





دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی مکاترونیک

طراحی و ساخت ربات پوششی توانبخشی برای ناتوانی حرکتی اندام تحتانی در
فرآیند راه رفتن

نگارنده

سید رهی صفوی

استاد راهنما

دکتر مهدی بامداد

دی ۱۳۹۷

شماره: ۱۵۴/۲۸۷/۱۳
تاریخ: ۹۷/۱۱/۱۳

باسمه تعالی



مدیریت تحصیلات تکمیلی

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

با نام و یاد خداوند متعال، ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم / آقای سید رهی صفوی با شماره دانشجویی ۹۴۱۱۲۲۴ رشته مهندسی مکانیک گرایش مکترونیک تحت عنوان طراحی و ساخت ربات پوششی توانبخشی برای ناتوانی حرکتی اندام تحتانی در فرآیند راه رفتن که در تاریخ ۱۳۹۷/۱۰/۲۵ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می گردد:

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

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده: دکتر محمد محسن شاه مردان

تاریخ و امضاء و مهر دانشکده:

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



باسپاس فراوان از استاد گرامی جناب آقای دکتر مهدی بابداد

که آموخت مرا تا به امروزم

تقدیم به پدر و مادر عزیزم

که وجودم بجز هدیه وجودشان نیست

تعهدنامه

اینجانب سید رهی صفوی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مکترونیک دانشکده مکانیک دانشگاه صنعتی شاهرود، نویسنده پایان نامه "طراحی و ساخت ربات پوششی توانبخشی برای ناحیه پایین تنه برای ناتوانی حرکتی" تحت راهنمایی آقای دکتر مهدی بامداد متعهد می‌شوم :

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

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج ، کتاب ، برنامه‌های رایانه‌ای ، نرم افزارها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می‌باشد . این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود .
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی‌باشد.

چکیده

یکی از راه‌های نوین برای تمرینات توانبخشی بیماران استفاده از دستگاه‌های توانبخشی رباتیک است. در این پایان نامه یک ربات پوششی برای مفصل یک درجه آزادی طراحی و ساخته شده است. در این طراحی نوین از ماهیچه مصنوعی و فنر به عنوان مجموعه‌ی عملگر استفاده شده است. هدف این طراحی تعامل انسان و ربات با استفاده از محرکه نیوماتیک است. به منظور کنترل این تعامل پس از مدل‌سازی ماهیچه مصنوعی و شناسایی آن به صورت تجربی کنترل مدل لغزشی مبنای پروکسی شبیه‌سازی شده است. در انتها با پیاده‌سازی کنترلر بر اساس مدل روی سیستم یک درجه آزادی ساخته شده نتایج تجربی استخراج شده است. انطباق نتایج تجربی با شبیه‌سازی‌ها با رویکرد تعامل انسان و ربات نمایشگر و تایید کننده طراحی قابل قبول صورت گرفته است.

کلمات کلیدی : ربات توانبخشی - ربات پوششی - ماهیچه مصنوعی بادی - کنترل مد لغزشی مبنای

پروکسی

فهرست مطالب

فصل اول: مقدمه و معرفی	۱
۱-۱- اهمیت موضوع	۲
۲-۱- ضرورت و نوآوری تحقیق	۲
۳-۱- فرآیند راه رفتن	۳
۴-۱- راه رفتن سازگار، قدم زدن و کنترل وضعی	۵
۵-۱- فرآیندهای حرکتی جهت حفظ تعادل در حالت ایستادن	۷
۶-۱- بازآیی بیماران پس از سکته	۹
۱-۶-۱- افزایش استقامت در راه رفتن	۱۰
۲-۶-۱- مقایسه درمان به کمک سیستمهای توانبخشی رباتیک و روشهای سنتی	۱۱
۷-۱- سیستمهای توانبخشی رباتیک	۱۳
۱-۷-۱- تمرین بر روی تردمیل و استفاده از دستگاه پشتیبان وزن	۱۷
۲-۷-۱- انواع عملگر مورد استفاده در سیستمهای توانبخشی	۱۸
۱-۲-۷-۱- سیستمهای توانبخشی با عملگر مکانیکی	۱۸
۲-۲-۷-۱- سیستمهای توانبخشی با عملگر الکتریکی	۱۸
فصل دوم : مدل سازی ماهیچه مصنوعی و ربات پوششی و طراحی کنترلر	۲۳
۱-۲- پیشینه مدل سازی ماهیچه مصنوعی	۲۴
۲-۲- خلاصه و جمع بندی مدلسازی ماهیچه مصنوعی	۳۰
۱-۲-۲- مدل سازی شیر برقی:	۳۲
۲-۲-۲- مدل دینامیک فشار:	۳۳
۳-۲-۲- مدل هندسی ماهیچه مصنوعی:	۳۴
۴-۲-۲- مدل دینامیکی ماهیچه مصنوعی :	۳۴
۱-۴-۲-۲- مدل اول	۳۴
۳-۲- مدل سازی ربات پوششی	۳۶
۴-۲- استراتژی کنترلی	۴۰

۴۰	۲-۴-۱- معرفی سیستم های کنترلی رایج
۴۲	۲-۴-۲- چالش های پیش رو
۴۳	۲-۴-۳- استراتژی کنترلی استفاده شده در این پایان نامه
۴۷	۲-۵- طراحی مسیر مطلوب حرکت
۴۹	۲-۶- تنظیم ضرایب کنترلر به کمک مدل شبیهسازی
۵۲	۲-۷- نتایج حاصل از شبیه سازی مدل و کنترلر در مسیر و سرعت های مطلوب
۵۵	فصل سوم : شناسایی ماهیچه مصنوعی بادی
۵۶	۳-۱- شرح معادله حاکم برای شناسایی ماهیچه مصنوعی
۵۶	۳-۱-۱- معادلات حاکم برای ضریب فنریت
۵۷	۳-۱-۲- معادلات حاکم برای ضریب میراگر
۵۸	۳-۲- روش انجام آزمایشات شناسایی سیستم:
۶۰	۳-۲-۱- آزمایش اول: بدست آوردن F_{ce}
۶۱	۳-۲-۲- آزمایش دوم : بدست آوردن $K(P)$
۶۳	۳-۲-۳- آزمایش سوم : بدست آوردن $B(P)$
۶۵	۳-۳- شناسایی ماهیچه مصنوعی با توجه به مدل دوم
۶۶	۳-۴- شناسایی فنر کششی
۶۷	۳-۵- اعتبار سنجی شناسایی سیستم
۶۷	۳-۶- نتیجه گیری شناسایی سیستم :
۶۹	فصل چهارم : طراحی و ساخت ربات پوششی و پیاده سازی کنترلر
۷۰	۴-۱- ملاحظات طراحی
۷۱	۴-۲- طراحی طول بازوهای انتقال گشتاور
۷۴	۴-۳- اجزا تشکیل دهنده
۷۴	۴-۳-۱- تک لینکی
۷۵	۴-۳-۲- ماهیچه مصنوعی
۷۶	۴-۳-۳- فنر کششی

۷۶.....	۴-۳-۴- بازوهای انتقال گشتاور
۷۷.....	۴-۳-۵- پتانسیومتر
۷۷.....	۴-۳-۶- بندهای اتصال به پا
۷۷.....	۴-۳-۷- شیر کنترل فشار پروپورشنال
۷۸	۴-۳-۸- سنسور نیرو گشتاور
۷۸	۴-۳-۹- کارت انتقال داده
۸۰	۴-۴- پیاده سازی کنترلر
۸۵.....	فصل پنجم : نتیجه و پیشنهادات
۸۶.....	۵-۱- نتایج کنترل حلقه باز ربات پوششی
۸۸	۵-۲- نتایج کنترل حلقه بسته ربات پوششی
۸۸	۵-۲-۱- مسیر مطلوب : سینوسی
۹۱.....	۵-۲-۲- مسیر مطلوب : مثلثی
۹۴.....	۵-۳- نتایج حاصل از اعمال اغتشاش به ربات پوششی
۹۴.....	۵-۳-۱- اعمال اغتشاش لحظهای به ربات پوششی در موقعیت مطلوب ثابت
۹۵.....	۵-۳-۲- اعمال اغتشاش به ربات پوششی در موقعیت مطلوب سینوسی
۹۵.....	۵-۴- نتیجه گیری
۹۷.....	۵-۵- پیشنهادات
۹۹.....	پیوستها
۱۰۰.....	پیوست اول
۱۰۴	پیوست دوم
۱۱۰.....	پیوست سوم
۱۱۱.....	مراجع

فهرست اشکال

- شکل (۱-۱) یک سیکل کامل از فرآیند راه رفتن ۴
- شکل (۲-۱) تقسیمبندی فازها در یک سیکل از فرآیند راه رفتن برای دو پا ۴
- شکل (۳-۱) چگونگی سازگاری فرآیند راه رفتن ۶
- شکل (۴-۱) استراتژی تاب خوردن میچ پا ۸
- شکل (۵-۱) دستگاه توانبخشی لوکومات ۱۳
- شکل (۶-۱) دستگاه توانبخشی لوکوهلپ متصل شده بر روی تردمیل ۱۴
- شکل (۷-۱) دستگاه توانبخشی کاین اسیست ۱۵
- شکل (۸-۱) دستگاه توانبخشی ریواک ۱۶
- شکل (۹-۱) سیستم های توانبخشی به همراه سیستم پشتیبانی از وزن [9] ۱۷
- شکل (۱۰-۱) ربات توانبخشی پوششی زُر که از عملگر هیبریدی بهره برده است [11] ۱۹
- شکل (۱-۲) نمای کلی از مدل سازی شیر برقی تا جابجایی ماهیچه مصنوعی ۳۱
- شکل (۲-۲) تشبیه ماهیچه مصنوعی به المان های محدود با چیدمان موازی ۳۵
- شکل (۳-۲) نمای کلی از المانهای ربات پوششی ۳۷
- شکل (۴-۲) کنترلر مد لغزشی پروکسی پیاده سازی شده بر روی ربات یک درجه آزادی ۴۴
- شکل (۶-۲) رفتار کنترلر مد لغزشی پروکسی ۴۵
- شکل (۷-۲) مسیر حرکت مفصل زانو در دو حالت واقعی و ساده شده در فاز تاب خوردن ۴۸
- شکل (۸-۲) مسیر و سرعت مطلوب شبیه سازی شده با سرعت یک سیکل در ثانیه ۴۹
- شکل (۹-۲) نحوه همگرایی مدل به مسیر مطلوب با توجه به ضرایب مختلف کنترلر پی-آی-دی ۵۰
- شکل (۱۰-۲) نحوه همگرایی با توجه به ثابتهای زمانی مختلف و تغییرات خروجی کنترلر ۵۱
- شکل (۱۱-۲) نتیجه شبیه سازی $T=2\text{sec}$ ۵۲
- شکل (۱۲-۲) نتیجه شبیه سازی $T=1\text{sec}$ ۵۲
- شکل (۱۳-۲) نتیجه شبیه سازی با $T=0.5\text{sec}$ ۵۳
- شکل (۱۴-۲) نتیجه شبیه سازی $T=0.33\text{sec}$ ۵۳
- شکل (۱-۳) نمایی از تجهیزات ست شناسایی ۵۸

- شکل (۲-۳) پنل کنترل ست شناسایی در نرم افزار لب وییو ۶۰
- شکل (۳-۳) چیدمان ثانویه، استفاده از وزنه بجای جک پنوماتیکی ۶۰
- شکل (۴-۳) نمودار جابجایی-فشار ماهیچه مصنوعی در بارگذاری های مختلف ۶۲
- شکل (۵-۳) نمودار ضریب میرایی و فشار در دو حالت انقباض و رهایی ۶۵
- شکل (۱-۴) نحوه تغییرات زاویه و گشتاور در هر سیکل از فرآیند راه رفتن ۷۰
- شکل (۲-۴) تغییرات طول بازوهای گشتاور ۷۲
- شکل (۳-۴) ناحیه مناسب جهت تعیین بازوی گشتاور با توجه به تغییر طول ماهیچه مصنوعی ۷۳
- شکل (۴-۴) ناحیه مطلوب طراحی طول بازوی گشتاور ۷۴
- شکل (۵-۴) لولای تک لینکی ۷۵
- شکل (۶-۴) قطعات فولادی بکار رفته در مفصل جهت تقویت آن ۷۵
- شکل (۷-۴) ماهیچه مصنوعی ۷۶
- شکل (۸-۴) شیر برقی کنترل فشار فستو ۷۷
- شکل (۹-۴) سنسور گشتاور-نیروی استفاده شده در این پایان نامه ۷۸
- شکل (۱۰-۴) کارت دیتا استفاده شده ۷۸
- شکل (۱۱-۴) نمایی کلی از ربات پوششی توانبخشی ۷۹
- شکل (۱۲-۴) وضعیت قرار گیری سنسور نیرو گشتاور در محل مفصل ۷۹
- شکل (۱۳-۴) نحوه قرار گرفتن ربات پوششی بر روی پا ۸۰
- شکل (۱۴-۴) پنجره ی کاربری ربات پوششی توانبخشی کنترل حلقه بسته ۸۱
- شکل (۱۵-۴) نصب ربات پوششی بر روی پایهی عمودی جهت پیاده سازی کنترلر ۸۲
- شکل (۱۶-۴) نصب ربات پوششی بر روی پایهی افقی جهت پیاده سازی کنترلر ۸۲
- شکل (۱-۵) نحوه تغییرات زاویه ربات پوششی و مدل با توجه به ورودی سینوسی $T=5\text{sec}$ ۸۶
- شکل (۲-۵) نحوه تغییرات زاویه ربات پوششی و مدل با توجه به ورودی سینوسی $T=4\text{sec}$ ۸۶
- شکل (۳-۵) نحوه تغییرات زاویه ربات پوششی و مدل با توجه به ورودی سینوسی $T=2\text{sec}$ ۸۷
- شکل (۴-۵) کنترل مسیر سینوسی ۸۸
- شکل (۵-۵) خطای کنترل مسیر سینوسی ۸۸

- شکل (۵-۶) کنترل مسیر سینوسی ۸۹
- شکل (۵-۷) خطای کنترل مسیر سینوسی ۸۹
- شکل (۵-۸) کنترل مسیر سینوسی ۹۰
- شکل (۵-۹) خطای کنترل مسیر سینوسی ۹۰
- شکل (۵-۱۰) ردیابی مسیر مثلثی ۹۱
- شکل (۵-۱۱) خطای کنترل مسیر مثلثی ۹۱
- شکل (۵-۱۲) کنترل مسیر مثلثی ۹۲
- شکل (۵-۱۳) خطای کنترل مسیر مثلثی ۹۲
- شکل (۵-۱۵) خطای کنترل مسیر مثلثی ۹۳
- شکل (۵-۱۶) اغتشاش لحظه‌ای ایجاد شده در موقعیت ثابت و نحوه همگرایی بازو به مسیر مطلوب ۹۴
- شکل (۵-۱۷) اغتشاش ایجاد شده در موقعیت سینوسی و نحوه همگرایی بازو به مسیر مطلوب ۹۵

فهرست جداول

جدول (۱-۱) تعدادی از رباتهای پوششی توانبخشی با عملکرد ماهیچه مصنوعی.....	۲۰
جدول (۱-۲) مقادیر جرم و طول بازوهای مفصل زانو و بارگذاری.....	۳۹
جدول (۲-۲) ضرایب تعیین شده بوسیله کنترلر پی آی دی.....	۵۰
جدول (۱-۳) معرفی قطعات موجود در ست شناسایی سیستم.....	۵۹
جدول (۲-۳) فشار و نیروی المان نیروساز ماهیچه مصنوعی.....	۶۱
جدول (۳-۳) فشار و ضریب فنریت میانگین.....	۶۲
جدول (۴-۳) نحوه تقسیم بندی بازه های فشار برای ضریب فنریت.....	۶۳
جدول (۵-۳) مقادیر فشار و ضریب میرایی میانگین در بارگذاری های مختلف در حالت انقباض.....	۶۴
جدول (۶-۳) مقادیر فشار و ضریب میرایی میانگین در بارگذاری های مختلف در حالت رهایی.....	۶۴
جدول (۷-۳) ضرایب بدست آمده برای معادله (۳-۱۷).....	۶۶
جدول (۸-۳) جدول بدست آمده برای شناسایی فنر کششی.....	۶۶
شکل (۳-۹) مقایسه دو مدل بدست آمده با مقادیر آزمایش و کاتالوگ فستو در بارگذاری ۲۰ کیلوگرمی.....	۶۷
جدول (۱-۴) مشخصات فنر استفاده شده.....	۷۶
جدول (۲-۴) ضرایب پی، آی و دی در کنترلر مد لغزشی پروکسی.....	۸۱
جدول (۳-۴) لیست تجهیزات بکار رفته در ست پیاده سازی ربات پوششی.....	۸۳

فصل اول

مقدمه و معرفی

۱-۱- اهمیت موضوع

از اوایل دهه ۶۰ میلادی و بخصوص در دو دهه اخیر ربات‌های پوششی^۱ پیشرفت‌های چشم‌گیری داشته‌اند. این سیستم‌ها در سبک‌های متفاوتی ساخته شده‌اند. طراحی ربات‌های پوششی ناحیه پایین تنه نسبت به بالا تنه به دلیل درجه آزادی کمتر دارای پیچیدگی‌های کمتری برای ساخت است. اما دلیل اصلی توجه به ناحیه پایین تنه، آسیب‌پذیری بیشتری است که به دلیل تحمل وزن بدن وارد می‌شود. اخیراً بهره‌گیری از سیستم‌های توانبخشی رباتیک در فرآیند راه رفتن برای بیماری‌هایی نظیر سکته مغزی، نارسایی‌های نخایی و ... که فرآیند راه رفتن را دچار مشکل می‌کند مورد توجه محققان قرار گرفته است. در این نوع بیماری‌ها فرد بدلیل بیماری، قدرت کافی برای حرکت دادن اعضای بدن مانند پا را ندارند. در سیستم مد نظر که برای مفصل زانو طراحی شده است شخص بر روی تردمیلی راه می‌رود، به دلیل مشکلاتی از جمله کاهش عملکرد دستگاه عصبی، شخص قادر به کنترل کامل عضلات نبوده در نتیجه نیاز به نیرویی خارجی جهت جبران کمبود نیروی عضلانی دارد. بنابراین با نصب ربات پوششی دارای عملگر برای مفصل زانو می‌توان نقصان نیروی عضلانی را جبران نمود. این ربات پوششی دارای عملگرهای بادی (ماه‌یچه‌های مصنوعی) است که وظیفه آن جبران نقصان نیروی مورد نیاز برای راه رفتن فرد بر روی تردمیل است. از آنجایی که در این سیستم از عملگر ماه‌یچه مصنوعی استفاده شده است که رفتار این عملگر غیر خطی است و شناسایی آن همواره با خطا همراه است نمی‌توان از کنترلرهای ساده استفاده کرد و باید از کنترلرهای مقاوم و جبران ساز استفاده شود.

۱-۲- ضرورت و نوآوری تحقیق

افرادی که پس از بیماری‌هایی مانند سکته مغزی دچار محدودیت‌های حرکتی می‌شوند نیاز به تمرین و مراقبت‌های پزشکی برای بازیابی توانایی‌های خود هستند. با توجه به مشکلاتی نظیر ضعف در سیستم

^۱ Wearble robot

عصبی شخص قادر به کنترل کامل عضلات خود نمی‌باشد. بدین منظور بیمار نیازمند است که به کمک دستگاه‌های توانبخشی به تمرین بپردازد. از این سیستم‌ها می‌توان در مراکز توانبخشی استفاده کرد.

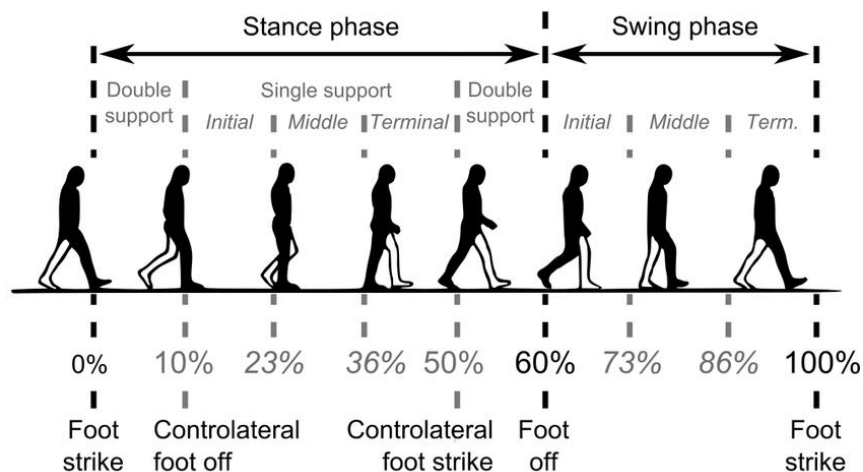
۱-۳- فرآیند راه رفتن

به کمک تحقیقات صورت گرفته توسط وینتر^۱ یک سیکل راه رفتن از یک سری حرکات متوالی و منظم تشکیل می‌شود که با یک الگوی زمانی مشخص تکرار می‌شوند. بطور کل می‌توان این فرآیند را به دو قسمت ۱- خیزش پا ۲- فرود پا تقسیم‌بندی کرد. از آنجایی که فرآیند راه رفتن همواره بوسیله دو پا انجام می‌گیرد لذا این فرآیند به چهار مرحله تقسیم‌بندی می‌شود که عبارتند از ۱- خیزش پا ۲- فرود پای مقابل ۳- خیزش پای مقابل ۴- فرود پا. همانطور که در شکل (۱-۱) مشخص است اگر بخواهیم یک سیکل فرآیند راه رفتن را بصورت درصد بیان نماییم خیزش پای نخست در ۰٪ فرآیند و خیزش پای مقابل در انتهای هر فرآیند ۱۰۰٪ صورت می‌گیرد. فازهای اولیه فرآیند راه رفتن ساده هستند: فاز ایستایی به درصدی از فرآیند راه رفتن گفته می‌شود که پا با زمین در تماس باشد. فاز تاب خوردن به فازی گفته می‌شود که پا در هوا باشد. فاز ایستایی با خیزش پای نخست (۰٪) شروع و نهایتاً فرود پای مقابل (۶۲٪) پایان می‌یابد و فاز تاب خوردن از حدود ۶۲٪ آغاز و تا انتهای فرآیند که بلند شدن پای دیگر است ۱۰۰٪ ادامه دارد.

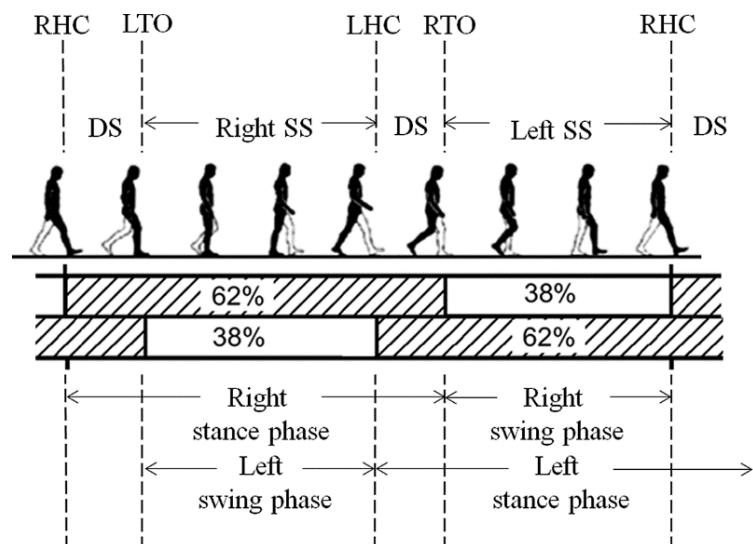
¹ DA. Winter

² Foot strike

³ Foot stance



شکل (۱-۱) یک سیکل کامل از فرآیند راه رفتن^۱



شکل (۲-۱) تقسیم‌بندی فازها در یک سیکل از فرآیند راه رفتن برای دو پا [۱]

فاز ایستایی^۲ به سه قسمت تقسیم می‌گردد: ۱- تکیه بر دو پای نخستین ۲- تکیه بر روی یک پا ۳- تکیه بر دوپای ثانویه. این مراحل همواره به ترتیب ثابتی که فرآیند راه رفتن دارد تکرار می‌شوند. فاز تاب خوردن^۳ به سه قسمت: ۱- تاب خوردن اولیه که در آن پس از تکیه بر پای اول، پای ثانویه تاب می‌خورد ۲- تاب خوردن میانی که در آن پای اولیه با حرکتی عمودی خود را به پای دوم می‌رساند ۳-

^۲ Stance phase

^۳ Swing phase

تاب خوردن ترمینالی که در آن با تاب دادن پای ثانویه از حرکت عمودی به خیزش می‌انجامد. باید دقت داشت که از نظر کارآیی مرحله نهایی فاز ایستایی برای آماده سازی پایین تنه برای تاب خوردن است. بطور متوسط یک سیکل راه رفتن از ۶۲٪ فاز ایستایی و ۳۸٪ فاز تاب خوردن تشکیل شده است.

۱-۴- راه رفتن سازگار، قدم زدن و کنترل وضعی

راه رفتن به توانایی ما در تطابق با شرایط محیطی گوناگون وابسته است. راه رفتن بوسیله واکر^۱ از اتاق خواب به سرویس بهداشتی نیازمند سطح توجه متفاوتی نسبت به راه رفتن در یک خیابانی شلوغ است. آن هم در هنگامی که در حال حمل کردن کیسه‌های سنگین خرید هستید. راه رفتن در محیط و شرایط مختلف می‌تواند برای بیماران مشکل زا باشد، بعنوان مثال صحبت کردن در هنگام راه رفتن برای بیمارانی که سکتته کرده‌اند می‌تواند چالش بر انگیز باشد.

با گذر زمان در حدود ۸۵٪ از بیماران سکتته‌ای می‌توانند قابلیت راه رفتن را بدست بیاورند، این در حالی است که تنها ۷٪ از بیماران مرخص شده از مراکز توانبخشی قابلیت مدیریت قدم برداشتن، تکیه دادن و یا حتی تنظیم سرعت مورد نیاز برای راه رفتن در محیط‌های عمومی را دارند. محدودیت در شرایط راه رفتن و یا تطبیق شرایط راه رفتن با توجه به شرایط محیطی باعث می‌شود که فرد بیمار از راه رفتن در شرایط پیچیده و یا شرایطی که خطر افتادن در آن‌ها بالا است خودداری کنند [۲].

شاموی و وولاکات^۲ به منظور ایجاد هماهنگی در شرایط گوناگون در هنگام راه رفتن، تمرینات را دارای دو جنبه اصلی می‌دانند: ۱- قدم برداشتن ۲- کنترل وضعی [۳].

همچنین قدم برداشتن علاوه بر توانایی شروع و توقف راه رفتن شامل توانایی تولید و نگهداری ضرب آهنگ و حفظ الگوی تناوبی راه رفتن می‌شود. برای راه رفتن موثر، سیستم عصبی مرکزی باید:

¹ walker

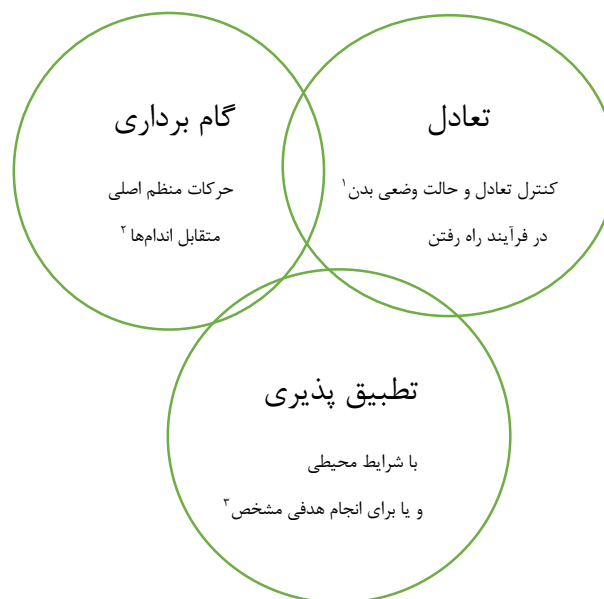
² Shumway & Woollacott

۱- الگوی حرکتی متناوب متقابلی برای حرکت لگن ایجاد کند تا بدن را از افتادن بر اثر نیروی جاذبه و یا خیز برداشتن به سمت جلو محافظت کند.

۲- حفظ کنترل وضعی بمنظور نگهداری مرکز جرم در موقعیت فضایی مطلوب و همچنین بالا نگاه داشتن بدن.

۳- همچنین بلاسوبرامانین معتقد است سیستم عصبی باید بتواند در شرایط مختلفی مانند وجود اختلالات، الگویی درست ترسیم کند [۴].

این اجزاء برای دستیابی به حرکات پیچیده ضروری است. برای مثال حرکت در مسیرهای ناهموار، بحث در هنگام راه رفتن و یا حرکت در مسیرهای منحنی می‌توانند مواردی از حرکات پیچیده باشند. می‌توان گفت که شرایط پیچیده‌ی بی‌شماری وجود دارد که باید برای راه رفتن در نظر گرفته شوند [۴].



شکل (۱-۳) چگونگی سازگاری فرآیند راه رفتن [۴]

¹ Posture

² Basic rhythmic reciprocal limb movement

³ Behavior task goals

شاموی موارد دیگری را توصیف کرده است که می‌توانند در توانایی شخص در هنگام راه رفتن تاثیر

گذار باشند [۳]. این موارد منشاء خارجی دارند که عبارتند از:

۱- مسافت

۲- فاکتور زمانی (تعیین سرعت با توجه به زمان)

۳- شرایط محیطی (مانند باد، باران، برف و ...)

۴- بارگذاری (حمل کوله یا بار)

۵- جنس زمین

۶- مواردی که جلب توجه می‌کنند (ایجاد حواس پرتی در محیط که می‌توانند به وسیله

خودروها، جمعیت و ... بوجود آید)

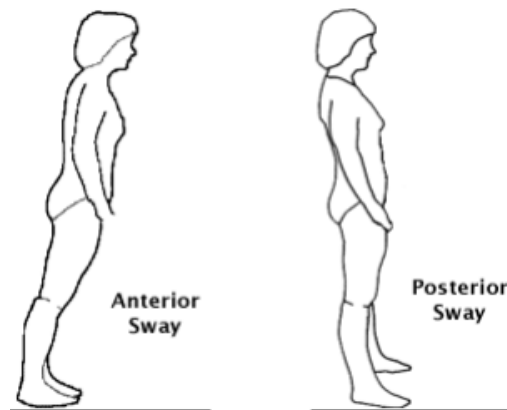
۷- تغییر وضعیت (توقف، گرفتن سطوح، چرخاندن سر و ...)

۸- تراکم ترافیک (ملاحظه جهت عدم تصادم در محیط های پر جمعیت) [۵]

۱-۵- فرآیندهای حرکتی جهت حفظ تعادل در حالت ایستادن

فرآیند حرکتی الگوی حرکتی منعطف و تکرار پذیری است که توسط سیستم عصبی مرکزی تولید و کنترل می‌شود. فرآیند حرکتی به ما اجازه می‌دهد که الگوهای حرکتی موفق گذشته را ذخیره و یا بازیابی کنیم. فرآیندهای حرکتی کارا و خودکار هستند و می‌توانند بمرور زمان به تکامل برسند. هر زمانی که عدم تعادلی (اختلال) صورت بگیرد، سیستم عصبی بدن استراتژی حرکتی که از قبل برنامه ریزی کرده است را فراخوانی کرده و این امر مانع از زمین خوردن شخص می‌شود. استراتژی‌های حرکتی که سیستم عصبی برای پاسخ به اختلالات تعادلی مورد استفاده قرار می‌دهد در اثر بیماری‌هایی نظیر سکتة از بین رفته و یا به شدت آسیب می‌بیند.

تاب خوردن مچ پا اولین واکنش به اختلالات محیطی است که برای پاسخ به اختلالات استفاده می‌شود. بعنوان مثال زمانی که در یک اتوبوس ایستاده‌اید، مچ پا نقش اهرمی را دارد که می‌تواند خود را با حرکات اتوبوس تطبیق دهد. زمانی که به یک حفظ تعادل کوچک نیاز باشد، عضلات نزدیک به زمین (درشت نی جلویی و دوقلو عقبی) فعال گشته و مانع زمین خوردن می‌گردند.



شکل (۴-۱) استراتژی تاب خوردن مچ پا [۱]

هنگامی که اختلالات وارد شده در حدی باشد که از عهده عضلات مچ خارج باشد، زمان استفاده از واکنش حرکتی مفصل لگن است. زمانی که از واکنش حرکتی لگن استفاده می‌شود، حرکت به مرکزیت مفصل لگن بوده و عضلات مچ پا (درشت نی جلویی^۲ و دوقلو عقبی^۳) غیر فعال خواهند بود. جریان فعال سازی حرکت عضلات، از عضلات تنه شروع شده و به عضلات پا انتقال می‌یابد. بنابراین وقتی که اتوبوس ترمز می‌کند بدن شخص به سمت جلو خم می‌شود، عضلات پشت و عقب ران^۴ منقبض شده و بدن بسمت بالا بر می‌گردد.

