

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی طراحی کاربردی

بهبود ساختار محرک سختی متغیر (VSA) مبتنی بر تغییر نقطه تثبیت المان‌های
الاستیک به وسیله تغییر مکانیزم در یک ربات توان‌بخش

نگارنده: حسن محمدی

استاد راهنما

آقای دکتر حبیب احمدی

شهریور ۱۳۹۶

شماره ۳۵/۲۹۲/۱۴۴
تاریخ: ۱۳۹۶ / ۷ / ۲۶

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 خانم / آقای حسن محمدی با شماره دانشجویی ۹۳۱۵۳۳۴ رشته مکانیک گرایش طراحی کاربردی تحت عنوان بهبود ساختار محرک سختی متغیر (VSA) مبتنی بر تغییر نقطه تثبیت المانهای الاستیک به وسیله تغییر مکانیزم در یک ربات توانبخش که در تاریخ ۱۳۹۶/۰۶/۲۱ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می گردد:

قبول (با امتیاز ۱۷/۳۰ درجه نفوس)			
<input type="checkbox"/> مردود			
نوع تحقیق: <input checked="" type="checkbox"/> نظری <input type="checkbox"/> عملی			
عضو هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- استاد راهنمای اول	دکتر حبیب احمدی	استادیار	
۳- استاد مشاور	—	—	—
۴- نماینده تحصیلات تکمیلی	دکتر واردی کولایی	استادیار	
۵- استاد ممتحن اول	دکتر مهدی پامداد	استادیار	
۶- استاد ممتحن دوم	دکتر امیر جلالی	استادیار	

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده:

تاریخ و امضاء و مهر دانشکده:

تصوه 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).

سپاس از:

دکتر احمدی و جناب آقای فروتن به خاطر راهنمایی‌هایشان که مرا در نگارش این پایان‌نامه یاری نمودند.

تعهد نامه

اینجناب حسن محمدی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مکانیک طراحی کاربردی دانشکده مکانیک و مکاترونیک دانشگاه شاهرود نویسنده پایان نامه بهبود ساختار محرک سفتی متغیر مبتنی بر تغییر نقطه تثبیت المان‌های الاستیک به وسیله تغییر مکانیزم در یک ربات تحت راهنمایی جناب آقای دکتر حبیب احمدی متعهد می شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجناب 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 شاهرود می باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه شاهرود » و یا « Shahrud University » 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 شاهرود می باشد. 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 نمی باشد.

چکیده

در سال‌های اخیر به دلیل سختی تمرین‌های توان‌بخشی، ربات‌های توان‌بخشی برای کمک به فیزیوتراپ، مورد استفاده قرار گرفته‌اند و با توجه به تعاملات زیاد بین بیمار و ربات، ایمنی ربات، یکی از مهم‌ترین مسائل مربوط به ربات‌های توان‌بخشی می‌باشد. بدین منظور عمل‌گرهای سختی متغیر برای افزایش ایمنی ربات‌های توان‌بخشی طراحی گردیده‌اند. در این پژوهش به بهبود نوعی عمل‌گر سختی متغیر به نام AWSA پرداخته می‌شود. در مرحله اول با تغییر مکانیزم بدین صورت که نیروی وارد شده بر فنرها به منظور جابه‌جایی آن‌ها تحت هر شرایطی، عمود بر راستای تغییر طولشان باشد، انرژی مصرفی مکانیزم و سرعت تغییر سختی مکانیزم به ترتیب کاهش و افزایش می‌یابد. در مرحله دوم برای کاهش نوسانات سیستم از یک دمپر مگنت‌رئولوژیکال استفاده می‌شود. شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهد که سرعت تغییر سختی سیستم اصلاح شده افزایش چشمگیری یافته است. هم‌چنین ارتعاشات سیستم نسبت به حالت قبل بسیار کاهش می‌یابد. علاوه بر این، قیودی که در سیستم قبلی برای کاهش مصرف انرژی استفاده شده‌اند، بدون مصرف انرژی حذف می‌شوند.

واژه های کلیدی:

ربات توان‌بخشی، عمل‌گر سختی متغیر، عملگر آواس، مکانیزم، فنر، سیال مگنت‌رئولوژیکال.

فهرست

۱	مقدمه.....	۱
۳	۱-۱ اهداف توان بخشی.....	۳
۳	۲-۱ مزیت‌های استفاده از ربات در توان بخشی.....	۳
۴	۳-۱ شرح مسئله.....	۴
۵	۴-۱ ساختار پایان نامه.....	۵
۷	پیشینه تحقیق.....	۷
۸	۱-۲ تاریخچه.....	۸
۲۷	۲-۲ اهداف و ضرورت تحقیق.....	۲۷
۲۷	۳-۲ نوآوری.....	۲۷
۲۹	سینماتیک و دینامیک سیستم.....	۲۹
۳۰	۱-۳ توضیح مکانیزم.....	۳۰
۳۲	۲-۳ مکانیزم اولیه.....	۳۲
۳۳	۱-۲-۳ معادلات حاکم بر مکانیزم اولیه [۹].....	۳۳
۳۷	۲-۲-۳ معادلات حرکت.....	۳۷
۳۹	۳-۳ مکانیزم اصلاح شده.....	۳۹
۴۲	۱-۳-۳ تنظیم سفتی برای مکانیزم اصلاح شده.....	۴۲
۴۴	۲-۳-۳ معادلات حرکت.....	۴۴
۴۶	۴-۳ مکانیزم اصلاح شده همراه با دمپر.....	۴۶
۴۸	۱-۴-۳ معادلات حاکم بر مکانیزم جدید.....	۴۸
۵۰	۲-۴-۳ معادلات حرکت.....	۵۰
۵۲	۵-۳ تشریح جزئیات مکانیزم.....	۵۲
۵۴	۶-۳ فرضیات.....	۵۴

۵۵	شبیه‌سازی و نتیجه‌گیری	۴.
۵۶	۱-۴ شبیه‌سازی معادلات حرکت	
۵۷	۱-۱-۴ شبیه‌سازی معادلات حرکت بدون اعمال گشتاور موتورهای اول و دوم	
۵۸	۲-۱-۴ شبیه‌سازی معادلات حرکت با اعمال گشتاور موتورهای اول و دوم	
۵۸	۱-۲-۱-۴ شبیه‌سازی معادلات حرکت با اعمال گشتاور موتورهای اول و دوم برای $p=0.001$	
۶۴	۲-۲-۱-۴ شبیه‌سازی معادلات حرکت با اعمال گشتاور موتورهای اول و دوم برای $p=0.005$	
۶۹	۳-۱-۴ مقایسه و تحلیل شبیه‌سازی‌های معادلات حرکت ۳ مکانیزم	
۷۰	۲-۴ مقایسه تغییرات سفتی معادل برای مکانیزم‌های اصلاح‌شده و مکانیزم قبلی	
۷۰	۱-۲-۴ مقایسه سفتی معادل مکانیزم‌های اولیه و اصلاح‌شده	
۷۳	۲-۲-۴ انرژی مصرفی موتور دوم مکانیزم اولیه	
۷۶	۳-۴ پیشنهادات	
۷۷	منابع	۵.

فهرست شکل‌ها

- شکل (۱-۲) قابلیت تنظیم ربات برای بیماران مختلف [۲۱]..... ۹
- شکل (۲-۲) ربات لویز [۲۳]..... ۱۱
- شکل (۳-۲) ربات ام آی تی مانوس [۲۳]..... ۱۴
- شکل (۴-۲) قرارگیری آهنرباهای همنام حین تغییر زاویه [۱۱]..... ۱۸
- شکل (۵-۲) طرح ساده شده آواس [۹]..... ۱۹
- شکل (۶-۲) آواس با جزئیات بیش‌تر [۹]..... ۲۰
- شکل (۷-۲) VSA با فنر صفحه‌ای [۱۳]..... ۲۳
- شکل (۸-۲) مکانیزم برای خطی‌سازی حرکت لولا..... ۲۴
- شکل (۹-۲) مدل بوک-ون [۵۳]..... ۲۵
- شکل (۱-۳) قواعد کار ربات آواس [۹]..... ۳۱
- شکل (۲-۳) طرح ادراکی ربات آواس [۹]..... ۳۲
- شکل (۳-۳) ربات آواس در حالت تعادل [۹]..... ۳۳
- شکل (۴-۳) اثر طول بازو بر روی سفتی معادل مکانیزم برای مقادیر سفتی متفاوت فنر [۹]..... ۳۵
- شکل (۵-۳) اثر سفتی فنر بر روی سفتی معادل مکانیزم برای طول بازوی متفاوت [۹]..... ۳۵
- شکل (۶-۳) انرژی مصرفی موتور دوم برای تغییر سفتی بر مبنای تغییر طول بازو و تغییر زاویه چرخش ۳۶
- شکل (۷-۳) شمای کلی مکانیزم اصلاح‌شده از روبرو با اضافه شدن لولا به مکانیزم..... ۴۱
- شکل (۸-۳) شمای کلی مکانیزم از پشت و اضافه شدن تسمه و پولی به مکانیزم..... ۴۱
- شکل (۹-۳) ربات آواس اصلاح‌شده در حالت تعادل..... ۴۲
- شکل (۱۰-۳) شمای کلی مکانیزم اصلاح‌شده از روبرو همراه با دمپر متغیر..... ۴۷
- شکل (۱۱-۳) شمای کلی مکانیزم اصلاح‌شده از پشت همراه با دمپر متغیر..... ۴۸
- شکل (۱۲-۳) نمایی از موتور اول و لینک میانی به صورت تفکیک شده [۹]..... ۵۳

- شکل (۳-۱۳) نمایی از آواس برای نشان دادن درایور خطی جهت تغییر سفتی [۹]..... ۵۳
- شکل (۴-۱) نمودار θ_1 مکانیزم اولیه بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم..... ۵۸
- شکل (۴-۲) نمودار θ_2 مکانیزم اولیه بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم..... ۵۹
- شکل (۴-۳) نمودار θ_3 مکانیزم اولیه بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم..... ۵۹
- شکل (۴-۴) نمودار θ_1 مکانیزم اصلاح‌شده بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم..... ۶۰
- شکل (۴-۵) نمودار θ_2 مکانیزم اصلاح‌شده بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم..... ۶۱
- شکل (۴-۶) نمودار θ_3 مکانیزم اصلاح‌شده بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم..... ۶۱
- شکل (۴-۷) نمودار θ_1 مکانیزم اصلاح‌شده همراه با دمپر بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم..... ۶۲
- شکل (۴-۸) نمودار θ_2 مکانیزم اصلاح‌شده همراه با دمپر بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم..... ۶۳
- شکل (۴-۹) نمودار θ_3 مکانیزم اصلاح‌شده همراه با دمپر بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم..... ۶۳
- شکل (۴-۱۰) نمودار θ_1 مکانیزم اولیه بر حسب زمان برای شبیه‌سازی سوم..... ۶۴
- شکل (۴-۱۱) نمودار θ_2 مکانیزم اولیه بر حسب زمان برای شبیه‌سازی سوم..... ۶۵
- شکل (۴-۱۲) نمودار θ_3 مکانیزم اولیه بر حسب زمان برای شبیه‌سازی سوم..... ۶۵
- شکل (۴-۱۳) نمودار θ_1 مکانیزم اصلاح‌شده بر حسب زمان برای شبیه‌سازی سوم..... ۶۶
- شکل (۴-۱۴) نمودار θ_2 مکانیزم اصلاح‌شده بر حسب زمان برای شبیه‌سازی سوم..... ۶۷
- شکل (۴-۱۵) نمودار θ_3 مکانیزم اصلاح‌شده بر حسب زمان برای شبیه‌سازی سوم..... ۶۷
- شکل (۴-۱۶) نمودار θ_1 مکانیزم اصلاح‌شده همراه با دمپر بر حسب زمان برای شبیه‌سازی سوم..... ۶۸
- شکل (۴-۱۷) نمودار θ_2 مکانیزم اصلاح‌شده همراه با دمپر بر حسب زمان برای شبیه‌سازی سوم..... ۶۸
- شکل (۴-۱۸) نمودار θ_3 مکانیزم اصلاح‌شده همراه با دمپر بر حسب زمان برای شبیه‌سازی سوم..... ۶۹
- شکل (۴-۱۹) نمودار سفتی معادل مکانیزم بر حسب طول بازو برای مکانیزم اولیه [۹]..... ۷۰
- شکل (۴-۲۰) نمودار سفتی معادل مکانیزم بر حسب طول بازو برای مکانیزم اصلاح‌شده..... ۷۱
- شکل (۴-۲۱) نمودار سفتی معادل مکانیزم بر حسب سفتی فنر برای مکانیزم اولیه [۹]..... ۷۲

شکل (۲۲-۴) نمودار سفتی معادل مکانیزم بر حسب سفتی فنر برای مکانیزم اصلاح شده.....۷۲

شکل (۲۳-۴) نمودار انرژی مصرفی مکانیزم بر حسب سفتی فنر برای مکانیزم اولیه برای $\delta\theta = 11$ [۹].۷۴

شکل (۲۴-۴) نمودار انرژی مصرفی مکانیزم بر حسب سفتی فنر برای مکانیزم اولیه برای $\delta\theta = 30$۷۴

شکل (۲۵-۴) نمودار انرژی مصرفی مکانیزم بر حسب سفتی فنر برای مکانیزم اولیه برای $\delta\theta = 60$۷۵

١. مقدمه

سکته مغزی، اختلالات مغزی و تصادفات، از عوامل اصلی اختلال در توانایی‌های حرکتی افراد به‌شمار می‌روند [۱]. هدف توان‌بخشی، بازگرداندن همه یا بخشی از این توانایی‌ها به افراد است [۲]. توان‌بخشی شامل حرکات تمرینی تکراری در دوره‌های مشخص است [۳]. تحقیقات نشان می‌دهد در طی توان‌بخشی، عصب‌ها و سلول‌های از دست رفته‌ی وابسته به آن عضو، تا حدی جبران شده و عصب‌ها و سلول‌های سالم، سازمان‌دهی بهتری پیدا می‌کنند [۴].

تمرین‌های توان‌بخشی شامل دو دسته است:

- ۱- تمرین‌های غیرفعال که بدون اعمال نیرو از جانب بیمار انجام می‌شود. این تمرین‌ها موجب افزایش دامنه‌ی حرکتی بیمار می‌شود. تمرین‌های غیرفعال به زیرشاخه‌های آزاد و کششی تقسیم می‌شود. در تمرین‌های غیرفعال آزاد، دامنه‌ی حرکت کامل است و حرکت بدون هیچ محدودیتی انجام می‌شود. تمرین‌های غیرفعال کششی با هدف تثبیت دامنه‌ی حرکت انجام می‌شود.
- تمرین‌های فعال که همراه با اعمال نیرو از جانب بیمار است. این تمرین‌ها موجب افزایش قدرت و هماهنگی اعضا می‌شود. تمرین‌های فعال به چهار دسته‌ی آزاد، کمکی، مقاومتی و مقاومتی کمکی تقسیم می‌شود. تمرین‌های فعال آزاد بدون کمک نیروی خارجی و با دامنه‌ی حرکتی کامل انجام می‌شود. تمرین‌های فعال کمکی با اعمال نیروی کمکی از بیرون در برخی نقاط حرکتی همراه است. در تمرین‌های فعال مقاومتی، بیمار باید بر نیروی خارجی نیز غلبه کند. این تمرین‌ها سبب افزایش قدرت و همچنین تحمل بیمار می‌شود. تمرین‌های مقاومتی کمکی در کنار مقاومت اعمال شده در حرکت، در برخی از نقاط حرکت که بیمار با ضعف مواجه است، به او کمک می‌کند.
- تمرین‌های توان‌بخشی با تمرین‌های غیرفعال آغاز شده، با تمرین‌های کمکی ادامه یافته و با تمرین‌های مقاومتی خاتمه می‌یابد.

۱-۱ اهداف توان بخشی

۱- بهبود نسبی یا کامل عضو

۲- کاهش یا رفع کامل درد

۳- آماده سازی بیمار جهت انجام فعالیت های روزمره

با افزایش تعداد افراد نیازمند به توان بخشی و پیشرفت روش های توان بخشی، نیاز به تجهیزات پیشرفته تر شده است [۵]. تمرین های توان بخشی سنتی توسط فیزیوتراپ انجام می شود که به دلیل کادر اجرایی محدود و سختی کار، هزینه ی درمان بسیار زیاد خواهد شد. هم چنین به دلیل سختی کار، بعد از چند سال برای فیزیوتراپ نیز مشکلات جسمی پدید می آید. خستگی ناشی از این فعالیت ها نیز باعث کاهش بازدهی فعالیت های فیزیوتراپ و در نتیجه کاهش بازدهی عمل توان بخشی می شود. این مشکلات باعث روی آوردن محققان به استفاده از ربات ها برای انجام تمرین های توان بخشی شد.

۲-۱ مزیت های استفاده از ربات در توان بخشی

۱- انجام حرکات تناوبی و تکراری، در دوره طولانی، بدون خستگی

۲- جمع آوری و ضبط اطلاعات حرکت در طول درمان

۳- دقت بیشتر در ایجاد و کنترل نیرو

۴- دقت بیشتر برای قرارگیری در موقعیت های مورد نظر

۵- رفع نیاز ارتباط مداوم با پزشک و کاهش هزینه های ناشی از آن

این مزایا موجب شد، اهمیت استفاده از ربات ها در تمرین های توان بخشی بیشتر شود.

۱-۳ شرح مسئله

میزان تعاملات انسان و ربات‌های توان‌بخشی موجب افزایش اهمیت بحث امنیت در این ربات‌ها شده است. نسخه‌های اولیه در بحث امنیت ضعف‌هایی داشتند [۶]. این مسئله نیاز به یک زمینه تحقیقاتی جدید به نام رباتیک نرم^۱ یا ربات‌های انعطاف‌پذیر^۲ را ایجاد کرده است. پارامتر اساسی در این زمینه سفتی ربات است که باید مطابق با عمل، شرایط بیمار، مفصل مورد توان‌بخشی و سایر ملاحظات بسته به مورد قابل تنظیم باشد [۷].

روش‌های تغییر سفتی ربات‌های توان‌بخشی به دو دسته تقسیم می‌شوند:

۱- انعطاف فعال^۳

۲- انعطاف غیرفعال^۴.

روش‌های مختلفی برای کنترل سیستم‌های فعال وجود دارد. همانند کنترل نیرو، کنترل موقعیت، کنترل هیبرید، کنترل هوشمند و کنترل امپدانس. مشکل کنترل نیرو و کنترل موقعیت این است که کنترل هم‌زمان نیرو و موقعیت میسر نیست. کنترل امپدانس به عنوان کاربردی‌ترین و موثرترین روش در بین روش‌های فوق شناخته می‌شود. سادگی و مقاوم بودن در مقابل عدم قطعیت، از ویژگی‌های کنترل امپدانس است. در روش فعال سفتی ذاتی سیستم تغییری نمی‌کند، بلکه از تکنیک‌های کنترل برای سنجش و تنظیم آن استفاده می‌گردد، حال آن‌که در روش غیرفعال تغییرات ساختاری در طراحی مکانیزم سیستم جهت تغییر سفتی داده می‌شود [۸]. روش فعال دارای پیچیدگی کم‌تری است که به سبک‌تر بودن و کوچک‌تر بودن مفاصل منجر می‌گردد. اما دارای معایبی نظیر محدود شدن زمان واکنش توسط حلقه کنترل و در نتیجه

¹ Soft Robotics

² Compliant Robots

³ Active Compliance

⁴ Passive Compliance

ناتوانی در واکنش در لحظه^۵، مشکل در صورت وجود اختلالات خارجی غیر قابل پیش‌بینی، نویز و اینرسی بالای لینک ربات، و غیر قابل اتکا بودن در صورت ضعف حسگرها یا پایین بودن فرکانس نمونه‌برداری می‌باشد. این معایب سبب می‌شوند که علی‌رغم پیچیدگی زیاد و ایجاد مشکلات کنترلی توسط روش غیرفعال، انتخاب نهایی ما به دلیل برتری آن در پایداری و امنیت، مصرف انرژی و پهنای باند، استحکام، ظرفیت دینامیک و قابلیت انطباق‌پذیری همین روش باشد [۹-۱۸].

۱-۴- ساختار پایان نامه

در این فصل مقدمه‌ای بر پژوهش ارائه شد. فصل ۲ مروری بر کارهای گذشته خواهد بود. سپس در فصل ۳ روابط ریاضی موجود برای مکانیزم اصلی به‌دست خواهد آمد. در ادامه تغییر در ساختار عمل‌گر شرح داده خواهد شد و روابط ریاضی حاکم به‌دست می‌آید. در مرحله‌ی بعد، یک میراگر با ضریب میرایی متغیر نیز به مکانیزم اضافه می‌شود و روابط ریاضی حاکم بر حالت جدید به‌دست می‌آید.

فصل ۴ شامل شبیه‌سازی و پیاده‌سازی روابط به‌دست آمده از فصل ۳ است و هم‌چنین به ارائه‌ی نتیجه‌گیری و پیشنهادها پرداخته خواهد شد.

⁵ Online Reaction

۲. پیشینه تحقیق

۲-۱- تاریخچه

سال‌هاست که ربات‌های توان‌بخشی در کمک به بازبایی توانایی حرکتی بیماران پس از سکتة مغزی نقش عمده‌ای داشته‌اند. این ربات‌ها علی‌رغم داشتن مزایای فراوان هنوز به صورت فراگیر کاربرد پیدا نکرده‌اند که علت عمده آن ناتوانی نسخه‌های اولیه آن‌ها در انطباق با عمل و در نتیجه عدم امنیت هنگام تعامل با انسان می‌باشد [۶].

در ابتدا دستگاهی به نام CPM^۶ در بیمارستان‌ها و مراکز توان‌بخشی در سال ۱۹۷۰ استفاده شدند. گاهی در طول توان‌بخشی بیمار حرکتی ناگهانی انجام می‌داد. در این شرایط به دلیل عدم واکنش مناسب از طرف دستگاه، بیمار صدمه می‌دید. این مشکل نیاز به یک زمینه‌ی تحقیقاتی جدید به نام رباتیک نرم یا ربات‌های انعطاف‌پذیر را ایجاد کرده است. که در دو دهه اخیر پژوهش‌های زیادی در آن انجام شده‌اند. رفتار فرمان‌بردار به این صورت تعریف می‌شود که واکنش نیروی ربات مستقیماً از حرکات عمل‌گر انسانی تأثیر بگیرد و خود را با آن وفق دهد. پارامتری که بدین‌منظور لاجرم تغییر داده می‌شود سفتی^۷ ربات است که باید مطابق با عمل، شرایط بیمار، مفصل مورد توان‌بخشی و سایر ملاحظات بسته به مورد قابل تنظیم باشد [۱۹].

روش‌های تغییر سفتی ربات‌های توان‌بخشی به دو دسته تقسیم می‌شوند:

انعطاف فعال و انعطاف غیرفعال.

در ابتدا روش کنترل موقعیت^۸ برای کنترل ربات‌های توان‌بخشی مورد استفاده قرار گرفت. [۲۰]. در این روش مسیر حرکت از پیش تعیین شده است و ربات، نیروی لازم برای حرکت در این مسیر را تامین می‌کند.

^۶ Continues Passive Motion

^۷ Stiffness

^۸ Positioning

معمولا این گونه تمرین‌های توان‌بخشی پایین‌تنه که مسیر آن‌ها مشخص است، بر روی یک تردمیل انجام می‌شود.

کلمبو^۹ و هم‌کاران رباتی طراحی کردند که ارتوسیس^{۱۰} آن قابل تنظیم بود و بیماران مختلف قادر به استفاده از آن بودند. در این ربات عمل‌گر متصل به زانو و مفصل زانو به وسیله‌ی کنترلر موقعیت، کنترل می‌شد (شکل ۱-۲).



شکل (۱-۲) قابلیت تنظیم ربات برای بیماران مختلف [۲۱]

در این روش با کوچک‌ترین انحراف از مسیر توسط بیمار، ربات با اعمال گشتاور بسیار زیاد، تلاش می‌کند حرکت را اصلاح کند. به همین دلیل بعد از مدتی بیمار خود را تسلیم ربات کرده و فعالیت خود حین تمرین را کاهش می‌دهد. این امر موجب می‌شود درمان به خوبی انجام نشود و از همین رو، این روش کنترلی مناسب توان‌بخشی نیست [۲۱]. به منظور رفع این مشکل محققان بر آن شدند، با ارائه‌ی روش‌های منعطف‌تر، به بیمار اجازه دهند که متناسب با توانایی حرکتی خود بر الگوی راه رفتن تاثیر بگذارد.

⁹ Colombo

¹⁰ Orthosis

روش بعدی روش کنترل تطبیقی^{۱۱} است [۲۲]. در این روش بیمار می‌تواند مسیر مرجع که مسیر پیش فرض ربات بود را تغییر دهد، به طوری که نیروی اعمالی از جانب ربات کاهش یابد. این به معنی افزایش مشارکت بیمار در تمرین است. رینر^{۱۲} و هم‌کاران در طراحی خود از این روش استفاده کردند و ۳ موضوع ذیل را در نظر گرفتند:

۱. به بیمار این اجازه داده می‌شود که آزادی عمل بیشتری با وجود رباتی انعطاف‌پذیر داشته باشد.
 ۲. رفتار ربات با توانایی موتور دل‌خواه موجود، تطابق پیدا می‌کند.
 ۳. سیستم ربات با استفاده از پس‌خوراند زیستی^{۱۳} دیداری، مشارکت بیمار را بهبود بخشیده و نمایش می‌دهد.
- در روش کنترل امپدانس^{۱۴} [۲۳] بیمار می‌تواند حین تمرین، نسبت به مسیر مرجع انحراف پیدا کند. ونمن^{۱۵} و هم‌کاران به بهبود دستگامی به نام لوپز^{۱۶} پرداختند. این دستگاه ۳ مفصل داشت. یکی برای زانو و ۲ عدد برای لگن. ۸ سنسور برای دریافت سیگنال بر رو ۸ ماهیچه مهم قرار می‌گیرد.

