

سورة التين



دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک
گروه مکاترونیک

پایان نامه جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد

طراحی و کنترل امپدانس ربات موازی جهت توان بخشی مچ پا

عقیل کی منش

استاد راهنما:
دکتر مهدی بامداد

استاد مشاور:
دکتر حبیب احمدی

بهمن ۱۳۹۴



مدیریت تحصیلات تکمیلی

بسمه تعالی

شماره:
تاریخ:
ویرایش:

فرم شماره ۶: صورتجلسه دفاع از پایان نامه تحصیلی دوره کارشناسی ارشد

با تأییدات خداوند متعال و با استعانت از حضرت ولی عصر (عج) ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد آقای عقیل کی منش به شماره دانشجویی ۹۲۱۲۰۰۴ رشته مکانیک گرایش میکاترونیک تحت عنوان طراحی و کنترل امیدانس ربات موازی جهت توان بخشی میچ پا که در تاریخ ۱۳۹۴/۱۰/۰۶ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می‌گردد:

قبول (با کمرجه: بسیار متمایز (۱۸))	<input type="checkbox"/> دفاع مجدد	<input type="checkbox"/> مردود
--	------------------------------------	--------------------------------

- ۱- عالی (۲۰ - ۱۹)
 ۲- بسیار خوب (۱۸ - ۱۷/۹۹)
 ۳- خوب (۱۶ - ۱۷/۹۹)
 ۴- قابل قبول (۱۵ - ۱۴/۹۹)
 ۵- نمره کمتر از ۱۴ غیر قابل قبول

عضو هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- استاد راهنمای اول	دکتر مهدی بامداد		
۲- استاد راهنمای دوم			
۳- استاد مشاور	دکتر حبیب احمدی		
۴- نماینده شورای تحصیلات تکمیلی	دکتر مجید محمدی		
۵- استاد ممتحن اول	دکتر سید مجتبی واردی کولابی		
۶- استاد ممتحن دوم	دکتر مصطفی نظاری		

رئیس دانشکده:



تقدیر و شکر

خداوند

همه اش از کرم توست که بی دریغ سایه لطف و رحمت بر سر من گسترده ای

پدر و مادر عزیزم هزاران سپاس و هزاران بوسه نثار خاک پایتان

باور دارم: بدون شک سهم ریشه در حرمه ای که ساخته می دهد بیشتر است

و

هزاران لطف و سپاس به پیشگاه ارجمند و شایسته استاد

جناب آقای دکتر مهدی بامداد

در این فرصت از رنج و زحمات استاد گران قدر خود که در پرورش اندوخته های علمی اینجانب و به عنوان نشاندهنده این پایان نامه سهم بسزایی داشتند صمیمانه

تشکر و قدردانی می کنم.

تعهد نامه

اینجانب عقیل کی منش دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی مکترونیک دانشکده مهندسی مکانیک و مکترونیک دانشگاه شاهرود، نویسنده پایان نامه "طراحی و کنترل امپدانس ربات موازی جهت توان بخشی میچ پا" تحت راهنمایی دکتر مهدی بامداد متعهد می شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط این جانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش های 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 است و مقالات مستخرج با نام «دانشگاه شاهرود» و یا «Shahrood 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 بافت های 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 افزارها 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

توان بخشی رباتیک با هدف رساندن بیمار ناتوان به سطح مطلوب توانایی فیزیکی مطرح است. در این پایان نامه، یک ربات موازی سه درجه آزادی با سینماتیک مستقیم دارای حل یکتا انتخاب و با بهینه سازی، ساختار مناسب جهت توان بخشی مچ پا پیشنهاد شده است. از آنجایی که هر یک از پاهای ربات از یک جک نیوماتیکی تشکیل شده است بنابراین در این راستا، به بررسی و کنترل عملگرهای نیوماتیکی پرداخته شده است. کنترل عملگرهای نیوماتیکی با استفاده از شیرهای سرو انجام می شود. به نحوی که میزان دبی ورودی و خروجی به محفظه های سیلندر و جهت آن را مشخص می کند. همچنین مشاهده گر فشار طراحی شده است که به تخمین فشار محفظه های سیلندر می پردازد. همچنین یک پای ربات طراحی شده و دینامیک ربات بر اساس مکانیزم کل ربات تحلیل می شود. پس از اتمام مرحله طراحی، فرایند ساخت برای اجزای اصلی ربات موازی شامل مدار کنترلی و پای ربات محقق می شود. در انتها نتایج آزمایشگاهی و نظری ارائه و صحت گذاری می گردد.

کلمات کلیدی : توان بخشی، عملگر نیوماتیکی، کنترل امپدانس، شیرهای سروپنوماتیک

فهرست مطالب

۱	فصل ۱
۱	مروری بر ادبیات پروژه
۲	۱-۱. پیشگفتار
۴	۲-۱. نگاهی به گذشته ربات‌های توان‌بخش
۷	۳-۱. دسته بندی ربات‌های توان‌بخش
۸	۴-۱. توان‌بخشی مچ پا
۱۰	۱-۴-۱. ربات‌های توان‌بخش مچ پا مبتنی بر پلت فرم
۱۳	۲-۴-۱. ربات‌های توان‌بخش مچ پا با قابلیت پوشش
۱۵	۵-۱. ایمنی و قابلیت اطمینان
۱۶	۶-۱. درمان بهینه مچ پا
۱۷	۷-۱. عملگرهای نیوماتیکی
۱۸	۸-۱. تاریخچه سیستم سرونوماتیک
۲۰	۹-۱. اهداف تحقیق
۲۳	فصل ۲
۲۳	طراحی بهینه بر مبنای سینماتیک مستقیم ربات موازی s-3-sps
۲۴	۱-۲. انتخاب ربات موازی برای توان‌بخشی مچ پا
۲۴	۲-۲. ربات موازی s-3-sps
۲۶	۳-۲. تحلیل تکنیگی
۲۶	۱-۳-۲. تکنیگی معکوس
۲۷	۲-۳-۲. تکنیگی عملگرهای پا
۲۷	۳-۳-۲. تکنیگی استاتیکی
۳۰	۴-۲. تحلیل موقعیت ربات
۳۰	۱-۴-۲. بدست آوردن رابطه برای سینماتیک مستقیم ربات
۳۱	۲-۴-۲. مثال عددی
۳۲	۳-۴-۲. حل برای نواحی دیگر
۳۳	۵-۲. معرفی زوایای مچ پا
۳۳	۶-۲. معیارهای بهینه‌سازی برای ربات موازی
۳۴	۷-۲. بهینه‌سازی ابعادی ربات بر مبنای GSI و GCI
۳۶	۸-۲. طراحی بهینه ربات s-3-sps در نرم افزار کتیا
۳۹	فصل ۳
۳۹	دینامیک و کنترل امپدانس یک عملگر نیوماتیکی

۴۰	۱-۳. مقدمه
۴۰	۲-۳. مفاهیم کنترل امیدانس/ادمیتانس
۴۲	۳-۳. مدل دینامیکی سیستم
۴۲	۴-۳. دینامیک حرکت پیستون
۴۳	۵-۳. دینامیک فشار هوای داخل محفظه‌ها
۴۷	۶-۳. استراتژی کنترل امیدانس
۴۸	۷-۳. کنترل فشار محفظه‌ها
۴۸	۱-۷-۳. الگوریتم کنترلی مد لغزشی

۵۷

فصل ۴

۵۷	آزمایش تجربی رباتیک پای نیوماتیک
۵۸	۱-۴. مقدمه
۵۸	۲-۴. شبیه سازی سیستم سرونوماتیک
۵۹	۳-۴. معرفی کارت‌های اکتساب داده شرکت Advantech
۵۹	۱-۳-۴. کارت Multifunction
۶۰	۲-۳-۴. کارت‌های نمونه برداری Digital و Counters
۶۰	۳-۳-۴. کارت Analog
۶۰	۴-۴. مشخصات سیستم سرونوماتیک
۶۴	۵-۴. مقادیر در نظر گرفته شده پارامترهای سیستم
۶۵	۶-۴. طراحی پای ربات
۶۶	۷-۴. ساخت پای ربات
۶۷	۸-۴. طراحی مشاهده گر فشار
۶۸	۹-۴. آزمایش تجربی
۶۸	۱-۹-۴. آزمایش تعیین متغیرهای سیستم
۷۰	۲-۹-۴. آزمایش مشاهده گر فشار

۷۵

فصل ۵

۷۵	تحلیل دینامیکی ربات موازی s-3-sps
۷۶	۱-۵. تحلیل دینامیکی ربات موازی s-3-sps
۷۶	۱-۱-۵. تحلیل شتاب
۷۸	۲-۱-۵. رابطه دینامیکی پا
۸۲	۳-۱-۵. رابطه دینامیکی مجری نهایی
۸۳	۲-۵. فرم بسته معادلات دینامیکی
۸۳	۱-۲-۵. فرم بسته دینامیکی پاها
۸۴	۲-۲-۵. فرم بسته معادلات دینامیکی مجری نهایی
۸۵	۳-۲-۵. فرم بسته معادلات دینامیک ربات

۵-۳. صحنه گذاری دینامیکی ربات ۸۶

فصل ۶ ۹۳

نتیجه گیری و پیشنهادات ۹۳

۶-۱. نتیجه گیری ۹۴

۶-۲. پیشنهادات ۹۵

مراجع

فهرست اشکال

- شکل ۱-۱. ربات توان بخشی آرنج..... ۶
- شکل ۱-۲. ربات ۴ درجه لوکومات با سیستم جبران وزن..... ۶
- شکل ۱-۳. ربات توان بخش EMUL..... ۶
- شکل ۱-۴. ربات ARMIN..... ۶
- شکل ۱-۵. ربات توان بخشی اگروال و همکاران..... ۷
- شکل ۱-۶. ربات LOPES..... ۷
- شکل ۱-۷. طرح دانشگاه Rutgers برای توان بخشی عضلات مچ پا..... ۱۳
- شکل ۲-۱. ربات موازی s-3-sps..... ۲۴
- شکل ۲-۲. تکنیکی عملگر پای ربات..... ۲۷
- شکل ۲-۳. تکنیکی ربات با زاویه $(-\frac{\pi}{2} < \phi_3 \leq +\frac{\pi}{2})$ ۲۹
- شکل ۲-۴. موقعیت ربات به ازای زوایای $(\phi_1 = -18.83, \phi_2 = -18.83$ و $\phi_3 = -26.10)$ ۳۱
- شکل ۲-۵. موقعیت ربات در زوایای $(\phi_1 = -18.83, \phi_2 = -18.83$ و $\phi_3 = -26.10)$ در نرم افزار Matlab..... ۳۲
- شکل ۲-۶. طبقه بندی زوایای مچ پا..... ۳۳
- شکل ۲-۷. GCI بر مبنای پارامتر بی بعد a/b..... ۳۵
- شکل ۲-۸. GSI بر مبنای پارامتر بی بعد a/b..... ۳۶
- شکل ۲-۹. ربات طراحی شده در نرم افزار Catia در زوایای دوران مختلف..... ۳۷
- شکل ۳-۱. شماتیک سیستم نیوماتیک..... ۴۳
- شکل ۳-۲. حجم کنترل و جریان جرمی ورودی و خروجی..... ۴۴
- شکل ۳-۳. دیاگرام بلوکی سیستم کنترل فشار محفظه‌ها..... ۴۹
- شکل ۳-۴. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امیدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۳۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۳ کیلوگرم..... ۵۱
- شکل ۳-۵. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امیدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۳۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۱ کیلوگرم..... ۵۱
- شکل ۳-۶. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امیدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۳۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۲ کیلوگرم..... ۵۲
- شکل ۳-۷. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امیدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۱۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۲ کیلوگرم..... ۵۲
- شکل ۳-۸. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امیدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۱۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۱ کیلوگرم..... ۵۳

- شکل ۳-۹. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امپدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۱۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۳ کیلوگرم.....۵۳
- شکل ۳-۱۰. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امپدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۲۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۱ کیلوگرم.....۵۴
- شکل ۳-۱۱. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امپدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۲۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۲ کیلوگرم.....۵۴
- شکل ۳-۱۲. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امپدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۲۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۳ کیلوگرم.....۵۵
- شکل ۳-۱۳. تعقیب فشار مرجع سینوسی در فرکانس ۱ هرتز، فشار مرجع ۴ بار و دامنه فشار ۱ بار.....۵۵
- شکل ۳-۱۴. تعقیب فشار مرجع سینوسی در فرکانس ۱ هرتز، فشار مرجع ۴ بار و دامنه فشار ۲ بار.....۵۶
- شکل ۴-۱. بلوک-دیاگرام شبیه‌سازی سیستم سرونوماتیک (Matlab/Simulink).....۵۹
- شکل ۴-۲. کارت اکتساب داده PCI 1710.....۶۰
- شکل ۴-۳. شماتیک شیر سرونوماتیک ۵/۳.....۶۱
- شکل ۴-۴. ساختار داخلی شیر سرونوماتیک ۵/۳.....۶۲
- شکل ۴-۵. نحوه اتصال پورت‌های شیر.....۶۲
- شکل ۴-۶. تصویر سیستم سرونوماتیک.....۶۳
- شکل ۴-۷. شماتیک سیستم سرونوماتیک.....۶۳
- شکل ۴-۸. پای ربات طراحی شده در نرم افزار catia.....۶۵
- شکل ۴-۹. پای ربات طراحی شده در نرم افزار catia از نمایی دیگر.....۶۵
- شکل ۴-۱۰. تصویر پای ربات ساخته شده.....۶۶
- شکل ۴-۱۱. تصویر اتصالات پای ربات.....۶۶
- شکل ۴-۱۲. بلوک-دیاگرام مشاهده‌گر فشار.....۶۷
- شکل ۴-۱۳. نمودار دبی بر حسب جریان الکتریکی.....۶۷
- شکل ۴-۱۴. موقعیت پیستون به ازای جریان‌های مختلف شیر.....۶۸
- شکل ۴-۱۵. سرعت پیستون متناسب با موقعیت پیستون به ازای جریان‌های مختلف شیر.....۶۹
- شکل ۴-۱۶. شتاب پیستون به ازای جریان‌های مختلف شیر.....۶۹
- شکل ۴-۱۷. فشار محفظه اول به ازای جریان‌های مختلف شیر در طی حرکت پیستون به انتهای کورس.....۷۰
- شکل ۴-۱۸. فشار محفظه دوم به ازای جریان‌های مختلف شیر در طی حرکت پیستون به انتهای کورس.....۷۰

- شکل ۴-۱۹. مقایسه فشار بدست‌آمده از ترنسمیتر و مشاهده‌گر فشار به ازای موقعیت مطلوب ۱۰ سانتی‌متر و جریان ۴ میلی‌آمپر در محفظه‌ی ۱..... ۷۱
- شکل ۴-۲۰. مقایسه فشار بدست‌آمده از ترنسمیتر و مشاهده‌گر فشار به ازای موقعیت مطلوب ۱۰ سانتی‌متر و جریان ۴ میلی‌آمپر در محفظه‌ی ۲..... ۷۱
- شکل ۴-۲۱. مقایسه فشار بدست‌آمده از ترنسمیتر و مشاهده‌گر فشار به ازای موقعیت مطلوب ۱۰ سانتی‌متر و جریان ۸ میلی‌آمپر در محفظه‌ی ۱..... ۷۲
- شکل ۴-۲۲. مقایسه فشار بدست‌آمده از ترنسمیتر و مشاهده‌گر فشار به ازای موقعیت مطلوب ۱۰ سانتی‌متر و جریان ۸ میلی‌آمپر در محفظه‌ی ۲..... ۷۲
- شکل ۴-۲۳. مقایسه فشار بدست‌آمده از ترنسمیتر و مشاهده‌گر فشار به ازای موقعیت مطلوب ۱۰ سانتی‌متر و جریان ۱۱ میلی‌آمپر در محفظه‌ی ۱..... ۷۳
- شکل ۴-۲۴. مقایسه فشار بدست‌آمده از ترنسمیتر و مشاهده‌گر فشار به ازای موقعیت مطلوب ۱۰ سانتی‌متر و جریان ۱۱ میلی‌آمپر در محفظه‌ی ۲..... ۷۳
- شکل ۵-۱. دیاگرام جسم آزاد پای ربات..... ۷۷
- شکل ۵-۲. دیاگرام جسم آزاد مجری نهایی..... ۷۹
- شکل ۵-۳. فشار محفظه‌های سیلندر پاهای ربات برای تولید نیروی ۲۰ نیوتن..... ۸۷
- شکل ۵-۴. فشار محفظه‌های سیلندر پای ربات برای تولید نیروی صفر..... ۸۸
- شکل ۵-۵. نیروهای اعمالی به مدل دینامیکی..... ۸۸
- شکل ۵-۶. موقعیت انتهای پاهای ربات در راستای محور Z..... ۸۹
- شکل ۵-۷. فشار سینوسی محفظه‌های سیلندر..... ۹۰
- شکل ۵-۸. نیروی متناسب با فشار محفظه‌های شکل ۵-۱۱..... ۹۰
- شکل ۵-۹. زوایای اویلر مجری نهایی..... ۹۱

فهرست جداول

جدول ۱-۲. محدودیت‌های حرکتی در زوایای میچ پا.....	۳۳
جدول ۲-۲. محدوده زوایای حرکتی مجری نهایی ربات.....	۳۷
جدول ۳-۲. اندازه پارامترهای ربات طراحی شده.....	۳۷
جدول ۱-۴. مشخصات سیستم سرونوماتیک.....	۶۴
جدول ۲-۴. مقادیر و پارامترهای سیستم نیوماتیک به کار برده شده در شبیه‌سازی.....	۶۴
جدول ۱-۵. مشخصات ربات s-3-sps.....	۸۷

فصل ۱

مروری بر ادبیات پروژه

۱-۱. پیشگفتار

زمانی که رگ‌های خون‌رسانی به مغز به هر علتی پاره و یا بسته شوند، بافت‌های مغز از اکسیژن و غذا محروم می‌شوند و بعد از چند دقیقه سلول‌های مغز شروع به مردن می‌کنند. در این وضعیت فرد دچار سکته مغزی شده است. افرادی که به این حادثه دچار می‌شوند، با ناتوانی و ضعف در هماهنگی اعضای بدن مواجه می‌شوند. این عوارض باعث اختلال در راه رفتن می‌شود و توانایی راه رفتن آن‌ها را تحت تأثیر قرار می‌دهد. علاوه بر سکته، بیماری‌های دیگری هستند که کارکرد فیزیکی بدن را دچار اختلال می‌کنند. بیماری‌هایی مانند آسیب نخاع، ضربه مغزی، تحلیل ماهیچه‌ها، اعوجاج اعضای بدن، تصلب بافت‌ها، پارکینسون، فلج اطفال و بیماری‌های اعصاب باعث بروز ناتوانی‌های حرکتی می‌شوند.

با پیشرفت روش‌های درمانی، بسیاری از این بیماری‌ها در طول زمان قابل درمانند. علاوه بر اثر مستقیمی که درمان بر روی حرکت دست یا پا می‌گذارد، سایر رفتارهایی که نیاز به تمرکز و هماهنگی دارد مانند رانندگی نیز اصلاح می‌شود. در امریکا هفتصد هزار نفر از سکته رنج می‌برند، دویست و پنجاه هزار نفر از تصلب عضلات، ده هزار نفر از عوارض آسیب نخاع، و از هر پانصد کودک یکی مبتلا به عوارض فلج نخاعی می‌شود [۱]. با افزایش جمعیت مسن، درصد ابتلا به ناتوانی‌های حرکتی بالاتر نیز خواهد رفت و حفظ سلامتی سالمندان به یکی از مسائل اجتماع تبدیل خواهد شد. بنابراین کارهای تحقیقاتی باید در جهت بهبود کارایی روش‌های توان‌بخشی باشد.

توان‌بخشی فعالیتی است که هدف آن توانمندسازی اعضای افراد از کارافتاده به‌منظور رسیدن به حداقل سطح فعالیت فیزیکی می‌باشد [۲-۴]. از آنجا که ربات‌ها قادر هستند روش‌های درمانی سنتی را با افزایش دقت و ارتباط مناسب با بیمار انجام دهند [۵]، در سطح دنیا تحقیقات زیادی جهت طراحی و ساخت مکانیزم‌های مختلف جهت کمک به فرایند توان‌بخشی صورت می‌پذیرد [۶]. از این میان توان‌بخشی مچ دست و پا جایگاه ویژه‌ای دارد. مفاصل انتهایی دست و پا همواره در معرض آسیب‌های متعددی هستند. مچ دست و مچ پا به خاطر درجات آزادی بالای حرکتی از یکسو مشکلات جدی‌تری داشته و بهبود آن نیز پیچیده‌تر است. کارهایی که در زمینه مچ پا انجام شده به نسبت کارهایی که در زمینه مچ دست انجام شده، این امر را نشان می‌دهد که مچ پا برای توان‌بخشی رباتیک مناسب‌تر است. از این‌رو در این رساله به دنبال طراحی و کنترل یک ربات توان‌بخش جهت انجام عمل توان‌بخشی مچ پا هستیم.

در فرایند توان‌بخشی مدرن نیاز به ربات‌هایی است که بتوانند تعامل موفق نیرویی با محیط پیرامون خود داشته باشند تا از آسیب رساندن به محیط (بدن انسان) جلوگیری شود. از طرف دیگر بیمار همواره تمایل دارد در مسیر دلخواه خود حرکت کند. به همین خاطر است که کنترل امپدانس

در کارهای توان بخشی نسبت به منطبق‌های کنترلی دیگر مثل کنترل موقعیت، کنترل نیرو ارجحیت پیدا کرده است. چرا که با استفاده از این منطق کنترلی می‌توان علاوه بر این که حرکت ربات را در مسیر خاصی قرار داد، نیروهای تعاملی میان بیمار و ربات را نیز به‌طور ضمنی کنترل کرد تا مقدار این نیروها در محدوده قابل اطمینان توان بخشی قرار گیرد [۷].

فیزیوتراپی ساده‌ترین و ابتدایی‌ترین معنی توان بخشی است. فیزیوتراپی مجموعه‌ای از فعالیت‌های تکراری عادی زیر نظر فیزیوتراپ برای برگرداندن توان حرکتی بیمار می‌باشد. مسائلی مانند کمبود پزشک و هزینه انتقال بیمار به نزد فیزیوتراپ یا بالعکس از جمله مواردی هستند که هزینه فیزیوتراپی را افزایش می‌دهند و ضرورت وجود ابزاری که جای‌گدین آن شود را مشخص می‌کنند.

بر اساس مشاهدات، هر چه جلسات توان بخشی طولانی‌تر باشد اثر مثبتی بر پیشرفت حرکتی دارند. اما بازتوانی به وسیله فیزیوتراپ کار خسته‌کننده‌ای است و زمان انجام آن محدود به خستگی و کمبود تعداد فیزیوتراپ‌هاست. پیامد منفی دیگر این است که زمان لازم برای تمرینات داده نمی‌شود. به علاوه تمرین به وسیله فیزیوتراپ قابلیت تکرارپذیری و اندازه‌گیری پیشرفت و عملکرد بیمار را ندارد و این تمرینات با کار زیاد و فشار بدنی بر روی فیزیوتراپ همراه است. از آنجا که تعداد بیماران زیاد و کار با آن‌ها زمان‌بر است، جای‌گدینی ربات با انسان بسیار مفید به نظر می‌رسد.

هدف از ساخت ربات‌های توان بخشی این است که ابزاری برای آموزش فیزیکی معلولین باشند که بتوان آن را برای بیماران در بیمارستان و همچنین در منزل استفاده کرد. این ربات‌ها عضو بیمار را به طریقه‌های مختلف به حرکت وا می‌دارند. ربات، حرکات زندگی روزانه را برای بیمار شبیه‌سازی می‌کند. عضو ناتوان بیمار می‌بایست در هنگام آموزش با مجری نهایی ربات تماس داشته باشد. از آنجا که نیروی کشش بیش از اندازه ممکن است از محدوده فعالیت عضو ناتوان بیشتر شود و به عضو آسیب برساند، تعامل صحیح بین بیمار و مجری نهایی ربات باید همواره در نظر گرفته شود. سیستم کنترل باید بتواند با همه‌ی حالات درست کار کند و در مواقعی بین کنترل فاکتورهای مختلف سوئیچ کند. با توان بخشی به وسیله ربات طول و تعداد جلسات تمرین افزایش و تعداد فیزیوتراپ‌های موردنظر کاهش می‌یابد. البته بازتوانی به کمک ربات، شکل اتوماتیک بازتوانی نیست ولی درواقع سیستماتیک، قابل تعیین و قابل سنجش است. در مجموع می‌توان گفت تمرینات طولانی به وسیله ربات تنها راه آموزش‌های شدید عضو و روش مقرون‌به‌صرفه بازتوانی‌های کلینیکی است. بنابراین فراهم کردن ابزاری که بتوان به کمک آن ربات‌های توان بخش را کاراتر و مفیدتر ساخت، بسیار مورد توجه قرار گرفته است. از جمله مهم‌ترین این ابزارها سیستم کنترلی است که بتواند به بهترین شکل ضمن حفظ ایمنی بیمار کارایی او را به حداکثر برساند و تمریناتی متناسب با فعالیت‌های روزانه داشته باشد.

۱-۲. نگاهی به گذشته ربات‌های توان‌بخش

سابقه ربات‌های توان‌بخش به بیش از چهل سال پیش برمی‌گردد. اولین مکانیزمی که می‌توان آن را ربات توان‌بخش نامید در اوایل دهه ۱۹۶۰ بنام کیس^۱ ساخته شد که شامل یک مکانیزم چهار درجه آزادی بود که می‌توانست دست افراد فلج را حرکت دهد [۸]. در سال ۱۹۶۹ یک ربات شش درجه آزادی بنام رانچو گلدن ارم^۲ در کالیفرنیا ساخته شد که از هرگونه کنترلی بی‌بهره بود و از هفت هفت سوئیچ در مود متوالی برای حرکت دادن این دستگاه برقی در فضا استفاده می‌شد [۹]. در زمینه ربات‌های توان‌بخش در اواسط دهه ۱۹۷۰ کار دقیقی شروع شد. برای اولین بار ربات صنعتی بازتوانی را رسلر و پیسلاک در دانشگاه هیدلبرگ ساختند و مجری نهایی آن را در یک محیط ساختاریافته کنترل کردند [۱۰]. پروژه مشابهی با شرکت سیمون و اشمایزر در دانشگاه جان هاپکینز در سال ۱۹۷۴ انجام شد که یک پروتز کامل را به‌عنوان لینک نهایی بر روی ربات چهار درجه آزادی جان هاپکینز به کار بردند. این مکانیزم نیز هیچ سنسوری برای فیدبک نداشت و دارای امکانات زیادی از جمله کار با دفترچه تلفن و دیسک‌های کامپیوتری بود که به‌طور ساده ولی هوشمندانه‌ای قرار داشتند و به وسیله بیمار قابل دسترسی بودند. از میانه دهه ۸۰ تلاش‌های چشم‌گیری برای ساخت و بهبود ربات‌های توان‌بخش انجام گرفت. به‌زودی ربات‌های ارباب-برده معرفی شدند که هدف از ساخت آن‌ها سیستم‌های کار از راه دور بود که به افراد ناتوان اجازه می‌داد ربات را برای انجام کارهایی از جمله حرکت سریع در یک مسیر پیچیده، لمس یک سطح با نیروی دلخواه، کاهش یا افزایش نیرو، پیگیری یک سطح یا مسیر و حس کردن محل دست بدون استفاده از بینایی کنترل کنند.

در سال ۱۹۸۳ ربات اسپارتاکوس در فرانسه بر اساس کاری که برای صنایع هسته‌ای انجام شده بود، به وجود آمد. این ربات دارای درجه امنیت بالایی بود و ساخت آن باعث فراهم کردن مقدمه‌ای برای ساخت ربات‌های دیگر شد. ماسون در سال ۱۹۷۸ در انجمن حمایت از سربازان در نیویورک برای اولین بار بازوی ربات را بر روی یک صندلی چرخ‌دار وصل کرد. این طرح دارای چهار درجه آزادی بود که اجازه رسیدن آن به سقف یا کف زمین را نیز می‌داد. یکی از برجسته‌ترین کارهای انجام‌شده از اوایل ۱۹۸۰ در دانشگاه استنفورد به وسیله لیفر و در بیمارستان پالواتو به وسیله وندرلوس انجام شد. کارهای آن‌ها منجر به ساخت چند ربات با استفاده از ربات پوما^۳ ۲۶۰ شد. پوما یک ربات صنعتی با ویژگی‌های قابل‌توجه است که می‌تواند در توان‌بخشی مورد استفاده قرار گیرد و سازندگان آن را تا حد زیادی ارتقا داده‌اند. در کانادا ربات شش درجه‌ای بنام ریجنسیس^۴ ساخته شد

¹ Case

² Rancho Golden Arm

³ Puma

⁴ Regenesys

که امکان حرکت بر روی تخت یا میز را هم داشت [۱۱].

در انگلستان در سال ۱۹۸۶ ربات‌هایی از نوع موار^۱ ساخته شد که شامل یک پومای کوچک که بر روی یک ربات متحرک نصب می‌شد و دارای یک دوربین بود که می‌توانست در یک اتاق دیگر کار کند. از دیگر ربات‌هایی که در فیزیوتراپی به کار می‌روند می‌توان مایم^۲ را نام برد که از دو ربات بازوی پوما استفاده می‌کند [۱۲]. این ربات در سال ۲۰۰۱ در پالالتو برای درمان بالاتنه ساخته شده و در دو مود فعال و غیرفعال و در حالت متقارن برای هر دو سمت بدن قادر به کار است. با استفاده از این ربات بیمار باید عضو سالم و ناتوان خود را به‌طور همزمان بکار ببرد. ربات مانوس^۳ که در دانشگاه MIT در سال ۲۰۰۰ ساخته شد نیز برای بیماران سکته‌ای بوده است و اکنون یکی از پرفروش‌ترین و مشهورترین ربات‌های توان‌بخش است [۱۳]. ربات دیگر برای بیماران معلول، جنتل^۴ نام دارد که یک اتاق سه‌بعدی مجازی دارد و بیمار را تشویق به حرکت می‌کند [۱۴]. در این ربات که در سال ۲۰۰۱ ساخته شد، محدودیت‌هایی برای امنیت بیمار در ربات در نظر گرفته شده است که عبارت‌اند از: محدودیت در سرعت، نیرو ناحیه جابجایی و جبران گرانش در نقاط انتهایی. استفاده از این ربات‌ها به‌علاوه ساخت محیط‌های مجازی روش‌هایی است که توجه متخصصان را جلب کرد و به‌زودی ایده استفاده از محیط‌های مجازی برای توان‌بخشی ارائه شد. به عنوان مثال یک ربات سه‌درجه آزادی بنام ایمول^۵ برای بالاتنه ساخته شده که از محیط مجازی نیز بهره می‌گیرد. برای کنترل ربات، روش فعال کنترل امپدانس بکار رفته است. سایر ربات‌هایی که از محیط‌های مجازی استفاده می‌کنند عبارت‌اند از: فانتوم^۶ که در آمریکا به‌وسیله شرکت سنسبل^۷ ساخته شده و هپتیک مستر که در هلند به وسیله شرکت اف.سی.اس رباتیک^۸ ساخته شده است. اشکال ذیل انواع ربات‌های توان‌بخش را نشان می‌دهند.

¹ MoVAR (Mobile Vocational Assistive Robot)

² MIME

³ MANUS

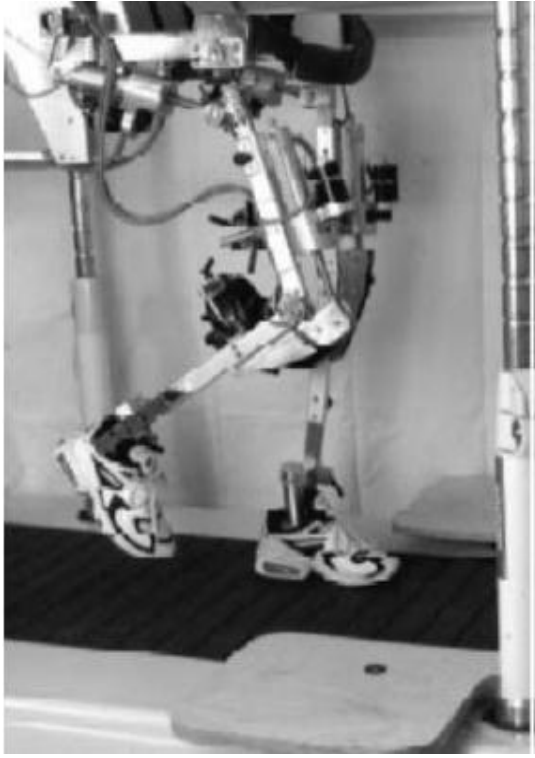
⁴ GENTLE

⁵ EMUL

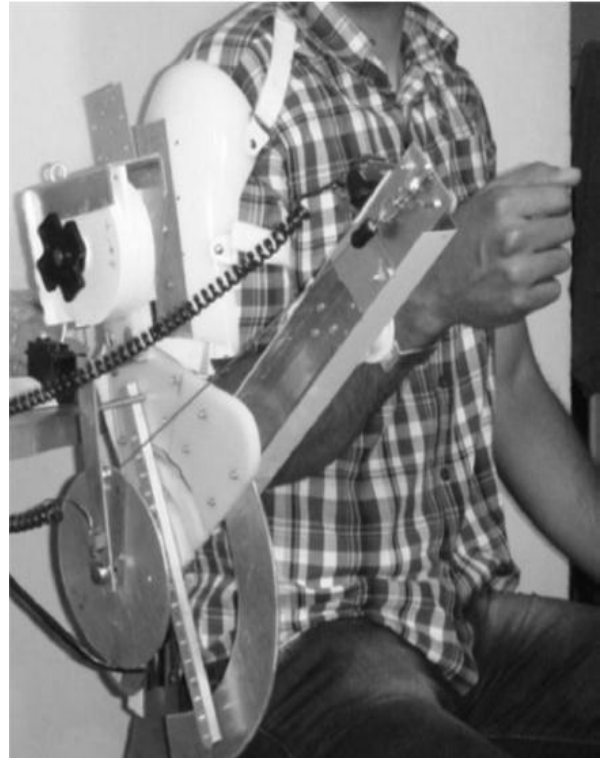
⁶ PHANToM

⁷ Sensable

⁸ FCS Robotics



شکل ۱-۲. ربات ۴ درجه لوکومات با سیستم جبران وزن [۱]



شکل ۱-۱. ربات توان بخشی آرنج [۲]



شکل ۱-۴. ربات ARMIN



شکل ۱-۳. ربات توان بخش EMUL



شکل ۱-۶. ربات LOPES [۱۵]



شکل ۱-۵. ربات توان بخشی اگروال و همکاران

۱-۳. دسته بندی ربات های توان بخش

ربات های توان بخش به دو گروه بالاتنه و پایین تنه دسته بندی می شوند. ربات های بالاتنه عموماً برای توان بخشی بازو، ساعد یا انگشتان استفاده می شوند. و ربات های پایین تنه برای توان بخشی زانو، ران، لگن، مچ و کف پا بکار رفته اند. ربات هایی که برای درمان زانو ساخته شده اند نیز ربات پایین تنه هستند، ولی مقصود کلی از ربات پایین تنه، اکثراً رباتی است که در هنگام کار باید تعادل وزن بیمار^۱ را حفظ کند و بیمار در حین کار با آن در حالت ایستاده است. فرق توان بخشی بالاتنه و پایین تنه این است که وزن بدن روی پایین تنه است و در از بین رفتن تعادل بدن پایین تنه نقش دارد. ربات بالاتنه کنترل دقیق تر دارد اما ربات پایین تنه باید دارای دینامیک دقیق تری باشد. برای ربات بالاتنه می توان از درجات آزادی کم استفاده کرد اما برای ربات های پایین تنه ای که مثلاً در قدم برداشتن کمک می کنند درجات آزادی بیشتری لازم است. در ربات های پایین تنه که هر دو پا با هم کار می کنند مسئله هماهنگی بسیار مهم تر است. ربات های بالاتنه از تکنولوژی واقعیت مجازی برای کار خود سود می برند، در حالی که برای ربات های پایین تنه این موضوع بندرت دیده می شود. اکثر تحقیقات انجام شده بر روی بالاتنه بوده است.

در یک تقسیم بندی دیگر ربات های توان بخش به دو گروه اسکلت خارجی و عملگر نهایی تقسیم

¹ Static balancing

می‌شوند. اسکلت خارجی رباتی است که به شکل یکی از اعضای بدن ساخته شده و در چند نقطه به عضو ناتوان متصل می‌شود و آن را به همراه خود حرکت می‌دهد. حسن استفاده از اسکلت خارجی این است که همواره از عضو ناتوان حمایت می‌کند و در بدست آوردن هماهنگی حرکتی نیز مفیدتر است. شکل (۱-۲) یک ربات لوکومات^۱ را نشان می‌دهد که چهار درجه آزادی دارد و برای بهبود قدم برداشتن مفید است. لوکومات یک اسکلت خارجی پایین‌تنه است. ربات‌های اسکلت خارجی به شکل آناتمی بازو نیز ساخته شده‌اند و در چندین نقطه به عضو متصل می‌شوند. درعین‌حال طراحی آن‌ها پیچیده است و اتصالات آن باید دقیقاً موازی با مفاصل بیمار باشد. کنترل این ربات‌ها به دلیل تعداد اتصالات و لزوم هماهنگی آن‌ها با یکدیگر نسبت به ربات‌های نوع دیگر مشکل‌تر است. در مقابل اسکلت خارجی باید از عملگر نهایی نام برد که تنها در یک نقطه به عضو ناتوان متصل است. عملگر نهایی میزان تعامل نیرویی بسیار بیشتری نسبت به اسکلت خارجی دارد و بیمار در حین کار با آن احساس آزادی بیشتری می‌کند. طراحی این ربات‌ها در مقایسه با اسکلت خارجی ساده‌تر است. ولی در هنگام انجام بازتوانی اعضای حرکتی را حمایت نمی‌کنند و نیروی آن‌ها صرفاً در یک نقطه از عضو اعمال می‌شود. در تقسیم‌بندی آخر ربات‌های توان‌بخش به دو گروه همکار^۲ و درمانگر^۳ تقسیم می‌شوند. ربات‌های همکار به بیمار کمک می‌کنند که کارهای زندگی روزمره را انجام دهد و انگیزه درمانی در کار نیست. ولی ربات‌های درمانگر برای افزایش توانایی حرکتی بیمار بکار می‌روند. ربات‌هایی که در اشکال بالا دیده می‌شود همگی از نوع درمانگر هستند. بیشتر آن‌ها در زمینه درمان بیماران پس از سکته‌های مغزی فعالیت می‌کنند.

