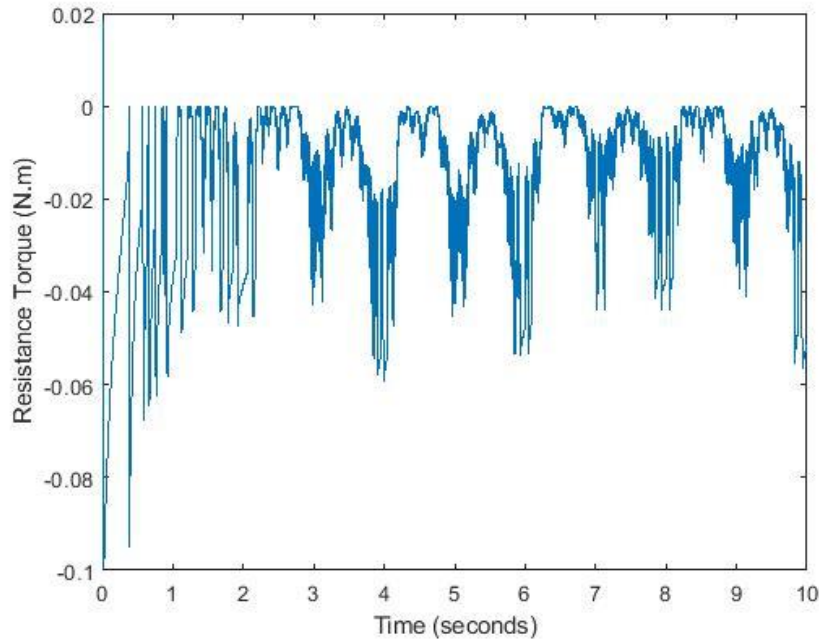
شکل (۶-۴۰) سفتی مفصل در مرحله سوم



شکل (۴۱-۶) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله سوم



شکل (۴۲-۶) گشتاور الاستیک در مرحله سوم



شکل (۴۳-۶) گشتاور مقاومتی در مرحله سوم

با توجه به نتایج، مشاهده می‌شود که در کنترل مود لغزشی نسبت به PID، علاوه بر کمتر شدن خطا و بالا رفتن دقت، نوسان سیستم کاهش یافته و همچنین گشتاور مقاومتی نیز کاهش چشمگیری داشته که نشان از بهبود کارایی محرکه می‌باشد.

۳-۶ کنترل مقاوم به روش کنترل بهینه

روش بعدی، کنترل مقاوم به روش کنترل بهینه می‌باشد. در این روش ابتدا معادلات حاکم بر سیستم (معادلات ۱-۶) به فرم فضای حالت نوشته می‌شود. متغیرهای حالت به فرم زیر تعریف می‌شوند [۵۵]

$$\begin{cases} x_1 = \theta_1 \\ x_2 = \dot{\theta}_1 \\ x_3 = \theta_2 \\ x_4 = \dot{\theta}_2 \end{cases} \quad (۲۴-۶)$$

معادلات سیستم در فرم فضای حالت به صورت زیر می‌باشد:

$$\begin{aligned}\dot{x} &= Ax + Bu \\ y &= Cx + Du\end{aligned}\quad (۲۵-۶)$$

که ماتریس‌های آن به صورت زیر می‌باشد:

$$\begin{aligned}A &= \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & -\frac{D}{J} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & -\frac{D}{J} \end{bmatrix}, x = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix}, B = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ \frac{1}{J} & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{J} \end{bmatrix}, u = \begin{bmatrix} \tau_s - \tau_r \\ \tau_p + \tau_e \end{bmatrix} \\ y &= \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix}, C = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, D = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}\end{aligned}\quad (۲۶-۶)$$

هدف طراحی کنترل بهینه برای خروجی مطلوب y_d می‌باشد. ابتدا باید متغیرهای حالت مطلوب (x_d, u_d)

برای خروجی مطلوب به دست آید. واضح است که x_d و u_d و y_d باید در معادله (۲۵-۶) صدق کنند:

$$\begin{aligned}\dot{x}_d &= Ax_d + Bu_d \\ y_d &= Cx_d + Du_d\end{aligned}\quad (۲۷-۶)$$

x_d و u_d با داشتن y_d از معادله (۲۷-۶) به دست می‌آید. با نوشتن معادله به فرم زیر:

$$\begin{bmatrix} A & B \\ C & D \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_d \\ u_d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{x}_d \\ y_d \end{bmatrix}\quad (۲۸-۶)$$

جواب به صورت زیر قابل محاسبه می‌باشد:

$$\begin{bmatrix} x_d \\ u_d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A & B \\ C & D \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \dot{x}_d \\ y_d \end{bmatrix}\quad (۲۹-۶)$$

با تعریف متغیرهای حالت جدید به فرم زیر:

$$\begin{aligned}\Delta x &= x - x_d \\ \Delta u &= u - u_d\end{aligned}\quad (۳۰-۶)$$

معادله حالت سیستم به صورت زیر درمی‌آید:

$$\Delta \dot{x} = A \Delta x + B \Delta u \quad (31-6)$$

با حل کنترل بهینه برای معادله حالت (31-6) و پیدا کردن سیگنال کنترل Δu^* با فرمول $u^* = \Delta u^* + u_d$ سیگنال کنترل سیستم اصلی به دست می‌آید.

فرض می‌شود سیستم به صورت زیر می‌باشد:

$$\dot{x} = A(p)x + BD(p)u \quad (32-6)$$

که در آن $p \in P$ بردار پارامترهای نامعینی، ماتریس $A(p)$ ماتریس نامعینی ضرایب و $D(p)$ یک ماتریس 2×2 و شامل نامعینی‌های ماتریس ورودی می‌باشد. ابتدا فرضیات زیر در نظر گرفته می‌شود:

فرض ۱- یک مقدار اسمی $p_0 \in P$ از p وجود دارد به طوری که $(A(p_0), B)$ قابل تثبیت هستند.

فرض ۲- ماتریس ثابت D وجود دارد به طوری که برای تمام $p \in P$ شرط زیر صدق می‌کند

$$0 < D \leq D(p)$$

فرض ۳- برای هر $p \in P$ ماتریس $\phi(p)_{2 \times 4}$ وجود دارد به طوری که شرط زیر برقرار است:

$$A(p) - A(p_0) = BD\phi(p)$$

و $\phi(p)$ محدود است.

با فرض‌های بالا، معادله دینامیکی سیستم به صورت زیر به دست می‌آید:

$$\dot{x} = A(p_0)x + BD(u + E(p)u) + BD\phi(p)x \quad (33-6)$$

$$E(p) = D^{-1}D(p) - I \geq 0 \text{ که}$$

سیگنال کنترل مقاوم به صورت $u = Kx$ در نظر گرفته می‌شود. بنابراین دینامیک سیستم به صورت زیر

نوشته می‌شود:

$$\dot{x} = A(p_0)x + BD(Kx + E(p)Kx) + BD\phi(p)x \quad (۳۴-۶)$$

مسئله حل معادله (۳۴-۶) به مسئله LQR زیر تبدیل می‌شود.

برای معادله کمکی زیر

$$\dot{x} = A(p_0)x + BDu \quad (۳۵-۶)$$

سیگنال کنترل $u = Kx$ را به نحوی پیدا می‌شود که تابع هزینه زیر مینیمم گردد.

$$\int_0^\infty (x^T F x + u^T u) dt \quad (۳۶-۶)$$

که در آن F حد بالای نامعینی $\phi(p)^T \phi(p)$ می‌باشد به‌طوری‌که برای تمام $p \in P$

$$\phi(p)^T \phi(p) \leq F \quad (۳۷-۶)$$

برای حل مسئله LQR ابتدا معادله جبری ریکاتی به‌صورت زیر حل می‌شود.

$$A(p_0)^T S + SA(p_0) + F + I - SBDD^T B^T S = 0 \quad (۳۸-۶)$$

تئوری ۱-۶

اگر مسئله کنترل بهینه LQR (۳۵-۶) قابل حل باشد، آنگاه جواب آن حل مسئله کنترل مقاوم (۳۴-۶) می‌باشد.

اثبات

اگر جواب مسئله LQR به‌صورت $u = Kx$ تعریف شود، نشان داده خواهد شد، این جواب همچنین جواب مسئله کنترل مقاوم (۳۴-۶) نیز می‌باشد، به‌طوری‌که معادله (۳۴-۶) برای تمام $p \in P$ پایدار می‌باشد.