¹¹ Adaptive Control

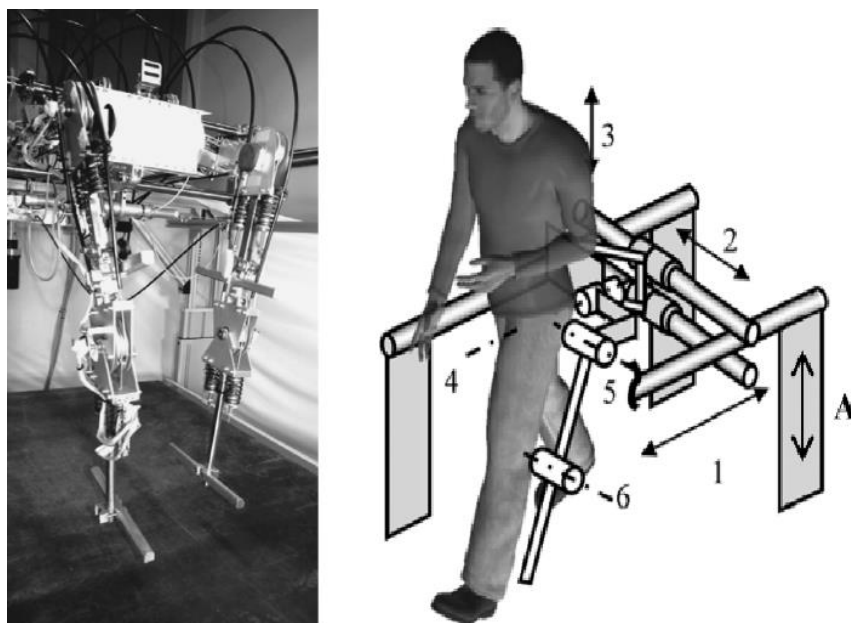
¹² Riener

¹³ Biofeedback

¹⁴ Impedance

¹⁵ Veneman

¹⁶ Lopes



شکل (۲-۲) ربات لویز [۲۳]

در روش کنترل مسیر^{۱۷} [۲۴] بیمار علاوه بر انحراف فضایی محدود، می‌تواند سرعت گام برداشتن خود را با کمی اختلاف نسبت به مسیر مرجع انتخاب کند. ویک^{۱۸} و هم‌کاران برای رفع مشکل از پیش تعیین کردن مسیر، این روش را مطرح کردند. آن‌ها همچنین به دنبال این بودند که بیمار در حد نیاز خود از ربات استفاده کند و میزان مشارکت خود را نیز بالا ببرد. گشتاورهای پشتیبانی از جانب ربات، صرفاً جهت تصحیح مسیر حرکت بیمار اعمال می‌شد. همچنین اطلاعات تمرین به صورت گرافیکی قابل مشاهده بود. این تحقیقات بر روی ۱۰ انسان سالم و ۱۵ بیمار امتحان شد و نتیجه‌ها نشان می‌داد که بیماران به فعالیت بیش‌تری نسبت به حالت‌های پیشین تشویق می‌شدند. از این رو به جای کنترل کامل از سمت ربات، ربات بیش‌تر نقش پشتیبانی بیمار را داشته است.

در روش‌های ارائه شده، دوره زمانی گام برداشتن توسط ربات تعیین می‌شود. که یک مشکل در انجام تمرین‌ها محسوب می‌شود. دوره زمانی گام برداشتن برای افراد مختلف، در شرایط و زمان‌های مختلف و

¹⁷ Path Control

¹⁸ Wicke

برای تمرین‌های مختلف، متفاوت است. از این رو روش‌های دیگری ارائه شده‌اند که به بیمار اجازه دهند تا علاوه بر منحنی فضایی، دوره‌ی زمانی گام برداشتن خود را نیز متفاوت از مرجع انتخاب کند. در روش کنترل موقعیت با الگوریتم همزمان‌کننده^{۱۹} [۲۵]، بیمار می‌تواند به مرور زمان و به صورت تدریجی، بر دوره‌ی زمانی مسیر مرجع تاثیر بگذارد و آن را به دلخواه خود تغییر دهد. در روش‌های تولید مسیر خودکار^{۲۰} [۲۶] و کنترل مدل مجازی^{۲۱} [۲۷] مسیر مطلوب مستقل از زمان تعریف می‌شود. در نتیجه بیمار در تنظیم سرعت راه رفتن خود آزاد است. در روش کنترل میدان نیرو^{۲۲} [۲۸] میدان نیرویی در اطراف مسیر مرجع تعریف می‌شود تا پای بیمار را بر روی مسیر نگه دارد. اما بیمار برای حرکت بر روی مسیر مرجع آزاد است و می‌تواند دوره‌ی زمانی گام برداشتن خود را به دلخواه انتخاب کند. اما این موضوع مشکلاتی را به همراه دارد. آزادی بیمار می‌تواند باعث نامطلوب شدن الگوی راه رفتن بیمار شود. زیرا برای ربات این موضوع که بیمار از روی ناتوانی این حرکت را انجام داده است و یا ارادی بوده، قابل تشخیص نیست. این مشکل سبب شد محققان به روش کنترلی دیگری به نام کنترل رودخانه‌ای^{۲۳} [۲۹] روی آورند. این روش در کنار آزادی عمل کافی بیمار، الگوی صحیح حرکتی را نیز به همراه دارد. این روش از سه بخش اصلی تشکیل شده است:

۱. مسیر مرجع مستقل از زمان مبتنی بر فاز راه رفتن: به کمک این مسیر، زاویه و سرعت زاویه‌ای مطلوب به صورت توابعی از فاز حرکت بیان می‌شود. فایده‌ی این کار در این است که کنترلر به زمان وابسته نبوده و دوره‌ی زمانی گام برداشتن آزادانه انتخاب می‌شود. در این بخش از کار یک

¹⁹ Position Control with Time Synchronization Algorithm

²⁰ Reference Trajectory Generation

²¹ Virtual Model Control

²² Force Field Control

²³ Back Stepping

روش دو مرحله‌ای استفاده می‌شود که شامل یک مسیر مرجع مبتنی بر فاز راه رفتن و یک الگوریتم تشخیص فاز راه رفتن است. ابتدا فاز راه رفتن با استفاده از داده‌های سینماتیکی تعیین می‌شود و سپس به کمک مسیر مرجع مبتنی بر فاز، زاویه و سرعت زاویه‌ای مطلوب به دست می‌آید.

۲. الگوریتم تشخیص فاز راه رفتن: از آنجایی که مسیر مرجع تابعی از فاز راه رفتن است، لازم است برای تعیین زاویه و سرعت زاویه‌ای مطلوب مفاصل، ابتدا فاز راه رفتن تعیین شود. برای این منظور از یک الگوریتم برای تشخیص فاز راه رفتن استفاده می‌شود. این الگوریتم از یک شبکه عصبی برخوردار بوده که قادر به تشخیص فازی از گام، که در آن قرار داریم، بر اساس سرعت زاویه‌ای و زاویه‌ی مفصل است.

۳. بلوک‌های کنترلی: این قسمت شامل بلوک‌های کنترلی می‌شود که وظیفه‌ی تعیین نیرو را بر عهده دارند. که خود شامل کنترلر جبران‌ساز وزن، بلوک کنترل مسیر و کنترلر سرعت است. کنترلر جبران‌ساز وزن برای جبران وزن بازوهای ربات و بلوک کنترل مسیر برای ایجاد میدان نیرویی در اطراف مسیر است. با تنظیم ضرایب این بلوک‌ها، می‌توان بر اساس هر بیمار، میزان انحراف بیمار از مسیر مرجع را تنظیم کرد. کنترلر سرعت یک میدان نیرویی، هم‌راستا با مسیر مرجع، برای نزدیک شدن سرعت بیمار به سرعت مطلوب ایجاد می‌کند.

علت نام‌گذاری به این اسم به خاطر تشابه بلوک‌های کنترل مسیر و سرعت با تاثیر رودخانه است. اما پرکاربردترین روش در بین روش‌های کنترلی برای ربات‌های توان‌بخشی، کنترل امپدانس است. ایده‌ی کنترل امپدانس اولین بار توسط هوگان^{۲۴} ارائه شد [۳۰]. هم‌چنین در این روش کنترل نیرو و کنترل موقعیت هیچ یک به تنهایی انجام نمی‌پذیرد. قانون کنترل امپدانس در واقع به طراحی دینامیکی می‌پردازد که ربات توان‌بخشی در تماس با بیمار باید از خود نشان دهد. در صورت پیاده‌سازی این متد کنترلی، ربات

²⁴ Hogan

توان بخشی در تعامل با محیط همانند یک سیستم جرم-فنر-دمپر در مقابل نیروی اعمالی از طرف محیط عمل می‌کند. در رابطه‌ی امیدانس، ارتباط دینامیکی بین نیرو و خطای موقعیت تنظیم می‌شود. ضرایب موثر در این روش، ضریب سفتی، ضریب میرایی و ضریب لختی است. ضریب لختی برابر است با نسبت نیروی وارد شده به جسم و شتاب آن. این به معنی مقاومت جسم در برابر تغییرات سرعت است. ضریب سفتی همان فنریت سیستم است. با افزایش این ضریب، سرعت سیستم افزایش یافته و سیستم سریعتر به مقدار مطلوب نزدیک می‌شود. آخرین ضریب موثر ضریب میرایی است. با افزایش این ضریب، دامنه نوسانات و سرعت سیستم کاهش می‌یابد.

یکی از ربات‌های ساخته شده که از کنترل امیدانس بهره می‌برد، ربات ام‌آی‌تی مانوس است (شکل ۲-۳). این ربات یکی از موارد موفق به کارگیری از روش کنترل امیدانس در توان بخشی است. این ربات یک ربات اسکارای^{۲۵} صنعتی بوده که دارای ۳ درجه آزادی بوده و در دانشگاه ام‌آی‌تی^{۲۶} ساخته شده است. این ربات به توان بخشی بالاتنه اختصاص دارد [۳۱].



شکل (۲-۳) ربات ام‌آی‌تی مانوس [۲۳]

²⁵ SCARA

²⁶ MIT

مطالعه‌ی دیگری در زمینه ربات‌های توان‌بخشی بالاتنه که ره‌ارب^{۲۷} نام گرفت از دو ربات صنعتی به طور هم‌زمان در آن استفاده شده بود. این ربات قادر بود اطلاعات مربوط به نیرو و موقعیت را ذخیره کرده و نمایش دهد. ربات تم^{۲۸} برای تمرین‌های غیرفعال کاربرد دارد. این ربات دارای سنسورهای گشتاور و موقعیت بوده و از کنترل امپدانس در طراحی آن استفاده شده است. کاربرد این ربات‌ها در توان‌بخشی زانو است [۳۲]. ربات نکسوس^{۲۹} رباتی با ۳ درجه آزادی برای انجام انواع تمرین‌های فعال، غیرفعال و مقاومتی. این ربات مربوط به تمرین‌های پایین تنه‌ی بیمار است [۳۳]. ربات موشن‌میکر^{۳۰} از متد کنترلی نیرو-گشتاور استفاده کرده است [۳۴]. ربات مولتی‌ایزو^{۳۱} از متد کنترلی سلسله مراتبی برای کنترل موقعیت، سرعت و نیرو بهره می‌برد. این ربات مناسب برای انواع تمرین‌ها همچون غیرفعال، کمکی و مقاومتی است. این ربات برای توان‌بخشی زانو طراحی شده است. همچنین اولین رباتی است که از منطق فازی برای کنترل سرعت استفاده کرده است [۳۵]. ربات فیزیوتربات^{۳۲} که از روش کنترل امپدانس بهره برده است. این ربات قادر به انجام انواع تمرین‌های توان‌بخشی بوده و یکی از کامل‌ترین ربات‌ها در این زمینه محسوب می‌شود [۳۶]. ربات جنتل_اس^{۳۳} دیگر رباتی با ۳ درجه آزادی است که از کنترل ادمیتانس^{۳۴} بهره برده است [۳۷]. هانگ^{۳۵} و هم‌کاران در یک مکانیزم کمک‌رسانی و توان‌بخشی از کنترل امپدانس بهره بردند. در بخشی از این پژوهش از سیگنال‌های ای ام جی^{۳۶} برای کنترل حرکت استفاده شد. با استفاده از این سیگنال، عکس‌العمل نیرو از ماهیچه سنجیده می‌شود و میزان مشارکت بیمار تعیین می‌شود. در نتیجه حالت امپدانس تعیین می‌شود.

²⁷ REHAROB

²⁸ TEM

²⁹ NeXOS

³⁰ Motion Maker

³¹ Multi-Iso

³² Physiotherabot

³³ GENTLE/s

³⁴ Admittance

³⁵ Hong

³⁶ EMG

در صورتی که میزان مشارکت بیمار پایین باشد، باید تعامل دینامیکی ربات سخت باشد و خطای ردگیری^{۳۷} کم. در نتیجه باید ضرایب امیدانس (به خصوص سفتی) بالا رود.

برای برخی بیماران که دچار اختلالات قلبی عروقی هستند، و یا مصدومان نخاعی که توانایی حرکتی ناقصی دارند، ای ای جی^{۳۸} و ای ام جی انتخاب‌های آلترناتیو را به ارمغان می‌آورند. ای ای جی فقط برای حرکات خاص قابل اجراست. در حالی که ای ام جی نه تنها برای آشکارسازی شرایط غیرعادی مثل اسپاسم به کار برده می‌شود، بلکه برای تخمین گشتاور مستقیم انسان جهت کنترل نیز کاربرد دارد. با وجود همه‌ی این‌ها پیش‌بینی حرکت بیمار کار بسیار سفتی است. به خصوص این‌که اختلالات موجب ناتوانی بیمار شده است و همین اختلالات، کار پیش‌بینی و تخمین را سخت‌تر نیز می‌کند [۳۸]. لوکومات^{۳۹} LOKOMAT [۳۹] یکی از رایج‌ترین ربات‌های مورد استفاده در زمینه‌ی توان‌بخشی است. این ربات در اکثر فروشگاه‌های تجهیزات پزشکی وجود دارد و مخصوص تمرین‌های توان‌بخشی پا است. در واقع این ربات یک تردمیل اتوماتیک برای آموزش راه رفتن است که از کنترل کننده‌ی هیبرید^{۴۰} موقعیت-نیرو بهره می‌گیرد. البته استراتژی‌های کنترلی دیگری نیز بر روی این ربات آزمایش شده است. لی^{۴۱} و هم‌کاران سیستمی رباتیکی ساختند که توان‌بخشی بالاتنه‌ی بیماران را با استفاده از یک سیستم هوشمند برعهده دارد. این سیستم مهارت‌های مورد نیاز یک فیزیوتراپ را با سنسورهای پیشرفته و یک سیستم گرافیکی که در هر لحظه نتایج فیزیوتراپی را نشان می‌دهد ترکیب می‌کند. این سیستم برای تمرین‌های غیرفعال کاربرد دارد [۴۰].

لام^{۴۲} و هم‌کاران سیستمی به نام مایم^{۴۳} ساختند که قادر است تمرین‌های فعال و غیرفعال را برای بالاتنه انجام دهد [۴۱]. این سیستم از یک ربات و یک ابزار تشخیص موقعیت استفاده می‌کند. ربات دیگری که

³⁷ Tracking Error

³⁸ EAG

³⁹ MULOS

⁴⁰ hybrid

⁴¹ Lee

⁴² Lum

⁴³ MIME

برای تمرین‌های توان‌بخشی بالاتنه کاربرد دارد، ربات مولوس^{۴۴} است [۴۲]. این ربات ۵ درجه آزادی برای تمرین‌های غیرفعال و مقاومتی طراحی شده است.

روش دوم، انعطاف غیرفعال است. یک گروه عمل‌گر به نام عمل‌گر امپدانس متغیر^{۴۵} یا VIA جهت دستیابی به انعطاف غیرفعال قابل تنظیم طراحی شده‌اند که در سال‌های اخیر پژوهش‌های زیادی برای بهبود و پیشرفت آن‌ها صورت گرفته است. VIA ها عموماً به دو دسته عمل‌گر سفتی متغیر^{۴۶} یا VSA و عمل‌گر انتقال متغیر^{۴۷} یا VTA تقسیم می‌شوند [۷]، که به علت اثربخشی بیش‌تر VSA و وجود مراجع بیش‌تر در این زمینه تمرکز این پایان‌نامه بر آن خواهد بود.

VSA ها را می‌توان به صورت عمده در چهار گروه دسته‌بندی کرد: VSAهایی که به جای ارائه راه‌حل‌های مکترونیک از مواد جدید نظیر پلیمر الکترو-فعال^{۴۸} استفاده می‌کنند [۱۹]، VSAهایی که رفتار المان الاستیک (فنر) را توسط المان دیگری نظیر صفحه بادامک^{۴۹} یا حلقه آهن‌ربا شبیه‌سازی می‌نمایند [11,43]، VS هایی که با روش‌هایی نظیر استفاده از بازوی اهرم^{۵۰} با طول متغیر، تغییر نسبت انتقال به وسیله بازوی اهرم یا تغییر نقطه تثبیت^{۵۱}، خارج کردن تعدادی از فنرها از سیستم، تغییر طول مؤثر فنر و طراحی مکانیکی فنر غیرخطی سفتی فنر را تغییر می‌دهند [۹-۴۴، ۱۰، ۹] و VSAهایی که با تغییر جایگشت‌های ممکن اجزاء الکترومکانیکی^{۵۲} سیستم که غالباً شامل موتورهای القا، جعبه دنده و فنرهای غیرخطی هستند به سفتی متغیر دست می‌یابند [۹].

شبیه‌سازی المان الاستیک (فنر) به وسیله‌ی المان دیگر:

⁴⁴ MULOS

⁴⁵ Variable Impedance Actuator

⁴⁶ Variable Stiffness Actuator

⁴⁷ Variable Transmission Actuator

⁴⁸ Electroactive

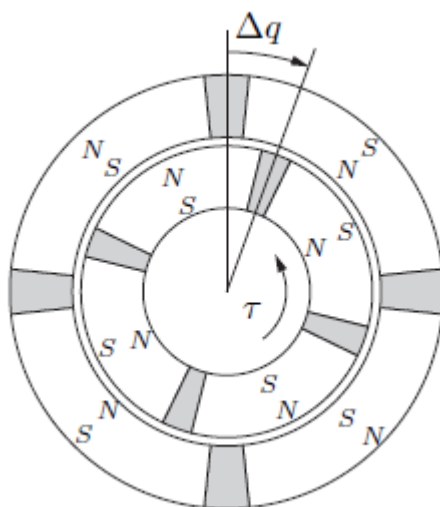
⁴⁹ Cam Disk

⁵⁰ Lever Arm

⁵¹ Fixation Point

⁵² Electromechanical

در [۱۱] فنر به صورت مجازی به کمک دو حلقه هم مرکز با شعاع‌های متفاوت و محور چرخشی ثابت شبیه‌سازی می‌گردد (شکل ۲-۴). هر حلقه از چهار آهن‌ربای منحنی شکل^{۵۳} تشکیل شده است که هر آهن‌ربا در جهت شعاعی مغناطیسه می‌شود. آهن‌رباها به شکلی قرار گرفته‌اند که جهت مغناطیسه شدن آن‌ها مدام تغییر می‌کند. فضای بین هر دو آهن‌ربا به وسیله‌ی یک عایق پر شده است. حلقه داخلی روتور^{۵۴} و حلقه خارجی استاتور^{۵۵} نام دارند. وقتی هر آهن‌ربای روتور با آهن‌ربای قطب مخالف استاتور تماس پیدا کند سیستم برآیند در حالت خنثی خواهد بود. اما وقتی گشتاور خارجی اعمال شود یا روتور یا استاتور از وضعیت خنثی خارج می‌شوند، و جابه‌جایی زاویه‌ای نسبی و میدان مغناطیسی بین آن‌ها یک گشتاور متقابل را ایجاد می‌کند که به صورت یک فنر غیرخطی عمل می‌نماید. کنترل سفتی و موقعیت توسط ۲ موتور به صورت جداگانه انجام می‌شود. با استفاده از دینامیک مفصل، کنترل انجام می‌شود.



شکل (۲-۴) قرارگیری آهن‌رباهای همنام حین تغییر زاویه [۱۱]

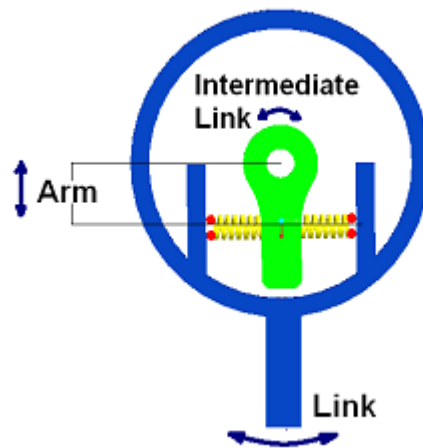
⁵³ Arc-Shaped Magnet

⁵⁴ Rotor

⁵⁵ Stator

در نوع دیگری از عمل‌گرها، تغییر سفتی با روش‌هایی نظیر استفاده از بازوی اهرم^{۵۶} با طول متغیر، تغییر نسبت انتقال به وسیله بازوی اهرم یا تغییر نقطه تثبیت^{۵۷}، خارج کردن تعدادی از فنرها از سیستم، تغییر طول مؤثر فنر و طراحی مکانیکی فنر غیرخطی انجام می‌شود.

در غالب ساختارهای تغییر سفتی، پیش‌فشاردگی^{۵۸} فنر را به گونه‌ای تغییر می‌دهند و ساختار اتصال آن به لینک را ثابت نگه می‌دارند که می‌تواند یک بازوی اهرم یا قرقره باشد. اما نوع دیگری از مکانیزم تغییر سفتی وجود دارد که در آن مشخصات فنر ثابت نگه داشته می‌شوند و ساختار اتصال تغییر داده می‌شود [۹]. دو فنر تقابلی از یک سمت به لینک میانی و از سمت دیگر به لینک خروجی متصل شده‌اند. لینک میانی به صورت سخت به موتور مفصل اصلی وصل می‌باشد. وقتی لینک خروجی در وضعیت تعادل خود باشد، نیروی تولید شده توسط فنرها بر جابه‌جایی لازم برای تغییر سفتی عمود خواهد بود. در نتیجه به صورت نظری هیچ انرژی‌ای برای تغییر سفتی مورد نیاز نیست. اما اگر مفصل در وضعیت تعادل نباشد، نیروی تولید شده توسط فنر یک جزء کوچک موازی با جابه‌جایی دارد و مقداری انرژی نیاز است (شکل ۲-۵ و ۶).

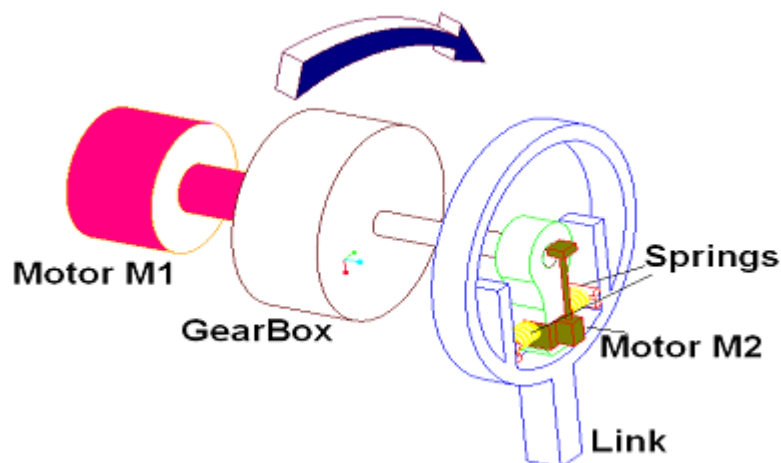


شکل (۲-۵) طرح ساده شده آواس [۹]

⁵⁶ Lever Arm

⁵⁷ Fixation Point

⁵⁸ Pretension



شکل (۶-۲) آواس با جزئیات بیش تر [۹]

در نوع دیگری از عمل‌گرها با تغییر جایگشت‌های ممکن اجزاء الکترومکانیکی سیستم که غالباً شامل موتورهای القا، جعبه‌دنده و فنرهای غیرخطی هستند به سفتی متغیر دست می‌یابند [۱۴]. مثلاً با چرخش هم‌زمان دو محرک در یک جهت انعطاف افزایش و سفتی کاهش می‌یابند و بالعکس، یا مکان لینک و تنظیمات سفتی توسط دو موتور مستقل از یکدیگر تغییر می‌کنند، یا هر موتور توسط یک جعبه‌دنده به یک فنر وصل می‌شود.

در این میان تاکید ما در این پایان‌نامه بر گروه سوم می‌باشد، به ویژه VSAهایی که به کمک بازوی اهرم سفتی فنر را تنظیم می‌کنند. در مجموع در تنظیم سفتی با تغییر مکانیزم دو رویکرد وجود دارد: تغییر مشخصات فنر یا تغییر مکانیزم اتصال آن به لینک. در اغلب ساختارها پیش‌فشاردهی فنر را به گونه‌ای تغییر می‌دهند و ساختار وصل آن به لینک که می‌تواند یک بازوی اهرم یا قرقره باشد را ثابت نگه می‌دارند، یعنی ترکیب فنر غیرخطی و مکانیزم اتصال ثابت. در ابتدا از یک بازوی گشتاور و یک موتور اضافی برای ایجاد و

کنترل انعطاف استفاده می‌شد. در [۴۵] به کمک قرقره‌های حلزونی و فنرهای خطی یک فنر غیرخطی طراحی شد و یک محرک برای کمک به راه رفتن ربات به کار رفت. در این مقاله به این مسئله اشاره شد که دویدن، به عنوان یک فعالیت دینامیکی پیچیده، در هر دو جنبه ی فیزیکی و اجزای ربات و کنترل حرکت نیازمند طراحی دقیق و سخت است. در این مقاله برخی از این نیازها را کاوش کرده و نشان می‌دهد چگونه یک عمل‌گر با سفتی متغیر قادر به رفع این نیازهاست. هم‌چنین به طراحی، آنالیز، شبیه سازی و اعتبارسنجی تجربی آن می‌پردازد.

تمرین‌های جدید، محدودیت‌هایی از عمل‌گرهای با سفتی متغیر قدیمی را نمایان کرد. وظایف جدید عامل ایجاد موانع پیش‌بینی نشده جدید شدند و این موضوع اهمیت ایمنی این ابزارها را بیش‌تر از گذشته کرد [۴۶]. علت ضعف ایمنی این گونه ابزار، سرعت پایین و ضعف عمل‌کرد آن‌ها بیان شده است. بدین ترتیب محققان بر آن شدند تا طرح‌های جدیدی را ارائه کنند. این کار با ارائه ی تنظیمات سفتی دینامیکی بالا، همراه با رفتار سیستم قابل برنامه‌ریزی، انجام شد. که موجب سازگاری آسان در طی اجرای کارها با تنوع بالا شد. یکی از مزیت‌های این طرح استحکام ذاتی بسیار بالای آن در مقابل ضربات محکم بود. در این طرح با استفاده از ترکیب یک صفحه بادامک و یک غلتک که توسط فنرهای خطی فشرده می‌شد، ساختاری حاصل گشت که با کنترل نیروی فشار فنر سفتی را تغییر می‌داد. در این ساختارها برای مفصل ممکن نبود که کاملاً سخت شود.