۴-۱. توان‌بخشی مچ پا

مفصل مچ پای انسان یک ساختار استخوانی بسیار پیچیده در اسکلت بدن است و در حین حرکت نقش مهمی را در حفظ تعادل بدن بازی می‌کند. در واقع مچ پا معمول‌ترین محل آسیب‌های رگ به رگ شدگی^۴ در بدن انسان است که بروز آن در ایالت متحده بیش از ۲۳۰۰۰ مورد در هر روز است. همچنین از این آسیب حدود ۱۰۰۰۰۰ مورد پذیرش در بخش اورژانس در هر سال در استرالیا برآورد شده است [۱۶]. در نیوزلند، در سال ۲۰۰۰ تا ۲۰۰۱ بیش از ۸۲۰۰۰ مطالبه جدید و ۱۷۲۰۰ مطالبه در حال بررسی مرتبط با آسیب‌های مچ پا از موسسه جبران حوادث درخواست شده است که هزینه‌ای بالغ بر ۳۱,۸ میلیون دلار برای نیوزیلند برآورد شده است و مطالبات مرتبط با مچ پا

^۱ Lokomat

^۲ Assistive

^۳ Therapeutic

^۴ sprain

چهارمین مورد پرهزینه برای این موسسه بوده است. به علاوه، آسیب‌های نورولوژیکی^۱ مثل سکت، آماس مغزی^۲ و جراحات نخاعی^۳ نیز منجر به ناتوانی مفصل مچ پا شده‌اند. در ایالت متحده، حداقل ۷۵۰۰۰۰ تصادف و سکت‌های بازگشت‌کننده روی داده است که نرخ شیوع آن حدود ۲۰۰ تا ۳۰۰ بیمار از هر ۱۰۰۰۰۰ نفر در سال ۱۹۹۵ بوده است [۱۷]. اما بیش‌ترین تأثیر بر بیماران دارای ناتوانی‌های مفصل مچ پا و بر اعضاء خانواده‌شان معمولاً به خاطر عدم بهبود طولانی‌مدت، محدودیت فعالیت‌های بیمار و کاهش مشارکت او است.

آسیب‌های مچ پا به‌طور سنتی از طریق فیزیوتراپی توان‌بخشی می‌شوند اما شواهد نشان می‌دهد که بدون توان‌بخشی کافی، ۴۴٪ از مردم در آینده مشکل خواهند داشت و با بی‌حرکی به‌طور قابل‌توجه‌ای کنار می‌آیند و علاوه بر آن شیوع آسیب دوباره بالاست؛ تقریباً ۳۸٪ مردم محدودیت‌های فعالیت متناوب خواهند داشت که بر عملکردشان تأثیر می‌گذارد [۱۸]. به علاوه، در طول یک درمان توان‌بخشی، همکاری و تلاش‌های شدید درمانگران و بیماران در طول جلسات طولانی موردنیاز است. فناوری رباتیک می‌تواند درمانگاه‌های توان‌بخشی را از حجم عملیات بالای نیروی انسانی^۴ به عملیات فناوری یاور تغییر دهد و همچنین یک جریان غنی از داده‌ها فراهم کند که می‌تواند تشخیص بیماری، سفارشی کردن درمان و حفظ سوابق بیمار را در درمانگاه و در خانه تسهیل کند. بنابراین دستگاه‌های رباتیک توسط برخی گروه‌های تحقیقاتی برای توان‌بخشی مفصل مچ پای انسان به وجود آمده‌اند [۱۹، ۲۰]. هم اکنون، دو نوع مهم از دستگاه توان‌بخشی مفصل مچ پا وجود دارد: مواردی که پوشیدنی هستند و اساساً هدفشان بهبود عملکرد مچ پا در حین راه رفتن است و نوع دوم مواردی هستند که دستگاه مبتنی بر پلت فرم^۵ هستند که تنها بر بهبود عملکرد مچ پا متمرکزند [۲۱-۲۳].

اما در مورد اثرات درمان با کمک ربات بر بهبود ناتوانی‌های مچ پا و مؤثرترین مداخله برای یک مورد خاص چیزهای کمی شناخته شده است. هدف از آن بازبینی نظام‌مند، فراهم کردن یک بررسی جامع و ارزیابی شواهد انتشاریافته در مورد اثربخشی درمان ربات-یاور است که برای کمک به بهبود مچ پای انسان از آسیب‌های نورولوژیکی یا اسکلتی-عضلانی استفاده شده است.

پژوهش‌ها بر اساس نوع دستگاه استفاده شده برای توان‌بخشی مچ پا با کمک ربات به دو حوزه کلی گروه‌بندی شده بودند. یک مورد ربات توان‌بخش مچ پا مبتنی بر پلت فرم و دیگری ربات توان‌بخش قابل پوشیدن بود.

¹ Neurologic injuries

² traumatic brain

³ spinal cord injuries

⁴ labor-intensive

⁵ platform based

۱-۴-۱. ربات‌های توان‌بخش مچ پا مبتنی بر پلت فرم

همانطور که در شکل ۱-۷ مشاهده می‌شود، این دستگاه‌ها یک پایه ثابت دارند بنابراین نمی‌توانند در طول آموزش راه رفتن استفاده شوند [۲۴]. مکانیزم‌های مشابه اساساً برای سیستم‌هایی با چندین درجه آزادی استفاده شده‌اند تا از اندازه ربات‌ها بکاهند. به جزء دستگاه‌های مبتنی بر پلت-فرم استوارت که قادر به حرکت با ۶ درجه آزادی هستند، بیشتر محققان طرح‌هایی را انتخاب کرده‌اند که دو یا سه درجه آزادی را در حرکت چرخشی پیشنهاد می‌دهند.

دامنه‌ای از دستگاه‌های مبتنی بر پلت‌فرم توسط محققان با هدف توان‌بخشی مچ پا ساخته شده‌اند. آن‌ها معمولاً طراحی شده‌اند تا ورزش‌های توان‌بخشی مختلفی همچون حرکت درمانی و آموزش تقویت عضلات را انجام دهند. حرکت درمانی می‌تواند به دو ورزش منفعل و ورزش‌های فعال و کمک فعال تقسیم شوند که هر کدام نیاز به سطوح متفاوتی از مشارکت بیماران دارند و دامنه آن‌ها از تلاش بدون فعالیت در ورزش‌های منفعل تا حرکت‌های اجراشده کاربران سالم در ورزش‌های فعال است. از طرف دیگر آموزش مقاومت نیاز به ربات‌هایی دارد تا یک فشار مقاومتی را به کار ببرند تا از حرکت کاربران جلوگیری کنند و مقاومت عضلات را بهبود بخشند.

سیستم توان‌بخش مچ پا راتگر^۱ که در شکل ملاحظه می‌شود در ۹ پژوهش [۴، ۵، ۲۵-۳۱] پذیرفته شده بود. تمام این پژوهش‌ها به جز [۴] بر پیشرفت و تأثیرات این سیستم متمرکز شده بودند. پژوهش [۴] از یک طرح RCT استفاده و نشان داده بود که سیستم واقعیت مجازی ربات در مقایسه با تنها خود ربات نتایج بهتری داشته است، رباتی که پیشرفت‌هایش متوسط بودند و به تغییرات رفتاری یا کاربردی خاصی در راه رفتن افراد بعد از سکتة منجر نشده بود. دو پژوهش [۲۷، ۲۹] سیستم مجازی راتگر را پذیرفته بودند تا توان‌بخشی پس از سکتة را اجرا کرده و تأثیرات را بر اساس معیارهای مختلف ارزیابی کنند. یک مورد سرعت راه رفتن و بالا رفتن بود و دیگری حرکت پا و مچ پا، تولید نیرو، هماهنگی و توانایی پیاده‌روی و بالا رفتن از پله‌ها بود. نتایج نشان داده است که توان‌بخشی انتهایی‌ترین اندام در مورد افراد پس از سکتة نویددهنده بود [۲۹] و توانست راه رفتن را بهبود بخشد [۲۷، ۳۱] و سرعت بالا رفتن نتیجه را در تحقیق [۲۹] را در طی دو ماه مطالعه که در آن سه فرد پس از سکتة حاد تحت توان‌بخشی بر روی انتهایی‌ترین اندام بودند، بیشتر تغییر دهد. نسخه دوم ربات مچ پا راتگر استفاده‌شده در پژوهش [۲۶] از توان‌بخشی مچ پا مبتنی بر واقعیت مجازی با تأثیرات لمسی سطح فشار کار استفاده شده بود تا تجربه بیمار را افزایش داده و از خستگی آن‌ها بکاهد. نتایج از طریق طرح‌های تک موردی با سه شرکت‌کننده نشان داده است که تقویت

¹ Rutgers

توانایی‌ها برای برخی از عضلات مچ پا بهبود یافته بود، و اثرات لامسه‌ای دخالتی در توانایی بیماران در استفاده از پلت‌فرم‌ها نداشت. سایوی^۱ در تحقیق [۲۵]، ربات توان‌بخش مچ پا به‌روز شده راتگر را پیشنهاد داده تا اجازه دهد تا افراد جوان مبتلا به فلج به توان‌بخشی دسترسی داشته باشند. نتیجه این بود که عملکرد و کیفیت زندگی بیماران بعد از ۳۶ جلسه توان‌بخشی، بر اساس افزایش قدرت مچ پا و کنترل قدرت، بهبود یافته بود. بوردا^۲ در تحقیق [۲۱]، نتیجه را از طریق یک تست بر روی سه کودک مبتلا به فلج و معیار ارزیابی وسیع‌تر بیشتر مشخص کرده بود. توان‌بخشی از راه دور مبتنی بر واقعیت مجازی شامل مفصل مچ پا راتگر همراه با یک کامپیوتر شخصی متصل به پک کامپیوتر از راه دور از طریق اینترنت است که در تحقیق [۵] بر روی ۶ بیمار پس از سکتته ارزیابی شده بودند. در طول انتقال از هفته سوم به چهارم عملکرد از نظر صحت در حرکت مچ پا، مدت ورزش، سودمندی آموزش، قدرت مکانیکی مچ پا و تعداد تکرار، کاهش نمی‌یابد. دو پژوهش [۲۸،۳۰] شامل توان‌بخشی ارتوپدی با استفاده از کنش لمسی مچ پا راتگر است. در [۲۸] یک آزمون اثبات مفهوم از بیمار یافته است که این دستگاه می‌تواند برای توان‌بخشی مچ پا در بیمارانی با کم یا بیش تحرکی مچ پا در مقایسه بین مچ پای سالم و آسیب‌دیده استفاده شده باشد. به‌علاوه، [۳۰] سه گزارش موردی در مورد توان‌بخشی آسیب‌های اسکلتی-عضلانی با استفاده از کنش لمسی مچ پا راتگر را ارائه داده بود. نتایج، بهبود در دامنه حرکات، توانایی تولید نیرو، کار مکانیکی مچ پا را در طی ۶ جلسه توان‌بخشی نشان داده بود. اما سطح اثبات این مقالات که شامل مچ پا راتگر بود، نسبتاً پایین بود.

روی هم رفته، توان‌بخشی مچ پا با استفاده از مفصل مچ پا راتگر مبتنی بر واقعیت مجازی در مقایسه با تنها ربات مچ پا راتگر براساس تست‌گیری از ۴۵ شرکت‌کننده (یک کودک فلج مغزی و ۴۴ فرد پس از سکتته یا آسیب‌های عضلانی - اسکلتی متنوع)، امیدوارکننده‌تر بود. تأثیر مهم آن احتمالاً به خاطر کاهش خستگی پایانی کاربران بود.

توان‌بخشی از طریق کشیدن مچ پا در ۵ پژوهش [۳۲-۳۶] انجام شده بود. یک دستگاه هوشیار کششی در تحقیق [۳۵] ساخته شده بود تا مچ پاهای اسپاسمی یا انقباضی حاصل از آسیب‌های نورولوژیکی را درمان کند. این دستگاه مچ پا را بدون خطر تا بی‌نهایت به حالت عقب و کف پا می‌کشید، تا جایی که اوج یک نیروی مقاومت خاص بدست می‌آمد، حالت اسپاسمی و انقباضی مهم بودند، و سپس مچ پا برای یک مدت‌زمانی در بالاترین وضعیت نگه‌داشته می‌شد تا باعث شود که قبل از اینکه به بالاترین وضعیت دیگری حرکت کند، استرس کاهش یابد. این باعث شده بود که درمان نسبت به روش‌های موجود از نظر دامنه حرکات فعال و منفعل، کوفتگی مفصل‌ها، رطوبت دادن لزوج و

1 Cioi
2 Burdea

واکنش هیجان آور در نمونه بیماران اسپاسمی مؤثرتر باشد. سیلیس^۱، در تحقیق [۳۴] تأثیرات درمانی دستگاه هوشیار کششی را از طریق سری طرح‌های تک موردی بیشتر مشخص کرده و میزان نتایج بیشتر بهبودهایی را بدست آورده بود که شامل تقویت عضلانی مازاد، سرعت پیاده‌روی و تجربه معقول افراد بود. والدمن^۲، در مقاله [۳۶] یک ربات قابل حمل را عنوان کرده بود که برای توان‌بخشی مچ پا بعد از سکته استفاده شده است. هر جلسه آموزش در این آزمون شامل آموزش کشش منفعل تحت کنترل هوشیار و آموزش حرکت فعال بیوفیدبک از طریق برانگیختن بازی‌هایی با ربات است که در صورت نیاز کمک یا مقاومت را فراهم می‌کند. بعد از ۱۸ جلسه آموزش، ۸ نفر در دامنه خم شدن به عقب فعال، تقویت عضلانی خم شدن به عقب و تعادل شدید بهبود داشتند. این بهبودها همچنان شش هفته بعد از اتمام پژوهش مشاهده شده بود. چنین دستگاهی با آموزش مشابه نیز برای توان‌بخشی نقص‌های LE^۳ در کودکان با فلج مغزی استفاده شده بود و نتایج، حاکی از بهبود در خواص بیومکانیکال مفصلی، عملکرد کنترل قدرت و توانائی در عملکرد در تعادل و حرکت بود [۳۲]. اگرچه مقالات متعدد بهبودهای خاصی را در عملکرد مچ پا یا راه رفتن نشان داده‌اند، روشی که به وسیله آن این کار صورت می‌گیرد ناشناخته است. دیگر انواع آموزش‌ها با کمک یا مقاومت ربات مبتنی بر بازی در طول کشش منفعل تحت کنترل هوشیار و آموزش فعال بیوفیدبک مقایسه نشده‌اند. هوما^۴، در مقاله [۳۷] یک دستگاه ورزشی خم‌شدن به عقب یا کف پا برای مچ پا با مفصل مکانیکی منفعل ساخته بود و تأثیر آن با توزیع فشار بر کف پاها ارزیابی شده بود. اینکه آیا این توزیع فشار می‌تواند به‌عنوان شاخصی از بهبود استفاده شود مشخص نیست و رابطه آن با داده‌های بیولوژیکی باید بیشتر بررسی شود. یک روش درمانی جدید (حرکت کمکی با افزایش حساسیت) در مقاله [۳۸] پیشنهاد شده بود. تأثیر این روش به‌عنوان یک درمان برای هموپلژی از طریق تقویت و تست‌های تعیین وضعیت مفصل و همچنین عملکرد حرکت‌دهنده ارزیابی شده بود. در مورد ۱۱ نفر با ناتوانی حرکتی LE شدید، بهبود بر روی کاربردی‌ترین تست‌ها به مدت ۶ ماه حفظ شده بود. به نظر می‌رسد این راهبرد برای بیماران سکت‌های شدید مؤثر و مناسب بوده است. اما پژوهش‌های بیشتر با سطح شواهد بالاتر باید برای مشخص کردن تأثیرات درمانی انجام شود. شکل ۱-۷ طرحی از ربات توان‌بخشی مچ پا توسط دانشگاه راتگر را نشان می‌دهد.

¹ Selles

² Waldman

³ Lower Rehabilitation

⁴ Homma



شکل ۱-۷. طرح دانشگاه rutgres برای توان بخشی عضلات مچ پا [۴]

۱-۴-۲. ربات های توان بخش مچ پا با قابلیت پوشش

این ربات ها معروف به ربات های دارای لاک یا استخوان بندی برون یا کمر بند ارتوپدی محکم هستند که در مقابل ربات های توان بخش پلت فرم ساخته شده اند [۳۹]. در این بازبینی ربات های توان بخش قابل بستن بر مچ پا اساساً به یک مچ بند پوشیدنی و مچ بند های پا- مچ اشاره می کنند. این مچ بند ها یک کمر بند تک مفصلی است که برای کمک و حمایت از حرکت مفصلی مچ پا طراحی شده است. آن یک نقش مهمی را در طول راه رفتن انسان بازی می کند. نخستین کمر بند های مچ پا در اواخر سال ۱۹۶۰ ساخته شده بود [۲۱]. برخی از این کمر بند های رباتیک اصلی در سراسر دنیا ساخته شده و برخی آزمون ها با بیماران برای ارزیابی تأثیر آن ها اجرا شده است.

سه مورد از پژوهش ها [۴۰-۴۲] یک مداخله مچ بند بسته شده، که با چشم قابل هدایت باشد و مقاومت ظاهری آن کنترل شده باشد، را برای توان بخشی مچ پیشنهاد داده و طرح های آزمون های مطابق با آن برای ارزیابی تأثیرش بر مچ پا فلج اجرا شده بود. روش کنترل به شرکت کنندگان اجازه می دهد تا در حالی که به طور اتوماتیک عملکرد خود را دنبال می کنند، بدون کمک به اهدافشان برسند؛ اما اگر شرکت کنندگان نتوانند مچ پای خود را به موقع برای رسیدن به هدف حرکت دهند، ربات یک نیروی کمی برای مچ پا فراهم می کند [۴۲]. در مقاله [۴۰] دو فرد نجات یافته از سکتة سخت، حرکات های منجر به هدف مچ پا را در دامنه حرکات خم شدن به عقب و تا کف پا را در صورت نیاز با

کمک ربات‌ها انجام دادند و قدرت مچ پای خودشان را از لحاظ دقت در رسیدن به هدف، سرعت سریع‌تر و حرکات نرم‌تر بهبود بخشیدند. این بهبودهای کوتاه‌مدت همراه با تغییراتی در قدرت EEG و انسجام بود که احتمالاً برای پیشرفت آموزش مؤثرتر استفاده از مچ‌بند مفید بوده است که ممکن است در عمل راه رفتن به دستاوردهایی تبدیل شود. روی^۱، در مقاله [۴۲] عملکرد کوتاه‌مدت قدرت مچ پا را در سکت‌های همی پرتیک از طریق مطالعه یک راهنما با بازوی انعطاف‌پذیر با ۵۶۰ بار تکرار حرکت تنها در دامنه خم شدن به عقب و تا کف پا را ارزیابی کرده است. از نظر آماری دستاوردهای مهمی بدست آمدند که با افزایش دقت در هدف‌گیری، سرعت بالاتر و حرکات نرم‌تر و تعداد اوج‌گیری‌ها در سرعت مشخص شده بود. فارستر^۲ در مقاله یک طرح آموزش مشابه را اختیار کرده بود، اما با یک طرح آزمون متفاوت و هدف آن بر تأثیراتش بر راه رفتن فلج خفیف بعد از سکت، متمرکز بود. نتایج برای استفاده از مچ‌بند کنترلی با قدرت ظاهری پیش ساخته در درمان فلج‌های خفیف بعد از سکت نویدبخش بود و آموزش مچ‌بند پا می‌توانست از نقص مچ پا بکاهد و عملکرد مچ پا را بهبود بخشد. اما اینکه آیا آموزش بستن مچ‌بند ایمنی با بازی ویدئویی و کنترل‌کننده با قدرت ظاهری تأثیرات درمانی بهتری در مقایسه با دیگر ربات‌های توان‌بخش دارد، مشخص نشده است.

رن^۳ در مقاله [۳۳] یک ربات قابل بستن را برای توان‌بخشی سکت‌های حاد درون بستری پیشنهاد داده و این وسیله همچنین آموزش کشش‌های منفعل و حرکات فعال را از طریق بازی یک مسابقه به کار برده بود. ۴ بیمار شرکت‌کننده در این آزمون از این وسیله راضی بودند و تغییرات مثبت خواص بیومکانیکی منفعل و فعال شناسایی شده بودند.

یک کمربند مربوط به پا - مچ پا فعال در مقاله [۴۳] ساخته شده بود، جایی که در آن قدرت ظاهری مفصل‌های ارتوپدی در سراسر چرخه پیاده‌روی تعدیل شده بود تا راه رفتن‌ها با حالت افتادن در حرکت را درمان کند. یک آزمون با طرح پیش و پس آزمون با دو شرکت‌کننده که افت در حرکت داشتند و سه فرد برای گروه کنترل نشان داد که یک کمربند ارتوپدی با قدرت ظاهری متفاوت ممکن است مزایای بالینی خاصی برای درمانی راه رفتن با حالت افت حرکت در مقایسه با نوع قدیمی داشته باشد. دانشگاه مشیگان از طریق ۵ شرکت‌کننده با آسیب‌های نخاعی کامل مزمن تأثیرات کمربندهای ارتوپدی قوی پا- مچ پا را ارزیابی کرده بود. آن نشان داده بود که کمک‌های مکانیکی از سمت این کمربندها بدون اینکه به‌طور خاصی در حین پیاده‌روی از فعالیت عضلانی بکاهد، نیروی جنبشی مچ پا را بهبود می‌بخشد. کمک برای خم شدن به سمت کف پا با ربات می‌تواند برای توان‌بخشی راه رفتن بدون افزایش انفعال بیماران استفاده شود. دو پژوهش [۴۴، ۴۵] یک کمربند هوشیار پا- مچ پا را

¹ Roy

² Forrester

³ Ren

ارزیابی کرده بودند. در پژوهش [۴۴] یک آزمایش با استفاده از این دستگاه با ترمزهای مغناطیسی و الگوریتم کنترلی ساخته شده بود که مشخص کرد در گروه کنترل لنگیدن در مرحله چرخش و کشیده شدن روی پاشنه پا ممانعت شده بود که بیشتر توسط بیماری با سندرم گویلین - بیر در مقاله [۴۵] تأیید شده بود. در پژوهش [۴۶] این دستگاه از تکنولوژی تاندون رباتیک با تنها یک درجه آزادی استفاده کرده بود که منجر به چرخش میچ در سطح سهمی شکل شده بود. تمام شرکت کنندگان در آن پژوهش تغییرات مثبتی را در متغیرهای کلیدی راه رفتن نشان دادند و این بهبودها بسیار دراماتیک بودند درحالی که کفش برقی پوشیده و از ترمپیل استفاده می کردند. یک کمربند قوی قابل حمل در [۳] پیشنهاد شده بود که در طول راه رفتن کمک بی حدی می کرد. این دستگاه قابل حمل هم برای خم شدن به سمت کف پا و هم نیروی خم شدن را با روش محرک دوار نیوماتیکی دوسویه فراهم کرده بود. داوطلبان سالم و یک شرکت کننده دارای سندرم کودا در این تحقیق شرکت کرده بودند. اطلاعات بدست آمده از پیاده روان سالم، قابلیت کاربرد و از داده های حاصل از افراد بیمار، توانایی برای فراهم کردن کمک برای خم شدن به سمت کف پا را فراهم کرده بود. شواهد مهمی برای حمایت از استفاده این کمربندی های ارتوپدی وجود دارد اما تفاوت های درمانی بین آنها باید بیشتر بررسی شود.

دو پژوهش [۴۷, ۴۸] تأثیر آموزش حرکتی به کمک ربات بر اسپاسم و کنترل ارادی میچ پا اسپاسمی را در افراد دارای آسیب های نخاعی کامل، ارزیابی کرده اند. نتایج نشان داد که این آموزش در کاهش اسپاسم و بهبود کنترل ارادی برای بیماران دارای آسیب نخاعی سودمند بوده است. پژوهش دیگر، داده ها را از بیماران سرپایی و بیماران ترخیص شده با مشکلات ثانویه ناشی از آسیب های مغزی، پیش و پس از آموزش حرکتی با کمک ربات از سپتامبر ۲۰۰۸ تا می ۲۰۰۹ جمع آوری کرده بود که بهبود مهمی را در خم شدگی میچ پا به سمت پایین را نشان داده بود [۴۶].

۱-۵. ایمنی و قابلیت اطمینان

به این دلیل که تقریباً تمام ربات ها بر این فرض ساخته و طراحی شده اند که ربات ها از نظر فیزیکی از انسان ها جدا شده اند، تا به امروز توجه زیادی به تکنولوژی های همزیستی ربات و انسان نشده است [۴۹]. به طور ویژه ایمنی و قابلیت اعتماد معیار ارزیابی مهمی برای طراحی مکانیکی، تحریک و ساخته های کنترلی هستند [۵۰]. در پژوهش [۲۶] کنش بین سختی پلت فرم و ارتعاشات، محدودیت های ایمنی بر روی سیستم تحمیل کرده بودند. دستگاه نام برده در تحقیق [۳۸]، غیرتهاجمی بود و تقریباً دامنه کوچکی از ارتعاش تاندون و حرکت، آن را برای استفاده ایمن می کرد. در تحقیق [۳۷]، دامنه حرکتی به کاررفته نسبت به دامنه حرکتی واقعی فرد کوچک تر بود و به اندازه

کافی کند بود تا به دلایل ایمنی از کاهش اسپاسم بکاهد. فرآیند مناسب توقف فوری باید بیشتر ارزیابی شود به این دلیل که توقف ناگهانی ممکن است باعث آسیب به پا شود. تحقیق [۲۵] پیشنهاد داده بود که بالای پلت فرم ربات یک اسنوبرد بسته شود تا به آسانی و ایمن به پای بیمار متصل شود. پژوهش [۳۳] کنترل شتاب را برای هدف ایمنی به کار برده بودند. به ویژه شتاب کشش به تدریج با افزایش نیروی مقاومت در وضعیت‌های بی‌نهایت مفصل کم می‌شد. زانگ^۱، در مقاله [۳۸] نیز از پیچ‌های ایمنی برای توقف مکانیکی استفاده کرده بود تا حرکت را محدود کند.

۱-۶. درمان بهینه مچ پا

در اینجا دلیلی وجود ندارد که باور کنیم درمان بهینه‌ای وجود داشته باشد که برای همه مناسب باشد [۵۱]. به عبارت دیگر درمان باید طبق نیازهای هر بیمار و توانایی‌ها سازمان‌دهی شود. درمان با کمک ربات می‌تواند در روش‌های مختلفی ارائه شود تا از نقص حرکتی کاسته و نتایج حرکت عملکردی را افزایش دهد. برای مثال بازی‌های درمانی با هدف مستقیم می‌توانند برای مخاطب قرار دادن نقص‌های حرکت شامل هماهنگی ضعیف، سرعت یا صحت حرکت ناقص و کاهش قدرت طراحی شده و نقص‌های ادراکی و شناختی را نیز مورد بررسی قرار دهند.

سؤال در مورد اینکه مناسب‌ترین توان‌بخشی با کمک ربات مچ پا چیست، نامشخص است. هوگان^۲، در مقاله [۵۲] مشخص کرده است که شکل درمان ممکن است بیشتر از شدت آن مهم باشد: تقویت عضلات هیچ سودی نسبت به آموزش حرکت پیشنهاد نمی‌کند. درمانگران باتجربه، ورزش‌های کمکی فعال یا کمک در صورت نیاز را فراهم کرده‌اند، که به اصل کمک به بیمار اشاره دارد، تا یک حرکت را با مقدار اندکی کمک دستی در حد ممکن انجام دهد. به علاوه نشان داده نتیجه چرخش هم در مفصل‌های مچ پا و هم ساب‌تالار، هیچ‌کدام از مفصل‌های مچ پا و مفصل‌های ساب‌تالار که به عنوان مفصل‌های ایده‌آل با محورهای ثابت چرخش و حرکت زائده ساق پا^۳ در هر مسیری عمل می‌کردند، نیستند. دقیق‌تر اینکه، کمک مفصل مچ پا به خم شدن روی پا و به عقب در روی زائده ساق پا نسبت به مفصل ساب‌تالار بزرگ‌تر است و کمک مفصل ساب‌تالار به پیچش کف پا به بیرون یا داخل نسبت به مفصل مچ پا بزرگ‌تر است و مفصل‌های مچ پا و ساب‌تالار تقریباً به یک اندازه به چرخش‌های داخلی یا خارجی زائده ساق پا کمک می‌کنند. بنابراین کمک حرکت رباتیک که در صورت نیاز، در مسیرهای چرخشی مختلف مشخص شده‌اند، باید بر محورها یا مفصل‌های مختلف بسته شوند، که می‌تواند به عنوان "کمک حرکتی سودمند در صورت نیاز" تعریف شود.

¹ Zhang

² Hogan

³ Foot-shank complex

۱-۷. عملگرهای نیوماتیکی

نیوماتیک از دیرباز نقش مهمی را به عنوان تکنولوژی در اجرای کارهای مکانیکی به عهده داشته است. همچنین از آن در توسعه فرآیندهای اتوماسیون بسیار استفاده شده است. کلمه نیوماتیک از معادل یونانی نیوموس به معنای نفس کشیدن گرفته شده و دلیل آن نیز، بهره‌گیری سیستم‌های نیوماتیکی از سیال هوا به عنوان قوه محرکه می‌باشد. نگهداری آسان و ساده بودن سیستم، ارزانی و فراوان بودن اجزاء، کنترل آسان در کاربردهای معمول، ایمنی بالا در عملیات کاری، خود خنک کار بودن، تمیزی و بهداشتی بودن، چگالی توان خوب (نسبت نیرو به وزن بالا) در مقایسه با عملگرهای الکتریکی، انعطاف‌پذیر و نرم به دلیل قابل تراکم بودن هوا و بالاخره پاسخ سریع عملگر با شتاب بالای مثبت یا منفی (شتاب‌گیری مثبت برای شروع حرکت و منفی برای توقف) از جمله مهم‌ترین ویژگی‌های سیستم‌های نیوماتیک می‌باشند که سبب به کارگیری فراوان آن‌ها در کاربردهای صنعتی گردیده‌اند.

عملگرهای نیوماتیکی به‌طور گسترده در صنایع مختلف استفاده می‌شوند. در اغلب موارد، کاربرد-های این عملگرها تنها به کنترل نقطه به نقطه محدود می‌شوند. اما اگر به این عملگرها توانایی ردیابی موقعیت و ایجاد نیرو و سفتی دلخواه داده شود؛ به دلیل اندازه نسبتاً کوچک، وزن سبک و سرعت بالا می‌توان در بسیاری از کاربردهای اتوماسیون، رباتیک، ماشین‌کاری، مهندسی پزشکی و واسطه‌های لامسه‌ای از آن‌ها بهره برد.

امروزه، نیاز سیستم‌های سرونوماتیکی برای رسیدن به کنترل دقیق ردیابی موقعیت رو به افزایش می‌باشد. متأسفانه، عملگرهای نیوماتیکی معایبی چون نیروهای اصطکاکی بالا، ناحیه مرده^۱ (به دلیل اصطکاک ایستایی کولمب و زمان تأخیر شیرها) و زمان مرده^۲ (به دلیل تراکم‌پذیری هوا) دارند. این موارد منجر به غیرخطی شدن معادلات سیستم‌های نیوماتیکی گشته که از لحاظ کاربردی، کنترل متغیرها را در نقاط خاص، مشکل می‌نماید. تحقیقات متنوعی برای بهبود کارایی سیستم‌های رانش نیوماتیکی با استفاده از محتویات تکنولوژی روز انجام گرفته است.

با توجه به پیشرفت‌های اخیر تجهیزات دیجیتال، استفاده از روش‌های نرم‌افزاری برای کنترل دقیق سیستم‌های سرونوماتیکی گسترش یافته است.

در اکثر پژوهش‌های انجام شده فرض بر این است که دینامیک شیر از دینامیک عملگر و جریان جرمی سریع‌تر است، لذا به شیر به عنوان یک بهره غیرخطی نگاه می‌کنند. اکثر پژوهش‌های انجام‌شده بر روی شیرهای تناسبی بوده است. اما در دهه اخیر، این روند عوض شده است. شیرهای

¹ Dead Zone

² Dead time

سلونوئیدی قطع/وصل که توسط روش مدولاسیون پهنای پالس کنترل می‌شوند، به پژوهش‌گران این امکان را می‌دهند که کنترل عملگرهای نیوماتیکی را بسیار ارزان‌تر از روش‌های بکارگیری شیرهای تناسبی انجام دهند. بجای تغییر پیوسته مقاومت شیر کنترلی در شیر تناسبی، سیستم کنترل شده با الگوریتم PWM^۱، قدرت را به وسیله انتقال بسته‌های جرم سیال و از طریق شیری که کاملاً باز یا بسته است، به عملگر انتقال می‌دهد. اگر این انتقال با سرعتی بسیار بالاتر از دینامیک سیستم شامل عملگر و بار انجام شود، در این صورت گویا سیستم به آهنگ جریان جرمی متوسط ورودی به و خروجی از سیلندر پاسخ می‌دهد و در نتیجه شیر قطع/وصل رفتاری مشابه رفتار پیوسته از خود نشان می‌دهد. بسیاری از پژوهش‌گران، روش PWM را بر روی شیرهای قطع/وصل بررسی کرده‌اند.

۸-۱. تاریخچه سیستم سرونوماتیک

با نگاهی به تاریخچه سرونوماتیک می‌بینیم که مدل‌های ریاضی کامل‌تری که توسط شیر^۲ برای معادلات جریان و ترمودینامیک، در فرآیندهای شارژ و دشارژ محفظه‌ها ارائه گردید؛ سبب استفاده از کنترل‌های موقعیت پیشرفته‌تر بر پایه خطی‌سازی معادلات دینامیک سیستم حول نقطه میانی سیلندر شد. این مدل‌های ساده، تنها بهبودهای کوچکی در کارایی چنین سیستم‌هایی ایجاد می‌نمودند. در طول دهه ۹۰ با به‌کارگیری تکنیک‌های کنترل غیرخطی توسط کامپیوترهای دیجیتال، قدرت کنترل‌ها نیز افزایش یافت. در سال ۱۹۹۱ از کنترلر تطبیقی^۳ برای اعمال نیرو و ردیابی موقعیت مسیر استفاده گردید [۵۳].

در بیشتر کارهای صورت گرفته برای کنترل سیستم‌های سرونوماتیکی، از شیرهای گران‌قیمت سرو^۴ یا تناسبی^۵ استفاده گردیده است. در سال ۱۹۹۷ با استفاده از این نوع شیرها، کنترل موقعیت سیلندر دوطرفه نیوماتیکی صورت گرفت و نشان داده شد که کنترلر مد لغزشی نسبت به تغییرات جرم سیستم، در مقایسه با کنترلر معمولی $P\Delta P$ (فیدبک موقعیت و اختلاف فشار محفظه‌های سیلندر)، بسیار مقاوم‌تر می‌باشد. آن‌ها کارایی کنترلر خود را تنها با ورودی‌های پله سنجیدند و به دقت‌های حدود $\pm 0.2\text{mm}$ در محدوده مرکزی کورس پیستون دست یافتند. وانگ و همکارانش^۶ نیز، با استفاده از یک شیر پنج راهه تناسبی به کنترل سرعت یک سیلندر دوطرفه نیوماتیکی پرداختند و نشان دادند که فیدبک شتاب، همان نقش فیدبک فشار را در چنین سیستم‌هایی ایفا می‌نماید و با

¹ Pulse Width Modulation

² Shearer; 1956

³ Adaptive

⁴ Servo

⁵ Proportional

⁶ Wang et al; 1999

بکارگیری این فیدبک، پایداری سیستم را بهبود بخشیدند [۵۴].

مجدداً در سال ۲۰۰۱، آن‌ها توانستند با استفاده از استراتژی کنترل مقاوم، با خطای حداکثر 8mm موقعیت سیلندر نیوماتیکی را در مسیر منحنی S شکل^۱ (به مدت زمان ۱,۵ ثانیه) کنترل نمایند.

ریچر و هرموزلو^۲، مدل نسبتاً کامل و دقیق از یک سیستم عملگر سرونیوماتیکی کنترل شده به-وسیله یک شیر تناسبی^۳ ارائه نمودند [۵۵]. این مدل، اصطکاک در محل رینگ‌های پیستون با دیواره سیلندر، تفاوت سطح مقطع پیستون در دو طرف آن به دلیل میله پیستون، حجم‌های غیرفعال در دو انتهای سیلندر، نشتی بین محفظه‌ها، دینامیک شیر و جریان غیرخطی گذرنده از شیر کنترل جریان آن، تأخیر زمانی و تلفات دامنه جریان در ارتباط بین شیر و سیلندر را در نظر می‌گرفت. همچنین، آن‌ها در مدل‌سازی محفظه‌های سیلندر، رابطه جدیدی را برای نسبت بین نرخ تغییرات فشار محفظه-ها با نرخ جرمی جریان و سرعت جابجایی پیستون ارائه نمودند که فرضیات ترمودینامیکی متفاوتی را برای فرآیندهای شارژ و دشارژ محفظه‌ها در نظر می‌گرفت. تا پیش از بررسی آن‌ها، بیشتر محققین در مدل‌سازی‌هایشان، از فرض آدیاباتیک یا ایزوترومال بودن محض، برای این فرآیند استفاده می‌کردند. اما آن‌ها فرض آدیاباتیک را برای فرآیند شارژ و فرض ایزوترومال را برای فرآیند دشارژ به کار بردند که به واقعیت نزدیک‌تر بود.

ریچر و هرموزلو، در بررسی خود از دو کنترلر غیرخطی نیرو بر پایه تئوری کنترل مد لغزشی استفاده نمودند [۵۶]. کنترلر اول که از یک مدل کامل برای دینامیک سیستم استفاده می‌کرد، کارایی قوی را هم در نتایج شبیه‌سازی و هم آزمایشگاهی نشان می‌داد. اما این کنترلر به محاسبات خیلی پیچیده هم‌زمان^۴ برای محاسبه قانون کنترلی نیاز داشت. کنترلر کاهش مرتبه یافته از دینامیک شیر و تأخیر زمانی به دلیل لوله‌های اتصال صرفه نظر می‌نمود. در نتیجه آن، محاسبات قانون کنترلی بسیار ساده شد و نتایج شبیه‌سازی و تجربی در حالت استفاده از لوله‌های اتصال کوتاه و فرکانس‌های تا 25Hz فقط اندکی کاهش کارایی را نشان می‌داد. اما در شرایط فرکانس‌های بالاتر و لوله‌های اتصال بلندتر، کارایی کنترل دوم نسبت به کنترلر مرتبه کامل مد لغزشی بسیار کمتر بود.

لی و همکارانش^۵، یک روش کنترل موقعیت جدید برای یک سیستم نیوماتیکی متشکل از یک عملگر و یک شیر تناسبی پنج راهه ارائه نمودند. این کنترلر جدید، شامل یک حلقه کنترل فشار داخلی و یک حلقه کنترل موقعیت بیرونی بود که از یک کنترلر PID بر پایه خطی‌سازی فیدبک در

¹ S-Curve

² Richer and Hurmuzlu, 2000

³ Proportional

⁴ On-line

⁵ Lee et al, 2002

حلقه کنترل فشار استفاده می‌شد تا عوامل غیرخطی برخواسته از تراکم‌پذیری هوا را از بین ببرد. در حلقه کنترل بیرونی نیز، یک کنترلر PID با جبران‌ساز اصطکاک قرار داده شده بود. ولتاژ تولیدشده توسط این جبران‌ساز، مقدار اصطکاک را خنثی می‌نمود و در نتیجه، از یک مدل خطی برای دینامیک عملگر نیوماتیکی استفاده می‌شد.

در مواردی که نیاز به کنترل المان نیوماتیکی در فضاهای محدود و زمان‌های کوتاه و همچنین صرف هزینه پایین وجود دارد، استفاده از شیرهای قطع/وصل^۱، فقط می‌تواند دو دبی صفر یا ماکزیمم را در دو حالت کاملاً بسته یا کاملاً باز، از خود عبور دهد؛ به همین دلیل از روش مخصوص اعمال پالس به شیر، به نام مدولاسیون پهنای پالس یا PWM بهره گرفته می‌شود. در این روش، با توجه به مقدار ورودی کنترلی، برای هر بازه زمانی نمونه‌برداری از سیستم، مدت‌زمان باز و بسته بودن شیر تعیین می‌گردد و معادل با این زمان‌ها، دستور باز یا بسته بودن (پالس الکتریکی) به شیر ارسال می‌شود. بنابراین سیستم نیوماتیک یک رفتار میانگین از زمان‌های باز و بسته بودن شیرها از خود نشان می‌دهد و سرعتش، متناسب با این زمان‌ها تغییر می‌نماید و از این طریق می‌توان به سرعت‌های مختلف پیستون در زمان‌های دلخواه دست یافت.

