

بسم الله الرحمن الرحيم



دانشکده مهندسی مکانیک

پایان نامه کارشناسی ارشد مکاترونیک

کنترل امیدانس ربات توان بخش زانو

نگارش:

وهاب خوشدل

استاد راهنما:

دکتر محمد مهدی فاتح

شهریور ۱۳۹۲



دانشگاه تهران

مدیریت تحصیلات تکمیلی

فرم شماره (۶)

بسمه تعالی

شماره

تاریخ

ویرایش

فرم صورتجلسه دفاع از پایان نامه تحصیلی دوره کارشناسی ارشد

با تأییدات خداوند متعال و با استعانت از حضرت ولی عصر (عج) ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم / آقای وهاب خوشنودل رشته مکانیک گرایش مکترونیک تحت عنوان کنترل امیدانس ربات توان بخش زانو که در تاریخ ۹۲/۶/۲۴ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی ساپورو برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می گردد:

قبول (با درجه: <u>عالی</u>)	امتیاز: <u>۹۰</u>	☒ دفاع مجدد	☐ مردود
------------------------------	-------------------	---	--------------------------------

۱- عالی (۲۰ - ۱۹)

۲- خوب (۱۷/۹۹ - ۱۶)

۳- قابل قبول (۱۵/۹۹ - ۱۴)

۴- نیاز به گذر از ۱۴ غیر قابل قبول

عضو هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- استاد راهنما	مهندس مانی	استاد	
۲- استاد مشاور			
۳- نماینده شورای تحصیلات تکمیلی	مهندس بابری	استاد	
۴- استاد مسکن	مهندس احمدی	استاد	
۵- استاد مسکن	مهندس فاضل	دانشیار	

رئیس دانشکده:



ماصل آموخته‌ایم را تقدیم می‌کنم به آنان که مهر آسمانی شان آرام بخش آلام زمینی ام است

به استوارترین تکیه گاهم، دستان پر مهر پدرم

به عاشقانه‌ترین نگاه زندگی ام، چشمان پر عشق مادرم

و به استادی که برایم انسان بودن را معنا کرد...

شکر و سپاس خدایی را که بزرگ‌ترین امید محطه محطه‌های تنهایی من است.

نمی‌توانم معنایی بالاتر از تقدیر و شکر بر زبانم جاری سازم و سپاس خود را در وصف پدر، مادر و استاد خویش آشکار نمایم، که هر

چه گویم و سراپایم، کم گفته‌ام اما ساده‌ترین و خالص‌ترین سپاس با تقدیم شاعر عزیزان.

تعهد نامه

اینجانب مرجع خبریه دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته دانشکده مهندسی

مکانیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه با عنوان :

کنترل سیستم رباتیک

تحت راهنمایی آقای دکتر متعهد می شوم

- 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 می باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت های آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاقی انسانی رعایت شده است.

تاریخ: ۹۸/۶/۲۱

امضاء دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج ، کتاب ، برنامه های رایانه ای ، نرم افزار ها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد . این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود .
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی باشد.

• متن این صفحه نیز باید در ابتدای نسخه های تکثیر شده پایان نامه وجود داشته باشد

چکیده

در این پایان، طراحی سیستم کنترل امپدانس ربات توان‌بخش زانوی بیمار بر اساس راهبرد کنترل ولتاژ ارائه شده است. با تحلیل ریاضی اثبات می‌شود که پایداری سیستم کنترل تضمین می‌گردد. نوآوری طرح کنترل پیشنهادی در بکارگیری راهبرد کنترل ولتاژ به جای راهبرد کنترل گشتاور است که بطور متداول در روش‌های قبلی استفاده شده است. مزیت آن، آزاد بودن از مدل دینامیکی ربات و بیمار است که بعنوان چالش‌های اساسی در روش‌های قبلی مطرح شده است. در نتیجه، روش پیشنهادی در مقایسه با روش‌های مبتنی بر راهبرد کنترل گشتاور، ساده تر، دارای محاسبات کمتر و کارآمدتر است. بعلاوه، در راهبرد کنترل ولتاژ، دینامیک محرکه‌های ربات نیز منظور می‌شود و با خطای ناشی از عدم توجه به محرکه‌ها در راهبرد کنترل گشتاور مواجهه نمی‌شود. البته راهبرد کنترل ولتاژ وابسته به مدل محرکه است که بسیار ساده تر از مدل ربات است. در توسعه کنترل امپدانس، روش مقاوم جدیدی ارائه شده است تا بتواند بر عدم قطعیت مدل محرکه غلبه نماید. مسئله دیگر در کنترل امپدانس تعیین پارامترهای مدل امپدانس است. برای حل مسئله چگونگی انتخاب آنها برای اجرای تمرین‌های توان‌بخشی مورد نظر پزشک، یک سیستم فازی طراحی شده است که بطور لحظه-ای به تنظیم آنها می‌پردازد. برای نشان دادن مزیت روش پیشنهادی، مقایسه با روش مرسوم انجام شده است. نتایج شبیه سازی در اجرای تمرین‌های متداول توان‌بخشی، کارایی روش پیشنهادی را نسبت به روش مرسوم به خوبی نشان می‌دهد.

کلمات کلیدی : کنترل امپدانس، راهبرد کنترل ولتاژ، ربات توان‌بخشی، سیستم فازی، کنترل مقاوم

مقالات استخراج شده :

1. M.M.Fateh,V.Khoshdel “Robust Impedance Control for a Rehabilitation Robot” Journal of Control Engineering And Applied Informatics.(Under review)
2. M.M.Fateh,V.Khoshdel “**Voltage-Based Adaptive Impedance Rules for a Rehabilitation Robot**” Journal of Nonlinear dynamics.(Under review)

۳. کنترل امپدانس ربات توانبخش زانو با ضرایب فازی،مجله علمی پژوهشی سازه‌ها و شاره‌ها، دانشگاه

صنعتی شاهرود (تحت داوری)

فهرست مطالب

فصل اول : مقدمه

۱۳	۱-۱ مقدمه
۱۶	۲-۱ مروری بر گذشته ربات‌های توان‌بخشی
۱۷	۱-۲-۱ دستگاه‌های آموزش حرکت
۱۸	۲-۲-۱ آموزش چگونه بودن کف پا در حرکت
۱۹	۳-۲-۱ آموزش حرکت به وسیله ربات‌های سیار
۱۹	۴-۲-۱ توان‌بخشی مچ پا
۱۹	۱-۴-۲-۱ سیستم‌های ثابت
۲۰	۲-۴-۲-۱ سیستم‌های منحرک
۲۰	۵-۲-۱ ربات‌های ثابت توان‌بخشی
۲۲	۳-۱ مروری بر پایان نامه

فصل دوم : توان‌بخشی رباتیک

۲۴	۱-۲ تعریف توان‌بخشی
۲۴	۲-۲ اهمیت توان‌بخشی
۲۵	۳-۲ مهم‌ترین اهداف توان‌بخشی
۲۵	۴-۲ توان‌بخشی زانو
۲۶	۱-۴-۲ تمرینات غیرفعال آزاد:
۲۷	۲-۴-۲ تمرینات غیر فعال کششی
۲۸	۳-۴-۲ تمرینات فعال کمکی
۲۸	۴-۴-۲ تمرینات فعال مقاومتی
۲۹	۵-۲ حرکات مفصل زانو
۳۰	۶-۲ روند توان‌بخشی زانو
۳۰	۷-۲ حالت‌های بدن در حین تمرین
۳۱	۸-۲ توان‌بخشی رباتیک
۳۲	۹-۲ پارامترهای مهم در طراحی ربات
۳۲	۱-۹-۲ کنترل موقعیت ربات
۳۲	۲-۹-۲ کنترل نیروی اعمالی به بیمار

۳۳ ۳-۹-۲ ذخیره اطلاعات بیمار

۳۴ ۱۰-۲ ربات طراحی شده

۳۵ ۱۱-۲ نتیجه گیری

فصل سوم: کنترل امپدانس بر مبنای گشتاور و ولتاژ

۳۷ ۱-۳ مقدمه

۳۸ ۲-۳ روش کنترل امپدانس بر پایه گشتاور

۳۸ ۱-۲-۳ معادلات دینامیکی

۳۹ ۲-۲-۳ کنترل امپدانس

۳۹ ۳-۲-۳ شبیه سازی سیستم کنترل

۴۱ ۱-۳-۲-۳ تمرین غیرفعال

۴۲ ۲-۳-۲-۳ تمرین ایزومتریک

۴۴ ۳-۳-۲-۳ تمرین ایزوتونیک

۴۵ ۴-۳-۲-۳ تمرین فعال کمکی

۴۷ ۳-۳ روش کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ

۴۷ ۱-۳-۳ معادلات دینامیکی

۵۰ ۲-۳-۳ کنترل امپدانس

۵۰ ۳-۳-۳ شبیه سازی سیستم کنترل

۵۱ ۱-۳-۳-۳ تمرین غیرفعال

۵۲ ۲-۳-۳-۳ تمرین ایزومتریک

۵۴ ۳-۳-۳-۳ تمرین ایزوتونیک

۵۶ ۴-۳-۳-۳ تمرین فعال کمکی

۵۸ ۴-۳ نتیجه گیری

فصل چهارم: کنترل امپدانس تطبیقی

۶۰ ۱-۴ مقدمه

۶۱ ۲-۴ معادلات دینامیکی

۶۳ ۳-۴ کنترل امپدانس تطبیقی

۶۵ ۴-۴ شبیه سازی سیستم کنترل

۶۶ ۱-۴-۴ تمرین ایزومتریک

۶۹ ۵-۴ نتیجه گیری

فصل پنجم: کنترل امپدانس مقاوم

۷۱	۱-۵ مقدمه
۷۱	۱-۲-۵ معادلات دینامیکی
۷۴	۲-۲-۵ کنترل امپدانس
۷۶	۳-۲-۵ اثبات پایداری
۷۹	۴-۲-۵ شبیه سازی سیستم کنترل
۸۰	۱-۴-۲-۵ تمرین غیرفعال
۸۲	۲-۴-۲-۵ تمرین ایزومتریک
۸۳	۳-۴-۲-۵ تمرین ایزوتونیک
۸۴	۴-۴-۲-۵ تمرین فعال کمکی
۸۶	۳-۵ نتیجه گیری

فصل ششم: کنترل امپدانس مقاوم فازی

۸۸	۱-۶ مقدمه
۸۸	۲-۶ معادلات دینامیکی
۹۰	۳-۶ کنترل امپدانس
۹۳	۴-۶ طراحی سیستم فازی
۹۶	۵-۶ اثبات پایداری
۹۸	۶-۶ شبیه سازی سیستم کنترل
۹۹	۱-۴-۶ تمرین ایزومتریک
۱۰۴	۷-۶ نتیجه گیری

فصل هفتم: نتیجه گیری

۱۰۵	۱-۷ نتیجه
۱۰۵	۲-۷ پیشنهادات

فهرست اشکال

ردیف	عنوان	صفحه
۱	شکل ۱-۱ انواع ربات‌های توان‌بخشی	۱۷
۲	شکل ۱-۲ مقایسه کشور‌های مختلف از نقطه نظر افراد نیازمند به توان‌بخشی	۲۵
۳	شکل ۲-۲ میزان اترگذاری حالت بدن در تمرین‌های توان‌بخشی	۳۰
۴	شکل ۳-۲ بررسی میزان توجه جوامع علمی به ربات‌های توان‌بخشی	۳۱
۵	شکل ۴-۲ ربات توان‌بخشی طراحی شده.	۳۴
۶	شکل ۵-۲ دینامیک ربات توان‌بخشی طراحی شده	۳۴
۷	شکل ۱-۳ بلوک دیاگرام کنترل کننده امپدانس بر پایه گشتاور	۴۰
۸	شکل ۲-۳ مسیر مطلوب طراحی شده	۴۰
۹	شکل ۳-۳ کارایی کنترل کننده امپدانس سنتی بر پایه گشتاور در تمرین غیرفعال	۴۱
۱۰	شکل ۴-۳ نیروی وارد به بیمار در تمرین غیرفعال	۴۱
۱۱	شکل ۵-۳ گشتاور محاسبه شده توسط کنترل کننده برای تمرین غیرفعال	۴۲
۱۲	شکل ۶-۳ کارایی کنترل کننده امپدانس سنتی بر پایه گشتاور در تمرین ایزومتریک	۴۲
۱۳	شکل ۷-۳ نیروی وارد به بیمار در تمرین ایزومتریک	۴۳
۱۴	شکل ۸-۳ گشتاور محاسبه شده توسط کنترل کننده برای تمرین ایزومتریک	۴۳
۱۵	شکل ۹-۳ کارایی کنترل کننده امپدانس سنتی بر پایه گشتاور در ایزوتونیک	۴۴
۱۶	شکل ۱۰-۳ نیروی وارد به بیمار در تمرین ایزوتونیک	۴۴
۱۷	شکل ۱۱-۳ گشتاور محاسبه شده توسط کنترل کننده در تمرین ایزوتونیک	۴۵
۱۸	شکل ۱۲-۳ کارایی کنترل کننده امپدانس سنتی بر پایه گشتاور در تمرین فعال کمکی	۴۵
۱۹	شکل ۱۳-۳ نیروی وارد به بیمار در تمرین فعال کمکی	۴۶
۲۰	شکل ۱۴-۳ گشتاور محاسبه شده توسط کنترل کننده برای تمرین فعال کمکی:	۴۶
۲۱	شکل ۱۵-۳ بلوک دیاگرام کنترل کننده امپدانس بر اساس راهبرد ولتاژ	۵۰
۲۲	شکل ۱۶-۳ کارایی کنترل کننده امپدانس بر پایه راهبرد ولتاژ در تمرین غیرفعال	۵۱
۲۳	شکل ۱۷-۳ نیروی وارد به بیمار در تمرین غیرفعال برای کنترل کننده امپدانس با راهبرد ولتاژ	۵۱
۲۴	شکل ۱۸-۳ ولتاژ و جریان محرکه برای حرکت غیرفعال با استفاده از کنترل کننده امپدانس با راهبرد ولتاژ	۵۲
۲۵	شکل ۱۹-۳ کارایی کنترل کننده امپدانس بر پایه راهبرد ولتاژ در تمرین ایزومتریک	۵۳
۲۶	شکل ۲۰-۳ نیروی وارد به بیمار در تمرین ایزومتریک با کنترل کننده امپدانس با راهبرد ولتاژ	۵۳
۲۷	شکل ۲۱-۳ ولتاژ و جریان محرکه برای تمرین ایزومتریک با استفاده از کنترل کننده امپدانس با راهبرد ولتاژ	۵۴
۲۸	شکل ۲۲-۳ کارایی کنترل کننده امپدانس بر پایه راهبرد ولتاژ در تمرین ایزوتونیک	۵۵
۲۹	شکل ۲۳-۳ نیروی وارد به بیمار در تمرین ایزوتونیک با کنترل کننده امپدانس با راهبرد ولتاژ	۵۵
۳۰	شکل ۲۴-۳ ولتاژ و جریان محرکه در حرکت ایزوتونیک با استفاده از کنترل کننده امپدانس با راهبرد ولتاژ	۵۶
۳۱	شکل ۲۵-۳ کارایی کنترل کننده امپدانس بر پایه راهبرد ولتاژ در تمرین فعال کمکی	۵۶
۳۲	شکل ۲۶-۳ نیروی وارد به بیمار در تمرین فعال کمکی با کنترل کننده امپدانس با راهبرد ولتاژ	۵۷
۳۳	شکل ۲۷-۳ ولتاژ و جریان محرکه در حرکت ایزوتونیک با استفاده از کنترل کننده امپدانس با راهبرد ولتاژ	۵۷

۶۵	۳۴	شکل ۱-۴	بلوک دیاگرام کنترل کننده هوشمند مقاوم امیدانس بر پایه ولتاژ
۶۶	۳۵	شکل ۲-۴	مقایسه کارایی کنترل کننده امیدانس بر پایه ولتاژ با ضرایب ثابت و کنترل کننده امیدانس بر پایه ولتاژ با ضرایب متغیر
۶۷	۳۶	شکل ۳-۴	مقایسه کنترل امیدانس ولتاژ با ضرایب ثابت و ضرایب متغیر در نیروی وارد به بیمار
۶۷	۳۷	شکل ۴-۴	پارامترهای کنترل امیدانس
۶۸	۳۸	شکل ۵-۴	ولتاژ موتور
۶۸	۳۹	شکل ۶-۴	جریان موتور
۸۰	۴۰	شکل ۱-۵	سیستم کنترلی پیشنهادی امیدانس مقاوم بر پایه گشتاور.
۸۰	۴۱	شکل ۲-۵	مسیر طراحی شد
۸۱	۴۲	شکل ۳-۵	مقایسه کارایی کنترل کننده مقاوم پیشنهادی با روش غیر مقاوم با در نظر گرفتن عدم قطعیت‌ها در تمرین غیرفعال.
۸۱	۴۳	شکل ۴-۵	مقایسه خطای نیروی وارد به بیمار کنترل کننده مقاوم پیشنهادی با روش غیر مقاوم با حضور عدم قطعیت‌ها در تمرین غیرفعال.
۸۲	۴۴	شکل ۵-۵	مقایسه کارایی کنترل کننده مقاوم پیشنهادی با روش غیر مقاوم در حضور عدم قطعیت‌ها در تمرین ایزومتریک
۸۲	۴۵	شکل ۶-۵	مقایسه خطای نیروی وارد به بیمار کنترل کننده مقاوم پیشنهادی با روش غیر مقاوم در حضور عدم قطعیت‌ها در تمرین ایزومتریک
۸۳	۴۶	شکل ۷-۵	مقایسه کارایی کنترل کننده مقاوم پیشنهادی با روش غیر مقاوم در حضور عدم قطعیت‌ها در تمرین ایزوتونیک
۸۳	۴۷	شکل ۸-۵	مقایسه خطای نیروی وارد به بیمار کنترل کننده مقاوم پیشنهادی با روش غیر مقاوم در حضور عدم قطعیت‌ها
۸۴	۴۸	شکل ۹-۵	نمودار بالا مقایسه کارایی و نمودار پایین مقایسه نیروی وارد به بیمار دیده شده از سمت بیمار
۸۵	۴۹	شکل ۱۰-۵	ولتاژ موتور برای تمامی حرکت‌ها با استفاده از کنترل کننده پیشنهادی
۸۵	۵۰	شکل ۱۱-۵	جریان موتور برای تمامی حرکت‌ها با استفاده از کنترل کننده پیشنهادی
۹۴	۵۱	شکل ۱-۶	توابع عضویت ورودی (قسمت بالا) و توابع عضویت خروجی (قسمت پایین)
۹۸	۵۲	شکل ۲-۶	بلوک دیاگرام کنترل کننده هوشمند مقاوم امیدانس بر پایه ولتاژ
۹۹	۵۳	شکل ۳-۶	مقایسه کارایی کنترل کننده امیدانس بر پایه ولتاژ با ضرایب ثابت و کنترل کننده امیدانس بر پایه ولتاژ با ضرایب متغیر
۱۰۰	۵۴	شکل ۴-۶	مقایسه کارایی کنترل کننده امیدانس مقاوم بر پایه ولتاژ با ضرایب ثابت و کنترل کننده امیدانس مقاوم هوشمند بر پایه ولتاژ
۱۰۰	۵۵	شکل ۵-۶	مقایسه کنترل امیدانس بر پایه ولتاژ با ضرایب ثابت و کنترل امیدانس بر پایه ولتاژ با ضرایب متغیر در نیروی وارد به بیمار
۱۰۱	۵۶	شکل ۶-۶	مقایسه کارایی کنترل امیدانس مقاوم و امیدانس مقاوم هوشمند بر پایه ولتاژ در نیروی وارد به بیمار
۱۰۲	۵۷	شکل ۷-۶	ولتاژ موتور برای تمامی روش‌های کنترل
۱۰۲	۵۸	شکل ۸-۶	جریان موتور برای تمامی روش‌های کنترلی
۱۰۳	۵۹	شکل ۹-۶	پارامترهای امیدانس