هولاندر^{۵۹} و هم‌کاران در [۴۷] تعداد سیم‌پیچ‌های مؤثر یک فنر مارپیچ^{۶۰} را تغییر دادند، اما چون تعداد سیم‌پیچ‌ها بر طول مؤثر فنر و سفتی به صورت هم‌زمان تأثیر داشت، کنترل سفتی و مکان به صورت مستقل که یکی از اصول کارکرد VSA می‌باشد ممکن نبود. در [۴۸] یک تنظیم‌کننده امیدانس مکانیکی برای

⁵⁹ Hollander

⁶⁰ Helical Spring

کنترل کننده روبات طراحی شد که با استفاده از مکانیزم پیچ هدایت^{۶۱}، طول مؤثر یک فنر صفحه‌ای را تغییر می‌داد. این طرح امکان سفتی کامل برای مفصل را ارائه می‌کرد، اما موتور و افزاره افزوده شده جهت تغییر سفتی به علت سری بسته شدن، مانند بار اضافی بر موتور کنترل کننده مکان عمل می‌نمودند.

با پی بردن به این که استفاده از دو موتور و فنرهای غیرخطی در یک ساختار تقابلی^{۶۲} موجب قابل تنظیم بودن انعطاف می‌گردد، در [۴۹] برای ایجاد فنرهای غیرخطی از فنرهای رولامایت^{۶۳} استفاده شد. شکل این فنرها به گونه‌ای است که سفتی غیرخطی دارند و این عدم خطی‌سازی سبب تغییر سفتی مفصل می‌شد. در [۵۰] تعدادی دیسک و یک قاب برای پیاده‌سازی فنر غیرخطی به کار رفتند. هم‌چنین در [۵۱] تونیتی^{۶۴} و هم‌کاران از یک تسمه تایم به همراه فنرهای خطی استفاده کردند. در این ساختار چون توان موتور توسط تسمه تایم منتقل می‌شد، قدرت تسمه میزان قابل انتقال توان را محدود می‌کرد، اما مشکل این بود که وجود قرقره بلااستفاده وزن مفصل را بیش از حد بالا می‌برد.

اهمیت ایمنی کار با ربات روز به روز در حال افزایش است. به طوری که یکی از مهم‌ترین فاکتورها برای طراحی ربات به شمار می‌رود. از این رو طراحان به دنبال طرح‌هایی با کارایی بیشتر هستند. بدین ترتیب، چوی و هم‌کاران در [۱۳] به کمک یک سیستم چهارلینک^{۶۵} طول مؤثر فنرهای صفحه‌ای^{۶۶} را تغییر دادند. طرز کار سیستم این‌گونه می‌باشد که محرک‌ها که به لینک‌های ورودی متصلند سبب چرخش آن‌ها می‌شوند، و با تغییر مکان‌های نسبی لینک‌های خروجی، لغزنده^{۶۷} حرکت می‌کند و طول مؤثر فنر و در نتیجه سفتی آن را تغییر می‌دهد (شکل (۲-۷)).

⁶¹ Lead-Screw

⁶² Antagonistic

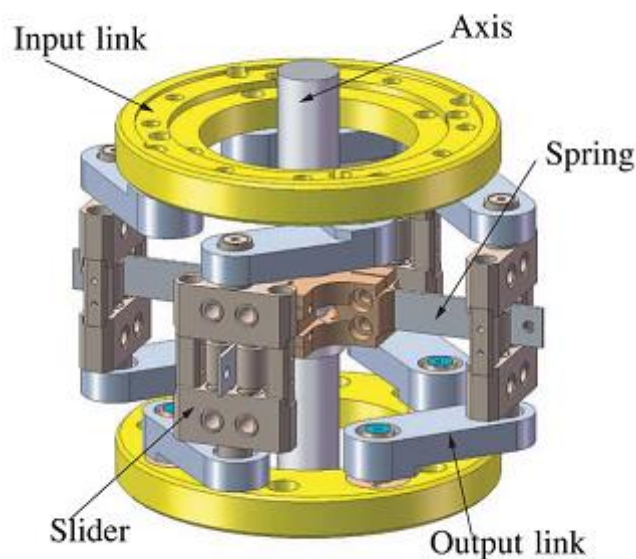
⁶³ Rolamite Springs

⁶⁴ Tonietti

⁶⁵ Four-bar Linkage

⁶⁶ Leaf Springs

⁶⁷ Slider

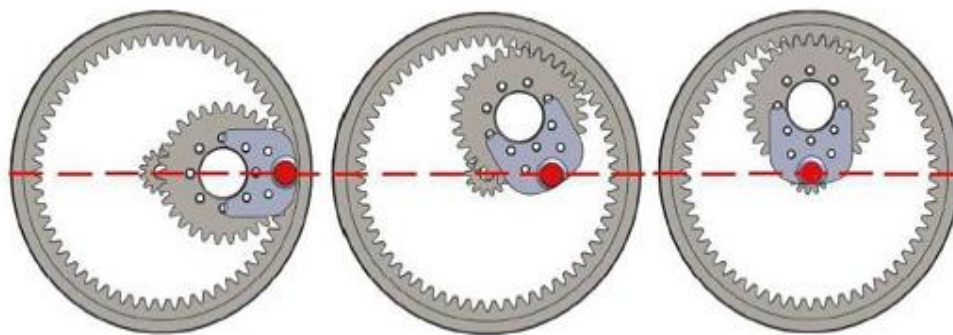


شکل (۷-۲) VSA با فنر صفحه‌ای [۱۳]

مشکل این ساختار این است که سفتی در حالت کمینه خود بسیار سریع‌تر از مکان لینک تغییر می‌کند و سبب رخ دادن ارتعاش در سیستم می‌شود. در نهایت به این نتیجه می‌رسیم که می‌توان عکس تکنیک اولیه را انجام داد، یعنی مشخصات فنر را ثابت نگه داشت و در مکانیزم اتصال تغییر ایجاد کرد، یا به عبارتی از فنرهای خطی و مکانیزم اتصال متغیر بین فنر و لینک بهره برد. بیش‌تر مقالات این زمینه از بازوی اهرم استفاده کرده‌اند که ایده اولیه آن در [۵۲] آمده است.

در [۱۰] از تکنیک تغییر نسبت انتقال بین المان‌های الاستیک داخلی و محرک استفاده شده است. در مقاله آمده است که می‌توان این کار را با تغییر سه نقطه انجام داد، نقطه برخورد المان الاستیک (به علت اصطکاک و آثار دینامیک نامطلوب، معمولاً المان‌های الاستیک حرکت داده نمی‌شوند و این روش حذف می‌گردد)، نقطه اعمال نیروی خارجی و نقطه لولا. پس از شبیه‌سازی و مقایسه مشاهده می‌شود که انرژی مصرفی و کار مکانیکی روش تغییر نقطه لولا در طول بازوی اهرم بهینه‌تر هستند و این روش انتخاب می‌گردد. مکانیزم تغییر سفتی از یک دنده حلقه و یک دنده لولا که نقطه لولا به آن متصل می‌باشد تشکیل شده است. به علت نسبت دقیق $1/2$ بین قطر دنده‌ها، هنگامی که آن‌ها در طول یک‌دیگر حرکت کنند نقطه لولا در خطی

کاملاً صاف نسبت به دنده حلقه حرکت می‌نماید شکل (۸-۲). در این ساختار اختلاف زوایای بین نقطه اتصال فنر و خروجی تا لولا و نقطه اتصال فنر و خروجی تا نقطه اعمال نیرو نباید از ۵ درجه تجاوز کند. این نیاز به یک کنترلر مجزا را ایجاب می‌نماید که می‌تواند باعث پیچیدگی بیش‌تر شود.



شکل (۸-۲) مکانیزم برای خطی‌سازی حرکت لولا.

در [۹] نقطه تثبیت اتصال دو فنر و لینک خروجی تغییر داده شده است. در این ساختار دو فنر تقابلی از یک سمت به لینک میانی و از سمت دیگر به لینک خروجی متصل شده‌اند. لینک میانی به صورت سخت به موتور مفصل اصلی وصل می‌باشد. وقتی لینک خروجی در وضعیت تعادل خود باشد، نیروی تولید شده توسط فنرها بر جابه‌جایی لازم برای تغییر سفتی تقریباً عمود خواهد بود، در نتیجه انرژی کمی برای تغییر سفتی مورد نیاز نیست.

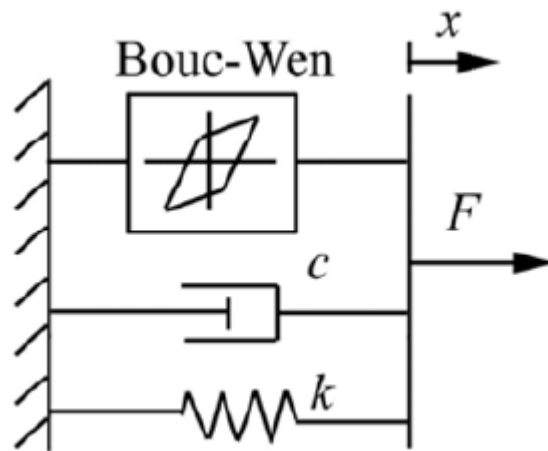
جهت ایمنی بیش‌تر تعاملات میان انسان و ربات و به جهت جلوگیری از صدمات ناشی از ضربه توسط ربات، استفاده از میراگرها اهمیت فراوانی یافت. با توجه به تفاوت توانایی‌های بیماران و ویژگی‌های آن‌ها و همچنین متفاوت بودن تمرین‌های توان‌بخشی، استفاده از میراگرهایی با ضریب میرایی متغیر کاربرد خواهد داشت. لیو^{۶۸} و هم‌کاران میراگری را طراحی کردند که در آن از سیال مگنت‌رئولوژیکال^{۶۹} استفاده می‌شد و به این ترتیب، ضریب میرایی آن قابلیت تنظیم داشت. طرز کار سیال مگنت‌رئولوژیکال به این صورت است که در

⁶⁸ Liu

⁶⁹ Magnetorheological Fluid

صورت قرارگیر در مقابل میدان مغناطیسی، برخی خواص سیال از جمله لزجت تغییر میکند [۵۳]. سیال مگنترئولوژیکال ماده‌ای هوشمند است که مشخصات سیالیت^{۷۰} آن، می‌تواند تحت میدان مغناطیسی تغییر کند [۵۴]. در ساختارهای جدید از سیال مگنترئولوژیکال بیش‌تر استفاده می‌شود. از مزیت‌های آن می‌توان به سادگی مکانیکی، ثبات ذاتی، محدوده‌ی دینامیکی بالا، محدوده عملیات حرارتی گسترده، کارایی قوی و نیاز به توان پایین، اشاره کرد [۵۵].

مدل بینگم^{۷۱}، اولین، ساده‌ترین و معمول‌ترین مدل برای پیش‌بینی واکنش دمپر مگنترئولوژیکال است. این مدل برای اولین بار در سال ۱۹۸۷ مطرح شد. سیال مگنترئولوژیکال به عنوان یک جسم در نظر گرفته می‌شود و وقتی تنش برشی^{۷۲} با تنش تسلیم^{۷۳} برابر شود، سیال تسلیم می‌شود یا اصطلاحاً سیال بریده می‌شود. تنش برشی با نرخ برشی رابطه خطی دارد. مدل مکانیکی دمپر می‌تواند با یک دمپر کلمبی اصطکاکی^{۷۴} و یک دمپر خطی ویسکوز^{۷۵} معادل شود.



شکل (۹-۲) مدل بوک-ون [۵۳]

⁷⁰ Rheological

⁷¹ Bingham

⁷² Shear Stress

⁷³ Yield Stress

⁷⁴ Coulomb Damper

⁷⁵ Viscous

تنش تسلیم، تابع میدان مغناطیسی است که با تست تنش برشی سیال مگنترئولوژیکال آزموده شد. مشکل اصلی این طرح وجود نیروی بازمانده، پدیده‌ی میرایی و حضور قدر مطلق در فرمول بود. این موضوع باعث شد که در سال ۱۹۹۷ مدل بوک-ون^{۷۶} پیشنهاد شود شکل (۲-۹). این مدل رابطه بین نیرو و جابه‌جایی را بیان می‌کرد و منحنی رابطه‌ی نیرو-سرعت آن به نتایج تست نزدیک‌تر بود. در این مدل نیروی کل به دو قسمت کنترل شونده و غیر قابل کنترل تقسیم می‌شود. قسمت قابل کنترل که با عنوان نیروی دمپینگ کلمب شناخته می‌شود. این قسمت به طور کلی مقداری بین ۵ تا ۱۰ برابر مقدار غیرقابل کنترل دارد. قسمت غیرقابل کنترل خود ترکیبی از نیروی دمپینگ ویسکوز و نیروی اصطکاک است که متاثر از لزجت سیال مگنترئولوژیکال و سرعت جریان هستند. پارامترهای موثر بر نیروی میرایی شامل این موارد هستند: سطح مقطع پیستون، سرعت پیستون، قطر پیستون، طول موثر فضای کار سیال مگنترئولوژیکال، روزنه بین سیلندر و پیستون و لزجت دینامیکی سیال مگنترئولوژیکال.

برای به دست آوردن تنش تسلیم بر حسب میدان مغناطیسی فرمول‌های مختلفی ارائه شد. از جمله فرمول دیو^{۷۷}، گیندر^{۷۸} و بینگم. المان‌های موثر در این معادلات، همگی تابع ویژگی‌های سیال مورد استفاده هستند. سیال مگنترئولوژیکال اساساً از آمیزش ذرات مغناطیسی در سیال غیرمغناطیسی تشکیل شده است. شناخت واکنش سیال مگنترئولوژیکال در قبال میدان مغناطیسی و وابستگی آن به پارامترهای مختلف برای بهبود و طراحی دستگاه‌های مگنترئولوژیکال، اهمیت بسیاری دارد. وارا^{۷۹} و هم‌کاران مدلی را برای تشریح رفتار تنش برشی تسلیم ماده تحت عنوان تابعی از قسمت مغناطیسی و ترکیبات معرفی کردند [۵۴].

⁷⁶ Bouc-Wen

⁷⁷ Dave

⁷⁸ Ginder

⁷⁹ Varela

دو^{۸۰} و هم‌کاران در سال ۲۰۱۳ به کنترل مستقیم ولتاژ میراگرهای استفاده‌کننده‌ی سیال مگنت‌رئولوژیکال پرداختند [۵۶]. از آن جایی که دینامیک میراگر مگنت‌رئولوژیکال غیرخطی است، طراحی سیستم کنترل برای میراگر مگنت‌رئولوژیکال سخت است. استفاده از مدل فازی تی اس^{۸۱}، تئوری کنترل خطی را برای طراحی کنترلر بر روی میراگر مگنت‌رئولوژیکال قابل انجام می‌سازد.

۲-۲ اهداف و ضرورت تحقیق

هدف این پژوهش، بهبود یک مکانیزم جهت کاهش اتلاف انرژی آن و افزایش سرعت تغییر سفتی مکانیزم می‌باشد. کاهش اتلاف انرژی از دو جهت بسیار حایز اهمیت است. اول این که کاهش انرژی، کاهش هزینه‌ها را در پی دارد. همچنین به عامل تولید نیروی محرکه‌ی کوچک‌تری نسبت به حالت قبل نیاز است که این امر سبب سبک‌تر شدن سیستم و همچنین کاهش هزینه‌ی ساخت ربات می‌شود. علاوه بر این با توجه به این که تمرین‌های توان‌بخشی، برای افراد با ویژگی‌های مختلف و شدت تمرینی متفاوتی انجام می‌شوند، تغییرات ساختار و ویژگی‌های ربات از جمله سفتی و میرایی، امری ضروری است.

۳-۲ نوآوری

نوآوری موجود در این پژوهش، شامل تغییر در مکانیزم و ساختار یک عملگر است که با این تغییر، انرژی تلف شده‌ی کل سیستم به حداقل رسیده است. همچنین یکی از موتوهای سیستم کوچک‌تر شده و کل مکانیزم سبک‌تر و ارزان‌تر شده است. همچنین زمان واکنش سیستم کمتر می‌شود. بعلاوه در مرحله‌ی آخر به سیستم، میراگری با ضریب میرایی متغیر نیز اضافه شده است که تا حد امکان امنیت سیستم و همچنین سازگاری تمرین انجام شده با عمل کرد ربات بیش‌تر شود.

⁸⁰ Du

⁸¹ TS

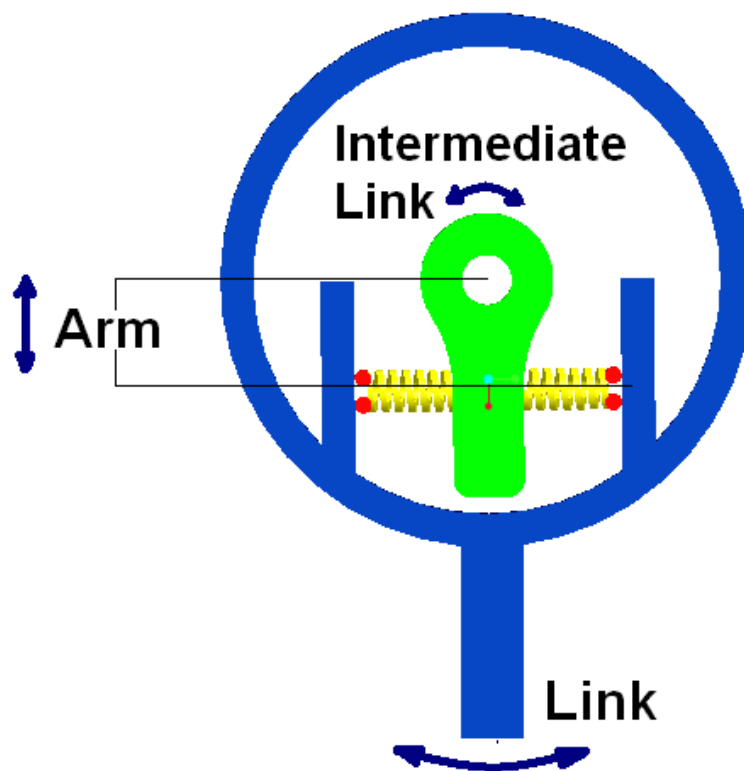
۳. سینماتیک و دینامیک سیستم

این پژوهش به توسعه‌ی یک عمل‌گر با سفتی متغیر می‌پردازد که می‌تواند در ربات‌های توان‌بخشی یا ربات‌هایی که با انسان‌ها در تعامل هستند کاربرد داشته باشد. عمل‌گری که راجع به آن توضیح داده می‌شود به صورت هم‌زمان قادر به کنترل موقعیت و سفتی است. بدین‌منظور برای این عمل‌گر دو عدد موتور تعبیه شده است. موتور اول موقعیت را کنترل کرده و موتور دوم کنترل سفتی را بر عهده دارد. نوآوری موجود در این سیستم نسبت به سیستم مشابه، تغییر در مکانیزم آن است که به واسطه‌ی آن، انرژی اتلافی به حداقل می‌رسد. در این سیستم تغییر طول بازوی اهرم، تغییر سفتی معادل مکانیزم را به همراه دارد. این اتفاق با جابه‌جایی فنر پدید می‌آید. طراحان سیستم پیشین در پی آن بودند که در حین جابه‌جایی فنر انرژی چندانی مصرف نشود. به این صورت که جابه‌جایی فنرها که عامل تغییر سفتی معادل مکانیزم است، تقریباً عمود بر نیروی وارد شده بر فنرها بودند. اما مشکل این‌جا بود که در حین جابه‌جایی فنرها، طول آن‌ها تغییر می‌کرد و به سبب همین تغییر طول، انرژی به هدر می‌رفت. در مکانیزم جدید، حین جابه‌جایی فنرها تغییر طولی در آن‌ها رخ نداده و به همین خاطر انرژی اتلافی به حداقل می‌رسد. این اتفاق، سازنده را قادر می‌سازد از موتورهای کوچک‌تری برای تغییر سفتی استفاده کند که این به معنی سبک‌تر شدن سیستم است. هم‌چنین به دلیل استفاده از موتور کوچک‌تر هزینه‌ی مصرفی نیز کاهش می‌یابد.

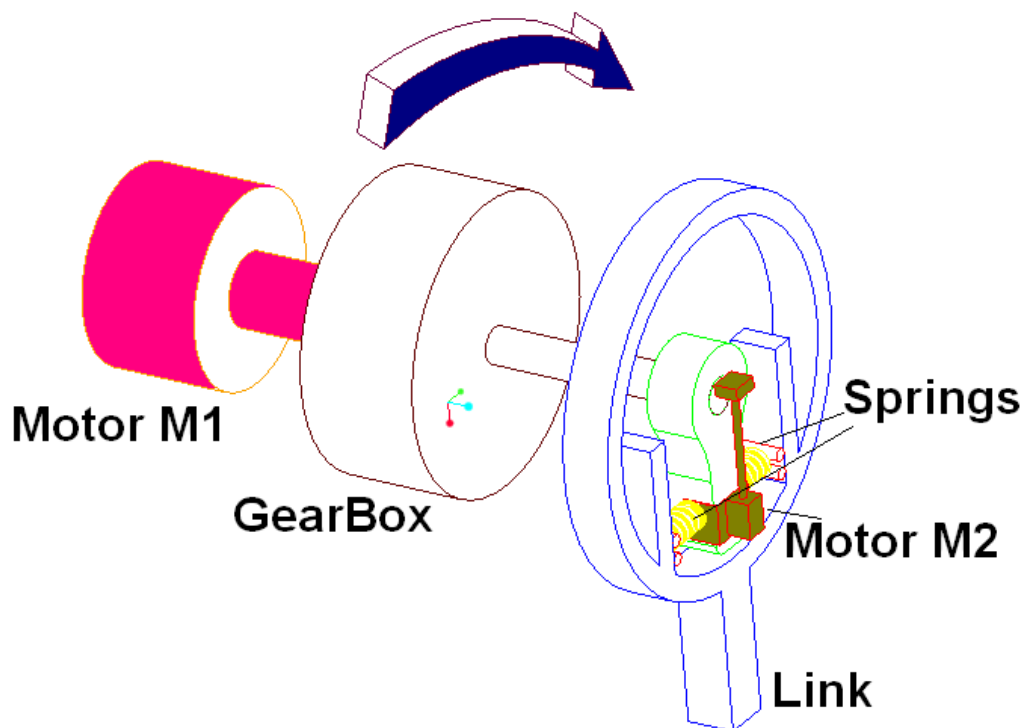
۳-۱ توضیح مکانیزم

در این سیستم از یک جفت فنر تقابلی، مطابق شکل (۳-۱) استفاده شده است که از طریق حرکت دادن آن‌ها می‌توان سفتی مکانیزم را تغییر داد. نحوه‌ی تغییر طول بازو در این مکانیزم به صورت پیوسته است. نوآوری این طراحی در این است که در همه‌ی حالت‌هایی که لینک خروجی تغییر مکان داده باشد، حین جابه‌جایی فنرها، در آن‌ها تغییر طولی رخ نمی‌دهد و این یعنی برای تغییر سفتی مکانیزم انرژی بسیار

کمتری مصرف می‌شود. در نتیجه موتور مورد نیاز برای تغییر سفتی، کوچک‌تر شده و هزینه و وزن کم‌تری را برای سیستم در پی خواهد داشت. همان‌طور که در شکل (۱-۳) پیداست، یک جفت فنر تقابلی، ارتباط بین لینک میانی که به موتور اول متصل است را با لینک خروجی برقرار می‌کند. بدین ترتیب بازوی اهرم برابر می‌شود با فاصله‌ی بین مرکز دوران لینک میانی و نقطه‌ی اتصال لینک میانی و فنر. طبق شکل (۲-۳) این فنرها به وسیله‌ی یک موتور و به واسطه‌ی یک بال‌اسکرو در طول لینک میانی جابه‌جا شده و طول بازوی اهرم و در نتیجه، سفتی معادل مکانیزم را تغییر می‌دهد [۹].



شکل (۱-۳) قواعد کار ربات آواس [۹]

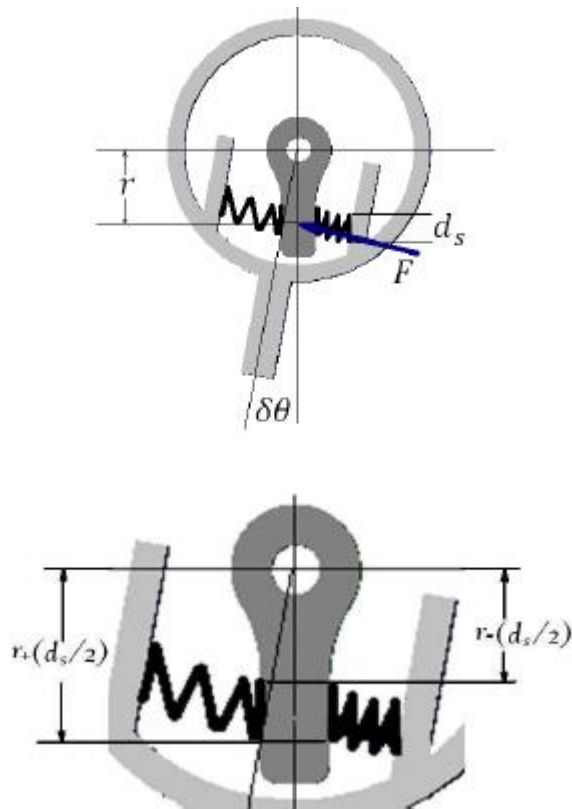


شکل (۲-۳) طرح ادراکی ربات آواس [۹]

مجموع طول دو فنر همواره ثابت است و به همین دلیل پیش فشردگی در هنگام تنظیم تغییری نمی‌کند. در این مدل جابه‌جایی‌ای که به جهت تنظیم سفتی مکانیزم برای فنرها اتفاق می‌افتد، عمود بر جهت تغییر طول فنرهاست. هم‌چنین در طی جابه‌جایی فنرها در راستای لینک میانی، برخلاف مدل گذشته، تغییر طولی در فنرها ایجاد نمی‌شود که این یعنی انرژی‌ای که به منظور این تغییر طول مصرف می‌شود، حذف خواهد شد. بدین‌منظور در طراحی جدید میله‌هایی که واسطه‌ی فنر و لینک خروجی هستند، به وسیله‌ی تسمه و پولی، همواره با لینک میانی به صورت موازی قرار می‌گیرند.