۹-۱. اهداف تحقیق

در این پایان‌نامه محرکه ربات از نوع نیوماتیکی است. میله‌ها در این ساختار موازی رباتیک جک-های نیوماتیکی هستند. به عبارتی با کنترل هوای ورودی و خروجی به هر جک نیوماتیکی که توسط شیرهای سرونیوماتیک صورت می‌گیرد، می‌توان کل ساختار را کنترل کرد [۶۰]. بنابراین آشنایی با نحوه عملکرد و کنترل این شیرها ضروری است [۶۱]. در این طراحی از شیرهای سرونیوماتیک ۵/۳ استفاده می‌شود. شیرهای موردنظر سلونوئیدی هستند یعنی تحریک آن‌ها با سیگنال الکتریکی بوده است. در اینجا منظور از سیگنال الکتریکی، جریان الکتریکی است که خروجی کنترلر است.

در این پایان‌نامه کنترل امپدانس یک مکانیزم موازی مورد بررسی قرار می‌گیرد. این مکانیزم موازی در تعامل با پای انسان قرار می‌گیرد و می‌تواند باعث توان‌بخشی مچ پای انسان شود [۶۲]. کنترل امپدانس ساختار موازی با کنترل سختی مفاصل، میله‌ها و موقعیت‌دهی پلت‌فرم همراه است. بنابراین سختی مکانیزم موازی در تعامل با یک انسان دارای اهمیت است.

از طرف دیگر بنا به طراحی و تحلیل مدار نیوماتیک، کنترل امپدانس جک‌ها با استفاده از شیرها در این مدار بایستی صورت پذیرد. اگرچه بهره‌گیری از شیرهای نیوماتیک برای کنترل یک جک صورت پذیرفته است [۶۳]. اما اتصال جک‌های نیوماتیک در قالب طراحی یک مکانیزم موازی جهت

¹ On/Off

تعامل با بدن انسان یک گام جدی پایان نامه است.

در همین راستا در فصل اول این پایان نامه تاریخچه ربات‌های توان‌بخشی بیان شده است. در ادامه در فصل دوم طراحی و بهینه‌سازی ربات بر مبنای سینماتیک ربات انجام شده است. در فصل سوم مدل دینامیکی و ترمودینامیکی سیستم سرونوماتیک استخراج و مدل کاملی از آن ارائه خواهد شد. در فصل چهارم پس از معرفی مجموعه سیستم سرونوماتیک رویکرد فصل سوم را بر روی یک جک واقعی آزمایش می‌کنیم. در فصل پنجم با توجه به داده‌های فصل چهارم و مکانیزم فصل دوم و استراتژی فصل سوم، روی کل پلت‌فرم شبیه‌سازی کامل صورت می‌گیرد. به این صورت که معادلات دینامیکی ربات استخراج شده و مدل دینامیکی این ربات ارائه شده است. در فصل آخر نیز، به ارائه نتایج و جمع‌بندی پژوهش و پیشنهادهایی برای کارهای آینده پرداخته شده است.

نوآوری‌های مطرح شده در این پایان نامه تحلیل پایداری بر اساس تحلیل سختی به عنوان یکی از خصوصیات اصلی ساختار میله بندی موازی است. همچنین تحلیل و طراحی مدارهای نیوماتیکی در سیستم موازی نوینی که مناسب با توان‌بخشی مچ پا طراحی شده انجام گرفته است.

فصل ۲

طراحی هیئت بر مبنای سینماتیک

مستقیم ربات موازی

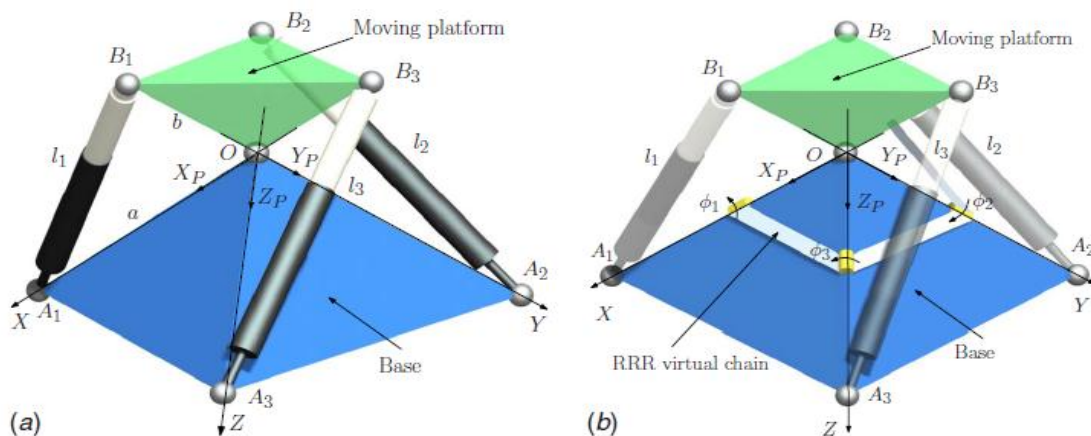
S-3-sps

۲-۱. انتخاب ربات موازی برای توان بخشی مچ پا

به جهت مزایای ربات‌های موازی مانند سختی بالا، ربات توان بخشی از نوع موازی انتخاب شده است. اما به جهت اینکه تحلیل سینماتیک مستقیم ربات‌های موازی دارای جواب یکتا نیست و همیشه چندین جواب برای سینماتیک مستقیم وجود دارد. این مسئله به چالشی برای مهندسين تبدیل گشته است. برای محاسبه‌ی جواب‌های سینماتیک مستقیم ربات موازی معمولاً از دو روش استفاده می‌شود. یکی اینکه جواب‌ها را با استفاده از حسگرهای موقعیت بدست می‌آورند و یا اینکه از روش‌های عددی استفاده می‌کنند. اما استفاده از حسگرها بسیار پرهزینه است. اخیراً رباتی طراحی شده است که حل مستقیم یکتا را برای سینماتیک مستقیم ربات محاسبه می‌کند. از این ربات نمونه‌ی صفحه‌ای و فضایی ساخته شده است. با توجه به موارد بالا برای توان بخشی مچ پا از یک نمونه از همین ربات‌ها استفاده می‌شود تا حل مستقیم به راحتی بدست آید. این ربات که در تحقیقات جاسلین و همکاران به آن پرداخته شده ربات s-3-sps است [۶۴].

۲-۲. ربات موازی s-3-sps

ربات نشان داده شده در شکل ۲-۱ از یک صفحه‌ی هرمی شکل پایه $(OA_1A_2A_3)$ و یک صفحه‌ی هرمی شکل متحرک $(OB_1B_2B_3)$ تشکیل شده است که توسط یک مفصل کروی در نقطه O به هم متصل شده‌اند. هر لینک از یک جک نیوماتیکی تشکیل شده است. انتهای بالای هر لینک توسط یک مفصل کروی به صفحه بالایی در نقطه B_i ، و انتهای پایینی هر لینک به وسیله یک مفصل کروی به صفحه پایینی در نقطه A_i متصل می‌باشد. i نشان دهنده شماره هر لینک است. این ربات دارای سه درجه آزادی دورانی است که مطابق با رابطه (۲-۱) بدست می‌آید.



شکل ۲-۱. ربات موازی s-3-sps [۶۴]

$$F = 6(n-1) - \sum f_i$$

$$F = 6(n-1) - 5f_1 - 4f_2 - 3f_3 - 2f_4 - f_5 \quad (1-2)$$

در رابطه (۱-۲)، n تعداد لینک‌های ربات و f_i مفصل i درجه آزادی است. ربات s-3-sps دارای سه درجه آزادی فعال می‌باشد.

به‌منظور تسهیل در تجزیه و تحلیل، دو سیستم مختصات $O-XYZ$ و $O-X_pY_pZ_p$ در نظر گرفته شده است. نقطه O در واقع محل اتصال پایه و مجری نهایی است. محورهای X ، Y ، Z به ترتیب از نقاط A_1 ، A_2 و A_3 می‌گذرد و همچنین محورهای X_p ، Y_p و Z_p به ترتیب از نقاط B_1 ، B_2 و B_3 می‌گذرد. پارامترهای صفحه‌ی پایه و صفحه‌ی متحرک $a = \|OA_i\|$ و $b = \|OB_i\|$ هستند. بنا به دلایلی که در بخش ۲-۳-۱ اشاره خواهد شد، فرض می‌شود که $a \neq b$ باشد. بردارهای موقعیت A_i به‌صورت زیر است.

$$A_1 = \begin{bmatrix} a \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, A_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ a \\ 0 \end{bmatrix} \text{ و } A_3 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ a \end{bmatrix} \quad (2-2)$$

بردار موقعیت B_i در دستگاه مختصات $O-X_pY_pZ_p$ به‌صورت زیر است.

$$B_1' = \begin{bmatrix} 0 \\ -b \\ 0 \end{bmatrix}, B_2' = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -b \end{bmatrix} \text{ و } B_3' = \begin{bmatrix} -b \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3-2)$$

جهت‌گیری پلت‌فرم در حال حرکت می‌تواند با استفاده از مجموعه‌ای از زوایای اویلر ϕ_1 ، ϕ_2 و ϕ_3 نشان داده شود.

ماتریس دوران را با استفاده از زوایای رول، پیچ و یاو تعریف می‌کنیم. به‌طور مشخص ابتدا دورانی به اندازه‌ی ϕ_1 حول محور ثابت X ، سپس به اندازه‌ی ϕ_3 حول محور ثابت Z و در نهایت به اندازه‌ی ϕ_2 حول محور ثابت Y را در نظر می‌گیریم. ماتریس دوران می‌تواند به صورت رابطه (۴-۲) نوشته شود.

$$R = R_x(\phi_1)R_z(\phi_3)R_y(\phi_2) \quad (4-2)$$

که R_x ، R_y و R_z به ترتیب ماتریس‌های دوران حول محورهای X ، Y و Z هستند. بردار موقعیت B_i در دستگاه مختصات $O-XYZ$ از رابطه (۵-۲) بدست می‌آید.

$$B_i = RB_i' \quad (5-2)$$

از جای‌گذاری رابطه (۴-۲) در رابطه (۵-۲) داریم:

$$\begin{aligned}
 B_1 &= b \begin{bmatrix} S \phi_3 \\ -C \phi_1 C \phi_3 \\ -S \phi_1 C \phi_3 \end{bmatrix} \\
 B_2 &= b \begin{bmatrix} -C \phi_3 S \phi_2 \\ -C \phi_1 S \phi_3 S \phi_2 + S \phi_1 C \phi_2 \\ -S \phi_1 S \phi_3 S \phi_2 - C \phi_1 C \phi_2 \end{bmatrix} \\
 B_3 &= b \begin{bmatrix} -C \phi_3 C \phi_2 \\ -C \phi_1 S \phi_3 C \phi_2 - S \phi_1 S \phi_2 \\ -S \phi_1 S \phi_3 C \phi_2 + C \phi_1 S \phi_2 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{۶-۲}$$

که در آن S و C نشان‌دهنده SIN و COS هستند.
معادلات قیدی ربات از رابطه (۷-۲) و (۸-۲) بدست می‌آید.

$$\begin{cases}
 (B_1 - A_1)^T (B_1 - A_1) = l_1^2 \\
 (B_2 - A_2)^T (B_2 - A_2) = l_2^2 \\
 (B_3 - A_3)^T (B_3 - A_3) = l_3^2
 \end{cases} \tag{۷-۲}$$

$$\begin{cases}
 S \phi_3 = d_1 \\
 -C \phi_1 S \phi_3 S \phi_2 + S \phi_1 C \phi_2 = d_2 \\
 -S \phi_1 S \phi_3 C \phi_2 + C \phi_1 S \phi_2 = d_3
 \end{cases} \tag{۸-۲}$$

یا به عبارت دیگر:

$$l_i = A_i B_i \tag{۹-۲}$$

$$d_i = \frac{(a^2 + b^2 - l_i^2)}{(2ab)} \tag{۱۰-۲}$$

۳-۲. تحلیل تکینگی

ربات مورد بررسی در فضای کاری خود با انواع مختلف تکینگی مواجه می‌شود. که در بخش‌های آتی به آن پرداخته خواهد شد.

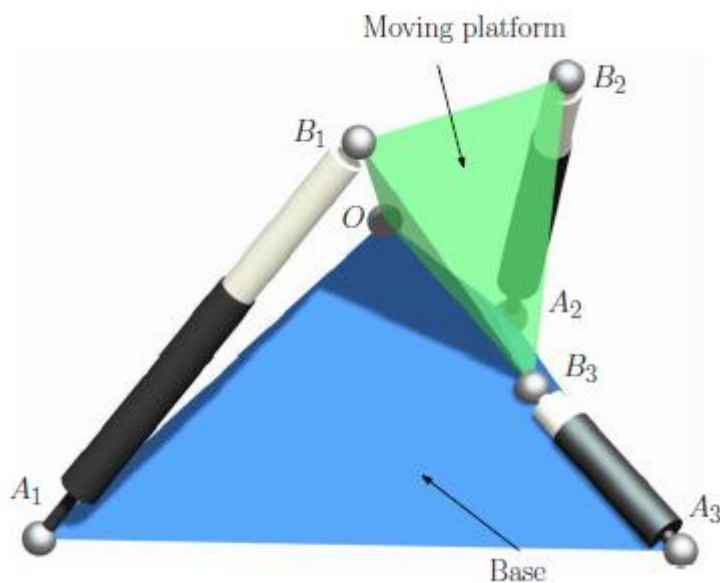
۳-۲-۱. تکینگی معکوس

تکینگی معکوس نوعی از تکینگی است که یک درجه آزادی از حرکت ربات را به صورت لحظه‌ای از بین خواهد برد. در مرجع [۶۵] انواع مختلف تکینگی معکوس برای ربات‌های مشابه بیان شده است.

یکی از حالات برای این نوع تکینگی وقتی است که اندازه a و b مساوی شوند. در این حالت قیدهایی با افزایش می‌یابد. اگر a مخالف b باشد تکینگی معکوس نخواهیم داشت.

۲-۳-۲. تکینگی عملگرهای پا

در این بخش به مفهوم تکینگی عملگر پرداخته خواهد شد. هنگامی که پیستون در سیلندر نیوماتیکی به انتهای کورس کاری خود می‌رسد به اجبار یک قید جدید به سیستم اعمال می‌شود که این قید جدید بیان‌کننده مفهوم تکینگی عملگر است. این تکینگی در حالت باز شدن کامل جک یا جمع شدن کامل جک اتفاق می‌افتد.



شکل ۲-۲. تکینگی عملگر پای ربات [۶۴]

۳-۳-۲. تکینگی استاتیکی

در حالت تکینگی استاتیک که همان تکینگی مستقیم می‌باشد، مجری نهایی می‌تواند حرکت بی‌نهایت کوچک داشته باشد در حالی که جک‌های نیوماتیکی حرکتی ندارند و ثابت هستند. در این بخش تحلیل تکینگی ربات مورد بحث با توجه به مرجع [۶۴] بیان می‌شود. مطابق این مرجع این تکینگی هنگامی اتفاق می‌افتد که:

$$\det(J) = 0 \quad (11-2)$$

که J مطابق رابطه (۱۲-۲) نوشته شده است:

$$J = \begin{bmatrix} 0 & 0 & C\phi_3 \\ S\phi_1 S\phi_3 S\phi_2 + C\phi_1 C\phi_2 & -C\phi_1 S\phi_3 C\phi_2 - S\phi_1 S\phi_2 & -C\phi_1 C\phi_3 S\phi_2 \\ -C\phi_1 S\phi_3 C\phi_2 - S\phi_1 S\phi_2 & S\phi_1 S\phi_3 S\phi_2 + C\phi_1 C\phi_2 & -S\phi_1 C\phi_3 C\phi_2 \end{bmatrix} \quad (12-2)$$

با جای گذاری رابطه (۱۲-۲) در رابطه (۱۱-۲) خواهیم داشت:

$$C^3\phi_3 C(\phi_1 + \phi_2) C(\phi_1 - \phi_2) = 0 \quad (13-2)$$

حل معادله (۱۳-۲) به روابط زیر منجر می شود.

$$C\phi_3 = 0 \quad (14-2)$$

$$C(\phi_1 + \phi_2) = 0 \quad (15-2)$$

$$C(\phi_1 - \phi_2) = 0 \quad (16-2)$$

فضای کاری تئوری ربات را می توان به صورت رابطه (۱۷-۲) ارائه کرد.

$$\begin{cases} -\pi/2 < \phi_3 < \pi/2 \\ -\pi < \phi_1 < \pi \\ -\pi < \phi_2 < \pi \end{cases} \quad (17-2)$$

از آنجا که فضای کاری تئوری ربات به وسیله روابط (۱۵-۲)، (۱۶-۲) و مطابق با شکل ۳-۲ می-

تواند به ۸ بخش تقسیم شود. در نتیجه خواهیم داشت:

$$-\phi_1 - \frac{\pi}{2} < \phi_2 < -\phi_1 + \frac{\pi}{2} \quad \text{و} \quad \phi_1 - \frac{\pi}{2} < \phi_2 < \phi_1 + \frac{\pi}{2}$$

باشد. در تکینگی ناحیه اول باید $C(\phi_1 - \phi_2) > 0$ و $C(\phi_1 + \phi_2) > 0$ باشد.

$$\text{تکینگی ناحیه دوم هنگامی که } -\pi < \phi_2 < -\phi_1 - \frac{3\pi}{2} \text{ به ازای } -\pi < \phi_1 < -\frac{\pi}{2}$$

$$\text{و } \frac{\pi}{2} < \phi_1 < \pi \text{ به ازای } -\pi < \phi_2 < \phi_1 - \frac{3\pi}{2}, \quad -\pi < \phi_1 < -\frac{\pi}{2} \text{ به ازای } \phi_1 + \frac{3\pi}{2} < \phi_2 < \pi$$

$$\text{به ازای } \frac{\pi}{2} < \phi_1 < \pi \text{ برقرار باشد رخ می دهد. در تکینگی ناحیه دوم}$$

باید $C(\phi_1 - \phi_2) > 0$ و $C(\phi_1 + \phi_2) > 0$ باشد.

$$\text{تکینگی ناحیه سوم هنگامی که } \phi_1 - \frac{\pi}{2} < \phi_2 < \phi_1 + \frac{\pi}{2} \text{ و } -\phi_1 + \frac{\pi}{2} < \phi_2 < -\phi_1 + \frac{3\pi}{2}$$

می دهد و باید روابط $C(\phi_1 - \phi_2) > 0$ و $C(\phi_1 + \phi_2) < 0$ برقرار باشد.

$$\text{تکینگی ناحیه چهارم هنگامی که } \phi_1 - \frac{\pi}{2} < \phi_2 < \phi_1 + \frac{\pi}{2} \text{ و } -\phi_1 - \frac{3\pi}{2} < \phi_2 < -\phi_1 - \frac{\pi}{2}$$

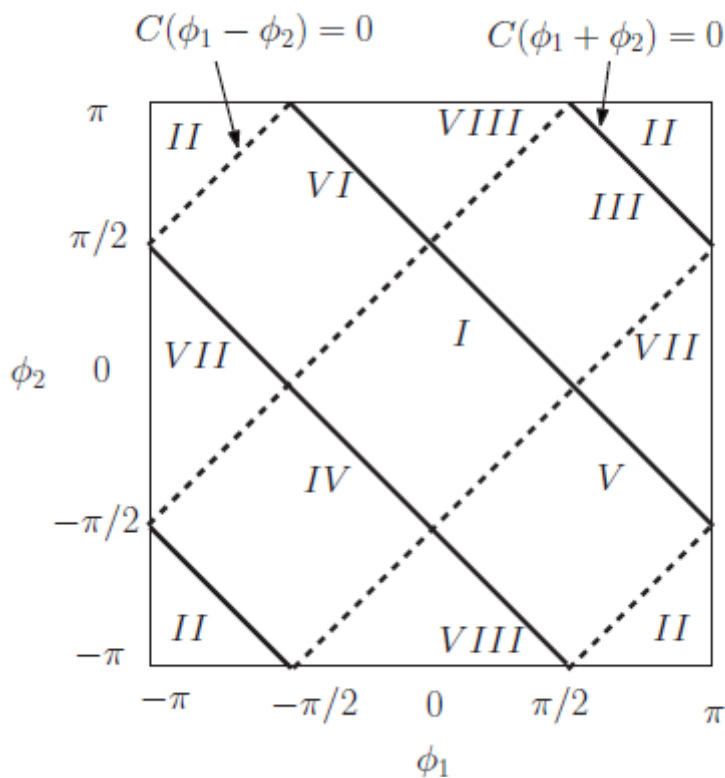
می دهد. باید روابط $C(\phi_1 - \phi_2) > 0$ و $C(\phi_1 + \phi_2) < 0$ برقرار باشد.

تکینگی ناحیه پنجم هنگامی که $-\phi_1 - \frac{3\pi}{2} < \phi_2 < \phi_1 - \frac{\pi}{2}$ و $-\phi_1 - \frac{\pi}{2} < \phi_2 < -\phi_1 + \frac{\pi}{2}$ باشد رخ می‌دهد. باید روابط $C(\phi_1 - \phi_2) < 0$ و $C(\phi_1 + \phi_2) > 0$ برقرار باشد.

تکینگی ناحیه ششم هنگامی که $\phi_1 + \frac{\pi}{2} < \phi_2 < \phi_1 + \frac{3\pi}{2}$ و $-\phi_1 - \frac{\pi}{2} < \phi_2 < -\phi_1 + \frac{\pi}{2}$ باشد رخ می‌دهد. باید روابط $C(\phi_1 - \phi_2) < 0$ و $C(\phi_1 + \phi_2) > 0$ برقرار باشد.

تکینگی ناحیه هفتم هنگامی که $\phi_1 + \frac{\pi}{2} < \phi_2 < -\phi_1 - \frac{\pi}{2}$ به ازای $-\pi < \phi_1 < -\frac{\pi}{2}$ و $-\phi_1 + \frac{\pi}{2} < \phi_2 < \phi_1 - \frac{\pi}{2}$ به ازای $\frac{\pi}{2} < \phi_1 \leq \pi$ برقرار باشد رخ می‌دهد. باید روابط $C(\phi_1 - \phi_2) < 0$ و $C(\phi_1 + \phi_2) < 0$ برقرار باشد.

تکینگی ناحیه هشتم هنگامی که $\phi_2 + \frac{\pi}{2} < \phi_1 < -\phi_2 - \frac{\pi}{2}$ به ازای $-\pi < \phi_2 \leq -\frac{\pi}{2}$ و $-\phi_2 + \frac{\pi}{2} < \phi_1 < \phi_2 - \frac{\pi}{2}$ به ازای $\frac{\pi}{2} < \phi_2 \leq \pi$ برقرار باشد رخ می‌دهد. باید روابط $C(\phi_1 - \phi_2) < 0$ و $C(\phi_1 + \phi_2) < 0$ برقرار باشد.



شکل ۲-۳. تکینگی ربات با زاویه $(-\frac{\pi}{2} < \phi_3 \leq +\frac{\pi}{2})$ [۶۴]

۴-۲. تحلیل موقعیت ربات

۱-۴-۲. بدست آوردن رابطه برای سینماتیک مستقیم ربات

در این بخش در نظر می‌گیریم که تکنیکی معکوس و همچنین تکنیکی مستقیم نیز نخواهیم داشت. برای تمامی حل‌ها برای سینماتیک مستقیم رابطه‌ی ϕ_3 ثابت است که مطابق رابطه (۱۸-۳) است.

$$\phi_3 = \text{atan} \left[S \phi_3, \sqrt{(1-S^2 \phi_3)} \right] \quad (18-3)$$

در حالت مرجع $\phi_1 = \phi_2 = 0$ ، $C(\phi_1 - \phi_2) > 0$ و $C(\phi_1 + \phi_2) > 0$ است. در نتیجه ربات در این موقعیت در ناحیه اول قرار دارد. ناحیه اول همان‌گونه که گفته شد به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$-\frac{\pi}{2} < \phi_1 \leq \frac{\pi}{2} \text{ و } -\frac{\pi}{2} < \phi_2 \leq \frac{\pi}{2} \text{ و } C(\phi_1 - \phi_2) > 0 \text{ و } C(\phi_1 + \phi_2) > 0$$

با جمع کردن معادله دوم و سوم از معادله (۸-۲) خواهیم داشت:

$$(1-S\phi_3)S(\phi_1 + \phi_2) = d_2 + d_3 \quad (19-2)$$

با تفریق کردن معادله دوم و سوم از معادله (۸-۲) خواهیم داشت:

$$(1+S\phi_3)S(\phi_1 - \phi_2) = d_2 - d_3 \quad (20-2)$$

از آنجایی که ϕ_3 اکنون بدست آمده است. $S(\phi_1 + \phi_2)$ و $S(\phi_1 - \phi_2)$ از دو رابطه اخیر بدست خواهند آمد. همچنین دو رابطه $C(\phi_1 + \phi_2)$ و $C(\phi_1 - \phi_2)$ نیز از رابطه‌های (۲۱-۲) و (۲۲-۲) بدست می‌آید.

$$C(\phi_1 + \phi_2) = [1 - S^2(\phi_1 + \phi_2)]^{1/2} \quad (21-2)$$

$$C(\phi_1 - \phi_2) = [1 - S^2(\phi_1 - \phi_2)]^{1/2} \quad (22-2)$$

با توجه به روابط مثلثاتی خواهیم داشت:

$$S(2\phi_1) = S(\phi_1 + \phi_2)C(\phi_1 - \phi_2) + C(\phi_1 + \phi_2)S(\phi_1 - \phi_2) \quad (23-2)$$

$$C(2\phi_1) = C(\phi_1 + \phi_2)C(\phi_1 - \phi_2) - S(\phi_1 + \phi_2)S(\phi_1 - \phi_2) \quad (24-2)$$

$$S(2\phi_2) = S(\phi_1 + \phi_2)C(\phi_1 - \phi_2) - C(\phi_1 + \phi_2)S(\phi_1 - \phi_2) \quad (25-2)$$

$$C(2\phi_2) = C(\phi_1 + \phi_2)C(\phi_1 - \phi_2) + S(\phi_1 + \phi_2)S(\phi_1 - \phi_2) \quad (26-2)$$

با حل معادلات (۲۳-۲) تا (۲۶-۲) روابط ϕ_1 و ϕ_2 بدست می‌آید.

$$\phi_1 = \frac{\text{atan} 2[S(2\phi_1), C(2\phi_1)]}{2} \quad (27-2)$$

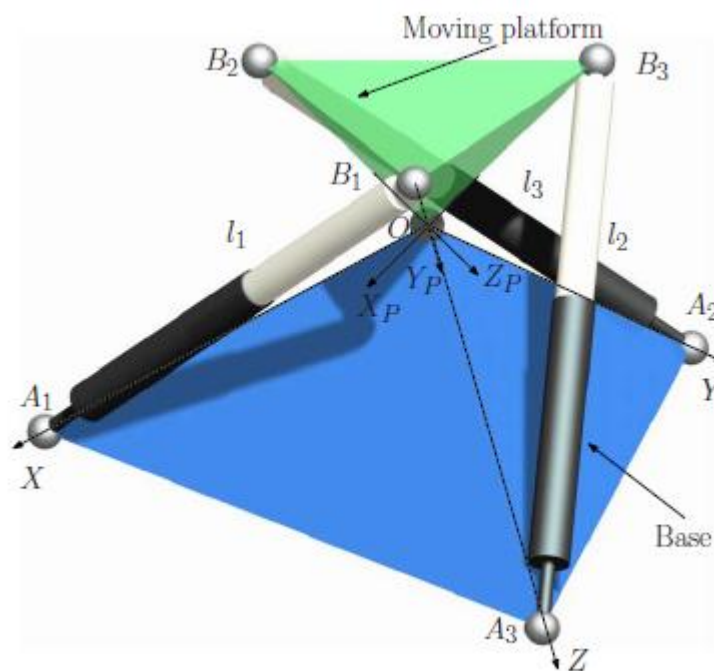
$$\phi_2 = \frac{\text{atan} 2[S(2\phi_2), C(2\phi_2)]}{2} \quad (28-2)$$

البته با توجه شود که ϕ_1 و ϕ_2 بدست آمده از روابط (۲۷-۲) و (۲۸-۲) باید در روابط $-\frac{\pi}{2} < \phi_1 < \frac{\pi}{2}$ و $-\frac{\pi}{2} < \phi_2 < \frac{\pi}{2}$ صدق نماید. این حل برای ناحیه اول است.

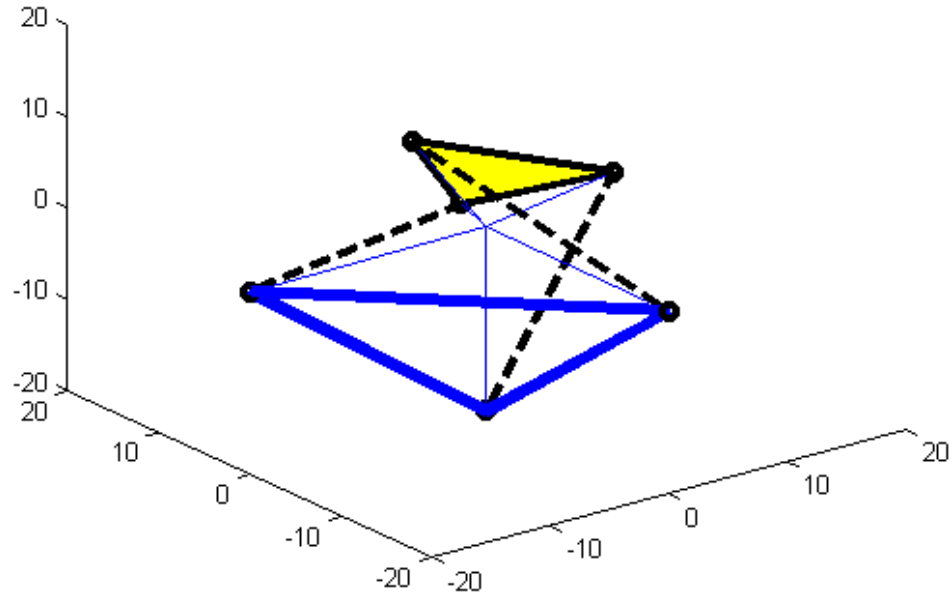
۲-۴-۲. مثال عددی

اگر $a=2$, $b=1$ و ورودی‌های سیستم $l_1=2.6$, $l_2=2.6$ و $l_3=2.6$ باشند، با استفاده از معادلات خواهیم داشت.

$$\phi_1 = -18.83 \quad \phi_2 = -18.83 \quad \phi_3 = -26.10$$



شکل ۲-۴. موقعیت ربات در زوایای ($\phi_1 = -18.83$, $\phi_2 = -18.83$ و $\phi_3 = -26.10$)



شکل ۲-۵. موقعیت ربات در زوایای ($\phi_1 = -18.83$, $\phi_2 = -18.83$ و $\phi_3 = -26.10$) در نرم افزار **Matlab**

۲-۴-۳. حل برای نواحی دیگر

با توجه به اینکه زوایای ϕ_1 , ϕ_2 و ϕ_3 برای ناحیه اول تعیین شده است. حال با توجه به علامت-های $C(\phi_1 - \phi_2)$ و $C(\phi_1 + \phi_2)$ حل برای نواحی دیگر نیز مشخص می‌شود. در نتیجه خواهیم داشت:

حل برای ناحیه دوم: $\phi_{1I} - \text{sgn}(\phi_{1I})\pi$, ϕ_{3I} , $\phi_{2I} - \text{sgn}(\phi_{2I})\pi$

حل برای ناحیه سوم: $\phi_{1I} + \frac{\pi}{2}$, ϕ_{3I} , $\phi_{2I} + \frac{\pi}{2}$

حل برای ناحیه چهارم: $\phi_{1I} - \frac{\pi}{2}$, ϕ_{3I} , $\phi_{2I} - \frac{\pi}{2}$

حل برای ناحیه پنجم: $\phi_{1I} + \frac{\pi}{2}$, ϕ_{3I} , $\phi_{2I} - \frac{\pi}{2}$

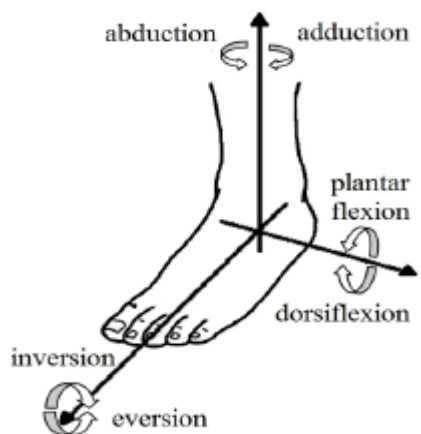
حل برای ناحیه ششم: $\phi_{1I} - \frac{\pi}{2}$, ϕ_{3I} , $\phi_{2I} + \frac{\pi}{2}$

حل برای ناحیه هفتم: ϕ_{1I} , ϕ_{3I} , $\phi_{2I} - \text{sgn}(\phi_{2I})\pi$

حل برای ناحیه هشتم: ϕ_{1I} , ϕ_{3I} , $\phi_{2I} - \text{sgn}(\phi_{2I})\pi$

۵-۲. معرفی زوایای مچ پا

ساختار مفصل مچ پا به گونه‌ای است که در سه جهت مطابق شکل ۶-۲ دوران می‌نماید. این سه دوران عبارتند از dorsiflexion و plantar flexion حول محور y در جهت بالا و پایین، adduction و abduction حول محور z به سمت داخل و بیرون و در آخر دوران eversion و inversion حول محور x به سمت داخل و بیرون است.



شکل ۶-۲. طبقه بندی زوایای مچ پا [۶۶]

محدودیت این مفاصل را می‌توان در جدول ۱-۲ مشاهده کرد.

جدول ۱-۲. محدودیت‌های حرکتی در زوایای مچ پا [۶۶]

Motion	Motion limitation(degree)
Plantarflexion	25-35
Dorsiflexion	20-25
Adduction	25-30
Abduction	25-30
Inversion	35-40
Eversion	15

۶-۲. معیارهای بهینه‌سازی برای ربات موازی

عدد وضعیت یک ماتریس در تحلیل‌های محاسباتی نقش مهمی دارد. این عدد تخمینی برای خطای ایجاد شده در جواب حل سیستم معادلات خطی به نسبت خطای ایجاد شده در داده‌ها است. به بیان دیگر به ازای تغییرات در ورودی، جواب یا خروجی به چه میزان تغییر خواهد کرد. ژاکوبین یک ربات ارتباط بین فضای ابزار و فضای مفاصل یعنی $\dot{x} = J\dot{q}$ است. برای این ربات

ژاکوبین به صورت $J = \begin{bmatrix} (b_1 \times s_1)^T \\ (b_2 \times s_2)^T \\ (b_3 \times s_3)^T \end{bmatrix}$ تعریف می‌شود که s_i بردار یکه پاها است. هنگامی که این عدد

را در مورد ماتریس ژاکوبین اعمال می‌نماییم، عدد وضعیت اندازه‌ای از صحت سرعت مجری نهایی و بار اعمال شده بر مجری نهایی است. این عدد همچنین می‌تواند معیاری برای چابکی ربات باشد. عدد وضعیت به صورت رابطه (۲۹-۲) تعریف می‌شود.

$$k_J = \|J\| \|J^{-1}\| \quad (29-2)$$

به طوری که رابطه (۲۹-۲) نشان‌دهنده‌ی نرم دو ماتریس ژاکوبین است. معیار وضعیت کلی GCI به صورت معکوس عدد وضعیت ماتریس ژاکوبین که در کل منطقه کاری قابل دسترسی انتگرال‌گیری شده است نسبت به حجم کل فضای کاری می‌باشد. بنابراین GCI به صورت رابطه (۳۰-۲) نوشته می‌شود [۶۷].

$$GCI = \frac{\int_W \frac{1}{k_J} dW}{\int_W dW} \quad (30-2)$$

به طوری که W فضای کاری قابل دسترسی است و این معیار یک اندازه‌گیری از رفتار کلی بازوی ماهر با توجه به عدد وضعیت در فضای کاری است.

به طور مشابه معیار سختی کلی GSI به صورت معکوس عدد وضعیت ماتریس سختی که در کل منطقه کاری قابل دسترسی انتگرال‌گیری شده است نسبت به حجم کل فضای کاری می‌باشد. بنابراین GSI به صورت رابطه (۳۳-۲) نوشته می‌شود.

$$C = J^T k J \quad (31-2)$$

$$k_c = \|C\| \|C^{-1}\| \quad (32-2)$$

به طوری که k ماتریس سختی بازوی ماهر است.

$$GSI = \frac{\int_W \frac{1}{k_c} dW}{\int_W dW} \quad (33-2)$$

GSI معیاری از سختی مجری نهایی در فضای کاری است.

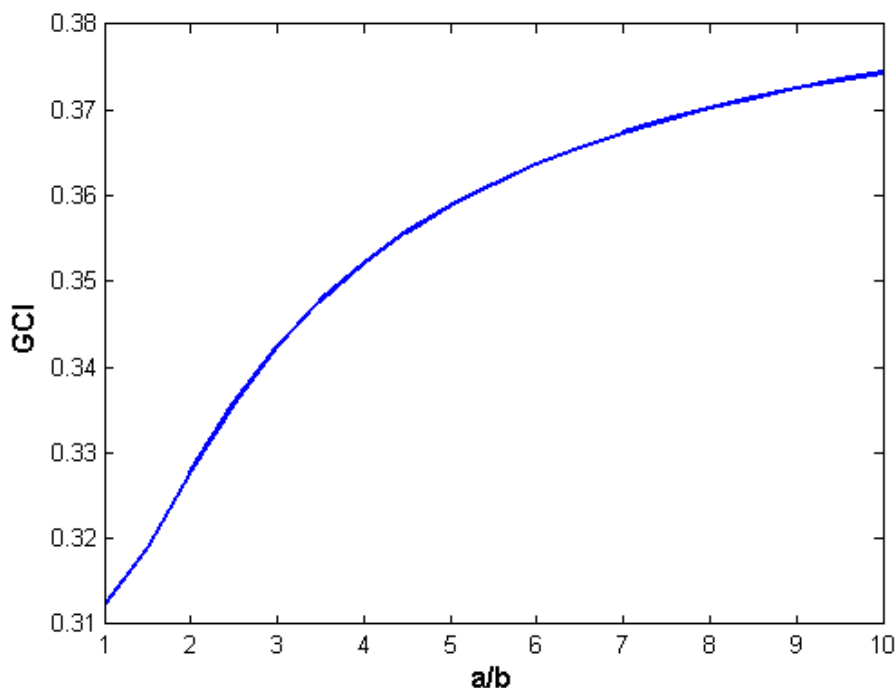
۷-۲. بهینه‌سازی ابعادی ربات بر مبنای GSI و GCI

پارامتر a و b در شکل ۱-۲ مشخص شده است. مهم‌ترین مسئله، گسترش طرحی است که

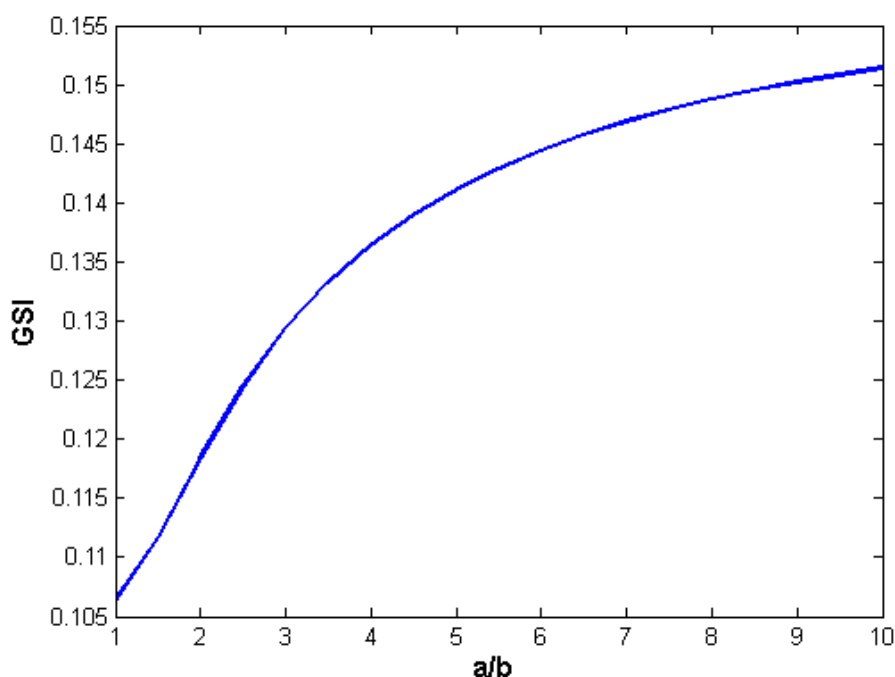
همه‌ی انواع این ربات را بدون توجه به طول لینک آن در برگیرد. به همین دلیل ما از پارامترهای بدون بعد برای طراحی ربات استفاده می‌کنیم که $a' = \frac{a}{b}$ است. نسبت اندازه پایه به مجری نهایی است که در روند بهینه‌سازی در نظر گرفته می‌شود. انتخاب نسبت ابعادی بهینه ربات بر مبنای GCI و GSI می‌باشد. روند انتخاب ابعاد بهینه ربات به شرح زیر است. ابتدا $b=1$ و a مقداری بین یک تا ده در نظر گرفته می‌شود. سپس به ازای مقادیر فوق، ربات مذکور سه دورانی را که قبلاً در بخش ۲-۵ اشاره شده است را انجام می‌دهد. به ازای هر دوران ژاکوبین و سختی محاسبه خواهد شد و در انتها به ازای تمامی دوران‌ها در فضای کاری مقدارهای GCI و GSI محاسبه می‌گردد. سپس مقدار a' تغییر می‌نماید و این فرایند تکرار می‌شود به همین جهت نتایج برای مقادیر مختلف a' محاسبه می‌گردد.