فهرست جداول

ردیف	عنوان	صفحه
۱	جدول ۱-۱: مروری بر ربات‌های آموزش حرکت	۱۸
۲	جدول ۱-۲: مروری بر ربات‌های آموزش وضعیت کف پا در حرکت	۱۸
۳	جدول ۱-۳: مروری بر ربات‌های آموزش حرکت به وسیله ربات‌های سیار	۱۹
۴	جدول ۱-۴: مروری بر ربات‌های توان‌بخشی مچ پا (ثابت)	۲۰
۵	جدول ۱-۵: مروری بر ربات‌های توان‌بخشی مچ پا (متحرک)	۲۱
۶	جدول ۱-۶: بررسی میزان نیاز به اندازه‌گیری پارامترهای مورد نیاز برای کنترل حرکت از دید فیزیوتراپ‌ها	۳۲
۷	جدول ۲-۲: بررسی میزان نیاز به اندازه‌گیری نیرو از دید فیزیوتراپ‌ها	۳۳
۸	جدول ۲-۳: اطلاعات مربوط به روند بهبود درمان	۳۳
۹	جدول ۲-۴: اطلاعات ارزیابی بیمار	۳۳
۱۰	جدول ۲-۵: مقادیر پارامترهای ربات و بیمار برای شبیه‌سازی	۳۵
۱۱	جدول ۶-۱: قوانین فازی برای سیستم‌های فازی	۹۵

فصل اول

مقدمه

۱-۱ مقدمه:

هدف از توان بخشی بازگرداندن توانایی فیزیکی، حسی یا ذهنی بیمار است که بر اثر عوامل مختلف از دست رفته است. بیماران بعد از بیماری‌هایی نظیر فلج نخاعی، شکستگی، ناتوانی ماهیچه و عمل جراحی بر روی زانو برای بازگرداندن توانایی حرکتی خود به توان بخشی نیاز دارند. شمار افراد نیازمند به توان بخشی هر روزه در حال افزایش است و به صورت همزمان فناوری‌های مورد استفاده در توان بخشی نیز در حال پیشرفت است. برای داشتن تمرین‌های موثر چند پارامتر خاص باید با ترتیب مشخص مد نظر گرفته شود به عبارتی برای بازگرداندن بیمار به فعالیت‌های روزمره باید هر یک از این پارامترها به حالت قبل از بیماری در آیند.

این پارامترها به ترتیب عبارتند از:

۱. انعطاف پذیری و دامنه‌ی حرکت مفصل

۲. قدرت و توانایی عضلانی مفصل

۳. چابکی و چالاکی مفصل

این پارامترها و ترتیب آن‌ها باعث می‌شود تمرین‌های توان بخشی با تمرین‌های غیرفعال شروع شوند. در این تمرین‌ها بیمار هیچ نیرویی وارد نمی‌کند و ربات تمام نیروی لازم برای حرکت را فراهم می‌کند. هدف از این گونه تمرین‌ها جابجایی کامل دامنه حرکت برای بازگرداندن دامنه‌ی حرکتی و قدرت انعطاف پذیری بیمار است. سپس با تمرین‌های کمکی ادامه می‌یابند. در این تمرین‌ها بیمار سهمی از نیروی لازم برای حرکت را به عهده می‌گیرد و باقیمانده این نیرو توسط ربات تأمین می‌شود. در نتیجه قدرت ماهیچه‌ها و عضلات افزایش می‌یابد و در نهایت برنامه‌های توان بخشی با تمرین‌های مقاومتی پایان می‌یابند که این تمرین‌ها بیشتر برای افزایش چابکی و هماهنگی اعصاب و عضلات بکار می‌روند.

به طور معمول بیمارانی با مشکلات ناتوانی در دست و پا به انجام تمرین‌های متناوب در طول جلسات توان بخشی نیازمند هستند. این جلسات شامل یک سری از حرکات متناوب و فیزیکی با کمک و تحت نظارت یک فیزیوتراپ برگزار می‌شوند.

انتقال بیمار به مرکز درمانی و یا آمدن پزشک به مکانی که بیمار در آن حضور دارد از جمله فاکتورهایی هستند که باعث بالا رفتن هزینه های درمان می شوند. همچنین، فرآیند بازگردانی توانایی ماهیچه ایی بیمار به میزان معمول آن هزینه بر و نیازمند زمان است.

مطالعات زیادی در مورد استفاده از ربات ها در توان بخشی برای برطرف کردن مشکلات این چینی مخصوصاً در دهه اخیر صورت گرفته است. از جمله دلایل استفاده از ربات ها در توان بخشی می توان به موارد زیر اشاره نمود.

- نیاز به حرکت رفت و برگشتی را به راحتی بر طرف می کنند.
- در ایجاد و کنترل نیرو دقت بیشتری دارند.
- با دقت بیشتری در موقعیت های مورد نظر قرار می گیرند.
- خسته نمی شوند.

از ماشین های اولیه مورد استفاده در توان بخشی می توان به دستگاه های حرکت غیرفعال پیوسته (^۱CPM) اشاره کرد. این دستگاه ها که امروزه به طور گسترده ای در مراکز درمانی برای توان بخشی و توان بخشی استفاده می شوند، اولین بار در سال ۱۹۷۰ ارایه شد. این دستگاه تمرین های غیرفعال را برای بیمار به طور کامل انجام می دهد. با این وجود در طول انجام تمرینات گاهی بیماران یک حرکت ناگهانی در حین انجام تمرین از خود نشان می دهند. این دستگاه ها قادر به عملکرد مناسب در برابر این واکنش ها نیستند و این امر سبب ایجاد مشکلات زیادی برای بیماران می شوند. این مشکلات سبب می شود تا نیاز به وجود دستگاه هایی هوشمند تر با قابلیت گرفتن پسخوردهای لازم به صورت لحظه به لحظه در طول فرآیند توان بخشی هر چه بیشتر از قبل احساس شود. با در نظر گرفتن این شرایط هرروزه بر تعداد ربات های توان بخشی افزوده می شود.

به طور کلی ربات های توان بخشی را می توان به ۳ دسته تقسیم کرد.

- (۱) کمک به بیماران نیازمند در کارهای روزمره
- (۲) پشتیبانی توانایی حرکت
- (۳) کمک به انجام تمرین های تکراری توان بخشی

چالش اساسی در خودکار کردن توان بخشی این است که وابستگی به نحوه انجام تمرین توسط کاربر ربات را به کمترین مقدار ممکن برسانیم. این موضوع باعث شده است که محققان این رشته باید

¹ Continues Passive Motion

تشخیص دهند که ربات چه کاری باید در تعامل با حرکت‌های بیمار از خود نشان دهد تا به بیشترین میزان سلامتی برای بیمار دست یافت.

مواجهه با این چالش سبب می‌شود با دو پرسش اساسی و مهم روبرو شویم :

۱) تعیین وظایف حرکتی مناسب برای بیمار یعنی حرکت مناسب بیمار در تعامل با ربات چیست و پس‌خورد های مورد نیاز برای بررسی عملکرد بیمار کدام است.

۲) تعیین الگوی نیروی مناسب وارد به بیمار در طول حرکت یعنی نیروی مورد نیاز که باید ربات به مفصل بیمار برای انجام صحیح تمرین توان‌بخشی وارد کند.

مهندس رباتیک برای پاسخ به این دو پرسش با ۲ مشکل مواجه است. اولین مشکل آن است که عدم قطعیت‌های زیادی در باره ی آنچه ربات دقیقاً باید انجام دهد وجود دارد. این عدم قطعیت‌ها خود یک فرصت علمی مناسب برای بحث و تبادل نظر در زمینه توان بخشی رباتیک در مجامع علمی دنیا ایجاد کرده است.

اما مشکل دوم در مقابل مهندس رباتیک یک مشکل فنی است. این مشکل از آنجایی سرچشمه می‌گیرد که دستگاه‌های رباتیک در این عرصه معمولاً با درجات آزادی مختلف ساخته می‌شوند. واضح است که درجات آزادی بیشتر سبب انعطاف پذیری بیشتر ربات در تعامل با بیمار و همچنین امکان انجام تمرین‌های متنوع‌تر است از سوی دیگر نیز افزایش درجات آزادی سبب سنگین شدن ربات و در نتیجه مشکلات بیشتر در زمینه‌ی حمل و نقل ربات که یک معضل اساسی است و همچنین باعث افزایش قیمت تمام شده ربات می‌شود در نتیجه مهندس رباتیک با یک انتخاب مهم روبرو است. این دو پرسش سبب می‌شود که دو مسئله طراحی مکانیکی و کنترل ربات به عنوان مسایل بنیادی در این عرصه اهمیت زیادی یابند.

تا کنون روش‌های مختلفی برای کنترل این سیستم‌های رباتیک پیشنهاد شده است. از آن دسته می‌توان به کنترل نیرو، کنترل موقعیت، کنترل ترکیبی [۱]، کنترل هوشمند [۲] و کنترل امپدانس [۳] اشاره کرد. کنترل امپدانس به عنوان مؤثرترین روش کنترل برای ربات‌های توان‌بخشی شناخته می‌شود. ایده اصلی در کنترل امپدانس، اجرای رفتار دینامیکی از پیش تعیین شده برای ربات است. با این حال که ربات متأثر از محیط خارجی می‌باشد. از ویژگی‌های کنترل امپدانس می‌توان به سادگی و مقاوم بودن در مقابل عدم قطعیت پارامتری اشاره کرد.

راهبرد کنترل گشتاور، روش معمول در کنترل ربات است. در این راهبرد گشتاور مفاصل ورودی سیستم کنترل است. به دلیل وارد شدن معادلات دینامیکی ربات در کنترل بر مبنای گشتاور، قانون کنترل پیچیده می‌شود. همچنین در واقعیت ربات‌ها به وسیله محرک‌ها به حرکت در می‌آیند. بنابراین، برای کنترل ربات‌ها باید محرک‌های ربات کنترل شود. این دیدگاه سبب می‌شود تا مسئله کنترل ربات به مسئله کنترل محرک‌ها تبدیل شود. محرک‌های الکتریکی در ربات‌ها بسیار پرکاربردند و ورودی آن‌ها ولتاژ اعمالی به آن‌هاست. در نتیجه، ایده کنترل امپدانس با راهبرد ولتاژ در این پایان نامه مطرح می‌شود. کنترل بر مبنای ولتاژ باعث سادگی، دقت، سرعت در محاسبات و مقاوم‌تر بودن نسبت به عدم قطعیت می‌شود. علاوه بر این، معادلات الکتریکی موتور بسیار ساده‌تر از معادلات دینامیکی ربات‌هاست [۴].

۲-۱ مروری بر گذشته ربات‌های توان‌بخشی

سابقه ربات‌های توان‌بخشی تقریباً به اندازه سابقه ربات‌هاست. کتاب‌ها و مقاله‌های بسیار زیادی در باره‌ی تاریخچه این ربات‌ها موجود است. در اواخر دهه ۱۹۵۰ میلادی بود که ربات‌ها که در آن موقع عموماً منحصر بودند به بازوهای رباتیکی^۲ بزرگ به عنوان جایگزین کارگرها در کارخانه‌ها برای کارهای خطرناک و کثیف مورد استفاده قرار گرفتند. در توان‌بخشی بعضی از وسایل از قبیل دمبل‌ها، باند‌های پلاستیکی برای افزایش قدرت و چابکی بدن از دیر باز مورد استفاده قرار می‌گرفت. اما استفاده از ربات‌ها در توان‌بخشی برمی‌گردد به سال‌های اولیه دهه ۱۹۶۰ میلادی که در زمینه‌ی پروتز و ارتز مورد استفاده قرار گرفتند.

مروری بر تمام ربات‌هایی که در زمینه توان‌بخشی تا کنون مورد استفاده قرار گرفتند نه تنها میسر نیست بلکه مورد نظر ما هم نیست. به همین دلیل بیشتر به مطالعه بر روی ربات‌های درمانی مربوط به پایین تنه می‌پردازیم. در این بخش تنها به ربات‌های بارز مربوط به بالا تنه نگاهی اجمالی شده است.

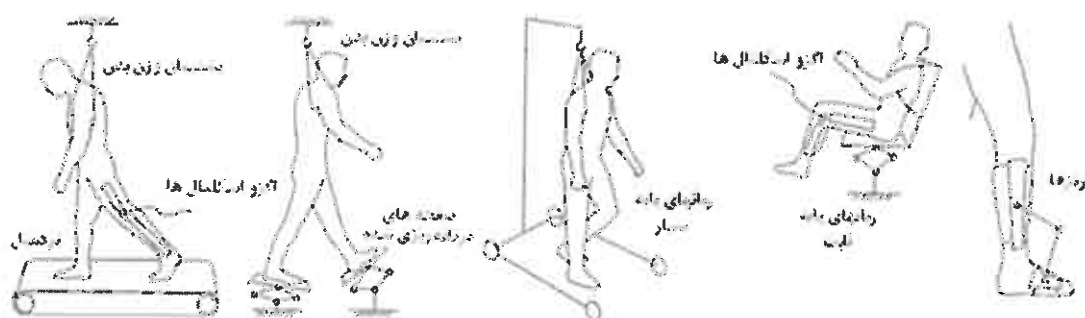
در سال‌های ۱۹۹۵ تا ۱۹۹۷ نسخه اولیه‌ی ربات MIME ساخته شد. این ربات قادر بود تمرینات فعال و غیر فعال را انجام دهد [۵][۶]. ربات دیگری نیز بنام MULOS طراحی شد. این ربات که ۵ درجه آزادی داشت قادر به کمک به بیمار برای انجام تمرینات غیرفعال و مقاومتی بود [۷]. اما یکی از معروف‌ترین ربات‌ها در این زمینه ربات MIT-MANUS است. این ربات در دانشگاه MIT طراحی و ساخته شد. که به منظور کمک به توان بخشی عصبی بود [۸]. ریچاردسون و بقیه بر روی ربات سه

² Manipulator

درجه آزادی کار کردند. نکته قابل توجه در کار آنها استفاده از کنترل امپدانس بود که به عنوان یکی از بهترین و مؤثرترین روش‌های کنترلی است [۹] [۱۰]. مطالعه دیگر در زمینه ربات‌های توان‌بخشی بالا تنه که REHAROB نام گرفت از دو ربات صنعتی به طور همزمان برای رسیدن به اهداف طراحی شده استفاده شده بود که اطلاعات مربوط به نیرو و موقعیت را ذخیره کرده و نمایش می‌داد [۱۱]. از دیگر ربات‌های موجود در این زمینه می‌توان به ربات GENTLE/s اشاره نمود. این ربات که دارای سه درجه آزادی بود که از فناوری لمسی^۳ و واقعیت مجازی بهره می‌برد. و از کنترل ادمیتانس استفاده می‌شد [۱۲].

ربات‌های مربوط به پایین تنه را می‌توان به پنج بخش تقسیم کرد:

۱. دستگاه‌های آموزش حرکت
۲. آموزش وضعیت کف پا در حرکت
۳. آموزش حرکت به وسیله ربات‌های سیار
۴. توان‌بخشی مچ پا
۵. ربات‌های ثابت توان‌بخشی



شکل ۱-۱: ربات‌های توان‌بخشی

۱-۲-۱ دستگاه‌های آموزش حرکت

در روش‌های سنتی درمان راه رفتن به وسیله کمک گرفتن از دستگاه‌های ورزشی بود. در این روش‌ها توان‌بخش که معمولاً باید بیش از یک نفر می‌بود به وسیله دست حرکت ران و ساق بیمار را هدایت کرده و به بیمار کمک کند.

³ Haptic

برای این کار مطالعات زیادی صورت گرفته تا از ربات‌ها به عنوان ابزار کمکی برای بیمار استفاده شود. این سیستم‌ها تا جایی پیش رفته اند که نمونه های صنعتی آن‌ها در بازار موجود است. در جدول ۱-۱ نگاهی خلاصه وار به مطالعات انجام شده در این زمینه شده است. در سال‌های اخیر در کشور عزیزمان ایران هم مطالعاتی بر روی این ربات‌ها صورت گرفته است. در دانشگاه تربیت مدرس نیز یک نمونه آن موجود است.

سال ساخت	سیستم رباتیک
2000	Lokomat [13]
2002	ARTHuR [14]
2004	Reo-Ambulator [15]
2004	String-Man [16]
2006	POGO and PAM [17]
2007	ALEX [18]
2007	LOPES [19]
2008	ALTRACO [20]
2008	LokoHelp [21]
2010	RGR [22]

جدول ۱-۱: مروری بر ربات‌های آموزش حرکت

۲-۲-۱ آموزش وضعیت کف پا در حرکت

نوع دیگر ربات‌های توان‌بخشی بر پایه صفحات برنامه ریزی شده‌ی قابل کنترلی کار می‌کنند که به بیمار کمک می‌کند تا نحوه حرکت کف پای بیمار را هدایت کنند. این دستگاه‌ها به وسیله مکانیزم‌هایی وزن بیمار را مهار می‌کنند و به بیمار اجازه می‌دهد به راحتی قدم بردارد و در طول این حرکت به کنترل حرکات کف پای بیمار می‌پردازند.