اگر اختلالات صورت گرفته قوی باشند و مرکز جرم بدن شما نقطه تکیه‌گاهی را رد کند در اینصورت برای حفظ تعادل لازم است که شخص قدمی به سمت جلو یا عقب بردارد. به این عمل استراتژی قدم برداری می‌گویند. تحقیقات نشان می‌دهد که استراتژی قدم برداری در سنین مختلف گوناگون است،

¹ Ankle Sway

² Anterior tibias

³ Gastrocnemius

⁴ Low back and hamstrings

بطوریکه در سنین بالا افراد برای حفظ تعادل خود از چند قدم کوتاه بجای یک قدم بزرگ استفاده می‌کنند [۲].

حرکت دست نقش مهمی در حفظ تعادل شخص دارد و بخشی از فرآیندهای حرکتی ذکر شده تلقی می‌شوند. ناحیه بالاتنه عکس العمل خود را از همان لحظات اولیه‌ی شروع اختلالات آغاز کرده و تا زمانی که بدن تعادل خود را بدست بیاورد فعال می‌ماند. در مواردی با اختلالات کوچک، حرکت بالا تنه باعث جلوگیری از افتادن می‌شود که این امر با جابجا کردن مکان مرکز جرم به نقطه عدم تعادل میسر می‌گردد.

زمانی که تاثیر گرفتگی و فلج عضلانی و یا سکتة مغزی بر ناحیه پایین تنه در میان باشد، بدن دارای عکس‌العمل‌های ضعیفی برای مقابله با اختلالات است. نقص‌های مذکور در ناحیه پایین تنه فرد باعث محدود سازی توانایی فرد در زمینه‌هایی مانند جبران اختلالات در فعالیت‌هایی نظیر راه رفتن می‌شود [۲].

حتی در صورت عدم حضور بیماری‌های عصبی، سن افراد تاثیر زیادی بر روی زمان عکس‌العمل آن‌ها برای مقابله با عدم حفظ تعادل دارد. افراد مسن تمایل بیشتری برای استفاده از سطوح برای حفظ تعادل خود نسبت به افراد جوان دارند این در حالی است که زمان عکس‌العمل افراد جوانتر کمتر است. افزایش تمایل جهت استفاده از سطوح برای حفظ تعادل و همچنین کاهش سرعت عمل برای انجام آن، اعمالی قابل پیش بینی هستند که توسط مکی و مک‌لروی^۱ مورد بررسی قرار گرفته است [۲].

۱-۶- بازیابی بیماران پس از سکتة

بازیابی توانایی راه رفتن پس از سکتة هدف مطلوب بیماران و مراقبان است. بهبود وضعیت تعادل و راه رفتن به افزایش استقلال کمک کرده و در نهایت باعث بهبود شرایط زندگی فرد می‌گردد. در هفته اول

^۱ Maki & McIlroy

پس از سکته، تنها یک سوم از بیماران توانایی راه رفتن را بدون نیاز به کمک را دارند، این توانایی در هفته‌های بعدی رو به بهبود می‌گراید. در هفته سوم و یا در هنگام ترخیص از بیمارستان، بیش از نیمی از نجات یافتگان سکته قابلیت راه رفتن بدون کمک را دارند. بنا به تحقیقات بالاسوبرامانین^۱ پس از گذشت شش ماه در حدود ۸۰ درصد از بیماران قابلیت راه رفتن را بدون نیاز به کمک فیزیکی شخص دیگری دارا می‌باشند [۶].

بر اثر سکته، فرآیند راه رفتن با صرف انرژی زیادی همراه خواهد بود، کارآیی ضعیف عضلات، ضعف در بدن و شرایط عروقی موجود باعث افزایش نیروی مصرفی می‌شود. صرف انرژی زیاد در فرآیند راه رفتن باعث می‌شود که فرد از شرکت در فعالیت‌های روزانه صرف نظر کند. برای مثال در یک تحقیق که در سال ۲۰۱۱ میلادی توسط دکتر دنیلسون^۲ مشخص شد که بیماران سکته‌ای در حدود نیمی از مقدار راه رفتن یک فرد سالم را انجام داده و نسبت به افراد سالم ۷۵٪ دی اکسید کربن بیشتری تولید می‌کنند [۷].

بهبود فرآیند راه رفتن هنگامی که بیمار درگیر هدف خاصی می‌شود سریع‌تر صورت می‌گیرد. به عنوان مثال در سال ۲۰۱۱ شفر و کار^۳ در تحقیقاتشان به این نکته اشاره دارند که بیمارانی که به وسیله‌ی دستگاه‌های موتوری تمرین داده شده‌اند و تمرکز آن‌ها به جای کیفیت حرکات بر روی هدف دیگری است (مانند بازی‌های ویدیویی تعاملی) دارای بهبود بهتری بوده‌اند [۷].

۱-۶-۱- افزایش استقامت در راه رفتن

با اینکه تعداد زیادی از بیماران سکته‌ای پس از مرخص شدن از مراکز توانبخشی و انجام تمرینات مورد نیاز توانایی راه رفتن را بدست آورده‌اند اما تعداد زیادی از آن‌ها فقط می‌توانند مسافت‌های کوتاه را طی

¹ Balasubramanian

² Danielsson

³ Carr & Shepherd

کنند. بعد از سکتۀ فرآیند راه رفتن نیازمند به صرف انرژی زیادی است و یا بعضی از بیماران پس از مرخص شدن از مراکز درمانی همچنان توانایی لازم برای راه رفتن موثر را ندارند[۷].

کیفیت فرآیند راه رفتن موثر توسط پارامترهایی مانند سرعت، مسافت و زمان تعیین می‌گردد. بطور خلاصه می‌توان گفت که یک فرآیند راه رفتن موفق شامل راه رفتن مستقل (بدون نیاز به کمک) با حداقل سرعت ۰٫۸ متر بر ثانیه ، حرکت در زمین‌های ناهموار و دارای مانع و همچنین طی حداقل ۵۰۰ متر از مسیر است. این شرایطی است که شخص به کمک آن‌ها می‌تواند بطور مستقل به فعالیت‌های روزانه خود بپردازد و فعال باشد. در مقاله کار و شپرد از ۱۰۹ بیمار مرخص شده از مراکز توانبخشی مصاحبه شد. تنها ۷٪ از آن‌ها موفق به کسب حداقل شرایط شدند[۷].

همچنین در این مقاله به این نکته اشاره شده است که بعد از گذشت یک سال از سکتۀ، بیشترین چالش بیماران، استقامت آن‌ها در فرآیند راه رفتن است بطوریکه زمانی که از تعدادی از بیماران خواسته شد تا یک آزمایش شش دقیقه‌ای انجام دهند تنها ۴۰٪ از بیماران توانستند مسافت بالای ۶۰۰ متری را طی کنند و دیگر بیماران آمار میانگین ۲۵۰ متر را داشتند، این بیماران همچنان توانایی زندگی مستقل و فعال را ندارند[۷].

۱-۶-۲- مقایسه درمان به کمک سیستم‌های توانبخشی رباتیک و روش‌های

سنتی

دستگاه توانبخشی لocomotor^۱ که برای بیماران سکتۀ‌ای مورد استفاده قرار گرفته شده است را می‌توان جامع‌ترین مرجع مطالعاتی بر روی سیستم‌های توانبخشی در نظر گرفت. هدف از انجام این مطالعات مقایسه تاثیر سیستم‌های توانبخشی همراه تردمیل و سیستم پشتیبان وزن با تمرین‌های راه رفتن ساده و سنتی بود. بر طبق مقاله دونکن^۲ که با سرمایه‌گذاری موسسه ملی اختلالات عصبی و سکتۀ مغزی

^۱ locomotor

^۲ Duncan PW et al

انجام شده است [۸] ، این بررسی در دو سطح صورت گرفت، نخست در دو ماهگی بعد از سکت، سپس شش ماه بعد از سکت. همچنین تمرین با لوکوموتور با تمرینات خانگی که توسط فیزیوتراپ^۱ طراحی شده بود مورد مقایسه قرار گرفت که هدف از آن افزایش انعطاف پذیری، افزایش بازه حرکتی، قدرت و تعادل بود که جمع این‌ها کمک به بهبود شرایط راه رفتن بیمار می‌کند.

طبق سخنان مدیر تحقیقات پروژه ی لوکوموتور^۲ در این آزمایش بیمارانی که در منزل تحت درمان سنتی قرار گرفتند دارای پیشرفتی همانند بیمارانی بودند که بوسیله دستگاه توانبخشی همراه تردمیل و دستگاه پشتیبان وزن تمرین داده شدند. این آزمایش که توسط بنیاد ملی سلامت^۳ سرمایه‌گذاری شده بود دارای نتایج دیگری هم بود. بیمارانی که شرایطشان با گذشت یک سال از وقوع سکت، همچنان در حال بهبود است شاهد آن بودند که بهبود آن‌ها در شش ماهه نخست صورت گرفته همچنین می‌توان گفت که بیمارانی که بعد از گذشت شش ماه از سکت تمرینات خود را آغاز کردند هم قادر به بهبود وضعیت راه رفتن خود بودند [۸] .

در پایان این تحقیق به این نکته اشاره دارد که استفاده از این گونه دستگاه‌های توانبخشی صرفاً باعث سهولت کار فیزیوتراپ گشته و بر روی روند درمانی بیمار تاثیری ندارد. به کمک این دستگاه‌ها در مراکز فیزیوتراپی هر فیزیوتراپ می‌تواند با صرف انرژی بسیار کمتری نسبت به حالت سنتی رایج همزمان به چند بیمار رسیدگی کند. همچنین تاثیرات جزئی در بهبود قرینگی پایین تنه، طول گام‌ها، سرعت راه رفتن و استقامت دیده شده است [۹].

¹ Therapist

² Duncan PW

³ National Institute of health

۷-۱- سیستم‌های توانبخشی رباتیک

تعدادی دستگاه توانبخشی پایین تنه توسعه یافته اند که بوسیله آن‌ها می‌توان بازدهی تحرک ناحیه پایین تنه را افزایش داد. این سیستم‌ها را می‌توان در گروه‌های زیر تقسیم‌بندی کرد :

- دستگاه‌های دارای تردمیل
 - دستگاه‌های مبتنی بر تخته پا
 - دستگاه‌های روی سطح زمین
 - دستگاه‌های توانبخشی متصل به مچ پا
- که شامل دو گونه ثابت و متحرک هستند.

دستگاه‌های زیادی با هدف بهبود دستگاه توانبخشی تردمیلی به همراه دستگاه پشتیبان وزن توسعه یافتند که هدف اصلی آن‌ها کاهش صرف نیروی فیزیوتراپ است. معمولاً این دستگاه‌ها از ساختار اسکلت‌بندی پایین تنه به همراه تردمیل بهره‌مند هستند. در شکل (۱-۵) می‌توانید نمونه‌ای از این دستگاه‌ها (لوکومات^۲) که شامل ربات پوششی راه رفتن و یک سیستم پشتیبان وزن پیشرفته است که با یک تردمیل ترکیب شده است را ببینید. همچنین با بهره‌گیری از یک بازی ویدیویی، هدف بیمار را از راه رفتن تغییر می‌دهد که این کار طبق تحقیقات شفرد [۷] باعث افزایش روند بهبود می‌گردد.



شکل (۱-۵) دستگاه توانبخشی لوکومات [۱۰]

^۱ Foot plate

^۲ Lokomat

این دستگاه از یک کامپیوتر مرکزی جهت کنترل موتورهایش استفاده می‌کند. این موتورها در قسمت‌های زانو و لگن قرار دارند. موتورها با دقت بالایی به تردمیل مرتبط شده‌اند بطوریکه قادرند سرعت چرخش خود را با توجه به سرعت تردمیل به دقت تنظیم کنند [۱۰].

شکل (۱-۶) دستگاه لوکوهلپ^۱ نمونه‌ی دیگری از این دستگاه‌ها است. این دستگاه بر روی یک تردمیل قرار می‌گیرد و جهت آن موازی با جهت حرکت تردمیل تنظیم می‌گردد و به راحتی بوسیله‌ی گیره‌ای به جلوی تردمیل متصل می‌گردد. همچنین این دستگاه از یک سیستم تعلیق وزن بهره می‌برد. آزمایشات کلینیکی نشان می‌دهد که این دستگاه به اندازه دستگاه لوکومات می‌تواند در روند درمانی بیمار تاثیرگذار باشد. استفاده از دستگاه لوکوهلپ می‌تواند کمک کند تا فیزیوتراپ سختی کمتری را متحمل شود. این قضیه یکی از دلایل اصلی استفاده از سیستم‌های رباتیک در توانبخشی است [۱۰].



شکل (۱-۶) دستگاه توانبخشی لوکوهلپ متصل شده بر روی تردمیل [۱۰]

دستگاه‌های روی سطح زمین شامل ربات‌هایی است که به بیمار جهت راه رفتن بر روی سطح زمین کمک می‌کنند. این دستگاه‌ها به بیمار اجازه حرکت دلخواه به هر جهتی را می‌دهند. شکل (۱-۷) ربات توانبخشی کاین اسپست^۲ نمونه‌ای از این سیستم‌های توانبخشی است که بر روی تصحیح فرآیند راه

^۱ LokoHelp

^۲ KineAssist

رفتن و همچنین حفظ تعادل تمرکز دارد. این دستگاه شامل کمربند نگهدارنده‌ای است که بوسیله آن لگن شخص نگاه داشته می‌شود. این ربات توسط نیروی‌های ثبت شده توسط نیرو سنج‌های تعبیه شده در کمربندش کنترل می‌شود [۱۰].



شکل (۷-۱) دستگاه توانبخشی کاین اسپست [۱۰]

ریواک^۱ نام ربات پوششی موتوری نیمه رباتیکی است که برای فعالیتهای درمانی کاربرد دارد. این دستگاه از یک لباس پوششی سبک استفاده می‌کند که بر روی آن موتورهایی در مقابل مفاصل متصل می‌گردد. همچنین این دستگاه شامل باتری قابل شارژ، حسگرها و کنترلر مرکزی است. حسگرهای این دستگاه قادر به حرکت بالا تنه است و به کمک این حسگرها دستگاه قادر به فعال سازی عملگرهای ناحیه پایین تنه شده و در نهایت باعث حفظ فرآیند راه رفتن می‌گردد. در شکل (۸-۱) این ربات نمایش داده شده است.

^۱ ReWalk



شکل (۸-۱) دستگاه توانبخشی ریاواک [۱۰]

ظرفیت ربات‌ها برای ایجاد سختی‌های متفاوت و کاملاً یکسان، قابلیت حرکت تکراری دقیق، آن‌ها را به وسیله‌ای ارزشمندی تبدیل کرده است که می‌توان به کمک آن‌ها با صرف انرژی و هزینه کمتر نتیجه‌ای بهتر انتظار داشت. همچنین می‌توان از این سیستم‌ها در منازل استفاده کرد بنابراین نیاز به حضور فیزیوتراپ بسیار کاسته می‌شود. گرچه با وجود جذابیت اینگونه دستگاه‌های رباتیک، تحقیقات کلینیکی کمی وجود دارند که عملکرد دستگاه‌های توانبخشی رباتیک را نسبت به درمان‌های سنتی برتر دانست. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت استفاده از دستگاه توانبخشی رباتیک توانبخشی روند درمانی نسبتاً مشابهی با توانبخشی‌های سنتی دارد اما استفاده از این دستگاه‌ها باعث کاهش زمان، هزینه و انرژی چشم‌گیری می‌گردد.

¹ intensity

۱-۷-۱- تمرین بر روی تردمیل و استفاده از دستگاه پشتیبان وزن

طبق تحقیقات تکوچی و ایزومی^۱ تمرین بر روی تردمیل و استفاده از دستگاه پشتیبان وزن^۲ یکی از پرکاربردترین وسایل تشویقی برای راه رفتن مقدماتی پس از سکته است [۹]. این یک تکنیک توانبخشی است که در آن بیمار بر روی تردمیل راه می‌رود و قسمتی از وزن شخص توسط دستگاه پشتیبان وزن مهار می‌شود. این سیستم با فراهم آوردن تمرینات راه رفتن، توانایی بیماران را بهبود می‌بخشد. در مورد بیمارانی که تجربه سکته را دارند، استفاده از سیستم تعلیق وزن باعث صاف تر شدن بدن، هم ترازى زانوها در فاز ایستایی فرآیند راه رفتن می‌شود. همچنین استفاده از این سیستم‌ها می‌تواند باعث بهبود عدم تقارن، افزایش طول گام‌ها و سرعت راه رفتن در فاز دوم راه رفتن (تاب خوردن) شود. همچنین به بیمار اجازه می‌دهد که تمرینات را با سرعت راه رفتن معمول انجام دهند و از حرکات جبران ساز در فرآیند راه رفتن (مانند چرخش لگن در هنگام راه رفتن) جلوگیری کند.



شکل (۱-۹) سیستم‌های توانبخشی به‌مراه سیستم پشتیبانی از وزن [۹]

^۱ Takeuchi & Izumi

^۲ Body Weight support system

برای کسانی که دارای توانایی بیشتری هستند همانطور که استفاده از تردمیل این اجازه را به آن ها می دهد تا بطور مستقل تمرین کرده و نیاز به نظارت تمام وقت نداشته باشند، باعث افزایش ظرفیت تنفسی، سرعت راه رفتن و استقامت می گردد. طبق نظر کار و شپرد [۷] در ابتدای شروع درمان استفاده از تمریناتی که بر روی زمین هستند و یا به کمک وسیله نگهدارنده مانند عصا انجام می شوند مناسبتر است.

۱-۷-۲- انواع عملگر مورد استفاده در سیستم های توانبخشی

بطور کلی می توان عملگرهایی که در سیستم های توانبخشی استفاده می شود را به صورت زیر تفسیم بندی کرد:

- عملگر های مکانیکی
- عملگر های الکتریکی
- عملگر های هیبریدی
- عملگر های پنوماتیکی

۱-۷-۲-۱- سیستم های توانبخشی با عملگر مکانیکی

در این سیستم ها از المان های مکانیکی نظیر فنر جهت جبران سازی بخشی از نیروی مورد نیاز برای یک فرآیند حرکتی استفاده می شود. معمولا این سیستم های توانبخشی ساده بوده و صرفا جهت تولید بخشی از نیروی مورد نیاز استفاده شده و قابلیت تولید تمام نیرو را ندارند.

۱-۷-۲-۲- سیستم های توانبخشی با عملگر الکتریکی

پرکاربردترین عملگر در سیستم های توانبخشی موتورهای الکتریکی است. دلیل آن قابلیت کنترل پذیری بالا است. از جمله این سیستم های توانبخشی می توان به ربات توانبخشی لوکومات (شکل (۱-۴)) اشاره

کرد. از جمله نقص‌های استفاده از موتور های الکتریکی می‌توان به وزن و قیمت بالا، عدم انعطاف پذیری در مفصل و همچنین عدم قابلیت تولید گشتاور در بازه زمانی زیاد اشاره کرد [۱۱].

۱-۷-۲-۳- سیستم‌های توانبخشی با عملگرهای هیبریدی

این سیستم ها برای جبران نواقص سیستم‌های توانبخشی که با عملگرهای مکانیکی، الکتریکی و پنوماتیکی هستند ابداع شده‌اند. در این سیستم‌ها معمولا از عملگرهای ترکیبی استفاده می‌شود. شکل (۱۰-۱) مثال ربات توانبخشی زُر دو^۱ که در آن از عملگرهای پنوماتیک و الکتریکی استفاده شده است [۱۱].



شکل (۱۰-۱) ربات توانبخشی پوششی زُر که از عملگر هیبریدی بهره برده است [۱۱]

۱-۷-۲-۴- سیستم‌های توانبخشی با عملگرهای پنوماتیکی

عملگرهای پنوماتیکی بدلیل وزن و قیمت پایین، نسبت نیروی تولیدی به تغییر طول بالا و رفتار مشابه ماهیچه بدن انسان دارای محبوبیت بالایی است. همچنین بدلیل انعطاف پذیری این عملگر، مفصل دارای انعطاف‌پذیری مناسبی خواهد شد که این امر به بالا رفتن امنیت در هنگام استفاده از سیستم توانبخشی کمک می‌کند [۱۲]. اما بدلیل رفتار غیر خطی این عملگرها پیاده سازی کنترلر بر روی آن ها دارای چالش بیشتری نسبت به سیستم‌های دیگر است. با توجه به استفاده از این نوع از عملگرها در

^۱ Xor2

این پایان‌نامه و تمرکز اصلی بر روی آن، جدول (۱-۱) به تعدادی از سیستم‌های توانبخشی دارای عملگر پنوماتیکی و همچنین روش کنترلی آن‌ها اشاره شده است.

جدول (۱-۱) تعدادی از ربات‌های پوششی توانبخشی با عملگر ماهیچه مصنوعی

Orthosis system	Time scale	Rehabilitation limb	Actuator	Control system	Reference
Hip orthosis exoskeleton	۲۰۰۴	Hip orthosis	McKibben pneumatic muscle	Position control using the potentiometers for activating the control valves	[۱۳، ۱۴]
Robotic gait trainer (RGT)	۲۰۰۶	Foot orthosis	Lightweight spring over muscle (SOM)	Angular position control system	[۱۵]
Ankle-foot orthosis (AFO)	۲۰۰۶	Foot orthoses	McKibben pneumatic muscle	Proportional myoelectric control using a PC-based controller	[۱۶، ۱۷، ۱۸]
Powered lower-limb orthosis	۲۰۰۶	Treadmill gait trainers	Pneumatic artificial muscle (PAM)	Intelligent embedded control mechanism (a three-level PID joint torque control scheme)	[۱۹]
Robotic gait trainer in water (RGTW)	۲۰۰۸	Over-ground gait trainers with orthosis	McKibben pneumatic muscle	Position control system	[۲۰]
Powered ankle-foot exoskeleton	۲۰۰۹	Foot orthoses	Pneumatic artificial muscle (PAM)	Electromyography (EMG) control with feed-forward algorithm	[۲۱، ۲۲، ۲۳، ۲۴]

Orthosis system	Time Scale	Rehabilitation limb	Actuator	Control system	Reference
Power-assist lower-limb orthosis	۲۰۱۰	Over-ground gait trainers (mobile)	McKibben pneumatic muscle	Inverse control and loop transfer recovery (LTR) feedback control	[۲۶]
Active ankle-foot orthosis (AAFO)	۲۰۱۱	Foot orthoses	McKibben pneumatic muscle	Feedback control that utilizes a fuzzy logic gait phase detection system	[۲۷]
Bio-inspired active soft orthotic device	۲۰۱۱	Foot orthoses	Pneumatic artificial muscle (PAM)	Feed-forward and feedback controllers	[۲۸]
Active modular elastomer sleeve for soft wearable assistance robots	۲۰۱۲	Knee orthoses	Miniaturized McKibben pneumatic muscle	Through shape and rigidity control	[۲۹]
Orthosis for walking assistant	۲۰۱۳	Hip orthoses	Straight fiber pneumatic artificial muscle (PMA)	Dual pneumatic control system (DPCS) with a pulse width modulation (PWM) signal	[۳۰]
Six degree of freedom robotic orthosis for gait rehabilitation	۲۰۱۳	Treadmill gait trainers	McKibben pneumatic muscle	Adaptive impedance control using boundary-layer augmented sliding mode control (BASMC)	[۳۱]

فصل دوم

مدل سازی

ماهیه مصنوعی و ربات پوششی

طراحی کنترلر

۲-۱- پیشینه مدل سازی ماهیچه مصنوعی

مقاله تندو^۱ که مروری بر مدل سازی ماهیچه مصنوعی است نشان می‌دهد تحقیقات زیادی در زمینه مدل سازی ماهیچه مصنوعی انجام شده است و بیشترین این تحقیقات تنها در شرایط استاتیکی بررسی شده‌اند [۳۲]. همچنین بیشتر تحقیقاتی که بر روی رفتار دینامیکی ماهیچه مصنوعی صورت گرفته بر اساس مدل لامپد^۲ و یا بر اساس تخمین پارامترهای ماهیچه بدست آمده از آزمایشات عملی صورت گرفته‌اند. اولین مدل تحلیلی ماهیچه مصنوعی توسط گیلورد^۳ برای بدست آوردن نیروی استاتیکی ماهیچه به صورت رابطه (۲-۱) است [۳۳].

$$F = \frac{P\pi D_{90}^2}{4} (3\cos^2 \theta - 1) \quad (۲-۱)$$

که در آن P فشار ماهیچه، D_{90} قطر ماهیچه در زمانی که زاویه بافت ماهیچه به 90° درجه برسد. در این مدل نیروی ماهیچه مصنوعی صرفاً تابعی از قطر، فشار و زاویه‌ی لایه‌های ماهیچه نسبت به یکدیگر بود.

تندو و لوپز با اضافه کردن ترم نیروی دینامیکی به معادله (۲-۱) مدلی استاتیکی ابداع کردند که ترم نیرو نمایانگر نیروی تولیدی ماهیچه و نیروی اصطکاکی آن است [۳۴]. در این مدل ماهیچه بصورت آویزان فرض شده است. معادله حاکم به این نحو است:

$$F_{dyn} - mg = m\ddot{x} \quad (۲-۲)$$

¹ Tondou & Lopez

² lumped

³ Gaylord

که در آن m جرم وزنه بارگذاری شده، g شتاب گرانش و x طول انقباض ماهیچه مصنوعی است. پارامترهای مدل لامپد توسط آزمایش بدست آمده‌اند. این دو محقق اشاره کرده‌اند که این مدل تنها در فشارهای کمتر از ۲۰۰ کیلوپاسکال دارای دقت کافی است.

رینولدز^۱ مدلی بر اساس مدل ویسکوالاستیک وویت^۲ توسعه داد. این یک مدل اجزا محدود است که ماهیچه مصنوعی را در غالب سه جزء المان محدود فنر، میراگر و تولیدگر نیرو تعریف می‌کنند که به صورت موازی قرار گرفته‌اند [۳۵].

$$M\ddot{y} + B\dot{y} + Ky = F_{ce} - Mg \quad (3-2)$$

که در آن M بارگذاری، B ضریب میرایی، K ضریب فنریت و F_{ce} نیروی موثری است که توسط ماهیچه مصنوعی تولید می‌شود. مقادیر این پارامترها توسط آزمایش با توجه به بارگذاری پله ای و فشار ثابت مشخص می‌گردند. دو پارامتر مدل لامپد برای تخمین حرکت ماهیچه مصنوعی در دو فاز انقباض و رها در نظر گرفته شده‌اند. مدل توسعه یافته در آزمایشات عملی به کمک موج ورودی مثلثی برای فشار ماهیچه مصنوعی در بازه‌ی ۵۵ تا ۱۲۴ کیلوپاسکال تایید گشت که با توجه به میانگین طول انقباض ماهیچه مصنوعی خطای مدل ۱۵٪ اعلام شده است.

سائو^۳ و همکارش متعاقباً مدل رینولدز را گسترش می‌دهند [۳۶]. این مدل رفتار ماهیچه مصنوعی در بازه‌ی فشاری ۶۰ الی ۵۰۰ کیلوپاسکال را مورد بررسی قرار دادند. سائو در مرحله شناسایی ماهیچه مصنوعی متوجه شدند هنگامی که فشار از ۲۰۰ کیلوپاسکال تجاوز کند شاهد تغییر ناگهانی در شیب نمودارهای دو المان اجزا محدود فنر و میراگر شدند که برای حل این مشکل به دو ضابطه‌ای کردن این دو المان در معادله پرداختند. معادله دینامیکی آن‌ها به این شکل است:

¹ Reylonds et al.

² Voigt

³ Cao

$$F(P) + B_1(P)\dot{x} + K_1(P)x + K_2(P)x^2 + B_2(P)\dot{x}\dot{x} = L + M\ddot{x} \quad (۴-۲)$$

که در آن L نیرو، x تغییر طول و M جرم ماهیچه مصنوعی است. مدل دوم ارائه شده یک تابع چند ضابطه ای است که از جمع دو معادله بدست می آید. اندیس اول به توصیف سیستم در فشار کمتر از ۲۰۰ کیلوپاسکال و اندیس دوم به توصیف سیستم در فشارهای بالاتر می پردازد. نتایج مدل توسط ماهیچه های مصنوعی دیگری که دارای اندکی تفاوت در اندازهی آنها است بررسی شدند که دارای نتایج یکسانی هستند اما نتایج مدل رینولدز در فشار کمتر از ۲۰۰ کیلوپاسکال دارای مقادیر نزدیک تری به مقدار اندازه گیری شده نسبت به مدل سائو است.

بر اساس تحقیقات تندو و لوپز تعدادی مدل اصلاح شده موجود است. به عنوان مثال در مقاله شن^۱ [۳۷] مدلی توسعه داده شده است که بر روی جریان جرمی تمرکز دارد که در حالت ماندگار به صفر همگرا می شود [۳۴]. معادله جریان جرمی حاکم به قرار رابطه ی (۲-۵) است:

$$\dot{m}(P_u, P_d) = A_{v,e} \psi(P_u, P_d) \quad (۵-۲)$$

که در آن ψ تابعی از نوع رژیم جریان، p_u فشار بالا دست، p_d فشار پایین دست، c_f ضریب تخلیه شیر، R ثابت جهانی گاز، γ نسبت ویژه حرارت و T دما گاز هستند.

این محققان به کمک قانون اول ترمودینامیک و اصل گازهای پلی تروپیک معادلاتی برای آهنگ جریان جرمی تشکیل دادند که بر اساس فشار ماهیچه ی مصنوعی حلقه هایی شرطی تشکیل یافتند که بتوان مقدار آهنگ جرمی را در هر بازه از فشار تعیین کرد. در این پایان نامه برای تعیین دبی خروجی در شیرها از معادلات مقاله شن استفاده شده است [۳۷].

¹ Xiangrong Shen

پیتل و توتووا مقالاتی را بر روی رفتار غیر خطی ماهیچه مصنوعی در سیستم‌های آنتاگونیک ارائه دادند [۳۸]. مدل آن‌ها بر اساس هندسه و فشار ماهیچه‌های مصنوعی پایه ریزی شده است. مدل هندسی اولیه آن‌ها از یک سیلندر با ضخامت صفر و قطر ثابت در نظر گرفته شده است. این مدل در مقاله بُرزیکوآنمایش داده شده است [۴۰]. پیتل و توتووا از روی این مدل چیزی را ابداع کردند که از آن به عنوان مدل هندسی پیشرفته ماهیچه مصنوعی یاد می‌کنند [۳۹]. در مدل جدید فرض شده است که قطر ماهیچه یکی از متغیرهای آن است. با توجه به قانون گاز ایده آل، اصل کار مجازی و دمای ثابت خواهیم داشت:

$$F = -P \left(\frac{\pi d_1^2}{20} + \frac{8L^2 - 6h^2}{15\pi N^2} + \frac{d_1 \sqrt{4L^2 - h^2}}{15N} - \frac{d_1 h^2}{15N \sqrt{4L^2 - h^2}} \right) \quad (6-2)$$

که در آن p فشار ماهیچه مصنوعی، L طول نیمی از یک فیبر ماهیچه مصنوعی، h طول ماهیچه، N تعداد فیبرهای پیچیده شده و d_1 قطر ماهیچه مصنوعی هستند. سپس با استفاده از معادله برنولی خواهیم داشت:

$$Q = f_v C_q \sqrt{\frac{2}{\rho}} A_v \sqrt{P_{in} - P_{out}} \quad (7-2)$$

که در آن f_v ضریب جهت، C_q ضریب جریان در فشارهای کمتر از ۱۰۰ کیلوپاسکال، $P_{in} - P_{out}$ اختلاف فشار دو سمت شیر هستند. این مدل توسط شبیه سازی کامپیوتری تایید گردیده است. در نهایت مدل هندسی پیشرفته از معادله (۸-۲) تبعیت می‌کند:

$$V = \frac{h \left[3d_1^2 \pi^2 N^2 + 4d_1 \pi N \sqrt{4L^2 - h^2} + 8(4L^2 - h^2) \right]}{60\pi N^2} \quad (8-2)$$

¹ Tothova& Pitel

² Borzikova

که در آن V حجم، d قطر داخلی اولیه، L طول نیمی از فیبر، و h طول اولیه ماهیچه مصنوعی هستند. همچنین آزمایشی عملی ترتیب دادند و گزارش دادند که مدل هندسی پیشرفته در بالاترین دقت، دارای ۱۱/۱۲ درصد خطای مطلق و ۴/۷۴ درصد خطای نسبی است. در این مدل ماهیچه، استوانه‌ای فرض شده است که به کمک معادله برنولی، می‌توان جریان عبوری از شیر را تعیین کرد.

در مدل سازی ماهیچه مصنوعی پیش رو از مدل هندسی پیشرفته توئوا برای تعیین حجم ماهیچه مصنوعی استفاده شده است.