در شکل‌های ۲-۷ و ۲-۸ نتایج بهینه‌سازی برای GCI و GSI ارائه می‌شود.

طراح می‌تواند با توجه به محدودیت‌های ابعادی مانند اندازه‌ی مجری نهایی برای قرارگیری مچ پا در آن و همچنین با توجه به سایر محدودیت‌ها مثل اندازه‌ی پایه یا محدودیت در طول جک‌ها مقادیر a و b را انتخاب نماید. در طی این مرحله توجه به نمودارهای GCI و GSI نیز بایستی انجام بگیرد.



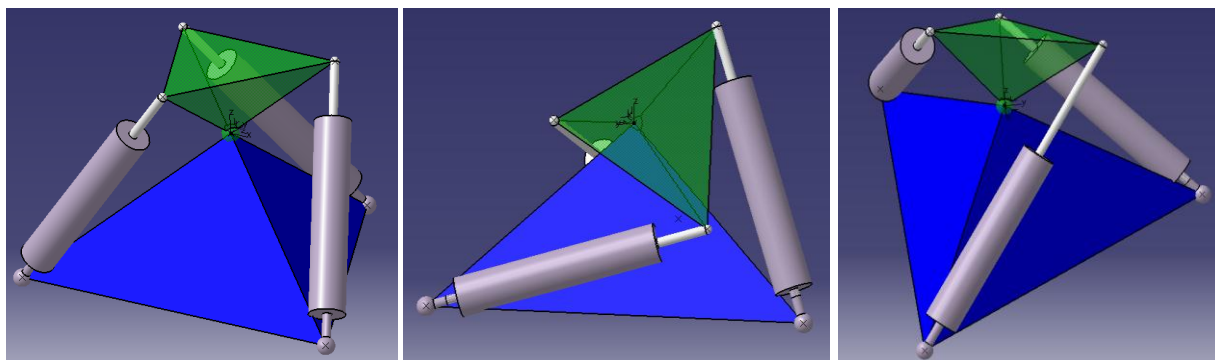
شکل ۲-۷. GCI بر مبنای پارامتر بی‌بعد a/b



شکل ۲-۸. GSI بر مبنای پارامتر بی بعد a/b

۲-۸. طراحی بهینه ربات s-3-sps در نرم افزار کتیا

برای طراحی ربات S-3-SPS محدودیت‌هایی وجود دارد. به طوری که تغییرات کورس هر پای ربات با توجه به طول کورس جک‌های موجود ۱۰ سانتی متر است. از طرفی ربات باید بتواند دوران لازم برای توان بخشی میچ پا را تامین کند و همچنین مجری نهایی ربات فضای کافی برای قرارگیری کف پا را داشته باشد. سپس با توجه به محدودیت‌های بالا و همچنین با استفاده از نمودارهای GSI و GCI ارائه شده در بخش ۲-۷ ابعاد ربات انتخاب و در محیط Catia طراحی شده است. $a = 40$ و $b = 20$ ابعاد انتخابی ربات هستند. سپس در محیط Motion در نرم افزار Catia ربات طراحی شده، در زوایای مختلف طبق شکل ۲-۹ ارائه شده است. محدوده حرکتی مجری نهایی حول محورهای اصلی میچ پا در جدول ۲-۲ ارائه شده است. هر پای ربات از یک جک نیوماتیکی و یک پتانسیومتر خطی تشکیل شده که نحوه اتصال آنها در بخش ۴-۵ بیان می‌شود.



شکل ۲-۹. ربات طراحی شده در نرم افزار Catia در زوایای دوران مختلف

جدول ۲-۲. محدوده زوایای حرکتی مجری نهایی ربات

Motion	Motion limitation(degree)
Plantarflexion	42
Dorsiflexion	42
Adduction	38
Abduction	38
Inversion	45
Eversion	45

با توجه به محدوده زوایای حرکتی مجری نهایی ربات در جدول ۲-۲ و مقایسه آن با زوایای مورد نیاز برای توان بخشی میچ پا در جدول ۱-۲، در می یابیم که ربات محدوده زوایای حرکتی مورد نیاز برای توان بخشی میچ پا را خواهد داشت. اندازه ربات در جدول ۳-۲ مشخص شده است.

جدول ۳-۲. اندازه پارامترهای ربات طراحی شده

علامت	مقدار پارامتر	واحد	پارامتر
a	20	cm	یال هرم مجری نهایی
b	40	cm	یال هرم ثابت
L	36.6	cm	طول هر یک از پاها در حالت دوران صفر ربات

فصل ۲

دینامیک و کنٹرول امیدانس

یک عملگر نیوماتیکی

ویژگی‌های فراوان و منحصر به فرد عملگرهای نیوماتیکی باعث شده که این عملگرها از جمله پرکاربردترین عملگرهای صنعتی باشند. ویژگی‌هایی چون سرعت، قابلیت اطمینان، عملکرد و ساختار ساده، دسترسی آسان به مواد اولیه موردنیاز، تعمیرپذیری کم‌هزینه و آسان و قیمت تمام شده پایین از جمله ویژگی‌های مطلوب این عملگرها هستند. در نیوماتیک مزایای موتورهای الکتریکی مانند عملکرد تمیز و قابل اطمینان و مزایای سیستم‌های هیدرولیکی مثل قابلیت اعمال مستقیم و بدون واسطه به بار در یک جا جمع شده‌اند. علاوه بر این‌ها سیستم‌های نیوماتیکی در مقایسه با دو سیستم دیگر دارای مزایای ویژه‌ای مثل نرمی^۱ ذاتی هستند؛ که دلیل آن قابلیت تراکم هوا می‌باشد. این مزیت در کاربردهای خاص مثل کاربردهای رباتیکی که در آن ربات با انسان در تعامل است، اهمیت ویژه‌ای پیدا می‌کند. اما وجود عوامل غیر خطی و پارامترهای متغیر با زمان، استفاده از نیوماتیک در کاربردهای سرو را با مشکل مواجه می‌نماید. با این وجود مزایای سیستم‌های نیوماتیک از یک سو و پیشرفت در تئوری از سوی دیگر، سرونوماتیک را در مسیر یک سروتکنولوژی مطلوب قرار داده است.

چهار جزء اصلی یک سیستم سرونوماتیک عبارت از عملگر، شیرکنترلی، کنترل‌کننده و اندازه‌گیر است. برای هر یک از این اجزای چهارگانه، گزینه‌های مختلفی وجود دارد. و هر ترکیب چهارتایی از میان گزینه‌های موجود منجر به تحقق یک سیستم سرونوماتیک متفاوت می‌شود. در این میان تقسیم‌بندی از نقطه نظر شیر مورد استفاده، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است که بر این اساس سیستم‌ها به دو دسته‌ی سیستم‌های سرونوماتیک استاندارد (با شیرهای سرو یا پروپرشنال) و سیستم‌های سرو نیوماتیکی با شیرهای دو وضعیتی تحریک شده توسط سیگنال PWM^۲ تقسیم می‌شوند. در شیرهای دو وضعیتی، جابجایی اسپول کنترل شده نیست و شیر فقط می‌تواند کاملاً باز یا کاملاً بسته باشد. اما شیرهای سرو این امکان را دارند که بتوان جابجایی اسپول را کنترل کرد و متناسب با آن نیز دبی سیال عبوری از شیر نیز کنترل می‌شود.

۳-۲. مفاهیم کنترل امپدانس/ادمیتانس

همان‌گونه که هوگان در مقاله‌های خود بیان داشته است [۵۸] در بسیاری از موارد، کنترل صرف نیرو یا موقعیت به تنهایی کافی نمی‌باشد. به‌طور مثال در فرآیندهایی که شامل ارتباط تنگاتنگ یک ربات با محیط پیرامونش است مانند فرآیند مونتاژ، نیاز است تا در عین حالی که ربات دارای کنترل

^۱ compliance

^۲ Pulse width modulated

موقعیت مناسبی است، بتواند در مقابل نیروهای اعمالی خارجی نیز واکنش مناسب انجام داده و به خوبی پاسخ دهد. در روش کنترل امیدانس، مکانیک بین نیرو و حرکت است، که کنترل می‌شود. در این حالت، نیرو و موقعیت مطلوب توسط جرم، دمپر و فنر مجازی به هم متصل گردیده‌اند و مقادیر عددی این اجزاء به‌گونه‌ای تنظیم می‌شوند که رفتار مطلوب بدست آید. این امیدانس مکانیکی، دینامیک حاکم بر حرکت نیروست که در آن هم از سیگنال موقعیت و هم از سیگنال نیرو استفاده می‌گردد.

به دلیل آن‌که در کنترل امیدانس، ورودی از جنس جابجایی و خروجی از نوع نیرو است، کنترلر در نهایت باید به تعقیب نیروی مطلوب حاصل از المان امیدانسی بپردازد که از این جهت در بسیاری از مراجع به آن، اصطلاح کنترل امیدانس بر مبنای نیرو می‌گویند.

به هر حال در روش کنترل امیدانس یا ادمیتانس، تعامل بین ربات و محیط بیرونی با یک سیستم رسته صفر (سفتی خالص)، رسته یک (سفتی و میرایی) و نهایتاً رسته دو (سفتی، میرایی و اینرسی) شبیه‌سازی می‌شود تا رفتار تعاملی همانند رفتار این سیستم‌ها یک رفتار کاملاً پایدار باشد. تعیین پارامترهای فوق‌الذکر در کنترل امیدانس به نوع تعامل با محیط، جنس محیط خارجی، فعال یا غیرفعال بودن آن بستگی دارد و تغییر در اندازه‌های آن‌ها در انواع مختلف تعامل می‌تواند در بهبود رفتار کنترلی سیستم مؤثر واقع شود. مثلاً در واسطه‌های لامسه‌ای وقتی قرار است محیط با یک سختی مشخص برای فرد شبیه‌سازی شود که جنس این محیط، مقدار سختی را تعیین می‌نماید یا در ربات‌های توان‌بخشی بسته به این‌که راه رفتن فرد بیمار در چه محیطی صورت می‌گیرد، مقدار سختی محیط و در نتیجه سختی کنترل امیدانسی مشخص می‌گردد که برای محیط‌های مختلف متفاوت می‌باشد. برای آنکه بتوان چنین سختی را برای فرد کاربر در طول فاز ایستادن روی زمین شبیه‌سازی نمود، استفاده از عملگرهای نیوماتیکی که در آن‌ها می‌توان با استفاده از کنترل جداگانه فشار محفظه-های سیلندر دوطرفه، در عین ایجاد یک نیروی مشخص، سختی‌های متفاوتی را در بخش حلقه باز سیستم (عملگر نیوماتیک) به‌صورت جداگانه ایجاد نمود، یک مزیت به حساب می‌آید و در نتیجه تلاش‌های کنترلر در ایجاد سختی مورد نظر توسط کنترلر بخش سختی حلقه بسته سیستم کاهش می‌یابد و این به معنای افزایش پهنای باند کنترلی سیستم می‌باشد.

ریچاردسون و همکاران در کار خود به بررسی کنترل ادمیتانس در یک ربات دو درجه آزادی با عملگرهای نیوماتیکی جهت کاربرد توان‌بخشی (فیزیوتراپی) پرداخته‌اند و پس از برشمردن مزایا و معایب و مقایسه کنترل‌های امیدانس و ادمیتانس، از کنترل ادمیتانس جهت اهداف فیزیوتراپی استفاده نموده‌اند. در این کار بجای اجبار بیمار به پیمودن یک مسیر توسط ربات بر اساس کنترل موقعیت، از کنترل ادمیتانس استفاده شده تا رابطه بین نیروهای خارجی و موقعیت (احساسی که ربات به بیمار می‌دهد) کنترل گردد. در تعامل سیستم‌ها با یکدیگر، باید یکی خاصیت امیدانسی و

دیگری خاصیت ادمیتانسی داشته باشد تا شرط پایداری حفظ گردد. در کارهای صنعتی، محیط بیرون، غیرفعال^۱ است و صرفاً با دریافت نیروی خارجی دچار جابجایی می‌شود، در نتیجه می‌بایست محیط خارجی را ادمیتانس در نظر گرفت. به همین دلیل ربات با هر عملگری که با محیط تعامل دارد، باید خاصیت ادمیتانسی داشته باشد و لذا از این کنترلر استفاده می‌گردد.

در کاربردهای توان‌بخشی، بیمار به کمک ربات مسیر مطلوبی را طی می‌نماید. در مواقعی که بیمار توانایی لازم برای تعقیب مسیر را ندارد، یک نیروی تعاملی بین ربات و بیمار به وجود می‌آید که ناشی از همین عدم توانایی است. نیروی ایجادشده به وسیله نیروی خارجی به ربات اعمال می‌گردد و به کمک ضرایب ادمیتانسی به جابجایی مطلوب تبدیل شده و باعث اصلاح مسیر حرکت بیمار می‌گردد. در این فصل کنترلر ادمیتانس یک عملگر نیوماتیک با شیرهای سرونوماتیک انجام شده است. نخست با توجه به معادلات سیستم، روشی برای دستیابی به رفتار شبیه جرم-فنر-دمپر خطی در عملگر نیوماتیک با ضرایب قابل انتخاب ارائه شده است. طبق این روش ابتدا نیروی لازم برای اعمال شدن به مجموعه متحرک صلب عملگر برای القای رفتار ذکر شده به آن، تعیین می‌شود. سپس با توجه به اینکه نیروی موردنیاز و سفتی عملگر هر دو تابعی از فشار محفظه‌ها هستند، دو رابطه برای فشار مطلوب محفظه‌ها استخراج شده است که باید توسط حلقه کنترل فشار تعقیب گردند. برای این منظور از روش کنترل مد لغزشی استفاده شده است.

۳-۳. مدل دینامیکی سیستم

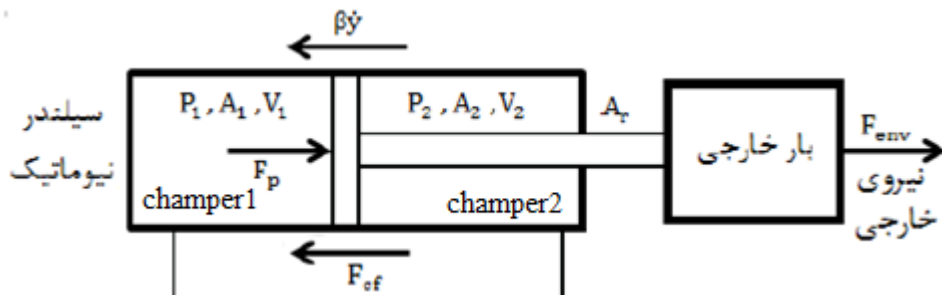
مدل دینامیکی سیستم شامل دینامیک حرکت پیستون، دینامیک فشار هوای داخل محفظه‌ها و دینامیک جریان سیال تراکم‌پذیر از داخل شیر است. شماتیک سیستم نیوماتیک در شکل ۳-۱ نشان داده شده است.

۳-۴. دینامیک حرکت پیستون

معادله رفتار دینامیکی پیستون را می‌توان با نوشتن برآیند نیروهای وارده به پیستون به صورت معادله (۳-۱) بدست آوریم.

$$M\ddot{y} = F_p - F_{cf} - \beta\dot{y} + F_{env} \quad (3-1)$$

¹ Passive



شکل ۳-۱. شماتیک سیستم نیوماتیک [۶۳]

در رابطه (۳-۱)، γ موقعیت پیستون نسبت به وسط عملگر و M جرم کل اجزای متحرک شامل پیستون، میله پیستون و بار خارجی متصل به آن را نشان می‌دهد. F_p نیروی خالص ناشی از اختلاف فشار محفظه‌ها است. β ضریب اصطکاک ویسکوز، F_{cf} نیروی اصطکاک کولمب، F_{env} نیروی وارد شده از محیط بیرون به عملگر می‌باشد. جرم M از مجموع جرم پیستون m_p ، جرم میله سنسور موقعیت جرم m_{ls} ، اتصالات m_l و جرم بار اعمالی خارجی m_{link} (در صورت وجود) طبق رابطه (۳-۲) بدست می‌آید.

$$M = m_p + m_l + m_{ls} + m_{link} \quad (۳-۲)$$

مقدار F_p نیز از رابطه (۳-۳) تعیین می‌گردد.

$$F_p = P_1 A_1 - P_2 A_2 - P_{atm} A_r \quad (۳-۳)$$

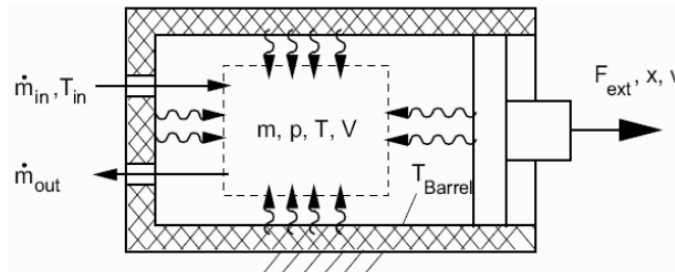
P_1 و P_2 به ترتیب فشار در محفظه‌های ۱ و ۲، A_1 و A_2 سطح مقطع هر یک از محفظه‌های ۱ و ۲-
 A_r سطح مقطع میله پیستون، P_{atm} فشار هوا است.

۳-۵. دینامیک فشار هوای داخل محفظه‌ها

ابتدا یکسری از فرض‌ها را در نظر می‌گیریم:

- هوای فشرده یک گاز کامل است.
- دما و فشار در محفظه‌ها به صورت همگن است.
- از تغییر انرژی پتانسیل گرانشی و جنبشی حاصل از سرعت سیال صرف نظر می‌گردد.
- فشار مخزن تأمین‌کننده هوا و نیز دمای آن ثابت می‌باشد. (دمای مخزن برابر دمای محیط است).
- از اتصالات و لوله‌های کوتاهی استفاده شده است لذا تأخیر در لوله‌ها قابل صرف نظر است.
- معادلات ترمودینامیکی نوشته شده برای یک محفظه، عیناً قابل کاربرد برای محفظه دیگر هم هستند.

- به دلیل آب‌بندی مناسب، نشت هوا بین سیلندرها قابل صرف‌نظر است.
- ابتدا یکی از محفظه‌ها را حجم کنترل فرض کرده، که در شکل ۳-۲ نشان داده شده، که در آن جریان جرمی ورودی و خروجی وجود خواهد داشت.



شکل ۳-۲. حجم کنترل و جریان جرمی ورودی و خروجی [۶۸]

برای گاز ایده‌آل و نیز بقای جریان جرمی بدست می‌آید که:

$$\dot{m}_{in} - \dot{m}_{out} = \dot{P}V + \dot{V}P \quad (۴-۳)$$

که در معادله (۴-۳)، \dot{m}_{in} و \dot{m}_{out} به ترتیب جریان جرمی ورودی و خروجی به حجم کنترل هستند، P بیانگر فشار حجم کنترل و V نیز بیانگر حجم کنترل است. سپس معادله بقای انرژی را باید در نظر گرفت که قبل از آن باید دو نکته را بیان کرد.

۱. حرارت داده‌شده به سیستم مثبت ($Q > 0$) و حرارت گرفته‌شده از سیستم منفی است ($Q < 0$).
۲. کار انجام‌شده به وسیله سیستم مثبت ($W > 0$) و کار انجام‌شده روی سیستم منفی است ($W < 0$).

در حجم کنترل معادله (۵-۳) حاکم خواهد بود [۶۸].

$$\dot{m}_{in} - \dot{m}_{out} = \dot{P}V + \dot{V}P$$

$$\dot{Q} - \dot{W}_{c.v} = \dot{m}_{out} h_{out} - \dot{m}_{in} h_{in} + \dot{U}$$

$$\dot{m}_{out} h_{out} - \dot{m}_{in} h_{in} = C_p (\dot{m}_{out} T_{out} - \dot{m}_{in} T_{in})$$

$$\dot{U} = \frac{d}{dt} (C_v m T) = \frac{C_v}{R} (\dot{P}V + \dot{V}P)$$

$$C_p = K C_v \text{ \& } K C_v - C_v = R \xrightarrow{\text{yields}} R = (K - 1) C_v \quad (۵-۳)$$

$$\dot{U} = \frac{C_v}{(K - 1) C_v} (\dot{P}V + \dot{V}P) = \frac{1}{(K - 1)} (\dot{P}V + \dot{V}P)$$

$$\dot{W}_{c.v} = P \dot{V}$$

معادله بالا به یک رابطه کلی خواهد رسید که در رابطه (۶-۳) بیان شده است.

$$\dot{q}_{in} - \dot{q}_{out} - P\dot{V} = KC_V (\dot{m}_{out}T_{out} - \dot{m}_{in}T_s) + \frac{1}{(K-1)}(\dot{P}V + \dot{V}.P) \quad (6-3)$$

توجه شود که T_s در اینجا دمای مخزن است که بجای T_{in} در معادله بالا قرار گرفته است. معادله بالا بسیار مهم است زیرا دربرگیرنده دو فرایند آدیاباتیک و هم‌دما است که در ادامه به آن‌ها پرداخته خواهد شد.

• فرض آدیاباتیک بودن فرایند

فرض آدیاباتیک برای فرایندهایی قابل قبول است که سریع رخ می‌دهند. برای فرآیند آدیاباتیک معادلات زیر حاکم هستند [۶۸].

$$\dot{q}_{in} - \dot{q}_{out} = 0$$

$$-P\dot{V} = KC_V (\dot{m}_{out}T_{out} - \dot{m}_{in}T_s) + \frac{1}{(K-1)}(\dot{P}V + \dot{V}.P) \quad (7-3)$$

$$\dot{P} = \frac{KR}{V}(\dot{m}_{in}T_s - \dot{m}_{out}T_{out}) - \frac{KP\dot{V}}{V}$$

از طرف دیگر داریم:

$$\frac{dU}{dt} = \frac{d}{dt}(C_V mT) = \frac{1}{(K-1)}(\dot{m}T + T.\dot{m})$$

$$\dot{m} = \dot{m}_{in} - \dot{m}_{out} \quad (8-3)$$

$$\dot{T} = (KT_s - T)\frac{R\dot{m}_{in}}{PV} - (K-1)\frac{R\dot{m}_{out}}{PV}T - (K-1)\frac{\dot{V}}{V}T$$

دو دسته معادلات (۷-۳) و (۸-۳) توصیف‌کننده شرایط آدیاباتیک هستند.

فرض هم‌دما بودن فرآیند

در رابطه (۹-۳) از معادله گاز کامل استفاده می‌شود و توجه می‌گردد که فرآیندهای هم‌دما زمانی رخ می‌دهند که زمان فرآیند زیاد باشد. در اینجا همه دماها را باید با دمای محیط یکسان در نظر گرفت که داریم:

$$P\dot{V} + \dot{P}V = RT_s \dot{m}$$

$$\dot{P} = \frac{RT_s}{V}(\dot{m}_{in} - \dot{m}_{out}) - \frac{P\dot{V}}{V} \quad (9-3)$$

از مقایسه معادله (۷-۳) و معادله (۹-۳) می‌توان به این نتیجه رسید که تفاوت آن‌ها در ضرایب k است که در معادله آدیاباتیک وجود دارد ولی این ضریب در معادله هم‌دما یک است. بنابراین می‌توان از معادله کلی (۱۰-۳) استفاده کرد. با وجود اینکه ماهیت دقیق فرآیند مشخص نیست اما می‌توان اطمینان داشت که فرآیند چیزی مابین هم‌دما و آدیاباتیک است و نیازی نیست که به‌طور دقیق از ماهیت این فرآیند مطلع بود.

$$\dot{P}_{1,2} = \frac{\alpha RT}{V_{1,2}} \dot{m}_{1,2} - \frac{\alpha P_{1,2} \dot{V}_{1,2}}{V_{1,2}} \quad (10-3)$$

α ضریبی است که مقدار آن بستگی به نوع فرآیند انتقال حرارت در حین تغییرات فشار داخل محفظه دارد و از طرفی فرآیند انتقال حرارت بین دو حالت هم‌دما و بی‌درو است، محدوده آن بین ۱ (برای حالت فرآیند هم‌دما) و k (برای فرآیند بی‌درو) در نظر گرفته می‌شود. k گرمای ویژه سیال است که مقدار آن برای هوا ۱/۴ است. در الگوریتم کنترل فشار پارامتر α به‌عنوان عدم قطعیت مدل که بازه تغییرات آن $k-1$ است لحاظ می‌شود.

در معادله (۱۰-۳)، مقدار حجم محفظه‌ها و تغییرات آن‌ها با استفاده از روابط (۱۱-۳) تا (۱۴-۳) محاسبه می‌گردند.

$$V_1(t) = V_{s1} + A_1 \left(\frac{1}{2} L + x(t) \right) \quad (11-3)$$

$$V_2(t) = V_{s2} + A_2 \left(\frac{1}{2} L - x(t) \right) \quad (12-3)$$

$$\dot{V}_1(t) = A_1 \dot{x}(t) \quad (13-3)$$

$$\dot{V}_2(t) = -A_2 \dot{x}(t) \quad (14-3)$$

در روابط فوق V_{s1} و V_{s2} به ترتیب حجم مرده محفظه‌های ۱ و ۲، L طول کورس پیستون، A_1 و A_2 سطح مقطع دو طرف آن و x نیز، موقعیت پیستون می‌باشد که از حالت میانی قرارگیری آن در سیلندر اندازه‌گیری می‌شود.

دینامیک جریان سیال داخل شیر

برای مدل‌سازی شیر نیوماتیکی دو مسئله را باید در نظر گرفت.

۱- محاسبه نرخ جریان جرمی گذرنده از شیر بر حسب فشار و دمای بالادست و فشار پایین‌دست

جریان

۲- در نظر گرفتن زمان‌های تأخیر و برخاست شیر به هنگام اعمال پالس به آن، که تأثیر

مستقیم روی سطح مقطع عبور هوا از هر مسیر شیر دارد.

برای محاسبه میزان نرخ جریان جرمی گذرنده از یک شیر، از تئوری استاندارد اریفیس استفاده می‌گردد. تقریباً همه محققینی که در این زمینه کار نموده‌اند، این تئوری را به کار برده‌اند [۵۵، ۶۹]. بر طبق این تئوری میزان نرخ جریان جرمی گذرنده از یک اریفیس، به فشار و دمای بالادست جریان، فشار پایین‌دست، سطح مقطع اریفیس و ثابت تخلیه بستگی دارد. رابطه (۴-۱۵) بیانگر این تئوری می‌باشد [۵۵].

$$\dot{m}_v = C_d A_v \begin{cases} C_1 \frac{P_u}{\sqrt{T_0}} & \text{IF } \frac{P_d}{P_u} < b \text{ choked flow} \\ C_1 \frac{P_u}{\sqrt{T_0}} \left(\frac{P_d}{P_u}\right)^{1/K} \sqrt{1 - \left(\frac{P_d}{P_u}\right)^K} & \text{IF } \frac{P_d}{P_u} > b \text{ subsonic flow} \end{cases} \quad (15-3)$$

که ثوابت C_1 ، C_2 و b از روابط (۱۶-۳) بدست می‌آیند.

$$C_1 = \sqrt{\frac{K}{R} \left(\frac{P_d}{P_u}\right)^{\frac{K+1}{K-1}}} \quad ; \quad C_2 = \sqrt{\frac{2K}{R(K-1)}} \quad ; \quad b = \sqrt{\left(\frac{2}{K+1}\right)^{\frac{K}{K-1}}} \quad (16-3)$$

در رابطه (۱۵-۳)، b نسبت فشار بحرانی، C_d ثابت تخلیه، A_v سطح مقطع اریفیس، P_d و P_u فشار بالادست و پایین‌دست و T_0 دمای سکون جریان می‌باشند.

وقتی نسبت فشار از مقدار بحرانی b کوچک‌تر باشد، دبی گذرنده از اریفیس، به صورت خطی، فقط تابع فشار بالادست خواهد بود که اصطلاحاً گفته می‌شود، جریان گذرنده از آن، خفه شده می‌باشد. در این نوع جریان عدد ماخ، در گلوگاه اریفیس به مقدار ۱ می‌رسد. اما هرگاه نسبت فشار از مقدار بحرانی آن، بزرگ‌تر باشد، رژیم جریان از حالت خفه شده به حالت مادون صوت تغییر پیدا می‌کند. در این رژیم عدد ماخ در کل مسیر از ۱ کوچک‌تر است و دبی گذرنده از اریفیس به صورت غیرخطی تابعی از هر دو فشار بالادست و پایین‌دست است.

رابطه (۱۵-۳) فقط برای یک اریفیس ایده‌آل صادق می‌باشد. در یک اریفیس واقعی، مقدار نسبت فشار بحرانی (b)، تابعی از شکل و هندسه اریفیس و نوع سیال گذرنده از آن می‌باشد. و باید به صورت تجربی تعیین گردد. ثابت C_d نیز با انجام آزمایش بدست می‌آید. چگونگی تعیین این مقادیر با استفاده از آزمایش بر پایه استاندارد ISO 6358, 1989 صورت می‌گیرد.

۳-۶. استراتژی کنترل امیدانسی

رفتار امیدانسی دلخواه به صورت رابطه (۱۷-۳) است.

$$m_{imp} (\ddot{y} - \ddot{y}_d) + b_{imp} (\dot{y} - \dot{y}_d) + k_{imp} (y - y_d) = F_{env} \quad (17-3)$$

در رابطه (۱۷-۳)، m_{imp} ، b_{imp} و k_{imp} به ترتیب اینرسی، میرایی و سختی مورد انتظار است که عملگر نیوماتیک باید در مواجهه با اغتشاشات بیرونی از خود نشان دهد و y_d نیز موقعیت مرجع است. برای این که عملگر نیوماتیک بتواند رفتاری مطابق رابطه (۱۷-۳) از خود نشان دهد، می‌توان نیروی محرک مطلوب در رابطه (۳-۳) را به صورت رابطه (۱۸-۳) تعریف کرد.

$$F_{pd} = \hat{B}\dot{y} + \hat{F}_{cf} - \hat{F}_{env} + P_{atm} A_r + \frac{M}{m_{imp}} \left(\hat{F}_{env} - b_{imp} (\dot{y} - \dot{y}_d) - k_{imp} (y - y_d) + m_{imp} \ddot{y}_d \right) \quad (18-3)$$

در رابطه (۱۸-۳)، \hat{B} و \hat{F}_{cf} به ترتیب ضریب اصطکاک ویسکوز و نیروی اصطکاک کولمب تخمین زده شده و \hat{F}_{env} نیز نیروی خارجی اندازه‌گیری شده توسط سنسور نیرو است. این رابطه به‌گونه‌ای انتخاب شده است که نیاز به اندازه‌گیری و یا تخمین شتاب در آن نیست و در صورت اندازه‌گیری مناسب نیرو و موقعیت و تخمین مناسب سرعت و نیروهای اصطکاک، نیروی محرک مطلوب برای ایجاد رفتاری مطابق رابطه (۱۷-۳) می‌تواند به‌درستی تعیین شود. برای ایجاد نیروی محرک مطلوب در رابطه (۱۸-۳)، نیاز است که فشار مطلوب محفظه‌ها تعیین شوند، از طرفی سفتی عملگر نیوماتیک نیز تابعی از فشار محفظه‌ها بوده و مطابق رابطه (۱۹-۳) است.

$$K = \frac{P_1 A_1}{\frac{L}{2} + y} + \frac{P_2 A_2}{\frac{L}{2} - y} \quad (۱۹-۳)$$

در رابطه (۱۹-۳) L طول کورس سیلندر نیوماتیک است. با توجه به رابطه (۱۹-۴) و این‌که:

$$F_{pd} = P_{1d} A_1 - P_{2d} A_2 - P_{atm} A_r \quad (۲۰-۳)$$

فشار مطلوب هر یک از محفظه‌ها، P_{1d} و P_{2d} مطابق رابطه (۲۱-۳) بدست می‌آید.

$$P_{1d} = \left(\frac{K_d + F_{pd} + P_{atm} A_r}{A_1} \right) \left(\frac{l}{2} + y \right) + \frac{K_d}{A_1} \left(\frac{l}{2} - y \right) \quad (۲۱-۳)$$

$$P_{2d} = \left(\frac{K_d + F_{pd} + P_{atm} A_r}{A_2} \right) \left(\frac{l}{2} + y \right) + \frac{K_d}{A_2} \left(\frac{l}{2} - y \right) - \frac{F_{pd}}{A_2} - \frac{P_{atm} A_r}{A_2}$$

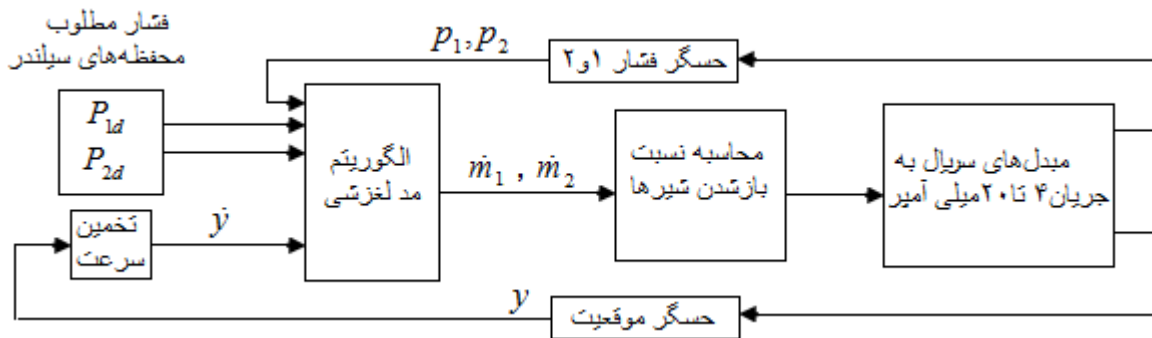
که K_d سفتی مطلوب است.

۳-۷. کنترل فشار محفظه‌ها

با توجه به طبیعت غیرخطی و نوع عدم قطعیت در دینامیک فشار، از روش کنترلی مد لغزشی برای تعیین مقدار ورودی کنترلی در هر لحظه استفاده می‌شود.

۳-۷-۱. الگوریتم کنترلی مد لغزشی

با در نظر گرفتن $\dot{m}_{1,2}$ به‌عنوان ورودی کنترلی در رابطه (۱۰-۳)، معادله فشار به‌صورت رابطه استاندارد برای اعمال روش کنترلی مد لغزشی قابل بیان است. که بلوک دیاگرام آن در شکل ۳-۳ قابل مشاهده است.



شکل ۳-۳. دیاگرام بلوکی سیستم کنترل فشار محفظه‌ها

$$\dot{p} = f(\bar{x}) + b(\bar{x})u \quad (22-3)$$

که $f(\bar{x}) = -\frac{\alpha p \dot{v}}{V}$ و $b(\bar{x}) = \frac{\alpha RT}{V}$ است. به دلیل عدم قطعیت روی مقدار دقیق پارامتر α ، این دو تابع نیز دارای عدم قطعیت ولی با محدوده مشخص است. $u = \dot{m}$ نیز ورودی کنترلی هر محفظه است که مقدار آن در هر لحظه باید توسط قانون کنترلی تعیین شود. سطح لغزش انتگرالی را می‌توان بر اساس رابطه (۲۳-۳) بیان کرد.

$$s = \left(\frac{d}{dt} + \lambda \right) \left(\int_0^t \tilde{p} dt \right) \quad (23-3)$$

که $\tilde{p} = p - p_d$ خطای تعقیب و λ پارامتر ثابت مثبت و مرتبط با سرعت همگرایی است. مسئله تعقیب فشار به مسئله باقی ماندن روی سطح لغزش متغیر با زمان s یا اطراف آن تبدیل می‌شود. قانون کنترلی در آغاز به صورت روابط (۲۴-۳) و (۲۵-۳) انتخاب می‌شود [۷۰].

$$u = \frac{1}{b} (\hat{u} - K \operatorname{sgn}(s)) \quad (24-3)$$

$$\hat{u} = -\hat{f} + \dot{p}_d - \lambda \tilde{p} \quad (25-3)$$

در روابط (۲۴-۳) و (۲۵-۳)، \hat{f} تخمین تابع f است. به طوری که محدوده خطای تخمین با تابع $F = F(P, V, \dot{V})$ به صورت رابطه (۲۶-۳) نشان داده می‌شود:

$$|\hat{f} - f| \leq F \quad (26-3)$$

\hat{b} نیز میانگین هندسی مقدار کمینه و بیشینه تابع $b(\bar{x})$ با توجه به بازه تغییرات پارامتر α است. که در رابطه (۲۷-۳) نشان داده شده است.

$$\hat{b} = (b_{\max} b_{\min})^{1/2} \quad (27-3)$$

با توجه به بازه تغییرات α ، توابع F و \hat{b} مطابق با روابط (۲۸-۳) و (۲۹-۳) خواهند بود.

$$F = 0.2 \left| \frac{p \dot{v}}{v} \right| \quad (28-3)$$

$$\hat{b} = \sqrt{1.4} \frac{RT}{V} \quad (29-3)$$

ضریب K نیز در رابطه (24-3) یک ضریب متغیر است و به گونه‌ای انتخاب می‌شود که پایداری سیستم کنترلی در خارج از سطح لغزش با در نظر گرفتن تابع s^2 به عنوان تابع لیاپانوف مطابق رابطه (30-3) تضمین شود.

$$\frac{1}{2} \frac{d}{dt} s^2 \geq -\eta |s| \quad (30-3)$$

در رابطه (30-3) ضریب η یک عدد مثبت انتخاب می‌شود که مقدار آن روی تلاش کنترلی و زمان رسیدن به سطح لغزش مؤثر است. با انتخاب مقدار K به طوری که شرط مطابق با رابطه (31-3) را ارضا نماید، رابطه (30-3) برقرار می‌شود.

$$K \geq \beta(F + \eta) + (\beta - 1)|\hat{u}| \quad (31-3)$$

مقدار پارامتر β نیز مطابق رابطه (32-3) است.

$$\beta = \left(\frac{b_{\max}}{b_{\min}} \right)^{1/2} \quad (32-3)$$

در مرحله بعد برای جلوگیری از نوسانات فرکانس بالا در نزدیکی سطح لغزش که به دلیل ناپیوسته بودن قانون کنترلی ایجاد می‌شود، قانون کنترلی به صورت رابطه (33-3) اصلاح می‌شود.