۲-۳ مکانیزم اولیه

برای دستیابی به فرمول‌های مربوط به تنظیم سفتی، از شکل (۳-۳) استفاده شده است [۹].



شکل (۳-۳) ربات آواس در حالت تعادل [۹]

پارامترهای مکانیزم عبارتند از: r طول بازوی گشتاور، Ds قطر فنر، $\delta\theta$ زاویه بین لینک میانی و لینک خروجی (یعنی $(\theta_2 - \theta_1)$)، K_s سفتی هر کدام از فنرها، F نیروی وارد شده از فنرها به لینک خروجی، p_1 پیش‌فشاردگی فنرها، δX تغییر طول فنرها و K سفتی معادل مکانیزم.

۳-۲-۱ معادلات حاکم بر مکانیزم اولیه [۹]

نیروی وارد شده از فنرها به لینک میانی، نه به صورت یک نیروی متمرکز، بلکه در ناحیه‌ای به قطر فنر، از جانب فنرها وارد می‌شود. یعنی ناحیه‌ی بین $r - \frac{Ds}{2}$ و $r + \frac{Ds}{2}$. این نیرو با استفاده از رابطه‌ی (۳-۱)

محاسبه می‌شود [۹].

$$F = K_s (p_2 + \delta X) - K_s (p_2 - \delta X) = 2 K_s \delta X = 2K_s \tilde{r} \sin \delta\theta \quad (1-3)$$

که در آن

$$r + \frac{Ds}{2} < \tilde{r} < r + \frac{Ds}{2} \quad (2-3)$$

بازوی گشتاور برابر با $\tilde{r} \cos \delta\theta$ است. از همین رو گشتاور با استفاده از رابطه‌ی (۳-۳) قابل محاسبه است.

$$T = F\tilde{r} \Rightarrow T = 2K_s \tilde{r}^2 \sin \delta\theta \cos \delta\theta \quad (3-3)$$

گشتاور کل برابر است با مجموع گشتاورهایی که تمامی قطر فنر ایجاد می‌کند با استفاده از رابطه‌ی (۴-۳) به‌دست می‌آید.

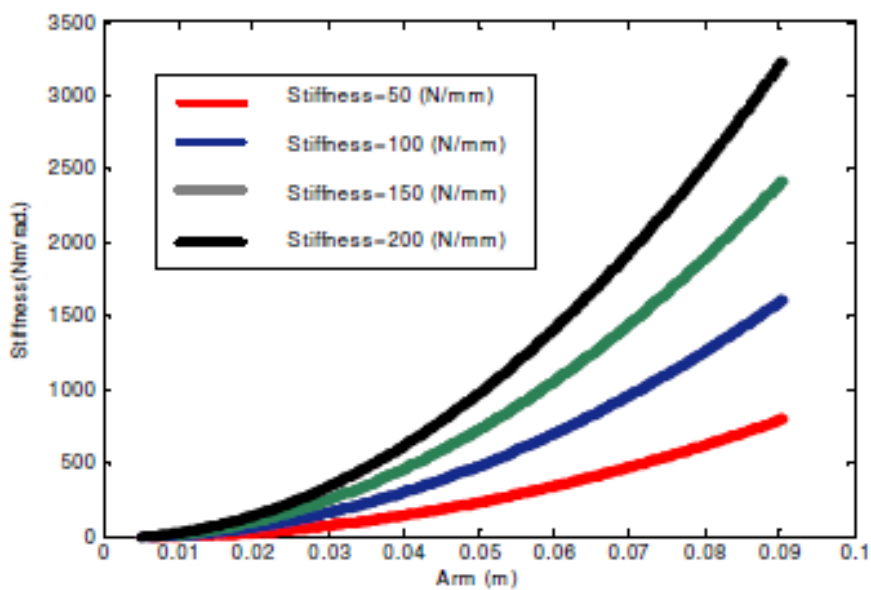
$$T = \frac{1}{Ds} \int_{r-Ds/2}^{r+Ds/2} 2K_s \tilde{r} \sin \delta\theta \cos \delta\theta = 2K_s \left(r^2 + \frac{Ds^2}{12} \right) \sin \delta\theta \cos \delta\theta \quad (4-3)$$

سفتی معادل مکانیزم را می‌توان با دیفرانسیل گشتاور نسبت با تغییر زاویه که همان $\delta\theta$ است، برابر گرفت. از این رو سفتی معادل با استفاده از رابطه‌ی (۵-۳) به‌دست می‌آید.

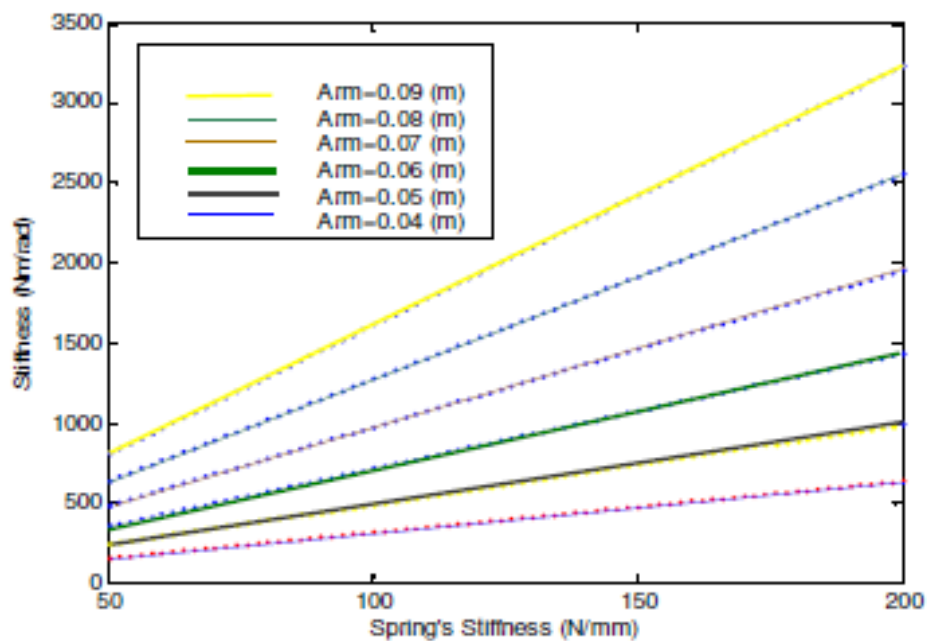
$$K = 2K_s \left(r^2 + \frac{Ds^2}{12} \right) \cos(2\delta\theta) \quad (5-3)$$

پارامترهای مهم جهت تغییرات اساسی در سفتی معادل سفتی (K_s) و طول بازو (r) هستند.

در شکل‌های (۴-۳) و (۵-۳) تاثیر این دو پارامتر بر سفتی معادل دیده می‌شود [۹].



شکل (۳-۴) اثر طول بازو بر روی سفتی معادل مکانیزم برای مقادیر سفتی متفاوت فنر [۹]



شکل (۳-۵) اثر سفتی فنر بر روی سفتی معادل مکانیزم برای طول بازوی متفاوت [۹]

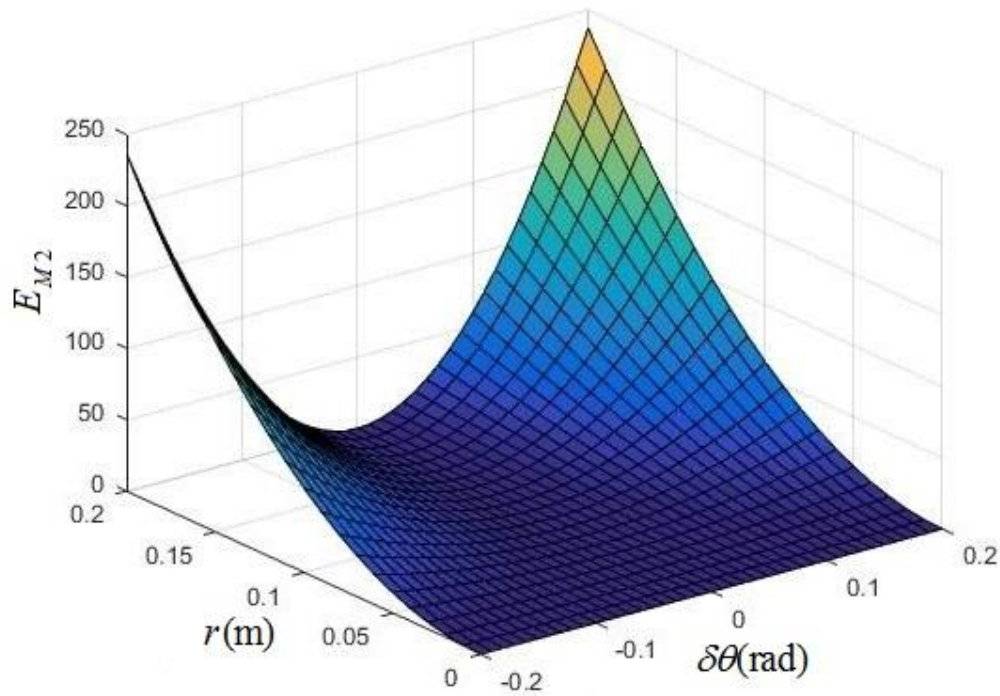
نیروی مورد نیاز برای این تغییر سفتی با استفاده از رابطه‌ی (۳-۶) به دست می‌آید.

$$F_{M_2} = F \sin \delta\theta = 2Kr \sin^2 \delta\theta \quad (6-3)$$

همچنین انرژی مورد نیاز برای این تغییر سفتی با استفاده از رابطه‌ی (۷-۳) به دست می‌آید.

$$E_{M_2} = \int F_{M_2} dr = Kr^2 \sin^2 \delta\theta \quad (7-3)$$

انرژی اتلافی برحسب تغییر طول بازو و اختلاف زاویه، برای فنری با سفتی ۱۵۰۰۰۰ طبق شکل (۶-۳) تغییر می‌کند.



شکل (۶-۳) انرژی مصرفی موتور دوم برای تغییر سفتی بر مبنای تغییر طول بازو و تغییر زاویه چرخش

همان‌طور که در نمودار مشخص است، با وجود دامنه‌ی تغییرات کوچکی که برای $\delta\theta$ (اختلاف زاویه‌ی لینک خروجی و لینک میانی) در نظر گرفته شد، حالت‌هایی وجود دارد که انرژی مورد نیاز برای تغییر سفتی، تقریباً با انرژی مورد نیاز برای جابه‌جایی جسمی به جرم ۲۵۰ کیلوگرم، در همان محدوده‌ی بازو برابر است. و این انرژی مورد نیاز، با افزایش دامنه‌ی تغییرات $\delta\theta$ به صورت تصاعدی و به طرز چشم‌گیری افزایش می‌یابد. و تمام این موارد در صورتی رخ می‌دهد که دامنه‌ی $\delta\theta$ حدوداً ۱۱- درجه و ۱۱+ درجه باشد. در صورتی که این دامنه به ۴۵- و ۴۵+ درجه تغییر کند، به ۳۰۰۰ ژول انرژی برای این کار نیاز است. که معادل جابه‌جایی جسمی به جرم ۳ تن در طول لینک میانی است.

۲-۲-۳ معادلات حرکت

تغییرات در Γ به وسیله موتور دوم و به واسطه‌ی بال اسکرو انجام می‌شود. به‌همین خاطر در صورتی که زاویه‌ی دوران موتور دوم θ_3 در نظر گرفته شود می‌توان معادله‌ی (۳-۸) را برای ارتباط بین θ_3 و Γ نوشت.

$$r = p\theta_3 \quad (۳-۸)$$

در رابطه‌ی (۳-۸)، p برابر با 2Π برابر گام پیچ بال اسکرو می‌باشد.

انرژی پتانسیل ذخیره شده در فنر معادل با استفاده از رابطه‌ی (۳-۹) به‌دست می‌آید.

$$U_K = \frac{1}{2} K \delta\theta^2 \quad (۳-۹)$$

اگر M_1 جرم و D_1 طول لینک خروجی باشد، تغییر انرژی پتانسیل حاصل از جابه‌جایی لینک خروجی با استفاده از رابطه‌ی (۳-۱۰) به‌دست می‌آید.

$$U_l = \frac{1}{2} M_1 g D_1 (1 - \cos \theta_2) \quad (۳-۱۰)$$

همچنین اگر M_f جرم و D_f طول لینک میانی باشد، تغییر انرژی پتانسیل حاصل از جابه‌جایی لینک میانی با استفاده از رابطه‌ی (۱۱-۳) به‌دست می‌آید.

$$U_f = \frac{1}{2} M_f g D_f (1 - \cos \theta_1) \quad (11-3)$$

انرژی پتانسیل کل، برابر می‌شود با مجموع انرژی‌های پتانسیلی که به‌دست آمدند.

$$U_T = U_f + U_l + U_K \quad (12-3)$$

اگر ممان اینرسی لینک میانی و موتور اول به ترتیب برابر I_f و I_{M_1} باشند، انرژی جنبشی موتور اول و لینک میانی با استفاده از رابطه‌ی (۱۳-۳) به‌دست می‌آید.

$$T_f = \frac{1}{2} (I_{M_1} + I_f) \dot{\theta}_1^2 = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{2} m_1 r_1^2 + \frac{1}{3} M_f D_f^2 \right) \dot{\theta}_1^2 \quad (13-3)$$

همچنین در صورتی که ممان اینرسی لینک خروجی برابر I_L باشند، انرژی جنبشی لینک خروجی با استفاده از رابطه‌ی (۱۴-۳) به‌دست می‌آید.

$$T_L = \frac{1}{2} I_l \dot{\theta}_2^2 = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{3} M_l D_l^2 \right) \dot{\theta}_2^2 \quad (14-3)$$

انرژی جنبشی موتور دوم با استفاده از رابطه‌ی (۱۵-۳) محاسبه می‌شود.

$$T_{M_2} = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{2} M_2 r_2^2 \right) \dot{\theta}_3^2 \quad (15-3)$$

انرژی جنبشی کل سیستم برابر است با مجموع انرژی‌های جنبشی.

$$T_T = T_f + T_L + T_{M_2} \quad (16-3)$$

برای نوشتن معادله‌ی حرکت از معادله‌ی لاگرانژ استفاده شده است.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = u_i \quad (17-3)$$

$$L = T - U$$

سیستم دارای سه درجه آزادی است که شامل θ_1 ، θ_2 و θ_3 می‌باشد. θ_1 زاویه دوران لینک میانی و هم‌چنین موتور اول است. θ_2 زاویه دوران لینک خروجی است. θ_3 زاویه دوران موتور دوم است.

برای $q_1 = \theta_1$ معادله‌ی حرکت با استفاده از رابطه‌ی (18-3) به‌دست می‌آید.

$$\begin{aligned} & \left(\frac{1}{2} m_1 r_1^2 + \frac{1}{3} M_f D_f^2 \right) \ddot{\theta}_1 - 2K_s (p^2 \theta_3^2 + 1/12 D_s^2) \sin(2(\theta_1 - \theta_2)) (\theta_2 - \theta_1)^2 \quad (18-3) \\ & + \frac{1}{2} M_f g D_f \cdot \sin(\theta_1) - 2K_s (p^2 \theta_3^2 + 1/12 D_s^2) \cos(2(\theta_1 - \theta_2)) (\theta_2 - \theta_1) = T_1 \end{aligned}$$

هم‌چنین برای $q_2 = \theta_2$ معادله‌ی حرکت با استفاده از رابطه‌ی (19-3) به‌دست می‌آید.

$$\left(\frac{1}{3} M_L D_L^2 \right) \ddot{\theta}_2 + \frac{1}{2} M_L D_L g \cdot \sin(\theta_2) \quad (3)$$

$$+ 2K_s (p^2 \theta_3^2 + 1/12 D_s^2) \sin(2(\theta_1 - \theta_2)) (\theta_2 - \theta_1)^2 + 2K_s \left(p^2 \theta_3^2 + \frac{1}{12} D_s^2 \right) \cos(2(\theta_1 - \theta_2)) (\theta_2 - \theta_1) = 0 \quad (19)$$

(

و در آخر معادله‌ی حرکت برای $q_3 = \theta_3$ با استفاده از رابطه‌ی (20-3) به‌دست می‌آید.

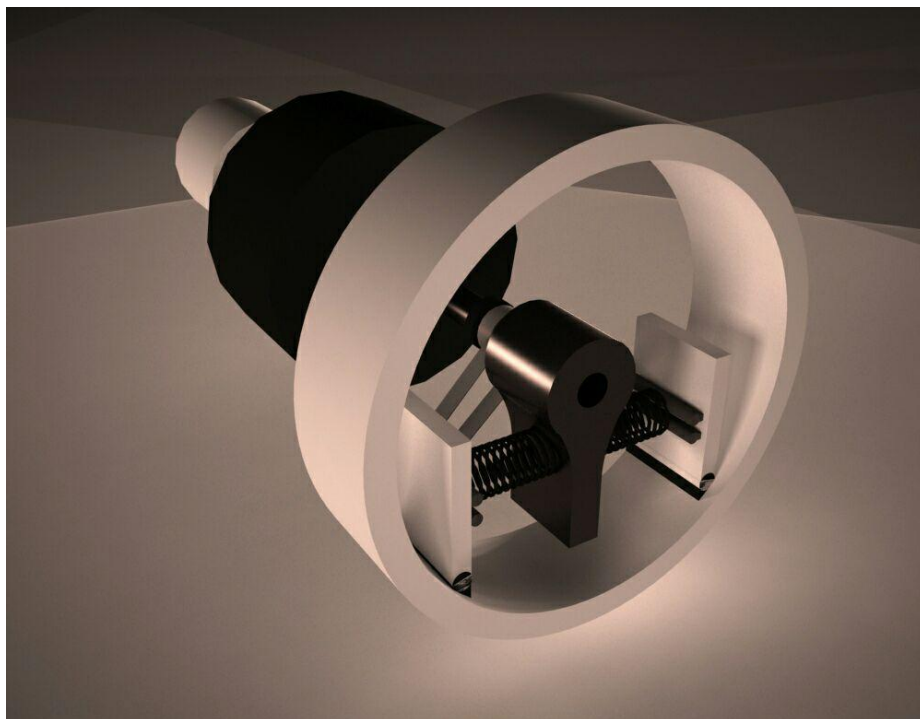
$$\frac{1}{2} m_2 r_2^2 \ddot{\theta}_3 + 2p^2 K_s \theta_3 \cos(2(\theta_1 - \theta_2)) (\theta_2 - \theta_1)^2 = T_3 \quad (20-3)$$

۳

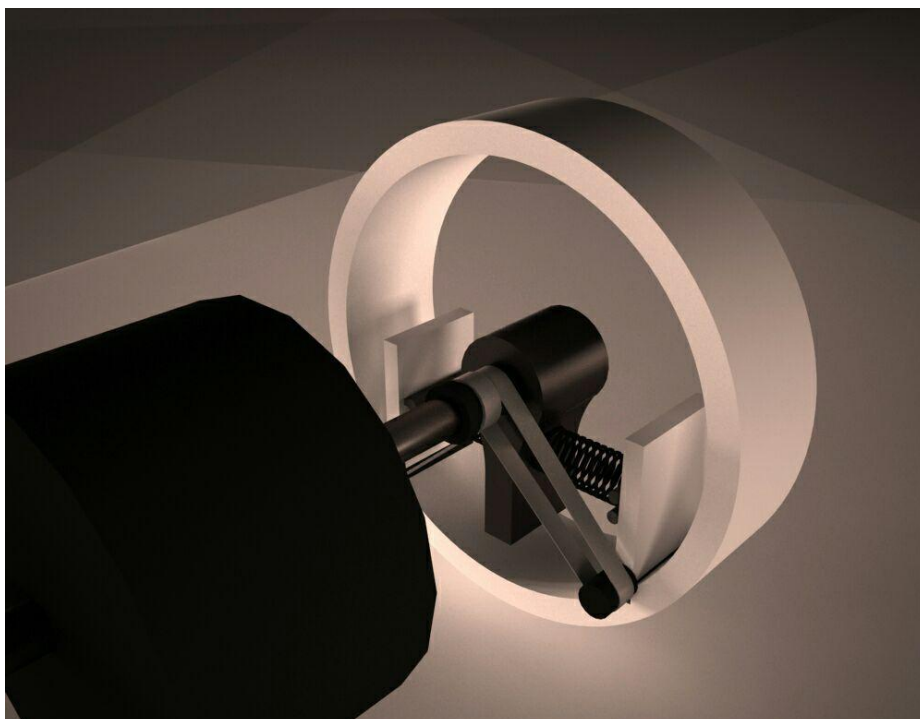
۳- مکانیزم اصلاح شده

همان طور که پیش تر نیز گفته شده، هرچه انرژی مصرفی موتور دوم کم تر باشد، به موتور کوچک تری نیاز است. که این به معنی سبک تر شدن سیستم و همچنین کاهش هزینه هاست. در مکانیزم قبلی برای جابه جایی فنرها انرژی ای برابر رابطه ی (۷-۳) مصرف می شد. این انرژی به این خاطر مصرف می شد که در طی جابه جایی فنرها، در آنها تغییر طول صورت می گرفت. در طرح پیشنهادی به این صورت است که حین جابه جایی فنرها تغییر طولی در آنها اتفاق نمی افتد. بدین منظور از دو عدد تسمه و پولی استفاده شده است که یک سر آنها به نقاط اتصال لینک خروجی و لینک های ۱ و ۲ و سر دیگر آنها به لینک میانی متصل می شود. با این کار همواره لینک های ۱ و ۲ و لینک میانی به صورت موازی قرار می گیرند. از آن جا که دو خط موازی همواره فاصله ی ثابتی دارند، طول فنرهایی که در میان این دو حرکت می کنند، ثابت می ماند. این یعنی انرژی E_{M2} که برای جابه جایی فنر مصرف می شد، به صفر می رسد. به همین دلیل در حالت جدید می توان از یک بال اسکرو با گام بزرگ تر استفاده کرد. در نتیجه سرعت جابه جایی فنر در طول لینک میانی افزایش می یابد و این امر باعث افزایش سرعت مکانیزم در تغییر سفتی مکانیزم و در نتیجه، افزایش ایمنی کار با ربات نسبت به حالت قبل می شود.

در شکل (۷-۳) تغییر مکانیزم و اضافه شدن لولا قابل مشاهده است. همچنین نحوه ی قرارگیری تسمه و پولی در شکل (۸-۳) دیده می شود.



شکل (۷-۳) شمای کلی مکانیزم اصلاح شده از روبرو با اضافه شدن لولا به مکانیزم

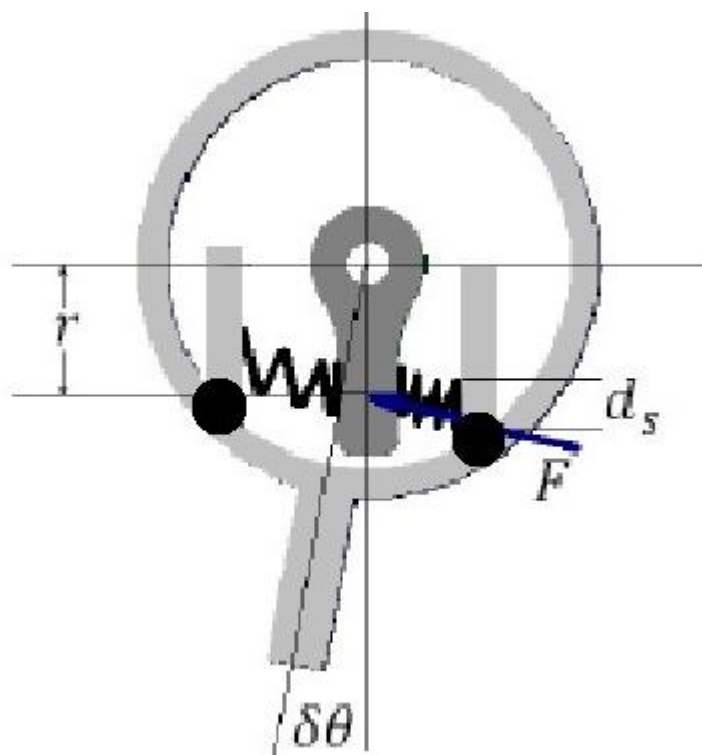


شکل (۸-۳) شمای کلی مکانیزم از پشت و اضافه شدن تسمه و پولی به مکانیزم

۳-۳-۱ تنظیم سفتی برای مکانیزم اصلاح شده

برای دستیابی به فرمول‌های مربوط به تنظیم سفتی، از شکل (۳-۹) استفاده می‌شود.

نیروی وارد شده از فنرها به لینک میانی همانند حالت قبل محاسبه می‌شود. با این تفاوت که δX همانند قبل نیست.



شکل (۳-۹) ربات آواس اصلاح شده در حالت تعادل

با استفاده از تشابه مثلثات ثابت می‌شود برخلاف مکانیزم پیشین، در این مکانیزم، تغییر طول در تمامی قطر فنر به صورت مساوی رخ می‌دهد. نیروی وارد شده از لینک به فنرها با استفاده از رابطه‌ی (۳-۲۱) به دست می‌آید.

$$F = K_s(p2 + \delta X) - K_s(p2 - \delta X) = 2 K_s \delta X = 2K_s D_f \sin \delta\theta \quad (21-3)$$

بازوی گشتاور برابر با $\tilde{r} \cos \delta\theta$ است. از همین رو گشتاور با استفاده از رابطه‌ی (22-3) به دست می‌آید.

$$T = F\tilde{r} \Rightarrow T = 2K_s \tilde{r} D_f \sin \delta\theta \cos \delta\theta \quad (22-3)$$

گشتاور کل برابر است با مجموع گشتاورهایی که تمامی قطر فنر ایجاد می‌کند.

$$\begin{aligned} T &= \frac{1}{D_s} \int_{r-D_s/2}^{r+D_s/2} 2K_s \tilde{r} D_f \sin \delta\theta \cos \delta\theta \\ &= \frac{K_s D_f \sin(2\delta\theta)}{D_s} \int_{r-D_s/2}^{r+D_s/2} \tilde{r} = r K_s D_f \sin(2\delta\theta) \end{aligned} \quad (23-3)$$

سفتی معادل مکانیزم را می‌توان برابر با دیفرانسیل گشتاور نسبت با تغییر زاویه که همان $\delta\theta$ است، گرفت.