این ربات‌ها نسبت به ربات‌های گروه اول از تنوع کمتری برخوردارند و تنها یک مورد از این ربات‌ها به صورت تجاری به فروش می‌رسد و بسیاری از آن‌ها در مرحله تست آزمایشگاهی هستند.

سال ساخت	سیستم رباتیک
2000	Gangtrainer GT I [23]
2004	HapticWalker [24]
2009	LLRR [25]
2010	GM5 [26]
2010	Univ. Gyeongsang [27]

جدول ۲-۱: مروری بر ربات‌های آموزش وضعیت کف پا در حرکت

در جدول شماره ۲-۲ نگاهی اجمالی بر نمونه کارهای انجام گرفته بر روی این مدل ربات‌های توان‌بخشی صورت گرفته است.

۳-۲-۱ آموزش حرکت به وسیله ربات‌های سیار

سیستم‌های رباتیک سیار به بیمار اجازه می‌دهند که تا تحت کنترل ربات به حرکت خود ادامه دهد یعنی بیمار تحت نظارت ربات به راه رفتن خود می‌پردازد.

در این زمینه مطالعات گوناگونی بر روی ربات‌های مختلف انجام گرفته است. نکته قابل توجه در این مدل تجاری شدن عموم آن‌ها است که نشانگر نیاز فراوان به آن‌ها در جوامع مختلف است. در جدول ۳-۱ شماری از این مطالعات آمده است.

سیستم رباتیک	سال ساخت
HAL [28]	2002
KineAssist [29]	2005
WalkTrainer [30]	2006
ReWalk [31]	2006
WHERE I-II [32]	2009

جدول ۳-۱: مروری بر ربات‌های آموزش حرکت به وسیله ربات‌های سیار

۴-۲-۱ توان‌بخشی مچ پا

اختلال عصبی پس از سکته مغزی می‌تواند منجر به کاهش فعالیت‌های عضلات اطراف مچ پا و زانو شده و باعث ناتوانی فرد برای بلند کردن پا و حرکت آن می‌شود. حرکت مچ پا با توجه به ساختارهای پیچیده استخوان آن بسیار پیچیده است. سیستم‌های مختلفی برای اجرا یا بازگرداندن این حرکات مچ پا و زانو به طور خاص توسعه یافته‌اند. این سیستم‌ها را به ارتز ثابت یا فعال گروه بندی می‌شوند.

۱-۴-۲-۱ سیستم‌های ثابت

این سیستم‌ها مکانیزم‌هایی طراحی شده هستند که ورزش مچ پای انسان و حرکت زانو به صورت ساکن را فراهم می‌کنند. در این سیستم‌ها بیمار همیشه در همان محل مقرر قرار می‌گیرد و به انجام تمرینات خاص می‌پردازد. در جدول ۴-۱ شماری از این مطالعات آمده است.

سیستم رباتیک	سال ساخت
PGO [44]	1997
PAGO [45]	2001
MIT-AAFO [46]	2004
AFOUD [47]	2005
RGT [48]	2006
Yonsei-AAFO [49]	2006
Anklebot [50]	2007
KAFO [51]	2009
SUkorpion AR [52]	2009

جدول ۱-۵: مروری بر ربات‌های توان‌بخشی میچ با (متحرک)

سیستم رباتیک	سال ساخت
Rutgers Ankle [33]	2001
Univ. London [34]	2004
GIST [35]	2005
AIST Tsukuba [36]	2007
Univ. Cheng Kung [37]	2008
Univ. Auckland [38]	2009
IIT-HPARR [39]	2009
Univ. Fuzhou [40]	2009
NUVABAT [41]	2010
AKROD [42]	2010
Leg-Robot [43]	2010

جدول ۱-۴: مروری بر ربات‌های توان‌بخشی میچ یا (ثابت)

۲-۴-۲-۱ سیستم‌های متحرک

بر خلاف سیستم‌های ثابت، ارتزهای فعال پا اسکلت‌های خارجی دارند که کاربر می‌پوشد تا برای راه رفتن بر روی زمین و یا بر روی یک ترد میل به بیمار کمک کنند.

سیستم‌های متحرک برای کنترل موقعیت و حرکت میچ پا در نظر گرفته شده‌اند تا ضعف عضله را جبران کنند و یا ناهنجاری‌های موجود را اصلاح کنند. این سیستم‌ها، تکامل یافته ارتزهای سنتی غیرفعال اندام‌های تحتانی هستند که قابلیت‌های بیشتری برای راه رفتن به صورت فعال به منظور توان‌بخشی بیمار فراهم می‌کنند. در جدول شماره ۱-۵ شماری از این مطالعات آمده است.

۵-۲-۱ ربات‌های ثابت توان‌بخشی

این دسته از ربات‌ها به دلیل مکانیزم‌های ساده تر نسبت به انواع قبلی و همچنین پایین‌تر بودن قیمت تمام شده آن‌ها و کاربری فراوان آن‌ها با توجه به امکان استفاده آن برای بیماری‌های مختلف و کاربردهای مختلف بسیار مورد توجه هستند. این ربات‌ها دارای پایه ایی ثابت بوده و با توجه به مکانیزم منحصر به فرد خود نیاز بیمار را به انواع تمرینات توان‌بخشی را بر طرف می‌کنند. برای بررسی ربات‌های این دسته به مطالعه موردی شماری از مطالعات برجسته در این زمینه در سال‌های اخیر پرداخته شده است.

ربات TEM به عنوان یکی از ربات‌های قدیمی این رشته محسوب می‌شود. این ربات که از روش کنترلی امیدانس بهره می‌گیرد قادر به انجام تمرین‌های غیر فعال برای زانو است. این ربات که مجهز به سنسورهای موقعیت و گشتاور است و کار را برای فیزیوتراپ تا حد زیادی آسان می‌کند. همچنین،

موتور الکتریکی به عنوان محرک در این سیستم انتخاب شده است [۵۳]. ربات NeXOS ربات نام آشنای دیگری در این دسته محسوب می‌شود که بی شک همه دانشمندان این رشته نام آن را تاکنون شنیده اند. این ربات که در سال ۲۰۰۸ معرفی شد دارای ۳ درجه آزادی است و قادر است انواع تمرینات فعال، غیرفعال و مقاومتی را برای بیماران انجام دهد. نکته خاص این ربات استفاده از عملگرهای بادی^۴ به عنوان محرک‌های این ربات است [۵۴]. ربات Motion Maker نیز از جمله ربات‌های مورد توجه در این زمینه است که در سال ۲۰۰۵ کار ساخت آن به پایان رسید. روش کنترلی در این ربات که قادر بود انواع تمرینات را برای بیمار فراهم کند از نوع نیرو-گشتاور بود [۵۵].

نام پروژه ای دیگر است که قادر است انواع تمرینات کمکی، غیرفعال و مقاومتی را برای بیماران انجام دهد. این ربات که از روش کنترلی سلسله مراتبی بهره می‌گیرد انواع کنترل‌های سرعت، موقعیت و نیرو را برای بیمار با توجه به نوع تمرین انتخاب و اجرا می‌کند. در این ربات نیز موتور الکتریکی به عنوان محرک در این سیستم انتخاب شده است [۵۶]. نام ربات دیگری در این زمینه است که به عنوان یک ربات‌های موازی امکان و فواید استفاده از سیستم‌های رباتیکی موازی را در این زمینه روشن می‌سازد. در این ربات از کنترل موقعیت با امکان حذف اثر گرانش بهره گرفته شده است. این ربات دارای ۳ درجه آزادی است که در سال ۲۰۰۹ به مجامع علمی معرفی شد [۵۷].

نام پروژه ایی است که بی شک یکی از کامل‌ترین ربات‌ها در این دسته محسوب می‌شود در سال ۲۰۱۱ طراحی و ساخته شده است. این پروژه کنترل امپدانس را به عنوان یکی از مؤثرترین روش‌های کنترلی معرفی می‌کند و از همین روش نیز استفاده می‌کند. این ربات قادر است تمامی حرکت‌های توان‌بخشی را برای بیماران انجام دهد و تا حد زیادی جایگزین فیزیوتراپ شود البته روشن است که همواره نیاز به فیزیوتراپ به عنوان یک مدیریت کننده برای هر رباتی وجود دارد [۵۸].

⁴ Pneumatic

۳-۱ مروری بر پایان نامه

در این پروژه پس از مطالعه مراجع و فرموله کردن سیستم رباتیک به طراحی و شبیه سازی کنترل امپدانس با راهبرد گشتاور و روش ولتاژ پرداخته شده است. این دو راهبرد مقایسه می شود و برتری های راهبرد ولتاژ به خوبی نمایش داده می شود. در ادامه راهکاری برای عبور از چالش همیشگی کنترل امپدانس در سیستم های توان بخشی یعنی تعیین ضرایب امپدانس ارایه می شود. این روش قادر است ضرایب امپدانس را به صورت لحظه ایی به روز رسانی کند تا سیستم توان بخشی بتواند عملکرد بهتری از خود نشان دهد. در ادامه به بررسی اثر عدم قطعیت ها و اغتشاش خارجی در راهبرد ولتاژ پرداخته می شود. در این بخش یک کنترل امپدانس مقاوم بر اساس راهبرد ولتاژ ارایه می شود تا سیستم کنترل در برابر عدم قطعیت ها و اغتشاش خارجی مقاوم شود. در بار دیگر به سراغ چالش تعیین ضرایب امپدانس رفته و این بار با در نظر گرفتن عدم قطعیت ها و اغتشاش خارجی یک سیستم فازی ارایه شده است.

فصل دوم

توان بخشی

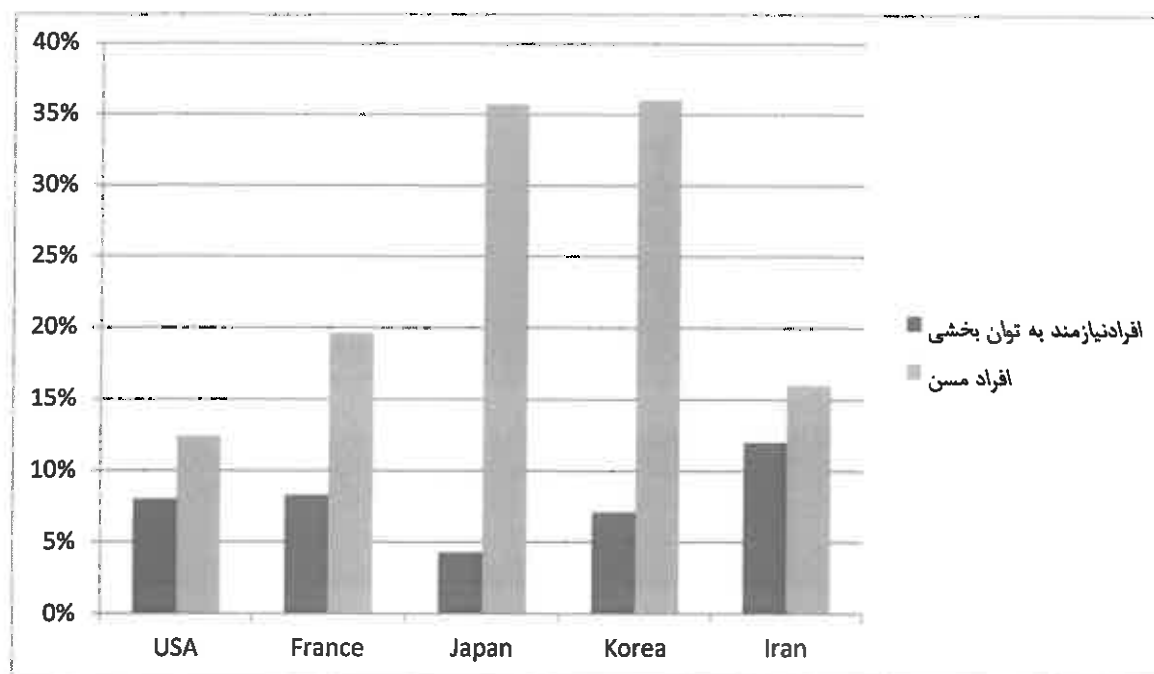
۱-۲ تعریف توان بخشی

توان بخشی به معنای توانائی بخشیدن مجدد به افراد است. طب فیزیکی و توان بخشی، شاخه‌ای از پزشکی است که هدف آن، افزایش و بازیابی توانایی عملی و کیفیت زندگی برای افرادی است که دچار آسیب‌های فیزیکی از معلولیت‌های ناشی از یک بیماری قلبی عروقی، اطفال و سالمندی، جراحات‌های ماهیچه‌ای، استخوانی، بافت‌ها و سیستم عصبی یا روش‌های جراحی شده‌اند و اقدامات توان بخشی از طریق استفاده ترکیبی از داروها، شیوه‌های درمانی فیزیکی، آموزش‌های مربوط به ورزش درمانی، تغییرات حرکتی، فعالیت‌ها و نیز تجهیزات و ابزارهای کمک‌کننده ارتوپدی (آتل‌ها، پروتزها و روش‌های آموزشی) جدید صورت می‌گیرد. توان بخشی فیزیکی علاوه بر بیماران آسیب‌های حرکتی، مشمول بیمارانی نیز می‌شود که دچار حداقل چالش‌های فیزیکی شده، اما با یک واقعه تأثیرگذار بر زندگی مانند شیمی درمانی برای انواع سرطان‌ها یا جراحی‌ها روبه‌رو شده‌اند.

از جمله بیمارانی که نیاز به توان بخشی دارند می‌توان به بیماران قطع عضو، آسیب‌های نخاعی، آسیب‌های ورزشی، سکته مغزی، سندروم‌های درد ماهیچه‌ای اسکلتی مانند دردهای کمر، فیبر و میالژی و آسیب مغزی تروماتیک اشاره نمود.

۲-۲ اهمیت توان بخشی

امروزه با پیشرفت فناوری، صنعت، افزایش شمار تصادفات و حوادث همه روزه بر تعداد بیمارانی افزوده می‌شود که نیاز به توان بخشی دارند [۵۹]. همچنین سالمندان با در نظر گرفتن شرایط خاصی سنی نیز از جمله افراد هر جامعه هستند که نیاز به توان بخشی در آن‌ها بیش از سایر قشرهای جامعه است. بر طبق بررسی‌های انجام شده میزان تخمینی افرادی که در هر زمان نیاز به خدمات توان بخشی دارند حدود ۱۵ درصد جمعیت است که این تعداد در تمام دنیا حدود ۹۰ میلیون نفر تخمین زده می‌شود. تعداد معلولین در هر جامعه ای حدود ۷ تا ۱۰ درصد جمعیت تخمین زده می‌شود. اگر چه آمار کشورهای مختلف از ۴ تا ۲۰ درصد می‌باشد. این اعداد نشانگر تعداد زیاد افرادی است که نیازهای آنان برای خدمات توان بخشی و برای مشارکت کامل برآورده نشده است [۶۰]. اما در کشور عزیزمان ایران با توجه به ۸ سال جنگ تحمیلی، پایین بودن ایمنی کار نسبت به کشورهای پیشرفته و غیره با وجود جامعه نسبتاً جوان نیاز به توان بخشی برای افراد جامعه بیش از کشورهای پیشرفته است. در جدول شماره ۱ آماری برای مقایسه کشورهای مختلف آماده است [۶۱].



شکل ۱-۲: مقایسه کشورهای مختلف از نقطه نظر افراد نیازمند به توان بخشی

۳-۲ مهم‌ترین اهداف توان بخشی

مهم‌ترین اهداف توان بخشی بیماران به ویژه در ارتباط با موارد ارتوپدی عبارتند از:

۱. کاهش درد
۲. کاهش مشکلات بافتی و کم کردن تورم مفصل
۳. افزایش دامنه حرکتی مفصل
۴. افزایش انعطاف پذیری بافت‌ها
۵. در مراحل اولیه جلوگیری از ضعف و آتروفی عضلانی و در مراحل بعدی با هدف تقویت عضلات با توجه به شرایط بیمار
۶. بهبود تعادل، افزایش هماهنگی و ایجاد برنامه‌هایی جهت کنترل حرکت

۴-۲ توان بخشی زانو

تمرینات توان بخشی به دو دسته غیر فعال و فعال تقسیم می‌شوند. منظور از تمرینات غیر فعال آن دسته از تمرینات درمانی است که توسط متخصص فیزیوتراپی انجام می‌شود و فرد به علت فلج بودن اندام‌ها و یا ضعف آن‌ها نمی‌تواند حرکات را انجام دهد و هیچ نیرویی از سمت بیمار وارد نمی‌شود. این

تمرینات خود به دو قسمت غیرفعال آزاد و غیر فعال کششی تقسیم می‌شوند. تمرینات فعال برای مفاصل اندام‌های سالم و عضلات ضعیف انجام می‌گیرد که به دو بخش فعال کمکی و فعال مقاومتی تقسیم می‌شوند. به اختصار به توضیح هر کدام از آن‌ها می‌پردازیم.

۲-۴-۱ تمرینات غیرفعال آزاد:

پیش زمینه :

حرکات غیرفعال از حرکات مهم در توان بخشی است و در آن حرکت دامنه کامل مفصل و بدون هیچ محدودیت به راحتی انجام می‌شود.

موارد استفاده :

- در موردی که بیمار قادر نیست بخش یا بخش‌هایی از بدن را حرکت دهد (بی‌هوشی، فلجی، التهاب‌ها و غیره) جهت کاهش عوارض بی حرکتی، جلوگیری از چسبندگی مفصلی، افزایش جریان خون و بهبود تغذیه غضروفی، کمک به روند ترمیم و غیره اعمال می‌شود.
- در ارزیابی بیماران جهت تشخیص محدودیت حرکتی، ثبات مفاصل و غیره
- جهت آموزش نحوه انجام حرکت به بیمار
- قبل از حرکات کششی

محدودیت‌ها :

- هنگامی که عضله عصب دارد و بیمار هوشیار است انجام آن سخت است.
- این حرکات از آتروفی جلوگیری نمی‌کند.

نحوه انجام تمرین :

- بیمار در وضعیت راحت و مناسب قرار گرفته و درمانگر در جای مناسب نسبت به بیمار قرار گیرد.
- منطقه مورد نظر فاقد پوشش محدود کننده باشد (لباس تنگ).
- نقاط آسیب دیده باید حفاظت شده و در دامنه حرکتی درد نباشد.
- حرکت ۵ تا ۱۰ مرتبه نرم و ریتمیک انجام می‌شود و با نیروی خارجی انجام می‌شود.
- ترتیب انجام حرکت مشخص شود.
- تغییرات حاصل از حرکت ثبت شود.