ابتدا تابع زیر تعریف می‌شود

$$V(x_0) = \min_{u \in R^m} \int_0^\infty (x^T F x + x^T x + u^T u) dt \quad (39-6)$$

تابع (39-6) به عنوان حداقل هزینه برای کنترل بهینه معادله کمکی برای مقدار اولیه x_0 در نظر گرفته می شود. نشان داده خواهد شد $V(x)$ تابع لیاپانوفی برای سیستم (34-6) می باشد. با این تعریف، $V(x)$ باید در معادله همیلتون-ژاکوبین-بلمن صدق کند که به صورت زیر ساده می شود [55]:

$$\min_{u \in R^m} (x^T F x + x^T x + u^T u + V_x^T (A(p_0)x + B D u)) = 0 \quad (40-6)$$

برای اینکه $u = Kx$ جواب معادله کنترل بهینه باشد، باید دو معادله زیر را ارضا کند

$$x^T F x + x^T x + x^T K^T K x + V_x^T (A(p_0)x + B D K x) = 0 \quad (41-6)$$

$$2x^T K^T + V_x^T B D = 0 \quad (42-6)$$

با کمک دو معادله بالا، می توان نشان داد که $V(x)$ تابع لیاپانوفی برای سیستم (34-6) می باشد. واضح است که:

$$\begin{aligned} V(x) &> 0 & x &\neq 0 \\ V(x) &= 0 & x &= 0 \end{aligned}$$

برای اینکه نشان داده شود برای تمام $x \neq 0$ ، $\dot{V}(x) < 0$ ، ابتدا از معادله (34-6) استفاده می شود

$$\begin{aligned} \dot{V}(x) &= V_x^T \dot{x} \\ &= V_x^T (A(p_0)x + B D K x + B D E(p)Kx + B D \phi(p)x) \\ &= V_x^T (A(p_0)x + B D K x) + V_x^T B D (E(p)K + \phi(p))x \end{aligned} \quad (43-6)$$

با استفاده از معادله (41-6)

$$V_x^T (A(p_0)x + B D K x) = -(x^T F x + x^T x + x^T K^T K x) \quad (44-6)$$

و با استفاده از معادله (42-6)

$$V_x^T BD(E(p)K + \phi(p))x = -2x^T K^T E(p)Kx - 2x^T K^T \phi(p)x \quad (۴۵-۶)$$

بنابراین

$$\begin{aligned} \dot{V}(x) &= -x^T Fx - x^T x - x^T K^T Kx - 2x^T K^T \phi(p)x - 2x^T K^T E(p)Kx \\ &= -x^T Fx - x^T x - x^T K^T Kx - 2x^T K^T \phi(p)x - x^T \phi(p)^T \phi(p)x \\ &\quad + x^T \phi(p)^T \phi(p)x - 2x^T K^T E(p)Kx \\ &= -x^T Fx + x^T \phi(p)^T \phi(p)x - x^T x - x^T K^T Kx - 2x^T K^T \phi(p)x \\ &\quad - x^T \phi(p)^T \phi(p)x - 2x^T K^T E(p)Kx \\ &= -x^T (F + \phi(p)^T \phi(p))x - x^T x - x^T (K + \phi(p))^T (K + \phi(p))x \\ &\quad - 2x^T K^T E(p)Kx \\ &< -x^T x \end{aligned} \quad (۴۶-۶)$$

درنتیجه

$$\begin{aligned} \dot{V}(x) &< 0 & x \neq 0 \\ \dot{V}(x) &= 0 & x = 0 \end{aligned}$$

درنتیجه، با تئوری پایداری لیپانوف، سیستم (۳۴-۶) برای تمام $p \in P$ پایدار می‌باشد. بنابراین،

$u = Kx$ جواب مسئله کنترل مقاوم نیز می‌باشد.

با فرض ۲۰٪ عدم قطعیت پارامتری در سیستم، با توجه به معادله (۳۲-۶)،

$$A(p_0) = 0.8 \times A(p), B = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 1 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}, D = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (۴۷-۶)$$

درنتیجه

$$\phi = \begin{bmatrix} 0 & -2.9112 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -2.9112 \end{bmatrix} \quad (۴۸-۶)$$

$$F = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 8.4751 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 8.4751 \end{bmatrix}, Q = F + I \quad (49-6)$$

حال با حل معادله ریکاتی K به صورت زیر به دست می آید:

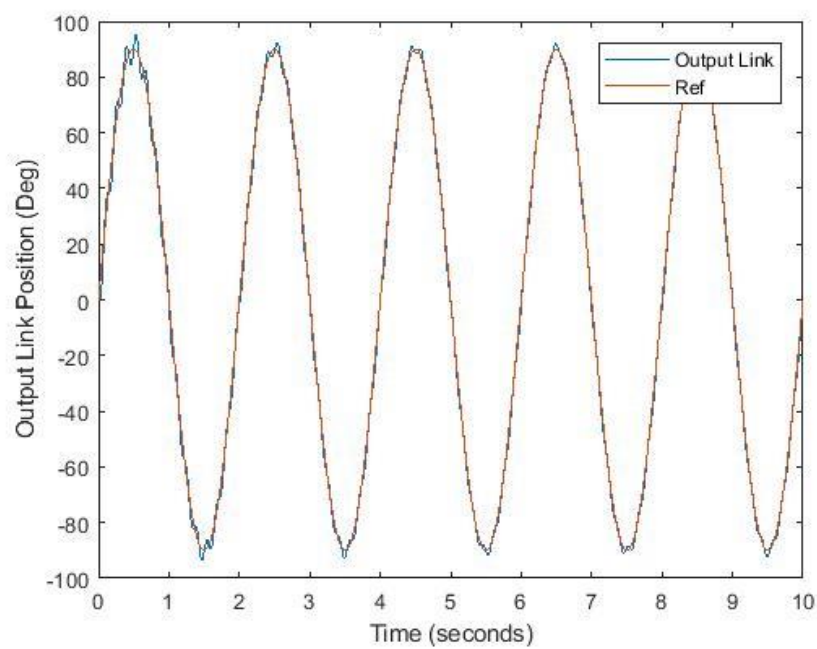
$$K = \begin{bmatrix} 1 & 6.102 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 6.102 \end{bmatrix} \quad (50-6)$$

در نتیجه سیگنال کنترل به صورت زیر به دست می آید:

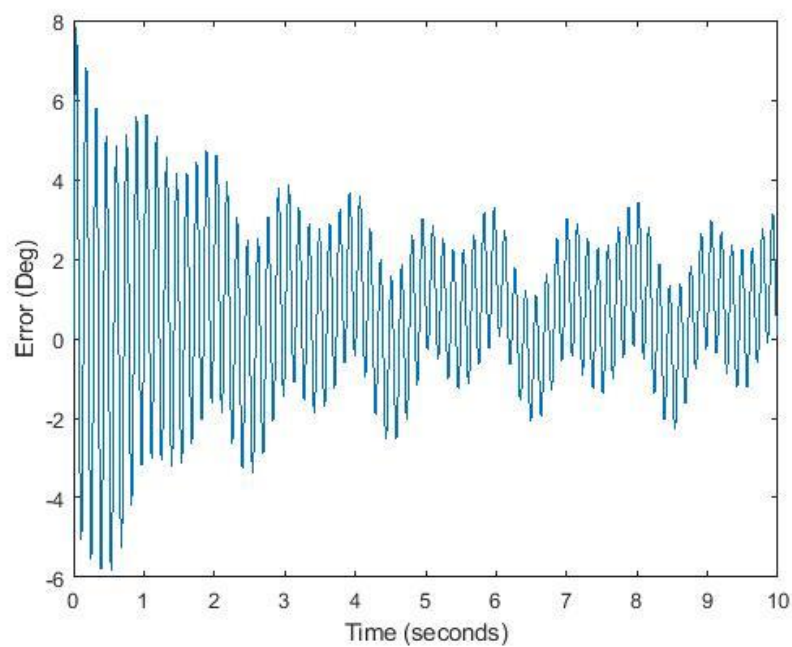
$$u^* = K(x - x_d) + u_d \quad (51-6)$$

۱-۳-۶ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی در سفتی ثابت

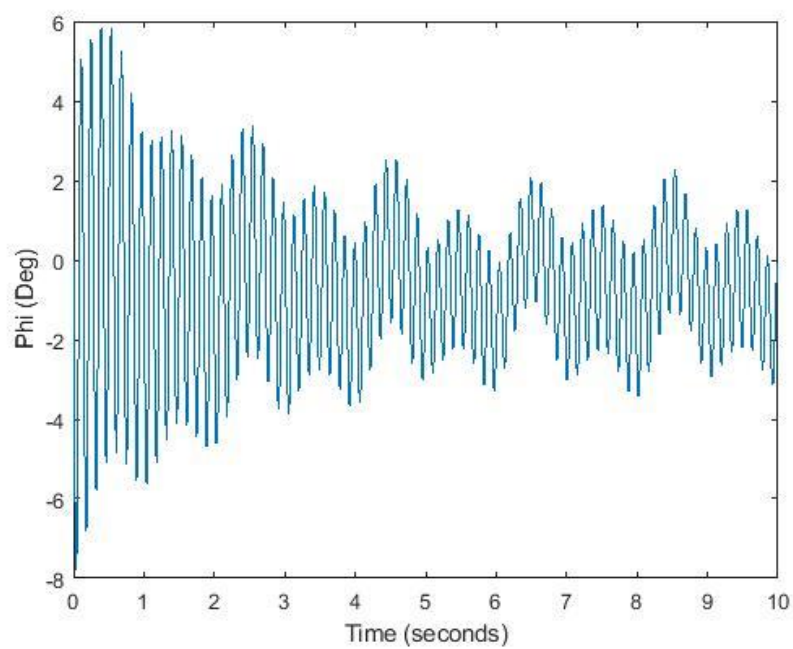
همانند کنترلرهای قبلی، در مرحله اول، مسیر مطلوب سینوسی -90° تا 90° درجه در سفتی ثابت 300 N.m/rad با کنترلر بهینه به محرکه اعمال می شود. نتایج در شکل های (44-6) تا (50-6) نشان داده شده-اند.



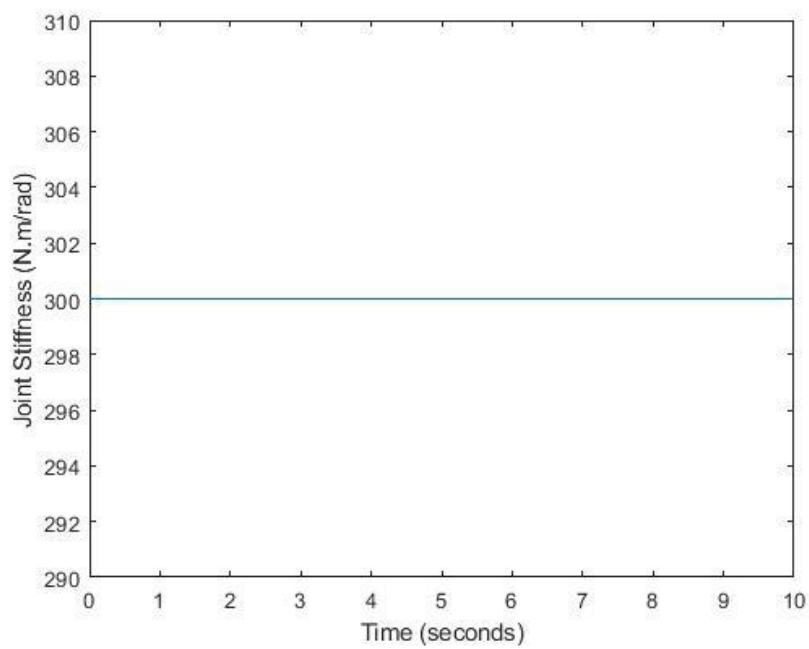
شکل (۴۴-۶) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله اول



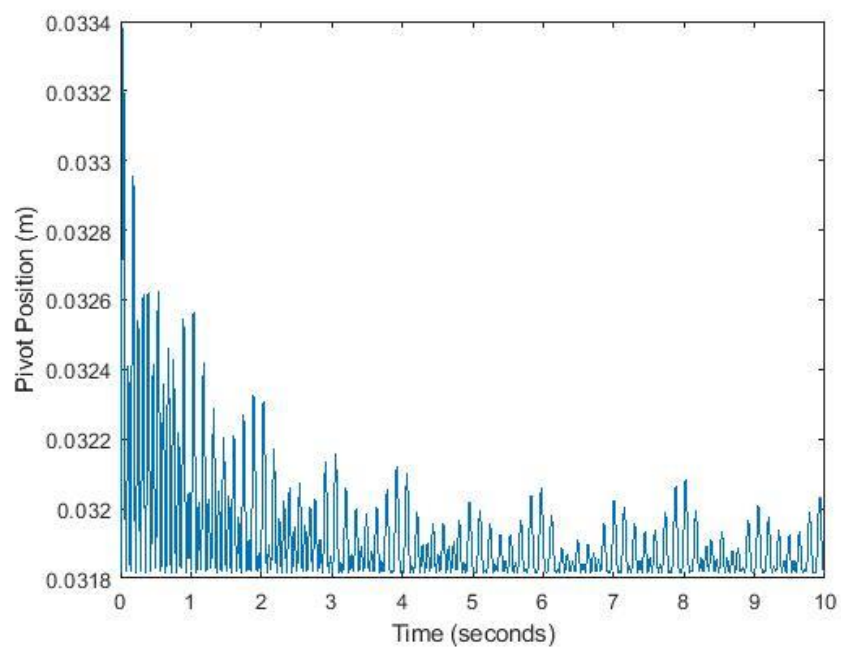
شکل (۴۵-۶) خطای تعقیب مسیر در مرحله اول



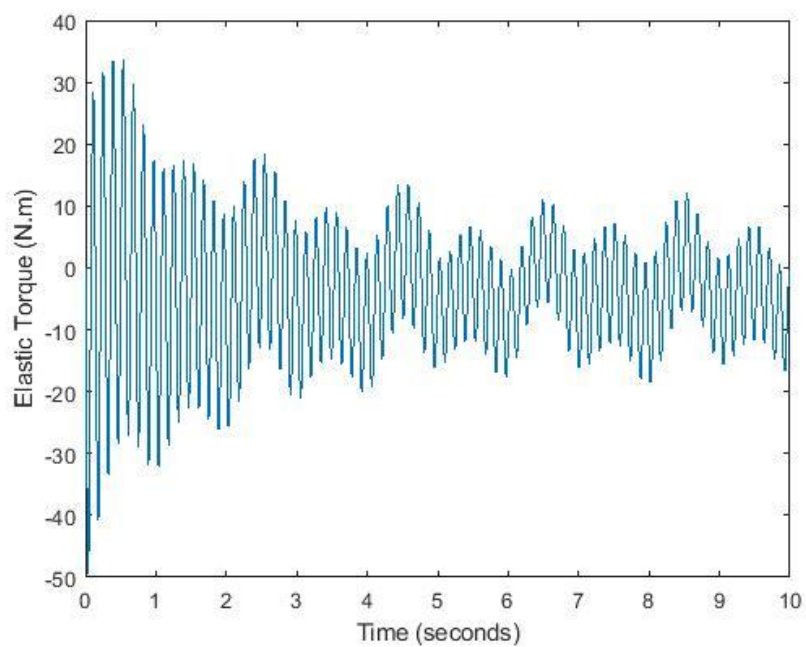
شکل (۴۶-۶) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله اول