از این رو سفتی معادل با استفاده از رابطه‌ی (24-3) به دست می‌آید.

$$K = 2r K_s D_f \cos(2\delta\theta) \quad (24-3)$$

در مکانیزم پیشین، نیروی مورد نیاز برای این تغییر سفتی از طریق معادله (25-3) به دست می‌آید که در

مکانیزم جدید، نیاز به اعمال این نیرو برطرف شده است.

$$F_{M2} = F \sin \delta\theta = 2Kr \sin^2 \delta\theta \quad (25-3)$$

هم‌چنین انرژی مورد نیاز برای این تغییر سفتی از طریق معادله (25-3) به دست می‌آید که نیاز به مصرف

این انرژی نیز برطرف شده است.

$$E_{M2} = \int F_{M2} dr = Kr^2 \sin^2 \delta\theta \quad (26-3)$$

پارامترهای مهم جهت تغییرات اساسی در سفتی معادل سفتی (K_s) و طول بازو (r) هستند.

۳-۳-۲ معادلات حرکت

همانند حالت قبل تغییرات در r به وسیله‌ی موتور دوم و به واسطه‌ی بال‌اسکرو انجام می‌شود و می‌توان رابطه‌ی (۳-۲۷) را برای ارتباط بین θ_3 و r نوشت.

$$r = p\theta_3 \quad (۳-۲۷)$$

انرژی پتانسیل ذخیره شده در فنر معادل با استفاده از رابطه‌ی (۳-۲۸) به دست می‌آید.

$$U_K = \frac{1}{2} K \delta\theta^2 \quad (۳-۲۸)$$

انرژی پتانسیل حاصل از جابه‌جایی لینک خروجی با استفاده از رابطه‌ی (۳-۲۹) به دست می‌آید.

$$U_l = \frac{1}{2} M_l g D_l (1 - \cos\theta_2) \quad (۳-۲۹)$$

انرژی پتانسیل حاصل از جابه‌جایی لینک میانی با استفاده از رابطه‌ی (۳-۳۰) به دست می‌آید.

$$U_f = \frac{1}{2} M_f g D_f (1 - \cos\theta_1) \quad (۳-۳۰)$$

در نتیجه انرژی پتانسیل کل، برابر می‌شود با مجموع انرژی‌های پتانسیل فوق.

$$U_T = U_f + U_l + U_K \quad (۳-۳۱)$$

انرژی جنبشی موتور اول و لینک میانی با استفاده از رابطه‌ی (۳-۳۲) به دست می‌آید.

$$T_f = \frac{1}{2} (I_{M_1} + I_f) \dot{\theta}_1^2 = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{2} m_1 r_1^2 + \frac{1}{3} M_f D_f^2 \right) \dot{\theta}_1^2 \quad (۳-۳۲)$$

هم‌چنین انرژی جنبشی لینک خروجی با استفاده از رابطه‌ی (۳-۳۳) به دست می‌آید.

$$T_L = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{3} M_l D_l^2 \right) \dot{\theta}_2^2 \quad (33-3)$$

انرژی جنبشی موتور دوم با استفاده از رابطه‌ی (۳۴-۳) به دست می‌آید.

$$T_{M_3} = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{2} M_2 r_2^2 \right) \dot{\theta}_3^2 \quad (34-3)$$

انرژی جنبشی کل سیستم برابر است با مجموع انرژی‌های جنبشی.

$$T_T = T_f + T_L + T_{M_2} \quad (35-3)$$

برای نوشتن معادله‌ی حرکت از معادله‌ی لاگرانژ استفاده شده است.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = u_i \quad (36-3)$$

$$L = T - U$$

سیستم دارای سه درجه آزادی است که شامل θ_1 ، θ_2 و θ_3 می‌باشد.

برای $q_1 = \theta_1$ معادله‌ی حرکت با استفاده از رابطه‌ی (۳۷-۳) به دست می‌آید.

$$\begin{aligned} & \left(\frac{1}{2} m_1 r_1^2 + \frac{1}{3} M_f D_f^2 \right) \ddot{\theta}_1 - 2p\theta_3 K_s D_f \sin(-2\theta_2 + 2\theta_1)(\theta_2 - \theta_1)^2 \\ & + \frac{1}{2} M_f g D_f \cdot \sin(\theta_1) - 2p\theta_3 K_s D_f \cos(-2\theta_2 + 2\theta_1)(\theta_2 - \theta_1) = T1 \end{aligned} \quad (37-3)$$

هم‌چنین برای $q_2 = \theta_2$ معادله‌ی حرکت با استفاده از رابطه‌ی (۳۸-۳) به دست می‌آید.

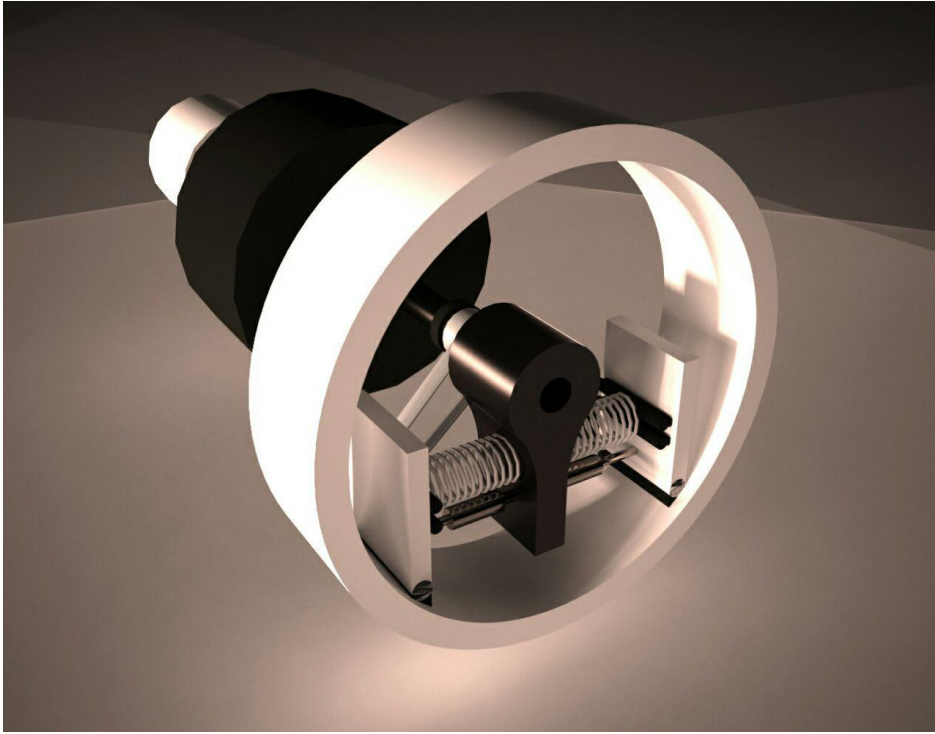
$$\begin{aligned} & \left(\frac{1}{3} M_L D_L^2 \right) \ddot{\theta}_2 + \frac{1}{2} M_L D_L g \cdot \sin(\theta_2) \\ & + 2p\theta_3 K_s D_f \sin(-2\theta_2 + 2\theta_1)(\theta_2 - \theta_1)^2 + 2p\theta_3 K_s D_f \cos(-2\theta_2 + 2\theta_1)(\theta_2 - \theta_1) = 0 \end{aligned} \quad (38-3)$$

و در آخر معادله‌ی حرکت برای $q_3 = \theta_3$ با استفاده از رابطه‌ی (۳۹-۳) به دست می‌آید.

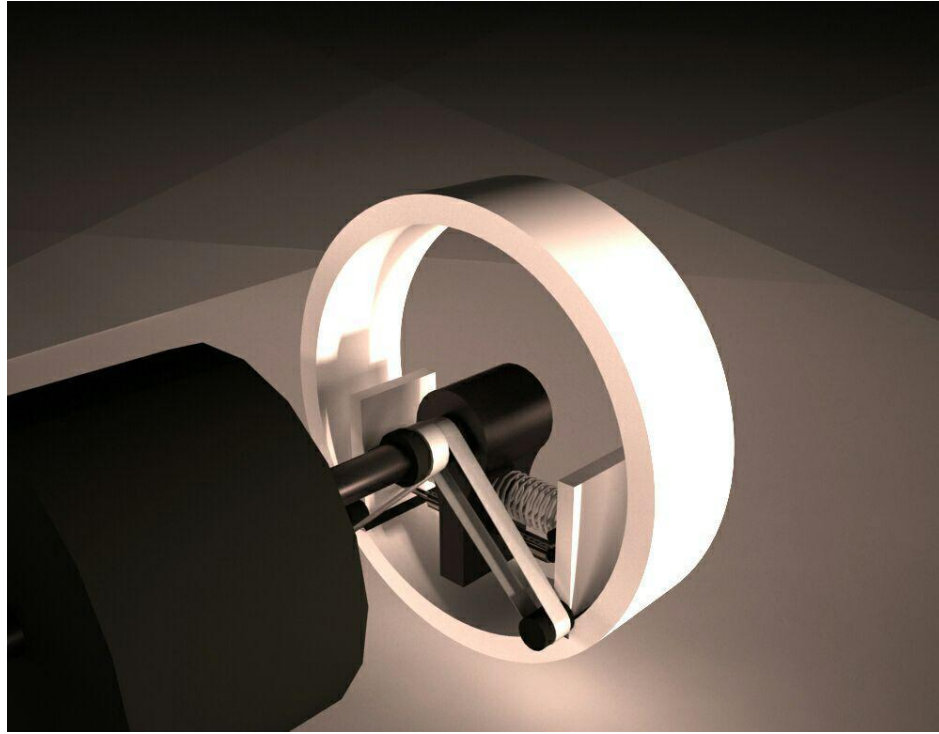
$$\frac{1}{2} m_2 r_2^2 \ddot{\theta}_3 + pK_s D_f \cos(-2\theta_2 + 2\theta_1)(\theta_2 - \theta_1)^2 = T_3 \quad (3-39)$$

۳-۴ مکانیزم اصلاح شده همراه با دمپر

مکانیزم طراحی شده در ربات‌های توان‌بخشی کاربرد دارد. از این رو ایمنی آن‌ها دارای اهمیتی بسیاری است. ضربه یکی از اتفاقات محتملی است که باید از صدمات حاصل از آن جلوگیری کرد. به دلیل این که این وسیله مورد استفاده‌ی بیمارانی با توانایی‌ها و ویژگی‌های متفاوت است و همچنین برای تمرین‌های متفاوتی قرار می‌گیرد، لزوم استفاده از یک میراگر با میرایی متغیر بیش‌تر می‌شود. تنظیم میرایی سبب می‌شود هم‌زمان با رفع ضربه‌های احتمالی و یا ایجاد حالت تشدید، انرژی اتلافی را نیز به حداقل برسد. بدین منظور برای مکانیزم جدید در قسمت انتهایی لینک میانی دو عدد میراگر متغیر کار گذاشته شده است که سر دیگر آن به لینک ۱ و ۲ وصل می‌شود. میراگرهای اضافه شده به مکانیزم در شکل‌های (۳-۱۰) و (۳-۱۱) قابل مشاهده است.



شکل (۱۰-۳) شمای کلی مکانیزم اصلاح شده از روبرو همراه با دمپر متغیر



شکل (۱۱-۳) شمای کلی مکانیزم اصلاح شده از پشت همراه با دمپر متغیر

۳-۴-۱ معادلات حاکم بر مکانیزم جدید

معادلات حاکم بر مکانیزم جدید، مشابه حالت قبل است، با این تفاوت که گشتاور حاصل از نیروی میراگر وارد معادله می شود. از این رو ابتدا می بایست همانند حالتی که سفتی پیچشی معادل را وارد معادله شد، این بار ضریب میرایی معادل را به دست آید.

جابه جایی دو سر میراگر با استفاده از رابطه ی (۳-۴۰) به دست می آید.

$$\delta X = D_f \sin \delta \theta \quad (۳-۴۰)$$

سرعت با مشتق گیری از رابطه ی (۳-۴۰) و با استفاده از رابطه ی (۳-۴۱) به دست می آید.

$$\delta \dot{X} = D_f \delta \dot{\theta} \cos \delta \theta \quad (۳-۴۱)$$

حال می‌توان نیروی وارد شده از دمپر به لینک خروجی را محاسبه کرد. برای دمپر مورد استفاده‌ی ما، رابطه‌ی میان سرعت و نیروی دمپر با استفاده از رابطه‌ی (۳-۴۲) به دست می‌آید [۵۳].

$$\left(\frac{3\pi\eta LA^2}{4D_c h^3} + \frac{\pi D_c L \eta}{h} \right) D_f \delta\dot{\theta} \cos \delta\theta + \left(\pi D_c L + \frac{3LA}{h} \right) \tau_y D_f \operatorname{sgn}(\delta\dot{\theta} \cos \delta\theta) \quad (۳-۴۲)$$

در این فرمول τ_y تابعی از میدان مغناطیسی H است و با استفاده از رابطه‌ی (۳-۴۳) به دست می‌آید [۵۴].

$$\tau_y = \sqrt{6\phi\mu} M_s^{0.5} H^{1.5} \quad (۳-۴۳)$$

که μ ، ϕ و M_s مقادیر ثابت هستند که به صورت تجربی به دست می‌آیند و به سیال مگنت‌رئولوژیکال بستگی دارند.

هم‌چنین A سطح مقطع پیستون، D_c قطر پیستون، L طول موثر منطقه‌ی فعالیت سیال مگنت‌رئولوژیکال، h روزنه‌ی بین پیستون و سیلندر و η لزجت دینامیکی سیال مگنت‌رئولوژیکال است.

از آنجایی که بازوی گشتاور برابر با D_f است، گشتاور با استفاده از رابطه‌ی (۳-۴۴) به دست می‌آید.

$$T = \left(\frac{3\pi\eta LA^2}{4D_c h^3} + \frac{\pi D_c L \eta}{h} \right) D_f^2 \delta\dot{\theta} \cos^2 \delta\theta + \left(\pi D_c L + \frac{3LA}{h} \right) \tau_y \operatorname{sgn}(\delta\dot{\theta} \cos \delta\theta) D_f \cos \delta\theta \quad (۳-۴۴)$$

نیروی وارد شده از لینک به فنرها با استفاده از رابطه‌ی (۳-۴۵) به دست می‌آید.

$$F = K_s (p_2 + \delta X) - K_s (p_2 - \delta X) = 2 K_s \delta X = 2 K_s D_f \sin \delta\theta \quad (۳-۴۵)$$

بازوی گشتاور برابر با $\tilde{r} \cos \delta\theta$ است. از همین رو گشتاور با استفاده از رابطه‌ی (۳-۴۶) به دست می‌آید.

$$T = F\tilde{r} \Rightarrow T = 2K_S \tilde{r} D_f \sin \delta\theta \cos \delta\theta \quad (46-3)$$

گشتاور کل برابر است با مجموع گشتاورهایی که تمامی قطر فنر ایجاد می‌کند.

$$T = \frac{1}{D_S} \int_{r-D_S/2}^{r+D_S/2} 2K_S \tilde{r} D_f \sin \delta\theta \cos \delta\theta \quad (47-3)$$

سفتی معادل مکانیزم را می‌توان برابر با دیفرانسیل گشتاور نسبت با تغییر زاویه که همان $\delta\theta$ است، گرفت.

از این رو سفتی معادل مکانیزم با استفاده از رابطه‌ی (48-3) به دست می‌آید.

$$K = 2rK_S D_f \sin(2\delta\theta) \quad (48-3)$$

پارامترهای مهم جهت تغییرات اساسی در سفتی معادل سفتی (K_S) و طول بازو (r) هستند.

۳-۴-۲ معادلات حرکت

همانند حالت‌های قبل تغییرات در r به وسیله موتور دوم و به واسطه‌ی بال اسکرو انجام می‌شود و می‌توان

با استفاده از رابطه‌ی (49-3) ارتباط بین θ_3 و r نوشت.

$$r = p\theta_3 \quad (49-3)$$

انرژی پتانسیل ذخیره شده در فنر معادل با استفاده از رابطه‌ی (50-3) به دست می‌آید.

$$U_K = \frac{1}{2} K \delta\theta^2 \quad (50-3)$$

انرژی پتانسیل حاصل از جابه‌جایی لینک خروجی با استفاده از رابطه‌ی (51-3) به دست می‌آید.

$$U_l = \frac{1}{2} M_l g D_l (1 - \cos \theta_2) \quad (51-3)$$

انرژی انرژ پتانسیل حاصل از جابه‌جایی لینک میانی با استفاده از رابطه‌ی (52-3) به دست می‌آید.

$$U_f = \frac{1}{2} M_f g D_f (1 - \cos \theta_1) \quad (52-3)$$

انرژی پتانسیل کل، برابر می‌شود با مجموع انرژی‌های پتانسیل فوق.

$$U_T = U_f + U_l + U_K \quad (53-3)$$

انرژی جنبشی موتور اول و لینک میانی با استفاده از رابطه‌ی (54-3) به دست می‌آید.

$$T_f = \frac{1}{2} (I_{M_1} + I_f) \dot{\theta}_1^2 = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{2} m_1 r_1^2 + \frac{1}{3} M_f D_f^2 \right) \dot{\theta}_1^2 \quad (54-3)$$

هم‌چنین انرژی جنبشی لینک خروجی با استفاده از رابطه‌ی (55-3) به دست می‌آید.

$$T_L = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{3} M_l D_l^2 \right) \dot{\theta}_2^2 \quad (55-3)$$

انرژی جنبشی موتور دوم با استفاده از رابطه‌ی (56-3) به دست می‌آید.

$$T_{M_2} = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{2} M_2 r_2^2 \right) \dot{\theta}_3^2 \quad (56-3)$$

انرژی جنبشی کل سیستم برابر است با مجموع انرژی‌های جنبشی.

$$T_T = T_f + T_L + T_{M_2} \quad (57-3)$$

با استفاده از معادله‌ی لاگرانژ معادله‌ی حرکت به دست می‌آید.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = u_i \quad (58-3)$$

$$L = T - U$$

سیستم دارای سه درجه آزادی است که شامل θ_1 ، θ_2 و θ_3 می‌باشد. θ_1 و θ_2 زوایای دوران لینک میانی

و خروجی هستند. و θ_3 زاویه دوران موتور دوم است که در طول فعالیت تغییر می‌کند.

برای $q_1 = \theta_1$ معادله‌ی حرکت با استفاده از رابطه‌ی (۵۹-۳) به دست می‌آید.

$$\begin{aligned} & \left(\frac{1}{2}m_1r_1^2 + \frac{1}{3}M_f D_f^2\right)\ddot{\theta}_1 - 2p\theta_3 K_s D_f \sin(-2\theta_2 + 2\theta_1)(\theta_2 - \theta_1)^2 & -۳) \\ & + \frac{1}{2}M_f g D_f \cdot \sin(\theta_1) - 2p\theta_3 K_s D_f \cos(-2\theta_2 + 2\theta_1)(\theta_2 - \theta_1) = T_1 + & ۵۹ \\ & \left(\frac{3\pi\eta LA^2}{4D_c h^3} + \frac{\pi D_c L \eta}{h}\right) D_f^2 \delta\dot{\theta} \cos^2 \delta\theta + \left(\pi D_c L + \frac{3LA}{h}\right) \tau_y \operatorname{sgn}(D_f \delta\dot{\theta} \cos \delta\theta) D_f \cos \delta\theta & (\end{aligned}$$

هم‌چنین برای $q_2 = \theta_2$ معادله‌ی حرکت با استفاده از رابطه‌ی (۶۰-۳) به دست می‌آید.

$$\begin{aligned} & \left(\frac{1}{3}M_L D_L^2\right)\ddot{\theta}_2 + 2p\theta_3 K_s D_f \sin(-2\theta_2 + 2\theta_1)(\theta_2 - \theta_1)^2 & (۶۰-۳) \\ & + \frac{1}{2}M_L D_L g \cdot \sin(\theta_2) + 2p\theta_3 K_s D_f \cos(-2\theta_2 + 2\theta_1)(\theta_2 - \theta_1) = \\ & - \left(\frac{3\pi\eta LA^2}{4D_c h^3} + \frac{\pi D_c L \eta}{h}\right) D_f^2 \delta\dot{\theta} \cos^2 \delta\theta \\ & - \left(\pi D_c L + \frac{3LA}{h}\right) \tau_y \operatorname{sgn}(D_f \delta\dot{\theta} \cos \delta\theta) D_f \cos \delta\theta \end{aligned}$$

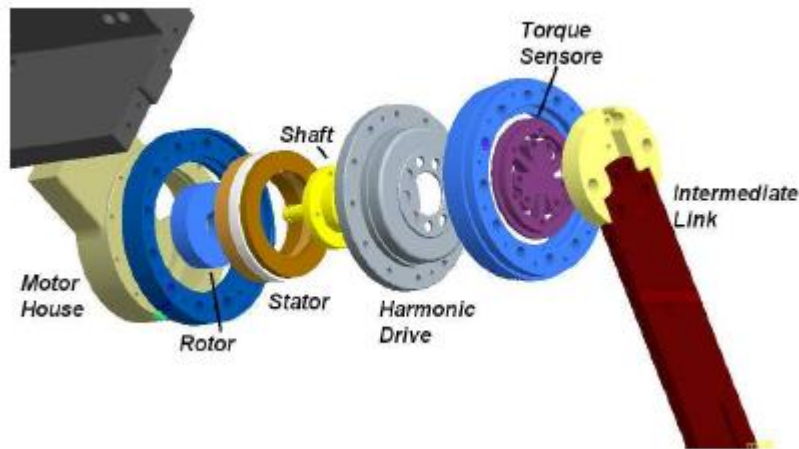
و در آخر معادله‌ی حرکت برای $q_3 = \theta_3$ با استفاده از رابطه‌ی (۶۱-۳) به دست می‌آید.

$$\frac{1}{2}m_2r_2^2 \ddot{\theta}_3 + pK_s D_f \cos(-2\theta_2 + 2\theta_1)(\theta_2 - \theta_1)^2 = T_3 \quad (۶۱-۳)$$

۳-۵ تشریح جزئیات مکانیزم

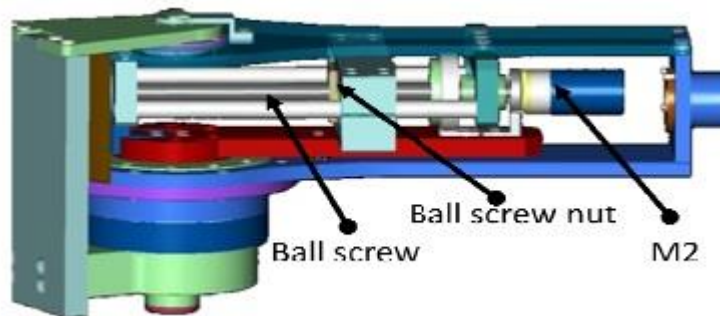
همان‌طور که پیشتر اشاره شد، مکانیزم موجود دارای ۲ موتور مجزاست. یکی M1 که برای ایجاد حرکت است، و دیگری M2 که برای تنظیم سفتی تعبیه شده است. M1 یک موتور DC است که پیکر گشتاور

آن 2.35Nm است. همان‌طور که در شکل (۳-۱۲) دیده می‌شود، به وسیله‌ی یک جعبه دنده با نسبت ۵۰:۱ به لینک میانی متصل شده است.



شکل (۳-۱۲) نمایی از موتور اول و لینک میانی به صورت تفکیک شده [۹]

موتور M2 یک موتور DC است که بر روی لینک میانی تعبیه شده است. حرکت دورانی این موتور توسط یک بال‌اسکرو به حرکت خطی تبدیل می‌شود. شکل ۳-۱۳.



شکل (۳-۱۳) نمایی از آواس برای نشان دادن درایور خطی جهت تغییر سفتی [۹]

دو فنر قبل از اتصال به اندازه ۶ میلی متر از پیش فشرده می‌شوند. دو هدایت‌گر که به لینک خروج متصل هستند، فنر را برای حرکت در طول بال‌اسکرو هدایت می‌کنند. میله‌هایی که واسطه‌ی فنر و لینک خروجی هستند (لینک‌های ۱ و ۲)، به وسیله‌ی تسمه و پولی به موتور M2 متصل شده‌اند تا همواره با لینک میانی به صورت موازی قرار گیرند. ۲ قفل برای این که حرکت بین -0.2 و $+0.2$ رادیان مقید شود، بر روی دستگاه

تعبیه شده است. البته باید توجه داشت که این منظور از این حرکت مقید، حرکت نسبی بین لینک میانی و لینک خروجی است. در صورتی که لینک میانی قادر به حرکت در بازه ی 120° - و 120° + درجه است. هم‌چنین سیالِ درونِ میراگر مکانیزم نهایی، MRF-122EG می‌باشد.

۳-۶ فرضیات

انرژی جنبشی لینک میانی، انرژی جنبشی حاصل از چرخش موتور دوم حول θ_1 را هم در بر گرفته است. از جرم فنر و قسمتی که به همراه فنر در طول لینک میانی جابجا می‌شود، صرف نظر شده است. هم‌چنین، مرکز جرم لینک‌های میانی و خروجی، وسطِ لینک‌های مذکور در نظر گرفته شده است. طول لینک میانی با میله‌های متصل به لینک خروجی برابر است.

۴. شبیه‌سازی و نتیجه‌گیری

در این قسمت شبیه‌سازی‌های مربوط به معادلات به‌دست آمده در فصل ۳ انجام می‌شود. این شبیه‌سازی‌ها شامل ۲ بخش کلی می‌باشند. در بخش اول ابتدا شبیه‌سازی‌هایی که مربوط به معادلات حرکت هستند انجام شده‌اند و در بخش دوم معادلات مربوط به سفتی معادل سیستم و انرژی صرفه‌جویی شده مورد بررسی قرار گرفته شده است.