۲-۴-۲ تمرینات غیر فعال کششی

پیش زمینه :

حرکات غیر فعال کششی از حرکات مهم در توان بخشی است و بر اساس نوع نیروی کشش، شدت و مدت اعمال کشش دسته بندی می شوند و هدف کسب مجدد و تثبیت دامنه حرکتی مفاصل و تحریک بافت نرم اطراف مفاصل است.

موارد استفاده :

- در جمع شدگی مفصل، چسبندگی بافتی، کوتاهی بافت پیوندی، پوست و عضله و دامنه حرکتی محدود
- زمانی که محدودیت های قابل پیشگیری، ممکن است موجب تغییرات ساختاری گردد.
- به علت ضعف یک عضله، عضله مخالف سفت می شود که جهت تقویت عضله ضعیف، ابتدا باید عضله مخالف سفت شده، طویل شود.

روش اعمال کشش :

- ارزیابی بیمار قبل از اعمال کشش
- آماده سازی بیمار با تشریح اهداف، گرم کردن ناحیه و آزاد بودن ناحیه کشش از محدودیت (لباس، بانداز و آتل).
- اعمال کششی برخلاف جهت سفتی بافت، ابتدا به صورت آرام و سپس تا آستانه درد ادامه یابد.
- بخش بالایی مفصل تثبیت گردیده و بخش پایینی حرکت یابد.
- وضعیت کشش ۱۵ تا ۳۰ ثانیه حفظ شود و سپس به آرامی فشار اعمال شده کم می شود و پس از استراحت تکرار شود.
- جهت جلوگیری از فشردگی مفاصل در حین انجام کشش، باید هنگام اعمال نیرو کشش سعی شود، سطوح مفصلی نیز از یکدیگر دور نگه داشته شود.
- حرکات های کششی به یک یا دو جلسه درمان پاسخ نمی دهد، افزایش انعطاف پذیری بافت ها فرآیندی تدریجی است و به چند هفته نیاز دارد.

موارد احتیاط در اعمال کشش غیر فعال :

- مواردی که یک مانع استخوانی، حرکت را محدود می کند.
- شکستگی تازه و عفونت و التهاب مفصلی.
- دردهای شدید در اثر کشش.

- از کشش بیش از حد عضلات ضعیف خصوصاً ضد جاذبه باید خودداری کرد.

۳-۴-۲ تمرینات فعال کمکی

پیش زمینه :

این حرکات توسط بیمار و با کمک یک نیروی خارجی اعمال می‌شود. در این نوع تمرین در بخش‌هایی از حرکت در یک دامنه حرکتی که ضعف و ناتوانی وجود دارد به بیمار کمک می‌شود.

موارد استفاده :

- در ضعف شدید عضلانی که علی‌رغم وجود حرکت در عضو، دامنه حرکتی کامل نیست.
 - عدم کنترل کافی روی حرکت وجود دارد.
 - جهت حفظ تحرک و افزایش قدرت عضلانی.
- انواع نیروهای کمکی
- نیروی خارجی مثل : درمانگر، قرقره وزنه و نیروی آب.
 - نیروی بیمار با کمک عضو سالم و یا چوب مخصوص.
- اصول مورد توجه در انجام حرکات فعال
- حرکات به صورت نرم و ریتمیک انجام می‌شود تا فشار ناگهانی به مفاصل و عضلات وارد نشود.
 - وضعیت‌های شروع حرکت باید طوری انتخاب شود که کار عضله آسان و تعادل بیمار حفظ شود (خوابیده، نشسته و ایستاده).
 - تمرینات باید از مرحله ضعف شدید تا مرحله استفاده کامل از عضو، به تدریج پیشرفت داده شود.
 - حرکات فعال باید بیشترین دامنه حرکتی ممکن در مفاصل را در بر گیرند.

۴-۴-۲ تمرینات فعال مقاومتی

پیش زمینه :

انقباض پویا و ایستا در مقابل نیروی خارجی مقاومت می‌کند. اگر در حین انقباض عضله مقاومت اعمال شود بعد مدتی قدرت عضله و پس از آن پاسخ قلبی-عروقی و سپس تحمل افزایش می‌یابد.

موارد استفاده :

- افزایش قدرت : همراه با مقاومت خارجی افزایش حجم داریم.
- افزایش تحمل : تکرار زیاد با مقاومت کم (در مدت طولانی). تحقیقات نشان داده است که با افزایش قدرت عضلانی، تحمل عضلانی هم افزایش یافته است.

- افزایش توان : معیار عملکرد عضله (کار انجام شده در واحد زمان) . انجام تمرینات مقاومتی با فواصل زمانی معین، باعث تشدید می‌شود.
- تمرینات گوناگون از توان
- توان بی هوازی پر شدت در مدت کم.
- توان هوازی کم شدت در مدت زیاد.
- موارد عدم استفاده :

● التهاب

● درد

اصول مورد توجه در انجام حرکات فعال :

- حرکات به صورت نرم و ریتمیک انجام می‌شود تا فشار ناگهانی به مفاصل و عضلات وارد نشود.
- وضعیت‌های شروع حرکت باید طوری انتخاب شود که کار عضله آسان و تعادل بیمار حفظ شود (خوابیده، نشسته و ایستاده).
- تمرینات باید از مرحله ضعف شدید تا مرحله استفاده کامل از عضو به تدریج پیشرفت داده شود.
- حرکات فعال باید بیشترین دامنه حرکتی ممکن در مفاصل را در بر گیرند.

۵-۲ حرکات مفصل زانو

حرکات مفصل زانو شامل حرکات زیر است:

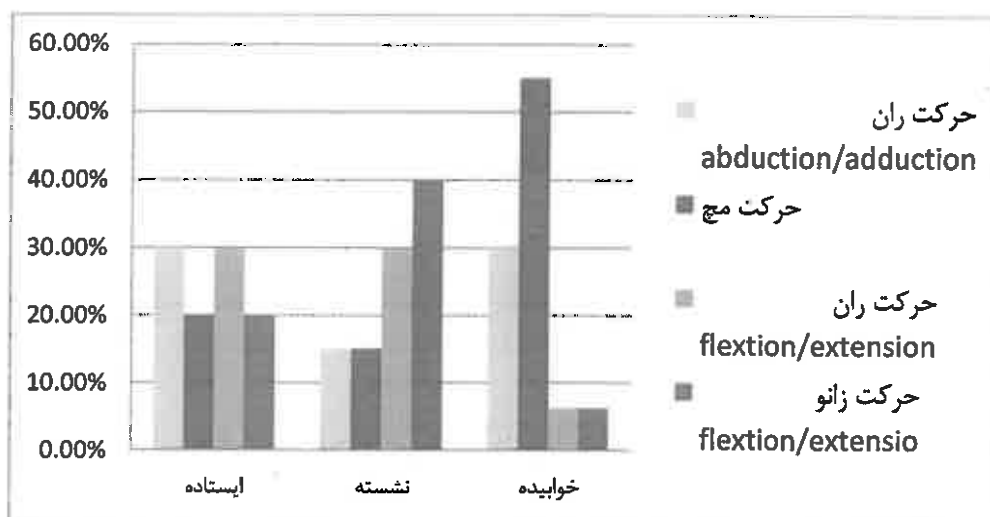
- بسته شدن به میزان ۱۳۰ الی ۱۴۰ درجه (فلکشن^۵)
- باز شدن یا راست شدن در حدود ۰ درجه (اکستنشن^۶)
- به میزان کمی چرخش داخلی در حدود ۱۰ درجه
- به مقدار کمی چرخش خارجی در حدود ۱۰ درجه

۶-۲ روند توان بخشی زانو

حال اگر بخواهیم روند انجام این تمرینات را برای هر بیمار مشخص کنیم به طور کلی می‌توان گفت که تمرین‌های توان بخشی با تمرین‌های غیرفعال شروع می‌شوند. در این تمرین‌ها بیمار هیچ نیرویی وارد نمی‌کند و ربات تمام نیروی لازم برای حرکت را فراهم می‌کند. هدف از این گونه تمرین‌ها جابجایی کامل دامنه حرکت برای بازگرداندن دامنه‌ی حرکتی و قدرت انعطاف پذیری بیمار است، بعد با تمرین‌های کمکی ادامه می‌یابند در این تمرین‌ها بیمار سهمی از نیروی لازم برای حرکت را به عهده می‌گیرد و باقیمانده این نیرو توسط ربات تأمین می‌شود و هدف افزایش قدرت ماهیچه‌ها و عضلات و در نهایت روند توان بخشی با تمرین‌های مقاومتی پایان می‌یابند که این تمرین‌ها بیشتر برای افزایش جابگی و هماهنگی اعصاب و عضله بکار گرفته می‌شوند.

۷-۲ حالت‌های بدن در حین تمرین

تمرینات توان بخشی برای زانو در سه حالت ایستاده، نشسته و خوابیده انجام می‌شوند که بر اساس بررسی‌های انجام شده میزان تأثیرگذاری حالت‌های مختلف مطابق شکل ۲-۴ بدست آمده است [۶۲].



شکل ۲-۴: میزان اثرگذاری حالت بدن در تمرین‌های توان بخشی

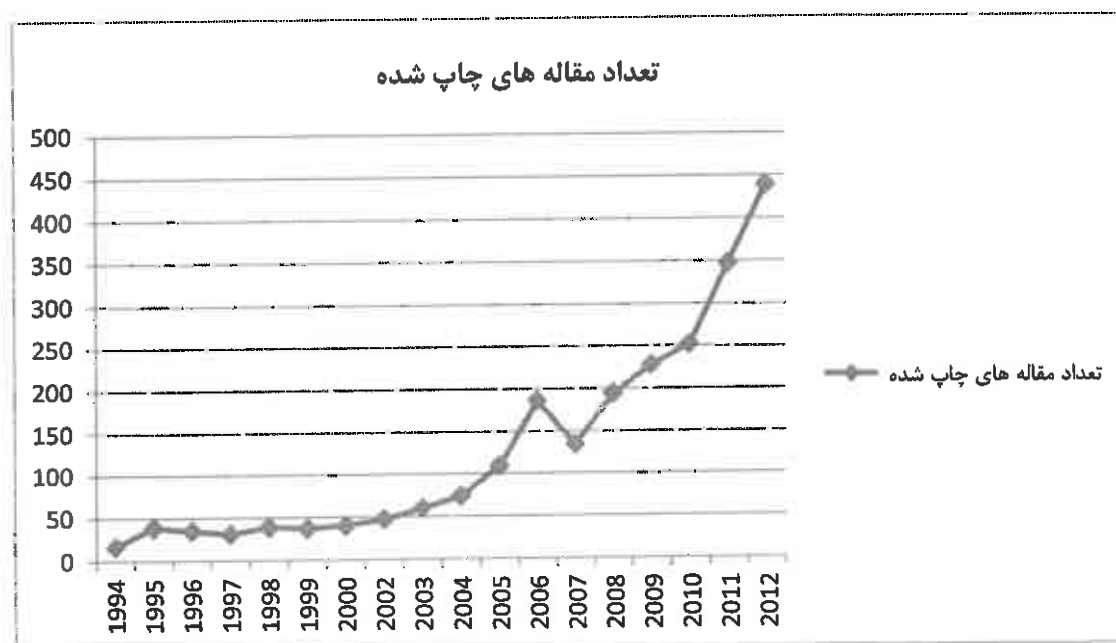
این گزارشات که از نظرات فیزیوتراپ‌های موفق و برجسته دنیا صورت گرفته حاکی از آن است که برای توان بخشی زانو تمرین‌هایی که در حالت نشسته انجام می‌شوند بیشترین اثرگذاری را دارند.

۸-۲ توان بخشی رباتیک

دقت دست‌های رباتیک در ابزارها و کاوشگرها، حسگرهای دقیق و پردازش سریع سیگنال و سرعت و دقت رایانه در مدل سازی، شبیه سازی و الگوریتم‌های بی‌درنگ تصمیم گیری خودکار، توسط ریزپردازنده های قدرتمند در سال‌های اخیر به حدی از پیشرفت رسیده است که بهره گیری از قابلیت‌های رباتیک را هر روز به شکلی جدیدتر در حوزه های گوناگون علمی و فنی مطرح می‌کند. در حوزه‌ی پزشکی نیز الگوهای مختلف بر اساس سامانه های هوشمند هر روز در حال توسعه است. کمک به پزشک با انجام کارهای دقیق، جمع‌آوری و تجزیه و تحلیل حجم زیادی از سیگنال‌های تشخیصی در زمان‌های حساس کاری، ارایه ی خدمات پزشکی از راه دور از طریق کانال‌های ارتباطی و کمک به بیمار در زندگی روزانه از طریق دوره های توان بخشی رباتیک از جمله این پیشرفت‌ها است.

برای نشان دادن اهمیت و توجه روزافزون جوامع علمی به ربات‌های توان بخشی در نمودار مقابل تعداد مقاله‌هایی که در ژورنال‌های مختلف علمی که در این رابطه به چاپ رسیده نمایش داده شده است.

همان‌طور که در شکل ۵-۲ مشخص است نگاه جامعه علمی به این موضوع مثبت بوده و ربات‌های توان بخشی به تدریج به یکی از شاخه های مهم در زمینه رباتیک تبدیل شده است.



شکل ۳-۲: بررسی میزان توجه جوامع علمی به ربات‌های توان بخشی

۹-۲ پارامترهای مهم در طراحی ربات

برای طراحی یک ربات در زمینه توان بخشی اولین قدم مشاوره با یک فیزیوتراپ ماهر جهت یافتن بایدها و نبایدها برای توان بخشی و دانستن پارامترهایی است که یک فیزیوتراپ در طول درمان به آنها نیاز دارد و ربات باید پاسخی مناسب به این نیازها بدهد.

به طور کلی پارامترهای مهم در توان بخشی از دید فیزیوتراپها را می توان به بخش های زیر تقسیم کرد:

۱-۹-۲ کنترل موقعیت ربات

این بخش شامل مسائل مربوط به پارامترهایی برای کنترل حرکت می باشد. دامنه حرکت، مدت آموزش، و مدت زمان استراحت در نظر گرفته شده است. این نکته قابل ذکر است که دامنه حرکت مهم ترین پارامتر از این میان می باشد.

نوع تمرین	تمرینات فعال (خم و راست شدن) ^۷			تمرینات غیرفعال (خم و راست شدن)		
	باید باشد	بهبتر است	نیازی نیست	باید باشد	بهبتر است	نیازی نیست
دامنه حرکت	۹۳.۷۵٪	۶.۳۵٪	۰٪	۱۰۰٪	۰٪	۰٪
مدت زمان آموزش	۶۲.۵٪	۳۱.۲۵٪	۶.۲۵٪	۵۶.۲۵٪	۴۳.۷۵٪	۰٪
مدت زمان استراحت	۴۳.۷۵٪	۵۶.۲۵٪	۰٪	۴۳.۷۵٪	۵۶.۲۵٪	۰٪

جدول ۱-۲: بررسی میزان نیاز به اندازه گیری پارامترهای مورد نیاز برای کنترل حرکت از دید فیزیوتراپها

در جدول ۱-۲ نتایج نظرسنجی از فیزیوتراپها برای پارامترهای مهم مورد نیاز در حرکت ربات آمده است. [۶۳]

۲-۹-۲ کنترل نیروی اعمالی به بیمار

یکی دیگر از پارامترهایی که در طراحی یک ربات توان بخشی باید مدنظر گرفته شود و از نظر متخصصان این زمینه یک پارامتر تأثیر گذار است مقدار نیروی اعمالی ربات به بیمار و بالعکس می باشد. این پارامتر برای تمرینات فعال تعریف می شود زیرا همان طور که قبلاً گفته شد در تمرینات غیر فعال بیمار نیرویی وارد نکرده و تمام نیروی لازم به وسیله ربات تأمین می گردد. در جدول ۲-۲ نتایج نظرسنجی از فیزیوتراپها برای این پارامتر آمده است [۶۳].

نوع تمرین	تمرینات فعال (خم و راست شدن) ^۸			تمرینات غیرفعال (خم و راست شدن)		
	باید باشد	بهبتر است باشد	نیازی نیست	باید باشد	بهبتر است باشد	نیازی نیست
نیروی مقاوم	%۶۲.۵	%۳۱.۲۵	%۶.۲۵	-	-	-

جدول ۲-۲: بررسی میزان نیاز به اندازه گیری نیرو از دید فیزیوتراپها

۲-۹-۳ ذخیره اطلاعات بیمار

اطلاعات مورد نیاز	در صد پاسخها		
	باید باشد	بهبتر است باشد	نیازی نیست
تاریخ انجام تمرین	%۱۰۰	%۰	%۰
نوع تمرین	%۱۰۰	%۰	%۰
تعداد تکرارها	%۹۳.۷۵	%۶.۲۵	%۰
سرعت حرکت	%۶۲.۵	%۳۷.۵	%۰
دامنه حرکت	%۱۰۰	%۰	%۰
نیروی مقاوم	%۸۱.۲۵	%۱۸.۷۵	%۰
مدت زمان تمرین	%۶۸.۷۵	%۳۱.۲۵	%۰

جدول ۳-۲: اطلاعات مربوط به روند بهبود درمان

یکی دیگر از پارامترهایی که به نظر فیزیوتراپها نیاز است ذخیره اطلاعات مربوط به تاریخچه بیمار است. جدول ۳-۲ نتایج نظرسنجی از فیزیوتراپها را نشان می دهد.

نوع اطلاعات	در صد پاسخها		
	باید باشد	بهبتر است باشد	نیازی نیست
سرعت حرکت	%۴۳.۷۵	%۵۶.۲۵	%۰
دامنه حرکت	%۹۳.۷۵	%۶.۲۵	%۰
فعالیت عضلات (EMG)	%۱۸.۷۵	%۷۵	%۶.۲۵
قدرت	%۶۸.۷۵	%۲۵	%۶.۲۵

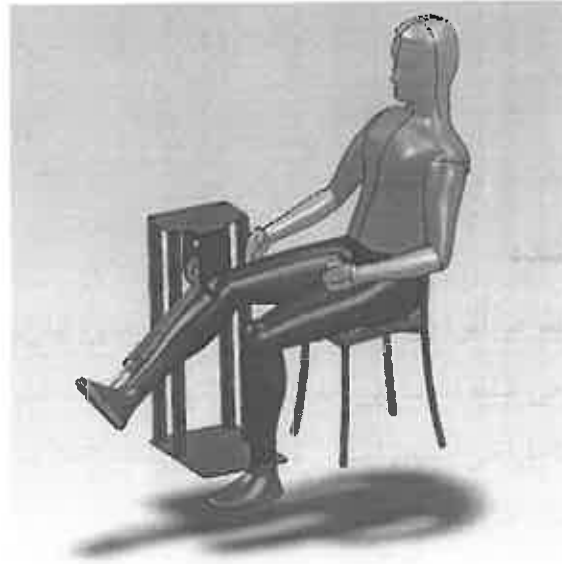
جدول ۴-۲: اطلاعات ارزیابی بیمار

اطلاعاتی دیگری نظیر اطلاعات شخصی بیمار، اطلاعات مانیتور شده برای دستگاه و مواردی از این نوع از دیگر اطلاعات مورد نیاز است.