سورج^۱ از معادله نیوتون جهت خلق یک مدل ماهیچه مصنوعی پیچیده استفاده کرد. مدل با معرفی تغییر طول محوری و طولی فیبرها در معادله نیروی گیلورد (۲-۱) آغاز می‌شود [۴۱]. نیروی کششی لایه‌های ماهیچه مصنوعی با در نظر گرفتن تاثیر بافت لایه‌های به روی هم افتاده استخراج می‌گردد. در این مدل معادله‌ای برای اصطکاک پیچشی ایجاد شده در غلاف ماهیچه مصنوعی در نظر گرفته شده و به معادله قبلی اضافه می‌گردد. این نیروی اصطکاکی باعث انحراف ماهیچه از محور خود می‌شود. هدف اصلی این تحقیق تشکیل یک معادله پیچیده است که به شرح کلی نیروی ماهیچه مصنوعی بپردازد. بعد دینامیکی در این مقاله مورد بررسی قرار نگرفته است. در این مقاله از معادله نیرویی (۲-۲) که توسط لوپز و تندو بدست آمده استفاده شده است [۳۲]. جریان ورودی و خروجی شیر توسط نسبت فشار بالا و پایین دست جریان تشریح شده‌اند. با استفاده از قانون گازهای پلی‌تروپیک و مشتق‌گیری نسبت به زمان خواهیم داشت:

$$\dot{p} = \frac{np}{V} \left[\left(\frac{G_{in} - G_{out}}{\mu_0} \right) \left(\frac{p_0}{p} \right)^{1/n} - \dot{V} \right] \quad (9-2)$$

¹ Sorge

که در آن n ضریب پلی تروپیک، G_{in}, G_{out} بترتیب نرخ جریان خروجی و ورودی، V حجم ماهیچه مصنوعی هستند. بعدها این مدل توسط چوو و هنافورد^[۴۲] به وسیله آزمایشات عملی مورد بررسی قرار گرفت که همانند مدل‌تندو و لوپز دارای نتایج خوبی بود [۳۴].

تری وو-مین^۲ از مدل مکسول-اسلیپ^۳ برای توصیف اثر پسماند^۴ در ماهیچه مصنوعی استفاده کرد [۴۳]. در این مدل محقق از یک روش اجزا محدود و چندین المان مکسول-اسلیپ موازی استفاده کرده است. هر کدام از این المان‌ها بوسیله‌ی ضریب سختی k و نیروی اشباع w تعیین می‌گردند. در نهایت نیروی پسماند خروجی بوسیله جمع المان‌های مفرد مکسول-اسلیپ بیان می‌گردد:

$$F_{hys-out} = \sum_1^4 F_i(w_i, k_i) \quad (۱۰-۲)$$

با جمع چهار المان مکسول-اسلیپ این مدل قادر به پیشبینی مقدار کل نیروی پسماند ماهیچه است. گرچه سیستم‌های کنترلی پیشرفته قادر به جبران افت‌های اصطکاکی و پسماند هستند اما توسعه یک مدل دقیق می‌تواند نتیجه‌ی بهتری را به ارمغان آورد.

در مقاله‌ی ونگ^۵ به منظور تعیین تنش‌های درونی مواد سازنده پوسته ماهیچه مصنوعی از تئوری تراکم انرژی کرنشی مونی-ریولین^۶ استفاده کرد. محقق به منظور تعیین صحت مدل خود، در آزمایشات عملی‌اش به بررسی رابطه بین نیروی کششی و نسبت انقباض ماهیچه مصنوعی پرداخته است [۴۴]. تئوری مونی-ریولین به روی مقادیر ثابتی تکیه دارد که به وسیله آزمایش بدست می‌آیند. در این مقاله محقق به این نکته اشاره دارد که به علت وابستگی شدید خواص مواد ماهیچه مصنوعی به فشار، به

¹ Chou و Hannafor

² Tri Vo-Minh et al

³ Maxwell-slip

⁴ Hysteresis

⁵ Wang et al.

⁶ Mooney-Rivlin

منظور تطبیق مدل در بازه‌ای بزرگتر، باید با تغییر ضرایب مونی-ریولین مدل را منطبق ساخت. همچنین محقق دلیل عدم دقت مدل را تعامل لایه‌های پوسته‌ی ماهیچه مصنوعی بیان کرده است.

۲-۲- خلاصه و جمع بندی مدل سازی ماهیچه مصنوعی

چالش اصلی در مدل سازی دینامیکی ماهیچه مصنوعی عدم قطعیت نقش الاستیسیته پوسته ماهیچه مصنوعی است. پوسته ماهیچه مصنوعی از مواد انعطاف پذیری تشکیل می‌شود که دارای خواص مکانیکی غیرخطی هستند. تغییر شکل این مواد علاوه بر تغییر در نیروی تولیدی ماهیچه، به روی عواملی مانند اصطکاک و اثر هسترسیس نیز تاثیر دارد که با استفاده از تئوری‌هایی مانند مونی-ریولین می‌توان به شرح و توصیف خواص مکانیکی موادی از این قبیل پرداخت [۴۴].

با توجه به مقالات که پیشتر یاد شد بیشترین مدل سازی‌های انجام شده برای ماهیچه مصنوعی در بعد استاتیکی است [۳۲ و ۳۳ و ۳۴] و همچنین اکثر مدل‌های دینامیکی بدست آمده دارای دقت کافی نیستند [۳۶] یا دارای پیچیدگی زیادی هستند [۳۹ و ۴۱] که برای استفاده‌های کاربردی دشوارند.

در بین مدل‌های دینامیکی موجود که دارای دقت مناسب هستند می‌توان به مدل‌هایی اشاره کرد که در آن‌ها به وسیله شناسایی سیستم پارامترهای مجهول سیستم تخمین زده می‌شوند [۳۵ و ۳۶] که اینگونه مدل‌ها معمولاً دارای روابط ساده‌ای هستند. در اینگونه مدل‌ها ابتدا ماهیچه‌ی مصنوعی را به کمک المان محدود، به المان‌های ویسکوالاستیک تشبیه می‌شوند و سپس به کمک آزمایشات عملی ضرایب این المان‌ها تعیین می‌گردند. این گونه مدل‌های ماهیچه مصنوعی رفتار دینامیکی و یا پدیده‌هایی مانند پسماند را در ماهیچه مصنوعی به خوبی توصیف می‌کنند.

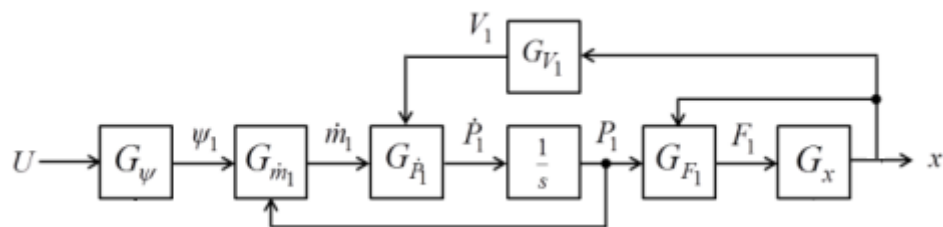
می‌توان گفت که برای مصارف کاربردی نظیر این پایان نامه مدلی مطلوب است که علاوه بر دقت کافی قابلیت پیاده سازی و اطمینان داشته باشد. از این رو محققان و یا تولید کنندگان سیستم‌هایی که در

آن از ماهیچه مصنوعی به عنوان عملگر استفاده شده است، ترجیح می‌دهند که از مدل‌های تجربی استفاده کنند تا علاوه بر سادگی در پیاده‌سازی آن‌ها، دارای دقت مورد نظر هم باشد.

مدل ماهیچه مصنوعی ارائه شده در این پایان نامه با ادغام قسمت‌های مختلف مقالاتی که دارای نتیجه گیری قابل قبول و ارجاعات معتبر هستند تهیه شده است. به طور کلی این مدل از چهار بخش تشکیل شده است:

- شیر برقی (ورودی : ولتاژ، خروجی : دبی جرمی هوای خروجی از شیر)
- ترمودینامیک ماهیچه مصنوعی (ورودی : دبی جرمی هوا، خروجی: آهنگ تغییرات فشار ماهیچه مصنوعی)
- مدل هندسی ماهیچه مصنوعی (ورودی : تغییر طول ماهیچه، خروجی : حجم آن)
- مدل دینامیکی ماهیچه مصنوعی (ورودی : فشار ماهیچه مصنوعی، خروجی : جابجایی آن)

در شکل (۱-۲) می‌توانید نمای کلی از مدل ارائه شده نمایش داده شده است.



شکل (۱-۲) نمای کلی از مدل سازی شیر برقی تا جابجایی ماهیچه مصنوعی [۴۵]

برای مدل سازی دینامیکی ماهیچه مصنوعی باید از مدلی استفاده کرد که در عین دقت بالا دارای هزینه محاسباتی مناسب باشد. در بین مقالات بررسی شده مدل ارائه شده در مقاله‌ی [۳۵] دارای دقت مناسبی است. در این مدل از پارامترهای تجربی استفاده شده است که ضرایب آن به وسیله آزمایش بدست می‌آیند. در این مدل از المان‌های ویسکوالاستیک برای تشریح رفتار ماهیچه مصنوعی استفاده شده است. این پارامترها شامل المان‌های فنر، میراگر و مولد نیروی انقباضی است که به صورت موازی چیده شده‌اند.

مقادیر این المان ها با توجه به نتایج بدست آمده از شناسایی سیستم در معادله دینامیکی قرار داده می شود. پس از بدست آوردن این مقادیر و قرار دادن آن ها در معادله دینامیکی حاکم می توان مدلی برای ماهیچه مصنوعی بدست آورد.

۲-۲-۱- مدل سازی شیر برقی:

شیر برقی سلونویدی بر اساس مقاله تنگ^۱ (همانند مدل ذکر شده ی شن [۳۷]) مدل شده است [۴۵]. می توان گفت که نرخ تغییرات دبی تابعی از سرعت و چگالی گاز و همچنین مساحت دریچه شیر می باشد. نرخ دبی ورودی و یا خروجی به شیر از رابطه (۲-۱۱) تعیین می گردد.

$$\dot{m} = -\sqrt{\frac{2}{RT}} \psi U \quad (2-11)$$

که در آن $\bar{R}$ ثابت جهانی گاز، T دمای گاز که در اینجا ۳۰۰ درجه کلوین در نظر گرفته شده است، p نرخ تغییرات فشار ورودی و برای ψ داریم :

$$\psi = \begin{cases} \psi(P_{PAM}, P_{atm}) \rightarrow \dot{P} > 0 \\ \psi(P_s, P_{PAM}) \rightarrow \dot{P} < 0 \end{cases} \quad (2-12)$$

شایان به ذکر است که رفتار تابع ψ در حالت کشش و یا رهایی ماهیچه مصنوعی و همچنین با توجه به رژیم جریان متغیر است.

¹ T. F. Tang, S. H. Chong

$$\psi(P_1, P_{atm}) = \begin{cases} \psi_{\max} P_1 \rightarrow \frac{P_{atm}}{P_1} < P_{cr} (choked) \\ \psi_{\max} P_1 \sqrt{1 - \left(\frac{\frac{P_{atm}}{P_1} - P_{cr}}{1 - P_{cr}} \right)^2} \rightarrow \frac{P_{atm}}{P_1} > P_{cr} (subsonic) \end{cases} \quad (۱۳-۲)$$

9

$$\psi(P_s, P_1) = \begin{cases} \psi_{\max} P_s \rightarrow \frac{P_1}{P_s} < P_{cr} (choked) \\ \psi_{\max} P_s \sqrt{1 - \left(\frac{\frac{P_1}{P_s} - P_{cr}}{1 - P_{cr}} \right)^2} \rightarrow \frac{P_1}{P_s} > P_{cr} (subsonic) \end{cases} \quad (۱۴-۲)$$

و مقدار حداکثر آن برابر است با :

$$\psi_{\max} = \left(\frac{2}{\gamma + 1} \right)^{\frac{1}{\gamma - 1}} \sqrt{\frac{\gamma}{\gamma + 1}} \quad (۱۵-۲)$$

که در آن γ نسبت گرمای ویژه است.

۲-۲-۲- مدل دینامیک فشار:

مدل سازی دینامیک فشار در ماهیچه مصنوعی به منزله‌ی نحوه‌ی تغییرات فشار ماهیچه مصنوعی با توجه به دبی جرمی هوای ورودی/ خروجی و حجم ماهیچه مصنوعی است. این مدل سازی بر اساس مقاله هوسوفسکی^[۴۶] صورت گرفته است. این مدل از روی مدل ذکر شده سرج^[۴۱] تبعیت می‌کند.

¹ Hosovsky

در این مدل گاز ایده‌آل فرض شده و همچنین به کمک قانون بویل-ماریوت^۱ و با فرض ثابت بودن دما داریم :

$$p_a V_a = p_m V_m \quad (۱۶-۲)$$

و نهایتاً با مشتق‌گیری و حل معادله برای فشار داخل ماهیچه خواهیم داشت

$$\dot{p}_m = p_a \frac{\dot{V}_a}{V_m} - P_m \frac{\dot{V}_m}{V_m} \quad (۱۷-۲)$$

۲-۲-۳- مدل هندسی ماهیچه مصنوعی:

مدل هندسی به کار گرفته شده در این پایان نامه بر اساس مدل هندسی پیشرفته ماهیچه مصنوعی تئووا [۳۸] است. برای این امر از معادله ی (۲-۸) استفاده شده است که در آن حجم ماهیچه تابعی از طول اولیه، قطر، تعداد دورهای پوسته آن و همچنین تغییر طول ماهیچه است.

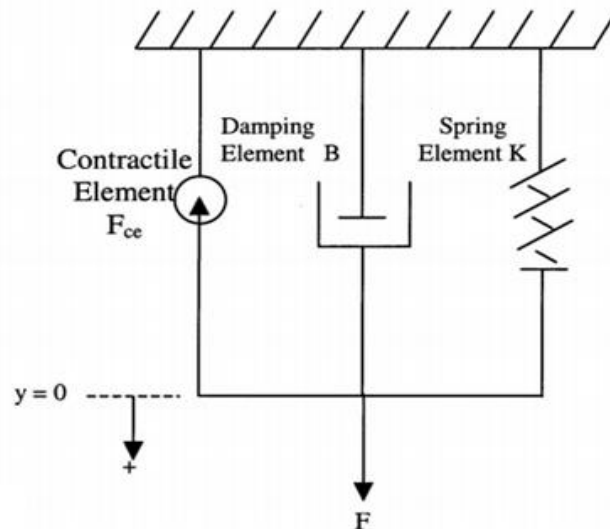
۲-۲-۴- مدل دینامیکی ماهیچه مصنوعی :

۲-۲-۴-۱- مدل اول

این مدل بر اساس تشبیه ماهیچه مصنوعی به المان‌های اجزا محدود است. مدل اول دینامیکی استفاده شده در این پایان نامه همانند مدل‌های مقالات [۳۹ و ۹۰ و ۹۳] است. در این مدل از المان‌های ویسکوالاستیک برای تشریح رفتار ماهیچه مصنوعی استفاده شده است. این پارامترها شامل المان‌های فنر، میراگر و مولد نیروی انقباضی است که به صورت موازی چیده شده‌اند. مقادیر این المان‌ها با توجه به نتایج بدست آمده از شناسایی سیستم تعیین می‌شوند. شکل (۲-۲) چیدمانی موازی از سه المان

^۱ Boyle-Mariotte's law

فنر، میراگر و تولید نیرو است که از روی مدل ویسکوالاستیک ووٹ توسعه یافته است. در این مدل مقادیرالمان‌های ویسکوالاستیک توابعی از مقادیر فشار هستند. معادله حرکت مدل بصورت (۲-۲) است :



شکل (۲-۲) تشبیه ماهیچه مصنوعی به المان‌های محدود با چیدمان موازی [۱۴]

$$M\ddot{y} = F_{ce}(p) - K(p)y - B(p)\dot{y} - F_{ext} \quad (۲-۱۸)$$

که در آن y مقدار جابجایی، K ضریب فنریت، B ضریب میرایی، F_{ext} نیروی کششی خارجی و F_{ce} مقدار نیروی موثری است که توسط ماهیچه مصنوعی تولید می‌شود. شایان به ذکر است که ضرایب فنریت، میراگر و المان نیرو ساز بر اساس فشار هوای ماهیچه مصنوعی تعیین می‌گردند.

۲-۲-۴-۲-۲ مدل دوم

مدلی از روی مدل تندو [۳۲] توسعه داده شده است. در این مدل نیروی تولیدی المان نیرو سازی علاوه بر فشار، تابع تغییر طول ماهیچه مصنوعی است. این امر علاوه بر حذف المان فنر، نتایج دقیق تری به

¹ Vogth

همراه خواهد داشت. با قرار دادن این المان در معادله دیفرانسیلی (۲-۱۸) مدلی همانند معادله (۱۹-۱) خواهیم داشت.

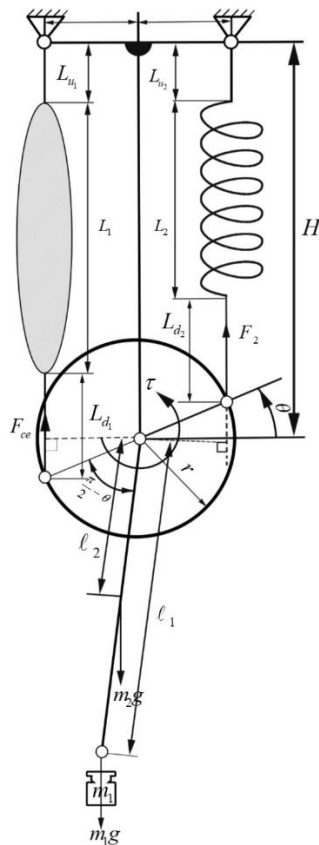
$$M\ddot{y} = F_{ce}(p, \zeta) - B(p) \cdot \dot{y} - F_{ext} \quad (2-19)$$

که در آن y مقدار جابجایی، B ضریب میرایی، F_{ext} نیروی کششی خارجی، ζ نسبت تغییر طول به طول اولیه و F_{ce} مقدار نیروی تولیدی ماهیچه مصنوعی هستند. شایان به ذکر است که به دلیل بازه تغییرات اندک ضریب میراگر پارامتر فشار می‌تواند به تنهایی قابلیت پیش‌بینی مناسبی را برای آن داشته باشد.

در فصل شناسایی سیستم نتایج این دو مدل با هم مقایسه شده و مدلی که نتیجه بهتری دارد را انتخاب می‌کنیم.

۲-۳- مدل سازی ربات پوششی

این سیستم بطور کلی از یک ماهیچه مصنوعی و یک فنر کششی تشکیل شده است که با اتصال بر روی لینک بالایی آن و دیسک متصل به لینک دوم، باعث به حرکت درآوردن لینک ثانویه می‌گردند. در شکل (۲-۳) نمایی ساده از آرایش المان‌های ربات نشان داده شده است.



شکل (۳-۲) نمای کلی از المان‌های ربات پوششی

در شکل (۳-۲) نقطه‌ی مرکز دیسک به موازات مفصل زانو قرار می‌گیرد. F_1 و F_2 به ترتیب نیروهای تولید شده توسط ماهیچه‌ی مصنوعی و فنر هستند. θ زاویه‌ی مفصل زانو، r شعاع دیسک انتقال گشتاور، ℓ_1 فاصله مفصل زانو تا مرکز جرم ساق پا و ℓ_2 فاصله مفصل زانو تا مرکز جرم لینک پایینی ربات پوششی تا نقطه مرکز دیسک هستند، طبعاً m_1 و m_2 به ترتیب جرم‌های پا و لینک متحرک ربات پوششی هستند. در صورتی که ماهیچه مصنوعی به اندازه x واحد جابجا شود میتوان گفت که با توجه به شعاع دیسک انتقال گشتاور، مقدار جابجایی زاویه‌ای را بتوان با رابطه (۲-۲۰) بیان کرد :

$$\theta = \frac{180}{\pi r} x \quad (2-20)$$

و همچنین اگر مفصل به اندازه θ درجه چرخش داشته باشد یعنی ماهیچه مصنوعی x میلیمتر جابجایی خطی داشته است:

$$x = \frac{r\pi}{180} \theta \quad (21-2)$$

که با مشتق گیری از رابطه (۲-۱۶) خواهیم داشت :

$$\dot{x} = \frac{r\pi}{180} \theta \dot{\theta} \quad (22-2)$$

همچنین با توجه به شکل (۲-۴) داریم :

$$d_1 = \frac{r(H \cos \theta + r \sin \theta)}{\sqrt{(H + r \sin \theta)^2 + (r - r \cos \theta)^2}} \quad (23-2)$$

$$d_2 = \frac{r(H \cos \theta - r \sin \theta)}{\sqrt{(H - r \sin \theta)^2 + (r - r \cos \theta)^2}} \quad (24-2)$$

که پارامترهای مجهول در شکل (۲-۴) مشخص شده‌اند.

همچنین معادله گشتاور تولید شده حول مفصل زانو برابر است با :

$$\tau = d_1 F_{ce}(p) - K_{PAM}(p) L_1 d_1 - d_2 K_{spring} L_2 - (m_1 \ell_1 + m_2 \ell_2) g \sin \theta \quad (25-2)$$

اگر بخواهیم معادله (۲-۲۵) برای مدل دوم بنویسیم، معادله‌ای برای تعادل گشتاوری ربات پوششی

بدست خواهد آمد به بصورت رابطه (۲-۲۶) خواهد بود :

$$\tau = d_1 F_{ce}(p, \zeta) - d_2 K_{spring} L_2 - (m_1 \ell_1 + m_2 \ell_2) g \sin \theta - I \ddot{\theta} \quad (26-2)$$

که در آن d_1 و d_2 طول بازوی گشتاور هستند که از روابط (۲-۲۳) و (۲-۲۴) بدست می‌آیند. m_1 و

m_2 به ترتیب جرم مفصل زانو و لینک و ℓ_1 و ℓ_2 فاصله مرکز بارگذاری تا مفصل، I ممان اینرسی

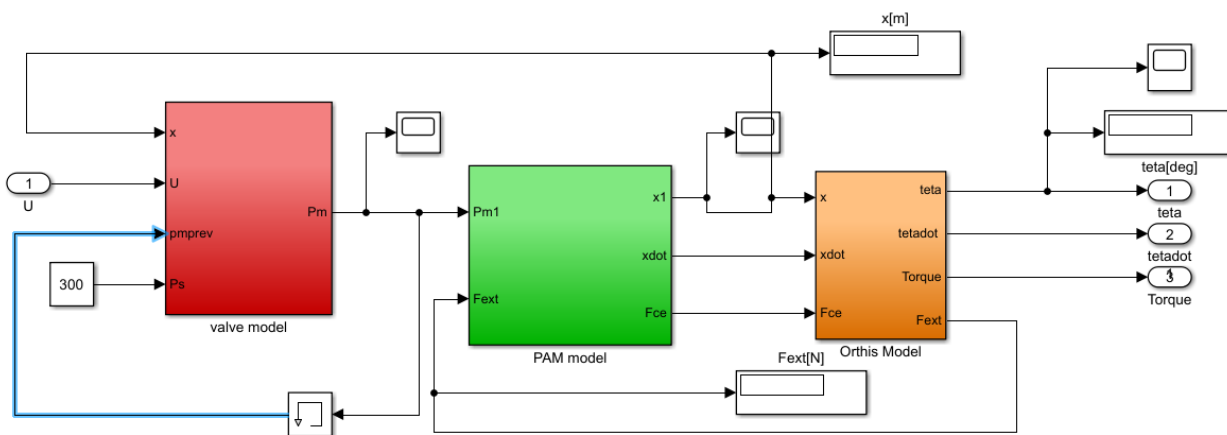
لینک محرک هستند. شایان ذکر است از اصطکاک مفصل صرف نظر شده است. جدول (۲-۱) مقادیر

مذکور را نمایش می‌دهد. شایان به ذکر است که وزن مفصل زانو از مرجع وینتر [۲۸] انتخاب شده است.

جدول (۱-۲) مقادیر جرم و طول بازوهای مفصل زانو و بارگذاری

مقدار	پارامتر	شماره
0.5kg	m_1	۱
2.5kg	m_2	۲
0.1 m	ℓ_1	۳
0.2 m	ℓ_2	۴

در شکل (۴-۲) نمایی از کل مدل را که در سیمولینک متلب^۲ شبیه سازی نشان داده شده است .



شکل (۴-۲) نمایی از مدل ربات پوششی

در توضیح شکل (۲-۴) می‌توان گفت که ولتاژ U به مدل شیر برقی وارد گشته و با توجه به فشار مخزن p_s ، فشار ورودی به ماهیچه مصنوعی تعیین می‌گردد. در مدل ماهیچه می‌توان با تعیین فشار

¹ Winter

² Matlab simulink

ورودی و همچنین نیروی خارجی وارد بر آن نیروی تولیدی و جابجایی ماهیچه مصنوعی را تعیین کرد. نهایتاً با اعمال نیروی تولیدی ماهیچه مصنوعی و جابجایی آن می‌توان جابجایی زاویه‌ای ماهیچه مصنوعی، گشتاور تولیدی و همچنین نیروی خارجی وارد به ماهیچه مصنوعی را تعیین کرد.

۲-۴- استراتژی کنترلی

۲-۴-۱- معرفی سیستم های کنترلی رایج

می‌توان گفت که توسعه یک استراتژی کنترلی مفهومی اصلی در طراحی سیستم‌های توانبخشی دارای عملکرد است. طبق تحقیقات مارشال_کرسپو و راینکنسمیر^۱ استراتژی‌های کنترل را می‌توان با در نظر گرفتن روش درمانی مورد نظر به چهار دسته کلی تقسیم کرد [۴۷].

۱- مبتنی بر کمک بخشی : که به وسیله آن ربات به تامین نیروی مورد نیاز جهت کمک رسانی به بیمار می‌پردازد. به عنوان مثال دوشا_ویک [۴۸] و یا اکلنکمپ [۴۹] از چنین روشی برای کنترل استفاده کردند.

۲- مبتنی بر چالش : که در آن کاربر نیاز به صرف نیروی بیشتری نسبت به حالت عادی می‌پردازد که معمولاً جنبه تقویت عضلات را دارد و این استراتژی نقطه مقابل استراتژی کمک بخشی است. به عنوان مثال یون و روو [۵۰] و یا لم [۵۱] چنین استراتژی کنترلی برای ربات‌های توانبخشی خود استفاده کرده‌اند.

¹ Marchal-Crespo and Reinkensmeyer

² Duschau-Wicke et al

³ Ekkelenkamp et al

⁴ Yoon and Ryu

⁵ Lam et al

۳- مبتنی بر واقعیت مجازی : که در آن از یک رابط لمسی^۱ طراحی می‌شود که به کمک آن برای

بیمار محیطی مجازی تولید می‌شود که در آن به فعالیت خاصی می‌پردازد. شمیت^۲ ربات

توانبخشی خود را مبتنی بر واقعیت مجازی کنترل می‌کند.

۴- مبتنی بر مربی گری بدون تماس: که در آن یک ربات قابل حمل بدون ایجاد تماس فیزیکی

سعی به تشویق بیمار برای انجام حرکاتی خاص می‌شود.

هر دو استراتژی کنترلی مبتنی بر کمک بخشی و یا مبتنی بر چالش به منظور انجام قطعی یک حرکت

توانبخشی است که ربات توانبخش می‌بایست با بیمار تعامل فیزیکی داشته باشد. ربات های توانبخشی

که دارای استراتژی کنترلی مبتنی بر ایجاد چالش هستند در واقع با حرکت آزاد شخص مقابله می‌کند

که این کار معمولاً در حیطه‌ی یک مسیر حرکتی خاص صورت می‌گیرد. بر اساس تحقیقات

مارشال_کرسپو و راینکنسمیر استراتژی کنترلی مبتنی بر چالش در بیماران شامل آسیب دیدگی جزئی

دارای عملکرد بهبودی نسبتاً خوبی، مخصوصاً در فرآیند راه رفتن است [۴۷].

بر اساس تحقیقات ونمن_بهرترین راه برای تمیز دادن استراتژی‌های مختلف کنترل را می‌توان به وسیله

مقایسه نسبت فعالیت ربات توانبخش و بیمار دانس [۵۳]. به طوریکه می‌توان در یک سیستم توانبخشی

مشاهده کرد که ربات دارای حداقل تعامل با انسان بوده و توان حرکتی توسط بیمار تامین شده و در

حالت مخالف می‌توان در سیستمی دیگر مشاهده کرد که توان حرکتی توسط ربات توانبخشی تامین

می‌گردد. تاثیرگذاری استراتژی کنترلی به وسیله‌ی مقدار توان باقیمانده و همچنین میزان کمک رسانی

ربات توانبخش به بیمار تعیین می‌گردد و با توجه به وضعیت بیمار متغیر است. به عنوان مثال بیمارانی

که دارای ناتوانی بالایی هستند نیاز دارند تا نیروی حرکتی مورد نیاز توسط ربات توانبخشی تامین شود

تا حرکتی ادامه‌دار تولید گردد. این در حالیست که بیمارانی که دارای قابلیت راه رفتن هستند از سیستم

¹ Haptic interface

² Schmidt et al

³ Venman et al

هایی سود می‌برند که تولید حرکت توسط بیمار صورت می‌گیرد. به طور کل می‌توان گفت در حالتی که ۱۰۰٪ نیرو توسط ربات توانبخشی تامین گردد، استراتژی کنترلی تمام کمکی و اگر ۱۰۰٪ نیرو توسط بیمار تامین گردد استراتژی کنترلی بدون کمک نامیده می‌شوند.

در صورتی که بخواهیم بخشی از نیروی مورد نیاز برای انجام یک فرآیند حرکتی را تامین کنیم می‌توانیم از استراتژی توانبخشی "کمک در صورت نیاز"^۱ استفاده کنیم. به منظور افزایش کارایی سیستم‌های توانبخشی، سیستم باید حداقل نیرویی که منجر به کمک بیمار شود را اعمال کند. در این صورت بیمار می‌تواند حداکثر تلاش خود را بکار ببندد.

۲-۴-۲- چالش‌های پیش رو

تامین پایداری سیستمی مانند ربات پوششی مد نظر با توجه به اینکه با بدن انسان در تعامل مستقیم است دشوار است به عنوان مثال به دلیل اینکه بدن انسان بخشی از این سیستم محسوب می‌شود همواره با عدم قطعیت‌های زیادی همراه می‌شود در نتیجه این سیستم غیر خطی و متغیر با زمان خواهد بود. همچنین از دیدگاه ربات پوششی شرایط محیطی مانند اینرسی، سختی و میرایی مفصل با تغییر بیمار و با وضعیت یک بیمار خاص در طول درمان متفاوت خواهد شد. گرچه استفاده از ماهیچه مصنوعی به عنوان عملکرد مزیت‌های زیادی دارد اما کنترل سیستم را با چالش روبرو می‌کند. عمده‌ی این چالش‌ها به رفتار غیر خطی، عدم قطعیت سیستم و دینامیک فشار بر می‌گردد. علاوه بر این چالش‌های دیگری نیز برای استفاده از ماهیچه مصنوعی وجود دارد که به مختصر می‌توان به موارد زیر اشاره داشت

- رابطه‌ی بین گشتاور و زاویه مفصل غیر خطی است
- شناسایی رفتار غیر خطی ماهیچه مصنوعی
- اثر پسماند در رابطه‌ی بین جابجایی-نیرو

¹ Assistance as needed

- عدم قطعیت در پارامترهای هندسی ماهیچه مصنوعی
- دینامیک فشار نسبتاً آرام که منجر به تاخیری ۱۰۰ میلی ثانیه ای در عملکرد می‌شود [۵۲].
- کوپل سازی فشار ماهیچه مصنوعی و سینماتیک مفصل : فشار ماهیچه مصنوعی با توجه به خروج و ورود جریان تعیین می‌گردد این در حالی است که تغییر زاویه مفصل به تغییر حجم ماهیچه مصنوعی مرتبط است.

۲-۴-۳- استراتژی کنترلی استفاده شده در این پایان نامه

با توجه به اینکه ربات پوششی توانبخشی این پایان نامه با هدف توانبخشی به بیماران سکتی ای با وضعیت حاد ساخته شده است بنابراین استراتژی مبتنی بر کمک بخشی است و از یک کنترلر حلقه بسته با بازخورد موقعیت جهت کنترل زاویه حرکتی مفصل زانو استفاده شده است. به این منظور از یک کنترلر مد لغزشی پروکسی استفاده شده است.

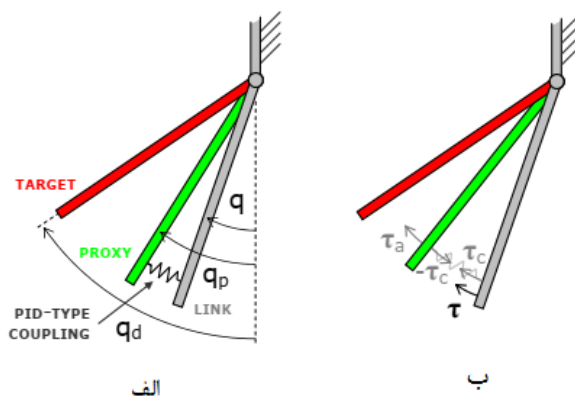
دلیل انتخاب از استفاده کنترلر مد لغزشی، مقاوم بودن آن در برابر اغتشاشات است. همچنین سیستم مد نظر دارای عدم قطعیت است که در نهایت باعث کاهش دقت مدل می‌گردد، دلایل آن در بخش ۲-۴-۲ توضیح داده شده است. کنترلر مد لغزشی پروکسی، با کوپل کردن بازویی مجازی به لینکی مانند لینک ثانویه یک بازوی رباتیکی می‌تواند در هنگام حرکت لینک به سمت مقصد، گشتاوری تعاملی ایجاد کرده تا بتوان با نیرو و سرعت مطلوبی به مقصد نزدیک گردد. چنین رفتاری بستری امن برای تعامل ربات و انسان مهیا می‌کند که برای سیستمی همچون سیستم ما مناسب است [۵۳].