۴-۱ شبیه‌سازی معادلات حرکت

شبیه‌سازی‌های مربوط به بخش اول، خود شامل ۲ قسمت می‌باشد. قسمت اول مربوط به شبیه‌سازی بدون اعمال گشتاور از جانب موتورهای اول و دوم می‌شود و قسمت دوم، شامل شبیه‌سازی با اعمال گشتاور و برای ۲ گام پیچ مختلف می‌باشد. معادلات حرکت شبیه‌سازی شده شامل معادلات (۳-۱۸)، (۳-۱۹) و (۳-۲۰) برای مکانیزم اولیه، معادلات (۳-۳۷)، (۳-۳۸) و (۳-۳۹) برای مکانیزم اصلاح‌شده و معادلات (۳-۵۹)، (۳-۶۰) و (۳-۶۱) برای مکانیزم اصلاح‌شده که دمپر به آن اضافه شده است، می‌باشد. پارامترهای مورد استفاده در معادلات مذکور در جدول (۴-۱) آمده است.

جدول (۴-۱) پارامترهای مکانیزم اولیه برای شبیه‌سازی اول

پارامتر	نماد	مقدار	واحد (SI)
قطر فنر	D_s	۰.۰۶	m
سفتی فنر	K_s	۵۰۰۰۰	N/m
جرم لینک میانی	M_f	۰.۲	Kg
جرم لینک خروجی	M_L	۰.۱	Kg
طول لینک میانی	D_f	۰.۱	M
طول لینک خروجی	D_L	۱	m

Kg	۰.۱	m1	جرم موتور اول
m	۰.۱	r1	شعاع موتور اول
Kg	۰.۷	m2	جرم موتور دوم
m	۰.۰۵	r2	شعاع موتور دوم
m	۰.۰۱	L	طول موثر منطقه‌ی فعالیت سیال MR
m	۰.۰۱	Dc	قطر پیستون
m	۰.۰۰۱۵	H	روزنه‌ی بین پیستون و سیلندر
-	۰.۲۲	φ	ظرفیت ذره
-	$1.256e-06$	μ	نفوذپذیری خلاء
-	۸۳۱	M_s	میدان مغناطیسی اشباع ذرات استفاده شده
kAmp/m	۱۰۰۰	H	میدان مغناطیسی
N.s/m ²	۱۳۷	η	لزجت دینامیکی سیال MR

۴-۱-۱ شبیه‌سازی معادلات حرکت بدون اعمال گشتاور موتورهای اول و دوم

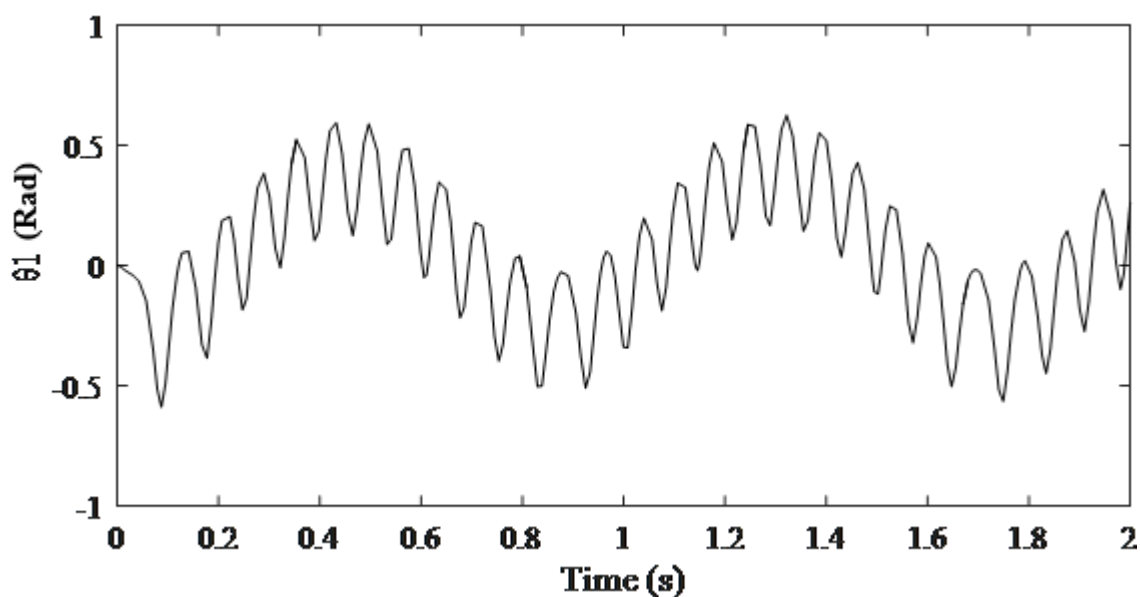
در این شبیه‌سازی‌ها موتورهای اول و دوم گشتاوری وارد نمی‌کنند. شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهد برای هر سه

حالت مکانیزم اولیه، مکانیزم اصلاح شده بدون دمپر و با دمپر، زوایای θ_1 ، θ_2 و θ_3 تغییری نمی‌کنند.

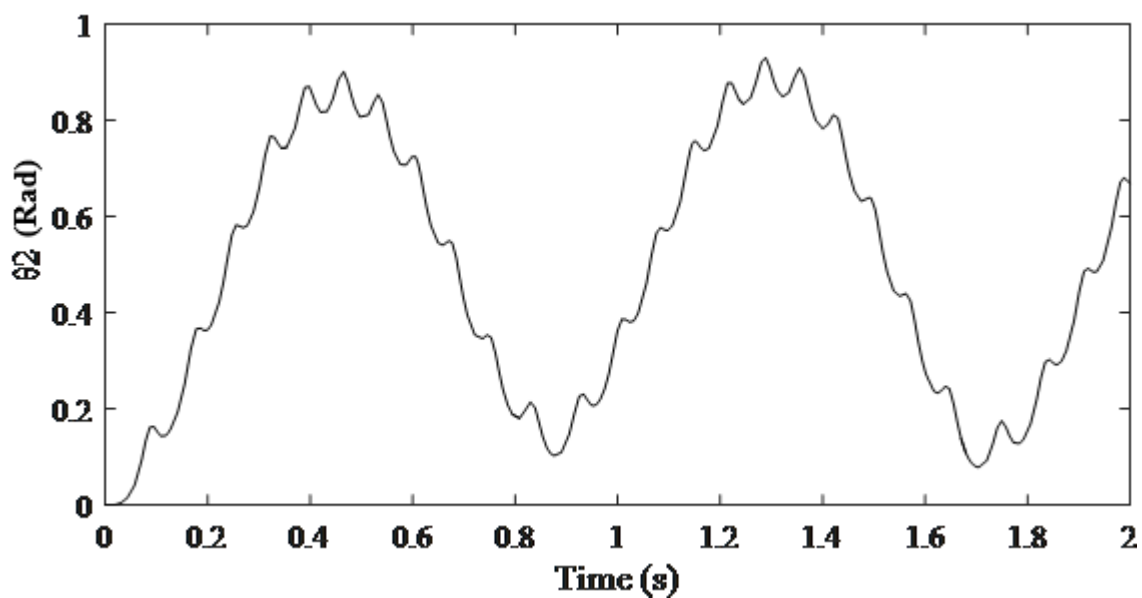
۴-۱-۲ شبیه‌سازی معادلات حرکت با اعمال گشتاور موتورهای اول و دوم

۴-۱-۲-۱ شبیه‌سازی معادلات حرکت با اعمال گشتاور موتورهای اول و دوم برای $p=0.001$

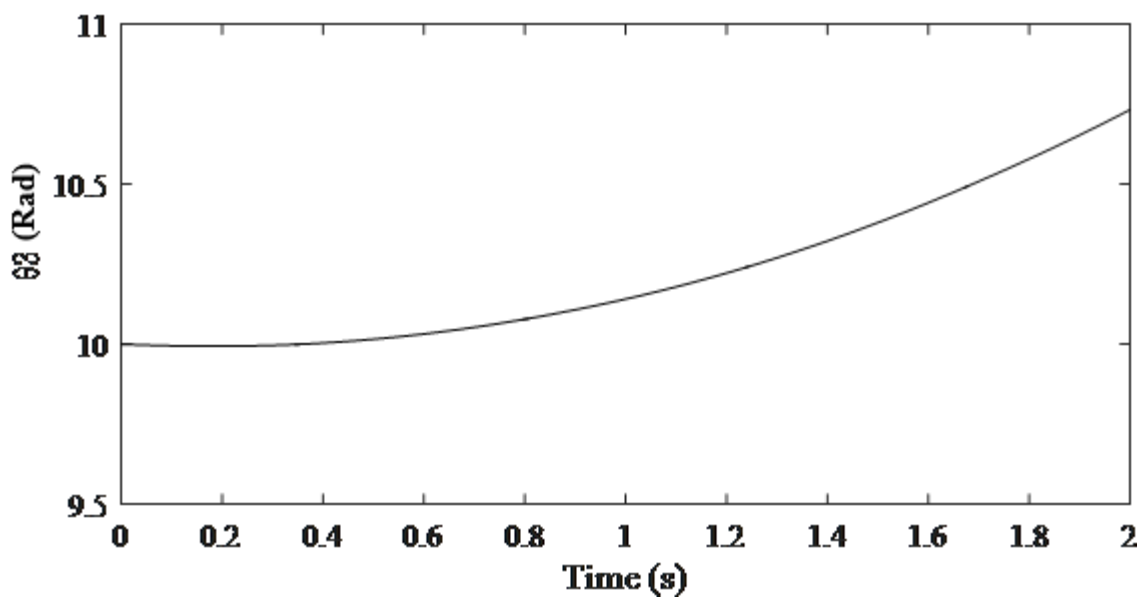
شکل‌های (۱-۴)، (۲-۴) و (۳-۴) مربوط به مکانیزم اولیه با مشخصات $T_1=1$ و $T_2=0.1$ و $p=0.001$ است. در این شبیه‌سازی برای جابه‌جایی فنرها و چرخش θ_3 طبق رابطه‌ی (۳-۷) و با توجه به شکل (۳-۶) انرژی نسبتاً زیادی مصرف می‌شود. لذا θ_3 به مقدار کمی تغییر می‌کند. همان‌طور که مشاهده می‌شود لرزش و دامنه نوسانات θ_1 بیش‌تر از θ_2 می‌باشد. چرا که ممان اینرسی لینک دوم بیش‌تر از لینک میانی بوده و هم‌چنین لینک میانی مستقیماً با موتور اول در ارتباط است.



شکل (۱-۴) نمودار θ_1 مکانیزم اولیه بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم



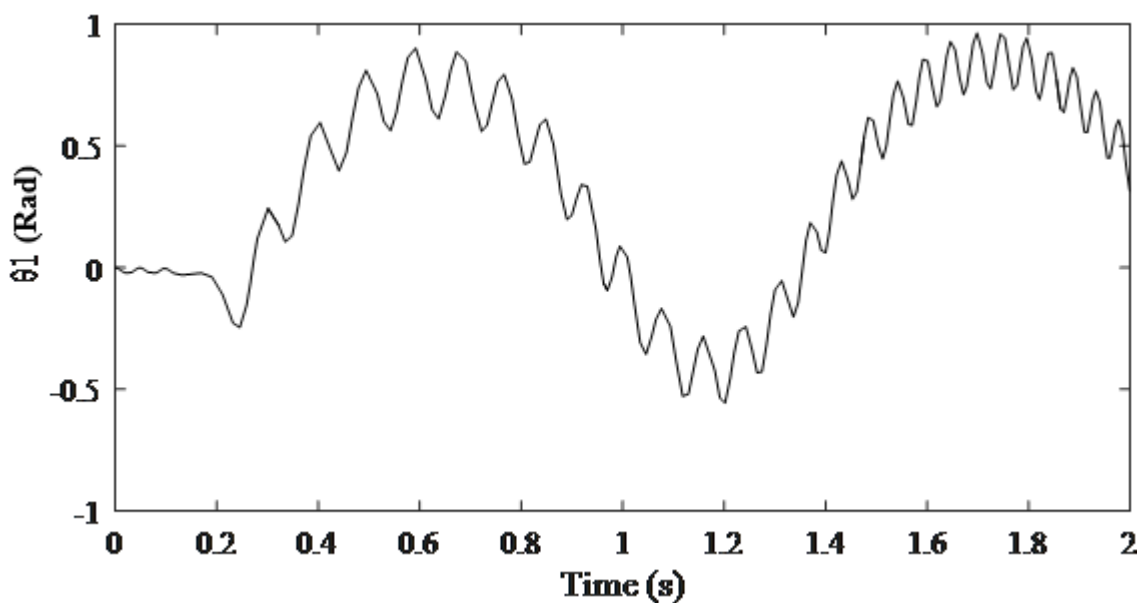
شکل (۲-۴) نمودار θ_2 مکانیزم اولیه بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم



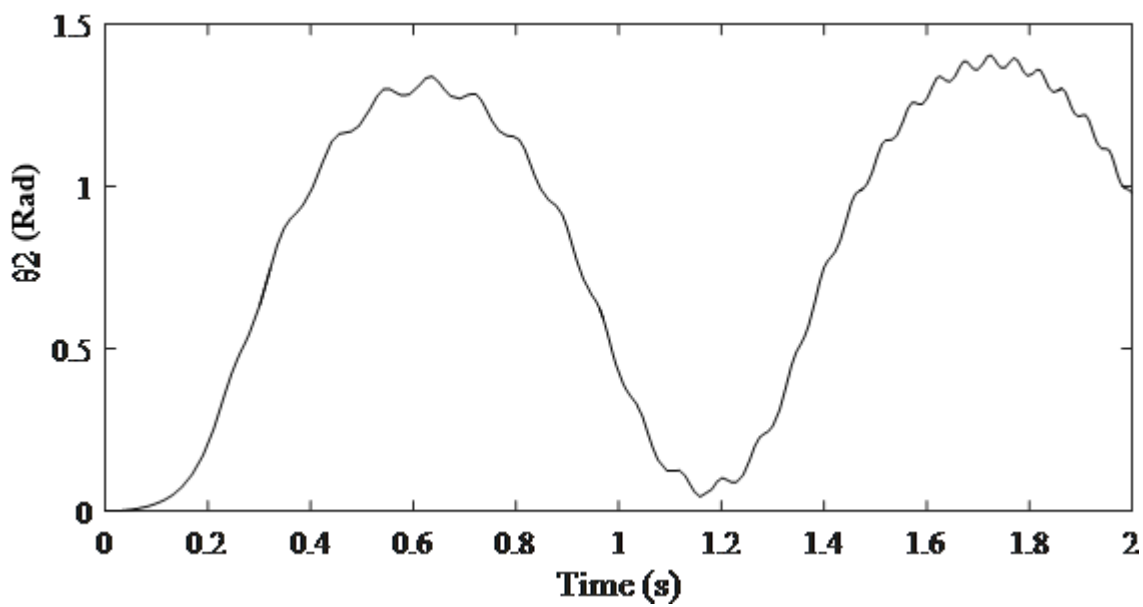
شکل (۳-۴) نمودار θ_3 مکانیزم اولیه بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم

شکل‌های (۴-۴) ، (۵-۴) و (۶-۴) مربوط به مکانیزم اصلاح‌شده بدون دمپر است.

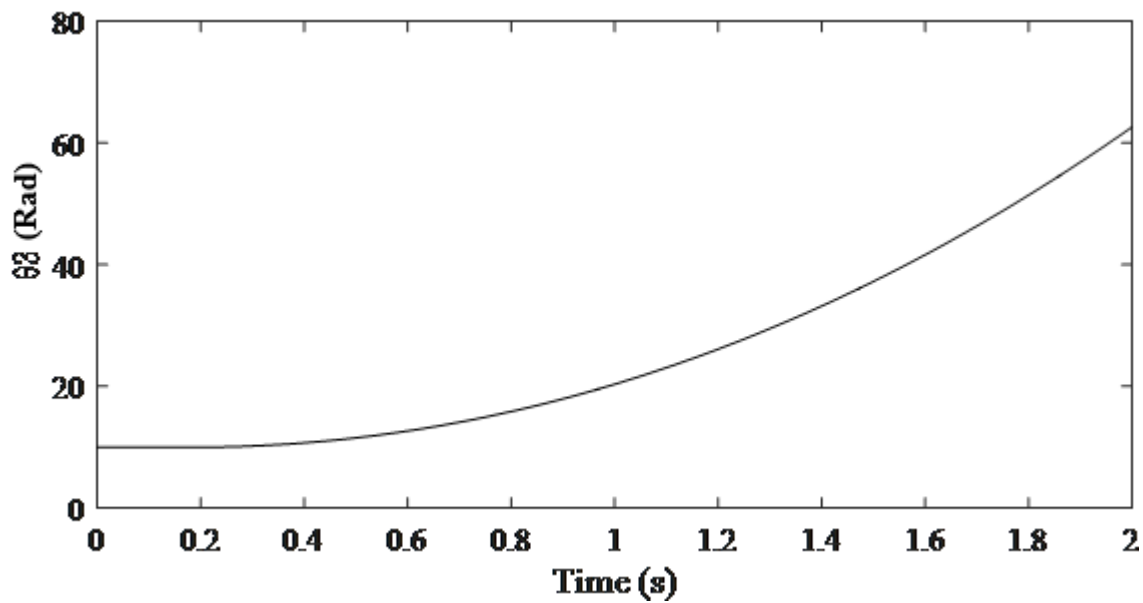
در این شبیه‌سازی برای جابه‌جایی فنرها و چرخش θ_3 طبق رابطه‌ی (۷-۳) انرژی مصرف نمی‌شود. لذا θ_3 به مقدار زیادی تغییر می‌کند. همچنین مشاهده می‌شود لرزش و دامنه نوسانات θ_1 بیش‌تر از θ_2 می‌باشد. چرا که همانند حالت قبل ممان اینرسی لینک دوم بیش‌تر از لینک میانی بوده و همچنین لینک میانی مستقیماً با موتور اول در ارتباط است.



شکل (۴-۴) نمودار θ_1 مکانیزم اصلاح‌شده بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم

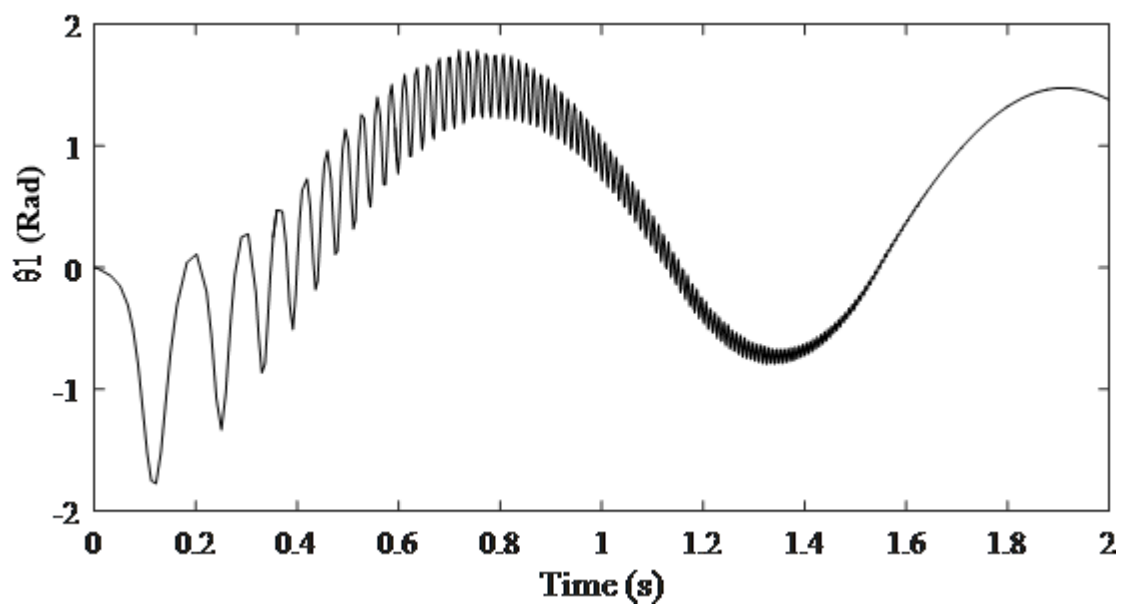


شکل (۵-۴) نمودار θ_2 مکانیزم اصلاح شده بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم

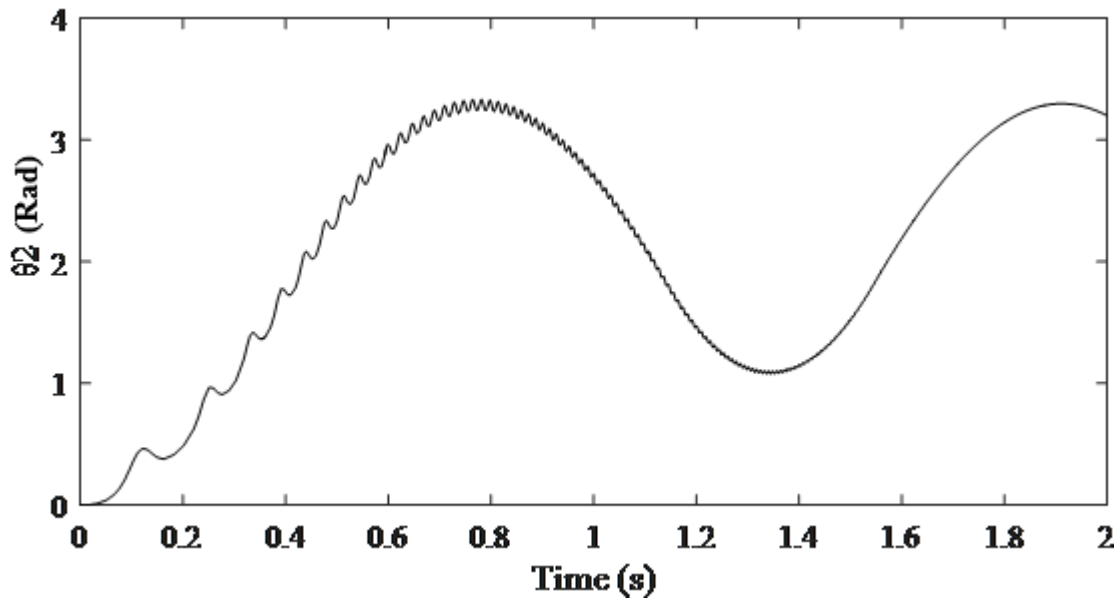


شکل (۶-۴) نمودار θ_3 مکانیزم اصلاح شده بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم

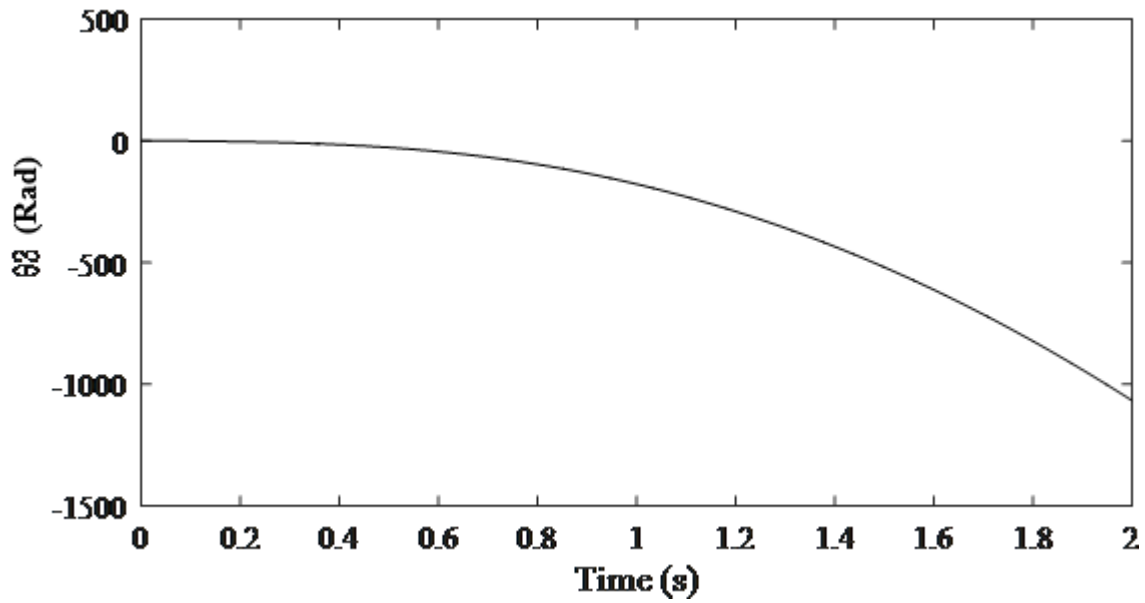
شکل‌های (۷-۴) ، (۸-۴) و (۹-۴) مربوط به مکانیزم اصلاح‌شده همراه با دمپر است. در این شبیه‌سازی به مرور زمان لرزش‌های θ_1 و θ_2 نسبت به مکانیزم اصلاح‌شده‌ی بدون دمپر کم شده است و همانند حالت قبل نوسانات θ_1 بیش‌تر از θ_2 می‌باشد.