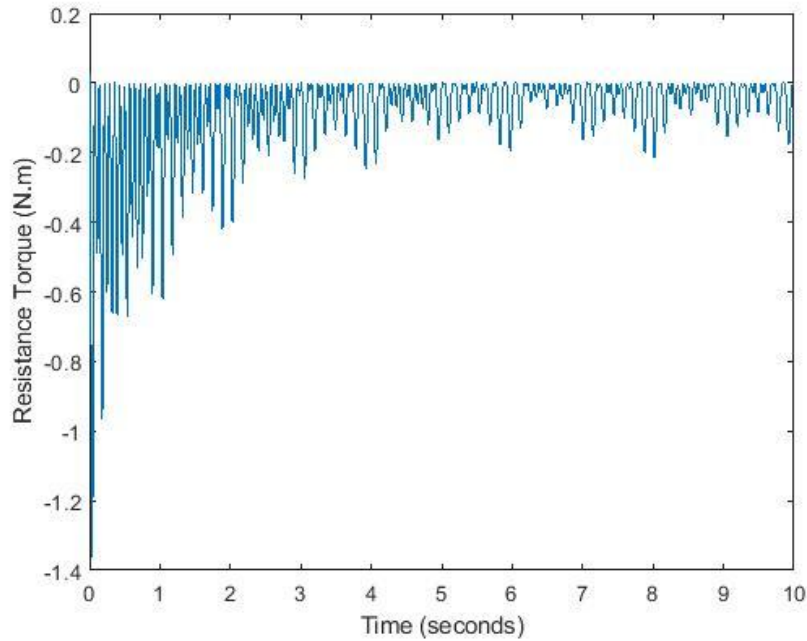
شکل (۴۷-۶) سفتی مفصل در مرحله اول



شکل (۴۸-۶) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله اول



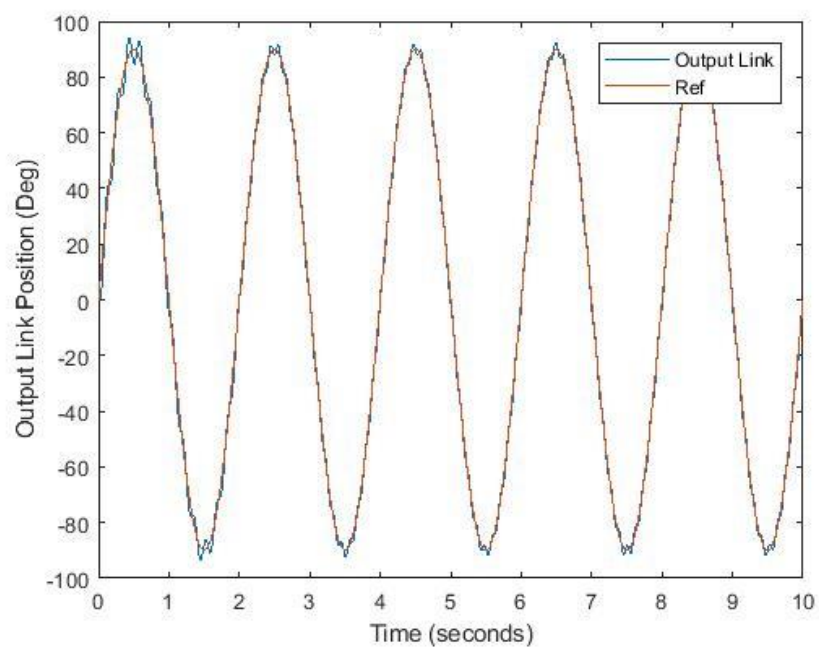
شکل (۴۹-۶) گشتاور الاستیک در مرحله اول



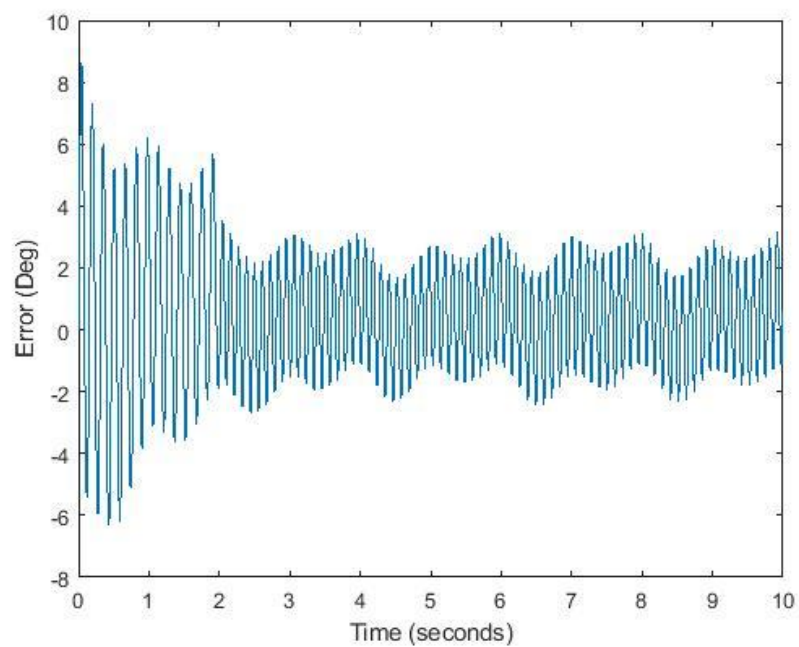
شکل (۵۰-۶) گشتاور مقاومتی در مرحله اول

۶-۳-۲ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی در ورودی پله برای سفتی

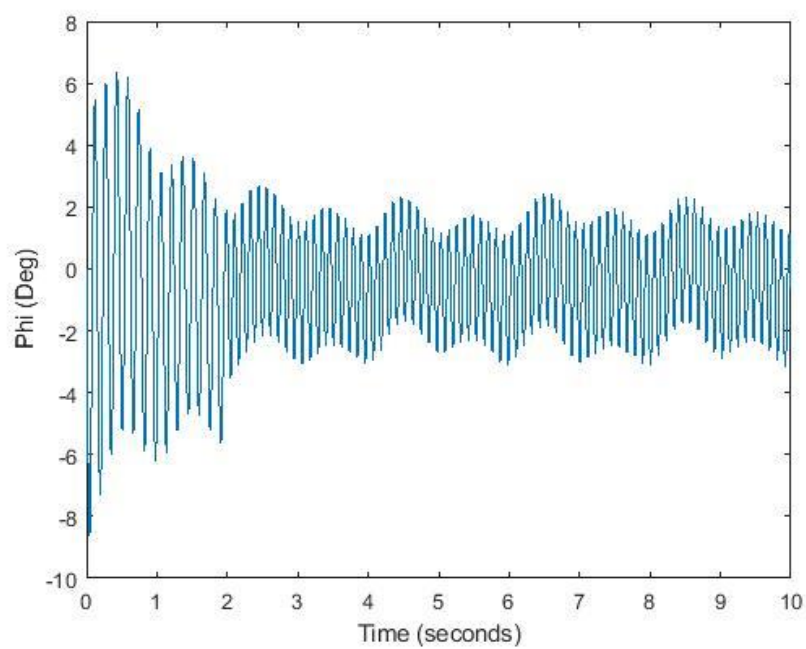
در مرحله دوم نیز، همان مسیر مطلوب قبلی با ورودی پله برای سفتی به محرکه داده شد تا کارایی محرکه بررسی شود. نتایج در شکل‌های (۵۱-۶) تا (۵۷-۶) نشان داده شده است.



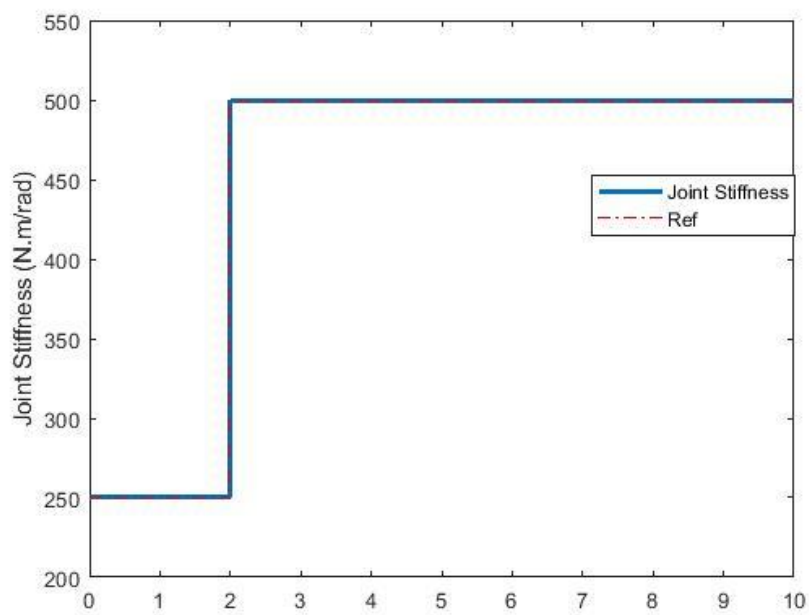
شکل (۵۱-۶) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله دوم