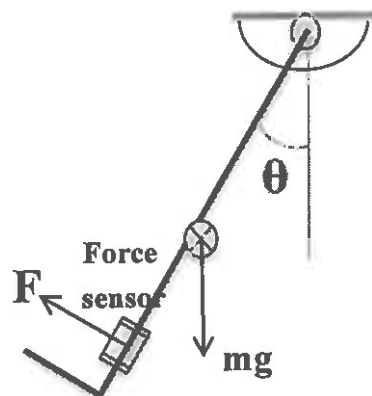
^۸ Extension and flexion

۱۰-۲ ربات طراحی شده

با توجه به مطالب بیان شده در این دو فصل برای انجام تمرین‌های توان‌بخشی مورد نظر برای زنان ربات یک درجه آزادی طراحی شده است. این ربات به سادگی قادر است تمرین‌های غیرفعال و فعال را انجام دهد. شکل ۴-۲ ربات طراحی شده را نشان می‌دهد. در شکل ۵-۲ نیز شماتیک دینامیکی ربات برای بدست آمدن دینامیک ربات آمده است.



شکل ۴-۲ : ربات توان‌بخشی طراحی شده



شکل ۵-۲ : دینامیک ربات توان‌بخشی

پارامترهای ربات و بیمار که در شبیه سازی در نظر گرفته شده است در جدول ۵-۲ آمده است.

lin k	x_c	y_c	z_c	I_{xx}	I_{yy}	I_{zz}	I_{yx}	I_{xy}	I_{yz}	I_{zx}	I_{zy}	I_{zz}	m_r	m_p	l_m	l_r
1	0.09	-	0	0.9	-	0	-	0.2	0	0	0	0.9	2	4	0.5	0
		0.16		1	0.12		0.12	3				1			5	5

جدول ۵-۲: مقادیر پارامترهای ربات و بیمار برای شبیه سازی

که در آن x_c ، y_c و z_c مختصات مرکز جرم سیستم نسبت به نقطه مرکز مختصات، I_{ij} ممان اینرسی سیستم در صفحه i و j ، m_p وزن پای بیمار، m_r وزن بازوی ربات l_r و l_m به ترتیب طول بازوی ربات و طول پای بیمار هستند.

۱۱-۲ نتیجه گیری

امروزه با پیشرفت فناوری، صنعت، افزایش شمار تصادفات و حوادث همه روزه بر تعداد بیمارانی افزوده می شود که نیاز به توان بخشی دارند. این امر سبب شده که در تمامی کشور به خصوص کشورهای پیشرفته به توان بخشی به عنوان یک نیاز اساسی و راهکاری برای بازگرداندن افراد جامعه به زندگی روزمره توجه شود. در این میان زانو به عنوان یکی از مفاصل پرکار و تأثیر گذار برای بدن همواره شناخته می شود. وقتی زانوها آسیب ببینند زندگی به معنای واقعی کلمه در سراسیمگی می افتد. در نتیجه توان بخشی زانو بیش از سایر مفاصل و اندامها اهمیت می یابد و همواره به عنوان یکی از چالش های اساسی در توان بخشی دیده می شود. توان بخشی زانو فرآیند ای است که با انجام تمرینات گوناگون صورت می گیرد. این تمرین ها به دو بخش غیرفعال و فعال تقسیم می شوند که به ترتیب برای هر بیمار با نظر پزشک متخصص انجام می گیرد. با توجه به بررسی های انجام شده می توان نتیجه گرفت که انجام این تمرینات در حالت نشسته نتیجه بهتری خواهند داشت.

فصل سوم

روش‌های کنترل امیدانسی بر اساس راهبرد گشتاور و ولتاژ

تا کنون روش‌های مختلفی برای کنترل ربات‌ها با کاربرد توان‌بخشی ارائه شده است. از جمله این روش‌ها می‌توان به کنترل موقعیت، کنترل سرعت، کنترل نیرو، کنترل ترکیبی موقعیت-نیرو و کنترل امپدانس اشاره کرد. در میان این روش‌ها کنترل ترکیبی موقعیت-نیرو و کنترل امپدانس پرکاربردتر می‌باشند.

کنترل ترکیبی در ربات lokomat به خوبی پیاده سازی شده است [۶۴] [۶۵] [۶۶]. در مقایسه با دیگر روش‌های کنترلی، کنترل امپدانس تأثیرگذارتر و انعطاف‌پذیرتر است [۶۷]. ربات MIT-MANUS که قبلاً نیز به آن اشاره شد به عنوان یکی از موارد کاملاً موفق بکارگیری شده از کنترل امپدانس برای ربات‌های توان‌بخشی است [۶۸]. ایده کنترل امپدانس که اولین بار به وسیله Hogan ارائه شد [۶۹]. اکنون به عنوان یکی از زمینه‌های فعال تحقیقاتی به خصوص در زمینه ربات‌های توان‌بخشی محسوب می‌شود. کنترل امپدانس در مقایسه با کنترل موقعیت و کنترل نیرو در کاربرد انجام تمرینات توان‌بخشی از جایگاه بالاتری برخوردار است. چرا که در این روش کنترل نیرو و کنترل موقعیت هیچ یک به تنهایی انجام نمی‌پذیرد. این روش قادر به تنظیم امپدانس ربات در تماس با محیط است. قانون کنترل امپدانس در واقع به طراحی دینامیکی می‌پردازد که ربات توان‌بخشی در تماس با بیمار باید از خود نشان دهد. در صورت پیاده سازی این روش کنترلی ربات توان‌بخشی در تعامل با محیط همانند یک سیستم جرم-فنر-دمپر در مقابل نیروی اعمالی از طرف محیط عمل می‌کند.

کنترل امپدانس رایج بر اساس کنترل گشتاور بنا شده است. به عبارت دیگر گشتاور مفاصل ربات برای پیاده سازی کنترل امپدانس بکار گرفته می‌شوند. برای این هدف کنترل‌کننده باید مسایل پیچیده‌ای از قبیل عدم قطعیت‌ها و معادلات غیرخطی دینامیک ربات‌ها غلبه کند. به علاوه این روش در اکثر اوقات اثر دینامیک عملگرها را که در کنترل حرکت بسیار مهم هستند را در نظر نمی‌گیرد. در کنترل بر پایه گشتاور فرض بر این است که عملگرها قادرند گشتاور محاسبه شده را برای مفاصل ربات تأمین کنند. اگرچه این فرض با وجود مشکلاتی نظیر دینامیک عملگرها، محدودیت عملگرها و محدودیت سنسورهای ربات نمی‌تواند فرض کاملاً مناسبی باشد. برای غلبه بر عدم قطعیت‌ها و غیرخطی بودن سیستم‌های رباتیک و همچنین در نظر گرفتن اثر دینامیک عملگرها در این پایان نامه یک روش کنترل امپدانس جدید برای ربات‌های توان‌بخشی که وابستگی کمتری به دینامیک ربات دارد ارائه می‌شود.

روش پیشنهادی در این فصل بر پایه کنترل ولتاژ اعمالی پایه گذاری می‌شود که با روش‌های متداول که بر پایه گشتاور بنا شده اند تفاوتی اساسی دارد و در مقایسه با آن ساده تر، مؤثرتر و با محاسبات کمتر است.

۲-۳ روش کنترل امپدانس بر پایه گشتاور

این روش در کاربردهای مختلف استفاده شده است. ربات‌های توان‌بخشی نیز یکی از این زمینه‌هاست.

۱-۲-۳ معادلات دینامیکی

معادلات دینامیک ربات به وسیله معادله (۱-۳) بیان می‌شود.

$$D_r(q)\ddot{q} + C_r(q, \dot{q})\dot{q} + g_r(q) + \tau_e = \tau_r \quad (1-3)$$

که در آن $q \in R^n$ بردار موقعیت مفاصل، $D_r(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی ربات، $C_r(q, \dot{q})\dot{q} \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکز گرا، $g_r(q) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $\tau_e \in R^n$ بردار گشتاور بار، و $\tau_r \in R^n$ بردار گشتاور ربات می‌باشند.

گشتاور بار که در واقع به وسیله بیماری که در تعامل با ربات قرار دارد ایجاد می‌شود به صورت زیر

$$D_e(q)\ddot{q} + C_e(q, \dot{q})\dot{q} + g_e(q) - J_e^T(q)F_h = \tau_e \quad (2-3)$$

بیان می‌شود که در آن $D_e(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی بدن انسان، $C_e(q, \dot{q})\dot{q} \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکز گرا، $g_e(q) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $F_h \in R^n$ بردار نیروی ایجاد شده به وسیله انسان می‌باشند. با جایگذاری (۲-۳) در (۱-۳) معادله مکانیکی ربات توان‌بخشی به صورت

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) - J_e^T(q)F_h = \tau_r \quad (3-3)$$

بدست می‌آید. که در آن

$$D(q) = D_r(q) + D_e(q) \quad (4-3)$$

$$C(q, \dot{q}) = C_r(q, \dot{q}) + C_e(q, \dot{q}) \quad (5-3)$$

$$g(q) = g_r(q) + g_e(q) \quad (6-3)$$

و اگر بخواهیم این معادلات را در فضای کار مدل شود باید از تبدیلی برای انتقال از فضای مفصلی به فضای کار استفاده شود. این تبدیل به وسیله ماتریس ژاکوبین ربات به صورت

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} \quad (7-3)$$

انجام می‌گیرد. در جایی که $\mathbf{x} \in R^n$ موقعیت نقطه نهایی، $\mathbf{J}(\mathbf{q}) \in R^{n \times n}$ ماتریس ژاکوبین ربات می‌باشند. بنابراین

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{x}} \quad (8-3)$$

اگر ماتریس ژاکوبین ربات مربعی نباشد از ماتریس معکوس مجازی $\mathbf{J}(\mathbf{q})^\dagger$ استفاده می‌شود که به صورت

$$\mathbf{J}(\mathbf{q})^\dagger = \left(\mathbf{J}(\mathbf{q})^T \mathbf{J}(\mathbf{q}) \right)^{-1} \mathbf{J}(\mathbf{q})^T \quad (9-3)$$

بیان می‌شود. پس از انتقال معادله (3-3) به فضای کار خواهیم داشت

$$\mathbf{D}(\mathbf{q})\mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{x}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{x}} + \mathbf{g}(\mathbf{q}) - \mathbf{J}_e^T(\mathbf{q})\mathbf{F}_h = \mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})\mathbf{F}_r \quad (10-3)$$

۳-۲-۲ کنترل امیدانس

امیدانس مکانیکی طراحی شده برای نقطه انتهایی ربات به شکل

$$\mathbf{M}_d(\ddot{\mathbf{x}}_d - \ddot{\mathbf{x}}) + \mathbf{D}_d(\dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}) + \mathbf{K}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) = \mathbf{F}_h \quad (11-3)$$

در نظر گرفته شده است که در آن $\mathbf{M}_d$ ، $\mathbf{D}_d$ و $\mathbf{K}_d$ ماتریس‌های قطری هستند که پارامترهای امیدانس قابل طراحی می‌باشند.

از معادله (11-3) خواهیم داشت

$$\ddot{\mathbf{x}} = \ddot{\mathbf{x}}_d + \mathbf{M}_d^{-1}\mathbf{D}_d(\dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}) + \mathbf{M}_d^{-1}\mathbf{K}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) - \mathbf{M}_d^{-1}\mathbf{F}_h \quad (12-3)$$

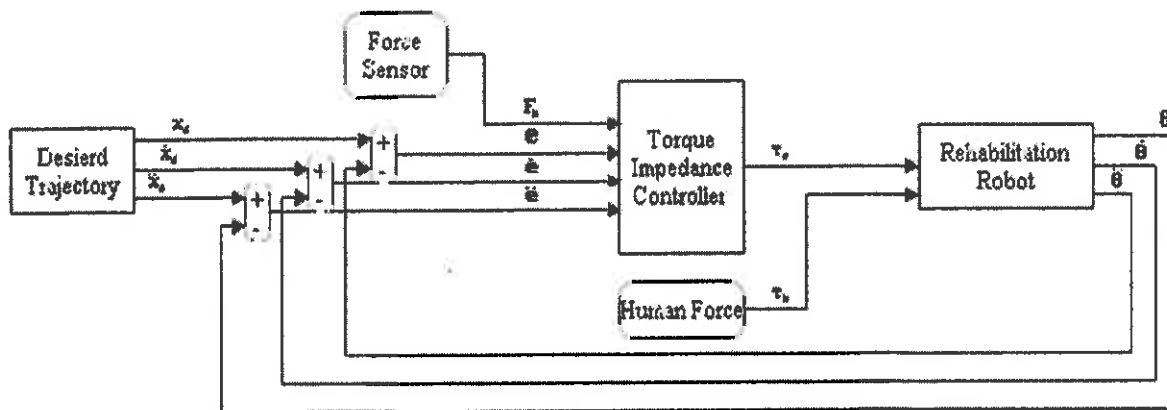
در انتها با جایگذاری معادله (12-3) در (10-3) قانون کنترل به صورت

$$\mathbf{D}(\mathbf{q})\mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})\left(\ddot{\mathbf{x}}_d + \mathbf{M}_d^{-1}\mathbf{D}_d(\dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}) + \mathbf{M}_d^{-1}\mathbf{K}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) - \mathbf{M}_d^{-1}\mathbf{F}_h \right) + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{x}} + \mathbf{g}(\mathbf{q}) - \mathbf{J}_e^T(\mathbf{q})\mathbf{F}_h = \mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})\mathbf{F}_r \quad (13-3)$$

به دست می‌آید.

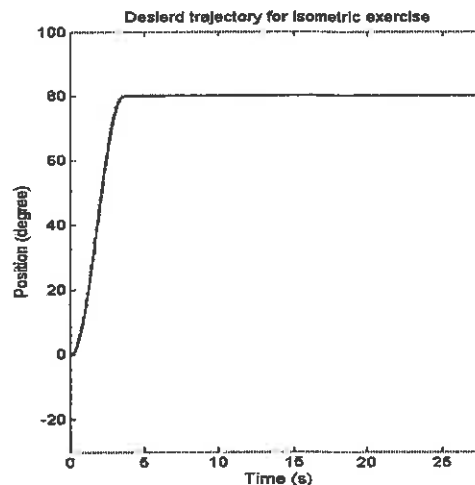
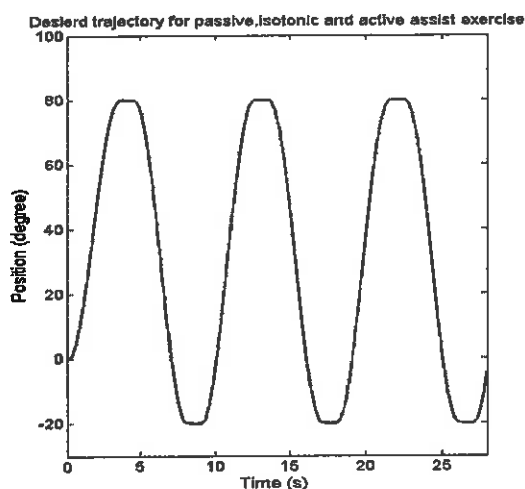
۳-۲-۳ شبیه سازی سیستم کنترل

در شکل ۱-۳ نمای سیستم کنترلی شبیه سازی شده نمایش داده شده است.



شکل ۳-۱: بلوک دیاگرام کنترل کننده امپدانس بر پایه گشتاور

برای مسیر مطلوب یک مسیر نرم که حداقل دارای مشتق تا مرتبه دوم باشد انتخاب می‌شود. علاوه بر این مسیر باید در بازه تغییرات مجاز برای زانو باشد. به همین دلایل برای حرکتهای غیر فعال، ایزوتونیک و فعال کمکی مسیری مطابق شکل ۳-۲ که در آن زاویه بازوی ربات از صفر درجه شروع به حرکت کرده با سرعتی ثابت به زاویه ۸۰ درجه در حالت جلو و ۲۰ درجه در حالت عقب حرکت می‌کند و برای حرکت ایزومتریک که باید زاویه زانو ثابت باشد مطابق شکل ۳-۲ طراحی شده است که در آن زاویه بازوی ربات از صفر درجه شروع به حرکت کرده با سرعتی ثابت به زاویه ۸۰ درجه در حالت جلو رسیده و در همان زاویه ثابت می‌ماند.

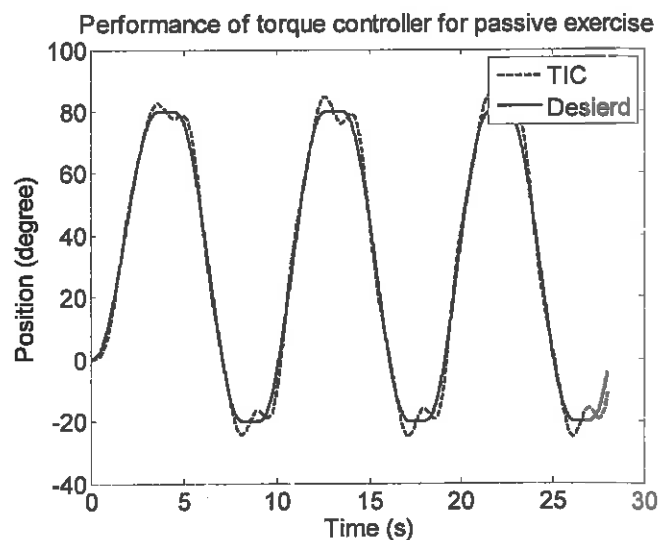


شکل ۳-۲: مسیر مطلوب طراحی شده (سمت چپ: تمرینات غیرفعال، ایزوتونیک و فعال کمکی، سمت راست: تمرینات ایزومتریک)

مقدار نیروی که می‌خواهیم بیمار به آن اندازه نیرو وارد کند در تمرینات ایزومتریک، ایزوتونیک و فعال کمکی $F_d = 10N$ طراحی شده است.