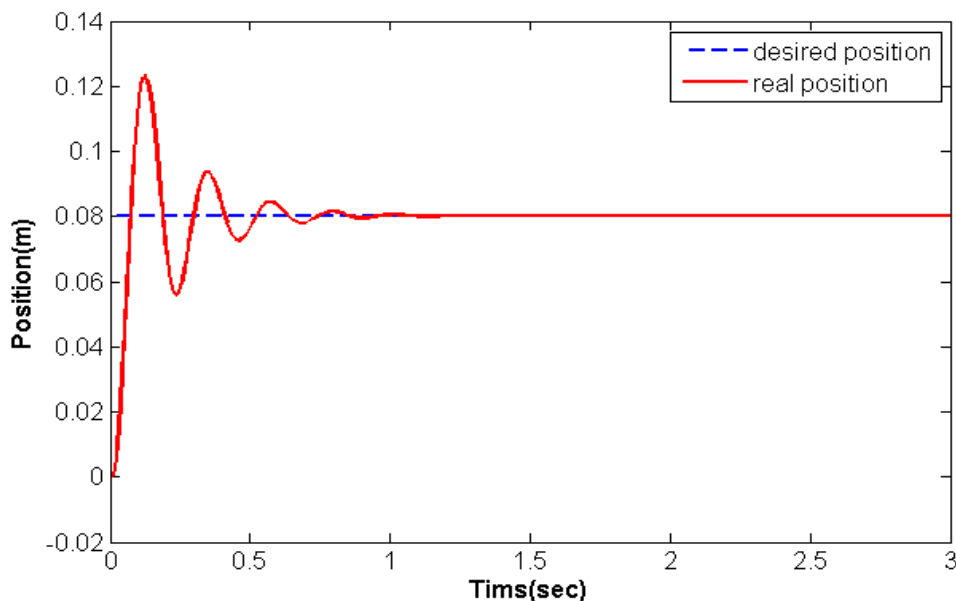
$$u = \frac{1}{\hat{b}} (\hat{u} - Ksat(s/\varphi)) \quad (33-3)$$

که تابع $sat(s/\varphi)$ به صورت رابطه (34-3) تعریف می‌شود.

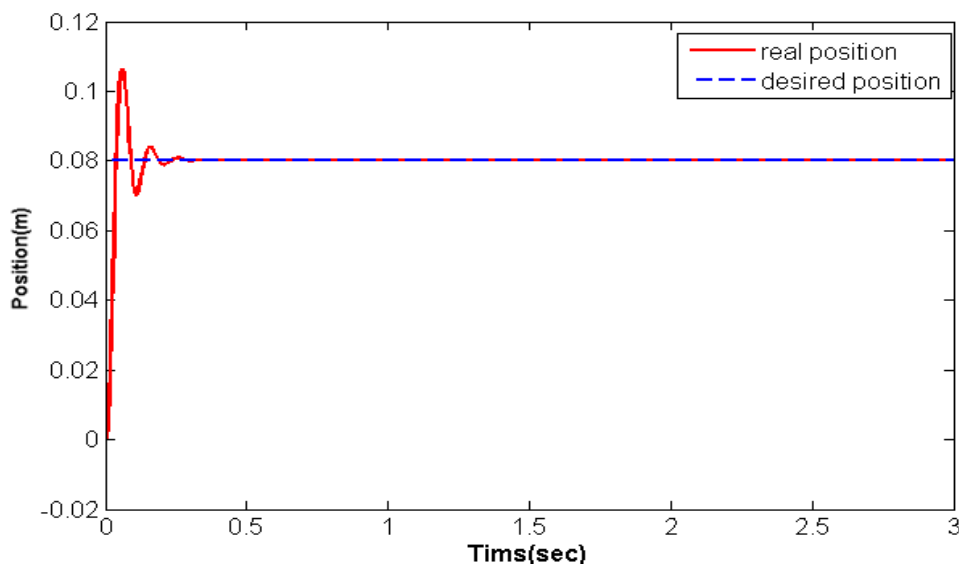
$$sat(s/\varphi) = \begin{cases} 1 & : s/\varphi > 1 \\ s/\varphi & : -1 < s/\varphi < 1 \\ -1 & : s/\varphi < -1 \end{cases} \quad (34-3)$$

پارامتر ضخامت لایه مرزی اطراف سطح لغزش است. با این انتخاب، قانون کنترلی در نزدیک سطح لغزش به صورت پیوسته می‌شود. در اینجا مقدار ضخامت لایه مرزی بر روی دقت کنترلی و میزان نوسانات فرکانس بالا مؤثر است. مقدار بزرگی ورودی کنترلی در هر لحظه در الگوریتم مد لغزشی به میزان دور بودن از سطح لغزش و مدت زمان مورد انتظار برای رسیدن به آن بستگی دارد. میزان تغییرات پارامترهای دارای عدم قطعیت، مقدار وارد شدن اغتشاشات بیرونی، خطای اندازه‌گیری یا تخمین متغیرهای حالت و نیز شدت تغییرات در ورودی مرجع از عواملی هستند که می‌توانند سبب دور شدن از سطح لغزش شوند و عملگر را وادار به اعمال ورودی کنترلی مطابق روابط (24-3)، (25-3)، (31-3) و (33-3) کند. بر اساس این روابط میزان تلاش کنترلی به محدوده نامعینی‌ها روی توابع f و b ، سرعت تغییرات فشار مرجع و نیز پارامترهای λ و η که سرعت هم‌گرایی و زمان رسیدن به سطح لغزش را معین می‌کنند و نیز پارامتر که ضخامت لایه مرزی را مشخص کرده و در جلوگیری از پدیده

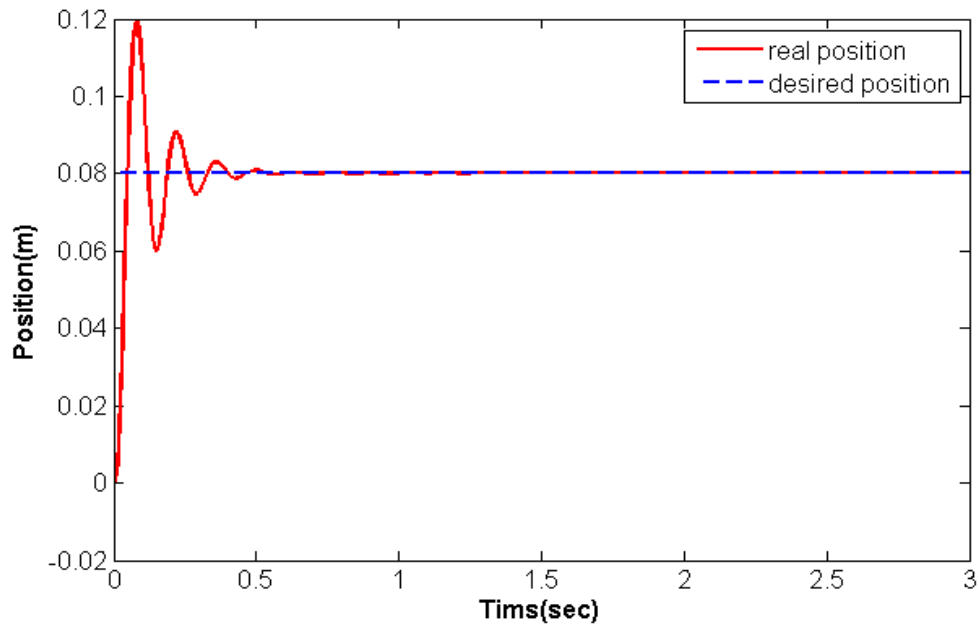
نوسانات فرکانس بالا و مصرف بسیار زیاد توان مؤثر است بستگی دارد. در پیاده‌سازی الگوریتم کنترلی، برای پارامترهای λ و η ابتدا با توجه به توان عملگرها مقدار اولیه‌ای برای آنها محاسبه شده است و سپس با روش سعی و خطا در طی انجام آزمایشات، مقدار آنها اصلاح شده است. در این بخش کنترل موقعیت ربات با ضرایب امیدانس مختلف و همچنین تعقیب فشار انجام شده است که نتایج آن ارائه شده است.



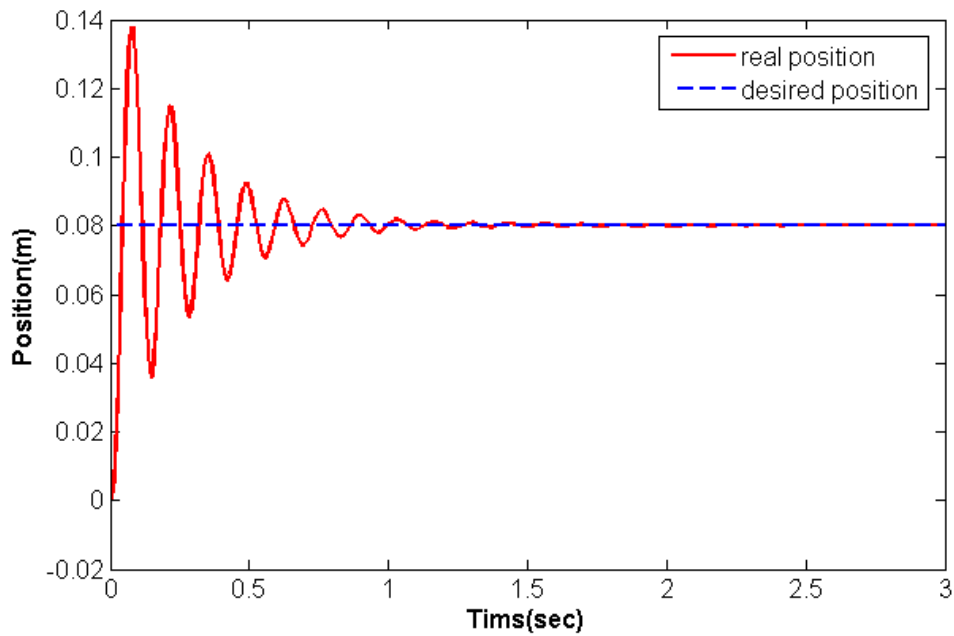
شکل ۳-۴. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امیدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۳۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۳ کیلوگرم



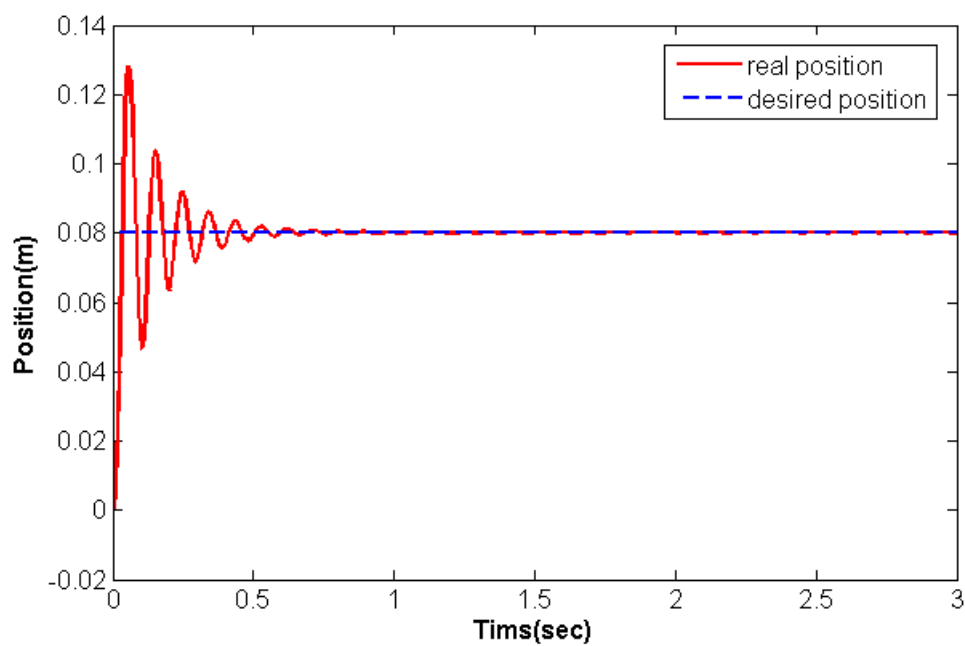
شکل ۳-۵. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امیدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۳۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۱ کیلوگرم



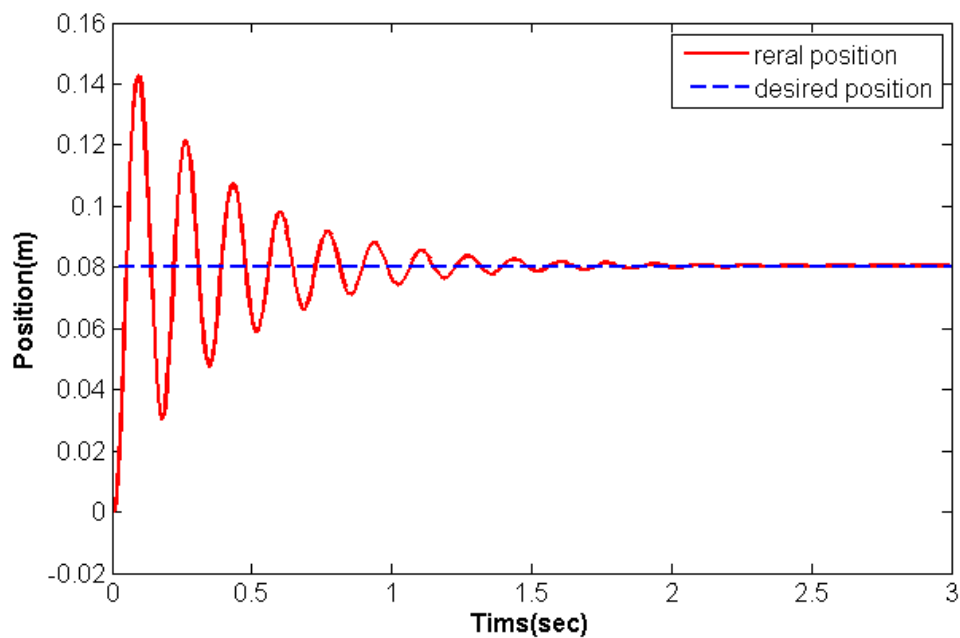
شکل ۳-۶. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امپدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۳۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۲ کیلوگرم



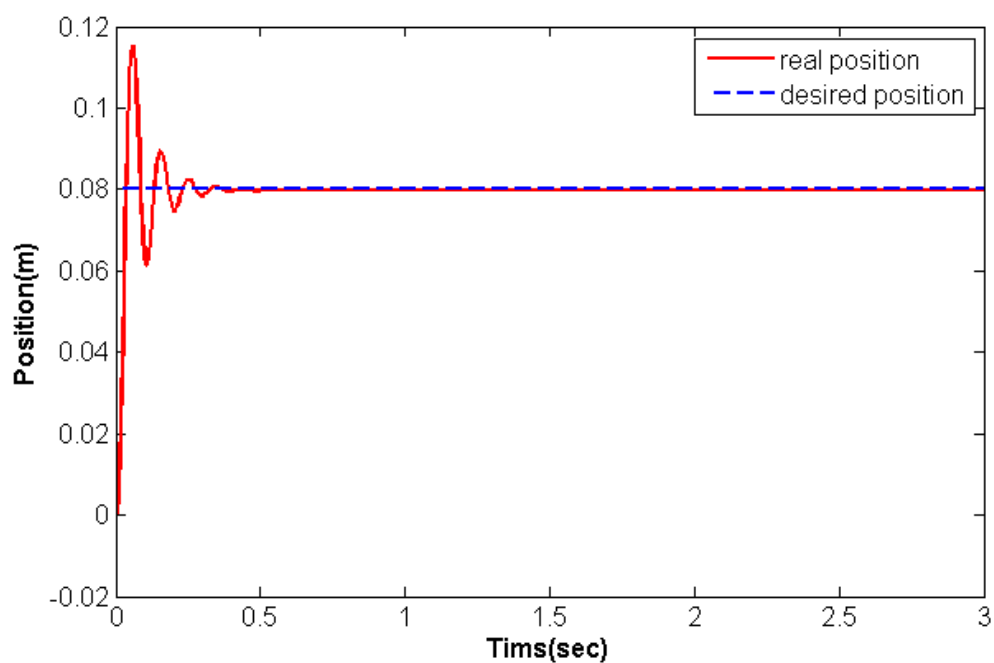
شکل ۳-۷. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امپدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۱۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۲ کیلوگرم



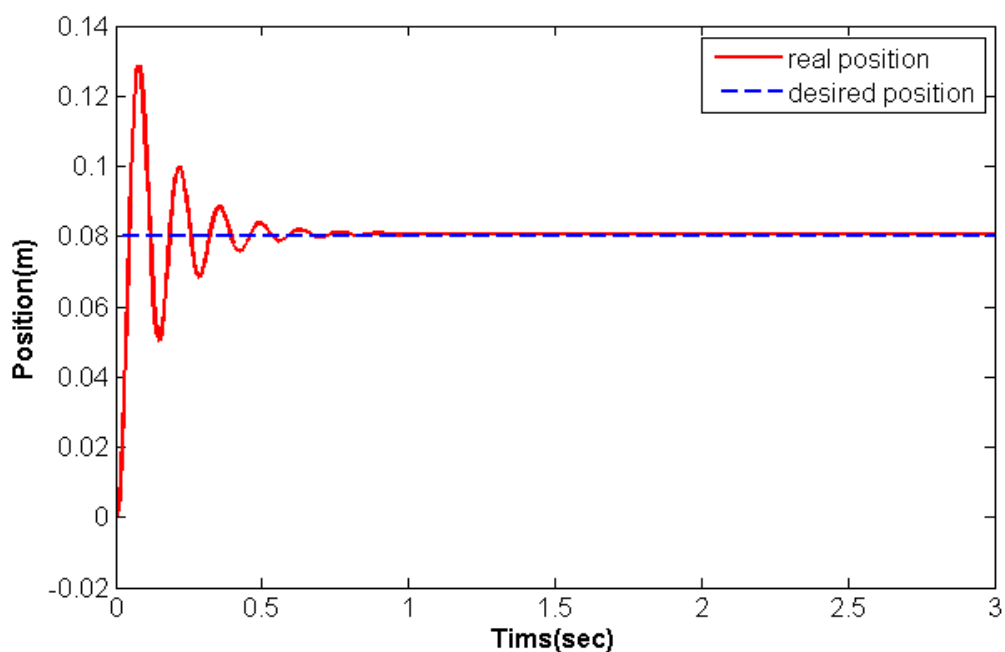
شکل ۳-۸. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امیدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۱۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۱ کیلوگرم



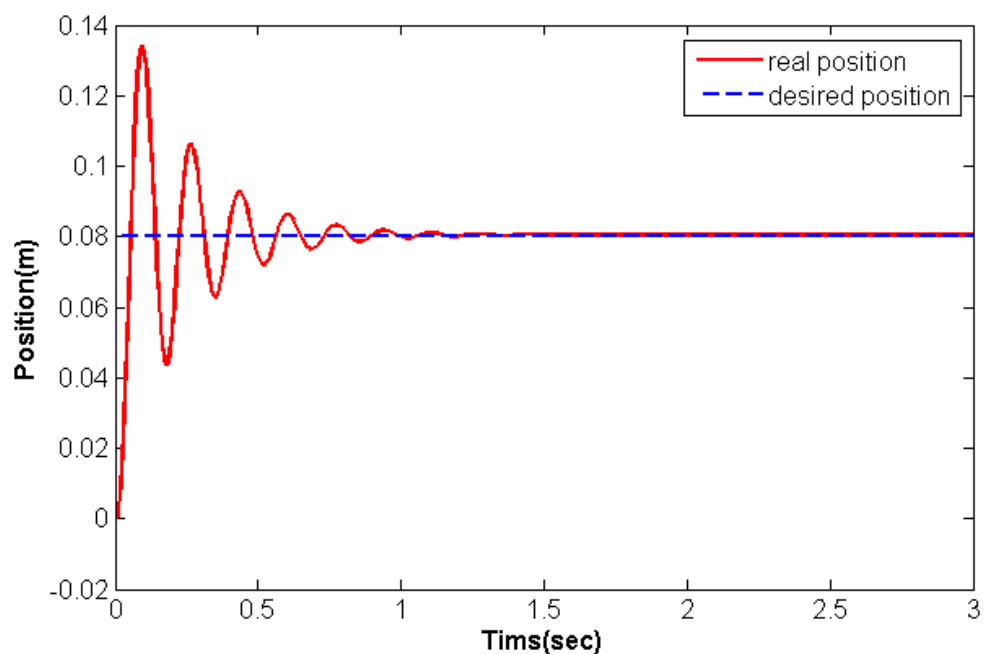
شکل ۳-۹. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امیدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۱۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۳ کیلوگرم



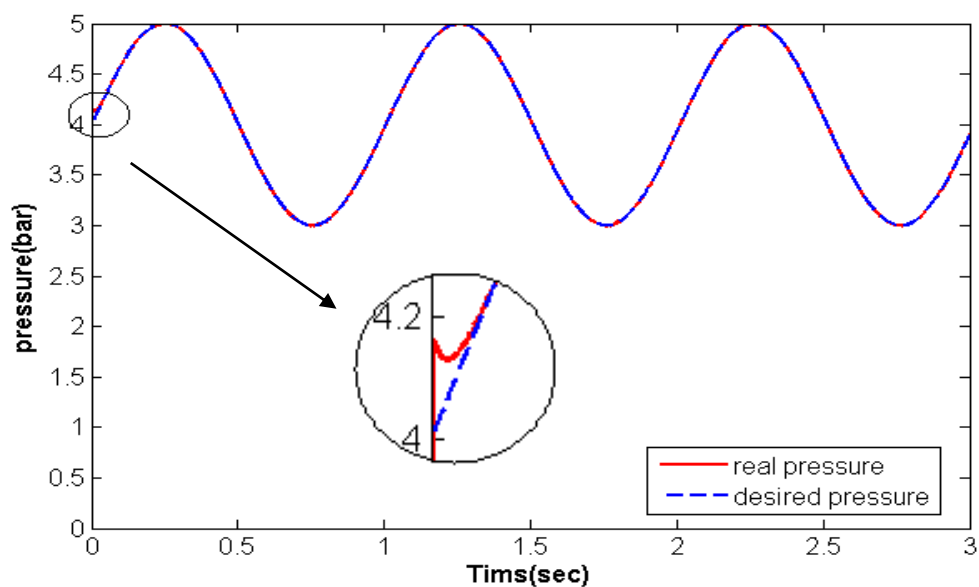
شکل ۳-۱۰. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امیدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۲۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۱ کیلوگرم



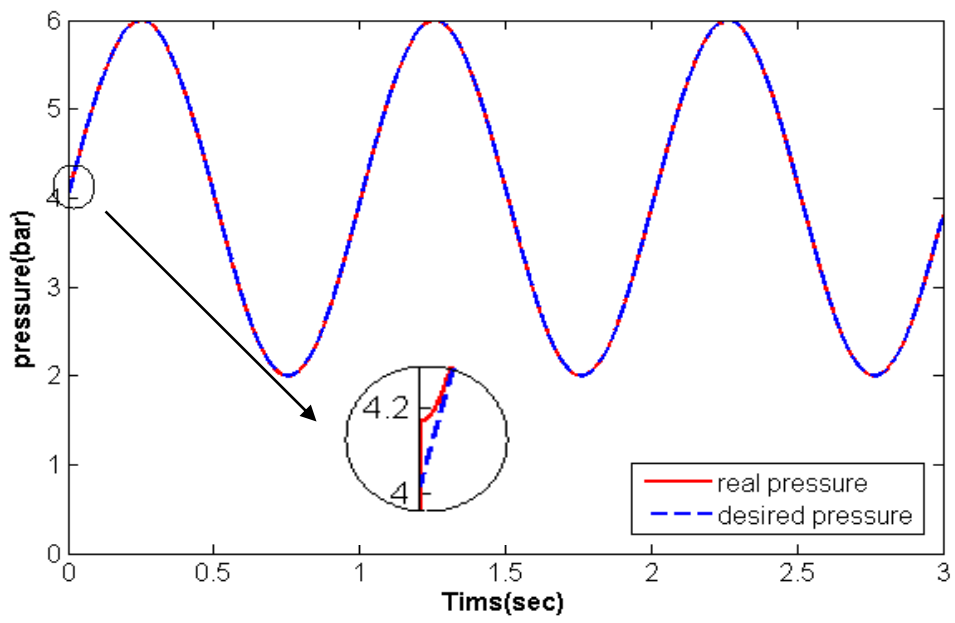
شکل ۳-۱۱. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امیدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۲۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۲ کیلوگرم



شکل ۳-۱۲. تعقیب موقعیت در سیستم تحت کنترل امپدانس در فضای آزاد با سختی هدف ۴۰۰۰ نیوتن بر متر، میرایی هدف ۲۰ نیوتن ثانیه بر متر و اینرسی هدف ۳ کیلوگرم



شکل ۳-۱۳. تعقیب فشار مرجع سینوسی در فرکانس ۱ هرتز، فشار مرجع ۴ بار و دامنه فشار ۱ بار



شکل ۳-۱۴. تعقیب فشار مرجع سینوسی در فرکانس ۱ هرتز، فشار مرجع ۴ بار و دامنه فشار ۲ بار

فصل ۲۰

آزمایش تجربی ریاضیات پایه

نویسنده

۴-۱. مقدمه

در این فصل در ابتدا شبیه‌سازی و مشخصات سیستم سرونوماتیک ارائه شده است. سپس به معرفی کارت‌ها و مبدل‌های مورد استفاده در این سیستم پرداخته شده است و همچنین نحوه ارتباط اجزاء با یکدیگر بیان شده است. از آنجایی که نحوه اتصال اجزاء و استفاده آن به عنوان یک پای ربات اهمیت دارد، بنابراین به طراحی یک پای ربات و ساخت اتصالات و در نهایت مونتاژ کلیه اجزاء پرداخته شده است. در ادامه مشاهده‌گر فشاری طراحی شده که فشار محفظه‌های سیلندر را تخمین می‌زند. سپس متغیرهای سیستم را به ازای جریان‌های مختلف بدست آورده و نمودارهای آن‌ها متناسب با هر جریان مشاهده می‌شود. در ادامه مشاهده‌گر فشار تست شده و نتایج آن ارائه شده است.

۴-۲. شبیه‌سازی سیستم سرونوماتیک

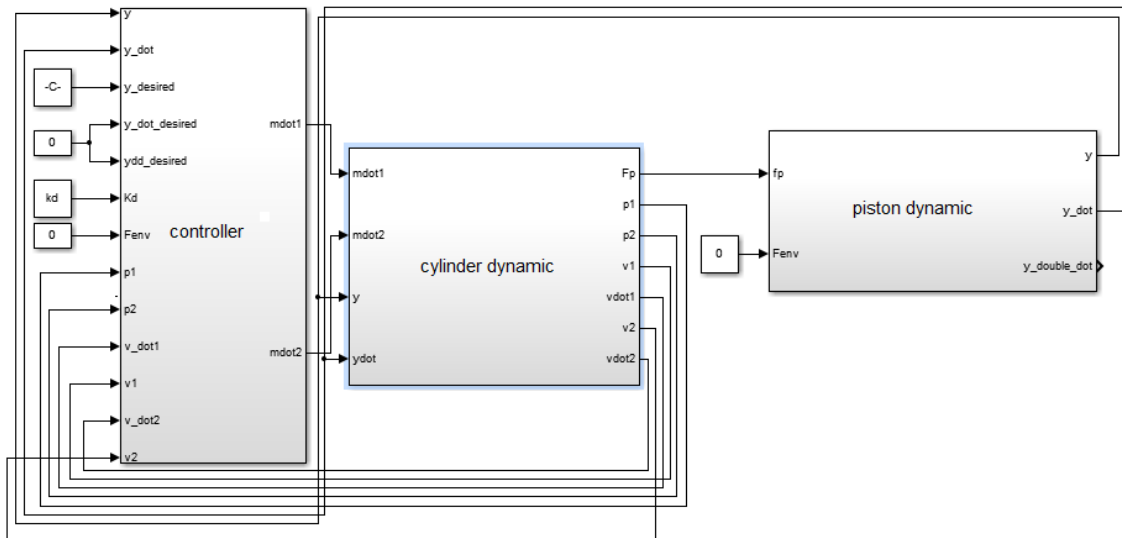
شبیه‌سازی سیستم مذکور در نرم‌افزار Matlab در محیط Simulink انجام گرفته است. دیاگرام فایل Simulink از سه قسمت اصلی تشکیل شده که هر یک از این قسمت‌ها، سیستم مذکور را مدل نموده‌اند. این سه قسمت در زیر معرفی شده‌اند.

- مدل دینامیکی عملگر
- مدل هوای داخل محفظه‌های عملگر
- مدل شیر

در مدل شیر، رابطه بین سطح مقطع هر مسیر شیر و میزان دبی جرمی ورودی و خروجی به سیلندر مشخص شده و جریانی متناسب با آن محاسبه می‌شود. جریان محاسبه‌شده برای مشخص کردن میزان سطح مقطع عبور هوا در هر لحظه، در نظر گرفته می‌شود.

مدل ترمودینامیکی عملگر، بیانگر رابطه بین دبی‌های ورودی و خروجی از محفظه‌های سیلندر و مقادیر فشار محفظه‌ها می‌باشد.

مدل دینامیکی عملگر نیز، بیانگر رابطه بین نیروی ناشی از اختلاف فشار محفظه‌های سیلندر، F_p و موقعیت x می‌باشد. دیاگرام کلی فایل سیمولینک به کار برده شده در شکل (۴-۱) نشان داده شده است.



شکل ۴-۱. بلوک-دیگرام شبیه‌سازی سیستم سرونوماتیک (Matlab/Simulink)

۴-۳. معرفی کارت‌های اکتساب داده شرکت Advantech

سیستم کارت‌های واسطه یک مدار مجتمع برای اخذ و ثبت داده و با هدف کلی کاربردهای کنترلی می‌باشد. از کارت‌های DAQ جهت جمع‌آوری داده‌ها و تولید سیگنال آنالوگ و دیجیتال برای برقراری ارتباط بین کامپیوتر و دنیای بیرون استفاده می‌شود. DAQ به‌طور خلاصه به اندازه‌گیری یک سیگنال حقیقی نظیر ولتاژ و ارسال آن به کامپیوتر جهت پردازش، تجزیه و تحلیل، ذخیره و اعمال تغییرات اطلاق می‌گردد. یعنی به کمک این کارت و نرم‌افزارهایی نظیر Matlab و Labview می‌توان سیستم را کنترل و نظارت کرد. کارت‌های اکتساب داده دو نوع هستند. سیستم‌هایی که درون کامپیوتر قرار می‌گیرند و سیستم‌هایی که بیرون از کامپیوتر و به‌وسیله usb به آن متصل می‌شود. در این قسمت مشخصات فنی کارت Advantech Data Acquisition و سری PCI و PCL و PCIE را بررسی کنیم. این کارت‌های DAQ درون کامپیوتر نصب می‌شوند. کارت‌های DAQ دارای سرعت بالای نمونه‌گیری از ورودی آنالوگ و همچنین دارای ورودی‌های آنالوگ بیشتری هستند. که در ادامه انواع آن معرفی شده‌اند.

۴-۳-۱. کارت Multifunction

کارت Multifunction دارای ۱۶ ورودی آنالوگ ۱۲ بیتی است که سرعت ۱۰۰ کیلو نمونه بر ثانیه را دارد و دارای ۲ خروجی آنالوگ و ۳۲ ورودی خروجی دیجیتال هستند. کارت‌های DAQ زیر دسته Multifunction شرکت Advantech مصرف عمومی دارند. به عبارت دیگر شامل ورودی خروجی آنالوگ و دیجیتال هستند که می‌توان به کارت‌های زیر اشاره کرد.

سری PCI-1710 از جمله کارت‌های چندمنظوره برای PCI bus می‌باشند. طراحی مدار پیشرفته‌ی آن‌ها کیفیت بالاتر و عملکرد بیشتری را از جمله اندازه‌گیری داده مورد نظر و توابع کنترلی با بکارگیری مبدل A/D ۱۲ بیتی، مبدل D/A، ورودی دیجیتال، خروجی دیجیتال و شمارنده ارائه می‌دهد. شکل ۴-۲ نشان‌دهنده یک کارت واسطه یا کارت اکتساب داده است.



شکل ۴-۲. کارت اکتساب داده PCI 1710

۴-۳-۲. کارت‌های نمونه‌برداری Digital و Counters

این دسته از کارت‌های Advantech تنها شامل ورودی و خروجی دیجیتال و شمارنده هستند.

۴-۳-۳. کارت Analog

سری آخر از کارت‌های Advantech کارت‌های DAQ آنالوگ هستند که شامل ورودی و خروجی آنالوگ هستند و ورودی و خروجی دیجیتال ندارند.

۴-۴. مشخصات سیستم سرونوماتیک

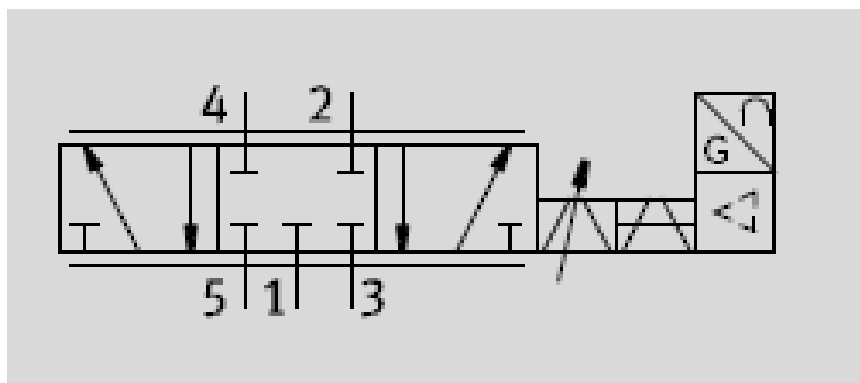
به منظور انجام آزمایش‌های عملی از تجهیزات گوناگونی استفاده شده که در این بخش به معرفی این تجهیزات، شامل اجزای نیوماتیکی، سنسورها، تجهیزات الکترونیکی و سیستم کنترل کامپیوتری پرداخته می‌شود.

عملگر تحت کنترل یک سیلندر تک میله دو طرفه ساخت شرکت فستو با کورس ۱۰۰ میلی‌متر و قطر پیستون ۳۲ میلی‌متر است. شیر ۵/۳ ساخت شرکت فستو نیز برای کنترل جریان و کنترل جهت به صورت همزمان مورد استفاده قرار گرفته شده است. برای اندازه‌گیری موقعیت پیستون از یک پتانسیومتر خطی با کورس ۱۰۰ میلی‌متر و دقت ۰,۰۵ میلی‌متر استفاده شده است. برای اندازه‌گیری فشار محفظه‌های سیلندر از دو ترنسمیتر فشار استفاده می‌شود. تصویر و شماتیک سیستم

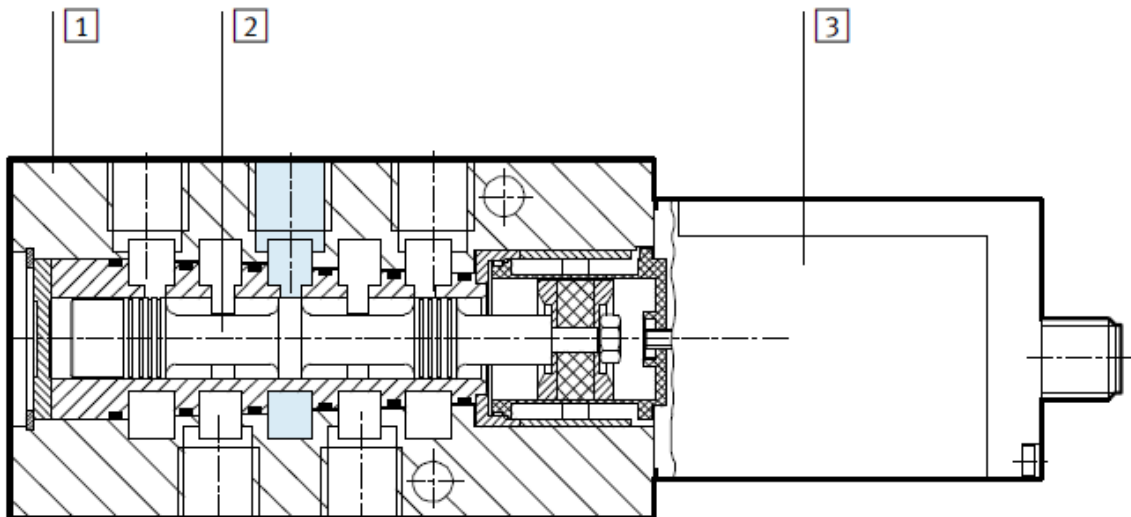
سرونیوماتیک مورد استفاده در آزمایشات، در شکل ۴-۳ و ۴-۴ نشان داده شده است. یک کامپیوتر به عنوان کنترل کننده و یک کارت واسط I/O ساخت شرکت Advantech جهت برقراری ارتباط با شیرها و سنسورها مورد استفاده قرار گرفته‌اند. داده‌های اندازه‌گیری شده (خروجی سنسورها) از طریق ورودی‌های آنالوگ به کامپیوتر ارسال شده و در محیط Simulink نرم افزار Matlab پردازش می‌شوند. همچنین در این محیط، مقادیر مرجع تعیین شده و قوانین کنترلی برنامه-نویسی می‌شوند. بدین ترتیب سیگنال کنترلی به صورت نرم افزاری در داخل کامپیوتر ساخته شده و از طریق پورت خروجی RS232 به شیر فرمان صادر می‌شود.

این مجموعه دارای یک منبع تغذیه ۲۴ ولت در جهت تغذیه مدار تحریک شیرها و دو منبع تغذیه ۱۰ ولت در جهت تغذیه سنسورهای موقعیت و فشار می‌باشد. در جهت خواندن اطلاعات سنسورها که همگی به صورت ولتاژ می‌باشند یک کارت اکتساب داده Advantech و در جهت دستور دادن به شیرها به وسیله کامپیوتر از مبدل Adam 4024 استفاده شده است. در این طراحی از شیرهای سرونیوماتیک ۵/۳ شده است که شماتیک و ساختار داخلی آن در اشکال ۴-۳ و ۴-۴ ارائه شده است. زیرا شیرهای سرونیوماتیک نسبت به شیرهای on/off دارای قابلیت‌های بالاتری هستند.