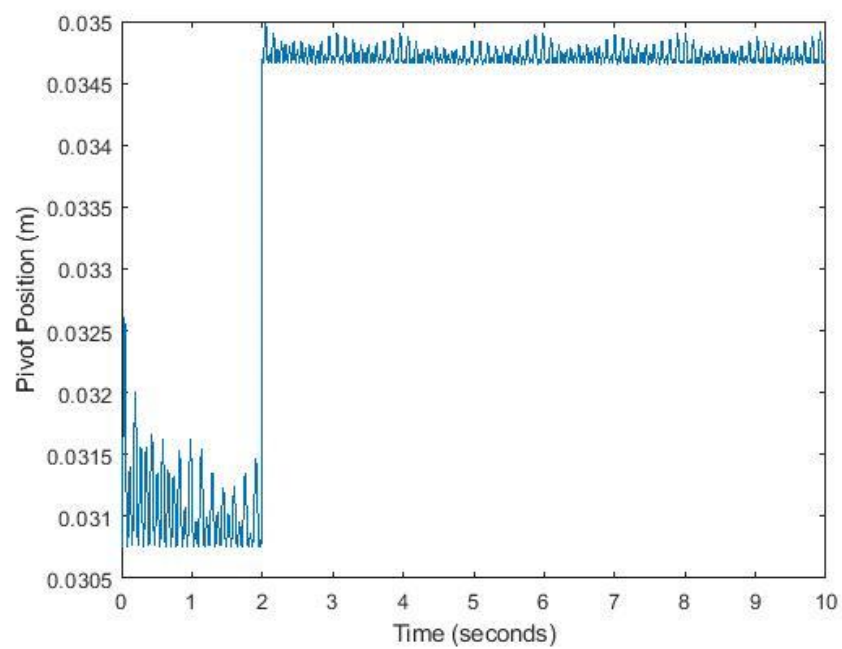
شکل (۵۲-۶) خطای تعقیب مسیر در مرحله دوم



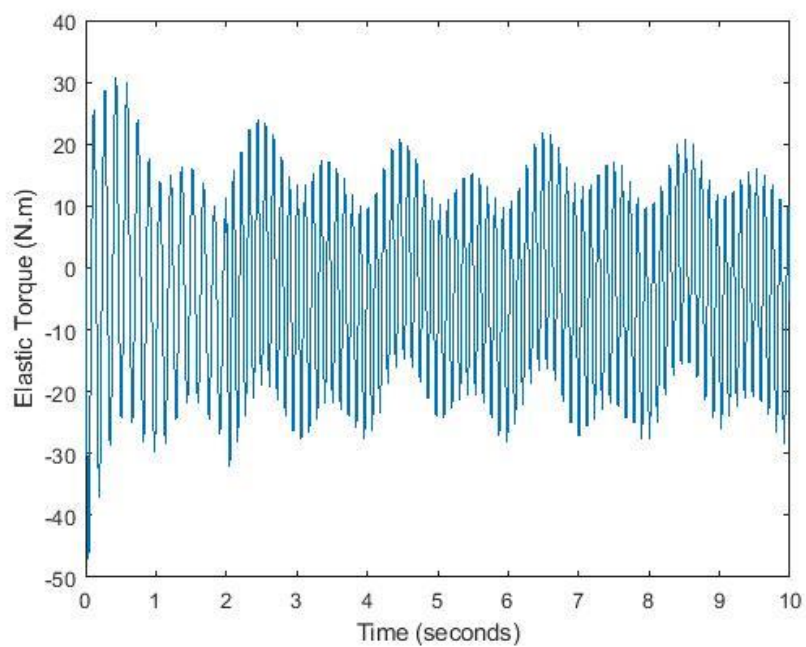
شکل (۵۳-۶) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله دوم