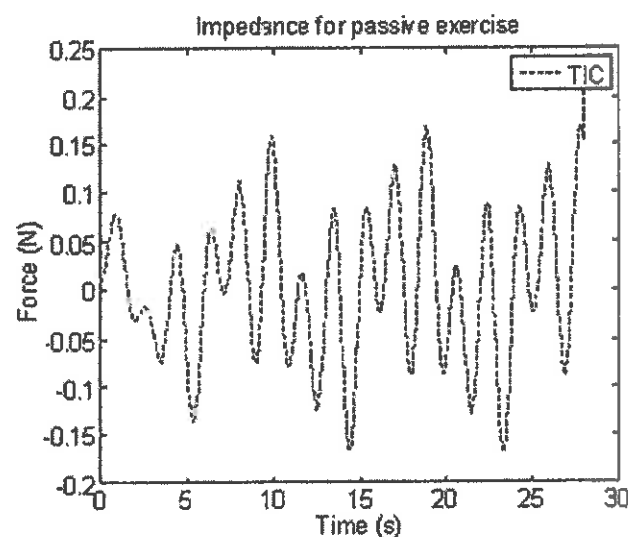
۱-۳-۲-۳ تمرین غیرفعال

مقادیر ضرایب کنترل امیدانس برابر $M_d = 0.1$ ، $K_d = 5$ و $D_d = 0.2$ در این حرکت در نظر گرفته شده است. در شکل ۳-۳ ردگیری مسیر مطلوب برای این سیستم کنترلی نمایش داده شده است.



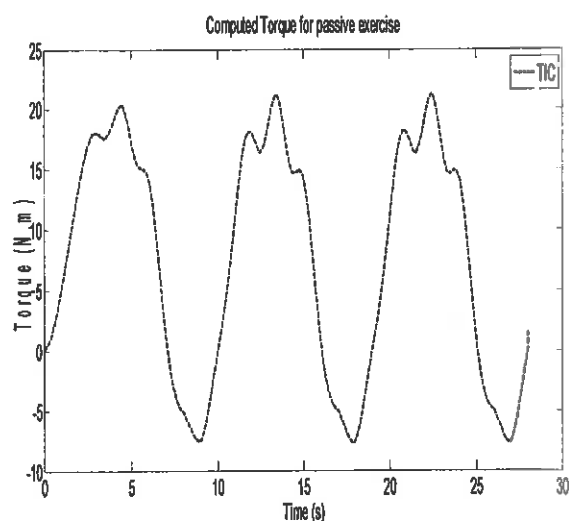
شکل ۳-۳: کارایی کنترل کننده امیدانس سنتی بر پایه گشتاور در تمرین غیرفعال

مشاهده می‌شود که در نقاط تغییر شیب دارای خطای نسبتاً قابل ملاحظه ای است. شکل ۴-۳ نمودار نیروی وارد به بیمار را نشان می‌دهد.



شکل ۴-۳: نمودار نیروی وارد به بیمار در تمرین غیرفعال

همان طور که مشاهده می‌شود نمودار نیروی وارد به بیمار دارای ماکزیمم حدود ۲۰ نیوتن است. روشن است که برای حرکت غیرفعال این نیرو در حالت ایده آل باید صفر باشد.

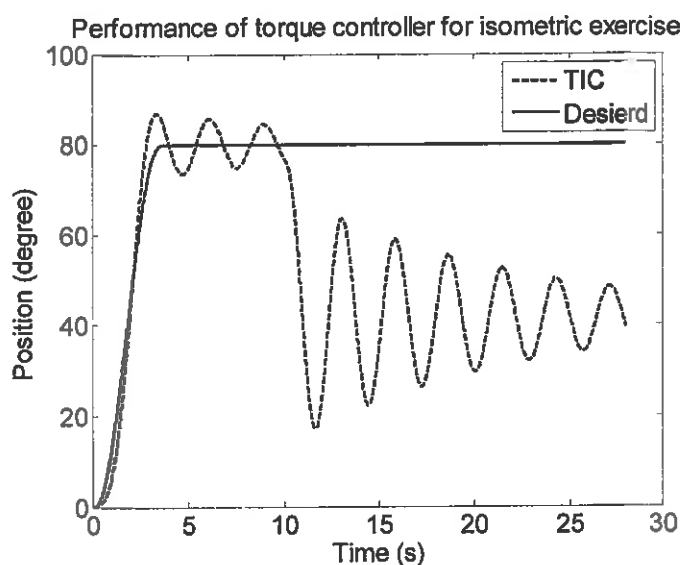


شکل ۳-۵: گشتاور محاسبه شده توسط کنترل کننده برای تمرین غیرفعال

شکل ۳-۵ گشتاور مفصل را نمایش می‌دهد. همان طور که مشاهده می‌شود از مقدار ماکزیمم گشتاور تولیدی توسط موتور که ۴۰ نیوتن متر است کمتر است.

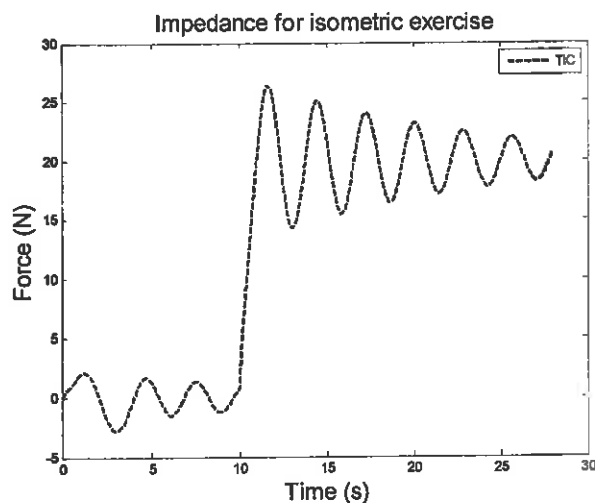
۳-۲-۲-۳ تمرین ایزومتریک

مقادیر ضرایب کنترل امپدانس به طور نمونه برابر $M_d = 1$ ، $K_d = 60$ و $D_d = 2$ در نظر گرفته شده است. در شکل ۳-۶ ردگیری مسیر مطلوب برای این سیستم کنترلی نمایش داده شده است.



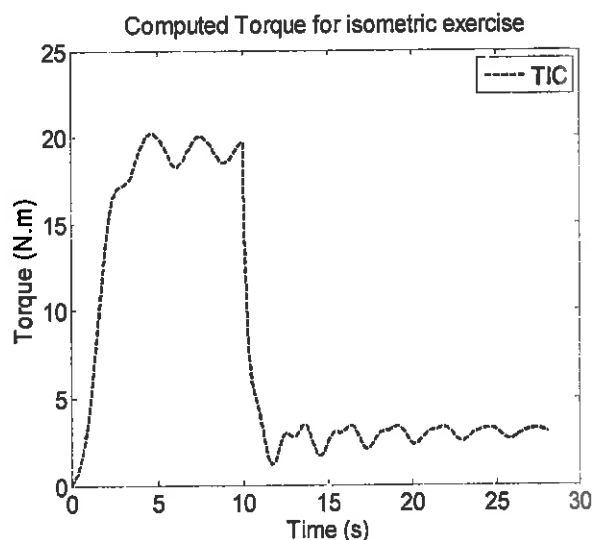
شکل ۳-۶: کارایی کنترل کننده امپدانس سنتی بر پایه گشتاور در تمرین ایزومتریک

مشاهده می‌شود در لحظه ایی که بیمار باید نیروی ثابت احساس کند یعنی ثانیه ۱۰ به صورت میرا شونده با آهنگ میرایی کندی این اتفاق می‌افتد و در تمام مسیر این نوسان ادامه دارد که برای بیمار اصلاً مناسب نیست. شکل ۳-۷ نیروی وارد به بیمار را نشان می‌دهد.



شکل ۳-۷: نیروی وارد به بیمار را از دیدگاه بیمار در تمرین ایزومتریک

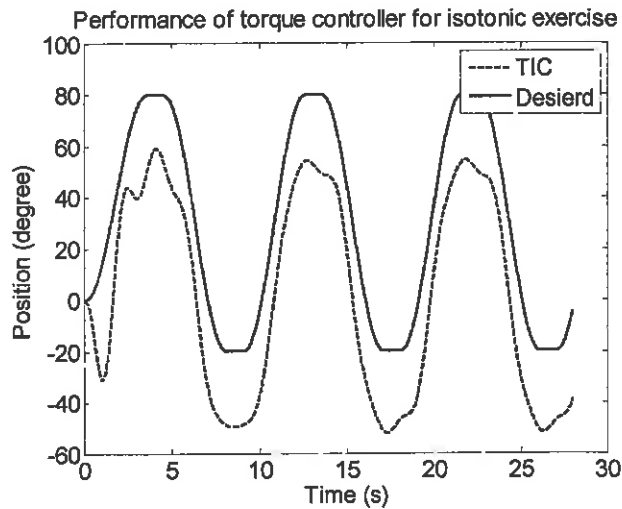
همان طور که مشاهده می‌شود نیروی وارد به بیمار مطابق با خواست پزشک در ثانیه ۱۰ از مقدار خود که از حدود صفر است به مقدار تعیین شده توسط پزشک تغییر می‌کند اما در این تغییر مجدداً شکل نوسانی در امپدانس دیده شده توسط بیمار نیز وجود دارد. شکل ۳-۸ مقدار گشتاور یا تلاش کنترل‌کننده را نمایش می‌دهد. همان طور که مشاهده می‌شود از مقدار ماکزیمم گشتاور تولیدی توسط موتور که ۴۰ نیوتن متر است کمتر است.



شکل ۳-۸: گشتاور محاسبه شده توسط کنترل‌کننده برای تمرین ایزومتریک

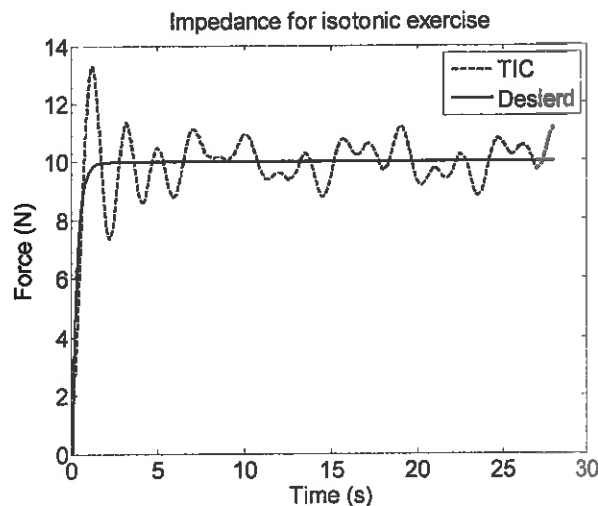
۳-۳-۲-۳ تمرین ایزوتونیک

مقادیر ضرایب کنترل امپدانس برابر $M_d = 1$ ، $K_d = 40$ و $D_d = 2$ در این حرکت در نظر گرفته شده است. در شکل ۹-۳ ردگیری مسیر مطلوب برای این سیستم کنترلی نمایش داده شده است.



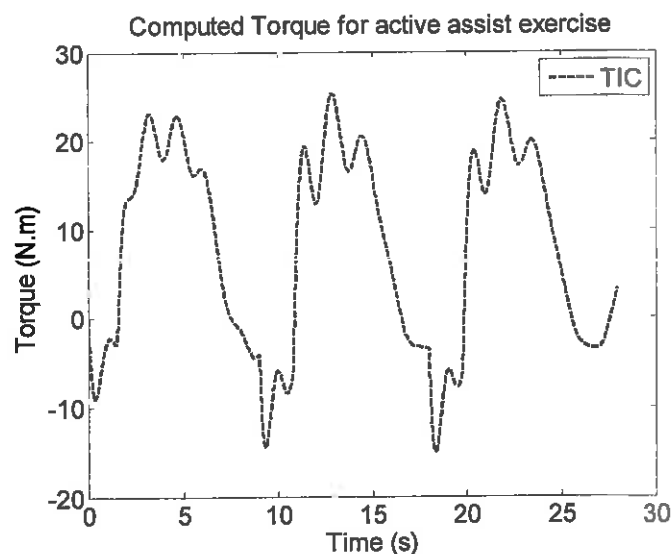
شکل ۹-۳: کارایی کنترل کننده امپدانس سنتی بر پایه گشتاور در تمرین ایزوتونیک

مشاهده می‌شود که در این تمرین بیمار باید نیروی ثابت در طول حرکت احساس کند. خطای ثابتی در موقعیت داریم که البته این خطا تا حدودی قابل توجیه است. زیرا به دنبال رسیدن به امپدانس مطلوب هستیم نه ردگیری موقعیت و این بر اساس معادله ۳-۱۱ از اصول کنترل امپدانس است که مقدار نیروی بیمار به وسیله‌ی همین خطاها در موقعیت و سرعت و شتاب ایجاد می‌شود که البته ضرایب کنترل امپدانس هم در این رابطه خودنمایی می‌کنند و بسیار تأثیر گذارند. شکل ۱۰-۳ نمودار نیروی وارد به بیمار را نشان می‌دهد



شکل ۱۰-۳: نیروی وارد به بیمار در تمرین ایزوتونیک

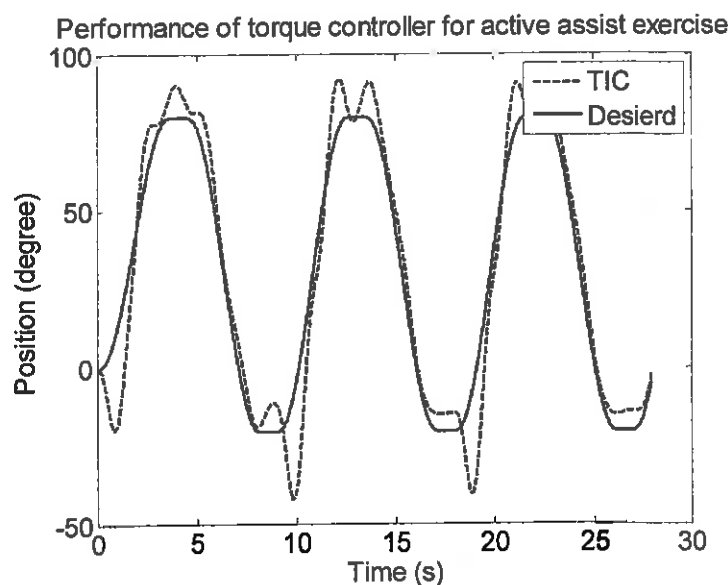
شکل ۱۱-۳ مقدار گشتاور محاسبه شده به وسیله کنترل کننده را نمایش می دهد. همان طور که مشاهده می شود از مقدار ماکزیمم گشتاور تولیدی توسط موتور که ۴۰ نیوتن متر است کمتر است.



شکل ۱۱-۳: گشتاور محاسبه شده توسط کنترل کننده برای تمرین ایزوتونیک

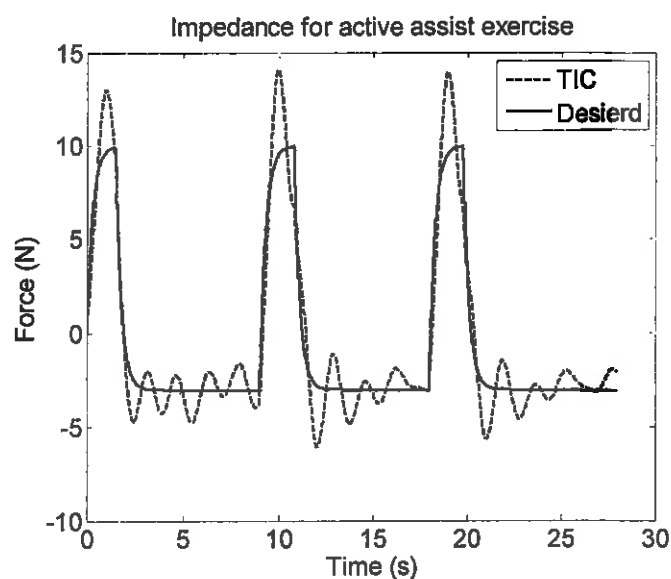
۴-۳-۲-۳ تمرین فعال کمکی

مقادیر ضرایب کنترل امپدانس برابر $M_d = 1$ ، $K_d = 60$ و $D_d = 1$ در نظر گرفته شده است.



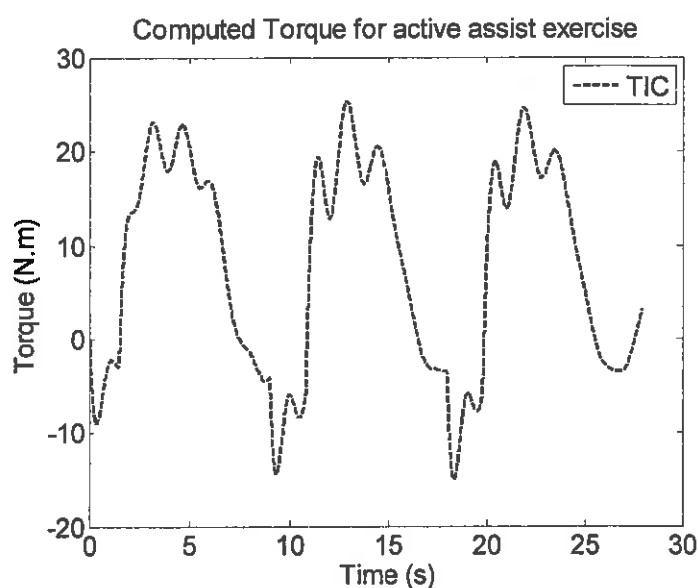
شکل ۱۲-۳: کارایی کنترل کننده امپدانس سنتی بر پایه گشتاور در تمرین فعال کمکی

شکل ۱۲-۳ ردگیری مسیر مطلوب برای این سیستم کنترلی را نمایش می‌دهد. مشاهده می‌شود که در نقاط تغییر شیب دارای خطای نسبتاً قابل ملاحظه‌ای است. شکل ۱۳-۳ نمودار نیروی وارد به بیمار را نشان می‌دهد.



شکل ۱۳-۳: نمودار نیروی وارد به بیمار در تمرین فعال کمکی

همان‌طور که مشاهده می‌شود نمودار نیروی وارد به بیمار مطابق با خواست پزشک تغییر می‌کند. اما در این تغییر باز هم شکل نوسانی در نمودار نیروی واقعی وجود دارد.



شکل ۱۴-۳: گشتاور محاسبه شده توسط کنترل کننده برای تمرین فعال کمکی

شکل ۳-۱۴ تلاش کنترل‌کننده را نمایش می‌دهد. همان طور که مشاهده می‌شود از مقدار ماکزیمم گشتاور تولیدی توسط موتور که ۴۰ نیوتن متر است کمتر است.