شکل (۷-۴) نمودار θ_1 مکانیزم اصلاح‌شده همراه با دمپر بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم

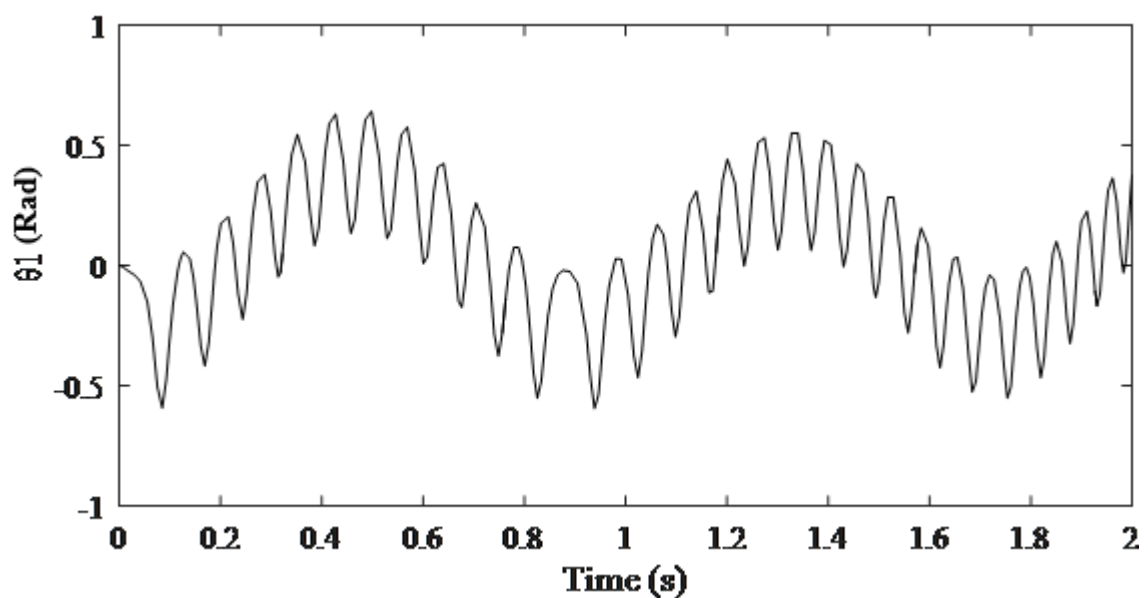


شکل (۸-۴) نمودار θ_2 مکانیزم اصلاح شده همراه با دمپر بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم

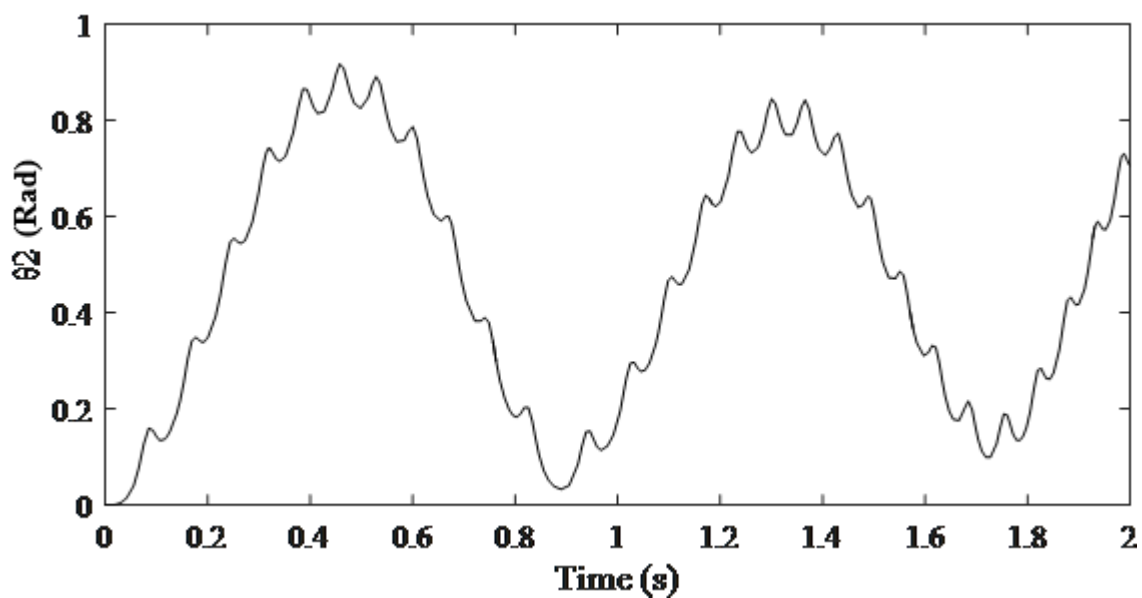


شکل (۹-۴) نمودار θ_3 مکانیزم اصلاح شده همراه با دمپر بر حسب زمان برای شبیه‌سازی دوم

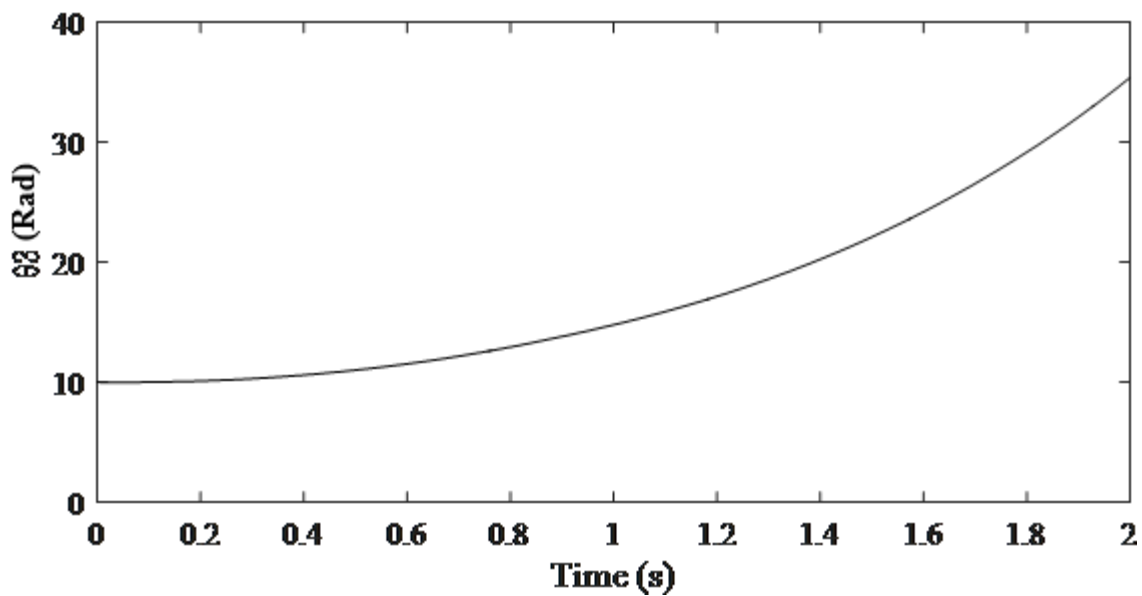
۴-۱-۲-۲ شبیه‌سازی معادلات حرکت با اعمال گشتاور موتورهای اول و دوم برای $p=0.005$ شکل‌های (۴-۱۰) ، (۴-۱۱) و (۴-۱۲) مربوط به مکانیزم اولیه با مشخصات $p=0.005$ و $T1=1$ و $T2=0.1$ است. در این شکل‌ها مشاهده می‌شود که به دلیل افزایش گام پیچ بال‌اسکرو تغییرات θ_3 بیش‌تر از حالت قبل شده است. اما با این وجود این میزان تغییر در زاویه نیز تغییر چندان در سفتی معادل مکانیزم ایجاد نمی‌کند. در نتیجه در نمودارهای θ_1 و θ_2 تغییر چندان نسبت به حالت قبل مشاهده نمی‌شود.



شکل (۴-۱۰) نمودار θ_1 مکانیزم اولیه بر حسب زمان برای شبیه‌سازی سوم



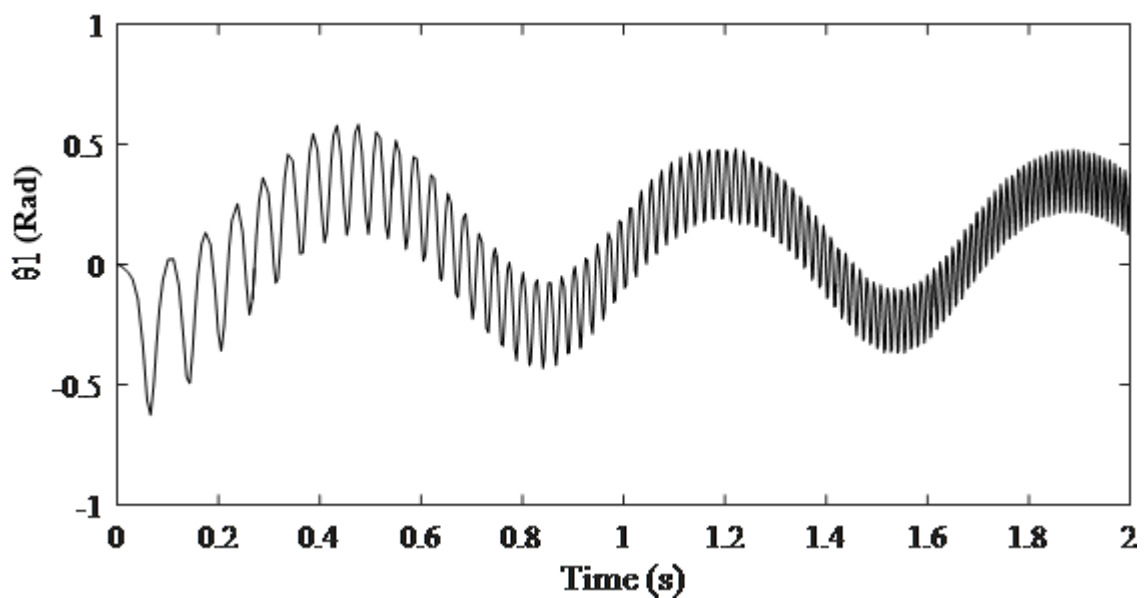
شکل (۱۱-۴) نمودار θ_2 مکانیزم اولیه بر حسب زمان برای شبیه‌سازی سوم



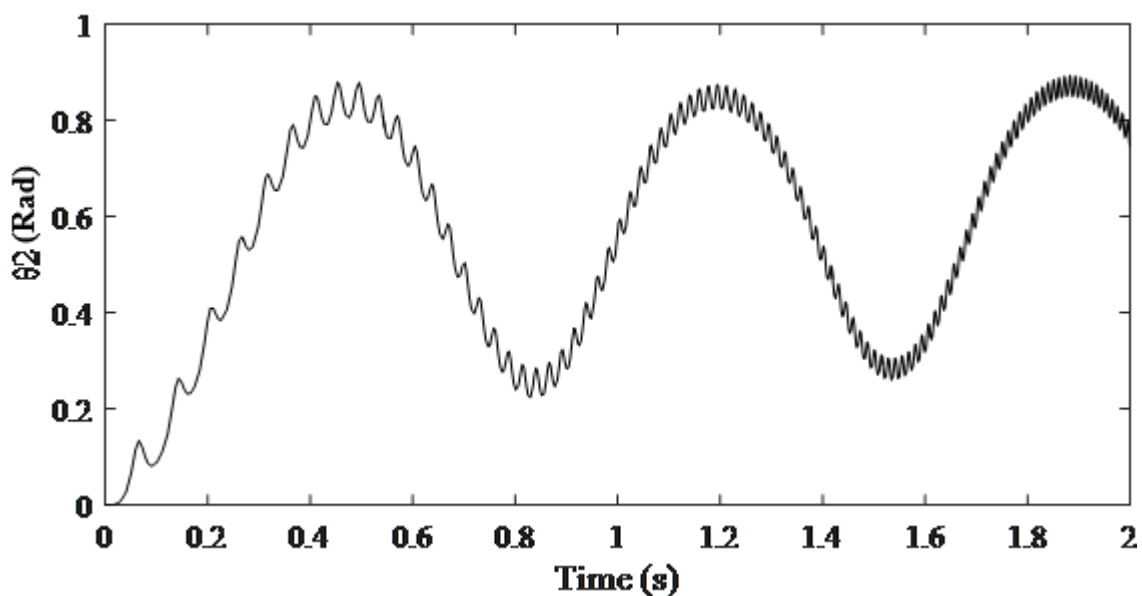
شکل (۱۲-۴) نمودار θ_3 مکانیزم اولیه بر حسب زمان برای شبیه‌سازی سوم

شکل‌های (۱۳-۴) ، (۱۴-۴) و (۱۵-۴) مربوط به مکانیزم اصلاح‌شده بدون دمپر است.

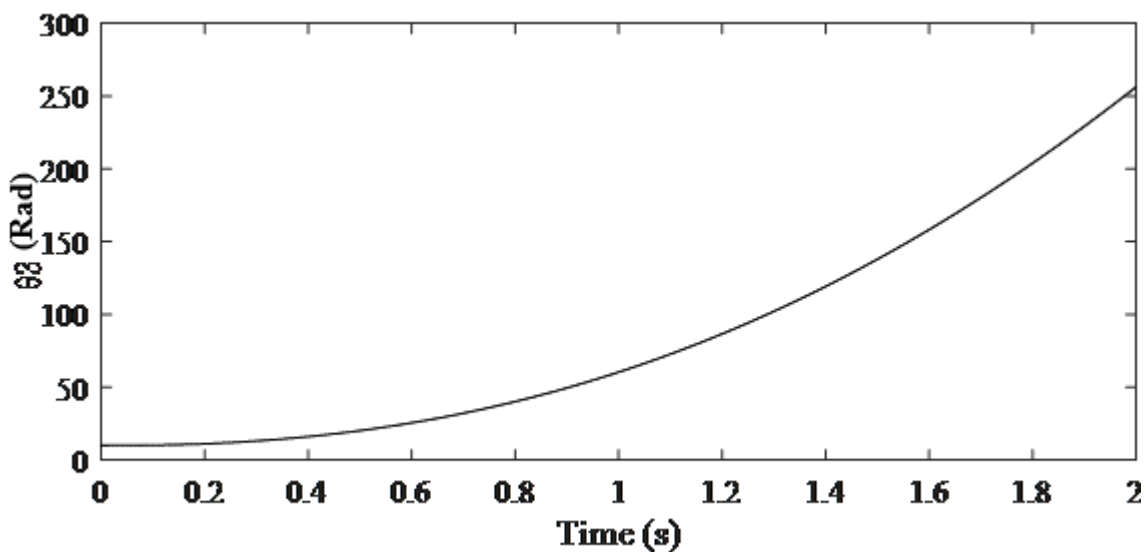
در این حالت همانند مکانیزم اولیه، با بیش‌تر شدن گام پیچ بال‌اسکرو، θ_3 نسبت به حالت قبل دچار تغییرات بیش‌تری می‌شود. اما به‌دلیل تغییرات زیاد θ_3 ، θ_1 و θ_2 ، نسبت مکانیزم اولیه دچار تغییرات بیش‌تری می‌شوند.



شکل (۴-۱۳) نمودار θ_1 مکانیزم اصلاح‌شده بر حسب زمان برای شبیه‌سازی سوم



شکل (۴-۱۴) نمودار θ_2 مکانیزم اصلاح شده بر حسب زمان برای شبیه‌سازی سوم

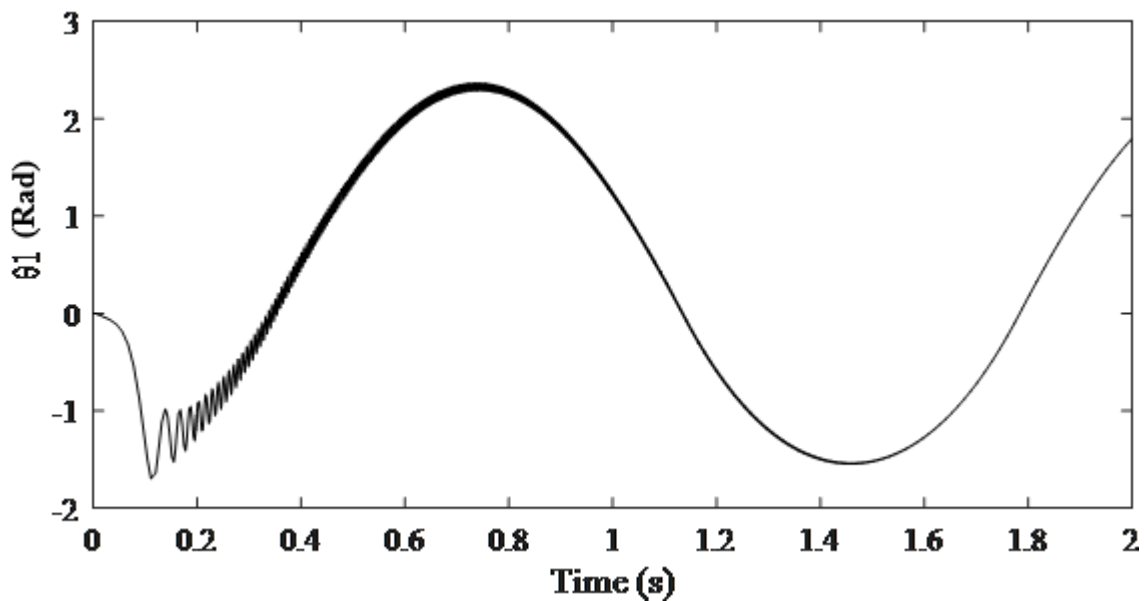


شکل (۴-۱۵) نمودار θ_3 مکانیزم اصلاح شده بر حسب زمان برای شبیه‌سازی سوم

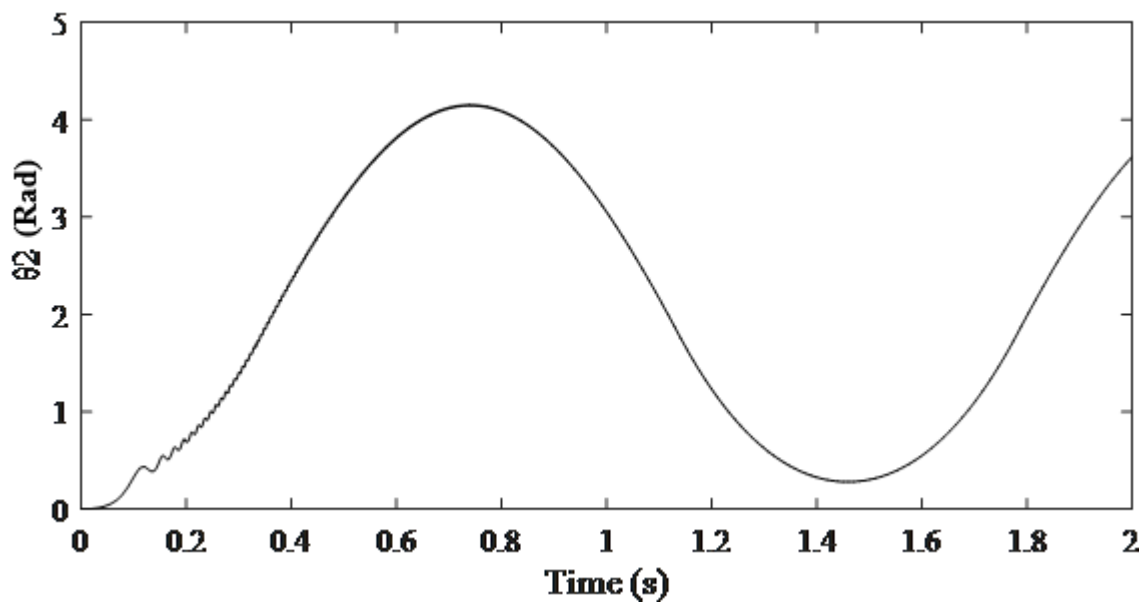
شکل‌های (۴-۱۶)، (۴-۱۷) و (۴-۱۸) مربوط به مکانیزم اصلاح شده همراه با دمپر است. همانند حالت

مکانیزم اصلاح شده بدون دمپر، با بیش‌تر شدن گام پیچ بال‌اسکرو، مطابق شکل (۴-۱۸)، θ_3 نسبت به

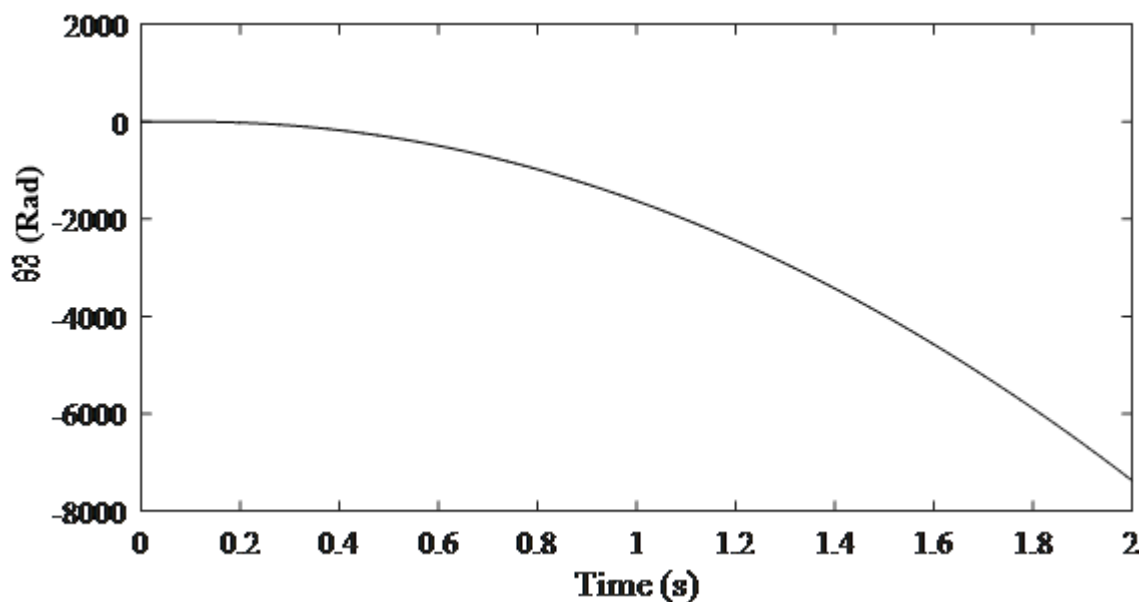
حالت قبل دچار تغییرات بیش‌تری می‌شود. که در نتیجه‌ی این تغییرات طبق معادله (۳-۸)، سفتی معادل به میزان بیش‌تری تغییر می‌کند و اثر این تغییرات بر نمودارهای θ_1 و θ_2 مشاهده می‌شود.



شکل (۴-۱۶) نمودار θ_1 مکانیزم اصلاح‌شده همراه با دمپر بر حسب زمان برای شبیه‌سازی سوم



شکل (۴-۱۷) نمودار θ_2 مکانیزم اصلاح‌شده همراه با دمپر بر حسب زمان برای شبیه‌سازی سوم



شکل (۴-۱۸) نمودار θ_3 مکانیزم اصلاح شده همراه با دمپر بر حسب زمان برای شبیه سازی سوم

۴-۱-۳ مقایسه و تحلیل شبیه سازی های معادلات حرکت ۳ مکانیزم

علت نوسانات شدید θ_1 و θ_2 حضور فنرهایی با سفتی زیاد است که به دلیل بیش تر بودن لختی جرم هایی که به اندازه θ_2 جابجا می شوند، نوسانات این زاویه نسبت به θ_2 برای هر سه مکانیزم کم تر است.

هم چنین همان طور که مشخص است زاویه θ_3 برای مکانیزم اول نسبت به دو مکانیزم اصلاح شده، دچار تغییرات کم تری شده است. این موضوع اثباتی بر بهبود مکانیزم در رابطه با کاهش اتلاف انرژی حین تغییرات سفتی معادل سیستم است. در واقع، تغییرات بیش تر θ_3 برای مکانیزم های بهبود یافته، به معنی تغییرات بیش تر سفتی معادل است که با توجه به یکسان بودن گشتاور اعمالی برای موتور دوم که وظیفه ی جابه جایی فنرها و تغییر سفتی را بر عهده داره، نشان دهنده بهبود سیستم در این موضوع است.

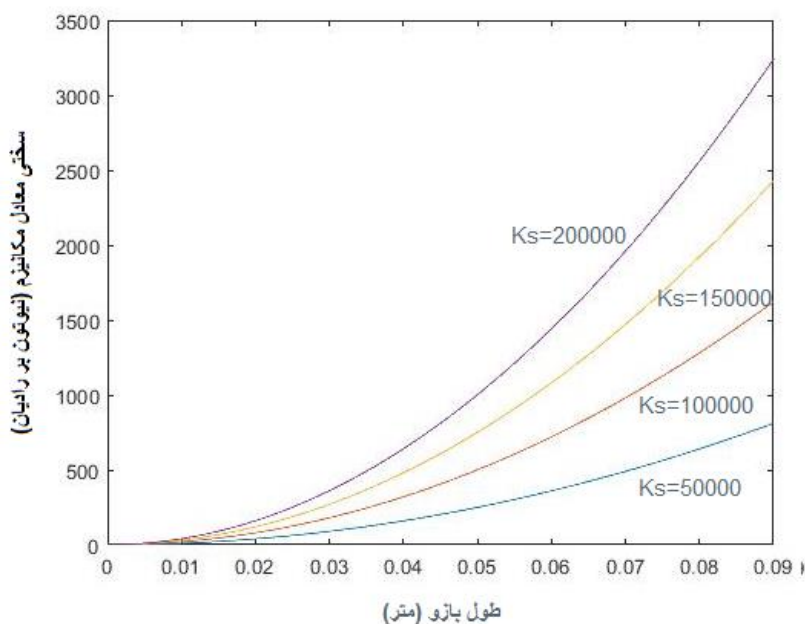
نوسانات شدید θ_1 و θ_2 برای مکانیزم اصلاح شده بدون دمپر، زمینه ساز اضافه شدن دمپر به سیستم شد. با مقایسه میزان نوسانات برای دو مکانیزم، برتری مکانیزم اصلاح شده همراه با دمپر، در این زمینه مشخص است.

همچنین با افزایش p برای تمامی حالات، فرکانس نوسانات افزایش می یابد. علت این موضوع این است که با افزایش p ، سرعت تغییر سفتی معادل افزایش می یابد. همچنین سفتی معادل نیز افزایش یافته که این موضوع نیز افزایش فرکانس را به همراه دارد.

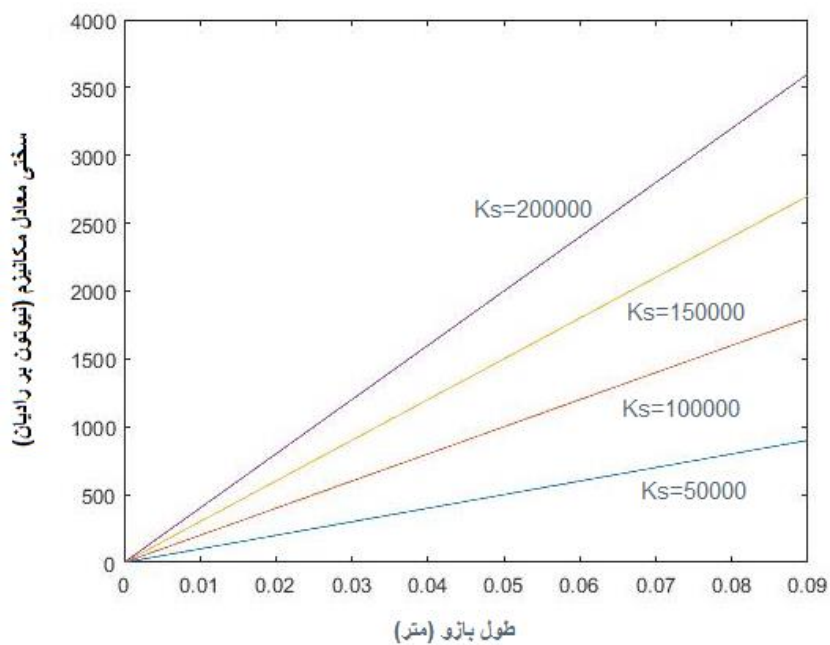
۲-۴ مقایسه تغییرات سفتی معادل برای مکانیزم های اصلاح شده و مکانیزم قبلی

در این بخش، از معادلات (۳-۵)، (۳-۷) و (۳-۲۴) برای مقایسه سفتی معادل مکانیزم برای حالت های اولیه و اصلاح شده و انرژی صرفه جویی شده ی مکانیزم اصلاح شده استفاده شده است.