¹ Proxy sliding mode controller (PSMC)

۲-۴-۳-۱- معرفی کنترلر مد لغزشی پروکسی

کنترلر مد لغزشی اولین بار در سال ۲۰۰۶ میلادی توسط کیکووه و فوجیموتو^۱ معرفی و بر روی یک ربات دو درجه آزادی آزمایش شد [۵۴]. ون دم^۲ این کنترلر را بر روی بازوی رباتیک تک لینکی پیاده سازی کرد که از ماهیچه مصنوعی به عنوان عملگر بهره می‌جست. وظیفه ربات در این تحقیق حمل باری مشخص است که با تعامل بدن انسان این کار صورت می‌گرفت. در این تحقیق مشخص شد که استفاده از این عملگرها باعث افزایش ضریب ایمنی می‌گردد [۵۳].

برای درک بهتر از نحوه عملکرد کنترلر، از بازو یک درجه آزادی کمک می‌گیریم که بر روی صفحه افقی واقع شده است. در شکل (۲-۶) لینک پایینی بازوی ربات و لینک بالایی مقصد هستند. لینک میانی بازوی مجازی بدون جرمی است که به لینک اصلی متصل شده است و باعث اعمال یک کوپل مجازی در نوع پی‌ای دی خواهد بود.



شکل (۲-۵) کنترلر مد لغزشی پروکسی پیاده سازی شده بر روی ربات یک درجه آزادی: الف) پروکسی و کوپل مجازی ب) گشتاور مد لغزشی پروکسی τ که بر روی لینک پایینی عمل می‌کند، τ_a گشتاور حاصل از کنترلر مد لغزشی ایده‌آل است که بر روی لینک مجازی اعمال می‌گردد و τ_c گشتاور کوپلینگ ایجاد شده در میان لینک واقعی و مجازی [۵۲]

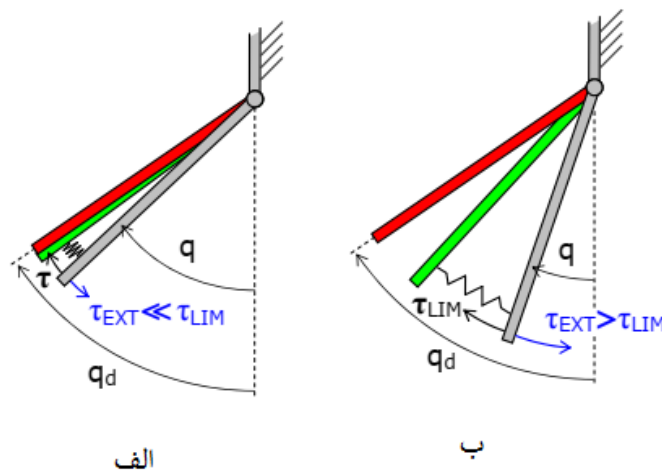
¹ Kikuuwe and Fujimoto

² Van Damme

³ PID-Type virtual coupling

کوپلینگ پی آی دی مجازی یاد شده با تولید یک گشتاور تعاملی باعث حرکت لینک مجازی و واقعی می‌گردد. از آنجایی که المان مکانیکی معادل واحدی جهت نمایش رفتار پی آی دی شکل لینک مجازی وجود ندارد، همانطور که در شکل (الف-۲-۶) مشخص است از یک فنر استفاده شده است.

همچنین همانطور که در شکل (ب-۲-۶) نشان داده شده است، همواره دو گشتاور τ_c و τ_d بر روی لینک وارد می‌شود که به ترتیب این گشتاورها به عملگر و کوپل مجازی مرتبط می‌گردد. گشتاور مجازی عملگر τ_d به منظور ردیابی مسیر مطلوب توسط یک کنترلر مد لغزشی ایده آن تعیین می‌گردد، این در حالی است که مقدار این گشتاور به وسیله‌ی گشتاور محدود کننده τ_{LIM} محدود می‌گیرد تا همواره در بازه‌ای مطلوب قرار بگیرد. گشتاور تعاملی τ_c به کمک یک کوپل مجازی پی آی دی بر روی لینک حقیقی اعمال می‌گردد در واقع گشتاور عملگر است که توسط کنترلر مد لغزشی پروکسی تنظیم و به لینک اعمال می‌گردد. در نتیجه لینک حقیقی توسط لینک مجازی، و لینک مجازی توسط کنترلر پی آی دی حرکت خواهد کرد.



شکل (۲-۶) رفتار کنترلر مد لغزشی پروکسی (الف) کنترلر مشابه پی آی دی که در آن $\tau_{EXT} \gg \tau_{LIM}$ (ب)

کنترلر مد لغزشی که در آن $\tau_{EXT} \ll \tau_{LIM}$ [۵۲]

واضح است که کنترلر مد لغزشی پروکسی از دو کنترلر متفاوت بهره گرفته است. یک کنترلر پی آی دی که بین لینک حقیقی و مجازی و یک کنترلر مد لغزشی ایده آل که بر روی لینک مجازی اعمال

می‌گردد. نتیجه کلی کنترل ترکیبی از رفتار هر دو کنترلر است. این رفتار هنگامی که انحراف کم بوده همانند یک کنترلر پی‌آی دی و زمانی که انحراف بیشتر بوده بصورت یک کنترلر مد لغزشی ایده‌آل خواهد بود.

۲-۴-۳-۲- روابط حاکم بر کنترلر مد لغزشی پروکسی

از آنجایی که در سیستم این پایان نامه از تجهیزات پنوماتیک استفاده شده است و ورودی این سیستم بر حسب ولتاژ شیر تنظیم فشار و در نهایت فشار ماهیچه مصنوعی است، روابط را بر حسب فشار تشکیل می‌دهیم. فشار تولید شده توسط کنترلر پی‌آی‌دی از رابطه‌ی (۲-۲۶) بدست می‌آید:

$$p_c = k_p(q_p - q) + k_i \int (q_p - q)dt + k_d(\dot{q}_p - \dot{q}) \quad (2-26)$$

که در آن K_p ، K_i و K_d نمایانگر ضرایب کنترلر پی‌آی‌دی هستند. با معرفی $a = \int (q_d - q)dt$ می‌توان انتگرال را از معادله (۲-۲۶) حذف کرد و خواهیم داشت:

$$p_c = K_p \dot{a} + K_i a + K_d \ddot{a} \quad (2-27)$$

موقعیت لینک مجازی توسط یک کنترلر مد لغزشی ایده‌آل تعیین می‌گردد که رابطه‌ی آن برابر است با:

$$p_a = p_{\lim} \operatorname{sgn}(s) \quad (2-28)$$

که در آن داریم:

$$s = (q_d - q_p) + \lambda(\dot{q}_d - \dot{q}_p) \quad (2-29)$$

و تابع علامت از رابطه (۲-۳۰) بدست خواهد آمد:

$$\operatorname{sgn}(s) \begin{cases} 1 \rightarrow s \geq 0 \\ -1 \rightarrow s < 0 \end{cases} \quad (2-30)$$

هدف از استفاده از کنترلر مد لغزشی نگه داشتن لینک مجازی بر روی خطی در فضای حالت است که به آن صفحه لغزش می‌گویند در این صورت مقدار s برابر با صفر است. زمانی که لینک مجازی بر روی سطح لغزش قرار بگیرد، مقدار خطای موقعیت $(q_d - q)$ به کمک ثابت زمانی مثبت به سمت صفر مایل می‌گردد. اگر لینک مجازی بر روی سطح لغزش قرار نگرفته باشد، کنترلر مد لغزشی به کمک معادله (۲۸-۲) لینک مجازی را به روی صفحه لغزشی هدایت می‌کند. مقدار گشتاور τ_{LIM} در اصل بیشترین مقدار گشتاوری است که از کنترلر مد لغزشی خارج می‌گردد. با معرفی معادله

$$\sigma = (q_d - q) + \lambda(\dot{q}_d - \dot{q}) \quad (۲۸-۲)$$

می‌تواند معادله (۲۸-۲) را به صورت رابطه (۳۱-۲) نوشت:

$$\tau_a = \tau_{LIM} \operatorname{sgn}(\sigma - \dot{a} - \lambda \ddot{a}) \quad (۳۱-۲)$$

گشتاور τ_c که توسط کوپل مجازی اعمال می‌گردد، دارای مقدار گشتاور تنظیم شده‌ای است که برای به حرکت در آوردن لینک مجازی مورد نیاز است. از آنجایی که این لینک مجازی دارای جرم نیست، مقدار τ_a در تمام زمان‌ها برابر با τ_c خواهد بود و مقدار گشتاور τ مورد نیاز کنترلر مد لغزشی پروکسی برابر است با:

$$p = p_c = p_a \quad (۳۲-۲)$$

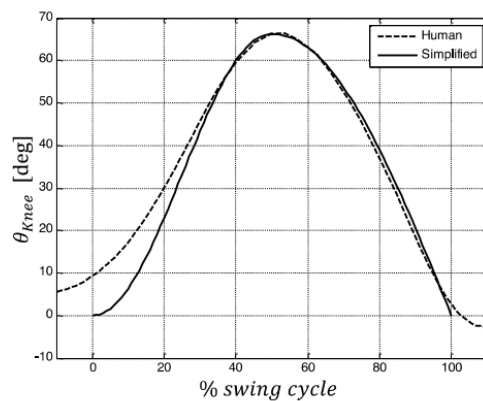
با ترکیب معادلات (۳۲-۲)، (۳۱-۲) و (۲۷-۲) می‌توان به معادلات (۳۳-۲) رسید که می‌توان برای کنترلر مد نظر مورد استفاده قرار بگیرد.

$$\begin{cases} p = K_p \dot{a} + K_i a + K_d \ddot{a} \\ p = p_{lim} \operatorname{sgn}(\sigma - \dot{a} - \lambda \ddot{a}) \end{cases} \quad (۳۳-۲)$$

همچنین ثبات این کنترلر توسط کیکووه و همکارش در سال ۲۰۱۰ در مقاله‌ای دیگر [۵۵] به اثبات رسیده است.

۲-۵- طراحی مسیر مطلوب حرکت

مسیر مطلوب حرکت در فرآیند راه رفتن برای مفصل زانو عبارت است از : موقعیت و سرعت زاویه‌ای مطلوب این مفصل در هر زمان از یک سیکل کامل فرآیند راه رفتن. جیسون^۱ مسیر ساده شده‌ای از مسیر حرکتی مفصل زانو تدوین کرده‌اند که تقریب خوبی از رفتار مفصل زانو دارد [۵۴]. در شکل (۲-۷) مسیر حرکتی زانو که از مرجع وینتر و مسیر ساده شده آن نمایش داده شده است [۲۸]. گفتنی است که این نمودار فقط بخش متحرک زانو است که ۳۶٪ از سیکل کامل فرآیند راه رفتن را برای یک زانو نمایش می‌دهد و در ۶۴٪ باقیمانده سیکل، مقدار جابجایی زاویه‌ای زانو صفر است [۱].



شکل (۲-۷) مسیر حرکت مفصل زانو در دو حالت واقعی و ساده شده در فاز تاب خوردن [۵۴]

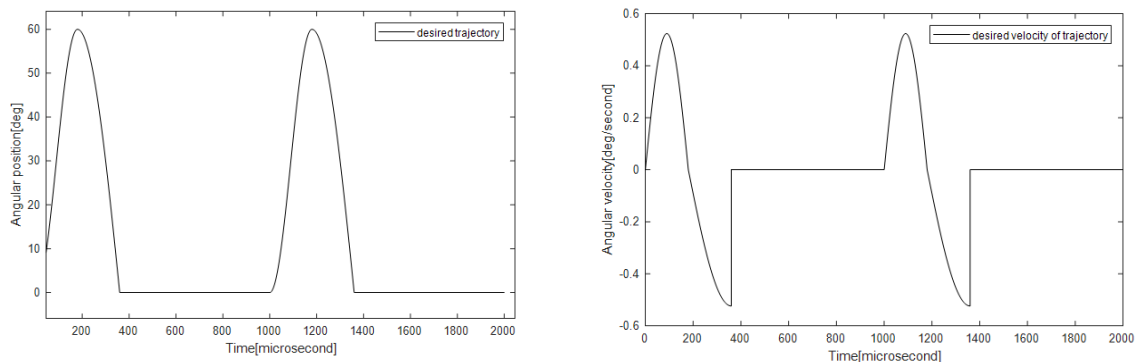
در این تقریب مسیر حرکت در هر سیکل از فرآیند به دو قسمت تقسیم شده و در هر قسمت از سیکل زاویه و سرعت زاویه ای بکمک این توابع مشخص خواهند شد. اگر زمان آغاز حرکت در هر سیکل $t=0$ و زمان پایان هر سیکل را t_f بنامیم خواهیم داشت :

$$\theta(t) = \begin{cases} \gamma \sin^2(\omega t); & \text{if } t \in [0, 0.5t_f] \\ \gamma \sin(\omega t); & \text{if } t \in [0.5t_f, t_f] \end{cases} \quad (2-34)$$

$$\dot{\theta}(t) = \begin{cases} \gamma \omega \sin(2\omega t); & \text{if } t \in [0, 0.5t_f] \\ \gamma \omega \cos(\omega t); & \text{if } t \in [0.5t_f, t_f] \end{cases} \quad (2-35)$$

¹ Jason et. al

در شکل (۸-۲) مسیر و سرعت مطلوب با سرعت یک سیکل بر ثانیه شبیه سازی شده است.



شکل (۸-۲) مسیر و سرعت مطلوب شبیه سازی شده با سرعت یک سیکل در ثانیه

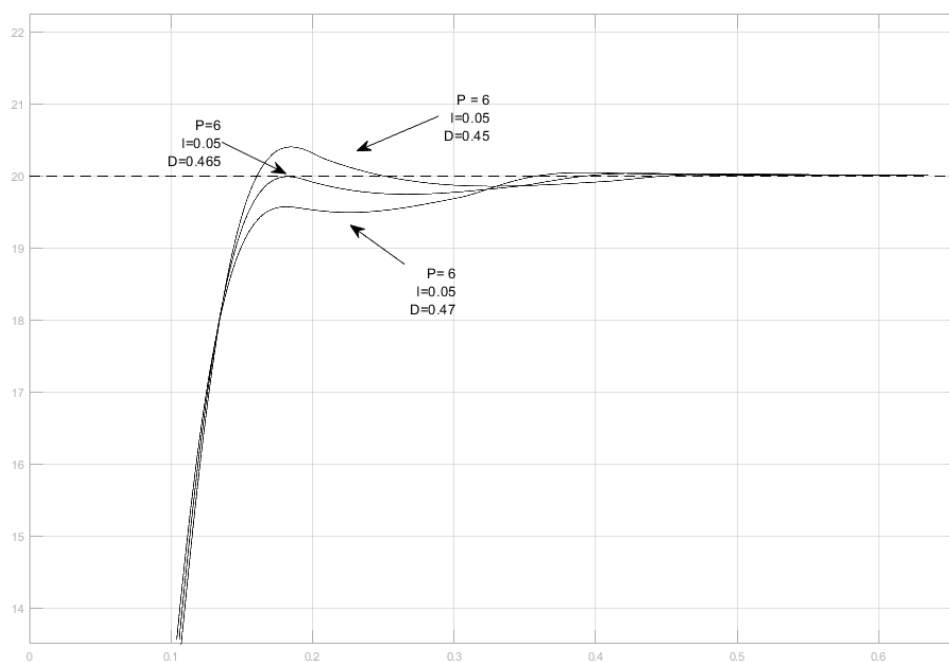
۲-۶- تنظیم ضرایب کنترلر به کمک مدل شبیه سازی

در این بخش تاثیر هر یک از پارامترها را به روی مدل بررسی کرده و سپس ضرایبی برای کنترلر در نظر می گیریم. کنترلر مد نظر دارای سه ضریب تناسب، انتگرال و مشتق گیر و یک ضریب ثابت زمانی است. بنا به پیشنهاد چن^۱ و همکاران بهتر است در ابتدا با قرار دادن یک کنترلر پی آی دی و تنظیم کردن سه ضریب آن، ضرایب تناسب، انتگرال و مشتق گیر بدست آید سپس با قرار دادن این ضرایب در کنترلر مد لغزشی مبنای پروکسی ضریب ثابت زمانی را بدست آورد [۵۶]. پس از سعی و خطا نهایتاً ضرایب کنترلر پی آی دی در جدول (۲-۲) ثبت شده است. شکل (۹-۲) نحوه همگرایی مدل به موقعیت مطلوب را با ضرایب مختلف نمایش می دهد.

¹ Geng chen

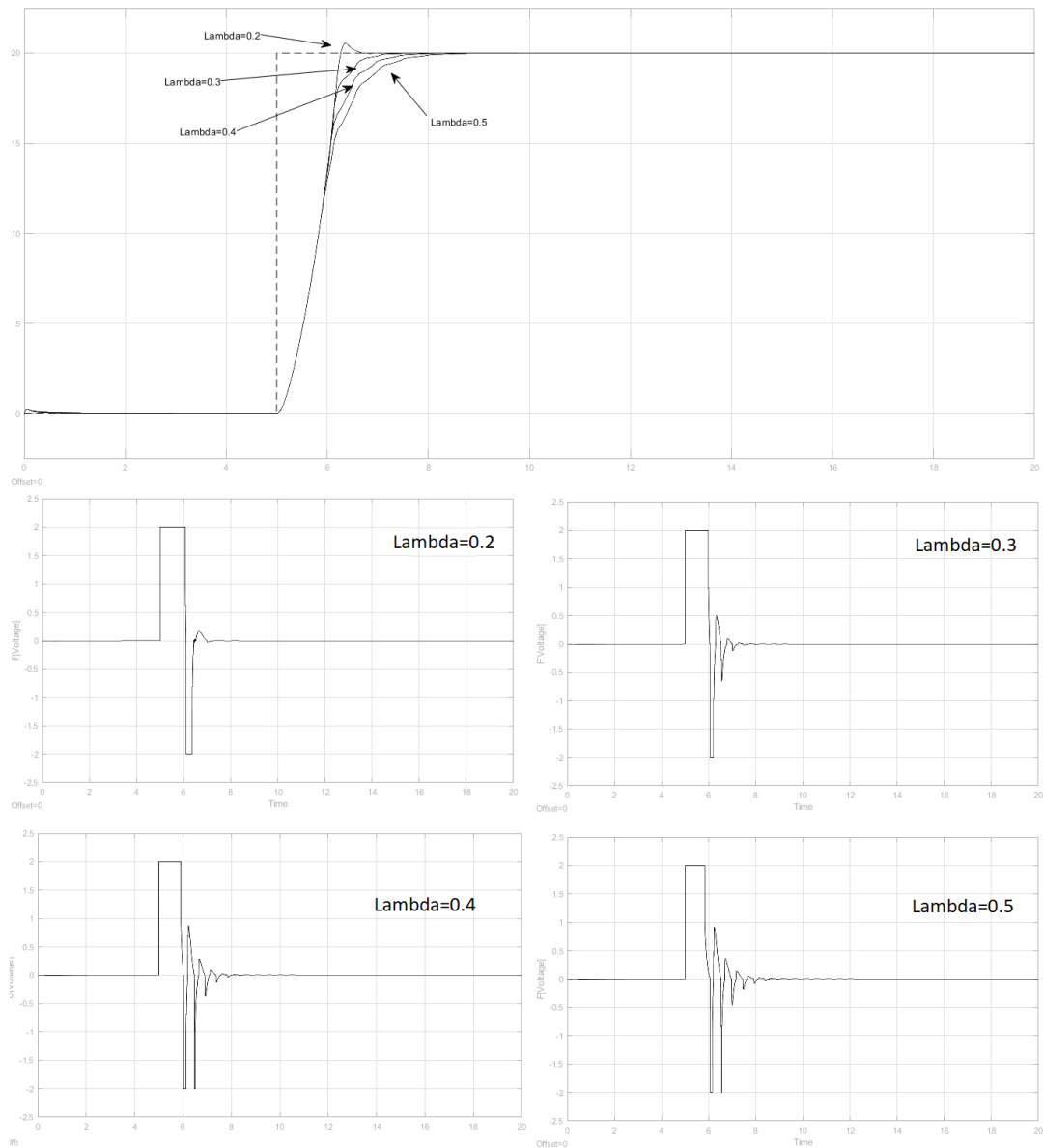
جدول (۲-۲) ضرایب تعیین شده بوسیله کنترلر پی آی دی

k_P	k_I	k_D
۶	۰/۰۵	۰/۴۶



شکل (۲-۹) نحوه همگرایی مدل به مسیر مطلوب با توجه به ضرایب مختلف کنترلر پی-آی-دی

حال با قرار دادن این ضرایب در کنترلر مد لغزشی مبنای پروکسی می توان ضریب ثابت زمانی را بدست آورد. برای این منظور با اعمال ورودی پله به کنترلر سعی به تنظیم این ضریب خواهیم کرد. شکل (۲-۱۰) نحوه همگرایی را بر حسب ثابت زمانی های مختلف و همچنین خروجی کنترلر را نمایش می دهد.



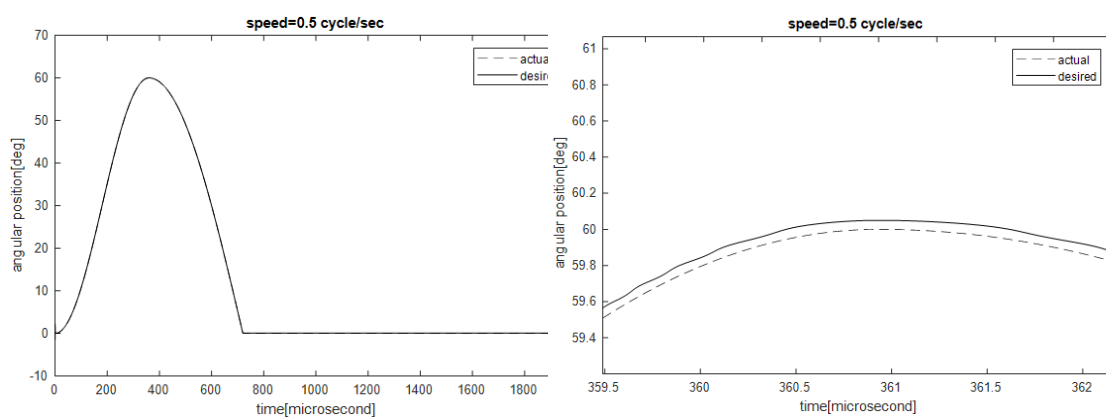
شکل (۲-۱۰) نحوه همگرایی با توجه به ثابت های زمانی مختلف و تغییرات خروجی کنترلر

و نهایتاً ضریب ثابت زمانی را $\lambda = 0.3$ در نظر خواهیم گرفت.

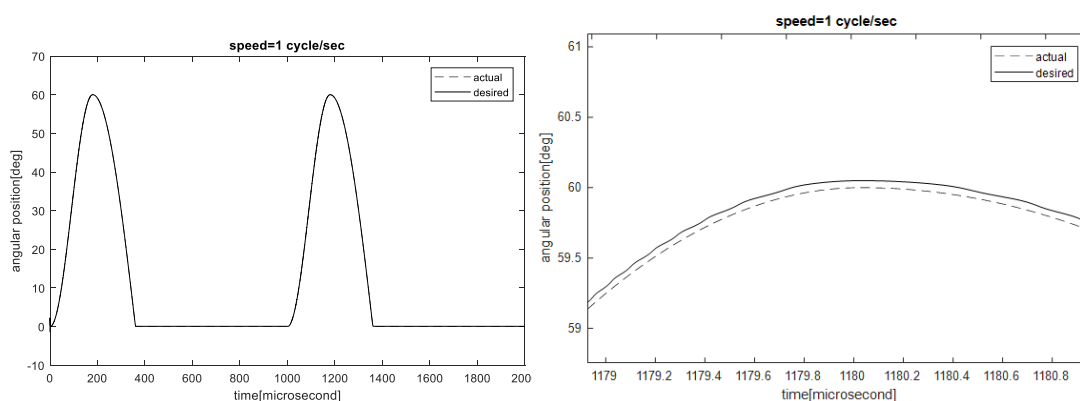
¹ Lambda

۷-۲- نتایج حاصل از شبیه سازی مدل و کنترلر در مسیر و سرعت های مطلوب

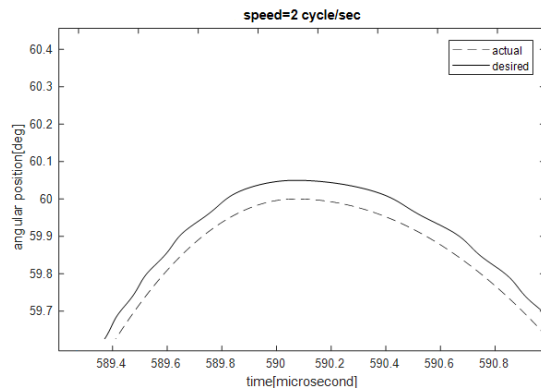
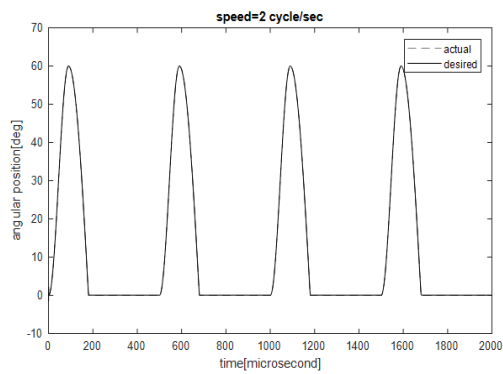
ابتدا در این بخش نحوه عملکرد مدل ربات پوششی که بخش دوم به آن اختصاص دارد را مورد بررسی قرار می دهیم. با اعمال کنترلر به مدل ربات پوششی در محیط نرم فزار متلب نمودارهای (۲-۹) الی (۲-۱۲) که حرکت مفصل ربات پوششی را در سرعت های مختلف نشان می دهد را شبیه سازی می کنیم.



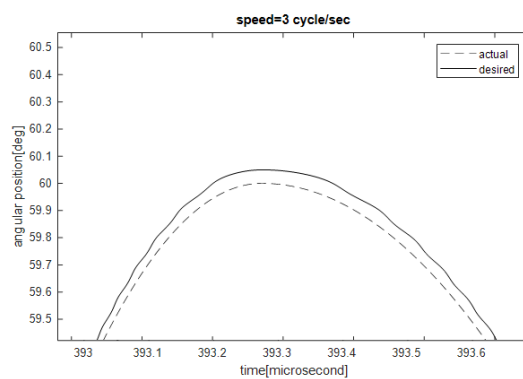
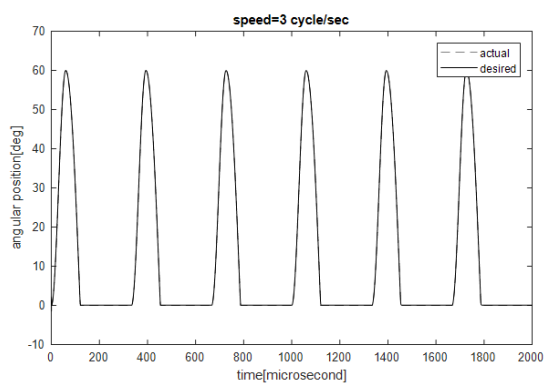
شکل (۲-۱۱) نتیجه شبیه سازی $T=2\text{sec}$



شکل (۲-۱۲) نتیجه شبیه سازی $T=1\text{sec}$



شکل (۲-۱۳) نتیجه شبیه سازی با $T=0.5\text{sec}$



شکل (۲-۱۴) نتیجه شبیه سازی با $T=0.33\text{sec}$

.

فصل سوم

شناسایی

ماهیتچه مصنوعی بادی

۳-۱-شرح معادله حاکم برای شناسایی ماهیچه مصنوعی

هائپوآرکه ذکر شد مدل ماهیچه مصنوعی مورد استفاده در این پایان نامه از سه المان جزء محدود فنر، میراگر و مبدل نیرو تشکیل شده است که این مقادیر باید شناسایی گردند. می توان معادله دینامیکی حاکم بر یک ماهیچه را به صورت زیر تشکیل داد.

با فرض x مقدار جابجایی ماهیچه مصنوعی، رابطه ی (۳-۱) معادله حرکتی حاکم است :

$$M\ddot{x} + B(P)\dot{x} + K(P)x = F_{ce} - L \quad (۳-۱)$$

که در آن F_{ce} نیروی تولید ماهیچه، B ضریب میرایی، K ضریب فنریت، L مقدار نیروی خارجی، M جرم قسمت متحرک پوسته ماهیچه که ۱۰۰ گرم اندازه گیری شده است و x مقدار جابجایی و مشتقات اول و دوم آن به ترتیب به سرعت و شتاب ماهیچه مصنوعی مرتبط می گردند.

۳-۱-۱-معادلات حاکم برای ضریب فنریت

در این معادله (۳-۱) اگر مقدار مقدار جابجایی صفر باشد ($x = \dot{x} = \ddot{x} = 0$) نیروی تولیدی المان نیرو ساز برابر با نیروی خارجی خواهد بود. با ثبت فشار ماهیچه مصنوعی در بارگذاری های گوناگون در حالی که جابجایی برابر با صفر است رابطه (۳-۲) بدست خواهد آمد.

$$F_{ce}(P) = L \quad (۳-۲)$$

اگر معادله (۳-۱) را در حالت استاتیکی ($\dot{x} = \ddot{x} = 0$) بررسی کنیم می توانیم داشته باشیم :

$$K_{PAM}(P) = \frac{F_{ce}-L}{\Delta x} \quad (۳-۳)$$

که در آن L نیروی خارجی است.

۳-۱-۲- معادلات حاکم برای ضریب میراگر

برای بدست آوردن ضریب میراگر با توجه به مقاله [۲۷] داریم

$$B_{PAM} \cdot \dot{x} + K_{PAM} \cdot x = F_{ce} - L \quad (۴-۳)$$

$$L[B_{PAM} \cdot \dot{x} + K_{PAM} \cdot x = F_{ce} - L] \quad (۵-۳)$$

$$B_{PAM}[S(X(S)) - X_0] + K_{PAM} \cdot X(S) = \frac{F_{ce}-L}{S} \quad (۶-۳)$$

$$X(S)[B_{PAM} \cdot S + K_{PAM}] = \frac{F_{ce}-L}{S} \quad (۷-۳)$$

$$X(S) = \frac{F_{ce}-L}{S[B_{PAM} \cdot S + K_{PAM}]} = \frac{\frac{F_{ce}-L}{B_{PAM}}}{S[S + \frac{K_{PAM}}{B_{PAM}}]} \quad (۸-۳)$$

سپس به کمک لاپلاس معکوس داریم :

$$\frac{\frac{F_{ce}-L}{B_{PAM}}}{S[S + \frac{K_{PAM}}{B_{PAM}}]} = \frac{A}{S} + \frac{B}{[S + \frac{K_{PAM}}{B_{PAM}}]} \quad (۹-۳)$$

$$\frac{F_{ce}-L}{B_{PAM}} = A \cdot [S + \frac{K_{PAM}}{B_{PAM}}] + B \cdot S \quad (۱۰-۳)$$

$$\frac{F_{ce}-L}{B} = A \frac{K_{PAM}}{B_{PAM}} \rightarrow A = \frac{F_{ce}-L}{K_{PAM}} \quad (۱۱-۳)$$

$$0 = A \cdot S + B \cdot S = \frac{F_{ce}-L}{K_{PAM}} S + BS \rightarrow B = \frac{-F_{ce}+L}{K_{PAM}}$$

$$(۱۲-۳)$$

$$\frac{B}{S[S + \frac{K_{PAM}}{B_{PAM}}]} = \frac{\frac{F_{ce}-L}{K_{PAM}}}{S} + \frac{\frac{-F_{ce}+L}{K_{PAM}}}{[S + \frac{K_{PAM}}{B_{PAM}}]} \quad (۱۳-۳)$$

$$X(t) = \frac{F_{ce}-L}{K_{PAM}} (1 - e^{-\frac{K_{PAM}}{B_{PAM}} t}) \quad (۱۴-۳)$$

و نهایتاً خواهیم داشت :

$$X(t) = \Delta x \left(1 - e^{-\frac{K_{PAM}}{B_{PAM}}} \right) \quad (15-3)$$

به وسیله رابطه (۱۵-۳) می‌توانیم مقدار ضریب میرایی را در دو حالت انقباض و رهایی بدست آورد.

۳-۲- روش انجام آزمایشات شناسایی سیستم:

شکل (۳-۱) نمایی از ست شناسایی سیستم است. در این سیستم برای جمع آوری اطلاعات از کارت داده^۱ و نرم افزار لب ویو^۲ استفاده شده است. گفتنی است که تمامی امور عملی شامل آزمایش ربات پوششی، ثبت داده، پیاده سازی‌ها و ... در این پایان در آزمایشگاه اصلاح حرکات و توانبخشی ورزشی دانشگاه صنعتی شاهرود^۳ که تحت نظر دکتر مهدی بامداد اداره می‌گردد انجام گرفته است.



شکل (۳-۱) نمایی از تجهیزات ست شناسایی

¹ Advantech USB_4704

² LabView 2015 64bit

³ <http://crl.shahroodut.ac.ir/>

جدول (۱-۳) جهت معرفی المان‌های شکل (۱-۳) تنظیم گشته است.