۳-۳ روش کنترل امیدانس بر پایه ولتاژ

این روش بر اساس این اصل پایه ریزی می‌شود که در هر سیستم رباتیک کنترل ربات بر اساس کنترل محرکه‌های^۹ آن صورت می‌گیرد. در اکثر موارد این عملگرها موتورهای الکتریکی‌اند. حال می‌توان به این نتیجه رسید که برای کنترل موقعیت مفاصل و در نتیجه کنترل ربات می‌توان به کنترل موتورهای الکتریکی آن پرداخت. در این روش دیگر با دینامیک ربات کمتر درگیر می‌شویم و همچنین اثرات دینامیک موتورها را که در روش گشتاور لحاظ نمی‌شدند، لحاظ می‌کنیم.

۳-۳-۱ معادلات دینامیکی

معادلات دینامیک ربات با فرض عدم وجود انعطاف پذیری در مفاصل به وسیله معادله (۳-۱۴) بیان می‌شود.

$$D_r(q)\ddot{q} + C_r(q, \dot{q})\dot{q} + g_r(q) + \tau_e = \tau_r \quad (3-14)$$

که در آن $q \in R^n$ بردار موقعیت مفاصل، $D_r(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی ربات، $C_r(q, \dot{q})\dot{q} \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکز گرا، $g_r(q) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $\tau_e \in R^n$ بردار گشتاور بار، و $\tau_r \in R^n$ بردار گشتاور ربات می‌باشند.

گشتاور بار که در واقع به وسیله بیماری که در تعامل با ربات قرار دارد ایجاد می‌شود به صورت

$$D_e(q)\ddot{q} + C_e(q, \dot{q})\dot{q} + g_e(q) - J_e^T(q)F_h = \tau_e \quad (3-15)$$

بیان می‌شود که در آن $D_e(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی پای انسان، $C_e(q, \dot{q})\dot{q} \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکز گرا، $g_e(q) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $F_h \in R^n$ بردار نیروی ایجاد شده به وسیله انسان می‌باشند.

با جایگذاری (۳-۱۵) در (۳-۱۴) معادله دینامیکی ربات توان‌بخشی به صورت

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) - J_e^T(q)F_h = \tau_r \quad (3-16)$$

^۹ actuator

بدست می‌آید. که در آن

$$D(q) = D_r(q) + D_e(q) \quad (۱۷-۳)$$

$$C(q, \dot{q}) = C_r(q, \dot{q}) + C_e(q, \dot{q}) \quad (۱۸-۳)$$

$$g(q) = g_r(q) + g_e(q) \quad (۱۹-۳)$$

موتورهای الکتریکی گشتاور مفاصل را بر اساس معادله زیر ایجاد می‌کنند.

$$J_m r^{-1} \ddot{q} + B_m r^{-1} \dot{q} + r \tau_r = \tau_m \quad (۲۰-۳)$$

هنگامی که $\tau_m \in R^n$ بردار گشتاور موتور ها، J_m, B_m و r ماتریس‌های قطری $n \times n$ هستند که به ترتیب ضرایب اینرسی، میرایی و کاهش چرخ دنده ها هستند. همچنین $\dot{q}$ بردار سرعت مفاصل و سرعت موتور $\dot{\theta}_m \in R^n$ به وسیله معادله زیر به سرعت مفاصل تبدیل می‌شود.

$$\dot{q} = r \dot{\theta}_m \quad (۲۱-۳)$$

برای اینکه ولتاژ موتورها به عنوان ورودی سیستم باشد معادله موتور جریان مستقیم با جارویک مغناطیسی^{۱۰} در فرم ماتریسی به صورت زیر در نظر گرفته شده است.

$$R I_a + L \dot{I}_a + K \dot{q} = u \quad (۲۲-۳)$$

که در آن $u \in R^n$ بردار ولتاژ موتور، $I_a \in R^n$ بردار جریان موتور. L, R و K_b ماتریس‌های قطری برای ضرایب مقاومت آرمیچر، اثر تزویج و جریان بازگشتی هستند. τ_m بردار گشتاور موتورها که به عنوان ورودی معادله‌ی دینامیکی (۱۶-۳) است به وسیله جریان موتور بر اساس رابطه‌ی زیر

$$\tau_m = K_m I_a \quad (۲۳-۳)$$

تولید می‌شود. که در آن K_m ماتریس قطری ثابت گشتاور است.

با استفاده از معادلات (۱۴-۳)-(۲۳-۳) مدل فضای حالت موتورهای الکتریکی ربات را می‌توان به صورت

$$\dot{z} = f(z) + bw \quad (۲۴-۳)$$

¹⁰ Permanent magnet DC motors

بیان کرد. که در آن $w = \begin{bmatrix} F_h \\ u \end{bmatrix}$ ورودی سیستم، $z = [q \quad \dot{q} \quad I_a]^T$ متغیرهای حالت، b و $f(z)$ به

شکل زیر

(۲۵-۳)

$$f(z) = \begin{bmatrix} z_2 \\ \left(J_m r^{-1} + rD(z_1) \right)^{-1} \left(- \left(B_m r^{-1} + rC(z_1, z_2) \right) z_2 - rg(z_1) + K_m z_3 \right) \\ -L^{-1} \left(K_b r^{-1} z_2 + Rz_3 \right) \end{bmatrix}$$

$$b = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ - \left(J_m r^{-1} + rD(z_1) \right)^{-1} rJ_e^T(z_1) & 0 \\ 0 & L^{-1} \end{bmatrix}$$

می‌باشند. معادله فضای حالت (۲۵-۳) یک سیستم چند متغیره غیرخطی را با اثرات متقابل فراوان را نشان می‌دهد. پیچیدگی این معادله یک چالش اساسی در زمینه کنترل ربات‌هاست.

برای اینکه این معادلات را در فضای کار مدل کنیم باید از تبدیلی برای انتقال از فضای مفصلی به فضای کار استفاده کنیم. این تبدیل به وسیله ماتریس ژاکوبین ربات به صورت

$$\dot{x} = J(q)\dot{q} \quad (26-3)$$

انجام می‌گیرد. در جایی که $x \in R^n$ موقعیت نقطه نهایی، $J(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس ژاکوبین ربات می‌باشند.

بنابراین

$$\dot{q} = J^{-1}(q)\dot{x} \quad (27-3)$$

و ماتریس ژاکوبین ربات مربعی نباشد از ماتریس معکوس مجازی $J(q)^\dagger$ که به صورت

$$J(q)^\dagger = \left(J(q)^T J(q) \right)^{-1} J(q)^T \quad (28-3)$$

بیان می‌شود. با توجه به مطالب گفته شده از معادلات (۲۲-۴) و (۲۷-۴) خواهیم داشت

$$RI_a + LI_a + KJ^{-1}(q)\dot{x} = u \quad (29-3)$$

۳-۳-۲ کنترل امپدانس

امپدانس مکانیکی طراحی شده برای نقطه انتهایی ربات به شکل

$$M_d(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + D_d(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_d(x_d - x) = F_h \quad (30-3)$$

در نظر گرفته شده است که در آن M_d ، D_d و K_d ماتریس‌های قطری هستند که پارامترهای امپدانس قابل طراحی می‌باشند.

از معادله (۳۰-۳) خواهیم داشت

$$D_d^{-1}M_d(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + \dot{x}_d + D_d^{-1}K_d(x_d - x) - D_d^{-1}F_h = \ddot{x} \quad (31-3)$$

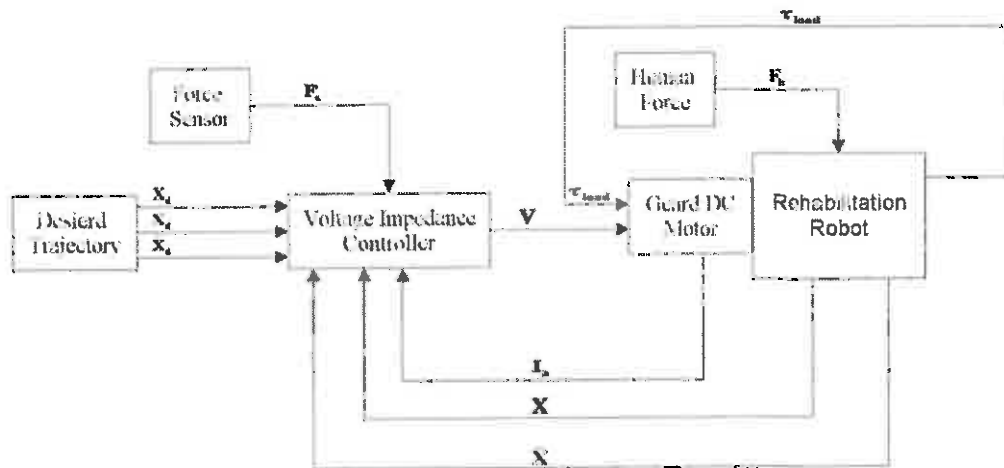
قانون کنترل کننده امپدانس که بر پایه قانون امپدانس (۳۰-۳) پایه گذاری شده و با جایگذاری (۳۱-۳) در (۲۹-۳) به صورت زیر

$$RI_s + LI_s + KJ^{-1}(q)(D_d^{-1}M_d(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + \dot{x}_d + D_d^{-1}K_d(x_d - x) - D_d^{-1}F_h) = u \quad (32-3)$$

بیان می‌شود. با استفاده از معادله (۳۲-۳) به کنترل امپدانس ربات توان بخشی با استفاده از ولتاژ موتورها می‌پردازیم.

۳-۳-۳ شبیه سازی سیستم کنترل

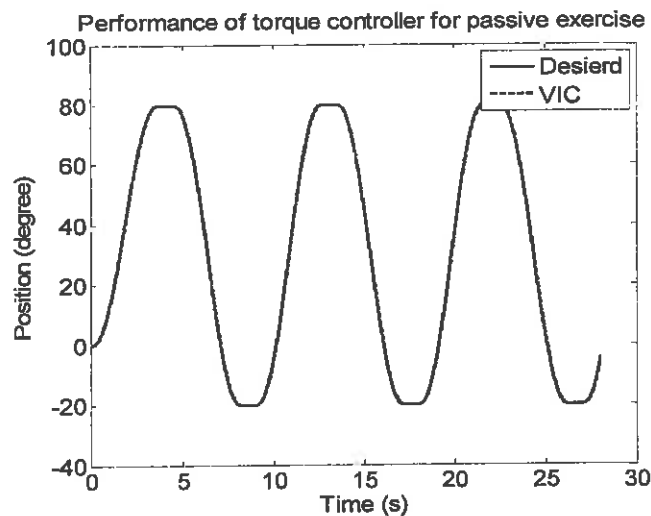
در شکل ۳-۱۵ نمای سیستم کنترلی شبیه سازی شده نمایش داده شده است. تمامی پارامترهای ربات و بیمار مشابه با سیستم کنترل بر اساس راهبرد گشتاور در نظر گرفته شده است تا کار مقایسه راحت صورت گیرد.



شکل ۳-۱۵: بلوک دیاگرام کنترل کننده امپدانس بر پایه ولتاژ

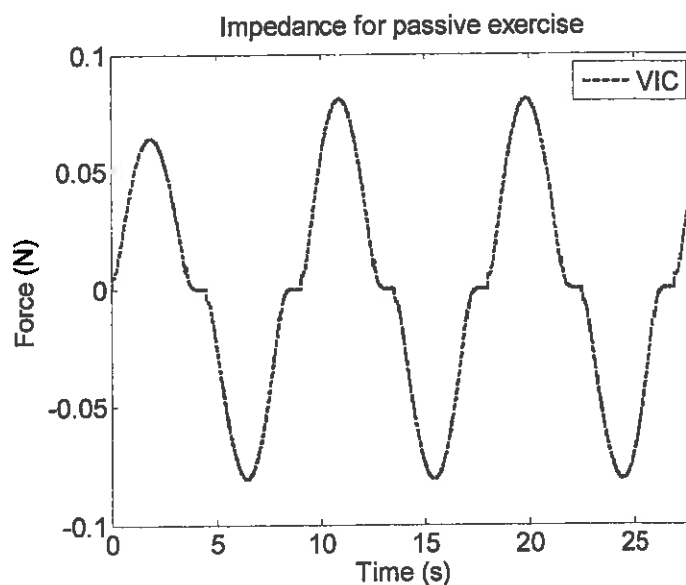
۱-۳-۳-۳ تمرین غیرفعال

مقادیر ضرایب کنترل امپدانس برابر $M_d = 0.1$ ، $K_d = 5$ و $D_d = 0.2$ در نظر گرفته شده است. در شکل ۱۶-۳ ردگیری مسیر مطلوب برای این سیستم کنترلی نمایش داده شده است.



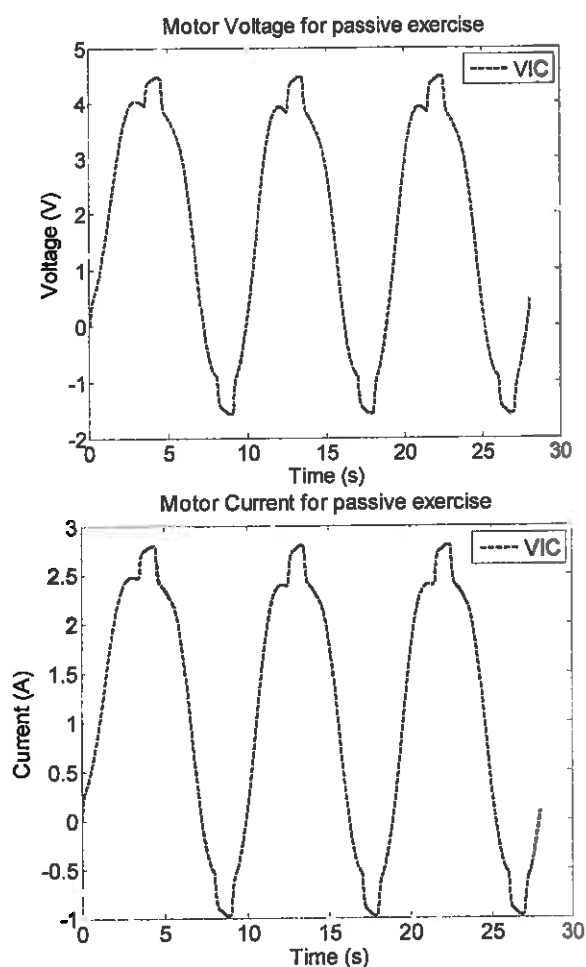
شکل ۱۶-۳: کارایی کنترل کننده امپدانس بر پایه راهبرد ولتاژ در تمرین غیرفعال

مشاهده می‌شود که مسیر به شکل قابل ملاحظه‌ای مطابق بر مسیر مطلوب است و اگر با شکل ۳-۳ مقایسه شود به خوبی اختلاف عملکرد دو روش کنترل را می‌توان مشاهده کرد. شکل ۱۷-۳ نمودار نیروی وارد به بیمار را نشان می‌دهد.



شکل ۱۷-۳: نیروی وارد به بیمار در تمرین غیرفعال برای کنترل کننده امپدانس با راهبرد ولتاژ

همان طور که مشاهده می‌شود نمودار نیروی وارد به بیمار دارای مقداری است که در ماکزیمم خود به حدود ۰.۰۸ نیوتن می‌رسد. روشن است که برای حرکت غیرفعال این نیرو در حالت ایده آل باید صفر باشد. و در مقایسه با روش گشتاور نتیجه بسیار مطلوب‌تر است.

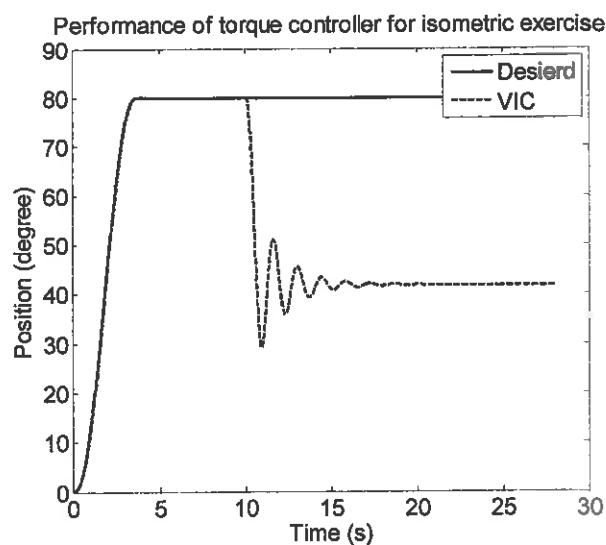


شکل ۳-۱۸: ولتاژ و جریان محرکه برای حرکت غیرفعال با استفاده از کنترل کننده امپدانس با راهبرد ولتاژ

شکل ۳-۱۸ نیز جریان و ولتاژ موتور را برای این حرکت نمایش می‌دهند. همان طور که مشاهده می‌شود هر دو در بازه معمولی هستند و از حد مجاز خود فراتر نمی‌روند. شایان ذکر است که در این شبیه سازی بر اساس موتور انتخابی مقدار ولتاژ ماکزیمم ۲۰ ولت و جریان ۱۵ آمپر می‌باشد.

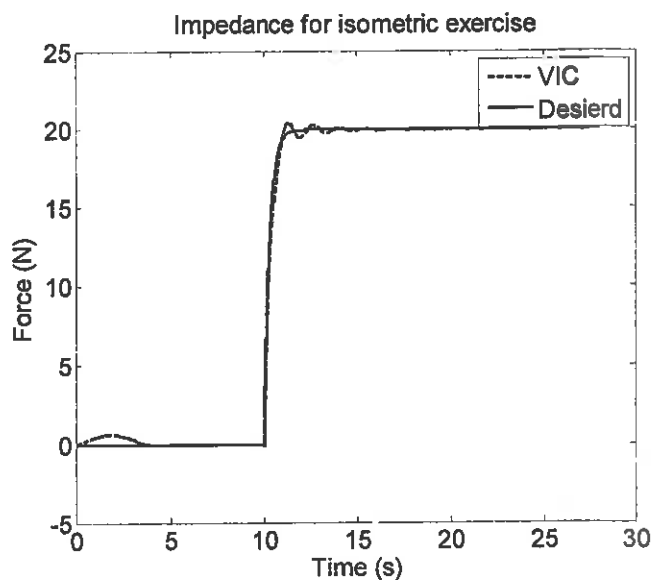
۳-۳-۲ تمرین ایزومتریک

مقادیر ضرایب کنترل امپدانس برابر $M_d = 1$ ، $K_d = 60$ و $D_d = 2$ در نظر گرفته شده است. در شکل ۳-۱۹ ردگیری مسیر مطلوب برای این سیستم کنترلی در تمرین ایزومتریک نمایش داده شده است.