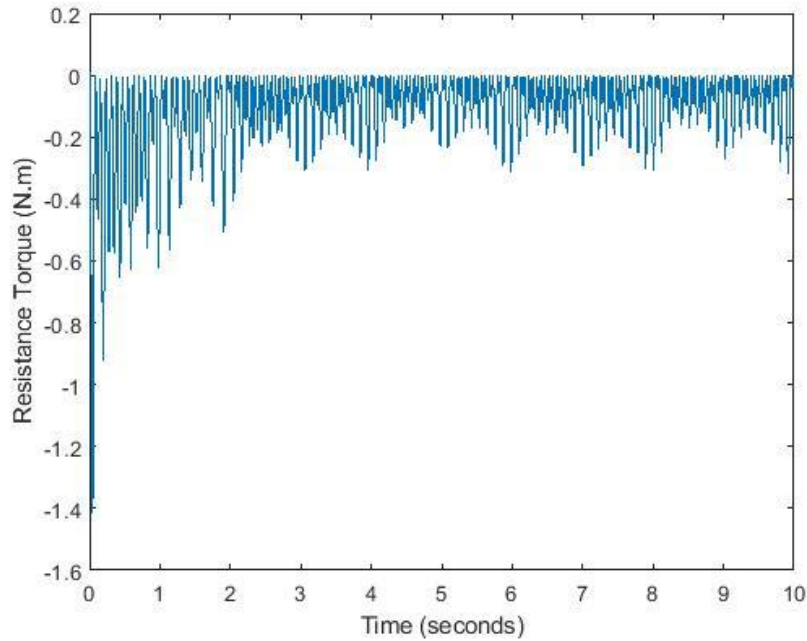
شکل (۵۴-۶) سفتی مفصل در مرحله دوم



شکل (۵۵-۶) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله دوم



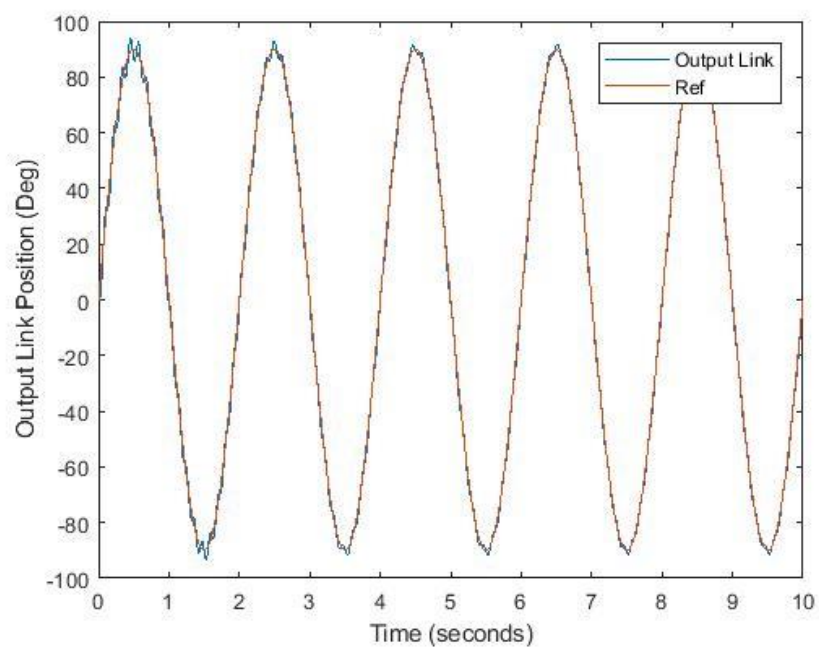
شکل (۵۶-۶) گشتاور الاستیک در مرحله دوم



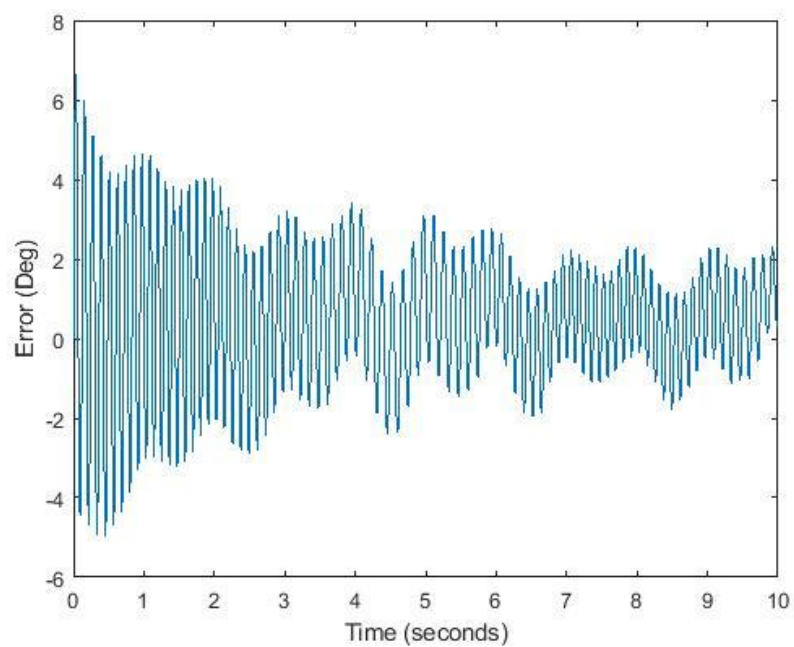
شکل (۵۷-۶) گشتاور مقاومتی در مرحله دوم

۳-۳-۶ تعقیب مسیر مطلوب سینوسی با ورودی سینوسی برای سفتی

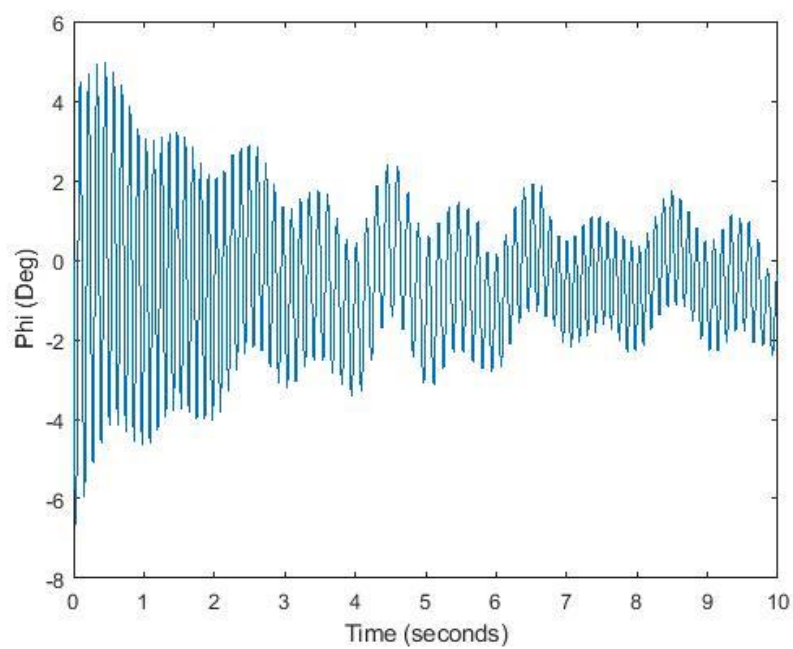
در مرحله آخر، مسیر مطلوب قبلی با مسیر مطلوب سینوسی برای سفتی به محرکه داده شد. نتایج در شکل‌های (۵۷-۶) تا (۶۳-۶) نشان داده شده‌اند.



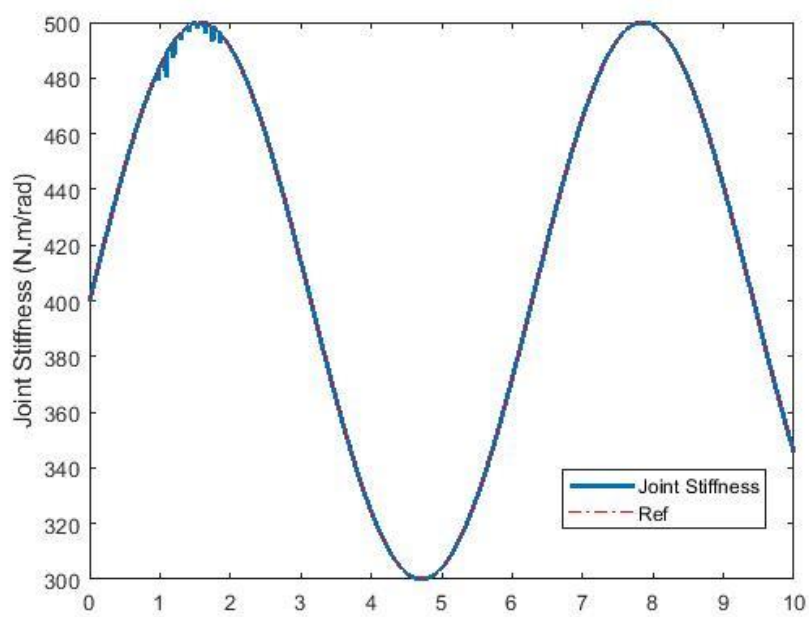
شکل (۵۷-۶) مسیر مطلوب و موقعیت لینک خروجی در مرحله سوم



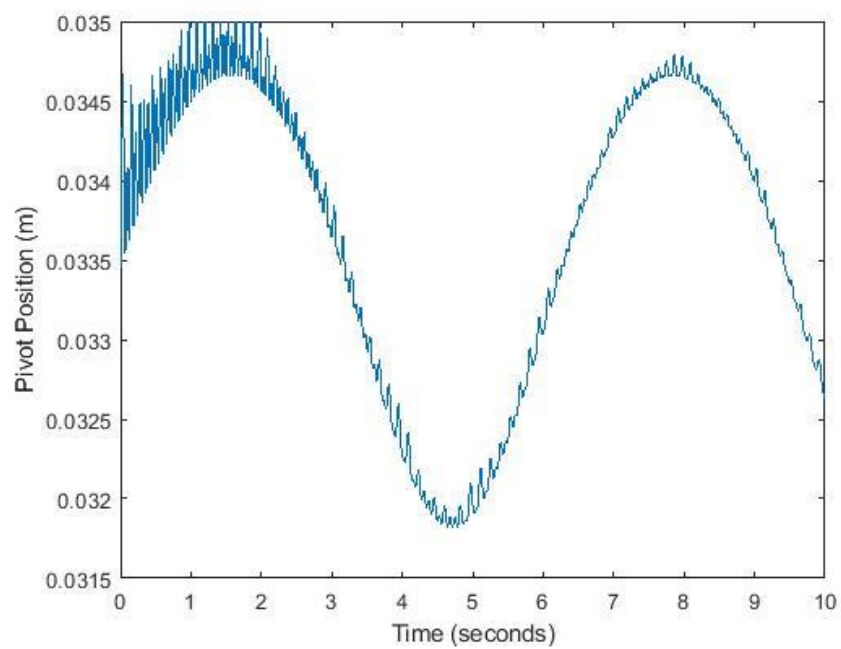
شکل (۵۸-۶) خطای تعقیب مسیر در مرحله سوم



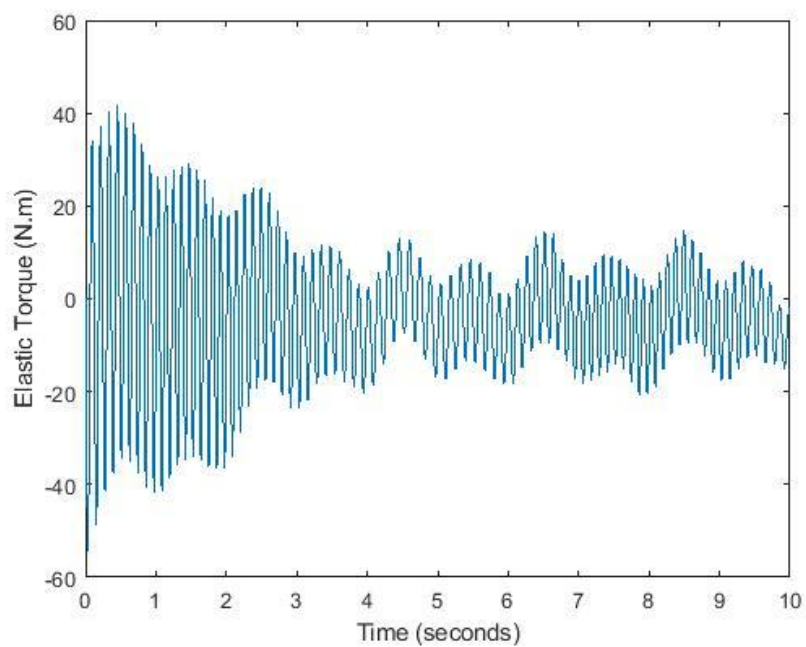
شکل (۵۹-۶) انحراف زاویه‌ای لینک خروجی از موقعیت تعادلی در مرحله سوم



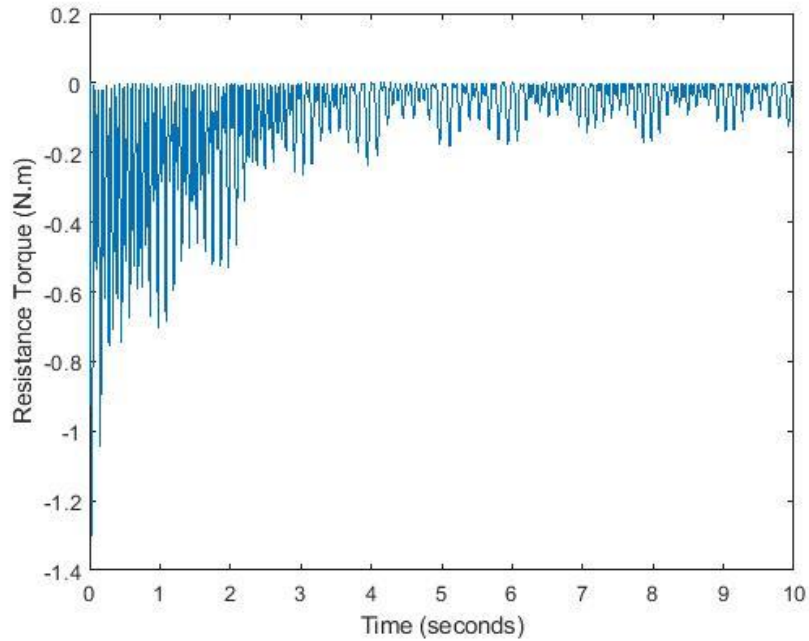
شکل (۶۰-۶) سفتی مفصل در مرحله سوم



شکل (۶-۶۱) موقعیت تکیه‌گاه در طول بازوی اهرمی در مرحله سوم



شکل (۶-۶۲) گشتاور الاستیک در مرحله سوم



شکل (۶-۶۳) گشتاور مقاومتی در مرحله سوم

با توجه به نتایج مشاهده می‌شود که در هر سه مرحله، مسیر مطلوب به‌خوبی ردگیری شده و خطای سیستم به‌خوبی کاهش داده می‌شود. همچنین سفتی مطلوب با دقت بالا تنظیم می‌شود و گشتاور مقاومتی برای تنظیم سفتی در کمترین مقدار خود قرار دارد.