جدول (۱-۳) معرفی قطعات موجود در ست شناسایی سیستم

شماره	قطعه	شماره	قطعه
۱	کارت دیتا	۷	شیر کنترل فشار خودکار
۲	کمپرسور	۸	شیر قطع و وصل جریان خودکار
۳	شیر تنظیم و خطی ساز فشار دستی	۹	نیرو سنج
۴	پتاسیومتر خطی	۱۰	فشار سنج
۵	جک پنوماتیک	۱۱	منبع تغذیه
۶	ماه‌یچه مصنوعی بادی	۱۲	رایانه

رایانه استفاده شده در این سیستم دارای مشخصات زیر است :

واحد محاسبات مرکزی^۱: core i5 8250U@1.6Ghz_1.8Ghz

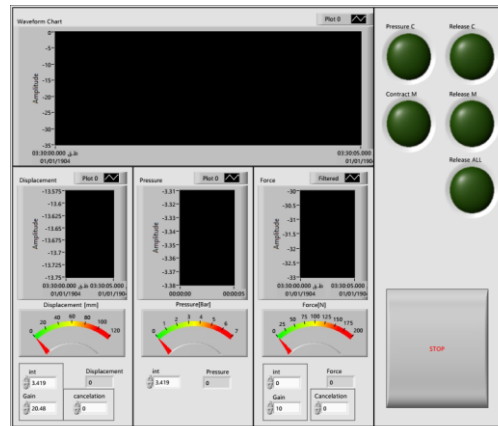
حافظه کوتاه مدت^۲: 8 گیگابایت

سیستم عامل : ویندوز 10x64bit

همچنین پنل شناسایی سیستم در نرم افزار لب ویو را می‌توانید در شکل (۲-۳) مشاهده کنید.

¹ CPU

² RAM



شکل (۳-۲) پنل کنترل ست شناسایی در نرم افزار لب ویو

داده های خام بدست آمده از آزمایشات را می توانید در پیوست اول مشاهده بفرمایید.

۳-۲-۱- آزمایش اول: بدست آوردن F_{ce} :

هدف از انجام این آزمایش بدست آوردن تابع نیروی المان نیروساز بر اساس مقدار فشارمطلق ماهیچه مصنوعی است. به دلیل اینکه نیروی مورد نیاز در این آزمایش بالاتر از نیروی تولیدی توسط جک پنوماتیک است بنابراین با آویزان کردن عمودی وزنه ها به انتهای ماهیچه مصنوعی می توان نیروی خارجی را اعمال کرد. در شکل (۳-۳) نمایی از چیدمان ست شناسایی دوم را نشان داده شده است.



شکل (۳-۳) چیدمان ثانویه، استفاده از وزنه بجای جک پنوماتیکی

وزنه‌های [۱۰، ۲۰، ۳۰، ۴۰، ۵۰، ۶۰] کیلوگرمی به پایه اضافه می‌گردد. مقدار پتاسیومتر خطی قبل از بارگذاری ثبت می‌گردد. پس از بارگذاری، ماهیچه مصنوعی به سمت پایین متمایل می‌شود. فشار ماهیچه افزایش یابد، زمانیکه مقدار جابجایی ثانویه برابر با مقدار ثبت شده اولیه (صفر) شد فشار ثبت می‌گردد. با این روش می‌توان تابع نیروی المان تولید نیرو را بر حسب فشار مطلق ماهیچه مصنوعی بدست آورد. این برازش منحنی^۱ به کمک جعبه ابزار^۲ برازش منحنی نرم افزار متلب^۳ صورت خواهد گرفت. جدول (۲-۳) پس از انجام آزمایش تهیه شده است.

جدول (۲-۳) فشار و نیروی المان نیروساز ماهیچه مصنوعی

$P[\text{kPa}]$	$F_{ce} [\text{N}]$
38/0739	98.1
76/2006	196.2
114/3273	294.3
152/4540	392.4
190/5807	490.5
228/7074	588.6

برای تابع تغییرات نیروی المان نیروساز بر حسب فشار خواهیم داشت :

$$F_{PAM}(P) = 3.236P + 66.4 \quad (۱۶-۳)$$

۳-۲-۲- آزمایش دوم : بدست آوردن $K(P)$

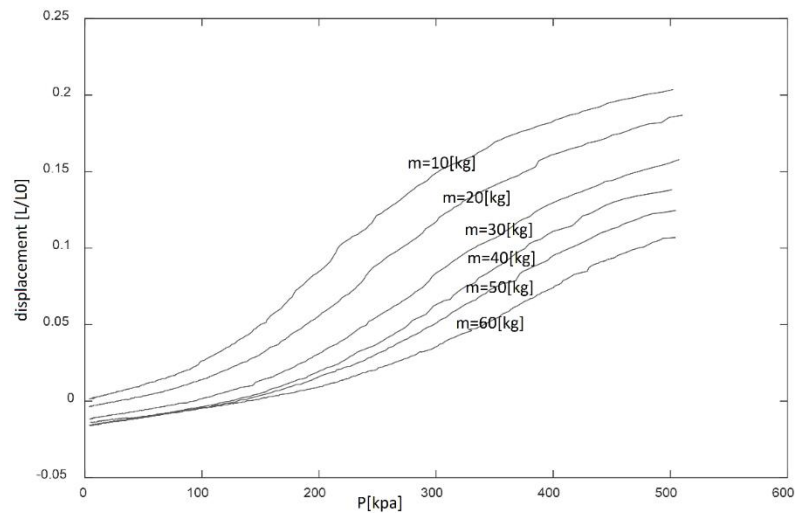
برای این منظور وزنه‌ای را به انتهای ماهیچه متصل کرده و فشار درون ماهیچه را به حداکثر مجاز (در این مورد ۶۰۰ کیلوپاسکال) افزایش داده. سپس فشار به صورت پیوسته و آرام (مثلاً به کمک یک شیر

^۱ Curve Fitting

^۲ Toolbox

^۳ matlab

(کاهش داده و مقادیر جابجایی و فشار ثبت می‌گردد. شکل (۳-۴) مقدار جابجایی ثبت شده در فشار و بارگذاری‌های مختلف را نمایش می‌دهد. این کار را با تمامی وزنه‌ها انجام می‌دهیم و سپس به کمک رابطه (۳-۳) و مقدار F_{ce} در فشارهای مختلف رابطه ضریب فنریت را بر حسب فشار ماهیچه مصنوعی بدست می‌آوریم. جدول و شکل (۴-۳) نتایج بدست آمده از آزمایش است.



شکل (۴-۳) نمودار جابجایی-فشار ماهیچه مصنوعی در بارگذاری‌های مختلف

جدول (۳-۳) فشار و ضریب فنریت میانگین

P[kpa]	Kavg [N/mm]
50	71/79
100	97/76
150	68/77
200	48/136
250	41/68
300	37/13
350	35/05
400	33/04

P[kpa]	Kavg[N/mm]
450	35/26
500	35/79
550	36/405
600	36/93

به منظور افزایش دقت در عملیات برآزش منحنی رابطه‌ی ضریب فنریت را به بازه‌های کوچک تقسیم کرده و نهایتاً جدول (۴-۳) را تشکیل داده ایم :

جدول (۴-۳) نحوه تقسیم بندی بازه های فشار برای ضریب فنریت

P[Kpa]	K(p)[N/mm]
0-100	$k(p)=0.01035 \cdot p^2 - 1.153 \cdot p + 103.6$
100-200	$k(p)=0.0004696 \cdot p^2 - 0.5771 \cdot p + 144.8$
200-300	$k(p)=0.0003808 \cdot p^2 - 0.3005 \cdot p + 93$
300-400	$k(p)=-0.04086 \cdot p + 49.38$
400-500	$k(p)=0.04749 \cdot p + 13.90$
500-600	$k=0.000382 \cdot p^2 - 0.4289 \cdot p + 156.7$

۳-۲-۳- آزمایش سوم : بدست آوردن $B(P)$

ریلوندزاین قسمت از آزمایش را با تغییر ناگهانی بارگذاری انجام داد[۳۵]. او برای افزایش بارگذاری وزنه‌ها را بر روی وزنه های معلق رها کرده و همچنین با پاره کردن ریسمان‌های متصل به وزنه‌ها بارگذاری را کاهش می‌داد. ماهیچه مورد استفاده در آزمایش رینولدز نسبت به نمونه‌ی موجود ظریف‌تر بوده قابلیت انجام چنین آزمایشی میسر بود. همچنین بنا به گزارشات وی انجام چنین آزمایشی با عدم قطعیت در تعیین نقطه نهایی همراه است. ماهیچه مصنوعی موجود، نیاز به بارگذاری بیشتر دارد که عملی کردن چنین آزمایشی براحتی میسر نخواهد بود[۳۵]. بنابراین برای تعیین ضریب میرایی از روشی

که ژینگ معرفی کرده اند استفاده می کنید [۵۵]. در این روش با ثابت در نظر گرفتن مقدار بارگذاری و تغییر ناگهانی در فشار، جابجایی ماهیچه مصنوعی در واحد زمان ثبت می گردد. بدین منظور پس از افزایش فشار ماهیچه مصنوعی به حداکثر، فشار را بصورت پله ای کاهش داده و در هر پله چند ثانیه صبر کرده تا شرایط به حالت دائمی همگرا شود. این کار را تا زمانی که فشار به صفر برسد تکرار کرده و مقادیر فشار جابجایی در واحد زمان را بوسیله کارت داده ثبت می کنیم. از آنجایی که رفتار ماهیچه مصنوعی در حالت انبساط و انقباض متفاوت است باید این کار را از فشار صفر تا فشار حداکثر تکرار کرد. سپس این کار را برای وزنه های دیگر هم انجام داده و به کمک نتایج بدست آمده و حل معادله (۳-۱۵) در هر زمان، می توان رابطه ضریب میرایی و فشار را بدست آورد. نمودار و جدول (۳-۵) و (۳-۶) حاصل آزمایش بالا در دو فاز انقباض و رهایی است.

جدول (۳-۵) مقادیر فشار و ضریب میرایی میانگین در بارگذاری های مختلف در حالت انقباض

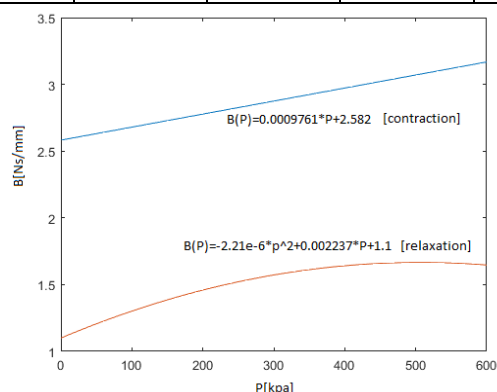
P[Kpa]/L[kgf]	10	20	30	40	50	60	B(Avg)
200	2.629268	2.73	2.77524	2.734368	2.945939	2.87546	2.781713
250	2.87895	2.6548	2.78453	2.798452	2.938837	2.89515	2.82512
300	2.967769	2.599645	2.78562	2.871748	3.086419	2.92514	2.872724
350	3.017809	2.25133	2.867853	2.907566	3.136	3.06518	2.87429
400	2.852306	2.81363	2.98545	2.95418	3.1375	3.080454	2.970587
450	3.140487	3.094797	3.050907	2.999073	3.128707	3.08931	3.08388
500	3.014737	3.126	3.132152	3.02158	3.136	3.091256	3.086954

جدول (۳-۶) مقادیر فشار و ضریب میرایی میانگین در بارگذاری های مختلف در حالت رهایی

P[kpa]/F[kgf]	10	20	30	40	50	60	Bavg(p)
50	1.15	1.166	1.18	1.185	1.16	1.181	۱/۱۷۰
100	1.370848	—	1.181255	—	—	1.32548	۱/۲۹۲
150	1.531751	1.377614	1.36852			1.370382	۱/۴۱۲
200	—	—	—	1.458778	1.567865	—	۱/۵۱۳
250	1.524585	1.48595	—	1.56623	1.554851	1.604947	۱/۵۴۷
300	—	1.442711	1.636372	—	—	1.603954	۱/۵۶۱

¹ K. Xing et al.

P[kpa]/F[kgf]	10	20	30	40	50	60	Bavg(p)
350	1.586307	—	—	1.61584	—	—	۱/۶۰۱
400	—	—	1.615845	—	—	—	۱/۶۱۵
450	—	1.605128	—	1.63958	—	1.630017	۱/۶۲۴
500	—	—	—	—	1.658452	—	۱/۶۵۸



شکل (۳-۵) نمودار ضریب میرایی و فشار در دو حالت انقباض و رهایی

۳-۳- شناسایی ماهیچه مصنوعی با توجه به مدل دوم

در این روش با استفاده از داده‌های بدست آمده در بخش ۱-۲-۳ و نرم افزار متلب، یک برازش منحنی سه بعدی صورت خواهیم داد. در این برازش منحنی مقدار فشار و نسبت تغییر طول به طول اولیه متغیر ها و مقدار نیروی تولیدی که در این آزمایش وزنه‌های متصل هستند به عنوان خروجی تابع در نظر گرفته می‌شوند.

بنا به تحقیق صورت گرفته توسط [۵۳] تابع (۳-۱۷) می‌تواند پیشبینی خوبی از رفتار ماهیچه داشته باشد.

$$F(p, \zeta) = (a_1 + a_2 p) + (b_1 + b_2 p) \zeta + (c_1 + c_2 p) e^{-\zeta} \quad (۳-۱۷)$$

که در آن ζ نسبت طول کشیده شده به طول اولیه ماهیچه مصنوعی، Z ضریبی برای انطباق بهتر نمودار است که باید تجربی بدست آید. و $a_1, a_2, b_1, b_2, c_1, c_2$ ضرایب مجهولی است که باید تعیین گردند.

پس از قرار دادن مقادیر بدست آمده از آزمایش در جعبه ابزار برازش منحنی متلب و تعیین تابع خروجی برای مقادیر مجهول جدول (۷-۳) تهیه گشته است. شایان به ذکر است که ضریب Z به کمک سعی و خطا در بهترین وضعیت خود تعیین گشته است.

جدول (۷-۳) ضرایب بدست آمده برای معادله (۱۷-۳)

پارامترها	a_1	a_2	b_1	b_2	c_1	c_2	z
مقدار	-۵۸۷/۱	۳/۳۴۸	۲۲۵۹	۱۴/۱۵	۶۸۹/۶	۰/۲۰۵۵	۳۰

۳-۴- شناسایی فنر کششی

به منظور بدست آوردن ضریب کششی فنر استفاده شده در این ربات پوششی، فنر مذکور به طور آویزان بوسیله‌ی وزنه‌های چهار کیلوگرمی تحت بارگذاری‌های مختلف قرار می‌گیرد. پس از کش آمدن آن و رسیدن به حالت تعادل نهایی تغییر طول فنر ثبت می‌گردد. جدول (۸-۳) داده‌های جمع آوری شده از این آزمایش است.

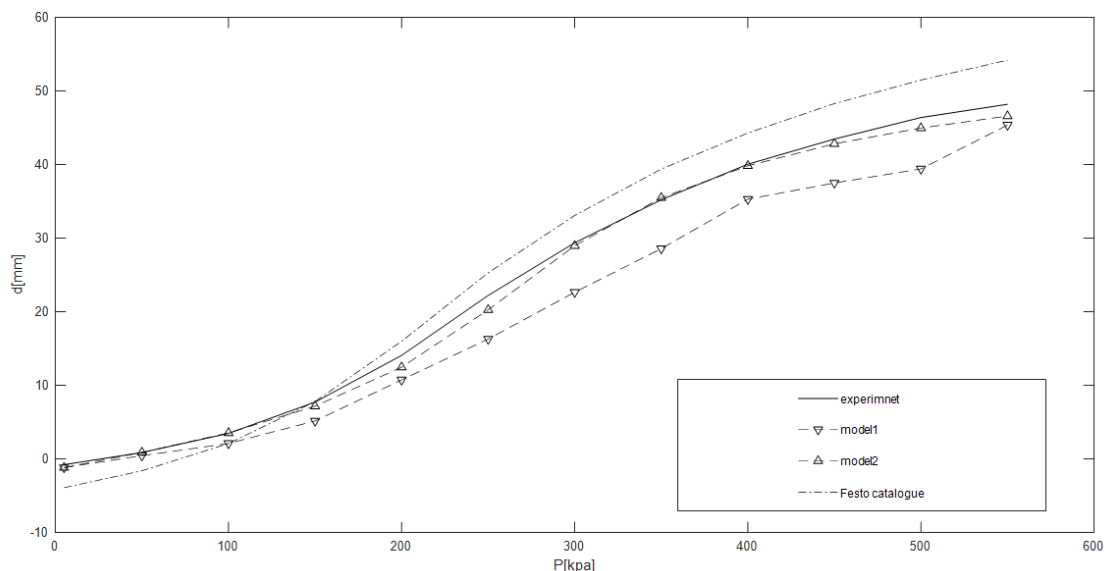
جدول (۸-۳) بدست آمده برای شناسایی فنر کششی

$m[kg]$	$d[mm]$	$w[N]$	$k[N/mm]$
0	0	0	—
4	24	39.24	1.635
8	47	78.48	1.669787
12	73	117.72	1.612603
16	98	156.96	1.601633
20	130	196.2	1.509231

با میانگین‌گیری از مقادیر بدست آمده برای بارگذاری‌های مختلف ضریب فنر کششی خطی $۱/۶۰۵$ نیوتن بر هر میلیمتر خواهد بود.

۳-۵- اعتبار سنجی شناسایی سیستم

به منظور صحت عملکرد داده‌های بدست آمده از شناسایی سیستم، پس از تشکیل مدل ماهیچه مصنوعی به کمک این داده‌ها، مقادیر بدست آمده از مدل‌ها، آزمایش عملی و همچنین کاتالوگ های فستو^۱ مورد مقایسه قرار گرفت. در این مقایسه که در شکل (۳-۹) نمایش داده شده است جابجایی ماهیچه مصنوعی پس از بارگذاری و اعمال فشاری مشخص مد نظر قرار گرفته است. جدول مقایسه‌ی مذکور است که با بارگذاری ۲۰ کیلوگرمی صورت گرفته است. بقیه‌ی جدول‌های مقایسه در پیوست دوم درج شده است.



شکل (۳-۹) مقایسه دو مدل بدست آمده با مقادیر آزمایش و کاتالوگ فستو در بارگذاری ۲۰ کیلوگرمی

۳-۶- نتیجه گیری شناسایی سیستم :

با توجه به مقایسه تفاوت‌های مدل‌ها با آزمایشات عملی صورت گرفته مدلی مورد تایید خواهد بود که بیشترین تشابه را با داده‌های آزمایش عملی داشته باشد. که با توجه به نتایج مدل دوم ماهیچه مصنوعی دارای دقت بسیار بالاتری نسبت به مدل اول است.

¹ Festo

فصل چهارم

طراحی و ساخت

ربات پوششی

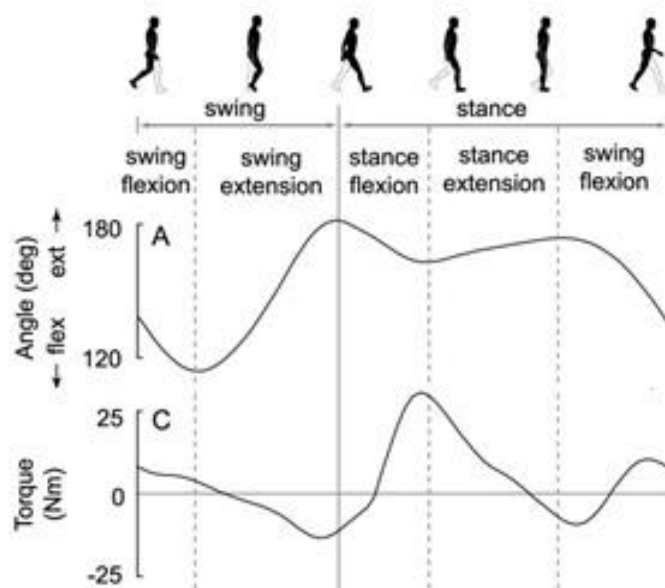
پیاده سازی کنترلر

۴-۱- ملاحظات طراحی

در طراحی این ربات پوششی باید موارد زیر را در نظر گرفت :

- مفصل زانو ربات پوششی باید امن بوده و قابلیت آسیب رسانی به زانو را نداشته باشد
- قابلیت حرکت در زاویه کاری و نیروی کششی مورد نظر را داشته باشد.
- قابلیت نصب سنسور گشتاور و زاویه را داشته باشد

برای رسیدن به اهداف طراحی بالا تدابیری صورت گرفته است که می‌توان به صورت زیر شرح داد. در این ربات پوششی از یک ماهیچه مصنوعی و یک فنر کششی به عنوان عملگر سیستم استفاده می‌شود. با توجه به اینکه ربات پوششی باید سبک باشد در ساخت اسکلت اصلی آن از تسمه آلومینیومی استفاده شده است. با استناد به کتاب وینتر نمودار تغییرات گشتاور با توجه به زاویه مفصل زانو همانند شکل (۴-۱) است [1].



شکل (۴-۱) نحوه تغییرات زاویه و گشتاور در هر سیکل از فرآیند راه رفتن [۱]

۴-۲- طراحی طول بازوهای انتقال گشتاور

با توجه به مرجع وینتر^[۱] مفصل زانو حداکثر ۶۰ درجه حرکت کرده و در این زاویه گشتاور ۷/۵ نیوتون متری و در زاویه ۱۰ درجه گشتاور حداکثری ۲۵ نیوتون متری ایجاد می‌کند.

از این رو ربات پوششی توانبخشی باید طوری طراحی شود تا سه مورد زیر را ارضا کند :

۱- ۶۰ درجه جابجایی در مفصل را ایجاد کرده

۲- در زاویه ۶۰ درجه بتواند گشتاور ۷/۵ نیوتون متری را تولید کند

۳- در زاویه ۱۰ درجه بتواند گشتاور ۲۵ نیوتون متری را تولید کند

حداکثر فشار مجاز برای ماهیچه مصنوعی^۱ استفاده شده در این پایان نامه ۵۵۰ کیلو پاسکال است.

رابطه ی بین نیروی قابل تولید توسط این ماهیچه با توجه به مقدار تغییر طول آن بدست آمده از

شناسایی سیستم چنین است:

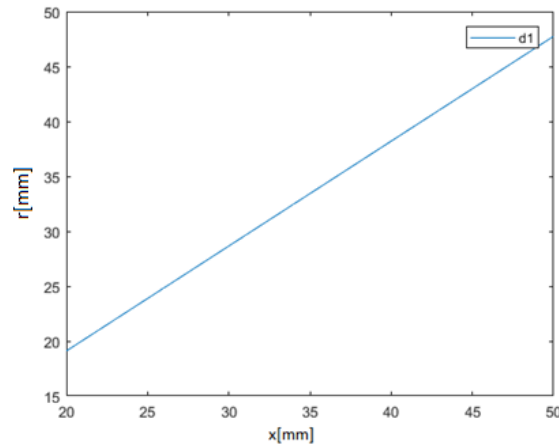
$$F_{PAM (@ p=550[kpa])}(x) = -21.07x + 1299 \quad (۱-۴)$$

در صورتی که مفصل زانو در زاویه ۶۰ درجه قرار بگیرد طبق کتاب وینتر گشتاوری در حدود ۷/۵

نیوتون متری نیاز دارد. در صورتی که بخواهیم مفصل در زاویه ۶۰ درجه قرار بگیرد. برای بدست

آوردن حداکثر شعاع مجاز برای شعاع گشتاور شکل (۴-۲) تهیه شده است [۲۸].

^۱ Festo 20mm diameter 250mm length



شکل (۲-۴) تغییرات طول بازوهای گشتاور بر اساس تغییر طول ماهیچه مصنوعی برای ۶۰ درجه جابجایی مفصل

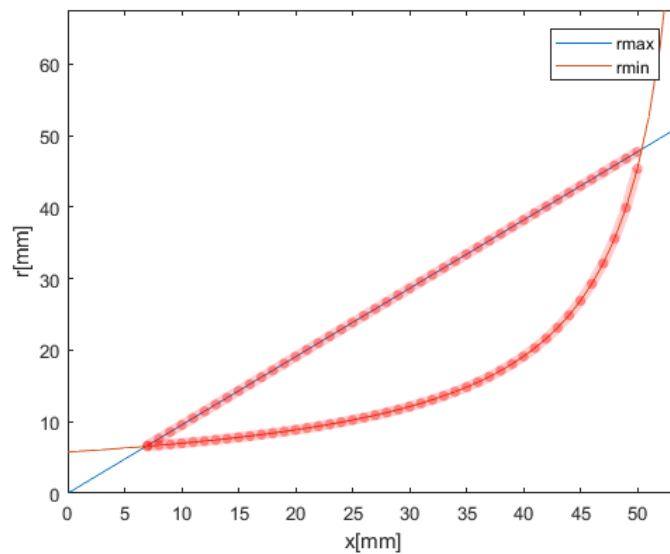
با توجه به نیروی تولیدی ماهیچه مصنوعی، گشتاور مورد نیاز برای مفصل زانو و همچنین نیروی کششی فنر رابطه (۲-۴) برقرار خواهد بود:

$$F_{PAM}r = \tau_{muscle} + K_{Spring}xr \quad (۲-۴)$$

و با اضافه کردن رابطه (۴-۱) به آن خواهیم داشت:

$$(-21.07x + 1299)r = \tau_{muscle} + K_{spring}xr \quad (۳-۴)$$

که در آن x جابجایی ماهیچه مصنوعی، r شعاع گشتاور، $K_{spring} = 1600 [N / m]$ و $\tau_{muscle} = 7.5 [N.m]$ هستند. با حل رابطه ی (۳-۴) به ازای تغییر طولهای مختلف ماهیچه مصنوعی حداقل شعاع بازوی گشتاور بدست می آید. ناحیه محصور بین دو نمودار شکل (۳-۴) منطقه ی صحیح برای طراحی است که در آن ماهیچه علاوه بر تامین نیروی مورد نیاز قابلیت جابجایی زاویه ی مفصل را در حد مورد نیاز دارد.

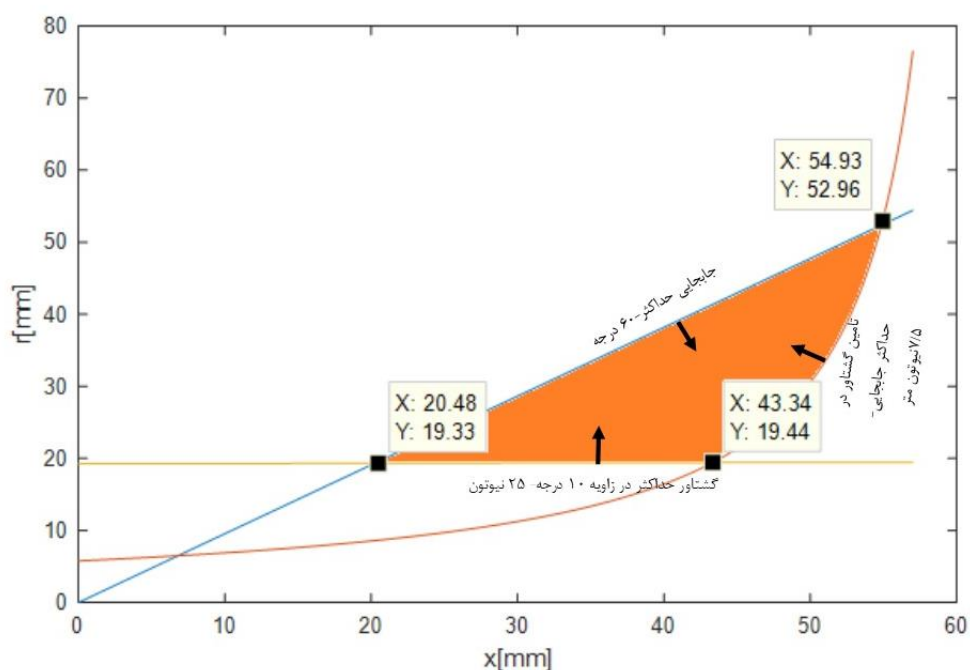


شکل (۳-۴) ناحیه مناسب جهت تعیین بازوی گشتاور با توجه به تغییر طول ماهیچه مصنوعی

همچنین بر اساس منبع [۱] حداکثر گشتاور مفصل زانو در زاویه ۱۰ درجه با گشتاوری ۲۵ نیوتونی رخ می‌دهد. حال باید بررسی کرد که با چه بازوی گشتاوری می‌توان چنین نیرویی را اعمال کرد. بدیهی است که اگر ماهیچه مصنوعی با تغییر جابجایی x بتواند باعث جابجایی ۶۰ درجه ای در مفصل گردد پس با جابجایی $\frac{x}{6}$ می‌تواند مفصل را ۱۰ درجه جابجا کند. حال با حل رابطه (۴-۴) به‌ازای جابجایی‌های مختلف ماهیچه مصنوعی، قید سومی اضافه خواهد شد.

$$r = \frac{\tau_{\max}}{1299 - \frac{x}{6} 21.07 - \frac{x}{6} K_{\text{spring}}} \quad (4-4)$$

که با اضافه کردن این قید به شکل (۴-۴) خواهیم داشت:



شکل (۴-۴) ناحیه مطلوب طراحی طول بازوی گشتاور

در نتیجه ناحیه مطلوب برای طول بازوی گشتاور که بتوان با اعمال فشار ۵۵۰ کیلوپاسکال و یک جابجایی مشخص ماهیچه مصنوعی سه شرط مذکور را ارضا کند مقداری است که در بازوی مشخص شده قرار دارد. نقشه‌های اعضای ربات پوششی در پیوست سوم اضافه گشته است.

۴-۳- اجزا تشکیل دهنده

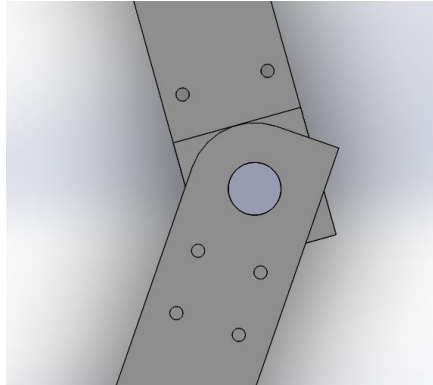
ربات پوششی این پایان نامه بطور کل از قسمت های زیر تشکیل شده است:

۴-۳-۱- تک لینکی

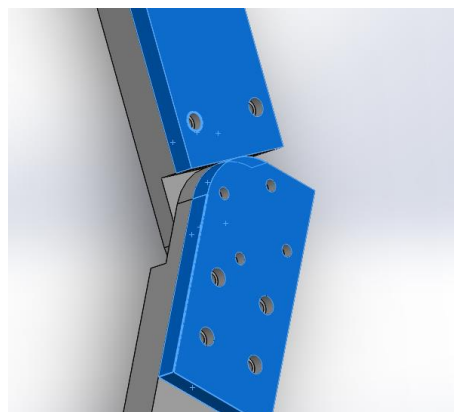
تک لینکی از جنس آلومینیوم ساخته شده است که دارای وزن قابل قبول باشد همچنین به عنوان قفل مکانیکی جهت عدم باز شدن زانو در جهت مخالف تعبیه شده است. این لولا بوسیله دو قطعه ی آهنی

تقویت گشته تا از عدم توانایی آن جهت آسیب رسانی به مفصل زانو مطمئن شویم. شکل (۴-۵) نمایی

از محل مفصل



شکل (۴-۵) لولای تک لینکی



شکل (۴-۶) قطعات فولادی بکار رفته در مفصل جهت تقویت آن

۴-۳-۲- ماهیچه مصنوعی

ماهیچه مصنوعی بکار رفته در این پایان نامه ساخت شرکت فستو^۱ است. در شکل (۴-۷) این ماهیچه مصنوعی نشان داده شده است که دارای قطر ۲۰ میلیمتر و طول موثر ۲۵۰ میلیمتر است و قادر است در حداکثر فشار کاری ۵۵۰ کیلوپاسکال حداکثر نیرویی معادل ۱۴۴۰ نیوتن نیرو تولید کند. شایان به ذکر است که این حداکثر نیرو در حالتی تولید می شود که ماهیچه مصنوعی بدون انقباض باشد.

^۱ Festo



شکل (۴-۷) ماهیچه مصنوعی

۴-۳-۳- فنر کششی

در این پایان نامه از یک فنر کششی به طول اولیه کششی با مشخصات جدول (۴-۱) استفاده شده است. گفتنی است که ضریب فنریت این فنر به کمک آزمایش بدست آمده و در فصل ۳ ذکر شده است.

جدول (۴-۱) مشخصات فنر استفاده شده

پارامتر	مقدار
طول اولیه mm	۱۷۲
قطر خارجی mm	۲۴
قطر مفتول mm	۴/۲
ضریب فنریت N/m	۱۶۰۰

۴-۳-۴- بازوهای انتقال گشتاور

بازوی انتقال گشتاور وظیفه‌ی اتصال ماهیچه مصنوعی و فنر کششی را به مفصل زانو و در نتیجه انتقال این گشتاور را به مفصل زانو فراهم می‌کند. در بخش ۲-۴ به طور تشریحی نحوه تعیین طول این بازوها مشخص گشته است.