- کنترل جریان و کنترل جهت هوا به‌طور همزمان
- کنترل سرعت عملگر بر اساس کنترل میزان جریان خروجی هوا
- اثر نوسانات جریان هوا در این نوع شیرها وجود ندارد
- باز شدن دریچه‌های خروجی شیر با توجه به میزان جریان مورد نیاز



شکل ۴-۳. شماتیک شیر سرونیوماتیک ۵/۳

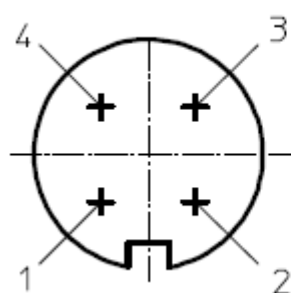


شکل ۴-۴. ساختار داخلی شیر سرونیوماتیک ۵/۳

همانطور که در شکل ۴-۴ ملاحظه می‌شود، شیر کنترلی از سه قسمت کلی تشکیل شده است که در زیر معرفی می‌شوند.

- ۱- بدنه آلومینیومی شیر
- ۲- اسپول آلومینیومی شیر
- ۳- بدنه قسمت الکترونیکی شیر

شیرهای موردنظر سلونوئیدی هستند. یعنی تحریک آن‌ها با سیگنال الکتریکی بوده است. در اینجا منظور از سیگنال الکتریکی، جریان الکتریکی است که خروجی کنترلر است در شکل ۴-۵. طریقه اعمال سیگنال به شیر نشان داده شده است.

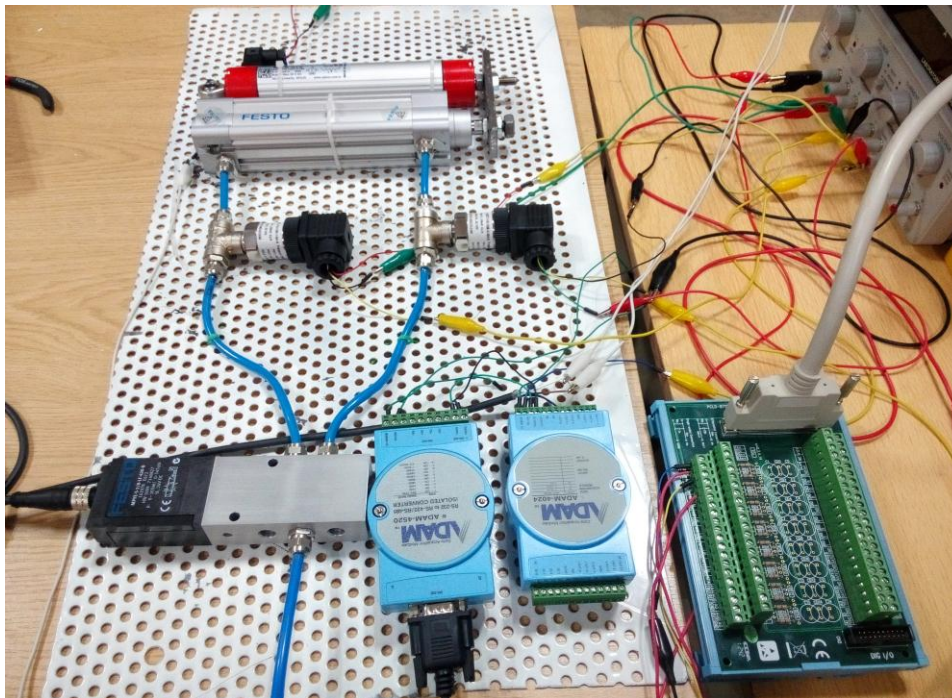


- 1 24 V DC, supply voltage
- 2 GND
- 3 U_w/l_w , setpoint input
- 4 GND

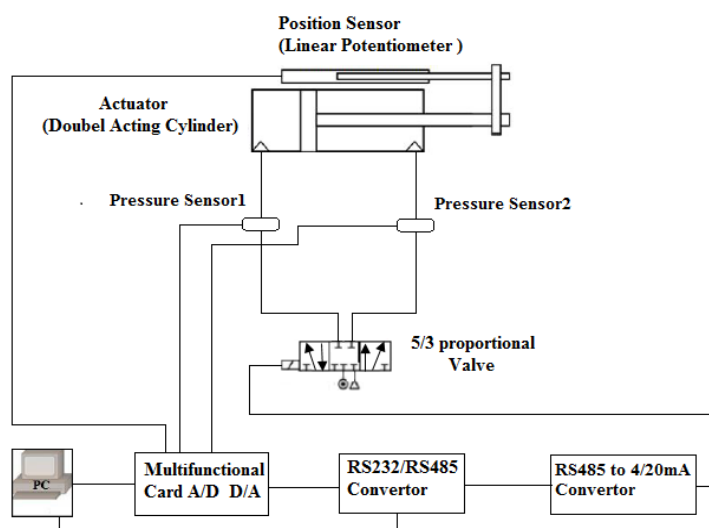
شکل ۴-۵. نحوه اتصال پورت‌های شیر

این شیرها قابلیت کنترل جریان و کنترل جهت را به‌طور همزمان دارد که در مسیر ورود و خروج محفظه‌های سیلندر استفاده می‌شود. کنترل جریان به نحوی انجام می‌شود که متناسب با میزان جریان ورودی به شیر، دریچه خروجی شیر باز شده و جریان هوای مورد نیاز عبور می‌کند. از آنجایی که برای راه‌اندازی شیرهای مورد استفاده در این سیستم به جریان ۴ تا ۲۰ میلی‌آمپر نیاز

است، بنابراین در این سیستم برای تهیه این جریان از مبدل Adam 4024 استفاده شده که ورودی آن RS-485 و متناسب با آن جریانی بین ۴ تا ۲۰ میلی آمپر تولید می شود. از طرف دیگر از مبدل Adam 4520 برای تبدیل RS-232 به RS-485 استفاده شده است. برای تبدیل خروجی آنالوگ سنسورهای فشار و سنسور موقعیت به سیگنال دیجیتال برای ورود به کامپیوتر، از یک کارت اکتساب داده (data acquisition card) با دقت ۱۲ بیتی استفاده شده است. مشخصات سیستم سرونوماتیک در جدول ۱-۴ گزارش شده است.



شکل ۴-۶. تصویر سیستم سرونوماتیک



شکل ۴-۷. شماتیک سیستم سرونوماتیک

جدول ۴-۱. مشخصات سیستم سرونوماتیک

مشخصات فنی	مدل	نوع وسیله
Inside diameter:32 mm Piston Stroke:100 mm Piston rod diameter:12 mm	Festo dsnu-32-100-PPV-A	سیلندر دو طرفه نیوماتیکی
Standart nominal flow rate=350 lit/min	FESTO MPYE-5-1/8-LF-420-B	شیر کنترلی ۵/۳
Infinite resolution Repeatability=0.01 mm Independent Linearity=0.05%	OPKON LPC 100 D 5K	سنسور موقعیت (پتانسیومتر خطی)
Accuracy $\leq 0.05\%$ Range:0...10bar G1/4 Supply:10...32 VDC sampil Time: 0.01s	BCI-110-10B-V-G4-S	سنسور فشار
Resolution: 12-bit Linearity error:1LSB	Advantech multifunction card PCI-1710HG	کارت اکتساب داده
Isolation Voltage: 3000Vdc RS-232 Interface: Female DB-9 RS-232 Interface: plug-in screw terminal Power consumption: 1.2W	Advantech Adam 4520	مبدل RS-232 به RS-485
	Advantech Adam 4024	مبدل RS-485 به جریان ۴ تا ۲۰ میلی آمپر

۴-۵. مقادیر در نظر گرفته شده پارامترهای سیستم

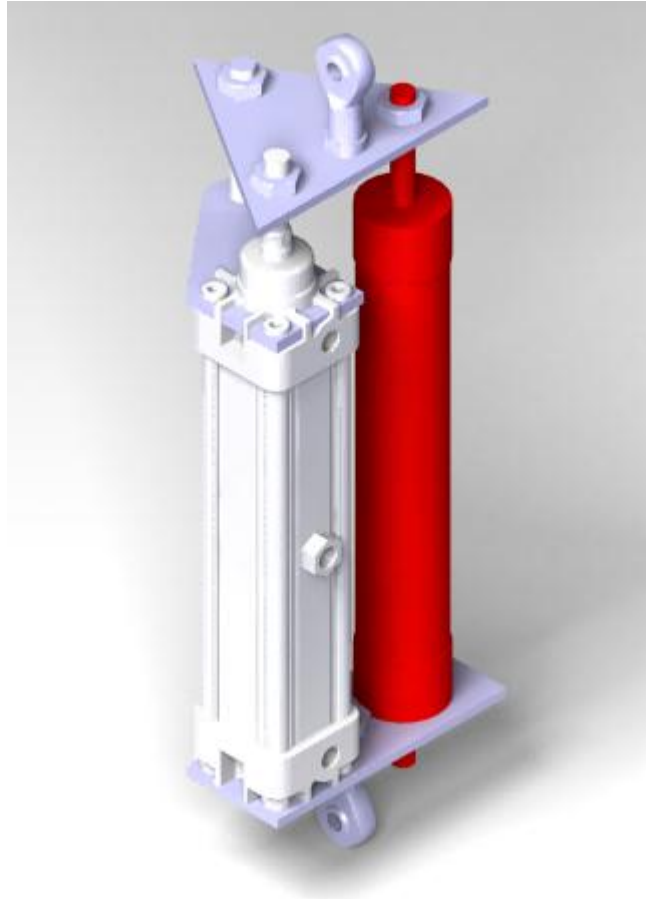
مقادیر پارامترهای سیستم از نتایج بخش‌های قبلی و ارائه شده توسط کاتالوگ‌های شرکت سازنده بدست آمده‌اند که در جدول (۴-۲) ارائه شده‌اند. شبیه‌سازی سیستم بر اساس این مقادیر صورت گرفته است.

جدول ۴-۲ مقادیر و پارامترهای سیستم نیوماتیک به کار برده شده در شبیه‌سازی

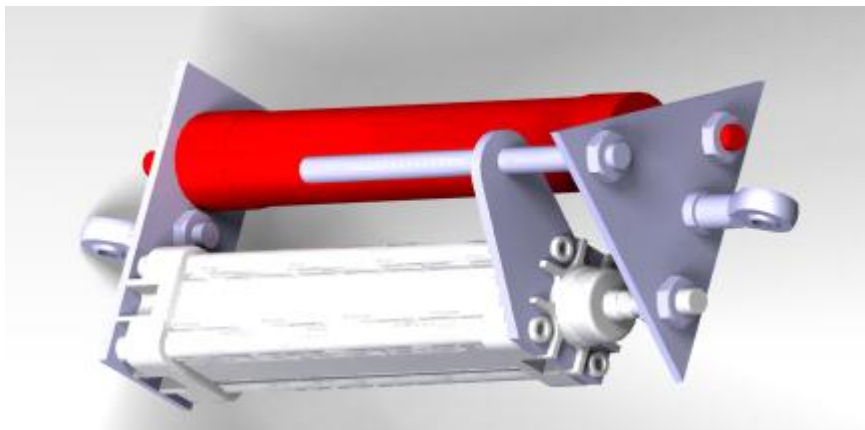
پارامتر	واحد	مقدار پارامتر	علامت
جرم بخش متحرک	Kg	1	M
طول کورس پیستون	m	0.1	L
قطر داخلی پیستون	m	0.032	D
قطر میله پیستون	m	0.012	d
ثابت عمومی گاز	j/kg k	287	R
نسبت حرارتی ویژه	-	1.4	K
فشار تغذیه	Pa	$6e +5$	PS
فشار محیط	Pa	$1e +5$	Pa
دمای سیال و محیط	K	295	Ta,Ts

۴-۶. طراحی پای ربات

در شکل ۴-۸ و ۴-۹ نحوه‌ی اتصال هر سنسور موقعیت به جک نشان داده شده است. در طراحی این اتصال میله‌ی راهنمایی لحاظ گردیده است. هدف از میله راهنما جلوگیری از آسیب رسیدن به سنسور موقعیت در اثر چرخش میله عملگر نسبت به خود عملگر می‌باشد.



شکل ۴-۸. پای ربات طراحی شده در نرم افزار catia



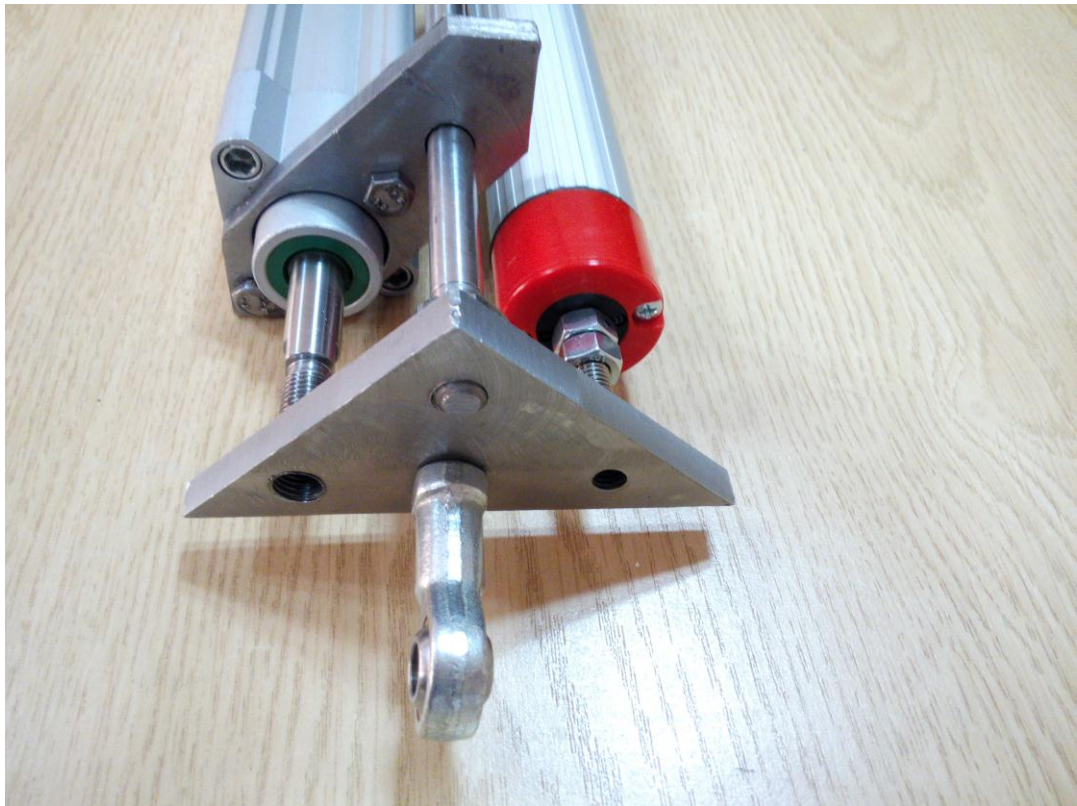
شکل ۴-۹. پای ربات طراحی شده در نرم افزار catia از نمایی دیگر

۷-۴. ساخت پای ربات

همانطور که در شکل‌های ۱۰-۵ و ۱۱-۵ که ملاحظه می‌شود، ساخت پای ربات بر مبنای طراحی انجام شده در بخش قبل انجام شده است.



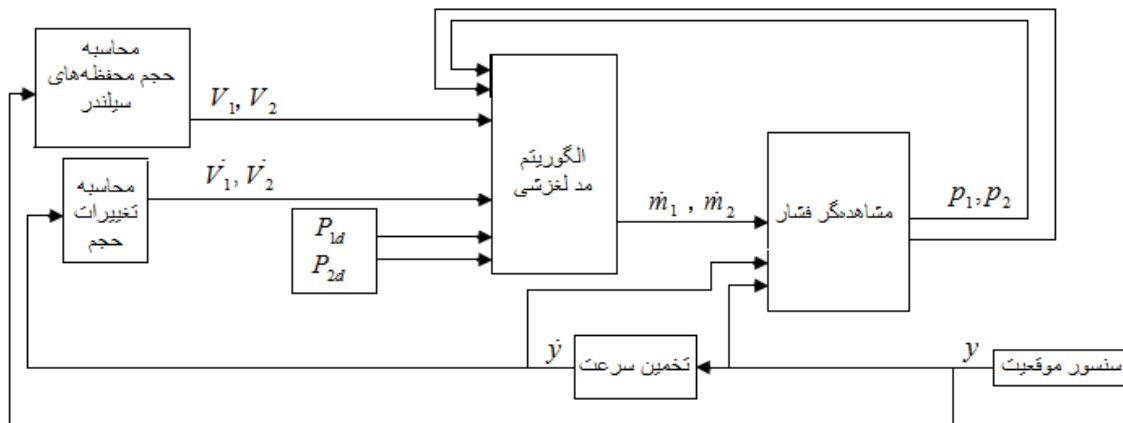
شکل ۴-۱۰. تصویر پای ساخته شده



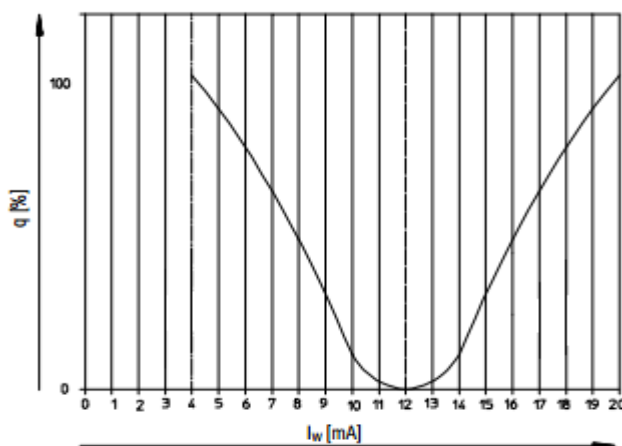
شکل ۴-۱۱. تصویر اتصالات پای ربات

۴-۸. طراحی مشاهده گر فشار

در این بخش مشاهده گر فشاری طراحی شده است که با فیدبک گیری از سنسور موقعیت، سرعت جک نیوماتیکی و با دریافت میزان دبی جرمی ورودی و خروجی به محفظه های سیلندر $\dot{m}_{1,2}$ ، میزان فشار محفظه های سیلندر طبق رابطه (۳-۱۰) تخمین زده می شود. معادله (۳-۱۰) رابطه ای بین فشار محفظه های سیلندر، مقدار حجم محفظه های سیلندر و تغییرات آن ها است به نحوی که موقعیت پیستون برای بدست آوردن مقدار حجم محفظه های سیلندر مطابق با رابطه (۳-۱۱) و (۳-۱۲) و سرعت پیستون برای بدست آوردن تغییرات حجم محفظه های سیلندر مطابق با رابطه (۳-۱۳) و (۳-۱۴) می باشد. از طرفی میزان دبی جرمی ورودی و خروجی سیلندر $\dot{m}_{1,2}$ توسط کنترل کننده تعیین می شود. بنابراین ورودی های شماتیک مشاهده گر طراحی شده در شکل ۴-۱۲ قابل مشاهده است. از طرفی همانطور که گفته شد میزان دبی گذرنده از شیر متناسب با جریان الکتریکی اعمالی به شیر بوده که نمودار آن طبق شکل ۴-۱۳ قابل مشاهده است.



شکل ۴-۱۲. بلوک-دیگرام مشاهده گر فشار



شکل ۴-۱۳. نمودار دبی بر حسب جریان الکتریکی

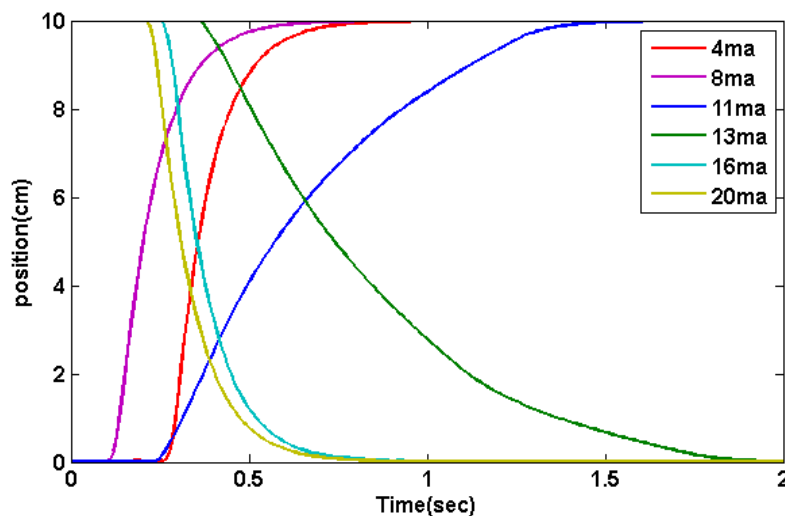
در آزمایش مشاهده‌گر فشار در بخش ۴-۹ دبی متناسب با جریان الکتریکی شیر را از روی شکل ۴-۱۳ پیدا کرده و مقدار آن به عنوان ورودی مشاهده‌گر فشار وارد کرده و مشاهده‌گر با دریافت موقعیت و سرعت پیستون مقدار فشار هر یک از محفظه‌های سیلندر را تخمین می‌زند.

۴-۹. آزمایش تجربی

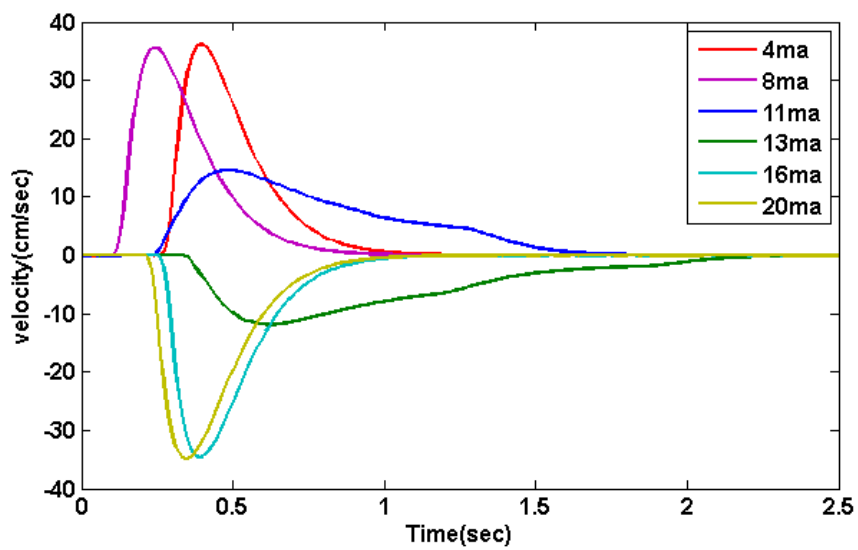
در این بخش با اعمال میزان جریان ورودی به شیرهای سرونیوماتیک قصد در بدست آوردن متغیرهای سیستم است که با توجه به آن نمودارهای موقعیت، سرعت و نمودار فشار هر یک از محفظه‌های سیلندر برحسب زمان ارائه شده است. متغیرهای سیستم سرعت و فشار هر یک از محفظه‌های سیلندر می‌باشد. در ادامه به آزمایش مشاهده‌گر فشار پرداخته و با ترنسمیتر فشار مقایسه شده که نتایج آن نیز در بخش مربوطه ارائه می‌گردد.

۴-۹-۱. آزمایش تعیین متغیرهای سیستم

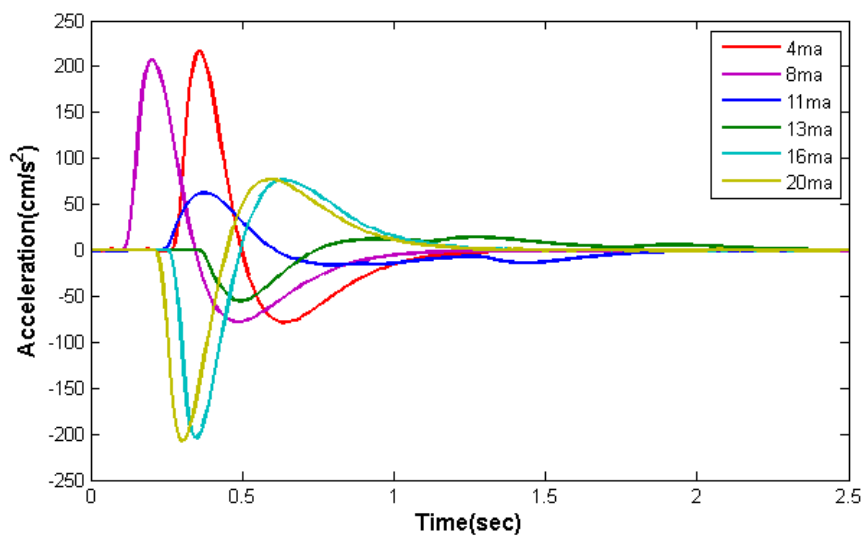
از آنجایی که شیرهای مورد استفاده در این پژوهش سرو هستند و برای کنترل جریان هوا و همچنین کنترل جهت از جریان الکتریکی استفاده می‌شود. به ازای جریان ۴ تا ۱۲ میلی‌آمپر حرکت رفت سیلندر و به ازای جریان ۱۲ تا ۲۰ میلی‌آمپر حرکت برگشت سیلندر امکان‌پذیر می‌شود. به نحوی که در جریان ۴ میلی‌آمپر اسپول شیر در مسیر رفت سیلندر کاملاً باز بوده و در جریان ۱۲ میلی‌آمپر اسپول شیر کاملاً بسته است و در جریان ۲۰ میلی‌آمپر اسپول شیر در مسیر برگشت سیلندر کاملاً باز می‌شود. بنابراین آزمایش‌های تعقیب موقعیت با اعمال جریان‌های متفاوت به شیر سرو انجام شده و سرعت، شتاب و فشار هر یک از محفظه‌های سیلندر گزارش شده است.



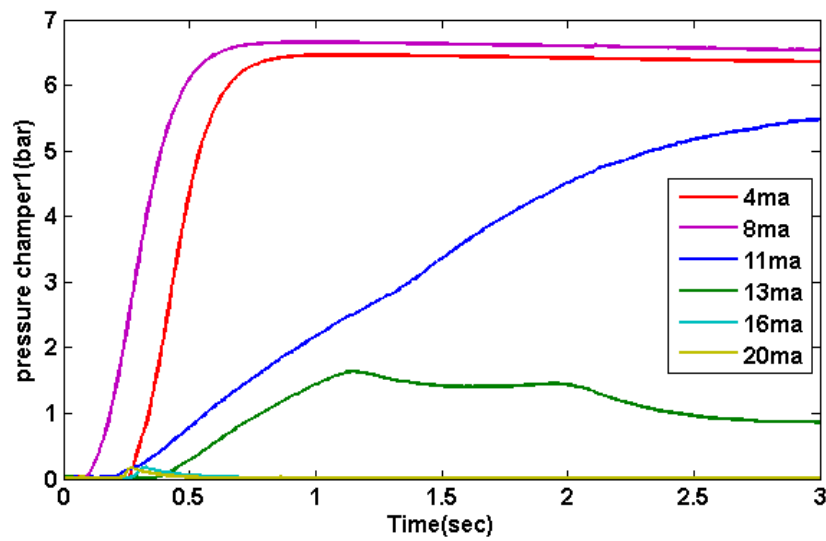
شکل ۴-۱۴. موقعیت پیستون به ازای جریان‌های مختلف شیر



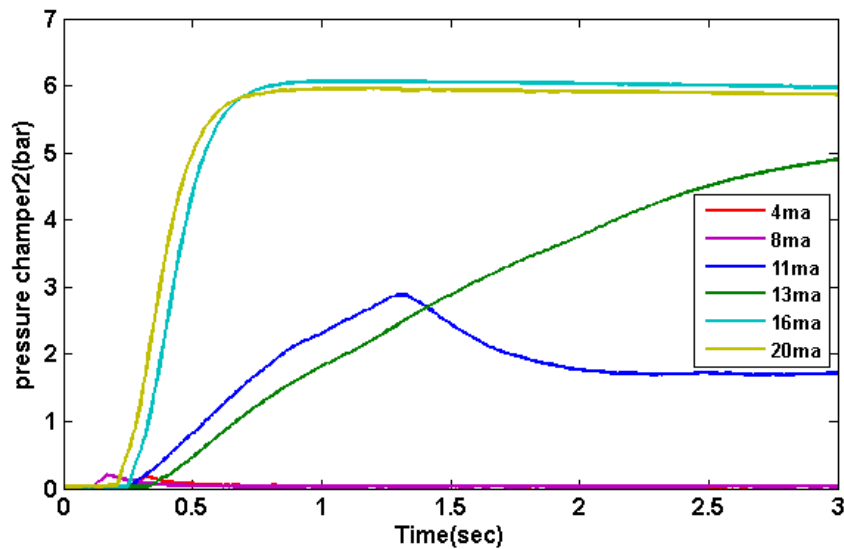
شکل ۴-۱۵. سرعت پیستون متناسب با موقعیت پیستون به ازای جریان‌های مختلف شیر



شکل ۴-۱۶. شتاب پیستون به ازای جریان‌های مختلف شیر



شکل ۴-۱۷. فشار محفظه اول به ازای جریان‌های مختلف شیر در طی حرکت پیستون به انتهای کورس

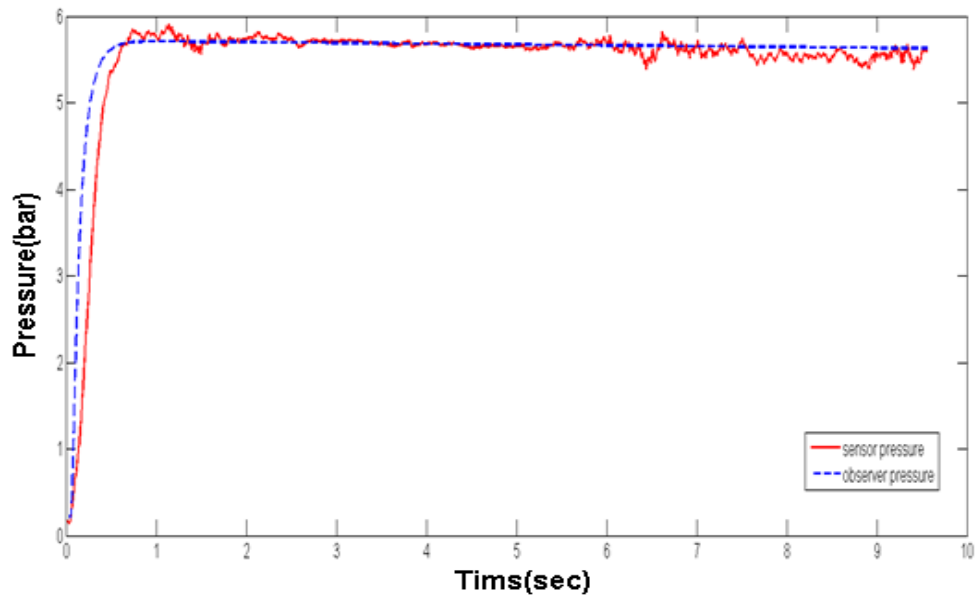


شکل ۴-۱۸. فشار محفظه دوم به ازای جریان‌های مختلف شیر در طی حرکت پیستون به انتهای کورس

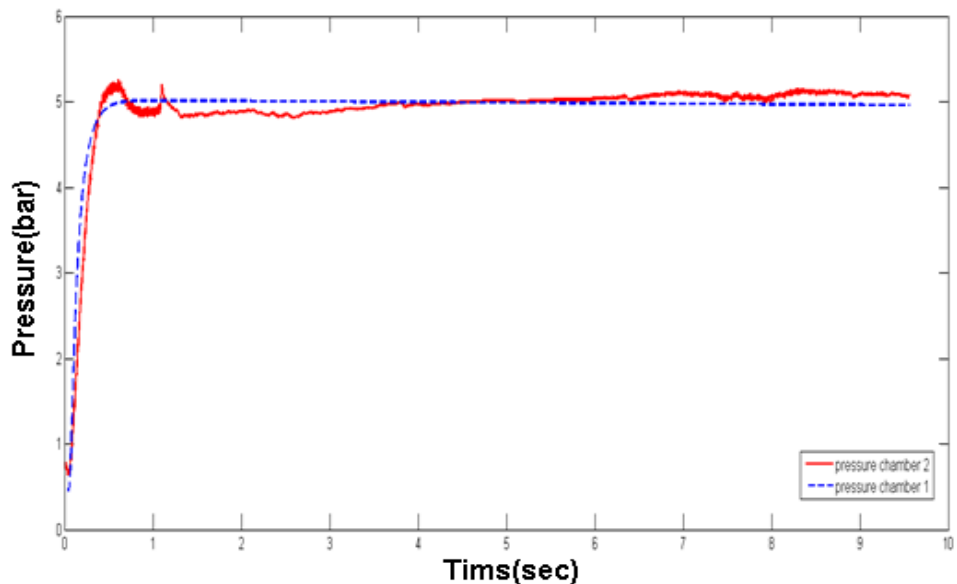
۴-۹-۲. آزمایش مشاهده‌گر فشار

در این آزمایش مشاهده‌گر فشاری طراحی شده است که با فیدبک‌گیری از موقعیت و سرعت جک نیوماتیکی و با دریافت میزان دبی جرمی ورودی و خروجی به محفظه‌های سیلندر که با توجه به کاتالوگ شیر مربوطه بدست می‌آید، مشخص می‌شود. به این صورت که متناسب با هر جریان شیر یک دبی وجود دارد که طبق نمودار ارائه شده در شکل ۴-۱۳ میزان دبی هوای ورودی و خروجی

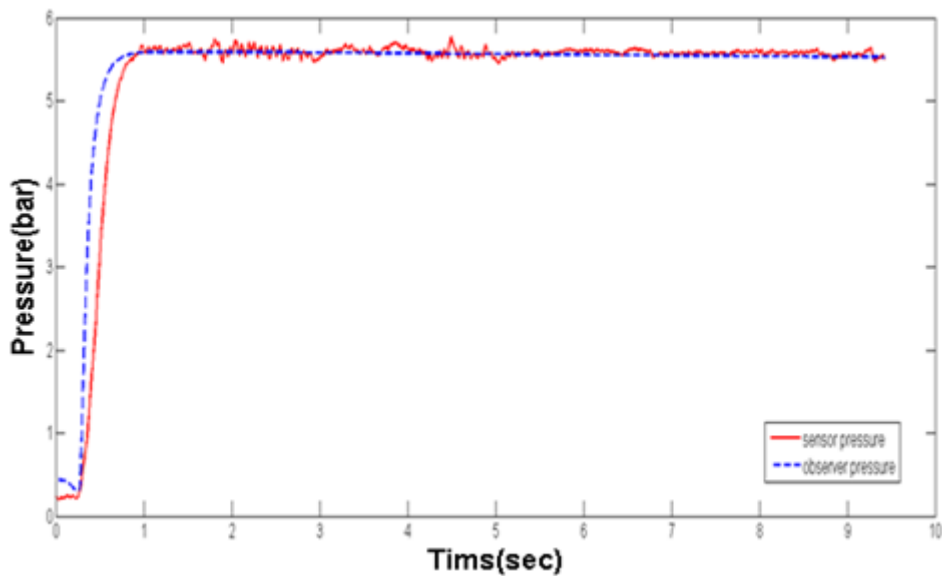
متناسب با هر جریان (۴ تا ۲۰ میلی آمپر) مشخص می‌شود. در آزمایش‌های زیر میزان فشار محفظه-های سیلندر با جریان‌های مختلف تخمین زده می‌شود. سپس نتایج بدست آمده از مشاهده‌گر فشار و ترنسمیتر فشار مقایسه شده و نتایج آن ارائه شده است.



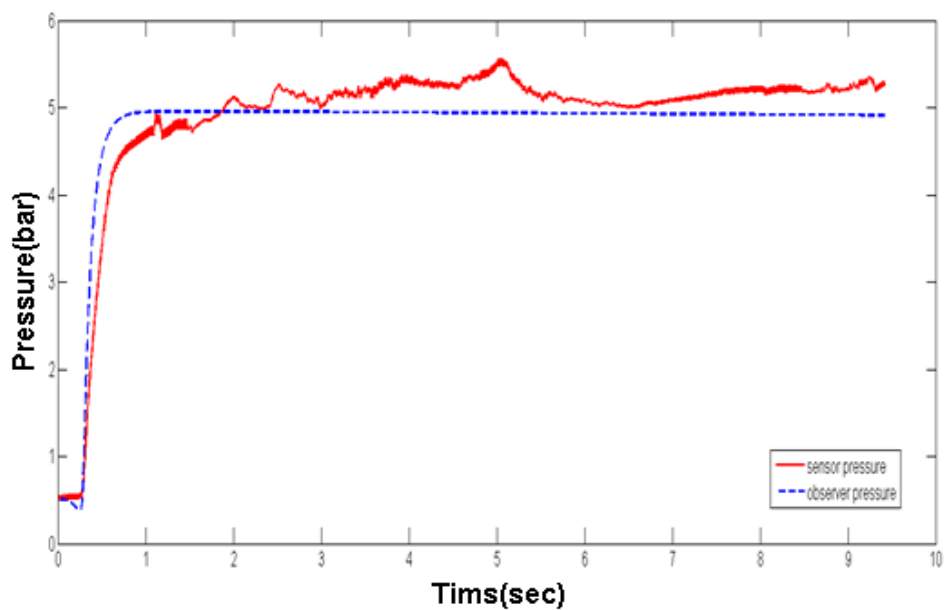
شکل ۴-۱۹. مقایسه فشار بدست آمده از ترنسمیتر و مشاهده‌گر فشار به ازای موقعیت مطلوب ۱۰ سانتی‌متر و جریان ۴ میلی آمپر در محفظه‌ی ۱



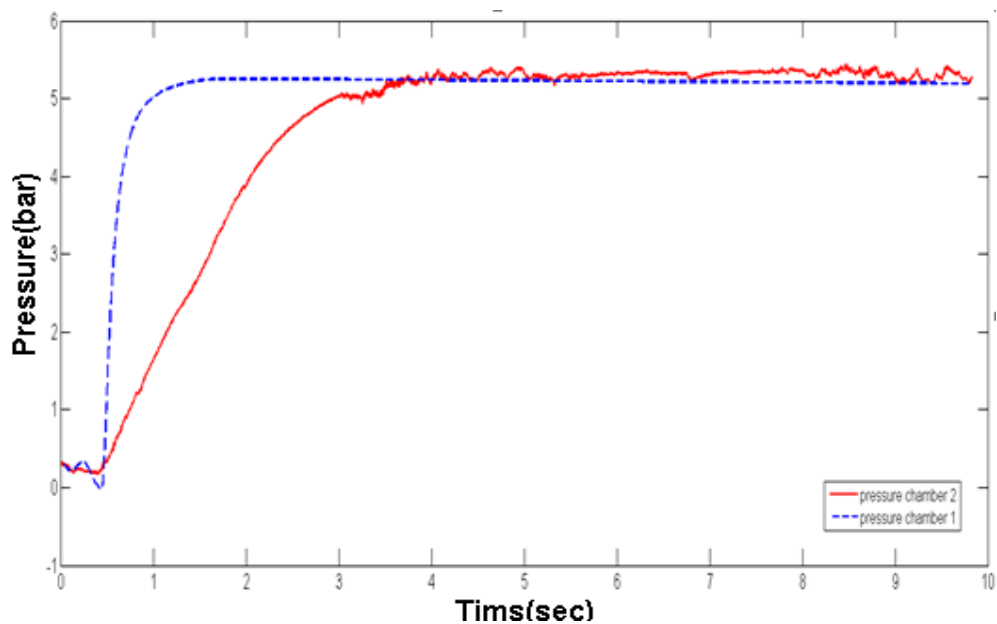
شکل ۴-۲۰. مقایسه فشار بدست آمده از ترنسمیتر و مشاهده‌گر فشار به ازای موقعیت مطلوب ۱۰ سانتی‌متر و جریان ۴ میلی آمپر در محفظه‌ی ۲



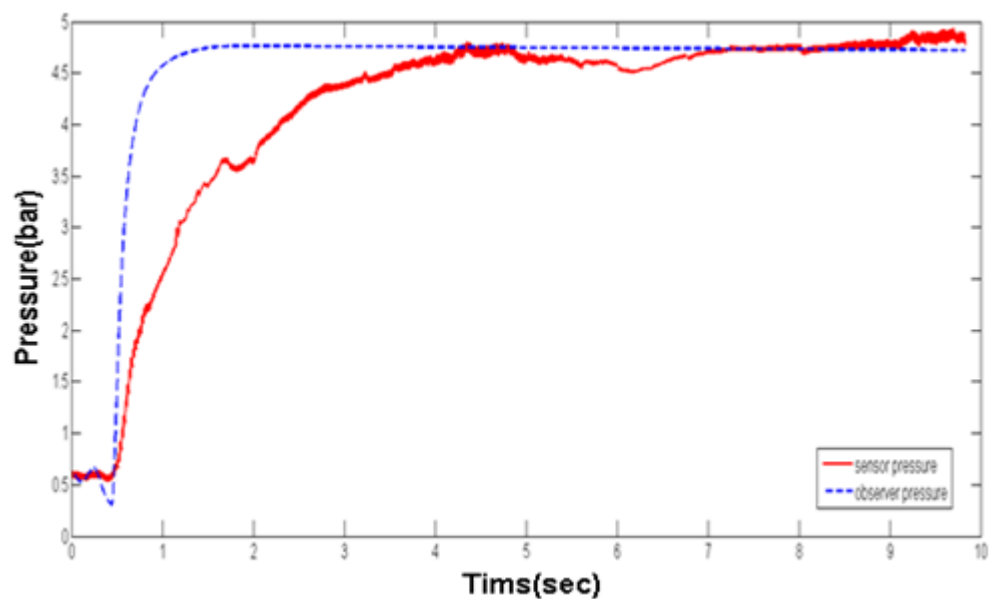
شکل ۴-۲۱. مقایسه فشار بدست آمده از ترنسمیتر و مشاهده گر فشار به ازای موقعیت مطلوب ۱۰ سانتی متر و جریان ۸ میلی آمپر در محفظه‌ی ۱



شکل ۴-۲۲. مقایسه فشار بدست آمده از ترنسمیتر و مشاهده گر فشار به ازای موقعیت مطلوب ۱۰ سانتی متر و جریان ۸ میلی آمپر در محفظه‌ی ۲



شکل ۴-۲۳. مقایسه فشار بدست آمده از ترنسمیتر و مشاهده گر فشار به ازای موقعیت مطلوب ۱۰ سانتی متر و جریان ۱۱ میلی آمپر در محفظه ی ۱



شکل ۴-۲۴. مقایسه فشار بدست آمده از ترنسمیتر و مشاهده گر فشار به ازای موقعیت مطلوب ۱۰ سانتی متر و جریان ۱۱ میلی آمپر در محفظه ی ۲

فصل ۵

تخلیل دینامیکی ربات موازی

S-3-sps

۵-۱. تحلیل دینامیکی ربات موازی s-3-sps

در این بخش به تحلیل دینامیکی ربات موازی s-3-sps پرداخته شده است. شماتیک کلی ربات موازی در شکل ۱-۲ نمایش داده شده است. همان‌گونه که مشخص است در این ربات حرکت مجری نهایی به وسیله سه جک نیوماتیکی انجام می‌گیرد.