۷. نتیجه گیری

۱-۷ نتیجه گیری

در جدول (۱-۷) مشخصات اساسی و مهم محرکه‌های امیدانس متغیر موجود و محرکه ارائه شده نشان داده شده است.

جدول (۱-۷) مقایسه مشخصات اصلی محرکه‌های امیدانس متغیر				
محرکه	وزن (Kg)	حداکثر گشتاور (N.m)	نسبت گشتاور به وزن (N.m/Kg)	سفتی (N.m/rad)
AwAs-II [۳۹]	۱,۱	۸۰	۷۲,۷	۰-بینهایت
MACCEPA 2.0 [۳۴]	۲,۴	۷۰	۲۹,۲	۱۱۰-۵
SVSA-II [۴۴]	۰,۸۶۷	۲۵	۲۸,۸	۰-بینهایت
BAFSA [۱۶]	۲,۹۶	۷۲	۲۴,۳	نامشخص
محرکه ارائه شده	کمتر از ۳	۱۰۰	بیشتر از ۳۳	۵۱۰-۱۰۰

همان‌طور که مشاهده می‌شود محرکه پیشنهادی از نسبت وزن به گشتاور بالایی برخوردار است که نشان از کارآمد بودن محرکه می‌باشد.

با شبیه‌سازی و کنترل سیستم مشاهده شد که تمامی نیازهای گفته شده در قسمت (۱-۳) برآورده شده و همچنین محرکه از دقت بالایی برای تعقیب مسیر و تنظیم سفتی برخوردار می‌باشد. با توجه به نمودارهای

گشتاور مقاومتی، مشاهده شد که گشتاور موردنیاز برای نگه‌داشتن سفتی در مقدار تنظیم‌شده بسیار کوچک می‌باشد که خود نشان از بالا بودن بهره‌وری می‌باشد.

۲-۷ پیشنهادات

در مرحله بعد می‌توان دمپر به سیستم اضافه کرد و مکانیزم جدیدی را طراحی نمود. در این وضعیت معادلات با دمپر را نوشته و سیستم شبیه‌سازی و نتایج را مقایسه کرد.

منابع

Mozaffarian, D., Benjamin, E.J., Go, A.S., Arnett, D.K., Blaha, M.J., Cushman, M., De Ferranti, S., Després, J.P., Fullerton, H.J., Howard, V.J. and Huffman, M.D. (2015) “Executive summary: heart disease and stroke statistics—2015 update: a report from the American Heart Association” *Circulation*, 131(4), pp.434-441.

- [1] [Online].Available:<http://www.unfpa.org/webdav/site/global/shared/documents/publications/2012/UNFPA-Report-Chapter1.pdf>
- [2] Potter, J.M., Evans, A.L. and Duncan, G. (1995) “Gait speed and activities of daily living function in geriatric patients” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 76(11), pp.997-999.
- [3] Reinkensmeyer, D.J., Emken, J.L. and Cramer, S.C. (2004) “Robotics, motor learning, and neurologic recovery” *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 6, pp.497-525.
- [4] Riener, R., Lunenburger, L., Jezernik, S., Anderschitz, M., Colombo, G. and Dietz, V. (2005) “Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results” *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 13(3), pp.380-394.
- [5] Pennycott, A., Wyss, D., Vallery, H., Klamroth-Marganska, V. and Riener, R. (2012) “Towards more effective robotic gait training for stroke rehabilitation: a review” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 9(1), p.65.
- [6] Barreca, S., Wolf, S.L., Fasoli, S. and Bohannon, R. (2003) “Treatment interventions for the paretic upper limb of stroke survivors: a critical review” *Neurorehabilitation and neural repair*, 17(4), pp.220-226.
- [7] Teasell, R.W. and Kalra, L. (2004) “What’s new in stroke rehabilitation” *Stroke*, 35(2), pp.383-385.
- [8] Dollar, A.M. and Herr, H. (2008) “Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art” *IEEE Transactions on robotics*, 24(1), pp.144-158.

- [9] Chen, G., Chan, C.K., Guo, Z. and Yu, H. (2013) "A review of lower extremity assistive robotic exoskeletons in rehabilitation therapy" *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, 41(4-5).
- [10] Fisher, S., Lucas, L. and Adam Thrasher, T. (2011) "Robot-assisted gait training for patients with hemiparesis due to stroke" *Topics in stroke rehabilitation*, 18(3), pp.269-276.
- [11] Veneman, J.F., Kruidhof, R., Hekman, E.E., Ekkelenkamp, R., Van Asseldonk, E.H. and Van Der Kooij, H. (2007) "Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation" *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(3), pp.379-386.
- [12] Banala, S.K., Kim, S.H., Agrawal, S.K. and Scholz, J.P. (2008) "Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX)" In *2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics* (pp. 653-658). IEEE.
- [13] Hussain, S., Xie, S.Q., Jamwal, P.K. and Parsons, J. (2012) "An intrinsically compliant robotic orthosis for treadmill training" *Medical engineering & physics*, 34(10), pp.1448-1453.
- [14] Hussain, S., Xie, S.Q. and Liu, G. (2011) "Robot assisted treadmill training: mechanisms and training strategies" *Medical engineering & physics*, 33(5), pp.527-533.
- [15] Torrealba, R.R., Udelman, S.B. and Fonseca-Rojas, E.D. (2017) "Design of variable impedance actuator for knee joint of a portable human gait rehabilitation exoskeleton" *Mechanism and Machine Theory*, 116, pp.248-261.
- [16] Ham, R.V., Sugar, T., Vanderborght, B., Hollander, K. and Lefeber, D. (2009) "Compliant actuator designs" *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 3(16), pp.81-94.
- [17] Pons, J. L. (2008) "*Wearable robots: biomechatronic exoskeletons*" John Wiley & Sons.
- [18] Dollar, A.M. and Herr, H. (2008) "Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art" *IEEE Transactions on robotics*, 24(1), pp.144-158.

- [19] Vukobratović, M. (2006) “Humanoid robotics, past, present state, future” *Director Robotics Center, Mihailo Pupin Institute, 11000*, pp.13-27.
- [20] Cowan, R.E., Fregly, B.J., Boninger, M.L., Chan, L., Rodgers, M.M. and Reinkensmeyer, D.J. (2012) “Recent trends in assistive technology for mobility” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 9(1), p.20.
- [21] Harmo, P., Taipalus, T., Knuuttila, J., Vallet, J. and Halme, A. (2005) “August. Needs and solutions-home automation and service robots for the elderly and disabled” In *2005 IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems* (pp. 3201-3206). IEEE.
- [22] Li, B., Yuan, B., Chen, J., Zuo, Y. and Yang, Y. (2017) “Mechanical Design and Human-Machine Coupling Dynamic Analysis of a Lower Extremity Exoskeleton” In *International Conference on Intelligent Robotics and Applications* (pp. 593-604). Springer, Cham.
- [23] Lee, K., Liu, D., Perroud, L., Chavarriaga, R. and Millán, J.D.R. (2017) “A brain-controlled exoskeleton with cascaded event-related desynchronization classifiers” *Robotics and Autonomous Systems*, 90, pp.15-23.
- [24] Beyl, P., Van Damme, M., Van Ham, R., Vanderborght, B. and Lefeber, D. (2009) “Design and control of a lower limb exoskeleton for robot-assisted gait training” *Applied Bionics and Biomechanics*, 6(2), pp.229-243.
- [25] Agrawal, S.K., Banala, S.K., Mankala, K., Sangwan, V., Scholz, J.P., Krishnamoorthy, V. and Hsu, W.L. (2007) “Exoskeletons for gait assistance and training of the motor-impaired” In *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics* (pp. 1108-1113). IEEE.
- [26] Sale, P., Franceschini, M., Waldner, A. and Hesse, S. (2012) “Use of the robot assisted gait therapy in rehabilitation of patients with stroke and spinal cord injury” *Eur J Phys Rehabil Med*, 48(1), pp.111-21.
- [27] Husemann, B., Müller, F., Krewer, C., Heller, S. and Koenig, E. (2007) “Effects of locomotion training with assistance of a robot-driven gait orthosis in hemiparetic patients after stroke: a randomized controlled pilot study” *Stroke*, 38(2), pp.349-354.