۱-۲-۴ مقایسه سفتی معادل مکانیزم های اولیه و اصلاح شده

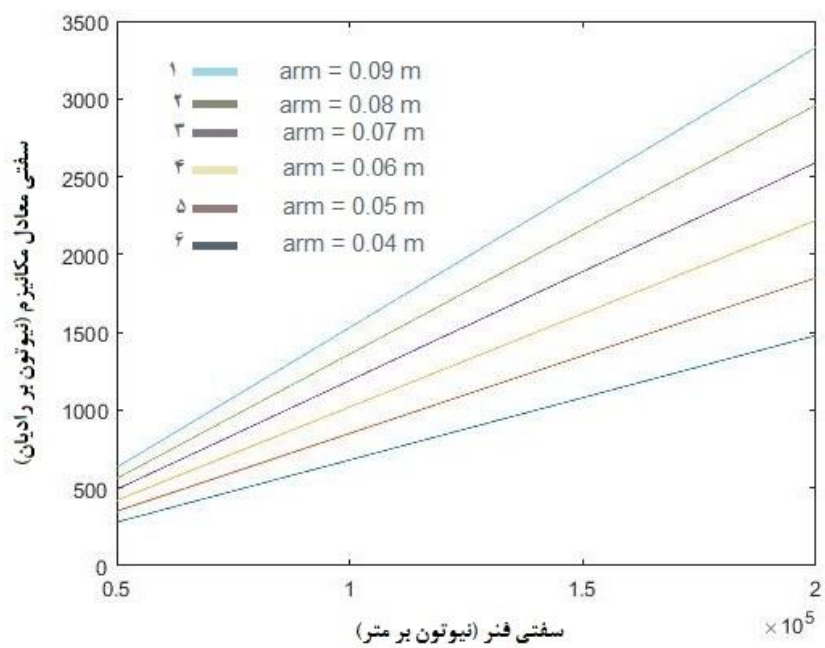


شکل (۴-۱۹) نمودار سفتی معادل مکانیزم بر حسب طول بازو برای مکانیزم اولیه [۹]

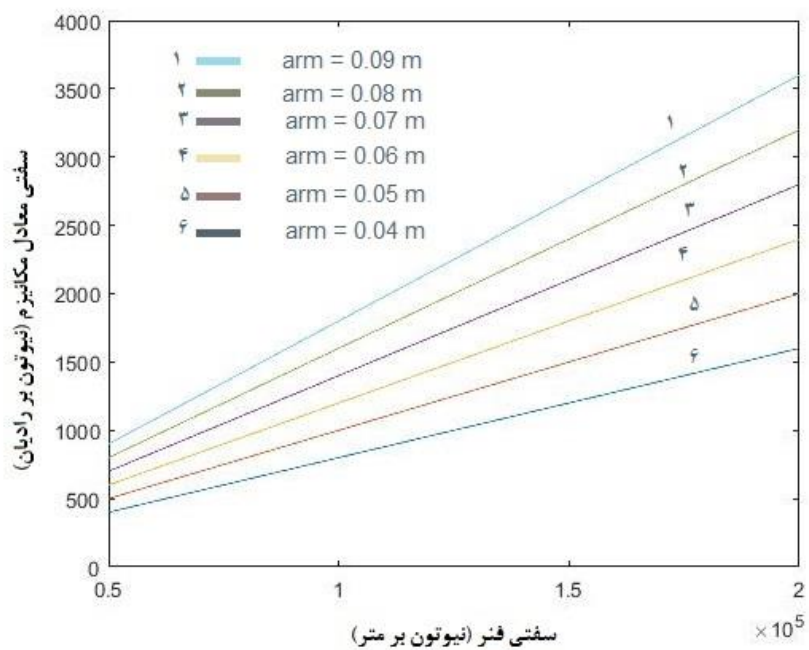


شکل (۴-۲۰) نمودار سفتی معادل مکانیزم بر حسب طول بازو برای مکانیزم اصلاح شده

مقایسه‌ی دو نمودار شکل‌های (۴-۱۹) و (۴-۲۰) نشان می‌دهد تغییرات سفتی معادل بر حسب تغییر بازو برای حالت اصلاح شده به صورت خطی است. بر خلاف مکانیزم قبل که سهمی شکل بوده است. هم‌چنین سفتی معادل بیشینه برای حالت جدید کمی بیش‌تر از حالت قبلی است.



شکل (۴-۲۱) نمودار سفتی معادل مکانیزم بر حسب سفتی فنر برای مکانیزم اولیه [۹]



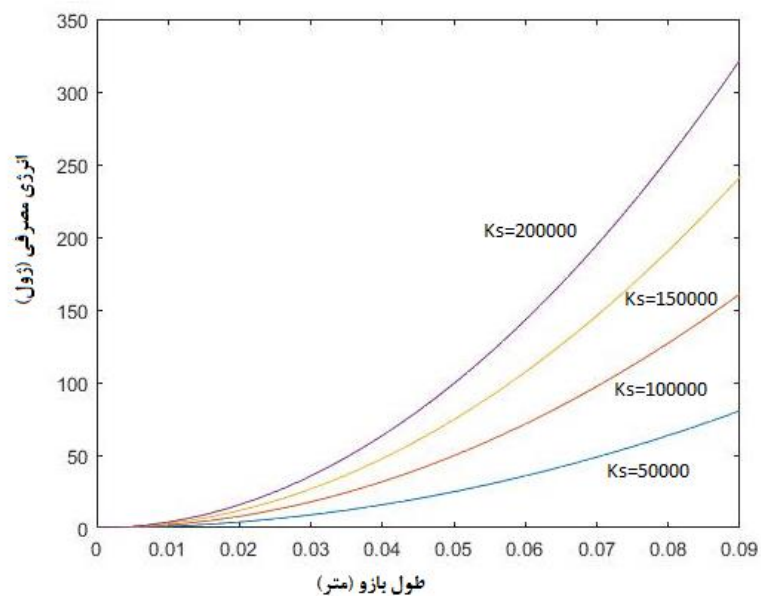
شکل (۴-۲۲) نمودار سفتی معادل مکانیزم بر حسب سفتی فنر برای مکانیزم اصلاح شده

مقایسه‌ی دو نمودار شکل‌های (۴-۲۱) و (۴-۲۲) نشان می‌دهد تغییرات سفتی معادل بر حسب تغییر بازو برای حالت اصلاح‌شده همانند مکانیزم قبل به صورت خطی است.

۴-۲-۲ انرژی مصرفی موتور دوم مکانیزم اولیه

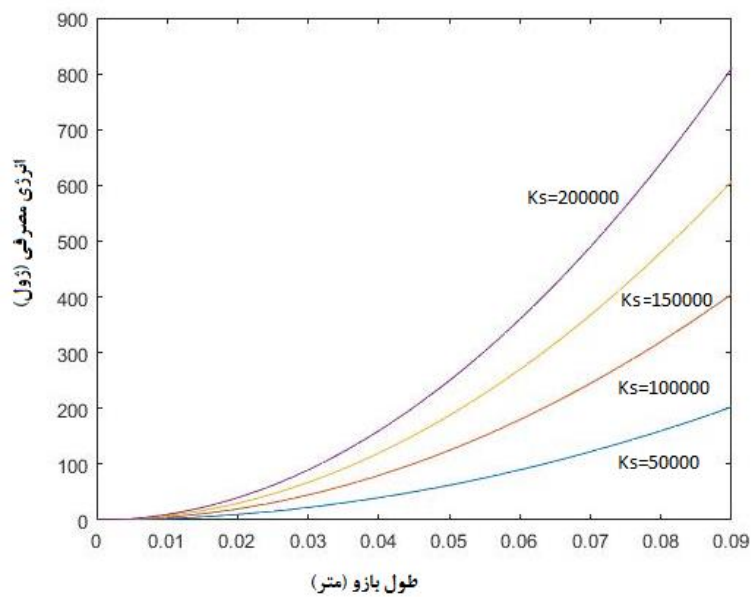
در مکانیزم قبلی از دو قفل برای مقید کردن اختلاف زاویه‌ی لینک خروجی و موتور اول استفاده شد. دلیل این طراحی، کاهش مصرف انرژی موتور دوم است. این قیود موجب ایجاد محدودیت و ضعف مکانیزم می‌شوند. انرژی مورد نیاز برای تغییر سفتی در صورت عدم وجود قفل‌ها برای اختلاف زوایای بیش‌تر، به صورت تصاعدی افزایش می‌یابد. نمودارهای شکل‌های (۴-۲۳)، (۴-۲۴) و (۴-۲۵) انرژی مورد نیاز برای اختلاف زوایای مختلف را نشان می‌دهد. در این قسمت برای ۳ زاویه‌ی ۱۱، ۳۰ و ۶۰ درجه انرژی مصرفی موتور دوم مکانیزم اولیه که معادل انرژی صرفه‌جویی شده‌ی مکانیزم اصلاح‌شده است، بررسی می‌شود.

برای زاویه‌ی ۱۱ درجه انرژی اتلافی به صورت نمودار شکل (۴-۲۳) است.



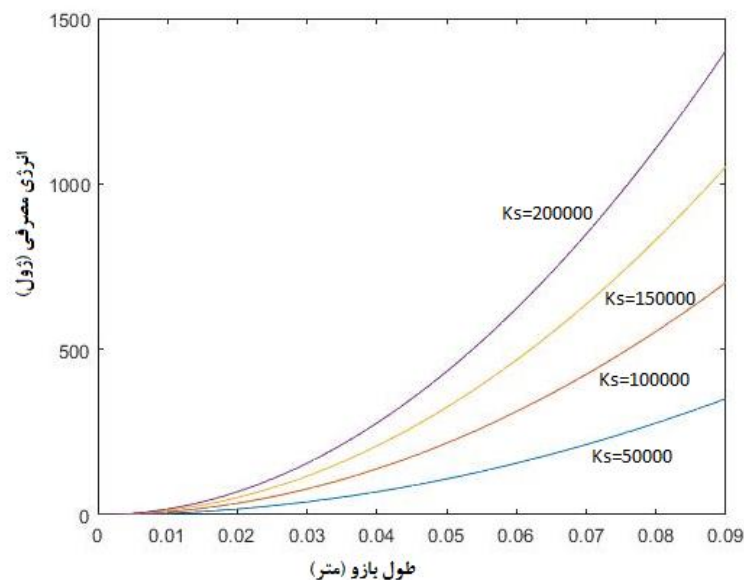
شکل (۴-۲۳) نمودار انرژی مصرفی مکانیزم بر حسب سفتی فنر برای مکانیزم اولیه برای $\delta\theta = 11$ [۹]

برای زاویه 30° درجه انرژی اتلافی به صورت نمودار شکل (۴-۲۴) است.



شکل (۴-۲۴) نمودار انرژی مصرفی مکانیزم بر حسب سفتی فنر برای مکانیزم اولیه برای $\delta\theta = 30$

برای زاویه‌ی ۶۰ درجه انرژی اتلافی به صورت نمودار شکل (۴-۲۵) است.



شکل (۴-۲۵) نمودار انرژی مصرفی مکانیزم بر حسب سفتی فنر برای مکانیزم اولیه برای $\delta\theta = 60$

در مکانیزم اصلاح‌شده این گونه اتلاف انرژی وجود ندارد. نتیجه‌ی این کاهش مصرف، استفاده از موتور کوچک‌تر به عنوان موتور دوم و کاهش هزینه است. همچنین محدودیتی برای اختلاف زاویه‌ی بین موتور اول و لینک خروجی وجود ندارد. علاوه بر این مزایا، می‌توان از یک بال اسکرو با گام بیش‌تر استفاده کرد. در نتیجه سرعت تنظیم سفتی افزایش می‌یابد. این به معنی واکنش سریع ربات به مقدار مطلوب و در نتیجه افزایش ایمنی ربات به عنوان یکی از مهم‌ترین مباحث ربات‌های توان‌بخشی است.

۳-۴ پیشنهادات

در ادامه‌ی این کار می‌توان تعدادی از تمرین‌های توان‌بخشی را با کنترل هم‌زمان مسیر و سفتی مکانیزم را برای سیستم پیشنهادی انجام داد. پیشنهاد می‌شود در یکی از تمرین‌ها دوره‌ی تناوب گام‌های شخص و دوره‌ی تناوب سیستم با استفاده از روش‌های کنترلی یک‌سان‌سازی شود و نتایج آن ارزیابی گردد. در گام بعدی دمپر متغیر به سیستم اضافه شده و نتایج آن با حالت قبل مقایسه شود.

٥. منابع

- [1] Culmer, P. R., Jackson, A. E., Makower, S., Richardson, R., Cozens, J. A., Levesley, M. C., & Bhakta, B. B. (2010). A control strategy for upper limb robotic rehabilitation with a dual robot system. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 15(4), 575-585.
- [2] Colombo, R., Pisano, F., Micera, S., Mazzone, A., Delconte, C., Carrozza, M. C., ... & Minuco, G. (2005). Robotic techniques for upper limb evaluation and rehabilitation of stroke patients. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 13(3), 311-324.
- [3] Nef, T., Mihelj, M., & Riener, R. (2007). ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy. *Medical & biological engineering & computing*, 45(9), 887-900.
- [4] Crocher, V., Sahbani, A., Robertson, J., Roby-Brami, A., & Morel, G. (2012). Constraining upper limb synergies of hemiparetic patients using a robotic exoskeleton in the perspective of neuro-rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 20(3), 247-257.
- [5] Metrailler, P., Brodard, R., Stauffer, Y., Clavel, R., & Frischknecht, R. (2007). Cyberthosis: Rehabilitation robotics with controlled electrical muscle stimulation. In *Rehabilitation robotics*. InTech.
- [6] Ibarra, J. C. P., & Siqueira, A. A. (2014, October). Impedance Control of Rehabilitation Robots for Lower Limbs, Review. In *Robotics: SBR-LARS Robotics Symposium and Robocontrol (SBR LARS Robocontrol), 2014 Joint Conference on* (pp. 235-240). IEEE.
- [7] Petit, F. P. (2014). *Analysis and control of variable stiffness robots* (Doctoral dissertation).
- [8] Baimyshev, A., Zhakatayev, A., & Varol, H. A. (2016). Augmenting variable stiffness actuation using reaction wheels. *IEEE Access*, 4, 4618-4628.
- [9] Jafari, A., Tsagarakis, N. G., Vanderborght, B., & Caldwell, D. G. (2010, October). A novel actuator with adjustable stiffness (AwAS). In *Intelligent robots and systems (iros), 2010 IEEE/rsj international conference on* (pp. 4201-4206). IEEE.
- [10] Groothuis, S. S., Rusticelli, G., Zucchelli, A., Stramigioli, S., & Carloni, R. (2012, May). The vsaUT-II: A novel rotational variable stiffness actuator. In *Robotics and Automation (ICRA), 2012 IEEE International Conference on*(pp. 3355-3360). IEEE.
- [11] Choi, J., Park, S., Lee, W., & Kang, S. C. (2008, May). Design of a robot joint with variable stiffness. In *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on* (pp. 1760-1765). IEEE.
- [12] Petit, F., Dietrich, A., & Albu-Schäffer, A. (2015). Generalizing torque control concepts: Using well-established torque control methods on variable stiffness robots. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 22(4), 37-51.

- [13] Choi, J., Hong, S., Lee, W., Kang, S., & Kim, M. (2011). A robot joint with variable stiffness using leaf springs. *IEEE Transactions on Robotics*, 27(2), 229-238.
- [14] Catalano, M. G., Schiavi, R., & Bicchi, A. (2010, May). Mechanism design for variable stiffness actuation based on enumeration and analysis of performance. In *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on* (pp. 3285-3291). IEEE.
- [15] Wolf, S., Eiberger, O., & Hirzinger, G. (2011, May). The DLR FSJ: Energy based design of a variable stiffness joint. In *Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on* (pp. 5082-5089). IEEE.
- [16] Ferraguti, F., Secchi, C., & Fantuzzi, C. (2013, May). A tank-based approach to impedance control with variable stiffness. In *Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on* (pp. 4948-4953). IEEE.
- [17] Nef, T., Mihelj, M., & Riener, R. (2007). ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy. *Medical & biological engineering & computing*, 45(9), 887-900.
- [18] Fitle, K. D., Pehlivan, A. U., & O'Malley, M. K. (2015, May). A robotic exoskeleton for rehabilitation and assessment of the upper limb following incomplete spinal cord injury. In *Robotics and Automation (ICRA), 2015 IEEE International Conference on* (pp. 4960-4966). IEEE.
- [19] Carpi, F., Menon, C., & De Rossi, D. (2010). Electroactive elastomeric actuator for all-polymer linear peristaltic pumps. *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, 15(3), 460-470.
- [20] Colombo, G., Joerg, M., Schreier, R., & Dietz, V. (2000). Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *Journal of rehabilitation research and development*, 37(6), 693.
- [21] Israel, J. F., Campbell, D. D., Kahn, J. H., & Hornby, T. G. (2006). Metabolic costs and muscle activity patterns during robotic- and therapist-assisted treadmill walking in individuals with incomplete spinal cord injury. *Physical therapy*, 86(11), 1466-1478.
- [22] Riener, R., Lunenburger, L., Jezernik, S., Anderschitz, M., Colombo, G., & Dietz, V. (2005). Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 13(3), 380-394.
- [23] Veneman, J. F., Kruidhof, R., Hekman, E. E., Ekkelenkamp, R., Van Asseldonk, E. H., & 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), 379-386.
- [24] Duschau-Wicke, A., von Zitzewitz, J., Caprez, A., Lunenburger, L., & Riener, R. (2010). Path control: a method for patient-cooperative robot-aided gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(1), 38-48.

- [25] Aoyagi, D., Ichinose, W. E., Harkema, S. J., Reinkensmeyer, D. J., & Bobrow, J. E. (2007). A robot and control algorithm that can synchronously assist in naturalistic motion during body-weight-supported gait training following neurologic injury. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(3), 387-400.
- [26] Vallery, H., Van Asseldonk, E. H., Buss, M., & Van Der Kooij, H. (2009). Reference trajectory generation for rehabilitation robots: complementary limb motion estimation. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 17(1), 23-30.
- [27] Ekkelenkamp, R., Veltink, P., Stramigioli, S., & van der Kooij, H. (2007, June). Evaluation of a virtual model control for the selective support of gait functions using an exoskeleton. In *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on* (pp. 693-699). IEEE.
- [28] Banala, S. K., Agrawal, S. K., & Scholz, J. P. (2007, June). Active Leg Exoskeleton (ALEX) for gait rehabilitation of motor-impaired patients. In *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on* (pp. 401-407). IEEE.
- [29] Dashkhaneh, A., Moghaddam, M. M., Hadian, M. R., Mogharrabi, M., Saba, A. A. M., & Hasankola, S. M. D. (2014). Rehabilitation robots control in gait training exercises on a treadmill.
- [30] Part, S. I. (1985). Impedance control: An approach to manipulation. *Journal of dynamic systems, measurement, and control*, 107, 17.
- [31] Krebs, H. I., Hogan, N., Aisen, M. L., & Volpe, B. T. (1998). Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE transactions on rehabilitation engineering*, 6(1), 75-87.
- [32] Okada, S., Sakaki, T., Hirata, R., Okajima, Y., Uchida, S., & Tomita, Y. (2001). TEM: a therapeutic exercise machine for the lower extremities of spastic patients. *Advanced Robotics*, 14(7), 597-606.
- [33] Bradley, D., Acosta-Marquez, C., Hawley, M., Brownsell, S., Enderby, P., & Mawson, S. (2009). NeXOS—The design, development and evaluation of a rehabilitation system for the lower limbs. *Mechatronics*, 19(2), 247-257.
- [34] Métrailler, P., Blanchard, V., Perrin, I., Brodard, R., Frischknecht, R., Schmitt, C., ... & Clavel, R. (2006, February). Improvement of rehabilitation possibilities with the MotionMaker TM. In *Biomedical Robotics and Biomechanics, 2006. BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on* (pp. 359-364). IEEE.
- [35] Moughamir, S., Zaytoon, J., Manamanni, N., & Afilal, L. (2002). A system approach for control development of lower-limbs training machines. *Control Engineering Practice*, 10(3), 287-299.
- [36] Akdoğan, E., & Adli, M. A. (2011). The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherabot. *Mechatronics*, 21(3), 509-522.

- [37] Loureiro, R., Amirabdollahian, F., Topping, M., Driessen, B., & Harwin, W. (2003). Upper limb robot mediated stroke therapy—GENTLE/s approach. *Autonomous Robots*, 15(1), 35-51.
- [38] Schmidt, H., Werner, C., Bernhardt, R., Hesse, S., & Krüger, J. (2007). Gait rehabilitation machines based on programmable footplates. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 4(1), 2.
- [39] Ju, M. S., Lin, C. C., Lin, D. H., Hwang, I. S., & Chen, S. M. (2005). A rehabilitation robot with force-position hybrid fuzzy controller: hybrid fuzzy control of rehabilitation robot. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13(3), 349-358.
- [40] Lee, S., Agah, A., & Bekey, G. (1990, November). IROS: an intelligent rehabilitative orthotic system for cerebrovascular accident. In *Systems, Man and Cybernetics, 1990. Conference Proceedings., IEEE International Conference on* (pp. 815-819). IEEE.
- [41] Lum, P. S., Burgar, C. G., & Van Der Loos, M. (1997, April). The use of a robotic device for post-stroke movement therapy. In *Proceedings of the International Conference on Rehabilitation Robotics* (pp. 79-82).
- [42] Akdoğan, E., Taçgın, E., & Adli, M. A. (2009). Knee rehabilitation using an intelligent robotic system. *Journal of Intelligent Manufacturing*, 20(2), 195.
- [43] Jafari, A., Tsagarakis, N. G., & Caldwell, D. G. (2011, May). AwAS-II: A new actuator with adjustable stiffness based on the novel principle of adaptable pivot point and variable lever ratio. In *Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on* (pp. 4638-4643). IEEE.
- [44] Visser, L. C., Carloni, R., & Stramigioli, S. (2011). Energy-efficient variable stiffness actuators. *IEEE Transactions on Robotics*, 27(5), 865-875.
- [45] Hurst, J. W., Chestnutt, J. E., & Rizzi, A. A. (2004, April). An actuator with physically variable stiffness for highly dynamic legged locomotion. In *Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004 IEEE International Conference on* (Vol. 5, pp. 4662-4667). IEEE.
- [46] Wolf, S., & Hirzinger, G. (2008, May). A new variable stiffness design: Matching requirements of the next robot generation. In *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on* (pp. 1741-1746). IEEE.
- [47] Hollander, K. W., Sugar, T. G., & Herring, D. E. (2005). Adjustable robotic tendon using a'Jack Spring'/spl trade. In *Rehabilitation robotics, 2005. icorr 2005. 9th international conference on* (pp. 113-118). IEEE.

- [48] Morita, T., & Sugano, S. (1995, May). Design and development of a new robot joint using a mechanical impedance adjuster. In *Robotics and Automation, 1995. Proceedings., 1995 IEEE International Conference on* (Vol. 3, pp. 2469-2475). IEEE.
- [49] English, C., & Russell, D. (1999). Implementation of variable joint stiffness through antagonistic actuation using rolamite springs. *Mechanism and Machine Theory*, 34(1), 27-40.
- [50] Migliore, S. A., Brown, E. A., & DeWeerth, S. P. (2005, April). Biologically inspired joint stiffness control. In *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on* (pp. 4508-4513). IEEE.
- [51] Toniatti, G., Schiavi, R., & Bicchi, A. (2005, April). Design and control of a variable stiffness actuator for safe and fast physical human/robot interaction. In *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on* (pp. 526-531). IEEE.
- [52] Shin, D., Sardellitti, I., & Khatib, O. (2008, May). A hybrid actuation approach for human-friendly robot design. In *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on* (pp. 1747-1752). IEEE.
- [53] Liu W., Luo Y., Yang B., Lu W. (2016, January). Design and Mechanical Model Analysis of Magnetorheological Fluid Damper, *American Journal of Mechanics and Applications*. 4(1), (pp. 15-19).
- [54] Varela-Jiménez, M. I., Luna, J. V., Cortés-Ramírez, J. A., & Song, G. (2015). Constitutive model for shear yield stress of magnetorheological fluid based on the concept of state transition. *Smart Materials and Structures*, 24(4), 045039.
- [55] Jiang, Z., & Christenson, R. E. (2012). A fully dynamic magneto-rheological fluid damper model. *Smart Materials and Structures*, 21(6), 065002.
- [56] Du, H., Lam, J., Cheung, K. C., Li, W., & Zhang, N. (2013). Direct voltage control of magnetorheological damper for vehicle suspensions. *Smart Materials and Structures*, 22(10), 105016.

abstract

In recent years, for better of rehabilitation exercises, robot are used to help physiotherapists. Due to variety of interaction between robot and human, safety of work with to robot is one of the most important issues of rehabilitation robots. Therefore, variable stiffness actuator are designed to increase safety of interaction between robot and human. In this research a VSA named AwAS is improving. In the first step , it is needed to change the mechanism such that the necessary force to move springs, is perpendicular to the displacement of the springs in any case, thus, due to this change, the new mechanism helps to minimize the energy required to change the stiffness and increase of changing stiffness. In the second step a Magnetorheological fluid damper is used to decrease vibration. Simulation results show that rate of changing stiffness of modified mechanism have been increased. As well as the vibration of system is decreased. Moreover mechanical lock that it is used to decrease the energy consumption are deleted with no energy consumption.

Keywords: rehabilitation robot, variable stiffness actuator, AwAS, mechanism, spring, magnetorheological fluid.



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

Improvement of the VSA structure based on changing the fixation points of elastic elements by modifying of mechanism in a rehabilitation robot

By: Hassan Mohammadi

Supervisor:

Dr. Habib Ahmadi

September 2017