۴-۳-۵- پتانسیومتر

پتانسیومتر به کمک دو عدد پولی و یک تسمه به مفصل تک لینکی متصل گشته تا به کمک آن بتوان زاویه مفصل تک لینکی را تعیین نمود.

۴-۳-۶- بندهای اتصال به پا

وظیفه این بند ها اتصال ربات پوششی به پا است.

۴-۳-۷- شیر کنترل فشار پروپورشنال^۱

برای کنترل دقیق ماهیچه مصنوعی نیاز است که بتوان فشار داخل ماهیچه مصنوعی را بدقت تنظیم نمود از این رو استفاده از شیر تنظیم فشار پروپورشنال پیشنهاد می گردد. در این شیر که در شکل (۴-۸) نشان داده شده است با اعمال ولتاژ صفر الی پنج ولت می توان فشاری در بازه صفر الی شش بار تولید کرد. بنابراین با استفاده از این شیر می توان بخشی پیچیده از مدل را که مربوط به عملکرد شیر برقی می شود حذف نمود. این قسمت از مدل صرفاً جهت شبیه سازی استفاده خواهد شد. همچنین رابطی بین فشار و دبی خروجی که از کاتالوگ محصول استخراج شده است را در پیوست چهارم نشان داده شده است.



شکل (۴-۸) شیر برقی کنترل فشار فستو

^۱ Proportional Pressure regulator

۴-۳-۸- سنسور نیرو گشتاور

در شکل (۴-۹) سنسور نیرو گشتاوری استفاده شده نمایش داده شده است. این سنسور صرفاً جهت ثبت گشتاور مفصل دولینکی است. سنسور نیرو گشتاور^۱ استفاده شده در این پایان نامه شرکت ای تی آی و مدل مینی ۴۵^۲ است.



شکل (۴-۹) سنسور گشتاور-نیروی استفاده شده در این پایان نامه

۴-۳-۹- کارت انتقال داده

به منظور ارسال و دریافت اطلاعات از ربات پوششی به رایانه و بر عکس از یک کارت داده ادونتک مدل یو اس بی 4704^۳ استفاده شده است. این دستگاه در شکل (۴-۱۰) قابل رویت است.



شکل (۴-۱۰) کارت دیتا استفاده شده

^۱ FT sensor

^۲ ATI mini45

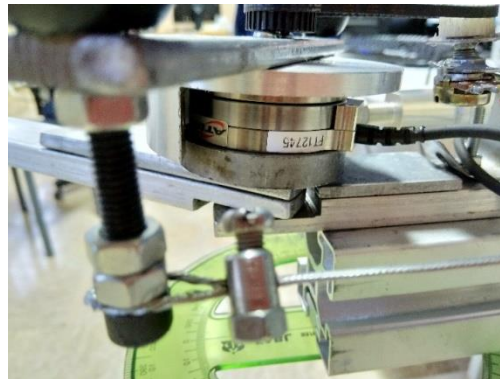
^۳ Advantech USB-4704

و نهایتاً ربات پوششی ساخته شده در پایان نامه در شکل (۴-۱۱) نمایش داده شده است.



شکل (۴-۱۱) نمایی کلی از ربات پوششی توانبخشی

همانطور که در شکل (۴-۱۲) قابل رویت است پتانسیومتر به وسیله تسمه و پولی جهت تعیین زاویه پیچش نصب گردیده است.



شکل (۴-۱۲) وضعیت قرار گیری سنسور نیرو گشتاور در محل مفصل



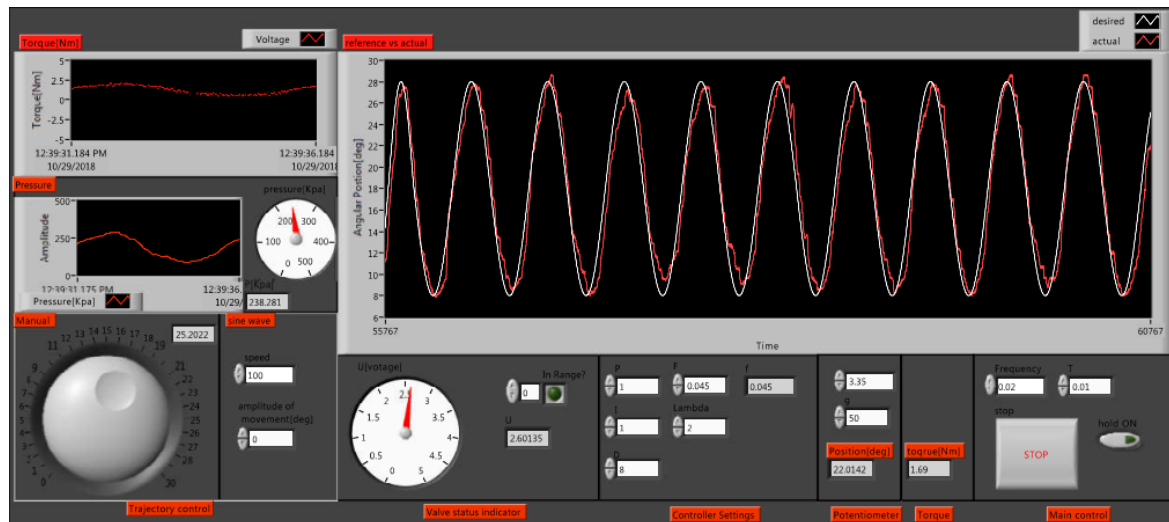
شکل (۴-۱۳) نحوه قرار گرفتن ربات پوششی بر روی پا

انجام تمرینات توانبخشی بر روی بیماران، بخشی از وزن بیمار به کمک سیستم پشتیبان وزن مهار می‌گردد و سپس بیمار می‌تواند بر روی زمین و یا تردمیل تمرینات لازم را انجام دهد. برای این منظور باید ربات پوششی توانبخشی به جلیقه پشتیبان وزن متصل گردد. با این کار وزن حاصل از جرم ربات پوششی که به پای بیمار منتقل می‌شود حذف می‌گردد.

۴-۴- پیاده سازی کنترلر

به منظور کنترل ربات پوششی پس از پیاده سازی کنترلر بر روی نرم افزار لب ویو، از یک کارت انتقال داده برای ارسال و دریافت داده ما بین کنترلر و ربات پوششی استفاده شده است. برای سهولت کار جهت پیاده سازی ربات پوششی بر روی یک پایه نگهدارنده، مفصل را در صفحه افق ثابت نگه می‌دارد. در شکل (۴-۲۲) می‌توان نحوه اتصال مذکور را مشاهده فرمایید. شکل (۴-۱۲) نمایی از رابط کاربری

کنترل است که در آن با درج ضرایب کنترلر، کالیبراسیون سنسورها و موقعیت مطلوب می توان ربات پوششی را کنترل کرد.



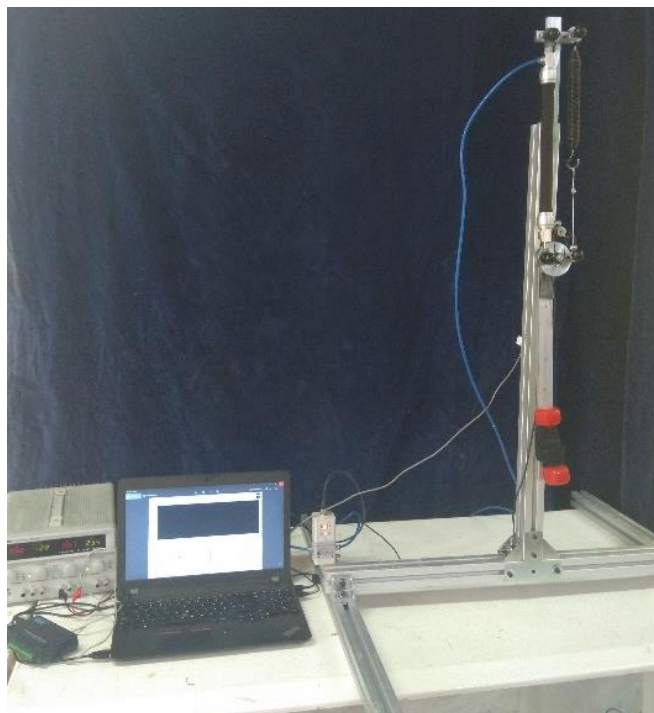
شکل (۴-۱۲) پنجره ی کاربری ربات پوششی توانبخشی کنترل حلقه بسته

جدول (۴-۲) ضرایب کنترلر است که به کمک سعی خطا در حالتی که نتیجه ای مطلوب به همراه داشته باشد تعیین شده اند. طریقه تعیین این ضرایب در بخش (۲-۶) توضیح داده شده است.

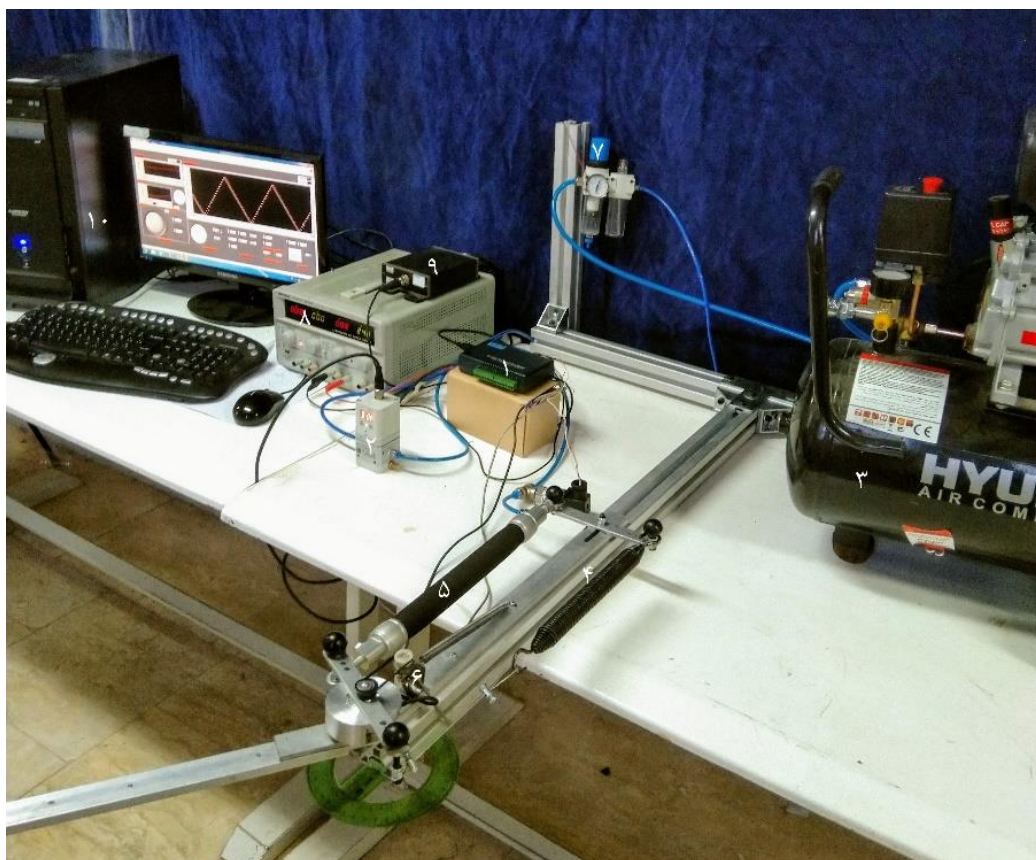
جدول (۴-۲) ضرایب پی، آی و دی در کنترلر مد لغزشی پروکسی

پارامتر	λ	k_p	k_I	k_D	F
مقدار	0/3	6	0/05	0/465	2

شکل (۴-۱۵) و (۴-۱۶) نحوه قرار گرفتن ربات پوششی بر روی پایه ی نگهدارنده جهت پیاده سازی کنترلر را در حالت های عمودی و افقی نشان می دهند



شکل (۴-۱۵) نصب ربات پوششی بر روی پایه‌ی عمودی جهت پیاده سازی کنترلر



شکل (۴-۱۶) نصب ربات پوششی بر روی پایه‌ی افقی جهت پیاده سازی کنترلر

جدول (۳-۴) لیست تجهیزات استفاده شده در ست پیاده کنترل است.

جدول (۳-۴) لیست تجهیزات بکار رفته در ست پیاده سازی ربات پوششی

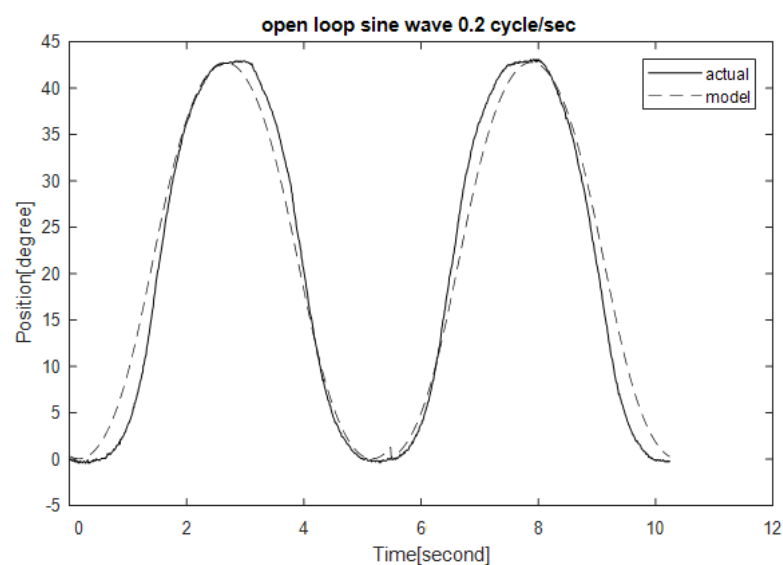
شماره	قطعه	شرکت سازنده	مدل/اندازه
۱	کارت دیتا	Advantech	USB-4704
۲	شیر کنترل فشار تناسبی	Festo	VPPE-1-3- $\frac{1}{8}$
3	کمپرسور	Hyundai	HY2524 24L
۴	فنر کششی	—	L172mm-ID4.2mm- OD24mm-K1.6N/mm
5	ماهیچه مصنوعی	Festo	ID20-250mm
6	پتاسیومتر	—	100 K Ω
۷	فیلتر و تنظیم کننده فشار	Festo	MS12-N
۸	منبع تغذیه	MegaTek	MP-3005D
۹	مبدل سنسور نیرو/گشتاور	ATI	Six Axis F/T sensor DAQ
۱۰	رایانه بلادرنگ	MSI	2/2GHz-RAM 4g-32bit OS

فصل پنجم

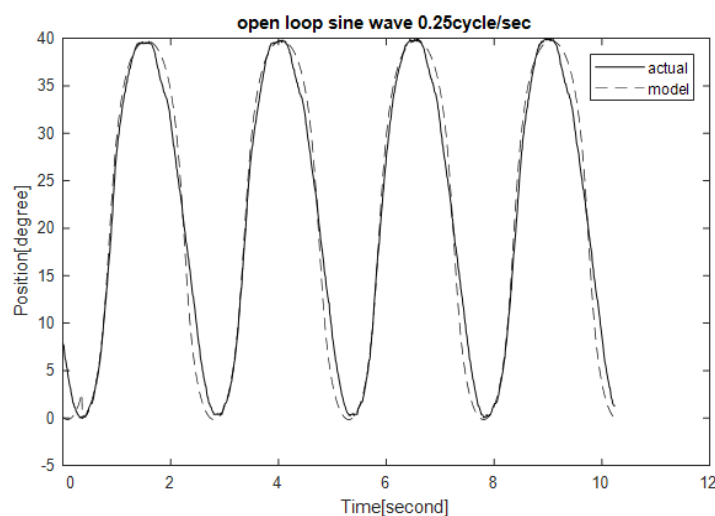
نتیجه و پیشنهادات

۵-۱- نتایج کنترل حلقه باز ربات پوششی

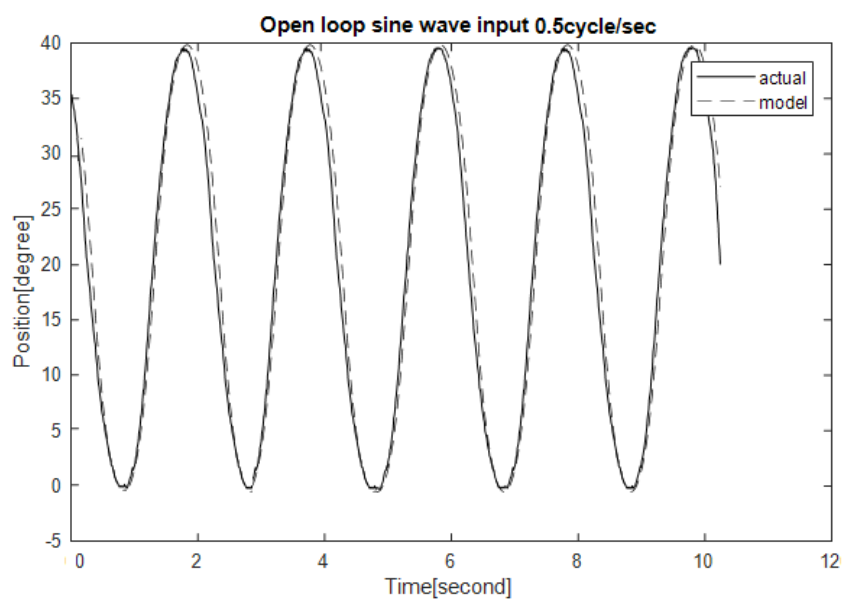
در این قسمت با اعمال ورودی سینوسی با سرعت های مختلف به شیر نتایج زیر حاصل می گردد. سپس ورودی اعمال شده به شیر برقی را به مدل شبیه سازی اعمال می کنیم و نهایتاً نمودارهای اشکال (۵-۱) الی (۵-۳) تشکیل می شوند. این نمودار ها نحوه تغییرات زاویه ای مفصل ربات پوششی و مقایسه ی آن با مقدار جابجایی شبیه سازی شده مدل را با ورودی یکسان نمایش می دهد.



شکل (۵-۱) نحوه تغییرات زاویه ربات پوششی و مدل با توجه به ورودی سینوسی $T=5\text{sec}$



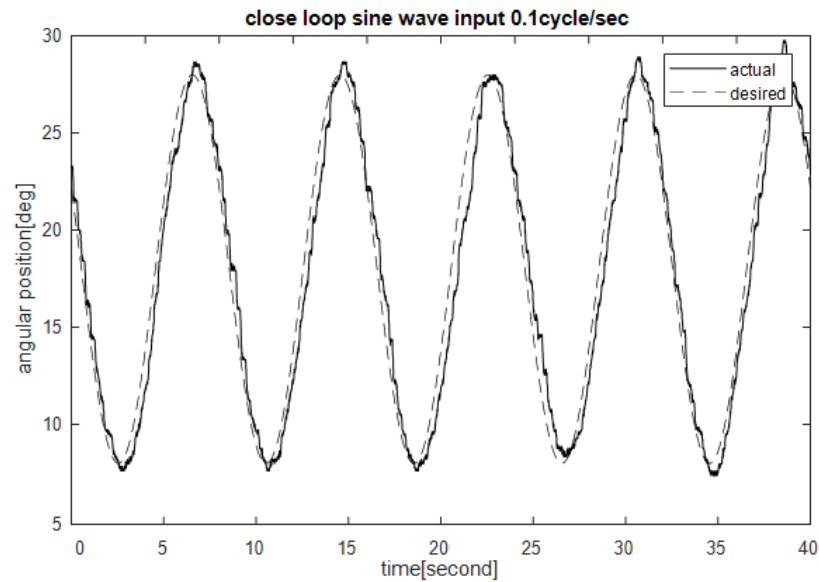
شکل (۵-۲) نحوه تغییرات زاویه ربات پوششی و مدل با توجه به ورودی سینوسی $T=4\text{sec}$



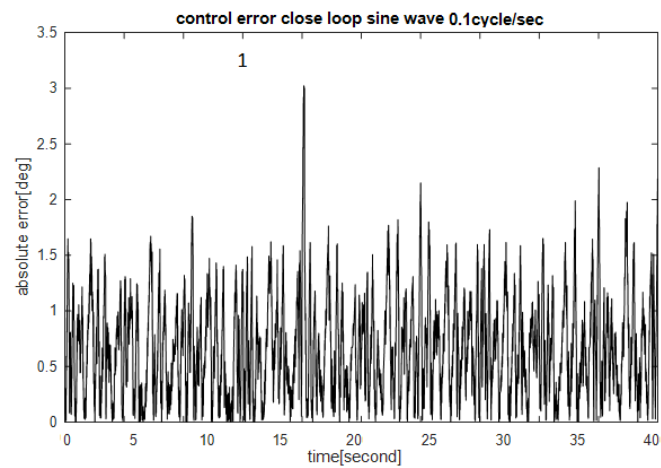
شکل (۵-۳) نحوه تغییرات زاویه ربات پوششی و مدل با توجه به ورودی سینوسی $T=2\text{sec}$

۵-۲- نتایج کنترل حلقه بسته ربات پوششی

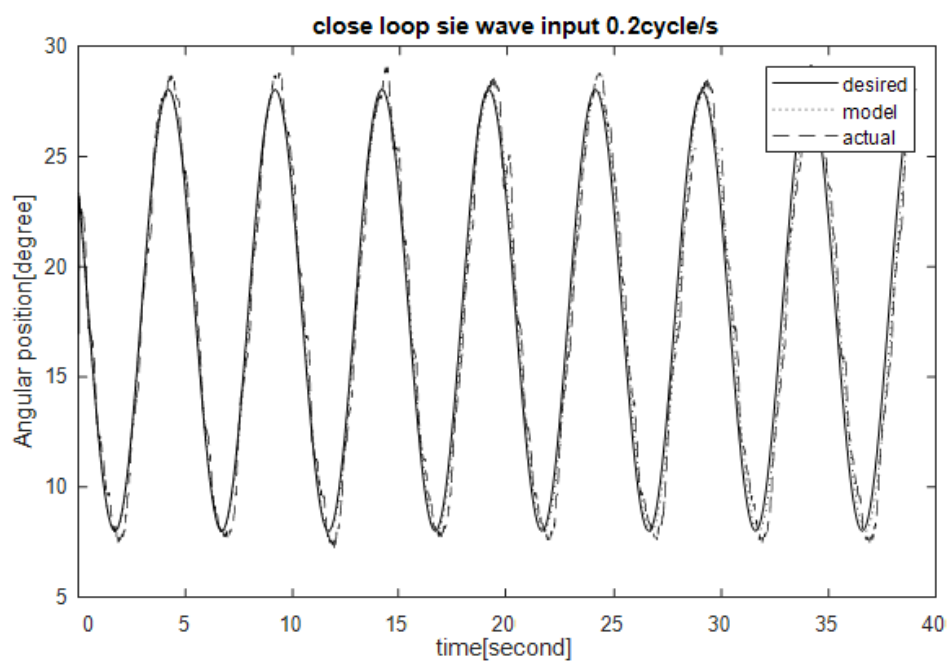
۵-۲-۱- مسیر مطلوب : سینوسی



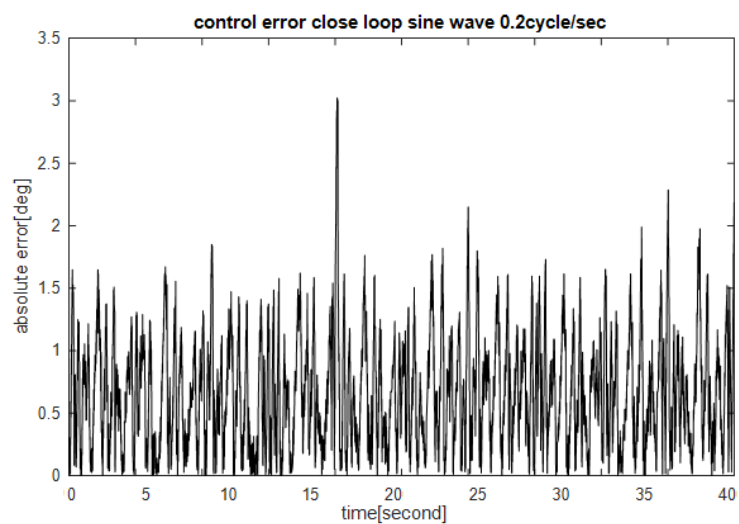
شکل (۵-۴) کنترل مسیر سینوسی مطلوب توسط مفصل ربات پوششی و مدل شبیه سازی - $T=10\text{sec}$



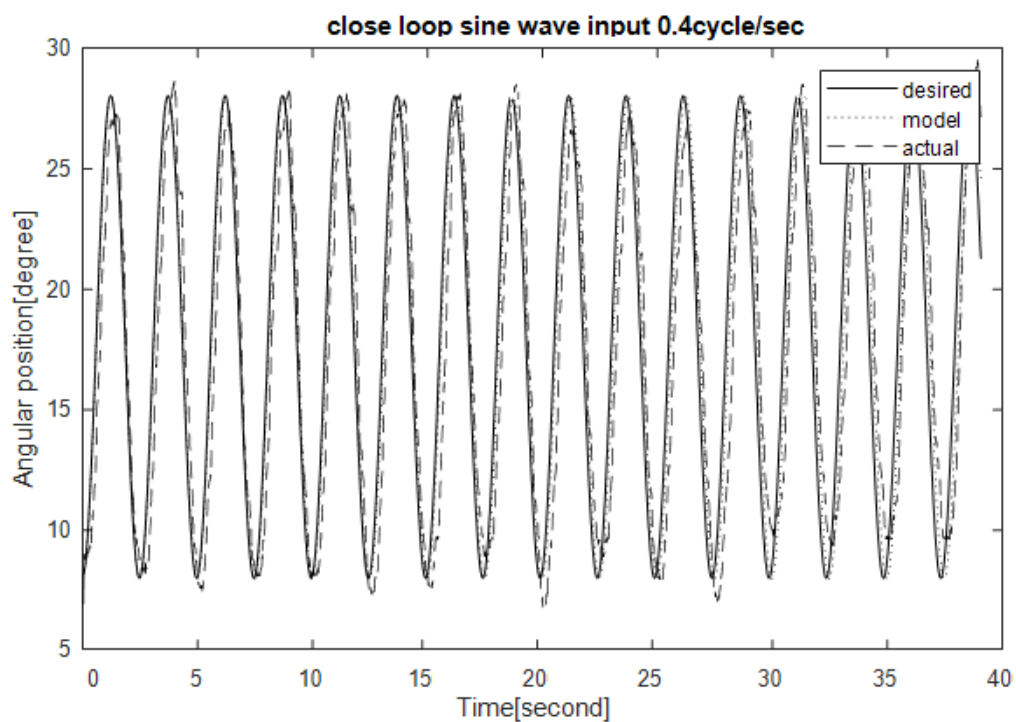
شکل (۵-۵) خطای کنترل مسیر سینوسی توسط مفصل ربات پوششی مدل شبیه سازی - $T=10\text{sec}$



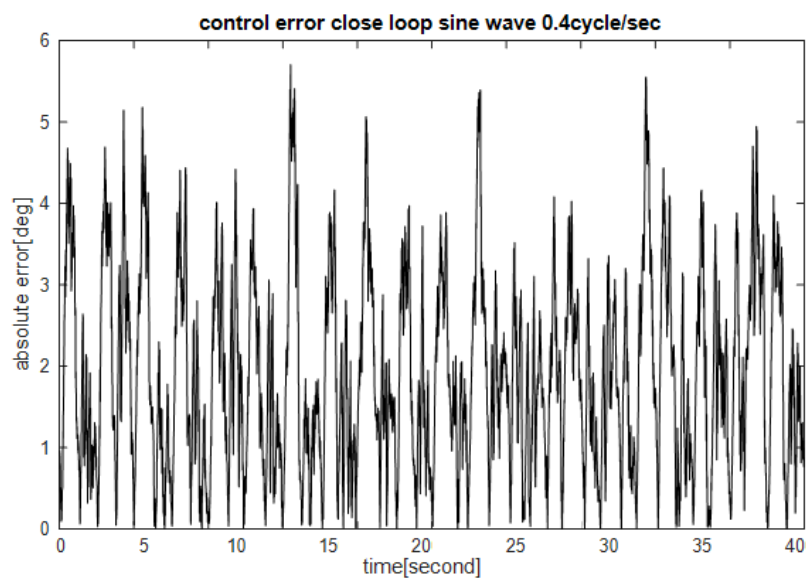
شکل (۵-۶) کنترل مسیر سینوسی توسط مفصل ربات پوششی و مدل شبیه سازی- $T=5\text{sec}$



شکل (۵-۷) خطای کنترل مسیر سینوسی توسط مفصل ربات پوششی و مدل شبیه سازی- $T=5\text{sec}$

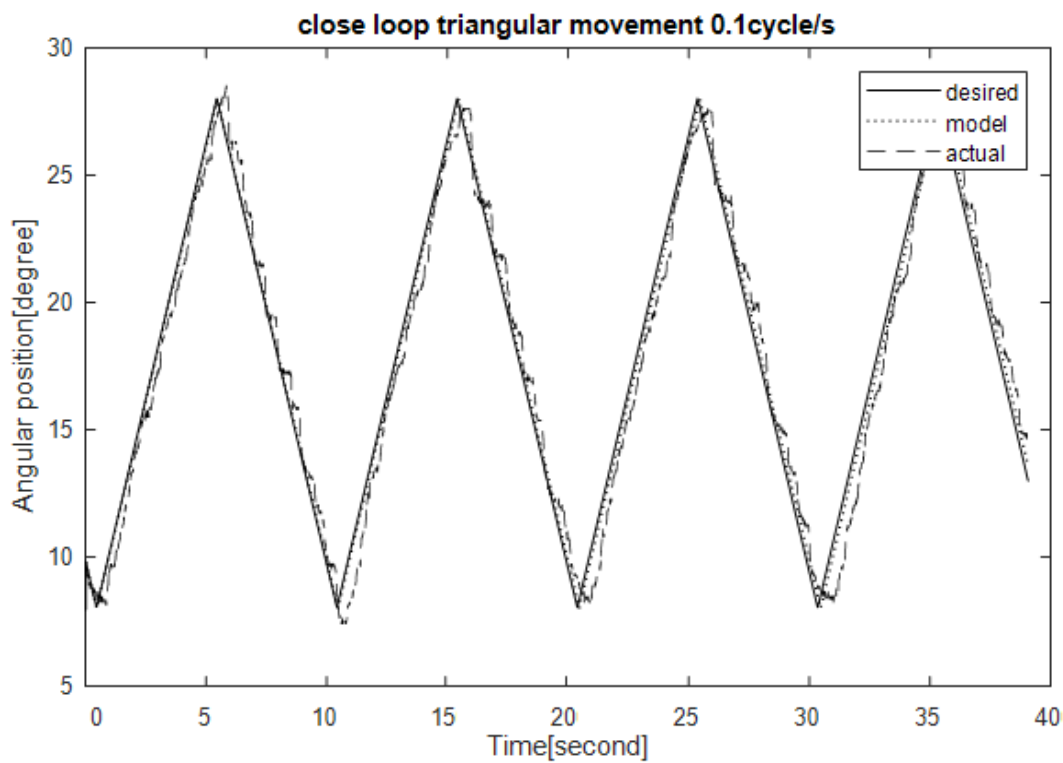


شکل (۵-۸) کنترل مسیر سینوسی توسط مفصل ربات پوششی و مدل شبیه سازی- $T=2.5\text{sec}$

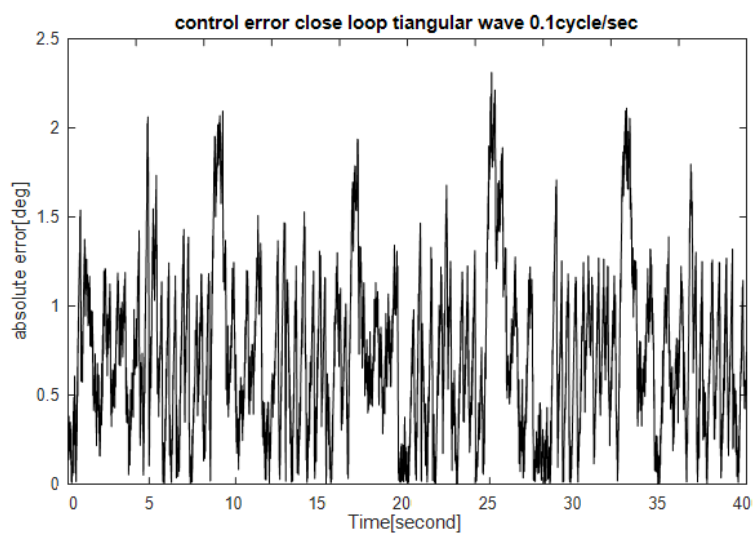


شکل (۵-۹) خطای کنترل مسیر سینوسی توسط مفصل ربات پوششی و شبیه سازی- $T=2.5\text{sec}$