- [28] Cai, L.L., Fong, A.J., Otsoshi, C.K., Liang, Y., Burdick, J.W., Roy, R.R. and Edgerton, V.R. (2006) “Implications of assist-as-needed robotic step training after a complete spinal cord injury on intrinsic strategies of motor learning” *Journal of Neuroscience*, 26(41), pp.10564-10568.
- [29] Huo, W., Mohammed, S., Moreno, J.C. and Amirat, Y. (2014) “Lower limb wearable robots for assistance and rehabilitation: A state of the art” *IEEE systems Journal*, 10(3), pp.1068-1081.
- [30] Vanderborght, B., Albu-Schäffer, A., Bicchi, A., Burdet, E., Caldwell, D.G., Carloni, R., Catalano, M.G., Eiberger, O., Friedl, W., Ganesh, G. and Garabini, M. (2013) “Variable impedance actuators: A review” *Robotics and autonomous systems*, 61(12), pp.1601-1614.
- [31] Tagliamonte, N.L., Sergi, F., Accoto, D., Carpino, G. and Guglielmelli, E. (2012) “Double actuation architectures for rendering variable impedance in compliant robots: A review” *Mechatronics*, 22(8), pp.1187-1203.
- [32] Van Ham, R., Vanderborght, B., Van Damme, M., Verrelst, B. and Lefeber, D. (2007) “MACCEPA, the mechanically adjustable compliance and controllable equilibrium position actuator: Design and implementation in a biped robot” *Robotics and Autonomous Systems*, 55(10), pp.761-768.
- [33] Vanderborght, B., Tsagarakis, N.G., Semini, C., Van Ham, R. and Caldwell, D.G. (2009) “MACCEPA 2.0: Adjustable compliant actuator with stiffening characteristic for energy efficient hopping” In *2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation* (pp. 544-549). IEEE.
- [34] Wolf, S. and Hirzinger, G. (2008) “A new variable stiffness design: Matching requirements of the next robot generation” In *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation* (pp. 1741-1746). IEEE.
- [35] Wolf, S., Eiberger, O. and Hirzinger, G. (2011) “The DLR FSJ: Energy based design of a variable stiffness joint” In *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*(pp. 5082-5089). IEEE.
- [36] Wolf, S., Grioli, G., Eiberger, O., Friedl, W., Grebenstein, M., Höppner, H., Burdet, E., Caldwell, D.G., Carloni, R., Catalano, M.G. and Lefeber, D. (2015)

- “Variable stiffness actuators: Review on design and components” *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, 21(5), pp.2418-2430.
- [37] Jafari, A., Tsagarakis, N.G., Vanderborght, B. and Caldwell, D.G. (2010) “A novel actuator with adjustable stiffness (AwAS)” In *2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (pp. 4201-4206). IEEE.
- [38] Jafari, A., Tsagarakis, N.G. and Caldwell, D.G. (2011) “AwAS-II: A new actuator with adjustable stiffness based on the novel principle of adaptable pivot point and variable lever ratio” In *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation* (pp. 4638-4643). IEEE.
- [39] Visser, L.C., Carloni, R. and Stramigioli, S. (2011) “Energy-efficient variable stiffness actuators” *IEEE Transactions on Robotics*, 27(5), pp.865-875.
- [40] Schiavi, R., Grioli, G., Sen, S. and Bicchi, A. (2008) “VSA-II: A novel prototype of variable stiffness actuator for safe and performing robots interacting with humans” In *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation* (pp. 2171-2176). IEEE.
- [41] Kim, B.S. and Song, J.B. (2010) “Hybrid dual actuator unit: A design of a variable stiffness actuator based on an adjustable moment arm mechanism” In *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation* (pp. 1655-1660). IEEE.
- [42] Fumagalli, M., Barrett, E., Stramigioli, S. and Carloni, R. (2012) “The mVSA-UT: A miniaturized differential mechanism for a continuous rotational variable stiffness actuator” In *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)* (pp. 1943-1948). IEEE.
- [43] Sun, J., Zhang, Y., Zhang, C., Guo, Z. and Xiao, X. (2017) “Mechanical design of a compact serial variable stiffness actuator (SVSA) based on lever mechanism” In *2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*(pp. 33-38). IEEE.
- [44] Sun, J., Guo, Z., Sun, D., He, S. and Xiao, X. (2018) “Design, modeling and control of a novel compact, energy-efficient, and rotational serial variable stiffness actuator (SVSA-II)” *Mechanism and Machine Theory*, 130, pp.123-136.

- [45] Keemink, A.Q., Fumagalli, M., Stramigioli, S. and Carloni, R. (2012) “Mechanical design of a manipulation system for unmanned aerial vehicles” In *2012 IEEE international conference on robotics and automation* (pp. 3147-3152). IEEE.
- [46] Choi, J., Hong, S., Lee, W., Kang, S. and Kim, M. (2011) “A robot joint with variable stiffness using leaf springs” *IEEE Transactions on Robotics*, 27(2), pp.229-238.
- [47] Wang, W., Fu, X., Li, Y. and Yun, C. (2016) “Design of variable stiffness actuator based on modified Gear–Rack mechanism” *Journal of Mechanisms and Robotics*, 8(6), p.061008.
- [48] Wang, W., Fu, X., Li, Y. and Yun, C. (2018) “Design and implementation of a variable stiffness actuator based on flexible gear rack mechanism” *Robotica*, 36(3), pp.448-462.
- [49] Hollander, K.W., Sugar, T.G. and Herring, D.E. (2005) “Adjustable robotic tendon using a 'Jack Spring'/spl trade” In *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005.* (pp. 113-118). IEEE.
- [50] Cestari, M., Sanz-Merodio, D., Arevalo, J.C. and Garcia, E. (2014) “An adjustable compliant joint for lower-limb exoskeletons” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 20(2), pp.889-898.
- [51] Liu, L., Leonhardt, S. and Misgeld, B.J. (2016) “Design and control of a mechanical rotary variable impedance actuator” *Mechatronics*, 39, pp.226-236.
- [52] Madani, T., Daachi, B. and Djouani, K. (2014) “Finite-time control of an actuated orthosis using fast terminal sliding mode” *IFAC proceedings volumes*, 47(3), pp.4607-4612.
- [53] Slotine, J.J.E. and Li, W. (1991) “*Applied nonlinear control*” (Vol. 199, No. 1). Englewood Cliffs, NJ: Prentice hall.
- [54] Lin, F. (2007) “*Robust control design: an optimal control approach*” (Vol. 18). John Wiley & Sons.

Abstract

This research presents the mechanical design of a novel variable impedance actuator (VIA) for the knee rehabilitation exoskeleton, based on a lever mechanism with adjustable pivot. Mechanism consists of two centralized hollow disks that are connected to motors by gears. Two disks are connected to the pivot by link and adjust the position of pivot and output link. Four linear spring are assembled on the rectangular frame and are connected to the one side of the lever. Another side of the lever is connected to output link by the output arm. In the proposed mechanism, for improving of the energy efficiency, the actuation and stiffness transmission systems are completely symmetric, therefore the energy loss and internal friction are reduced. With regard to the parallel configuration of the motors by means of two four-bar mechanisms, the actuator load is evenly distributed to each motor, and pivot is moved along the radial direction on a straight line without any linear guide. Due to the spring frame, the spring's deflection and output arms are perpendicular to each other, therefore the stored energy conversion to the output torque improves. Actuation performance investigated with simulation. Results demonstrate that the actuator with a different controller exhibits a good response and high accuracy for position regulation, stiffness regulation and tracking tasks.

Keywords:

Variable impedance actuator, variable stiffness mechanism, knee joint, rehabilitation exoskeleton.



Shahrood University of
Technology

Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering
M.Sc. Thesis in Applied Mechanics Engineering

Design a new variable impedance actuator for knee joint of rehabilitation exoskeleton

By: Babak Sarani

Supervisor:
Dr. Habib Ahmadi

July 2019