۵-۱-۱. تحلیل شتاب

در این قسمت به تحلیل سینماتیک پاهای ربات با توجه به روابط سینماتیکی پرداخته می‌شود. شتاب خطی پاها با \dot{l}_i و شتاب زاویه ای پاها با $\dot{\omega}$ نمایش داده می‌شود. b_i فاصله مرکز مجری نهایی تا نقطه B_i است. \hat{s}_i بردار یکه در جهت پاهاست. از روابط جسم صلب خواهیم داشت:

$$v_p + \omega \times b_i = \dot{l}_i \hat{s}_i + l_i (\omega_i \times \hat{s}_i) \quad (۱-۵)$$

v_p سرعت مرکز مجری نهایی که برابر با $v_p = \omega \times c_p$ است. c_p و ω هر دو معلوم هستند.

$$c_p = R \times \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (۲-۵)$$

که R ماتریس دوران و ω سرعت زاویه ای است.

برای اینکه بتوان به سرعت زاویه ای پاها برسیم باید طرفین معادله را در \hat{s}_i ضرب خارجی کنیم. در نتیجه خواهیم داشت:

$$\hat{s}_i \times (v_p + \omega \times b_i) = l_i (\hat{s}_i \times (\omega_i \times \hat{s}_i)) \quad (۳-۵)$$

با توجه به اینکه هیچ گشتاوری حول \hat{s}_i وجود ندارد و پاها حول خودشان نمی‌چرخند، سرعت و شتاب زاویه ای پاها عمود بر جهت \hat{s}_i است. همچنین فرضیات زیر در مورد ربات موازی در نظر گرفته می‌شود.

۱- همه مفاصل کروی هستند.

۲- پاها نسبت به محورهایشان متقارند.

۳- اثر اصطکاک در مفاصل کروی نادیده گرفته می‌شود.

با توجه به این فرضیات می‌توان نتیجه گرفت که پاها حول محورشان دوران نمی‌کنند.

$$\omega_i \cdot \hat{s}_i = \dot{\omega}_i \cdot \hat{s}_i = 0 \quad (۴-۵)$$

این بدین معناست که بردار ω_i بر \hat{s}_i عمود است و بدین جهت بدست می‌آید.

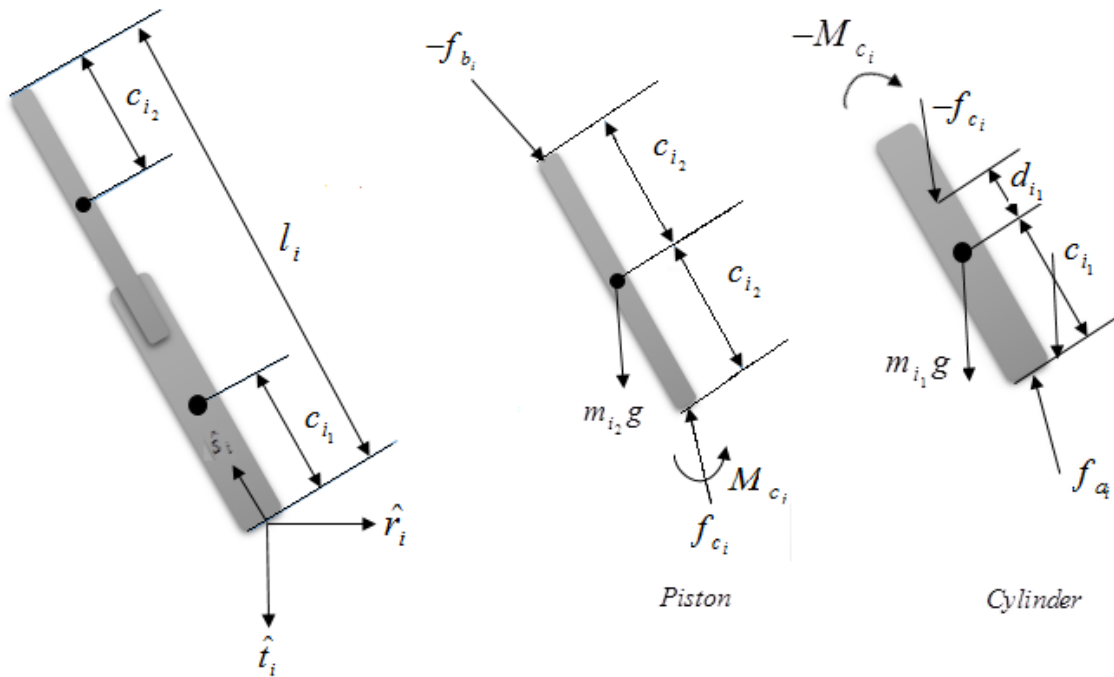
$$(\hat{s}_i \times (\omega_i \times \hat{s}_i)) = \omega_i \quad (۵-۵)$$

با توجه به معادله (۵-۵) و جای‌گذاری آن در رابطه (۳-۵) سرعت زاویه‌ای پا طبق رابطه (۶-۵) بدست می‌آید.

$$\omega_i = \frac{1}{l_i} (\hat{s}_i \times (v_p + \omega \times b_i)) = \frac{1}{l_i} (\hat{s}_i \times v_{b_i}) \quad (۶-۵)$$

که $v_{b_i} = (v_p + \omega \times b_i)$ می‌باشد.

مطابق شکل ۱-۵ جک نیوماتیکی را به دو قسمت پیستون و سیلندر تقسیم می‌شود و جرم سیلندر با m_{i_1} و جرم پیستون را با m_{i_2} نمایش داده می‌شود.



شکل ۱-۵. دیاگرام جسم آزاد پای ربات

بردار موقعیت مرکز جرم این دو جرم از رابطه (۷-۵) و (۸-۵) بدست می‌آید.

$$p_{i_1} = a_i + c_{i_1} \hat{s}_i \quad (۷-۵)$$

$$p_{i_2} = a_i + (l_i - c_{i_2}) \hat{s}_i \quad (۸-۵)$$

با مشتق‌گیری از دو رابطه (۷-۵) و (۸-۵) سرعت مرکز جرم محاسبه می‌شود.

$$v_{i_1} = c_{i_1} (\omega_i \times \hat{s}_i) \quad (۹-۵)$$

$$v_{i_2} = (l_i - c_{i_2}) (\omega_i \times \hat{s}_i) + \dot{l}_i \hat{s}_i \quad (۱۰-۵)$$

در نتیجه با مشتق‌گیری از رابطه (۱-۵) می‌توان سرعت و شتاب نقطه b_i را محاسبه نمود.

$$a_p + \dot{\omega} \times b_i + \omega \times (\omega \times b_i) = \ddot{l}_i \hat{s}_i + 2\dot{l}_i (\omega_i \times \hat{s}_i) + l_i (\dot{\omega}_i \times \hat{s}_i) + l_i (\omega_i \times (\omega_i \times \hat{s}_i)) \quad (11-5)$$

a_p شتاب مرکز جرم است.

به طوری که a_{b_i} برابر شتاب نقطه b_i از سمت مجری نهایی است.

$$a_{b_i} = a_p + \dot{\omega} \times b_i + \omega \times (\omega \times b_i) \quad (12-5)$$

برای اینکه شتاب زاویه‌ای حذف شود و یک عبارت صریح برای \ddot{l}_i بدست آید باید طرفین رابطه (5-11) در \hat{s}_i ضرب شوند.

$$\ddot{l}_i = a_p \cdot \hat{s}_i + (b_i \times \hat{s}_i) \cdot \dot{\omega} + (\omega \times (\omega \times \hat{b}_i)) \cdot \hat{s}_i - l_i (\omega_i \times (\omega_i \times \hat{s}_i)) \cdot \hat{s}_i \quad (13-5)$$

با توجه به این نکته که ω_i بر \hat{s}_i عمود است داریم:

$$(\omega_i \times (\omega_i \times \hat{s}_i)) \cdot \hat{s}_i = -\omega_i \cdot \omega_i \quad (14-5)$$

بنابراین معادله (5-13) به فرم زیر ساده می‌شود.

$$\ddot{l}_i = a_{b_i} \times \hat{s}_i + l_i (\omega_i \cdot \omega_i) = a_p \cdot \hat{s}_i + (b_i \times \hat{s}_i) \cdot \dot{\omega} + l_i (\omega \times (\omega \times \hat{b}_i)) \cdot \hat{s}_i + l_i (\omega_i \cdot \omega_i) \quad (15-5)$$

برای حذف \ddot{l}_i و بدست آوردن یک عبارت صریح برای ω_i ، طرفین معادله (5-11) در \hat{s}_i ضرب می‌شود.

$$\hat{s}_i \times (a_p + \dot{\omega} \times b_i + \omega \times (\omega \times b_i)) = l_i \dot{\omega}_i + 2\dot{l}_i \omega_i \quad (16-5)$$

با استفاده از معادله (5-12)، رابطه ساده شده‌ی (5-17) بدست می‌آید.

$$\dot{\omega}_i = \frac{1}{l_i} (\hat{s}_i \times a_{b_i} - 2\dot{l}_i \omega_i) \quad (17-5)$$

برای اینکه تحلیل سینماتیکی کامل شود بایستی رابطه‌ای برای مرکز جرم‌های پیستون و سیلندر وجود داشته باشد. در نتیجه با مشتق‌گیری از رابطه (5-9) و (5-10) دو رابطه (5-18) و (5-19) بدست می‌آید.

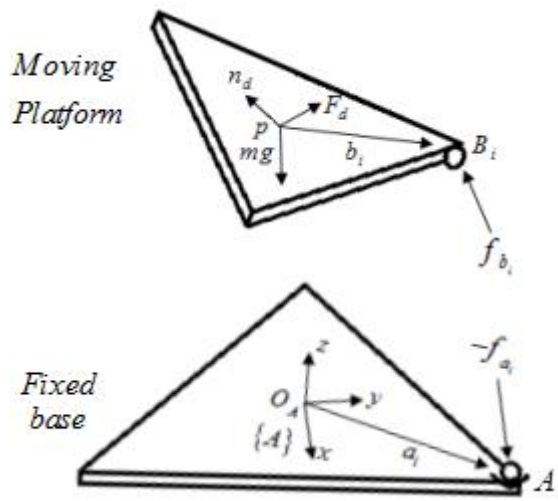
$$a_{i_1} = c_{i_1} (\dot{\omega}_i \times \hat{s}_i + \omega_i \times (\omega_i \times \hat{s}_i)) \quad (18-5)$$

$$a_{i_2} = (l_i - c_{i_2}) (\dot{\omega}_i \times \hat{s}_i - (\omega_i \cdot \omega_i) \hat{s}_i) + 2\dot{l}_i (\omega_i \times \hat{s}_i) + \ddot{l}_i \hat{s}_i \quad (19-5)$$

۵-۱-۲. رابطه دینامیکی پا

برای اینکه رابطه دینامیکی ربات موازی نوشته شود، ربات موازی به یک مجری نهایی و سه پا تقسیم می‌شود. همچنین همان‌گونه که از قبل فرض شد هر پا به دو بخش سیلندر و پیستون تقسیم بندی می‌شود و البته روابط شتاب و سرعت مرکز این دو جرم در بخش قبلی محاسبه شده است. c_{i_1} و c_{i_2} مرکز جرم سیلندر و پیستون و m_{i_1} و m_{i_2} جرم‌های سیلندر و پیستون هستند. همچنین پیستون و سیلندر نسبت به محورهایشان متقارند. دیاگرام جسم آزاد پاها و مجری نهایی در شکل 5-1 و

شکل ۵-۲ نمایش داده شده است.



شکل ۵-۲. دیاگرام جسم آزاد مجری نهایی

نیروهای عکس العمل در نقاط ثابت A_i با f_{a_i} نشان داده می‌شوند. نیروها و گشتاورهای داخلی با f_{c_i} و m_{c_i} به ترتیب نمایش داده می‌شود. در نظر بگیرید که نیروهای خارجی با $F_d = [F_d, n_d]^T$ به جهت اینکه نیروها و گشتاورهای اعمالی به پاها به صورت جز به جز بررسی شود بردارهای \hat{r}_i و \hat{t}_i طبق رابطه (۵-۲۰) و (۵-۲۱) تعریف می‌شود.

$$\hat{t}_i = \frac{\hat{s}_i \times a_i}{\|\hat{s}_i \times a_i\|} \quad (۵-۲۰)$$

$$\hat{r}_i = \hat{s}_i \times \hat{t}_i \quad (۵-۲۱)$$

با توجه به این فرضیات می‌توان معادله حرکت را با توجه به قوانین نیوتن اویلر برای سیلندر هر پا نوشت.

$$\sum F_{ext} = m_{i_1} a_{i_1} = f_{a_i} - f_{c_i} + m_{i_1} g \quad (۵-۲۲)$$

$$\sum^{c_{i_1}} n_{ext} = {}^A I_{c_{i_1}} \dot{\omega}_i + \omega_i \times {}^A I_{c_{i_1}} \omega_i = c_{i_1} (-\hat{s}_i \times f_{a_i}) + d_{i_1} (\hat{s}_i \times -f_{c_i}) - M_{c_i} \quad (۵-۲۳)$$

به طوری که:

$$d_{i_1} = l_i - c_{i_1} - 2c_{i_2} \quad (۵-۲۴)$$

توجه می‌کنیم که در این رابطه‌بندی ${}^A I_{c_{i_1}}$ نمایش‌دهنده‌ی ماتریس اینرسی سیلندر نسبت به دستگاه مختصات ثابت A است. اما با توجه به این که پای ربات همواره در حال حرکت نسبت به این دستگاه است، بنابراین باید ماتریس اینرسی را نسبت به دستگاه متحرک A_i که بروی مرکز جرم c_{i_1} استوار است بدست آورده و سپس این ماتریس را با استفاده از ماتریس دوران، دوران داده تا ماتریس اینرسی نسبت به دستگاه ثابت بدست آید.

$${}^A I_{c_{i_1}} = {}^A R_{A_i} {}^{A_i} I_{c_{i_1}} {}^A R_{A_i}^T \quad (25-5)$$

به طوری که ماتریس دوران دستگاه مختصات A_i نسبت به دستگاه مختصات A است. به علاوه $\sum F_{ext}$ نمایش دهنده برآیند نیروهای خارجی عمل کننده بر سیلندر و $\sum c_{i_1} n_{ext}$ نمایش دهنده گشتاورهای خارجی اعمالی بر مرکز جرم c_{i_1} می باشند. شتاب خطی، سرعت و شتاب زاویه‌ای در روابط سینماتیکی (5-6)، (5-18) و (5-19) محاسبه گشته‌اند.

همچنین با نوشتن روابط نیوتن اولر برای پیستون داریم:

$$\sum F_{ext} = m_{i_2} a_{i_2} = f_{c_i} - f_{b_i} + m_{i_2} g \quad (26-5)$$

$$\sum c_{i_2} n_{ext} = {}^A I_{c_{i_2}} \dot{\omega}_i + \omega_i \times {}^A I_{c_{i_2}} \omega_i = c_{i_2} (-\hat{s}_i \times f_{c_i}) + c_{i_2} (\hat{s}_i \times -f_{b_i}) - M_{c_i} \quad (27-5)$$

به طوری که:

$${}^A I_{c_{i_2}} = {}^A R_{A_i} {}^{A_i} I_{c_{i_2}} {}^A R_{A_i}^T \quad (28-5)$$

ماتریس دوران نسبت به دستگاه مختصات ثابت از رابطه (5-29) بدست می‌آید.

$${}^A R_{A_i} = \begin{pmatrix} \hat{s}_i \cdot \hat{x} & \hat{t}_i \cdot \hat{x} & \hat{r}_i \cdot \hat{x} \\ \hat{s}_i \cdot \hat{y} & \hat{t}_i \cdot \hat{y} & \hat{r}_i \cdot \hat{y} \\ \hat{s}_i \cdot \hat{z} & \hat{t}_i \cdot \hat{z} & \hat{r}_i \cdot \hat{z} \end{pmatrix} \quad (29-5)$$

به طوری که ماتریس اینرسی نسبت به محورهای اصلی خود جسم از رابطه (5-30) بدست می‌آید.

$${}^{A_i} I_{c_i} = \begin{pmatrix} I_{xx_i} & 0 & 0 \\ 0 & I_{yy_i} & 0 \\ 0 & 0 & I_{zz_i} \end{pmatrix} \quad (30-5)$$

به جهت حذف نیروهای داخلی، بایستی f_{a_i} بر حسب f_{c_i} محاسبه شود.

$$f_{a_i} = m_{i_1} a_{i_1} + f_{c_i} - m_{i_1} g \quad (31-5)$$

همچنین بایستی M_{c_i} را نیز بر حسب f_{c_i} محاسبه نماییم.

$$M_{c_i} = -c_{i_1} \hat{s}_i \times (m_{i_1} a_{i_1} + f_{c_i} - m_{i_1} g) + d_{i_1} (\hat{s}_i \times -f_{c_i}) - {}^A I_{c_{i_1}} \dot{\omega}_i - \omega_i \times {}^A I_{c_{i_1}} \omega_i \quad (32-5)$$

به علاوه به جهت اینکه نیروی داخلی جک را از سایر نیروهای داخلی بین سیلندر و پیستون جدا نماییم f_{c_i} می‌تواند به صورت رابطه (5-33) نوشته شود.

$$f_{c_i} = f_{c_i}^n + f_{c_i}^s = f_{c_i}^n + \tau_i \hat{s}_i \quad (33-5)$$

در این رابطه $f_{c_i}^n$ نیروی داخلی عمود بر \hat{s}_i و τ_i نیروی جک‌ها که هم جهت با \hat{s}_i است با جای‌گذاری f_{c_i} ، $a_{c_{i_1}}$ و d_{i_1} در رابطه (5-32)، M_{c_i} به عنوان تابعی از $f_{c_i}^n$ و τ_i نوشته می‌شود. همچنین در نتیجه طبق رابطه (5-34) بدست می‌آید:

$$M_{c_i} = -m_{i_1} c_{i_1}^2 \dot{\omega}_i - {}^A I_{c_{i_1}} \dot{\omega}_i - \omega_i \times {}^A I_{c_{i_1}} \omega_i - (l_i - 2c_{i_2}) (\hat{s}_i \times f_{c_i}^n) + m_{i_1} c_{i_1} \hat{s}_i \times g \quad (34-5)$$

برای ساده‌سازی رابطه فوق در \hat{s}_i ضرب خارجی می‌شود.

$$\hat{s}_i \times M_{c_i} = -m_{i_1} c_{i_1}^2 (\hat{s}_i \times \dot{\omega}_i) - \hat{s}_i \times ({}^A I_{c_{i_1}} \dot{\omega}_i) - (\hat{s}_i \cdot ({}^A I_{c_{i_1}} \omega_i)) \omega_i + (l_i - 2c_{i_2}) f_{c_i}^n + m_{i_1} c_{i_1} \hat{s}_i \times (\hat{s}_i \times g) \quad (35-5)$$

برای نیروی f_{b_i} نیز همین اقدام انجام می‌شود.

$$f_{b_i} = f_{b_i}^n + f_{b_i}^s \quad (36-5)$$

به طوری که $f_{b_i}^s$ و $f_{b_i}^n$ نمایانگر نیروی داخلی f_{b_i} در راستای \hat{s}_i و عمود بر \hat{s}_i است. با جای‌گذاری این مقادیر در رابطه (26-5) می‌توان به فرم ساده‌تری از معادله نیوتن رسید.

$$f_{b_i}^n - f_{c_i}^n + f_{b_i}^s = \tau_i \hat{s}_i + m_{i_2} g - m_{i_2} ((l_i - c_{i_2}) \times (\dot{\omega}_i \times \hat{s}_i - (\omega_i \cdot \omega_i) \hat{s}_i) + 2l_i (\omega_i \times \hat{s}_i) + \dot{l}_i \hat{s}_i) \quad (37-5)$$

رابطه (37-5) بایستی در \hat{s}_i ضرب داخلی شود، بدین ترتیب ترم‌های عمود بر \hat{s}_i حذف شده و فرم مماس بر \hat{s}_i برای نیروی داخلی f_{b_i} باقی می‌ماند.

$$f_{b_i}^s = \tau_i \hat{s}_i + m_{i_2} (l_i - c_{i_2}) (\omega_i \cdot \omega_i) \hat{s}_i - m_{i_2} \dot{l}_i \hat{s}_i + m_{i_2} (g \cdot \hat{s}_i) \hat{s}_i \quad (38-5)$$

اگر روابط (22-5) و (26-5) در \hat{s}_i ضرب خارجی شوند، خواهیم داشت:

$$\hat{s}_i \times f_{c_i} = \hat{s}_i \times f_{b_i} + m_{i_2} \hat{s}_i \times (a_{i_2} - g) \quad (39-5)$$

$$\hat{s}_i \times f_{a_i} = \hat{s}_i \times f_{c_i} + m_{i_1} \hat{s}_i \times (a_{i_1} - g) = \hat{s}_i \times f_{b_i} + m_{i_2} \hat{s}_i \times (a_{i_2} - g) + m_{i_1} \hat{s}_i \times (a_{i_1} - g) \quad (40-5)$$

حال اگر (23-5) و (27-5) با هم جمع شوند و $\hat{s}_i \times f_{c_i}$ و $\hat{s}_i \times f_{a_i}$ جای‌گذاری شوند، رابطه (5-41) بدست خواهد آمد.

$$({}^A I_{c_{i_1}} + {}^A I_{c_{i_2}}) \dot{\omega}_i + \omega_i \times ({}^A I_{c_{i_1}} + {}^A I_{c_{i_2}}) \omega_i \quad (41-5)$$

$$= -c_{i_1} (\hat{s}_i \times f_{a_i}) - (l_i - c_{i_1} - c_{i_2}) (\hat{s}_i \times f_{c_i}) - c_{i_2} (\hat{s}_i \times f_{b_i})$$

$$= -c_{i_1} m_{i_1} \hat{s}_i \times (a_{i_1} - g) - (l_i - c_{i_1}) m_{i_2} \hat{s}_i \times (a_{i_2} - g) - l_i (\hat{s}_i \times f_{b_i})$$

این رابطه به معادله (42-5) ساده می‌شود.

$${}^A I_{eq} \dot{\omega}_i + \omega_i \times {}^A I_{eq} \omega_i = -c_{i_1} m_{i_1} \hat{s}_i \times a_{i_1} - (l_i - c_{i_2}) m_{i_2} \hat{s}_i \times a_{i_2} - l_i (\hat{s}_i \times f_{b_i}) \quad (42-5)$$

$$+ l_i m_{g_e} \hat{s}_i \times g$$

به طوری که:

$${}^A I_{eq} = ({}^A I_{c_{i_1}} + {}^A I_{c_{i_2}}), \quad m_{g_e} = \frac{1}{l_i} (m_{i_1} c_{i_1} + m_{i_2} (l_i - c_{i_2})) \quad (43-5)$$

معادلات دینامیکی پاها می‌توانند بیشتر ساده شوند اگر پاها به صورت متقارن در نظر گرفته شوند. در این حالت $I_{xx_i} = I_{yy_i}$ است. در نتیجه ممان اینرسی معادل از فرمول (44-5) بدست می‌آید.

$${}^A I_{eq} = {}^A I_{c_{i1}} + {}^A I_{c_{i2}} = \begin{bmatrix} I_{xx_i} & 0 & 0 \\ 0 & I_{xx_i} & 0 \\ 0 & 0 & I_{zz_i} \end{bmatrix}, \begin{cases} I_{xx_i} = I_{xx_{i1}} + I_{xx_{i2}} \\ I_{zz_i} = I_{zz_{i1}} + I_{zz_{i2}} \end{cases} \quad (44-5)$$

مطابق فرضیات در نظر گرفته شده که پاهای خود حرکت دورانی ندارند، ω_i و $\dot{\omega}_i$ در جهت \hat{s}_i مولفه ندارد.

$${}^A I_{eq} \dot{\omega}_i = ({}^A R_{A_i} {}^A I_{eq} {}^A R_{A_i}^T) {}^A \dot{\omega}_i = {}^A R_{A_i} {}^A I_{eq} {}^A \dot{\omega}_i = {}^A R_{A_i} I_{xx_i} {}^A \dot{\omega}_i = I_{xx_i} {}^A \dot{\omega}_i \quad (45-5)$$

به همین ترتیب خواهیم داشت:

$$\omega_i \times {}^A I_{eq} \dot{\omega}_i = 0 \quad (46-5)$$

روابط بالا، معادله (42-5) را به رابطه (47-5) ساده می‌کند.

$$I_{xx_i} \dot{\omega}_i = -l_i (\hat{s}_i \times f_{b_i}) - c_{i1} m_{i1} \hat{s}_i \times a_{i1} - (l_i - c_{i2}) m_{i2} \hat{s}_i \times a_{i2} + l_i m_{ge} \hat{s}_i \times g \quad (47-5)$$

برای بدست آوردن $f_{b_i}^n$ طرفین معادله (47-5) را در \hat{s}_i ضرب خارجی می‌کنیم.

$$f_{b_i} = \frac{1}{l_i} (I_{xx_i} + l_i^2 m_{ce}) \hat{s}_i \times \dot{\omega}_i + \frac{2}{l_i} m_{i2} c_{i2} l_i \hat{s}_i \times \omega_i - m_{ge} \hat{s}_i \times (\hat{s}_i \times g) \quad (48-5)$$

به طوری که m_{ce} مطابق با رابطه (49-5) تعریف می‌شود.

$$m_{ce} = \frac{1}{l_i^2} (m_{i1} c_{i1}^2 + m_{i2} c_{i2}^2) \quad (49-5)$$

5-1-3. رابطه دینامیکی مجری نهایی

با در نظر گرفتن مرکز جرم مجری نهایی در نقطه p ، ممان اینرسی حول مرکز جرم از فرمول ${}^A I_p$ بدست می‌آید. نیروهای خارجی وارد بر مجری نهایی از رابطه $F_d = [F_d, n_d]^T$ بدست می‌آید. با نوشتن معادلات اوپلر برای مجری نهایی خواهیم داشت:

$$\sum P_{n_{ext}} = n_d + \sum_{i=1}^3 b_i \times f_{b_i} + mg \times c_p + F_d \times e_p = {}^A I_p \dot{\omega} + \omega \times {}^A I_p \omega \quad (50-5)$$

به طوری که ${}^A I_p$ ممان اینرسی مجری نهایی نسبت به o در دستگاه مختصات ثابت A در نظر گرفته شده و به راحتی از فرمول (51-5) بدست می‌آید. همچنین c_p بردار مرکز جرم مجری نهایی و e_p بردار محل اثر نیروی F_d می‌باشد. همچنین n_d گشتاور وارد به مجری نهایی است.

$${}^A I_p = {}^A R_B {}^A I_p {}^A R_B^T \quad (51-5)$$

این روابط در فرم بسته به حالت زیر نوشته می‌شود.

$${}^A I_p \dot{\omega} + \omega \times {}^A I_p \omega - n_d - \sum_{i=1}^3 b_i \times f_{b_i} - mg \times c_p - F_d \times e_p = 0 \quad (52-5)$$

۵-۲. فرم بسته معادلات دینامیکی

در این بخش به معرفی روشی برای فرمول‌بندی دینامیکی در فرم بسته که برای کنترل و تحلیل دینامیکی مناسب است پرداخته می‌شود.

۵-۲-۱. فرم بسته دینامیکی پاها

برای اینکه رابطه‌بندی فرم بسته دینامیکی ربات موازی را بدست آوریم بایستی به فرم زیر رسید.

$$M(X)\ddot{X} + C(X, \dot{X})\dot{X} + G(X) = F \quad (53-5)$$

ابتدا یک مختصات تعمیم یافته x_i که تغییر مکان نقطه b_i است، در نظر گرفته می‌شود. حال به بدست آوردن روابط در فرم دینامیکی بسته برای پاها با توجه به $\dot{\omega}_i$ ، $\ddot{\omega}_i$ و \dot{l}_i پرداخته می‌شود. در ابتدا به پاره‌ای از فرمول‌ها و ساده‌سازی‌های ریاضی پرداخته می‌شود.

$$(ab)c = (a^T b)c = c(a^T b) = (ca^T)b = ca^T b \quad (54-5)$$

به طور مشابه برای ضرب خارجی می‌توان از ضرب ماتریسی استفاده کرد.

$$a \times b = a \times b = -b \times a \quad (55-5)$$

همچنین a_x و b_x ماتریس پاد متقارنی است که از اجزای ماتریس‌های a و b درست می‌شود.

$$a^x = a_x = \begin{bmatrix} 0 & 0 & a_y \\ a_z & 0 & -a_x \\ -a_y & a_x & 0 \end{bmatrix} \quad (56-5)$$

این تعریف جدید می‌تواند بجای ضرب خارجی بردارها به وسیله ضرب ماتریسی جای‌گذین شود.

برای ارتباط دادن x_i و مشتقاتش نسبت به متغیرهای سینماتیکی پا معادله (۵۷-۵) بدست می‌آید.

$$\dot{l}_i = \hat{s}_i^T \dot{x}_i \Rightarrow \dot{l}_i \hat{s}_i = \hat{s}_i \hat{s}_i^T \dot{x}_i, \quad (57-5)$$

$$\omega_i = \frac{1}{l_i} \hat{s}_i \times \dot{x}_i \Rightarrow |\omega_i|_2^2 \hat{s}_i = \frac{-1}{l_i^2} \hat{s}_i \dot{x}_i^T \hat{s}_i \times \dot{x}_i$$

به علاوه برای شتاب خطی و زاویه‌ای می‌توان روابط (۵۸-۵) را نوشت.

$$\ddot{l}_i - l_i \omega_i \cdot \omega_i = \hat{s}_i^T \ddot{x}_i \Rightarrow \ddot{l}_i \hat{s}_i - l_i (\omega_i \cdot \omega_i) \hat{s}_i = \hat{s}_i \hat{s}_i^T \ddot{x}_i \quad (58-5)$$

$$l_i \dot{\omega}_i + 2\dot{l}_i \omega_i = \hat{s}_i \times \ddot{x}_i \Rightarrow \dot{\omega}_i = \frac{1}{l_i} (\hat{s}_i \times \ddot{x}_i - 2\dot{l}_i \omega_i)$$

با جای‌گذاری روابط سینماتیکی در معادلات (۳۸-۵) و (۴۸-۵) به همراه برخی ساده‌سازی‌ها،

$f_{b_i}^s$ و $f_{b_i}^n$ به فرم معادلات (۵۹-۵) و (۶۰-۵) نوشته می‌شوند.

$$f_{b_i}^s - \tau_i \hat{s}_i = -m_{i_2} \hat{s}_i \hat{s}_i^T \ddot{x}_i + \frac{m_{i_2} c_{i_2}}{l_i^2} \hat{s}_i \dot{x}_i^T \hat{s}_i \times \dot{x}_i + m_{i_2} \hat{s}_i \hat{s}_i^T g \quad (59-5)$$

$$f_{b_i}^n = \frac{1}{l_i^2} (I_{xx_i} + l_i^2 m_{ce}) \hat{s}_{i \times}^2 \ddot{x}_i + \frac{2}{l_i} m_{co} \dot{l}_i \hat{s}_{i \times}^2 \dot{x}_i - m_{ge} \hat{s}_{i \times} g \quad (60-5)$$

به طوری که:

$$m_{co} = \frac{1}{l_i} m_{i_2} c_{i_2} - \frac{1}{l_i^2} (I_{xx_i} + l_i^2 m_{ce}), \quad (61-5)$$

$$m_{ge} = \frac{1}{l_i} (m_{i_1} c_{i_1} + m_{i_2} (l_i - c_{i_2}))$$

همان گونه که در ترسیمه جسم آزاد پیستون داریم:

$$M_i \ddot{x}_i + C_i \dot{x}_i + G_i = F_i \quad (62-5)$$

با جای گذاری روابط مربوطه بر حسب x_i به فرم بسته معادلات دینامیکی خواهیم رسید. با توجه به روابط فوق ماتریس جرمی M_i ، ماتریس کوریولیس و گریز از مرکز C_i و ماتریس جرمی G_i به فرم زیر ساده می گردند.

$$M_i = m_{i_2} \hat{s}_i \hat{s}_i^T - \frac{1}{l_i^2} I_{xx_i} \hat{s}_{i \times}^2 - m_{ce} \hat{s}_{i \times}^2 \quad (63-5)$$

$$C_i = -\frac{2}{l_i} m_{co} \dot{l}_i \hat{s}_{i \times}^2 - \frac{1}{l_i^2} m_{i_2} c_{i_2} \hat{s}_i - \dot{x}_i^2 \hat{s}_{i \times}^2$$

$$G_i = (m_{ge} \hat{s}_{i \times}^2 - m_{i_2} \hat{s}_i \hat{s}_i^T) g, F_i = -f_{b_i} + \tau_i \hat{s}_i$$

به طوری که:

$$I_{eq} = ({}^A I_{c_{i_1}} + {}^A I_{c_{i_2}}), m_{ce} = \frac{1}{l_i^2} (m_{i_1} c_{i_1}^2 + m_{i_2} c_{i_2}^2) \quad (64-5)$$

$$m_{ge} = \frac{1}{l_i} (m_{i_1} c_{i_1} + m_{i_2} (l_i - c_{i_2})), m_{co} = \frac{1}{l_i} m_{i_2} c_{i_2} - \frac{1}{l_i^2} (I_{xx_i} + l_i^2 m_{ce})$$

۵-۲-۲. فرم بسته معادلات دینامیکی مجری نهایی

در این بخش فرم بسته معادلات مجری نهایی نوشته می گردد. این فرم بسته به صورت معادله (۶۵-۵) است.

$$M_p \ddot{\chi} + C_p \dot{\chi} + G_p = F_p \quad (65-5)$$

که مختصات تعمیم یافته به فرم (۶۶-۵) است.

$$\chi = [\theta]; \dot{\chi} = [\omega]; \ddot{\chi} = [\dot{\omega}] \quad (66-5)$$

و پارامترهای معادله به صورت معادله (۶۷-۵) تعریف می شود.

$$M_p = [{}^A I_p]_{3 \times 3}; C_p = [\omega \times {}^A I_p]_{3 \times 3} \quad (67-5)$$

$$F_p = \left[n_d + \sum b_i \times f_{b_i} + F_d \times e_p \right]$$

$$G_p = mg \times c_p$$

۵-۲-۳. فرم بسته معادلات دینامیک ربات

برای بدست آوردن فرم معادلات دینامیکی ربات بایستی با یک تبدیل، x_i را به مختصات تعمیم یافته تبدیل نماییم. با استفاده از این تبدیل نیروی داخلی حذف شده و معادلات در فرم بسته نوشته می‌شوند. به همین دلیل ماتریس ژاکوبین J_i که رابط بین انتهای پا و مجری نهایی است طبق رابطه (۶۹-۵) تعریف می‌شود.

$$\dot{x}_i = J_i \dot{\chi} \quad (۶۸-۵)$$

به طوری که:

$$J_i = [-b_{i \times}] \quad (۶۹-۵)$$

با مشتق‌گیری از رابطه (۶۸-۵) نسبت به زمان خواهیم داشت:

$$\ddot{x}_i = J_i \ddot{\chi} + \dot{J}_i \dot{\chi} \quad (۷۰-۵)$$

مشتق J_i نسبت به زمان به صورت معادله (۷۱-۵) بدست می‌آید.

$$\dot{J}_i = [-(\omega \times b_i)_\times] = [-\omega \times b_{i \times} + b_{i \times} \omega_\times] \quad (۷۱-۵)$$

حال با جای‌گذاری روابط فوق در معادله (۶۲-۵) و ضرب J_i^T از چپ به نتیجه زیر خواهیم رسید.

$$J_i^T M_i (J_i \ddot{\chi} + \dot{J}_i \dot{\chi}) + J_i^T c_i J_i \dot{\chi} + J_i^T G_i = J_i^T F_i \quad (۷۲-۵)$$

$$(J_i^T M_i J_i) \ddot{\chi} + (J_i^T M_i \dot{J}_i + J_i^T c_i J_i) \dot{\chi} + J_i^T G_i = J_i^T F_i$$

به طوری که:

$$M_{l_i} \ddot{x}_i + C_{l_i} \dot{x}_i + G_{l_i} = F_{l_i} \quad (۷۳-۵)$$

در نتیجه داریم:

$$M_{l_i} = J_i^T M_i J_i; C_{l_i} = J_i^T M_i \dot{J}_i + J_i^T C_i J_i \quad (۷۴-۵)$$

$$G_{l_i} = J_i^T G_i; F_{l_i} = J_i^T F_i$$

با ساده کردن سمت راست معادله (۷۳-۵) خواهیم داشت:

$$F_{l_i} = [-b_{i \times}] [-f_{b_i} + \tau_i \hat{s}_i] = -[b_{i \times} f_{b_i}] + [\tau_i b_{i \times} \hat{s}_i] \quad (۷۵-۵)$$

ترم آخر معادله (۷۵-۵) به عنوان F_{τ_i} در نظر گرفته می‌شود.

$$F_{\tau_i} = \tau_i [b_{i \times} \hat{s}_i] \quad (۷۶-۵)$$

با جمع کردن معادلات دینامیکی همه‌ی پاها به علاوه معادلات مجری نهایی فرم بسته زیر

بدست می‌آید به طوری که:

$$M(\chi) = M_p + \sum_{i=1}^3 M_{l_i}; C(\chi, \dot{\chi}) = C_p + \sum_{i=1}^3 C_{l_i} \quad (5-77)$$

$$G(\chi) = G_p + \sum_{i=1}^3 G_{l_i}; F(\chi) = n_d + F_d \times e_p + \sum_{i=1}^3 F_{\tau_i}$$

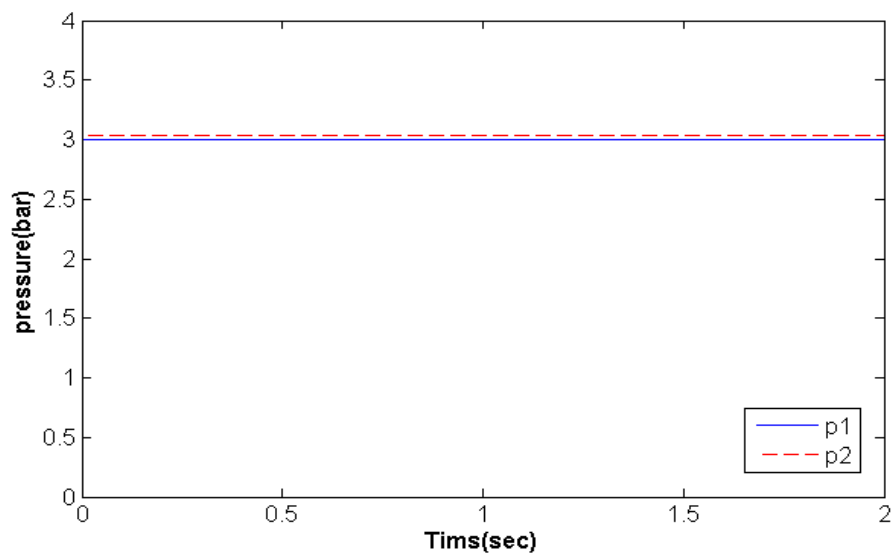
۵-۳. صحه گذاری دینامیکی ربات

همان گونه که در فصل سوم بیان شد با توجه به میزان دبی ورودی و خروجی که توسط کنترلر تولید می شود، مطابق با رابطه (۳-۱۰) می توان فشار محفظه های سیلندر را بدست آورد. از طرفی با توجه به فشار محفظه های بدست آمده طبق رابطه (۳-۳) نیروی جک ها مشخص می شود. در مدل دینامیکی ربات، نیروها به عنوان ورودی به سیستم وارد می شوند و جابجایی نظیر این نیروها در مجری نهایی محاسبه می شود. حال در راستای صحه گذاری دینامیکی ربات نیروی جک ها به عنوان ورودی دینامیک ربات داده می شود و متناسب با نیروی وارده انتظار جابجایی به خصوصی از ربات می رود. حال اگر جابجایی متناسب با جابجایی مورد انتظار باشد، دینامیک ربات صحه گذاری شده است. در نمودارهای ارائه شده در این بخش $F1$ ، $F2$ و $F3$ نیروهای هر یک از پاهای $P1$ ، $P2$ و $P3$ فشار محفظه های هر یک از پاهای ربات هستند. θ_x ، θ_y و θ_z زوایای اولیه مجری نهایی ربات است. در ابتدا فشار دو تا از پاهای وارده کرده مطابق با شکل ۵-۳ و فشار پای سوم را مطابق با شکل ۵-۴ قرار می دهیم. در اینجا باید موقعیت دو پای که به آنها فشار برابر وارد شده در راستای محور Z مساوی باشند و با گذشت زمان افزایش یابد و موقعیت پای سوم با طی زمان کاهش یابد. نمودارهای نیرو و موقعیت هر سه پا در راستای محور Z مطابق اشکال ۵-۵ و ۵-۶ ارائه شده است. در این بخش فرم بسته معادلات دینامیکی ربات که مطابق با رابطه ۵-۷۷ است، با استفاده از روش عددی رانگ کوتا حل شده که پارامترهای ربات در جدول ۵-۱ ارائه شده است.