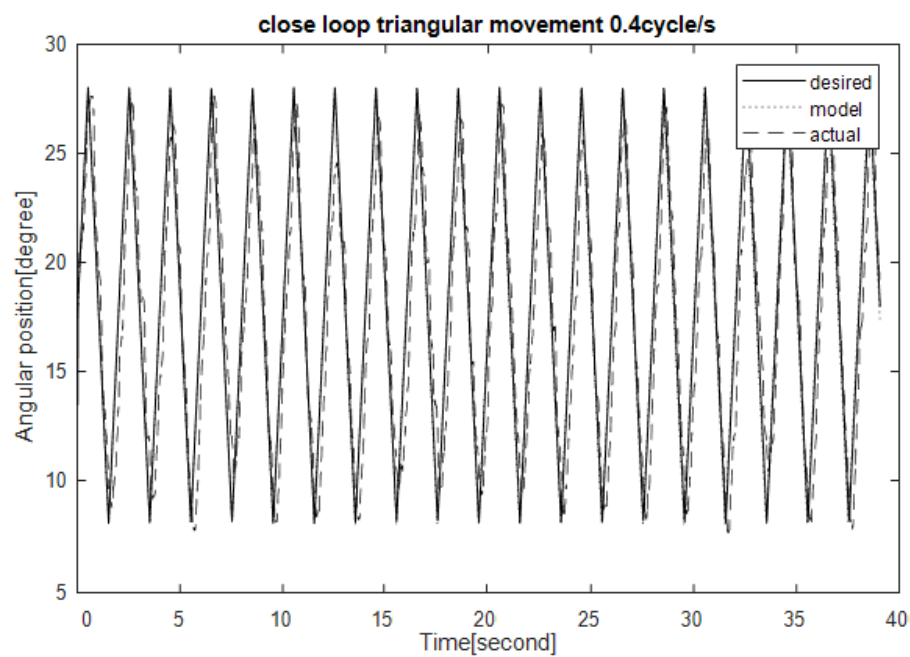
۵-۲-۲- مسیر مطلوب : مثلثی



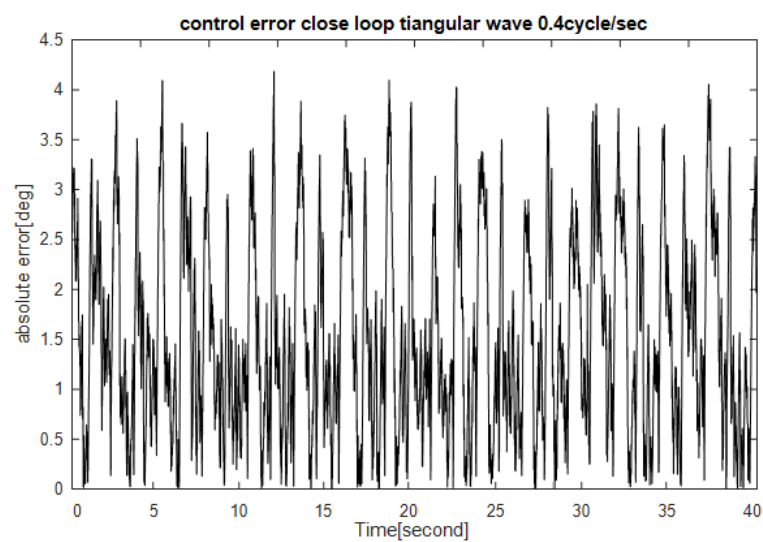
شکل (۵-۱۰) ردیابی مسیر مثلثیتوسط مفصل ربات پوششی و مدل شبیه سازی- $T = 10\text{sec}$



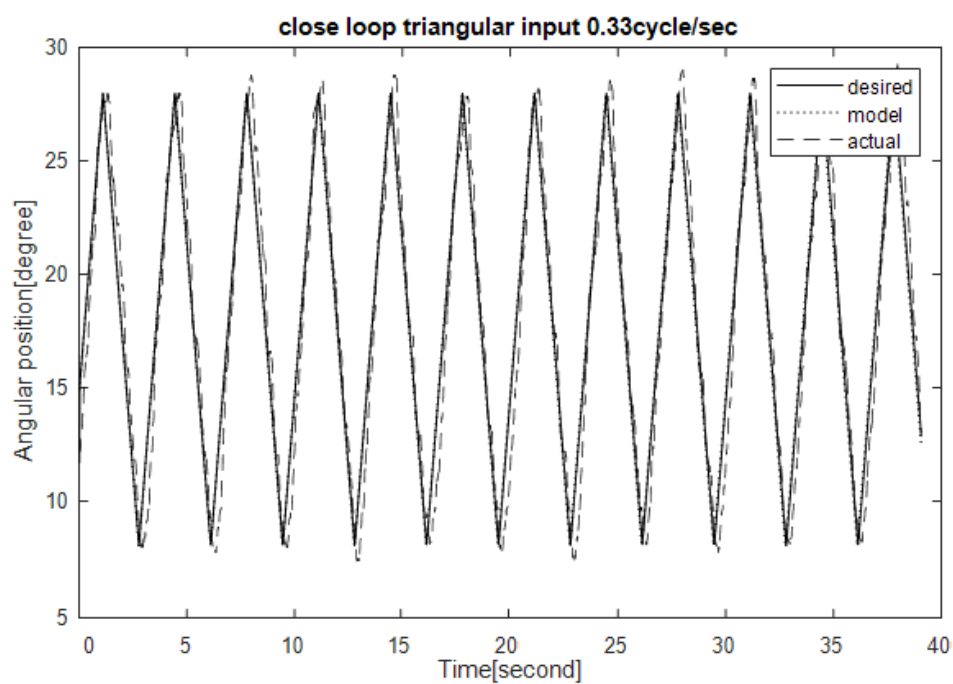
شکل (۵-۱۱) خطای کنترل مسیر مثلثی توسط مفصل ربات پوششی و مدل شبیه سازی- $T = 10\text{sec}$



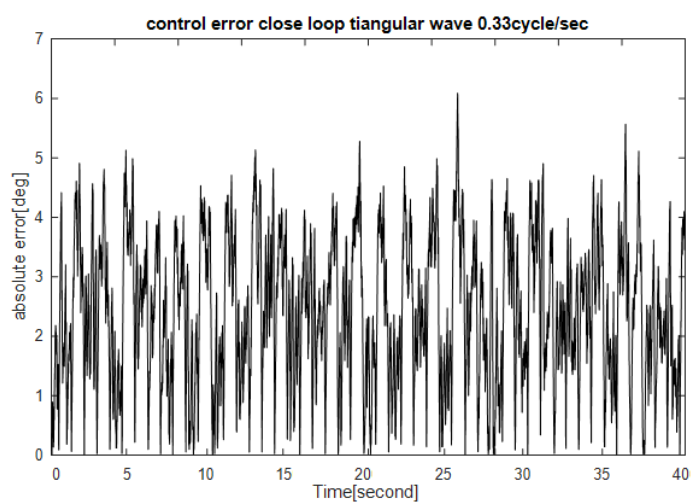
شکل (۵-۱۲) کنترل مسیر مثلثی توسط مفصل ربات پوششی و مدل شبیه سازی- $T=2.5\text{sec}$



شکل (۵-۱۳) خطای کنترل مسیر مثلثی توسط مفصل ربات پوششی و مدل شبیه سازی- $T=2.5\text{sec}$



شکل (۵-۱) کنترل مسیر مثلثی توسط مفصل ربات پوششی و مدل شبیه سازی $T=3\text{sec}$



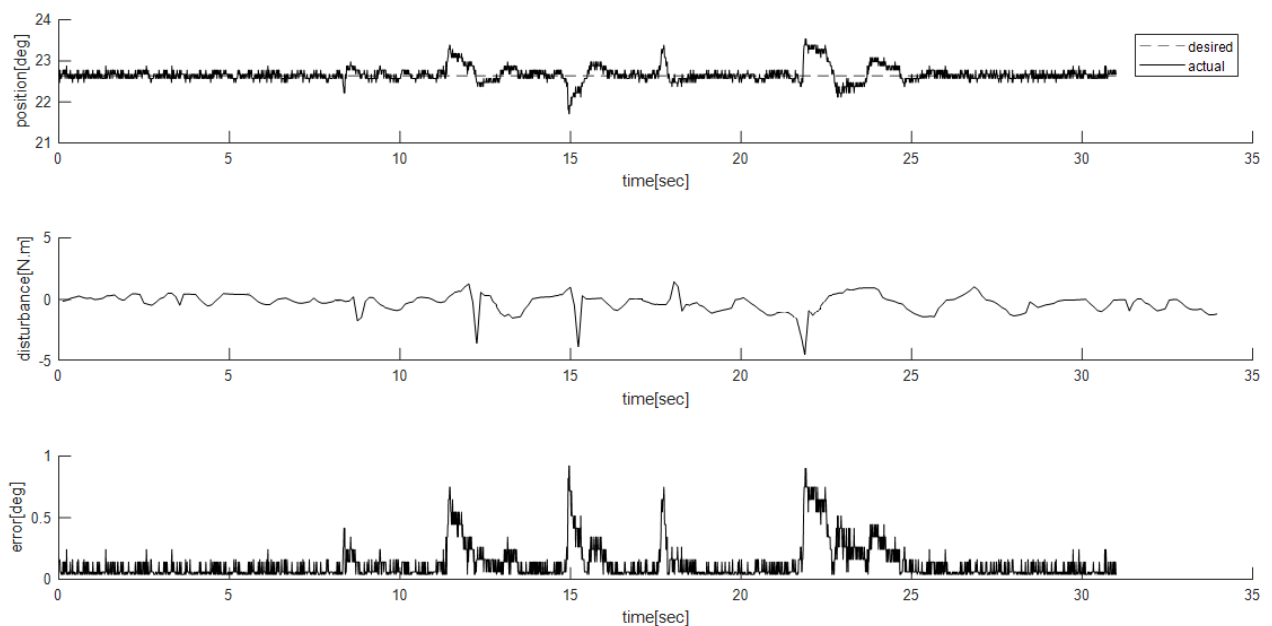
شکل (۵-۱۵) خطای کنترل مسیر مثلثی توسط مفصل ربات پوششی و مدل شبیه سازی $T=3\text{sec}$

۵-۳- نتایج حاصل از اعمال اغتشاش به ربات پوششی

در این بخش با اعمال نیروی خارجی به سیستم قصد داریم نحوه مقاومت در برابر اغتشاشات و در نهایت همگرایی موقعیت مفصل به موقعیت مورد نظر را نمایش می‌دهیم.

۵-۳-۱- اعمال اغتشاش لحظه‌ای به ربات پوششی در موقعیت مطلوب ثابت

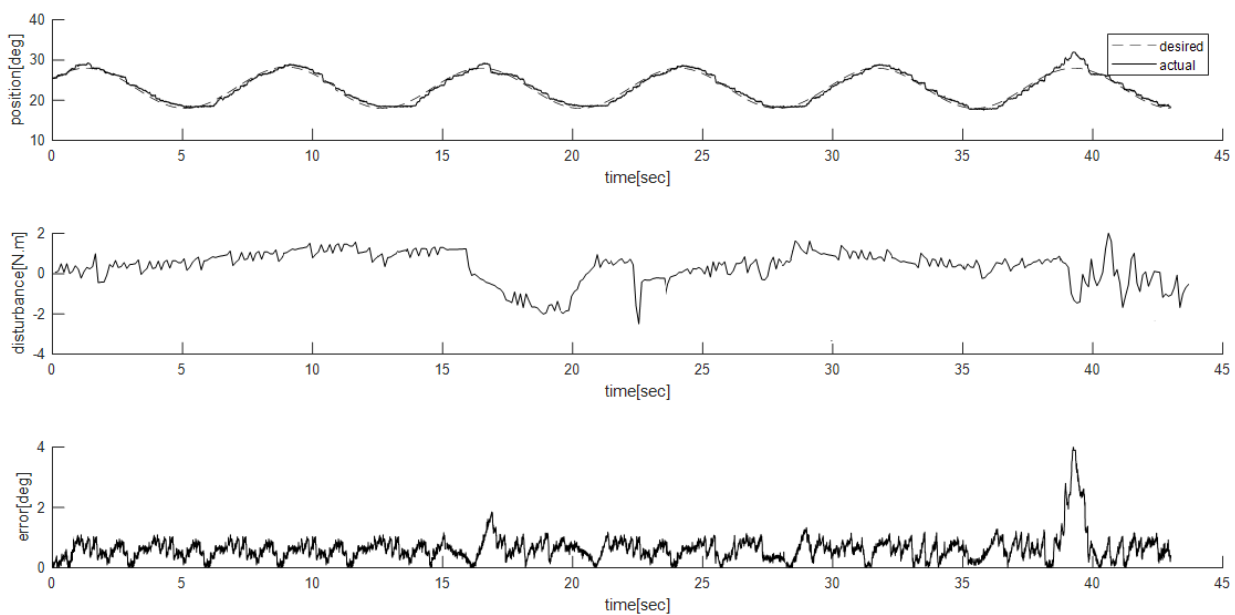
در این قسمت مفصل ربات پوششی را به کمک کنترلر حلقه بسته در زاویه‌ای دلخواه ثابت نگه داشته و به لینک متحرک نیروی خارجی وارد می‌کنیم. در شکل (۵-۱۶) گشتاور ایجاد شده توسط این نیروهای خارجی و حوه جبران سازی تغییر ناگهانی موقعیت مفصل که بر اثر اعمال نیروی خارجی لحظه‌ای ایجاد گشته نمایش داده شده است.



شکل (۵-۱۶) اغتشاش لحظه‌ای ایجاد شده در موقعیت ثابت و نحوه همگرایی بازو به مسیر مطلوب

۵-۳-۲- اعمال اغتشاش به ربات پوششی در موقعیت مطلوب سینوسی

با در نظر گرفتن مسیری سینوسی به عنوان مسیر مطلوب و اعمال اغتشاشات، نحوه‌ی همگرایی موقعیت به موقعیت مطلوب نشان داده شده است. در شکل (۵-۱۷) نحوه‌ی همگرایی مسیر، گشتاور خارجی اعمالی به مفصل ربات پوششی و خطای موقعیت نشان داده شده است.



شکل (۵-۱۷) اغتشاش ایجاد شده در موقعیت سینوسی و نحوه همگرایی بازو به مسیر مطلوب

۵-۴- نتیجه‌گیری

در پایان نامه پیش رو یک ربات پوششی برای مفصل زانو طراحی و ساخته شده است. با بررسی سیستم-های توانبخشی موجود، ماهیچه‌ی مصنوعی بادی به عنوان عملگر استفاده شده است. با توصیف مدلی دقیق می‌توان به درک بهتری از سیستم دست یافت که در نهایت به کنترل دقیق‌تر سیستم ختم خواهد شد، بنابراین پس از بررسی مدل‌های توصیف شده برای ماهیچه مصنوعی و سیستم‌های تقابلی^۱ موجود مشابه، مدل‌هایی برای ماهیچه مصنوعی، سیستم پنوماتیک و ربات پوششی تدوین و معرفی شده است.

^۱ antagonistic

برای مدل‌سازی نیاز به تعیین خواص نامعلوم المان‌های مکانیکی از جمله فنر و ماهیچه مصنوعی است، لذا فصل سوم این پایان‌نامه به شناسایی ماهیچه مصنوعی و فنر اختصاص داده شده است. ربات پوششی باید طوری طراحی گردد تا به بدن فرد آسیب نرساند، بنابراین در ساخت این ربات پوششی پس از اعمال محدودیت حرکتی برای مفصل و ایجاد قابلیت برای نصب حسگر نیرو/گشتاور، از کنترلی استفاده شده است تا برای سیستم‌هایی که با بدن انسان در تعاملند کاربردی باشد. شایان ذکر است با توجه به استراتژی درمانی تمام کمکی که برای این سیستم توانبخشی در نظر گرفته شده بود، کنترلر ربات پوششی طراحی شده در این پایان‌نامه مبتنی بر کنترل موقعیت است. در ادامه پس از پیاده‌سازی کنترلر به انتشار نتایج حاصل از کنترلر پرداخته شده است.

با توجه به اشکال (۵-۱) الی (۵-۳) می‌توان نتیجه گرفت که مدل در نظر گرفته شده دارای دقت قابل قبولی است. تفاوت جزئی قابل رویت را می‌توان معلول عدم قطعیت‌هایی دانست که در مراحل شناسایی ماهیچه مصنوعی ایجاد شده‌اند. این عوامل می‌تواند شامل عدم اندازه‌گیری پارامترهای هندسی، نقش اثر پسماند و ... دانست. همچنین عدم مدل‌سازی دقیق دینامیک فشار و تاخیر در پاسخ زمانی سیستم-های پنوماتیک از جمله عواملی هستند که در این عدم تطابق نقش دارند. گرچه استفاده از کنترلرهای مقاوم و جبران‌سازی همانند مد لغزشی می‌تواند این عدم قطعیت‌های جبران کند. اشکال (۵-۴) الی (۵-۱۵) مربوط که کنترلر حلقه بسته‌ی ربات پوششی با توجه به مسیرهای مطلوب هستند. این آزمایشات در سرعت‌های مختلف صورت گرفته شده است. در این اشکال عدم وجود نوسان^۱ و پرش ناگهانی^۲ که به ترتیب خواصی از کنترلرهای مد لغزشی و پی‌آی دی هستند قابل رویت است. عدم وجود این دو عامل از مزایای استفاده از کنترلر مد لغزشی مبنای پروکسی است. در شکل (۵-۱۶) در موقعیت ثابت اغتشاشاتی در لحظات ۱۲، ۱۵ و ۲۲ ثانیه به بازو وارد گشته است. همچنین در شکل (۵-۱۷) در طی مسیر سینوسی اغتشاشاتی در لحظات ۱۵ و ۴۰ ثانیه بر بازو وارد گشته است. با توجه به

¹ chattering

² Over shoot

این اشکال می‌توان ادعا کرد که کنترلر استفاده شده در این سیستم قابلیت جبران‌سازی انحرافات ناشی از اغتشاشات را دارا می‌باشد. علاوه بر آن این همگرایی مجدد، بر خلاف کنترلرهایی نظیر پی‌ای دی بدون پرش ناگهانی همراه است که این موضوع بستری امن برای تعامل انسان-ربات ایجاد می‌کند.

۵-۵- پیشنهادات

این روزها طراحی و ساخت سیستم‌های توانبخشی دارای اهمیت ویژه‌ای است و گروه‌های بزرگ زیادی در سراسر دنیا بر روی این سیستم‌ها کار می‌کنند، در نتیجه شاهد پیشرفت شگرفی در این زمینه هستیم. ربات پوششی ساخته شده در این پایان‌نامه، شروعی است برای ساخت سیستم‌های توانبخشی پیشرفته و موثرتر. برای بهبود سیستم پیش رو اموری مد نظر است که از حوصله‌ی این پایان‌نامه خارج بوده، اما برای داشتن سیستمی موثرتر پیشنهاداتی مد نظر است که در این قسمت به معرفی موضوع آن‌ها بسنده می‌کنیم:

۱- طراحی کنترلر جهت کنترل نیرو

با استفاده از کنترل نیرو می‌توان سیستم‌هایی تعاملی طراحی کرد که قابلیت پیاده‌سازی استراتژی‌های کنترلی مانند "کمک در صورت نیاز" را دارند. همچنین استفاده از عملگر ثانویه برای کنترل نیرو مورد نیاز است.

۲- اضافه کردن عملگر ثانویه برای کنترل سختی

کنترل سیستم‌های توانبخشی مبتنی بر کنترل سختی می‌تواند تعامل بهتری با بدن ایجاد کند.

۳- اتصال تردمیل به ربات پوششی و کنترل سرعت

با ایجاد هماهنگی میان سرعت حرکت مفصل زانو و تردمیل می‌توان سیستم جامع‌تری پدید آورد که این هماهنگی بر روی میزان تاثیرگذاری سیستم موثر است.

پیوست‌ها

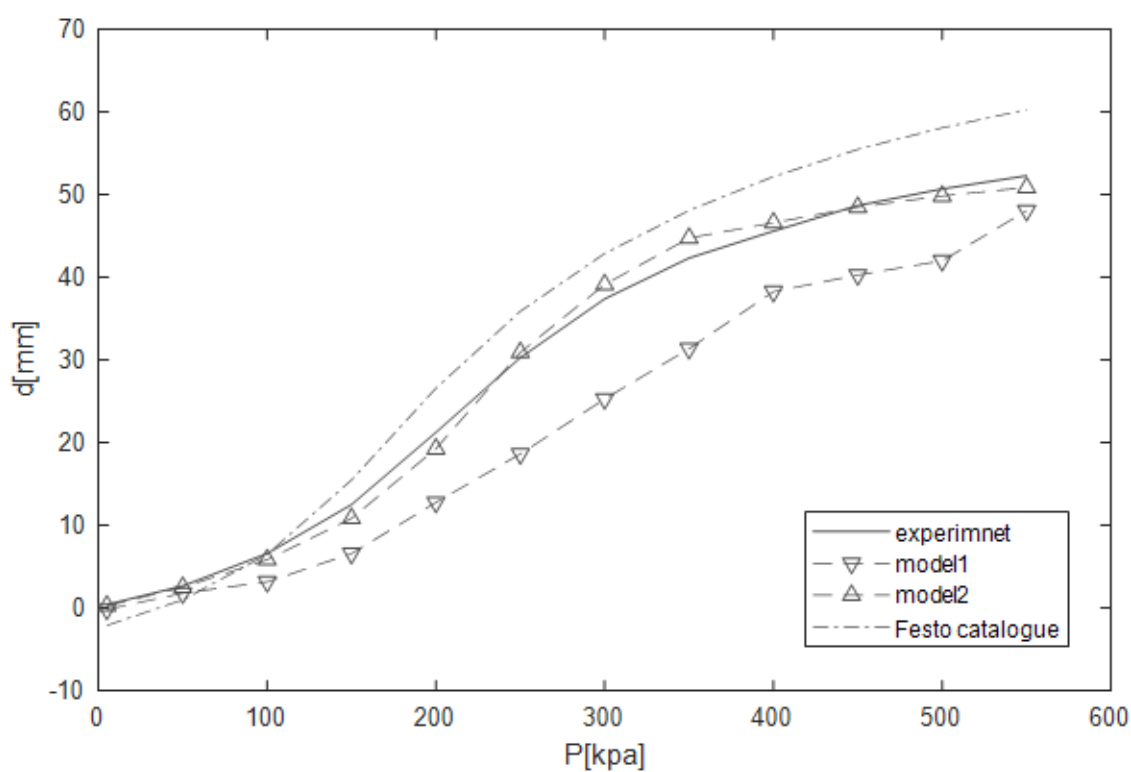
پیوست اول

نمودارهای مقایسه نتایج دو مدل ماهیچه مصنوعی ارائه شده با داده های

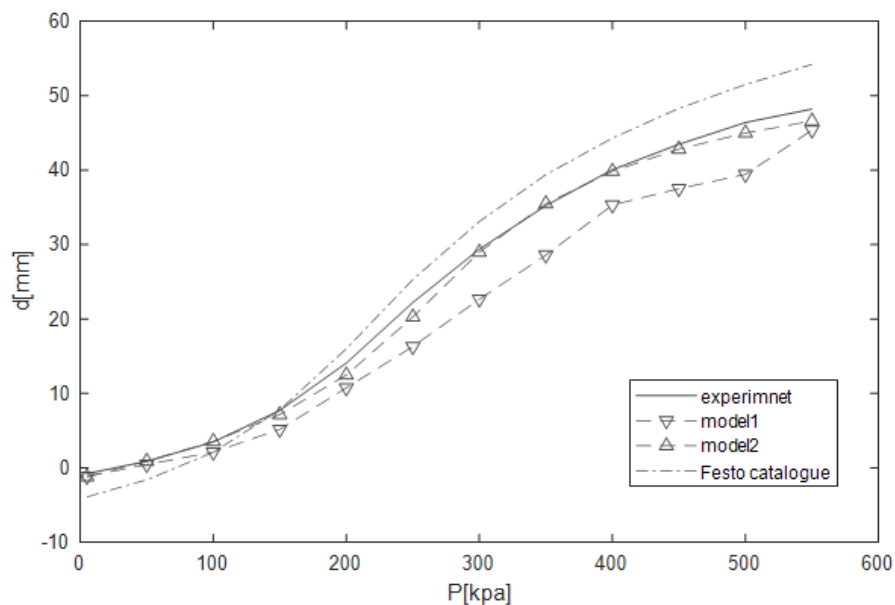
بدست آمده از آزمایش و کاتالوگ های شرکت سازنده ماهیچه مصنوعی

نمودار ۱-پ۱: نمودار مقایسه نتایج دو مدل ماهیچه مصنوعی ارائه شده با داده های بدست آمده از آزمایش

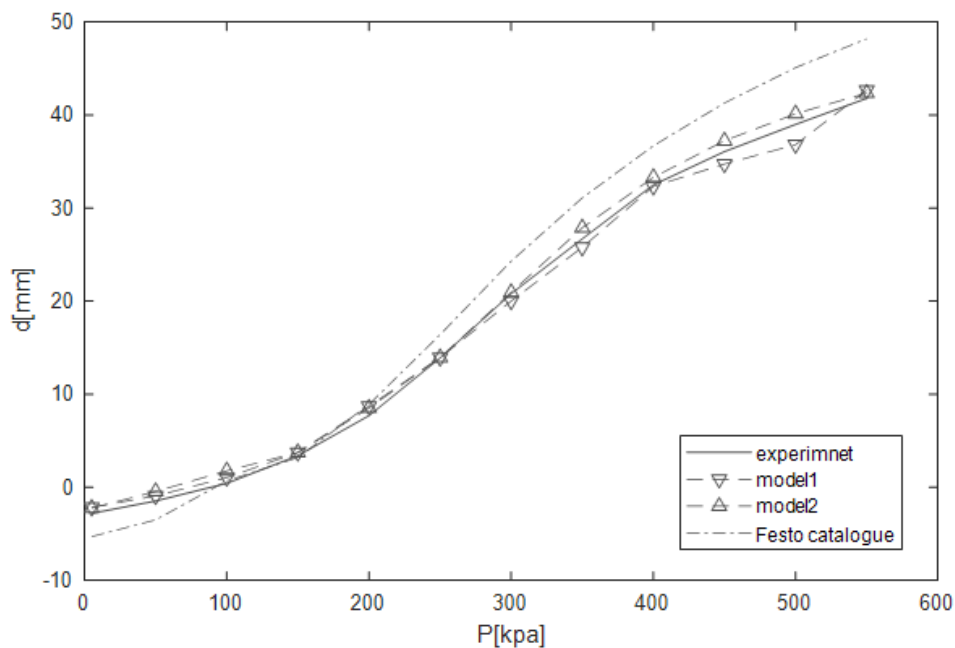
و کاتالوگ های شرکت سازنده ماهیچه مصنوعی در بارگذاری ۱۰ کیلوگرمی



نمودار ۲-۲: نمودار مقایسه نتایج دو مدل ماهیچه مصنوعی ارائه شده با داده های بدست آمده از آزمایش و کاتالوگ های شرکت سازنده ماهیچه مصنوعی در بارگذاری ۲۰ کیلوگرمی

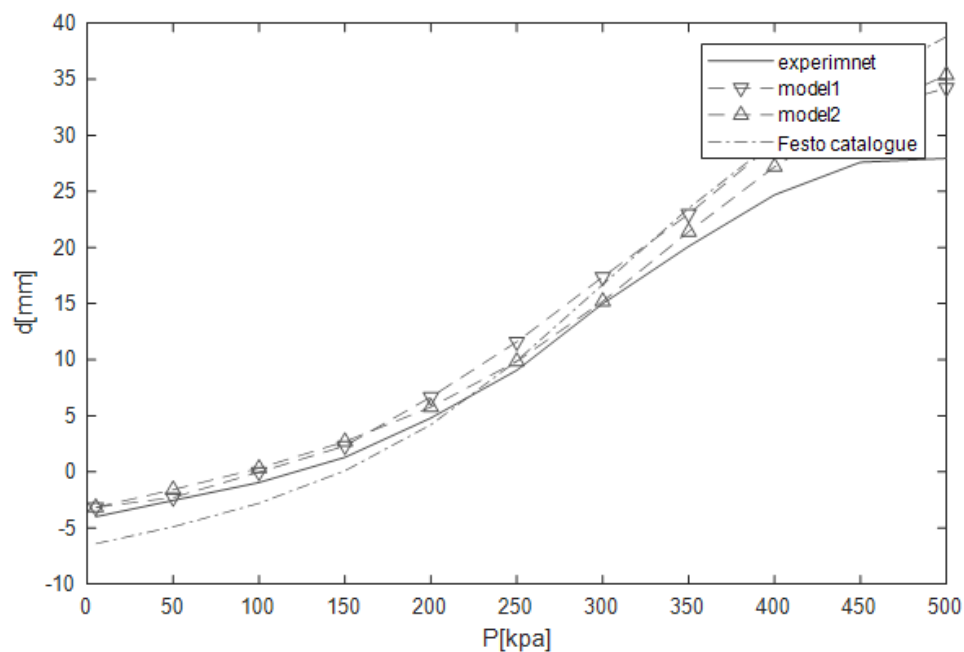


نمودار ۳-۲: نمودار مقایسه نتایج دو مدل ماهیچه مصنوعی ارائه شده با داده های بدست آمده از آزمایش و کاتالوگ های شرکت سازنده ماهیچه مصنوعی در بارگذاری ۳۰ کیلوگرمی



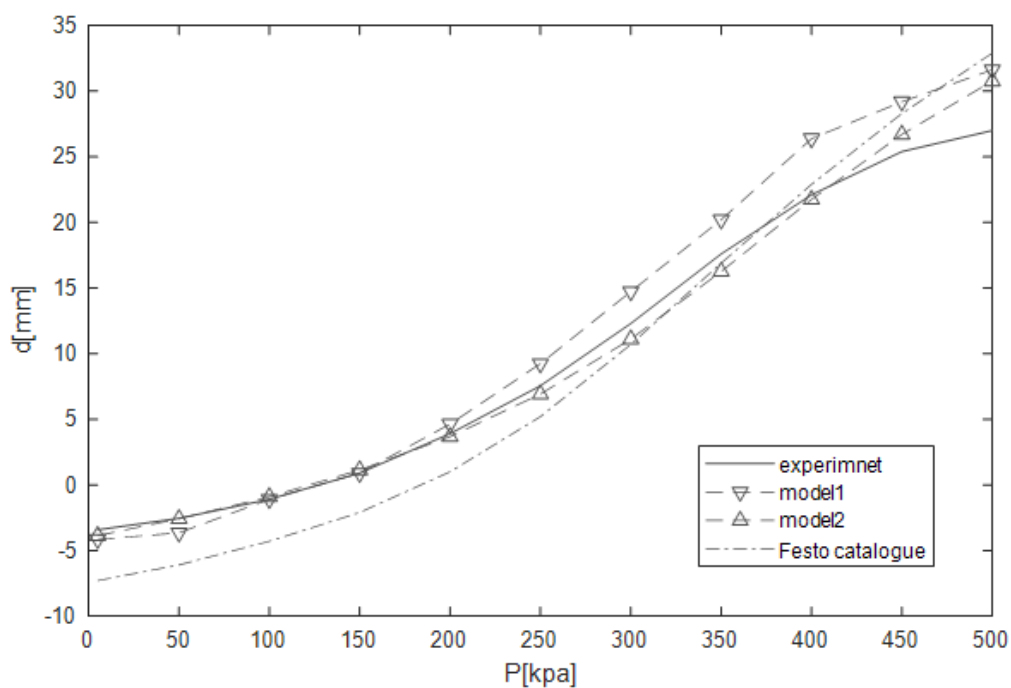
نمودار ۲-۴: نمودار مقایسه نتایج دو مدل ماهیچه مصنوعی ارائه شده با داده های بدست آمده از

آزمایش و کاتالوگ های شرکت سازنده ماهیچه مصنوعی در بارگذاری ۴۰ کیلوگرمی



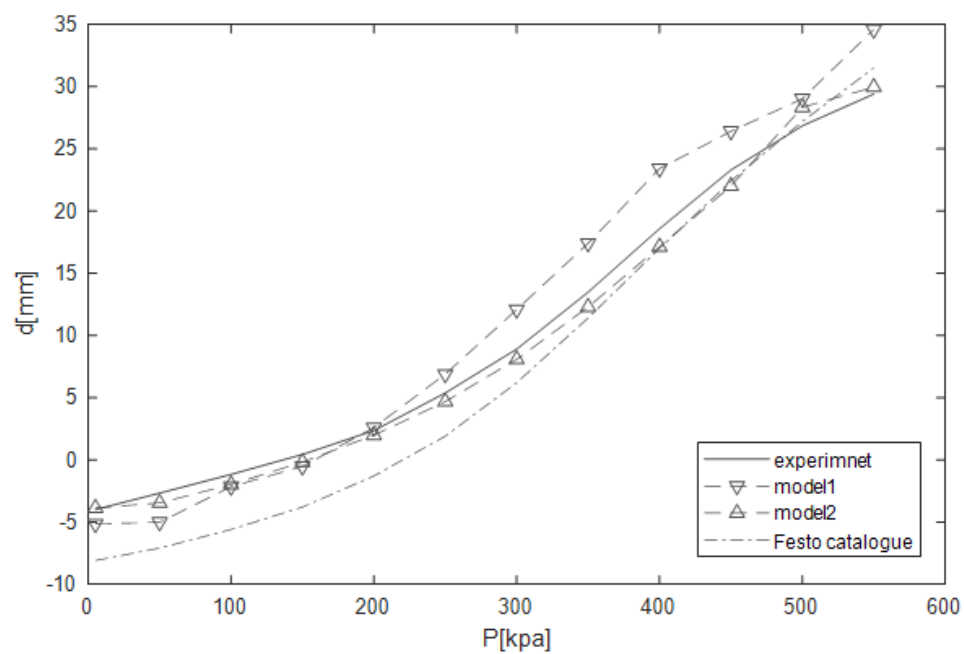
نمودار ۲-۵: نمودار مقایسه نتایج دو مدل ماهیچه مصنوعی ارائه شده با داده های بدست آمده از آزمایش

و کاتالوگ های شرکت سازنده ماهیچه مصنوعی در بارگذاری ۵۰ کیلوگرمی



نمودار ۶ پ ۲: نمودار مقایسه نتایج دو مدل ماهیچه مصنوعی ارائه شده با داده های بدست آمده از آزمایش

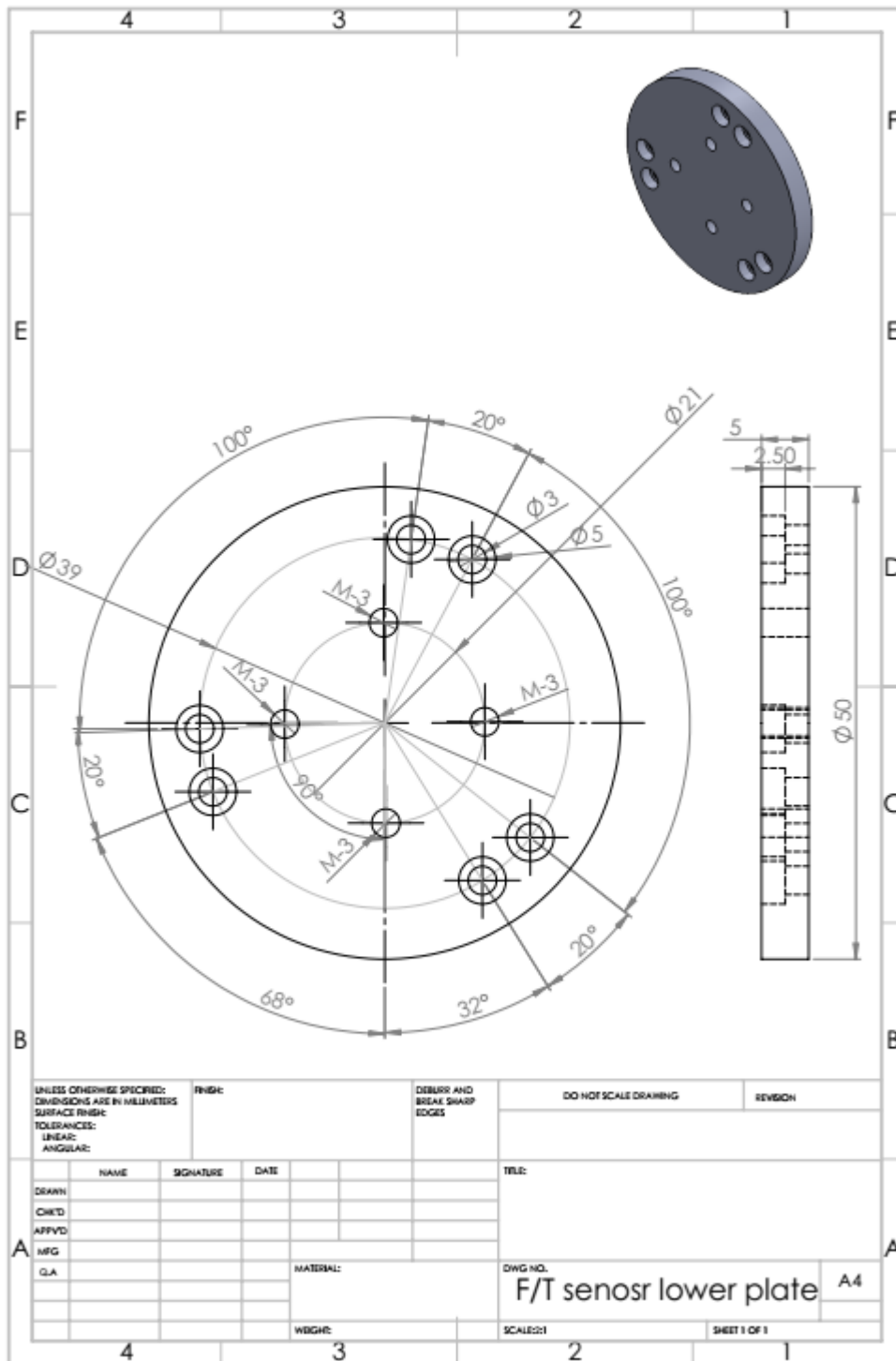
و کاتالوگ های شرکت سازنده ماهیچه مصنوعی در بارگذاری ۶۰ کیلوگرمی



نقشه ۱-۳ - قطعه محافظ سنسور نیرو / گشتاور



نقشه ۲- پ ۲ - صفحه اتصال سنسور گشتاور/نیرو پایینی



Technical drawing of a lockplate, showing front, top, and side views with dimensions and tolerances.