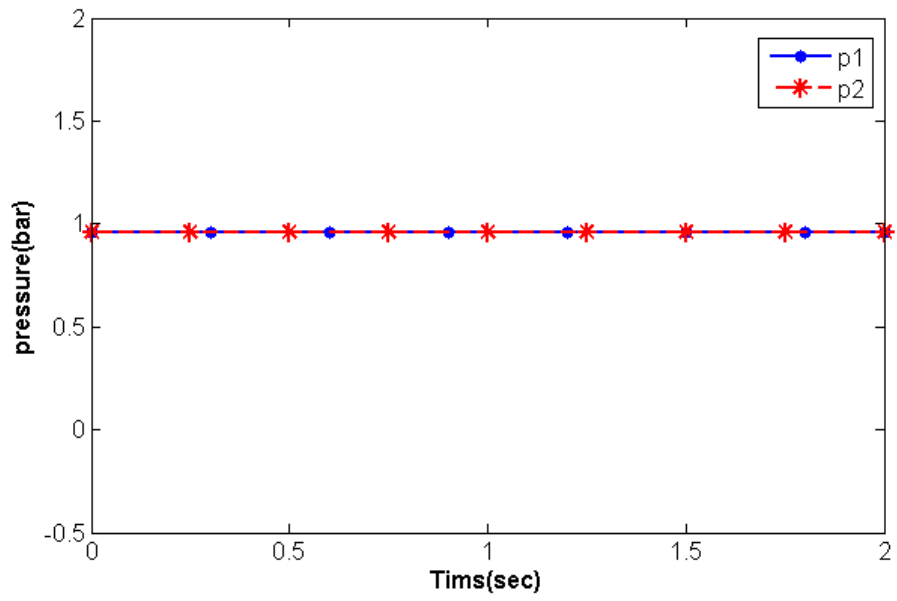
جدول ۵-۱. مشخصات ربات s-3-sps

پارامتر	واحد	مقدار پارامتر	علامت
---------	------	---------------	-------

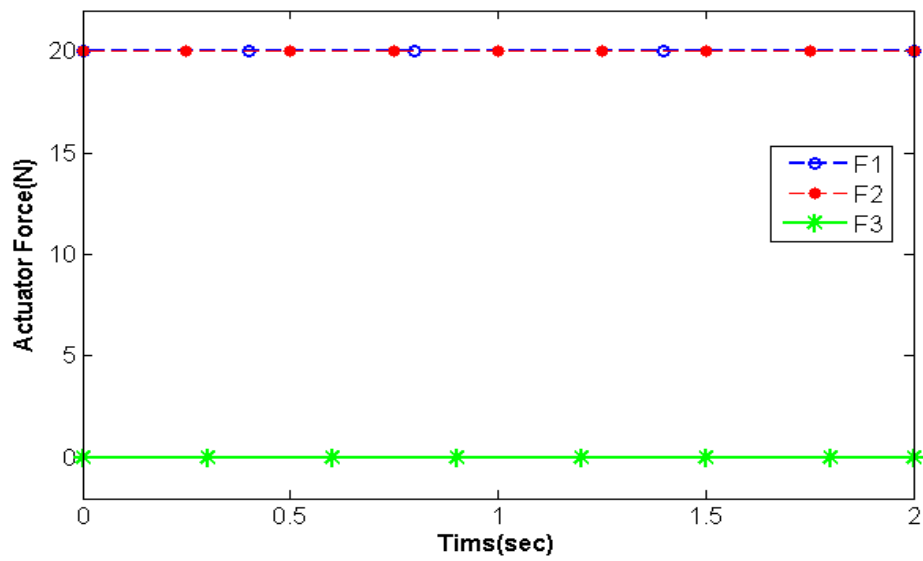
R_A	0.4	m	شعاع صفحه ثابت
R_B	0.2	m	شعاع صفحه متحرک
θ_{A_i}	[0 120 240]	deg	زاویه نقاط A_i در صفحه ثابت
θ_{B_i}	[30 150 270]	deg	زاویه نقاط B_i در صفحه متحرک
m	2	Kg	جرم صفحه متحرک
m_{i_1}	1	Kg	جرم سیلندر
m_{i_2}	0.3	kg	جرم پیستون
c_{i_1}	0.05	m	مرکز جرم سیلندر
c_{i_2}	0.05	m	مرکز جرم پیستون



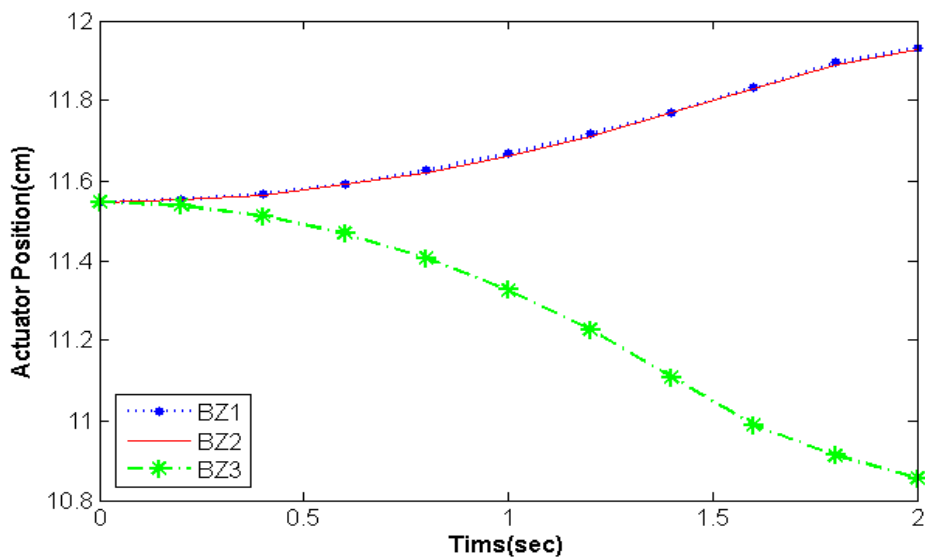
شکل ۳-۵. فشار محفظه‌های سیلندر پاهای ربات برای تولید نیروی ۲۰ نیوتن



شکل ۴-۵. فشار محفظه‌های سیلندر پای ربات برای تولید نیروی صفر

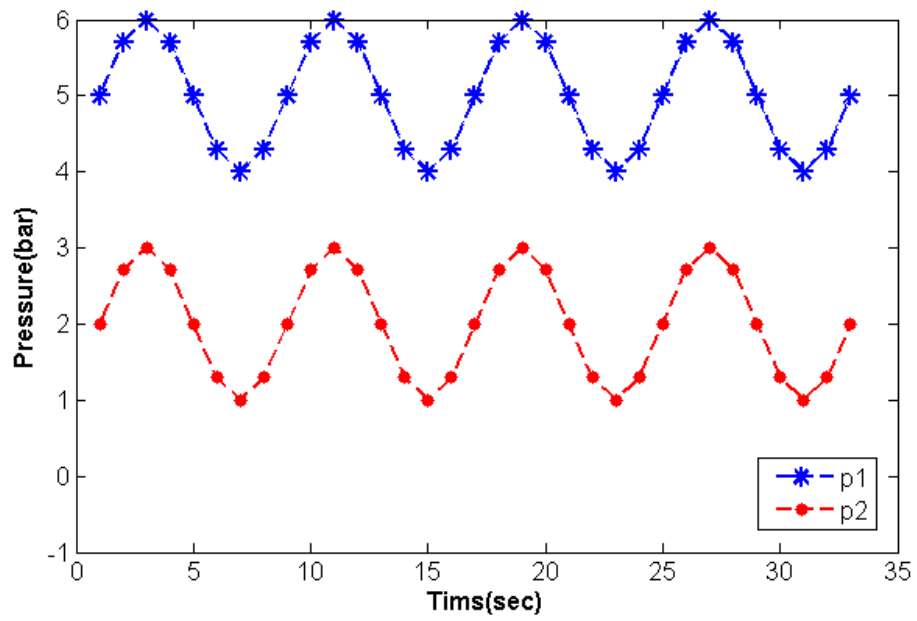


شکل ۵-۵. نیروهای اعمالی به مدل دینامیکی

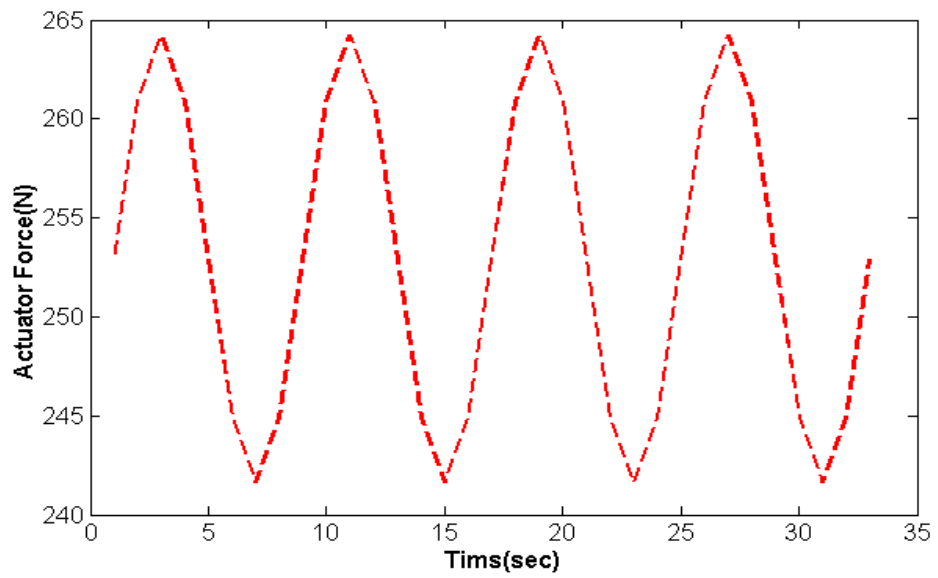


شکل ۵-۶. موقعیت انتهایی پاهای ربات در راستای محور z

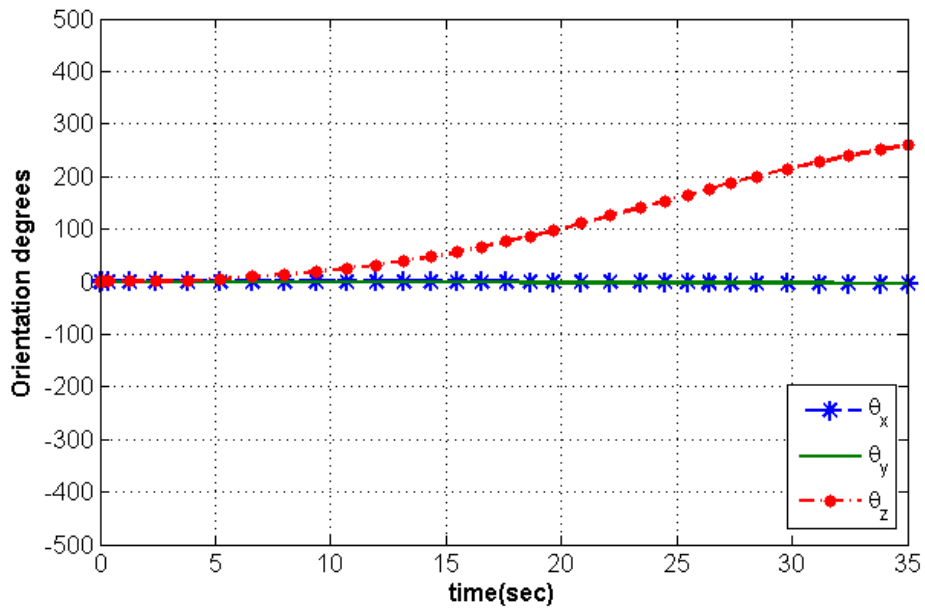
در این قسمت فشار محفظه‌های سیلندر به صورت تابع سینوسی داده می‌شود و مطابق با فشار هر یک از محفظه‌های سیلندر، نیروی پیستون ارائه شده است که این نیرو ورودی دینامیک است و مطابق با آن زوایای اویلر مجری نهایی محاسبه می‌گردد. در این قسمت نیروی مساوی به هر سه پا وارد کرده و از آنجایی که ربات تنها سه درجه آزادی دورانی دارد و نیروی وارده به هر سه پا برابر است بنابراین انتظار می‌رود که ربات تنها حول محور z دوران داشته باشد و میزان دوران حول محور x و y صفر باشد. قابل ذکر است که زوایای اولیه مجری نهایی ربات باید صفر باشند. در اشکال ۵-۷ تا ۵-۹ میزان فشار محفظه‌های سیلندر، نیروی وارده به هر پا و میزان دوران مجری نهایی حول محورهای دستگاه مختصات ارائه شده است.



شکل ۵-۷. فشار سینوسی محفظه‌های سیلندر



شکل ۵-۸. نیروی متناسب با فشار محفظه‌های شکل ۵-۱۱



شکل ۵-۹. زوایای اویلر مجری نهایی

در این بخش صحنه‌گذاری دینامیک ربات مطابق با نمودارهای ارائه شده انجام شده است.

فصل ۶

نتیجہ گیری و مشہادات

۶-۱. نتیجه گیری

در این پایان نامه سیستم عملگر نیوماتیکی، یک سیستم دو ورودی و دو خروجی در نظر گرفته می شود. یک خروجی این سیستم سختی عملگر و خروجی دیگر آن نیرو (که شتاب، سرعت و موقعیت حاصل می آید) است. نیروی به وجود آمده در عملگر تابعی از اختلاف فشار محفظه ها می باشد. در نتیجه در این پایان نامه برای هر محفظه ی سیلندر از یک کنترلر مد لغزشی استفاده شده است که نرخ عبور جریان هوا را در مسیر رفت و برگشت جک نیوماتیکی مشخص می کند و به کنترل فشار هر محفظه می پردازد. در نهایت با کنترل هر یک از فشار محفظه ها به طور همزمان هم نیروی مورد نیاز در جهت تعقیب مسیر مورد نیاز حاصل می گردد و هم سختی مورد نظر در سیلندر ایجاد می شود. نتایج نشان دهنده این امر بودند که این کنترلر به خوبی قادر بود فشار هر سیلندر را کنترل نماید و در عین حال سیلندر مسیر مورد نظر را تعقیب کند. و همچنین مشاهده گر فشاری طراحی شد که دارای دقت بالایی بوده و نتایج آن با ترنسمیتر فشار مقایسه گردید که در بخش مربوطه ارائه گردید. در این رساله در ابتدا با برخی از ربات های توان بخش آشنا شدیم و در ادامه رباتی با سه درجه آزادی چرخشی متناسب با تعداد درجات آزادی مورد نیاز برای توان بخشی پای انسان طراحی و بر مبنای دو معیار *GSI* و *GCI* بهینه سازی گردید. این ربات دارای حل سینماتیک مستقیم یکتا است. ربات طراحی شده در محیط *Catia* متناسب با طول کورس پاهای ربات طراحی و میزان دوران مجری نهایی ربات در محیط *motion* نرم افزار *Catia* بدست آورده شد. همچنین این ربات در نرم افزار *Matlab* مدل سازی شد و میزان دوران مجری نهایی آن به ازای طول کورس جک های واقعی بدست آورده شد. در فصل چهارم در ابتدا شبیه سازی و مشخصات سیستم سرونوماتیک ارائه شده است. سپس به معرفی کارت ها و مبدل های مورد استفاده در این سیستم پرداخته شده است و همچنین نحوه ی ارتباط اجزاء با یکدیگر بیان شده است. از آنجایی که نحوه ی اتصال اجزاء و استفاده آن به عنوان یک پای ربات اهمیت دارد. بنابراین به طراحی یک پای ربات و ساخت اتصالات و در نهایت متناژ کلیه اجزاء پرداخته شده است. سپس متغیرهای سیستم را به ازای جریان های مختلف بدست آورده و نمودارهای آن ها متناسب با هر جریان مشاهده می شود.

در ادامه به تحلیل دینامیکی ربات پرداخته شد و نتایج آن ارائه گردید.

به طور خلاصه دستاوردهای انجام این پروژه عبارتند از:

- طراحی الگوریتم کنترلی در جهت کنترل موقعیت و کنترل فشار محفظه ها با استفاده از شیرهای سرونوماتیک ۵/۳
- راه اندازی سیستم سرونوماتیکی با استفاده از شیرهای سرونوماتیک (کنترل جریان و

جهت هوا به طور همزمان) متناسب با جریان شیر

- طراحی مشاهده گرافشار
- بهینه سازی ربات طراحی شده
- طراحی و ساخت پای ربات
- طراحی ربات با توجه به طول کورس هر یک از پاهای ربات در نرم افزار Matlab و Catia
- تحلیل دینامیکی و صحه گذاری آن

۲-۶. پیشنهادات

پیشنهادهای متعددی در زمینه سیستم‌های سرونیوماتیکی در قسمت‌های مختلف مطرح شده است. بالا بردن دقت مدل‌سازی با در نظر گرفتن مدل‌های بهتری از اصطکاک، اندازه‌گیری نرخ جریان شیرها به کمک وسایل اندازه‌گیری و در نهایت استفاده از لوله‌های طویل از جمله پیشنهادات هستند که می‌توانند به دقت مدل‌سازی کمک کند. از آنجایی که کنترل امپدانس یک جک نیوماتیکی فقط در تئوری انجام شده است. در این رساله پیشنهاد بر این است که کنترل امپدانس عملی یک جک نیوماتیکی و همچنین کنترل امپدانس کل پلت‌فرم انجام گیرد. از طرفی پای ربات از نظر ابعادی مناسب نبوده زیرا پای ربات تشکیل شده از سنسور موقعیت و یک جک نیوماتیکی است و سنسور موقعیت و همچنین جک نیوماتیکی دارای قطر زیادی هستند. از آنجایی که می‌توان از سنسور موقعیت با قطر بسیار کمتر برای فیدبک موقعیت استفاده کرد، بنابراین استفاده از جک و سنسور موقعیت با ابعاد کمتر و همچنین استفاده از جک‌هایی با طول کورس بیشتر برای رسیدن به فضای کاری بیشتر پیشنهاد می‌شود. از طرف دیگر برای کنترل ربات طراحی شده نیاز به کارت اکتساب داده‌ای است که بتواند تعداد ورودی و خروجی آنالوگ و دیجیتال ربات مورد نیاز را تامین کند. در این سیستم به کارت اکتساب داده‌ای احتیاج است که دارای حداقل ۹ ورودی آنالوگ باشد. در حوزه انتخاب کارت، Advantech multifunction card PCI-1710HG با ۱۶ ورودی آنالوگ و ۱۶ خروجی دیجیتال پیشنهاد می‌شود. همچنین استفاده از سخت افزار Lab view برای راه اندازی Adam 4024 لازم است.

- [1] K. Jensen and T. Sarkodie-Gyan, "Experimental investigations on a caitemulator for neurological rehabilitation," in *Automation Congress, 2004. Proceedings. World*, 2004, pp. 39-48.
- [2] M. Bamdad and H. Zarshenas, "Robotic rehabilitation with the elbow stiffness adjustability," 2015.
- [3] K. A. Shorter, G. F. Kogler, E. Loth, W. K. Durfee, and E. T. Hsiao-Wecksler, "A portable powered ankle-foot orthosis for rehabilitation," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 48, pp. 459-472, 2011.
- [4] A. Mirelman, P. Bonato, and J. E. Deutsch, "Effects of training with a robot-virtual reality system compared with a robot alone on the gait of individuals after stroke," *Stroke*, vol. 40, pp. 169-174, 2009.
- [5] J. E. Deutsch, J. Lewis, and G. Burdea, "Technical and patient performance using a virtual reality-integrated telerehabilitation system: preliminary finding," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 15, pp. 30-35, 2007.
- [6] A. R. Joshi, "Design and control of a three degree-of-freedom planar parallel robot," Ohio University, 2003.
- [7] R. Riener, L. Lünenburger, S. Jezernik, M. Anderschitz, G. Colombo, and V. Dietz, "Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 13, pp. 380-394, 2005.
- [8] Y. Kim and A. Cook, "Manipulation and Mobility Aids, Electronic Devices for Rehabilitation, Webster et al, Eds," ed: London, UK: Chapman and Hall, 1985.
- [9] J. Allen, A. Karchak Jr, and E. Bontrager, "Design and fabricate a pair of Rancho anthropomorphic manipulator arms," 1972.
- [10] V. Paeslack and H. Roesler, "Design and control of a manipulator for tetraplegics," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 12, pp. 413-423, 1977.
- [11] M. Fengler and W. Cameron, "Clinical testing of a low cost robotic arm for the severely physically disabled," in *Proceedings of the First International Workshop on Robotic Applications in Medical and Health Care*, 1988.
- [12] P. Shor, P. Lum, C. Burgar, H. Van der Loos, M. Majmundar, and R. Yap, "The effect of robotic-aided therapy on upper extremity joint passive range of motion and pain," *Assistive Technology Research Series*, vol. 9, pp. 79-83, 2001.
- [13] H. Krebs, B. Volpe, M. Aisen, and N. Hogan, "Increasing productivity and quality of care: robot-aided neuro-rehabilitation," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 37, pp. 639-652, 2000.
- [14] F. Amirabdollahian, R. Loureiro, B. Driessen, and W. Harwin, "Error correction movement for machine assisted stroke rehabilitation," *Integration of Assistive Technology in the Information Age*, vol. 9, pp. 60-65, 2001.
- [15] J. F. Veneman, *Design and evaluation of the gait rehabilitation robot LOPES*: University of Twente, 2007.
- [16] P. Brukner and K. Khan, *Clinical sports medicine*: McGraw Hill, 2006.
- [17] G. R. Williams, J. G. Jiang, D. B. Matchar, and G. P. Samsa, "Incidence and occurrence of total (first-ever and recurrent) stroke," *Stroke*, vol. 30, pp. 2523-2528, 1999.

- [18] B. L. Braun, "Effects of ankle sprain in a general clinic population 6 to 18 months after medical evaluation," *Archives of family medicine*, vol. 8, p. 143, 1999.
- [19] J. W. Wheeler, H. I. Krebs, and N. Hogan, "An ankle robot for a modular gait rehabilitation system," in *Intelligent Robots and Systems, 2004.(IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ International Conference on*, 2004, pp. 1680-1684.
- [20] J. Yoon, J. Ryu, and K. B. Lim, "Reconfigurable ankle rehabilitation robot for various exercises," *Journal of Robotic Systems*, vol. 22, pp. S15-S33, 2006.
- [21] S. Mohammed, Y. Amirat, and H. Rifai, "Lower-limb movement assistance through wearable robots: state of the Art and challenges," *Advanced Robotics*, vol. 26, pp. 1-22, 2012.
- [22] S. Hesse, H. Schmidt, C. Werner, and A. Bardeleben, "Upper and lower extremity robotic devices for rehabilitation and for studying motor control," *Current opinion in neurology*, vol. 16, pp. 705-710, 2003.
- [23] C. Senanayake, S. Senanayake, and M. Arosha, "Emerging robotics devices for therapeutic rehabilitation of the lower extremity," in *Advanced Intelligent Mechatronics, 2009. AIM 2009. IEEE/ASME International Conference on*, 2009, pp. 1142-1147.
- [24] Y. H. Tsoi, "Modelling and adaptive interaction control of a parallel robot for ankle rehabilitation," ResearchSpace@ Auckland, 2011.
- [25] D. Cioi, A. Kale, G. Burdea, J. Engsborg, W. Janes, and S. Ross, "Ankle control and strength training for children with cerebral palsy using the Rutgers Ankle CP," in *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on*, 2011, pp. 1-6.
- [26] R. F. Boian, J. E. Deutsch, C. S. Lee, G. C. Burdea, and J. Lewis, "Haptic effects for virtual reality-based post-stroke rehabilitation," in *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2003. HAPTICS 2003. Proceedings. 11th Symposium on*, 2003, pp. 247-253.
- [27] J. Deutsch, C. Paserchia, C. Vecchione, A. Mirelman, J. Lewis, R. Boian, *et al.*, "IMPROVED GAIT AND ELEVATION SPEED OF INDIVIDUALS POST-STROKE AFTER LOWER EXTREMITY TRAINING IN VIRTUAL ENVIRONMENTS," *Journal of Neurologic Physical Therapy*, vol. 28, pp. 185-186, 2004.
- [28] M. Girone, G. Burdea, M. Bouzit, V. Popescu, and J. Deutsch, "Orthopedic rehabilitation using the" Rutgers ankle" interface," *Studies in health technology and informatics*, pp. 89-95, 2000.
- [29] J. Latonio, G. C. Burdea, and R. Boian, "Post-Stroke Rehabilitation with the Rutgers Ankle System: A Case Study," 2001.
- [30] J. E. Deutsch, J. Latonio, G. Burdea, and R. Boian, "Rehabilitation of musculoskeletal injuries using the Rutgers ankle haptic interface: three case reports," in *Proceedings of Eurohaptics*, 2001, pp. 11-16.
- [31] R. Boian, C. Lee, J. Deutsch, G. Burdea, and J. Lewis, "Virtual reality-based system for ankle rehabilitation post stroke," in *Proc. 1st Int. Workshop Virtual Reality Rehabilitation*, 2002, pp. 77-86.
- [32] Y.-N. Wu, M. Hwang, Y. Ren, D. Gaebler-Spira, and L.-Q. Zhang, "Combined passive stretching and active movement rehabilitation of lower-limb impairments in children with cerebral palsy using a portable robot," *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 25, pp. 378-385, 2011.

- [33] Y. Ren, T. Xu, L. Wang, C. Y. Yang, X. Guo, R. L. Harvey, *et al.*, "Develop a wearable ankle robot for in-bed acute stroke rehabilitation," in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, 2011, pp. 7483-7486.
- [34] R. W. Selles, X. Li, F. Lin, S. G. Chung, E. J. Roth, and L.-Q. Zhang, "Feedback-controlled and programmed stretching of the ankle plantarflexors and dorsiflexors in stroke: effects of a 4-week intervention program," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 86, pp. 2330-2336, 2005.
- [35] L.-Q. Zhang, S. G. Chung, Z. Bai, D. Xu, E. M. Van Rey, M. W. Rogers, *et al.*, "Intelligent stretching of ankle joints with contracture/spasticity," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 10, pp. 149-157, 2002.
- [36] G. Waldman, Y.-N. Wu, Y. Ren, Y. Li, X. Guo, E. J. Roth, *et al.*, "Stroke rehabilitation using a portable robot improves biomechanical and clinical outcome measures," in *Stroke*, 2011, pp. E128-E128.
- [37] K. Homma and M. Usuba, "Development of ankle dorsiflexion/plantarflexion exercise device with passive mechanical joint," in *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on*, 2007, pp. 292-297.
- [38] P. Cordo, H. Lutsep, L. Cordo, W. G. Wright, T. Cacciatore, and R. Skoss, "Neurorehabilitation and Neural," *Neurorehabilitation*, vol. 23, pp. 67-77, 2009.
- [39] J. Stein, R. Hughes, S. Fasoli, H. I. Krebs, and N. Hogan, "Clinical applications of robots in rehabilitation," *Critical Reviews™ in Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 17, 2005.
- [40] K. McGehrin, A. Roy, R. Goodman, J. Rietschel, L. Forrester, and C. Bever, "Ankle Robotics Training in Sub-Acute Stroke Survivors: Concurrent within-Session Changes in Ankle Motor Control and Brain Electrical Activity (P01. 175)," *Neurology*, vol. 78, p. P01. 175, 2012.
- [41] L. W. Forrester, A. Roy, H. I. Krebs, and R. F. Macko, "Ankle training with a robotic device improves hemiparetic gait after a stroke," *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 25, pp. 369-377, 2011.
- [42] A. Roy, L. W. Forrester, and R. F. Macko, "Short-term ankle motor performance with ankle robotics training in chronic hemiparetic stroke," *J Rehabil Res Dev*, vol. 48, pp. 417-29, 2011.
- [43] J. Blaya and H. Herr, "Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 12, pp. 24-31, 2004.
- [44] J. Furusho, T. Kikuchi, M. Tokuda, T. Takehashi, K. Ikeda, S. Morimoto, *et al.*, "Development of shear type compact MR brake for the intelligent ankle-foot orthosis and its control; research and development in NEDO for practical application of human support robot," in *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on*, 2007, pp. 89-94.
- [45] S. Tanida, T. Kikuchi, T. Takehashi, K. Otsuki, T. Ozawa, T. Fujikawa, *et al.*, "Intelligently controllable Ankle Foot Orthosis (I-AFO) and its application for a patient of Guillain-Barre syndrome," in *Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on*, 2009, pp. 857-862.
- [46] J. Ward, T. Sugar, J. Standeven, and J. R. Engsborg, "Stroke survivor gait adaptation and performance after training on a powered ankle foot orthosis," in *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on*, 2010, pp. 211-216.

- [47] M. Mirbagheri, L. Ness, C. Patel, K. Quiney, and W. Rymer, "The effects of robotic-assisted locomotor training on spasticity and volitional control," in *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on*, 2011, pp. 1-4.
- [48] M. Mirbagheri, C. Tsao, E. Pelosin, and W. Rymer, "Therapeutic effects of robotic-assisted locomotor training on neuromuscular properties," in *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*, 2005, pp. 561-564.
- [49] H.-O. Lim and K. Tanie, "Human safety mechanisms of human-friendly robots: passive viscoelastic trunk and passively movable base," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 19, pp. 307-335, 2000.
- [50] A. De Santis, B. Siciliano, A. De Luca, and A. Bicchi, "An atlas of physical human-robot interaction," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 43, pp. 253-270, 2008.
- [51] H. I. Krebs, J. J. Palazzolo, L. Dipietro, M. Ferraro, J. Krol, K. Rannekleiv, *et al.*, "Rehabilitation robotics: Performance-based progressive robot-assisted therapy," *Autonomous Robots*, vol. 15, pp. 7-20, 2003.
- [52] N. Hogan, H. I. Krebs, B. Rohrer, J. J. Palazzolo, L. Dipietro, S. E. Fasoli, *et al.*, "Motions or muscles? Some behavioral factors underlying robotic assistance of motor recovery," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 43, p. 605, 2006.
- [53] J. Bobrow and F. Jabbari, "Adaptive pneumatic force actuation and position control," *Journal of dynamic systems, measurement, and control*, vol. 113, pp. 267-272, 1991.
- [54] J. Wang, J. Pu, and P. Moore, "A practical control strategy for servo-pneumatic actuator systems," *Control Engineering Practice*, vol. 7, pp. 1483-1488, 1999.
- [55] E. Richer and Y. Hurmuzlu, "A high performance pneumatic force actuator system: Part I—nonlinear mathematical model," *Journal of dynamic systems, measurement, and control*, vol. 122, pp. 416-425, 2000.
- [56] E. Richer and Y. Hurmuzlu, "A high performance pneumatic force actuator system: part II—nonlinear controller design," *Journal of dynamic systems, measurement, and control*, vol. 122, pp. 426-434, 2000.
- [57] R. B. Van Varseveld and G. M. Bone, "Accurate position control of a pneumatic actuator using on/off solenoid valves," *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol. 2, pp. 195-204, 1997.
- [58] N. Hogan, "Impedance control: An approach to manipulation: Part II—Implementation," *Journal of dynamic systems, measurement, and control*, vol. 107, pp. 8-16, 1985.
- [59] B. McDonnell and J. Bobrow, "Adaptive tracking control of an air powered robot actuator," *Journal of dynamic systems, measurement, and control*, vol. 115, pp. 427-433, 1993.
- [60] T. Zilic and M. Essert, "High speed solenoid valves in pneumatic servo applications," in *Control & Automation, 2007. MED'07. Mediterranean Conference on*, 2007, pp. 1-6.
- [61] T. Gál, "Measuring the air use of the servo-pneumatic drive," *Mechanical Engineering*, vol. 45, pp. 11-16, 2001.
- [62] J. Yoon, J. Ryu, G. Burdea, and R. Boian, "Control of the Rutgers Ankle Rehabilitation Interface," in *ASME 2002 International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, 2002, pp. 787-794.

- [63] N. Hosseingholi Arbab, F. Najafi, Impedance control of a pneumatic actuator with solenoid on/off valves, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 4, pp. 12-20, 2014 (In Persian)
- [64] X. Kong, C. Gosselin, and J. M. Ritchie, "Forward Displacement Analysis of a Linearly Actuated Quadratic Spherical Parallel Manipulator," *Journal of Mechanisms and Robotics*, vol. 3, p. 011007, 2011.
- [65] L.-W. Tsai, *Robot analysis: the mechanics of serial and parallel manipulators*: John Wiley & Sons, 1999.
- [66] G. Liu, J. Gao, H. Yue, X. Zhang, and G. Lu, "Design and kinematics analysis of parallel robots for ankle rehabilitation," in *Intelligent Robots and Systems, 2006 IEEE/RSJ International Conference on*, 2006, pp. 253-258.
- [67] J. Wang, C. Wu, and X.-J. Liu, *On the Analysis and Kinematic Design of a Novel 2-DOF Translational Parallel Robot*: INTECH Open Access Publisher, 2006.
- [68] P. Beater, *Pneumatic drives*: Springer, 2007.
- [69] A. Messina, N. I. Giannoccaro, and A. Gentile, "Experimenting and modelling the dynamics of pneumatic actuators controlled by the pulse width modulation (PWM) technique," *Mechatronics*, vol. 15, pp. 859-881, 2005.
- [70] J.-J. E. Slotine and W. Li, *Applied nonlinear control* vol. 199: Prentice-hall Englewood Cliffs, NJ, 1991.

Abstract

The aim of Robotic rehabilitation is delivering the weak patient to the desirable level of physical ability. In this thesis, a three degrees of freedom parallel robot with unique direct kinematic solution is selected. Moreover by an optimization procedure, the optimum dimension design is proposed in order to use for the ankle rehabilitation.

Since each of the legs of the robot consists of a pneumatic cylinder, studying and controlling of the pneumatic actuators are discussed. Pneumatic actuators controlled by servo valves in a way that the input and output discharge to cylinder is specified.

In this regard, the observer is designed to estimate the pressure in the cylinder chamber. Also, a robot leg is designed and the robot dynamics is analyzed based on the whole manipulator mechanism. Upon completion of the design phase, the main components of the parallel robot including the control circuit and the designed robot leg are fabricated. combined experimentally and tested. Finally its experimental and theoretical results are presented and verified.

Keywords: Rehabilitation, pneumatic actuator, impedance control, Servo-Pneumatic valve



Shahrood University of Technology
Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering

M. Sc. Thesis

Design and Impedance Control a Parallel Robot for Ankle Rehabilitation

Aghil Keymanesh

Supervisor:

Dr. Mahdi Bamdad

Adviser:

Dr. Habib Ahmadi

December 2015