Front View: A rectangular plate with overall dimensions 60 mm (height) by 30 mm (width). It features four mounting holes arranged in a 2x2 grid. The distance between the centers of the holes is 40 mm vertically and 20 mm horizontally. The holes have a diameter of $\phi 4.40$ and are spaced 10 mm from the top and bottom edges and 12.50 mm from the left and right edges. The plate has a thickness of 5 mm.

Top View: A circular plate with a diameter of 60 mm. It features four mounting holes arranged in a circular pattern. The distance between the centers of the holes is 15 mm. The holes have a diameter of $\phi 4.40$ and are spaced 10 mm from the top and bottom edges and 12.50 mm from the left and right edges. The plate has a thickness of 5 mm.

Side View: A rectangular plate with overall dimensions 60 mm (height) by 30 mm (width). It features four mounting holes arranged in a 2x2 grid. The distance between the centers of the holes is 40 mm vertically and 20 mm horizontally. The holes have a diameter of $\phi 4.40$ and are spaced 10 mm from the top and bottom edges and 12.50 mm from the left and right edges. The plate has a thickness of 5 mm.

Dimensions and Tolerances:

- Overall dimensions: 60 mm (height), 30 mm (width), 5 mm (thickness).
- Mounting hole diameter: $\phi 4.40$.
- Mounting hole spacing: 40 mm (vertical), 20 mm (horizontal).
- Mounting hole position: 10 mm from top and bottom edges, 12.50 mm from left and right edges.
- Surface finish: M-3.
- Angular dimensions: 120°, 70°, 80°.
- Linear dimensions: 15 mm, 12.50 mm, 10 mm, 20 mm, 30 mm, 60 mm, 5 mm.
- Tolerances: LINEAR: M-3, ANGULAR: M-3.

Notes:

- UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
- SURFACE FINISH: M-3
- TOLERANCES: LINEAR: M-3, ANGULAR: M-3
- DEBURR AND BREAK SHARP EDGES

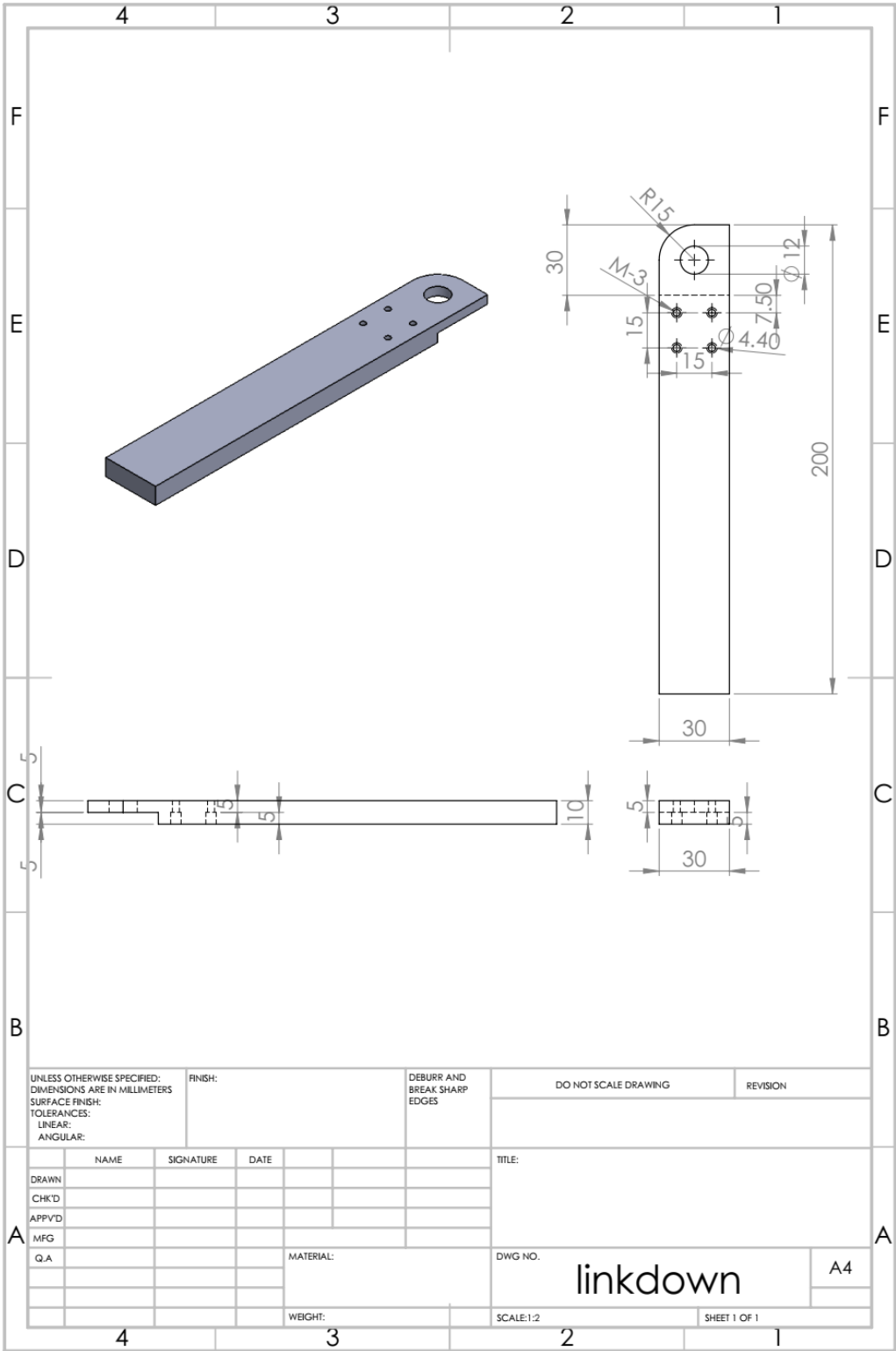
Revision Table:

REV	DESCRIPTION	DATE	BY	CHK'D	APP'D	DATE	BY	CHK'D	APP'D
1	lockplates								

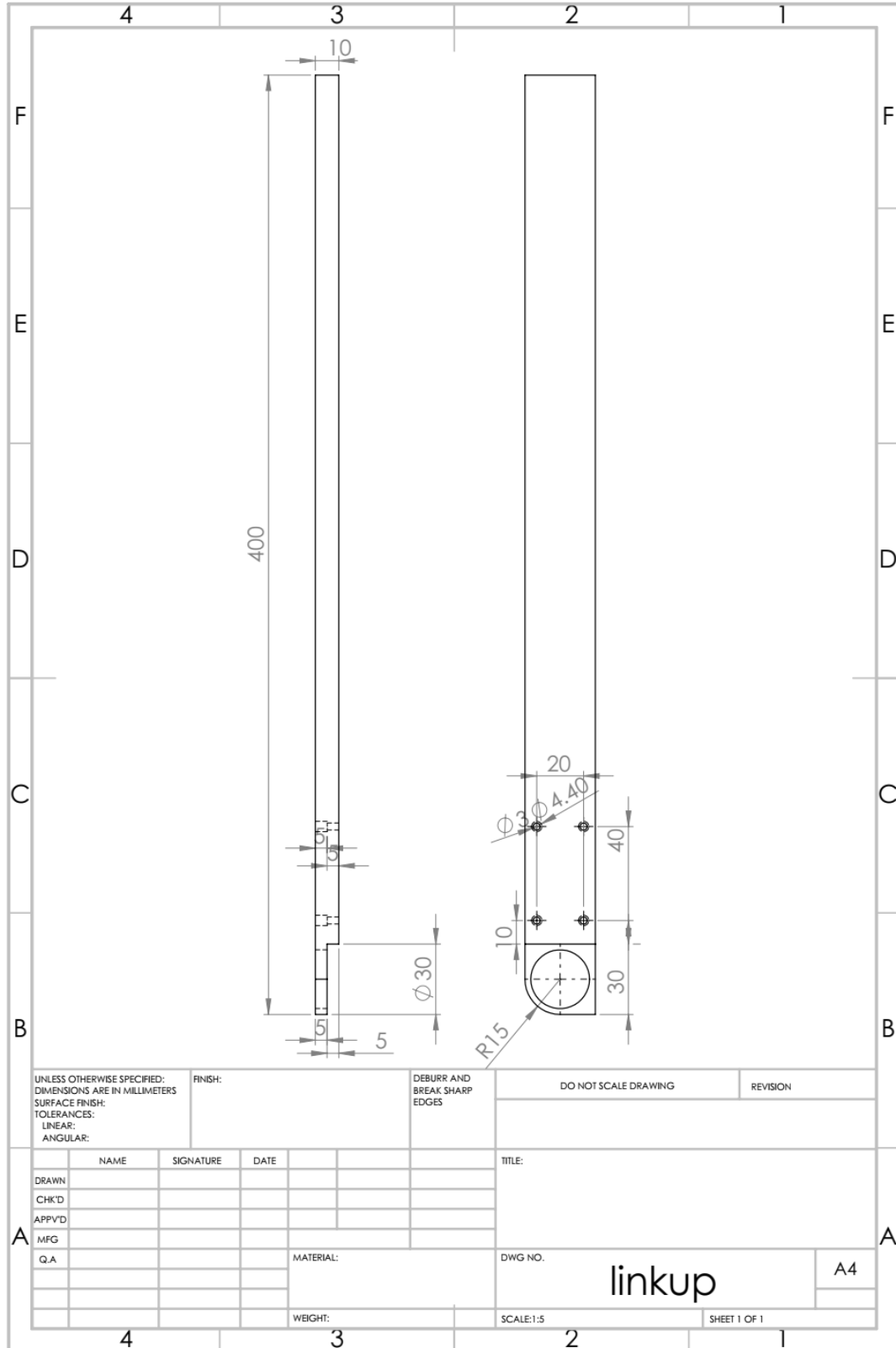
Scale: 1:1

Sheet: 1 of 1

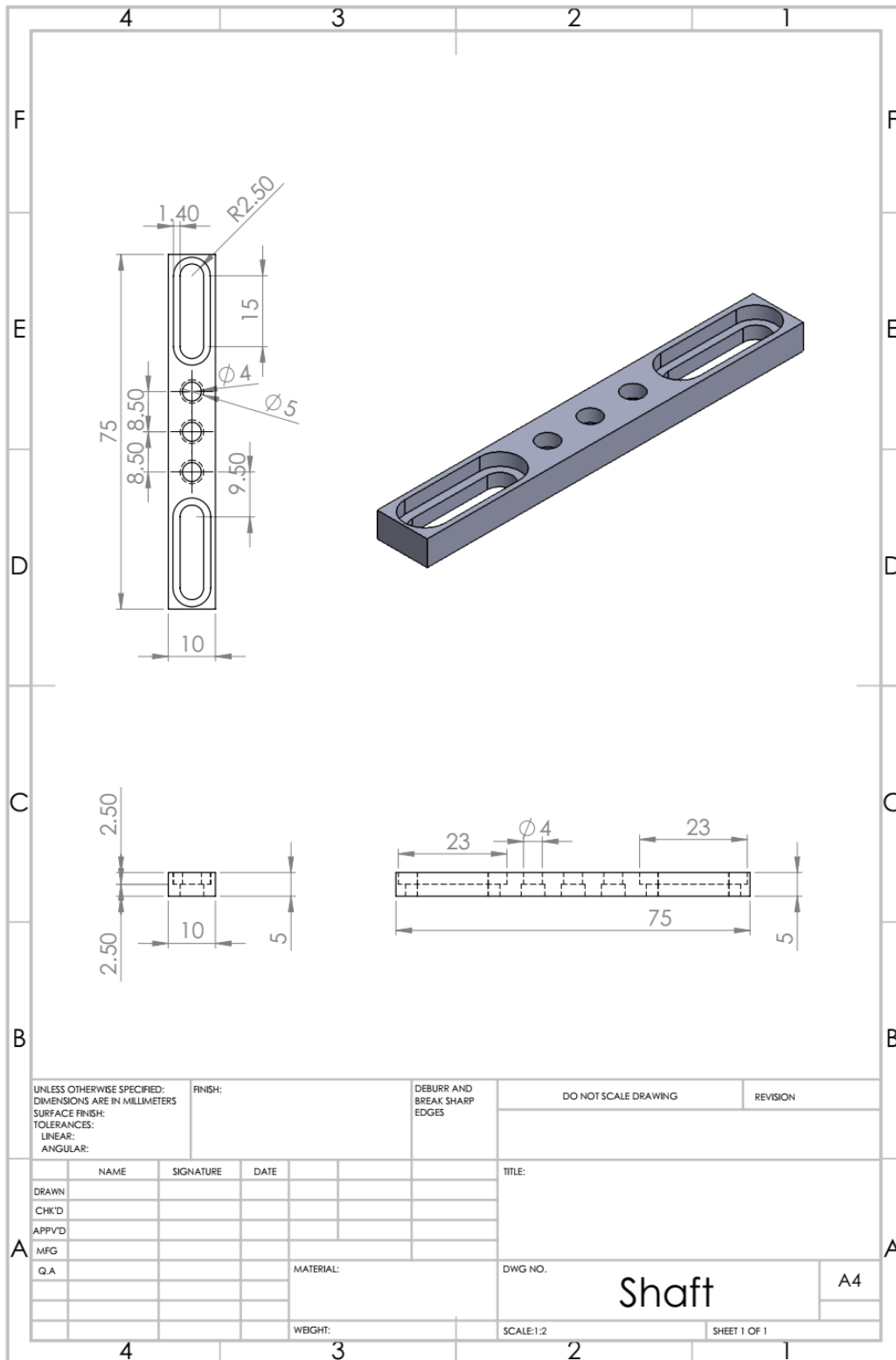
نقشہ ۴-۳ - لینک پائین



نقشه ۵-۳ - لینک بالا

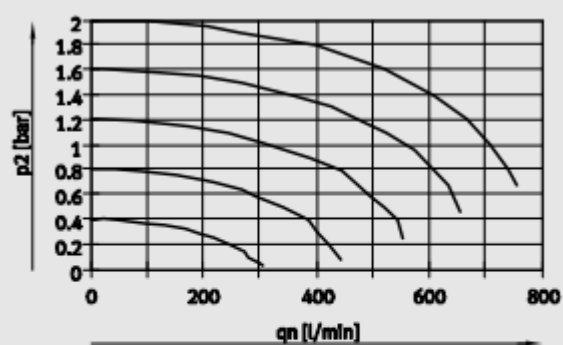


نقشه ۶-۳ - شفت انتقال گشتاور

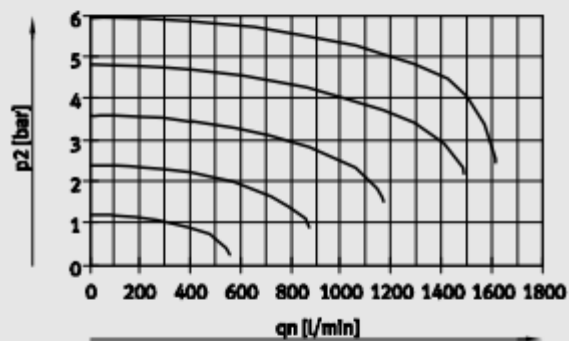


نمودار فشار-دبی شیر تنظیم فشار Festo مدل VPPE-۱-۳-۱/۸-E۱

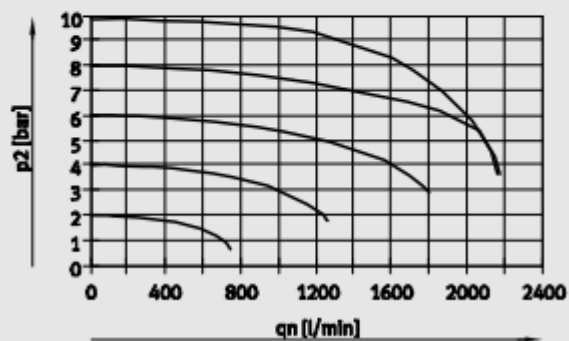
VPPE-3-1-1/8-2-....



VPPE-3-1-1/8-6-....



VPPE-3-1-1/8-10-....



- [١] Winter DA,(1990) “ Biomechanics and motor control of human movement“ 2nd edition, New York: Wiley
- [٢] Maki BE, McIlroy WE,(2006) “Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention Age Ageing“ , 35(2): ii12–ii18.
- [٣] Anne Shumway-Cook PT, Marjorie H. Woollacott ,(2008) _“Translating Research into Clinical Practice Fourth“ North American Edition
- [٤] Balasubramanian, R., Choi, J.H., Francescatto, L., Willer, J., Horton, E.R., Asimacopoulos, E.P., Stankovic, K.M., Plummer, L., Buck, C.L., Quinton, R., Nebesio, T.D., Mericq, V., Merino, P.M., Meyer, B.F., Monies, D., Gusella, J.F., Al Tassan, N., Katsanis, N., Crowley, (2014)“W.F. Functionally compromised CHD7 alleles in patients with isolated GnRH deficiency”111(50),17953-8
- [٥] Anne Shumway-Cook PT , Marjorie H. Woollacott ,(2002) ” a review of an emerging area of research. Gait Posture.”16(1):1-14. PMID:12127181
- [٦] A. Danielsson, C. Willen, and K. S. Sunnerhagen, (2012) “Physical activity, ambulation, and motor impairment late afer stroke,” *Stroke Research and Treatment*, vol, Article ID 818513, 5 pages, 2012.
- [٧] Janet H. Carr , Roberta B. Shepherd,(2011) “ Enhancing Physical Activity and Brain Reorganization after Stroke” Neurol Res Int,515938 Published online
- [٨] Duncan PW, Sullivan KJ, Behrman AL, Azen SP, Wu, SS, Nadeau SE, Dobkin BH, Rose DK, Tilson, JK, Cen S, Hayden SK,(2011) "Body-Weight-Supported Treadmill Rehabilitation Program After Stroke." *New England Journal of Medicine*, Vol. 364;21, pp. 32-42.
- [٩] Takeuchi N, Izumi S.,(2013)”Rehabilitation with post-stroke motor recovery: a review with a focus on neural plasticity Stroke Res Treat” 2013;2013:128641.
- [١٠] Diaz I, Gil J, Sanchez E.,(2011) “Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges” J robot

- [١١] S. Hyon, T. Hayashi, A. Yagi, et al, (2013) "Design of hybrid drive exoskeleton robot XoR2," IEEE/RSJ Intelligent Robots and Systems (IROS" pp. 4642-4648.
- [١٢] Yeh T-J, Wu M-J, Lu T-J, Wu F-K, Huang C-R.,(2010) "Control of McKibben pneumatic muscles for a power-assist, lower-limb orthosis" *Mechatronics*. 2010;20:686–697
- [١٣] Wernig, A., Muller, S., Nanassy, A., Cagol, E. Laufband, *Eur. J. Neurosci*,(1995) "therapy based on "rules of spinal locomotion" is effective in spinal cord injured persons" 7, 823–829.
- [١٤] Wernig, A., Nanassy, A., Muller,(1998) "S. Maintenance of locomotor abilities following laufband (treadmill) therapy in para- and tetraplegic persons: Follow-up studies. *Spinal Cord*"36,744–749
- [١٥] Dietz, V., Muller, R., Colombo,(2002) "G. Locomotor activity in spinal man: Significance of afferent input from joint and load receptors". *Brain*, 125, 2626–2634
- [١٦] Dietz, V., Harkema, S.J.,(2004) "Locomotor activity in spinal cord-injured persons. *J. Appl. Physiol.*" 96, 1954–1960
- [١٧] Díaz, I., Gil, J.J., Sánchez,(2011) "E. Lower-limb robotic rehabilitation: Literature review and challenges" *RoJ. Robot*, 759764:1–759764:11
- [١٨] Marchal-Crespo, L., Reinkensmeyer, D.J.,(2009) "Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury" *J. Neuro-Eng. Rehabil.*, 6, 20:1–20:15.
- [١٩] Pennycott, A., Wyss, D., Vallery, H., Klamroth-Marganska, V., Riener, R. Towards,(2012) "more effective robotic gait training for stroke rehabilitation: A review" *J. Neuro-Eng. Rehabil.*,9,1–13.
- [٢٠] Dollar, A.M., Herr, H.,(2008) "Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art." *IEEE Transact. Robot.*, 24, 144–158.
- [٢١] Colombo, G., Wirz, M., Dietz, V.,(2001) "Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegics patients. "International Medical Society of Paraplegia. *Spinal Cord*,39,252,255.
- [٢٢] Jazernik, S., Colombo, G., Morari, M.(2004) "Automatic gait pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-DOF robotic orthosis" *IEEE Transact. Robot. Autom.*, 20, 574–582.

- [۳۳] Lunenburger, L., Colombo, G., Riener, R.,(2007)” Biofeedback for robotic gait rehabilitation. “ J. Neuro-Eng.Rehabil., 4, 1:1–1:11.
- [۳۴] Freivogel, S., Schmalohr, D., Mehrholz, J.,(2009)” Improved walking ability and reduced therapeutic stress with an electromechanical gait device.” J. Rehabil. Med., 41, 734–739.
- [۳۵] Fisher, S., Lucas, L., Thrasher, T.A.,(2011)” Robot-assisted gait training for patients with hemiparesis due to stroke.” Top Stroke Rehabil., 18, 269–276
- [۳۶] Veneman, J., Kruidhof, R., Hekman, E., Ekkelenkamp, R., van Asseldonk, E., van der Kooij, H.,(2007)”Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation.” IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng., 15, 379–386.
- [۳۷] Vallery, H., Veneman, J., van Asseldonk, E., Ekkelenkamp, R., Buss, M., van der Kooij, H. ,(2008)“Compliant actuation of rehabilitation robots.” IEEE Robot. Autom. Mag,15, 60–69.
- [۳۸] Banala, S.K., Kim, S.H., Agrawal, S.K., Scholz, J.P.,(2009) “Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX).” IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng., 17, 2–8.
- [۳۹] Banala, S.K., Agrawal, S.K., Kim, S.H., Scholz, J.P.,(2010) “Novel gait adaptation and neuromotor training results using an active leg exoskeleton.” IEEE/ASME Trans. Mechatron.,2010, 15, 216–225.
- [۴۰] Taherifar, A. Mousavi, M. Rassaf, A. Ghiasi, F. Hadian, M.R.,(2013) “LOKOIRAN—A novel robot for rehabilitation of spinal cord injury sand stroke patients.” In Proceedings of the RSI/ISM International Conference on Robotics and Mechatronics, Tehran, Iran
- [۴۱] Pietrusinski, M., Cajigas, I., Severini, G., Bonato, P.,Mavroidis, C.,(2014) “Robotic gait rehabilitation trainer.” IEEE/ASME Trans. Mechatron., 19, 490–499.
- [۴۲] B. Tondu,(2012)” Modelling of the McKibben artificial muscle: a review” J. Intell. Mater. Syst. Struct. 23 (3)
- [۴۳] R.H. Gaylord,(1958) “Fluid actuated motor system and stroking device” U.S. Patent,2844126, July 22

- [٣٤] B. Tondu, P. Lopez, (2000) "Modeling and control of McKibben artificial muscle robot actuators," IEEE Control Syst. 20 (2) 15–38.
- [٣٥] D.B. Reynolds, D.W. Repperger, C.A. Phillips, G. Bandry, (2003) "Modeling the dynamic characteristics of pneumatic muscle" Ann. Biomed. Eng. 31 (3) , 310–317
- [٣٦] J. Cao, S.Q. Xie, M. Zhang, R. Das, (2014) "A new dynamic modelling algorithm for pneumatic muscle actuators" Intell. Robot. Appl. 432–440
- [٣٧] Xiangrong Shen, (2009) "Nonlinear model-based control of pneumatic artificial muscle servo systems" The Department of Mechanical Engineering, The University of Alabama, 290 Hardaway Hall, Box 870276, Tuscaloosa, AL 35487-0276, USA
- [٣٨] M. Tothova, J. Pitel, (2013) "Simulation of actuator dynamics based on geometric model of pneumatic artificial muscle" in: Presented at IEEE 11th International Symposium on Intelligent Systems and Informatics
- [٣٩] J. Borz'iková, J. Pitel, M. Tóthová, B. Šulc, (2011) "Dynamic simulation model of PAM based antagonistic actuator" in: Presented in Carpathian Control Conference.
- [٤٠] J. Borz'iková, J. Pitel, M. Tóthová, B. Šulc, (2011) "Dynamic simulation model of PAM based antagonistic actuator" in: Presented in Carpathian Control Conference
- [٤١] F. Sorge, (2014) "Dynamical behaviour of pneumatic artificial muscles" Meccanica 50 (5) 1371–1386
- [٤٢] C.P. Chou, B. Hannaford, (1996) "Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles" IEEE Trans. Robot. Autom. 12 (1) 90–102
- [٤٣] T. Vo-Minh, T. Tjahjowidodo, H. Ramon, H.V. Brussel, (2011) "A new approach to modeling hysteresis in a pneumatic artificial muscle using the maxwell-slip model" IEEEASME Trans. Mechatron. 16 (1) 177–186.
- [٤٤] X. Wang et al, (2015) "Non-linear quasi-static model of pneumatic artificial muscle actuators" J. Intell. Mat. Syst. Struct. 26 (5)
- [٤٥] T. F. Tang, S. H. Chong, M. H. Tan, C. Y. Chan, K. Sato., (2016) "Characterization of pneumatic artificial muscle system in an opposing pair configuration." Journal of Telecommunication, Electronic and Computer Engineering Vol. 8 No. 2 2016: 73-77.

- [٤٧] A. Hosovsky, Pitel J., Zidek K., Tothova M., Sárosi J., Cveticanin L.,(2016) “Dynamic Characterization and Simulation of Two-link Soft Robot Arm with Pneumatic Muscles” *Mechanism and Machine Theory*, Vol. 103, pp. 98-116
- [٤٨] L.Marchal-Crespo, D. and Reinkensmeyer.,(2009) “Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury.” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*
- [٤٩] A. Duschau-Wicke,, v. Zitzewitz, J., Lünenburger, L., and Riener, R.,(2008) “Patientdriven cooperative gait training with the rehabilitation robot Lokomat” In *ECIFMBE-IFMBE Proceedings 22*, pages 16161619.
- [٥٠]R .Ekkelenkamp,, Veltink, P., Stramigioli, S., and van der Kooij, H.,(2007) “Evaluation of a Virtual Model Control for the selective support of gait functions using an exoskeleton” In *Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages693699.
- [٥١] arioka K., A. Rosendo, A. Sproewitz, K. Hosoda (2012) “Development of a Minimalistic Pneumatic Quadruped Robot for Fast Locomotion” *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, Guangzhou, 307-311
- [٥٢] Jennifer L. Serres,(2008) “ Dynamic characterization of pneumatic muscle actuator and its application to a resistive training device” *Wright State University*,
- [٥٣] Van Damme, M. Beyl, P. Vanderborght, B. Versluys, R. Van Ham, R. Vanderniepen, I. F.,D.Lefeber,(2010)’’The Safety of a Robot Actuated by Pneumatic Muscles: A Case Study.’’ *International Journal of Social Robotics* 2(3):289303
- [٥٤] R. Kikuuwe y H. Fujimoto (2006) "*Proxy-Based Sliding Mode Control For Accurate and SafePosition Control*" en *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 25–30, Orlando, Florida
- [٥٥] R. Kikuuwe, H. Fujimoto S. Yasukouchi, and M. Yamamoto (2010) “Proxy-based sliding mode control: A safer extension of PID position control.”*IEEE Transactions on Robotics*,26(4):670
- [٥٦] G. Chen, Z. Zhou, B. Vanderborght, N. Wang and Q. Wang,(2016)“Proxy-based sliding mode control of a robotic ankle-foot system for post-stroke rehabilitation,” *Advanced Robotics*

Abstract

Using robotic devices is a novel solution for the patient's rehabilitation exercises. In this thesis, a wearable robot with one DOF joint has been designed and built. In this design, a Pneumatic Artificial Muscle (PAM) and spring are used as the actuator set. employing a pneumatic actuator for interaction between human and robot is the main purpose. After modeling and characterizing of PAM, proxy sliding mode controller has been applied in order to control this interaction. after implementing controller on a one DOF robotic arm according to the model, experimental results have been obtained. Conforming the simulated results by experimental data with human-robot interaction approach verifies the acceptability of the purposed design.

Key words : rehabilitation robot, wearble robot,pneumatic artificial muscle-proxy sliding mode controller



Shahrood University of Technology

Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering

M.Sc. Thesis in Mechatronics Engineering

**Designing and Implementing of exoskeleton for lower
limb disability**

By: S. Rahi Safavi

Supervisor:

Dr. Mahdi Bamdad

January 2019