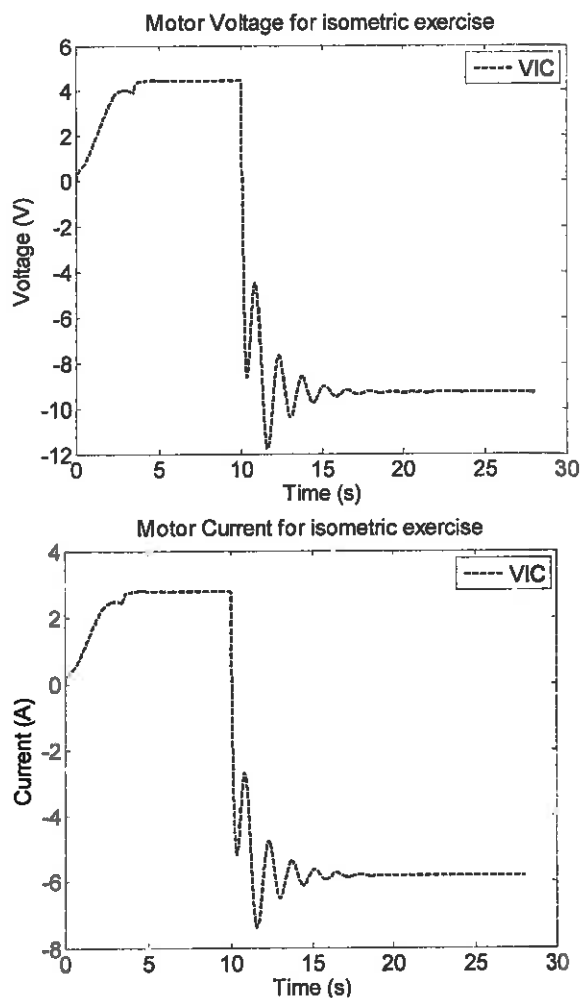
شکل ۳-۱۹: کارایی کنترل کننده امپدانس بر پایه راهبرد ولتاژ در تمرین ایزومتریک

مشاهده می‌شود که در لحظه‌ای که بیمار باید یک نیروی ثابت احساس کند در ثانیه ۱۰ به صورت میرا شونده با آهنگ میرایی نسبتاً مناسبی برخلاف راهبرد گشتاور این اتفاق می‌افتد. شکل ۳-۲۰ نیروی وارد به بیمار را نشان می‌دهد.



شکل ۳-۲۰: نیروی وارد به بیمار در تمرین ایزومتریک با کنترل کننده امپدانس با راهبرد ولتاژ

همان طور که مشاهده می‌شود نیروی وارد به بیمار مطابق با خواست پزشک در ثانیه ۱۰ از مقدار خود که حدود صفر است به مقدار تعیین شده توسط پزشک تغییر می‌کند.

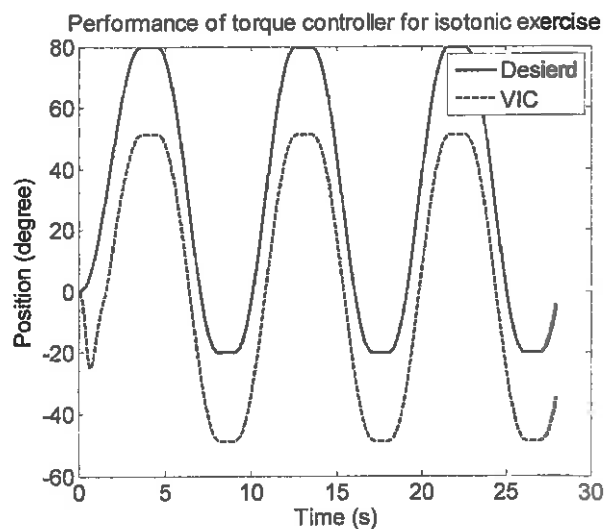


شکل ۳-۲۱: ولتاژ و جریان محرکه برای تمرین ایزومتریک با استفاده از کنترل کننده امپدانس با راهبرد ولتاژ

شکل شماره ۳-۲۱ نیز جریان و ولتاژ موتور را برای حرکت ایزومتریک نمایش می‌دهند. همان طور که مشاهده می‌شود هر دو در بازه مجاز هستند و از حد مجاز خود فراتر نمی‌روند.

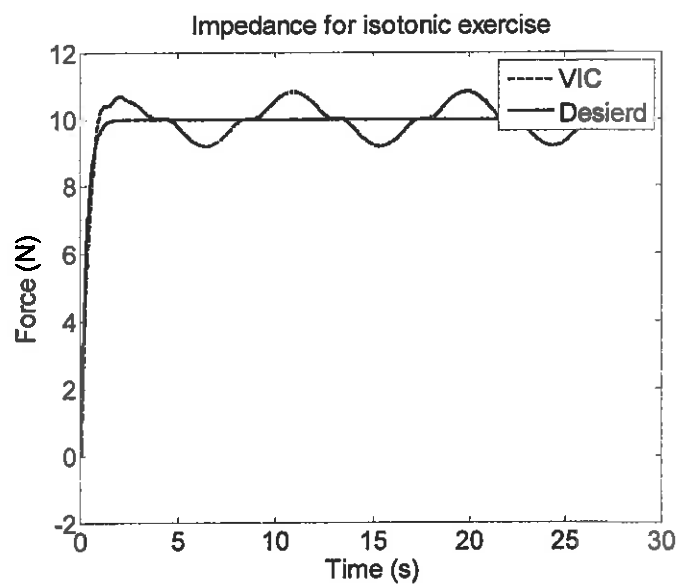
۳-۳-۳-۳ تمرین ایزوتونیک

مقادیر ضرایب کنترل امپدانس برابر $M_d = 1$ ، $K_d = 40$ و $D_d = 2$ در نظر گرفته شده است. در شکل ۳-۲۲ ردگیری مسیر مطلوب برای این سیستم کنترلی در تمرین ایزوتونیک نمایش داده شده است.



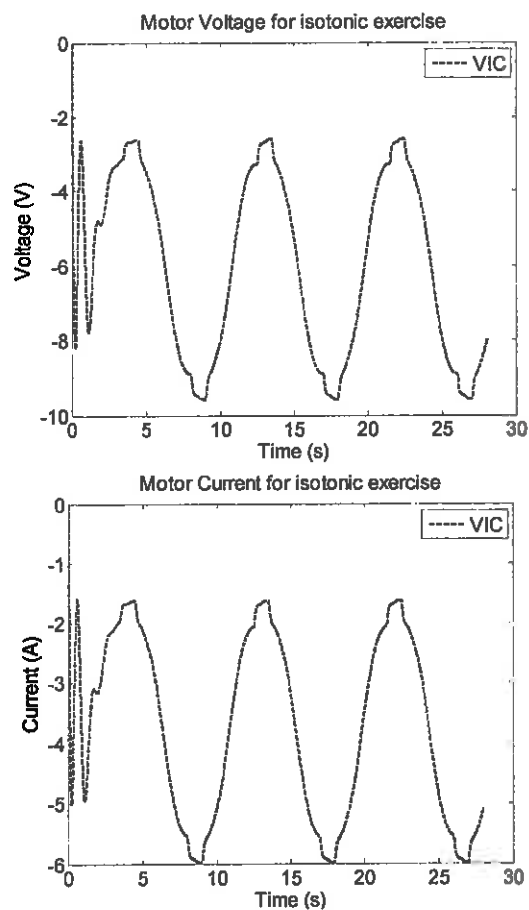
شکل ۲۲-۳: کارایی کنترل کننده امپدانس بر پایه راهبرد ولتاژ در تمرین ایزوتونیک

شکل ۲۳-۳ نیروی وارد به بیمار را نشان می‌دهد.



شکل ۲۳-۳: نیروی وارد به بیمار در تمرین ایزوتونیک با کنترل کننده امپدانس با راهبرد ولتاژ

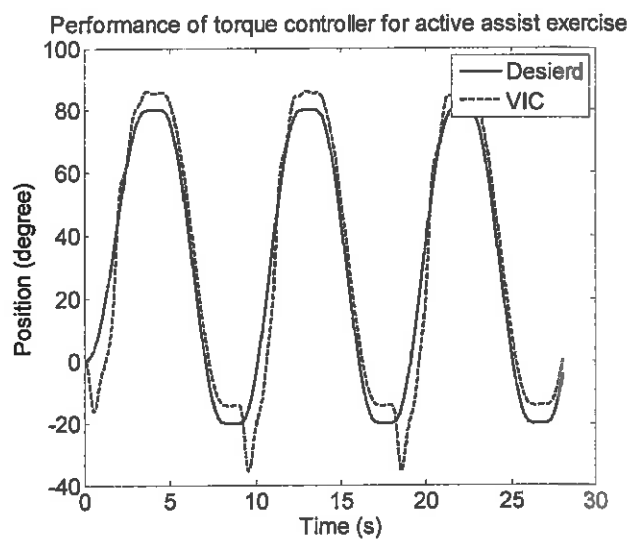
شکل ۲۴-۳ نیز جریان و ولتاژ موتور را برای این حرکت نمایش می‌دهند. همان طور که مشاهده می‌شود هر دو در بازه مجاز هستند و از حد مجاز خود فراتر نمی‌روند.



شکل ۳-۲۴: ولتاژ و جریان محرکه برای حرکت ایزوتونیک با استفاده از کنترل کننده امپدانس با راهبرد ولتاژ

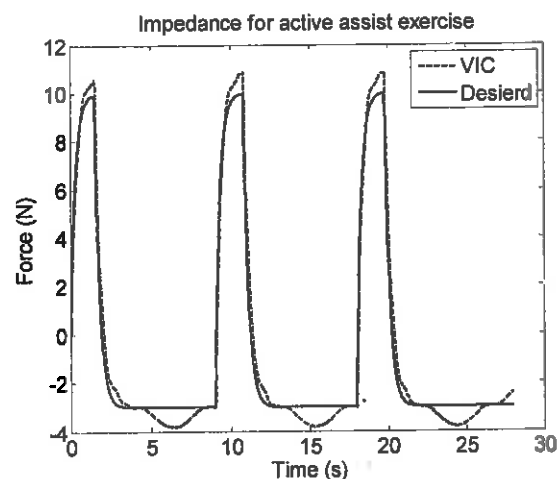
۳-۳-۴ تمرین فعال کمکی

مقادیر ضرایب کنترل امپدانس برابر $M_d = 1$ ، $K_d = 60$ و $D_d = 1$ در نظر گرفته می‌شود.



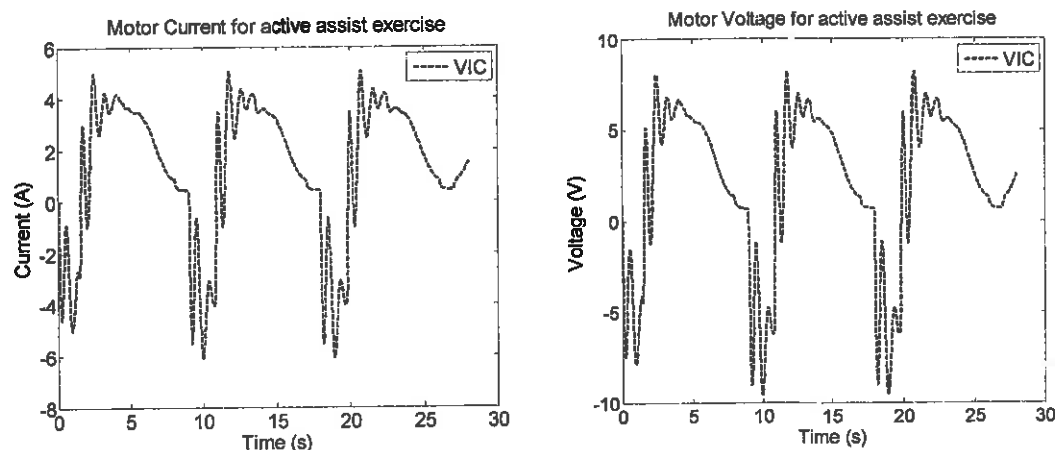
شکل ۳-۲۵: کارایی کنترل کننده امپدانس بر پایه راهبرد ولتاژ در تمرین فعال کمکی

در شکل ۳-۲۵ ردگیری مسیر مطلوب برای این سیستم کنترلی نمایش داده شده است. مشاهده می‌شود که در نقاط تغییر شیب دارای خطای نسبتاً قابل ملاحظه‌ای است که با توجه به امپدانس مطلوب، این خطا قابل پیش‌بینی و غیر قابل اجتناب است. شکل ۳-۲۶ نمودار نیروی وارد به بیمار را نشان می‌دهد.



شکل ۳-۲۶: نیروی وارد به بیمار در تمرین فعال کمکی با کنترل کننده امپدانس با راهبرد ولتاژ

همان طور که مشاهده می‌شود امپدانس دیده شده از سمت بیمار مطابق با خواست پزشک تغییر می‌کند.



شکل ۳-۲۷: ولتاژ و جریان محرکه برای حرکت ایزوتونیک با استفاده از کنترل کننده امپدانس با راهبرد ولتاژ

شکل شماره ۳-۲۷ نیز جریان و ولتاژ موتور را برای این حرکت نمایش می‌دهند. همان طور که مشاهده می‌شود هر دو در بازه مجاز هستند و از حد مجاز خود فراتر نمی‌روند.

۳-۴ نتیجه گیری

مطالعات قبلی در زمینه کنترل امپدانس بر پایه کنترل گشتاور ربات پایه ریزی شده اند در حالی که در این فصل کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ ارایه شد. روش کنترل پیشنهادی از دینامیک ربات مستقل است، بنابراین این روش ساده تر، با محاسبات کمتر، مقاوم تر و موثر تر در مقایسه با کنترل گشتاور است. علاوه بر این به دلیل وارد نشدن معادلات دینامیکی در قانون کنترل نیازی به شناسایی و بررسی دینامیک پای بیمار برای بیماران مختلف و حتی یک بیمار در طول دوره‌ی درمان نیست. این برتری خود به عنوان یک گام مهم در ربات‌های توان‌بخشی می‌توان در نظر گرفته شود. نتایج شبیه سازی کارکرد موثر روش پیشنهادی را نشان می‌دهد.

فصل چهارم

کنترل امیدانس تطبیقی بر اساس راهبرد ولتاژ برای ربات توان بخشی

۴-۱ مقدمه

پارامترهای کنترل امپدانس معمولاً به صورت تجربی و شهودی تنظیم می‌شوند. اگرچه طراحان سیستم‌های کنترل با دقت و به صورت جداگانه برای هر فرد این ضرایب را تنظیم می‌کنند اما گاهی به دلایل مختلفی این مقادیر کامل با وضعیت بیمار مطابقت نداشته و کاربر مجبور می‌شود خود را با ربات تطبیق دهد که این امر مطلوب نیست در نتیجه کنترل امپدانس همواره با این چالش روبرو می‌شود که ضرایب کنترل امپدانس بر چه اساس تنظیم شوند. از طرفی مطالعات اخیر نشان داده است که کنترل امپدانس با ضرایب ثابت در کاربردهای که دینامیک محیط متغیر است به خوبی کار نمی‌کند [۷۱]. برای حل این مشکلات روش کنترل امپدانس با ضرایب متغیر ارائه شده است که در آن پارامترهای امپدانس بر اساس ویژگی‌های مختلف به صورت لحظه به لحظه تنظیم می‌شوند. ضرایب امپدانس به روش‌های مختلفی مثل فازی، تطبیقی [۷۲] و مکانیزم‌های سوئیچ زنی [۷۳]. تنظیم می‌شوند. ضرایب امپدانس مکانیکی می‌تواند به وسیله یک سیستم فازی شبه PID تنظیم می‌شود [۷۴]. در این تحقیق برای تعیین ضریب امپدانس از خطای نیرو و اندازه نیرو استفاده شده است. همچنین بررسی استفاده از سیستم فازی و فازی عصبی برای پیش‌بینی پارامترهای دینامیکی بیمار برای تعیین ضرایب امپدانس بر اساس آن‌ها پرداخته شده است [۷۵] [۷۶]. در مطالعه ای دیگر مکانیزم فازی برای بدست آوردن مدل امپدانس برای ربات ارائه شده است [۷۷]. در مطالعه ای دیگر برای بدست آوردن ضرایب امپدانس به طراحی یک سیستم فازی تطبیقی پرداختند [۷۸].

اکثریت این مطالعات تا کنون بر پایه کنترل گشتاور پایه ریزی شده اند. بر این اساس کنترل‌کننده باید بر مشکلاتی مثل عدم قطعیت و غیرخطی بودن ناشی از دینامیک ربات غلبه کند. همچنین در کنترل بر پایه گشتاور، سیستم کنترل به دینامیک پای بیمار وابسته می‌شود که آن نیز غیر خطی و همراه با عدم قطعیت فراوان است و برای هر بیمار متفاوت است. در کنترل بر پایه گشتاور فرض می‌شود که محرکه ربات می‌تواند نیروی لازم برای ایجاد حرکت ربات را فراهم سازد. در حالی که این فرض در کاربردهای عملی مشکلاتی مثل محدودیت‌های محرکه و محدودیت‌های سنسوری محرکه را ایجاد می‌کند. بنابراین در این فصل به ارائه روش کنترل امپدانس تطبیقی بر پایه راهبرد ولتاژ برای ربات توان‌بخشی پرداخته شده است که در آن ضرایب امپدانس به وسیله قانون تطبیق پیشنهادی تنظیم می‌شوند

۲-۴ معادلات دینامیکی

معادلات دینامیک ربات با فرض عدم وجود انعطاف پذیری در مفاصل به وسیله معادله (۱-۴) بیان می‌شود.

$$D_r(q)\ddot{q} + C_r(q, \dot{q})\dot{q} + g_r(q) + \tau_e = \tau_r \quad (1-4)$$

که در آن $q \in R^n$ بردار موقعیت مفاصل، $D_r(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی ربات، $C_r(q, \dot{q})\dot{q} \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکز گرا، $g_r(q) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $\tau_e \in R^n$ بردار گشتاور بار، و $\tau_r \in R^n$ بردار گشتاور ربات می‌باشند.

گشتاور بار که در واقع به وسیله بیماری که در تعامل با ربات قرار دارد ایجاد می‌شود به صورت

$$D_e(q)\ddot{q} + C_e(q, \dot{q})\dot{q} + g_e(q) - J_e^T(q)F_h = \tau_e \quad (2-4)$$

بیان می‌شود که در آن $D_e(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی بدن انسان، $C_e(q, \dot{q})\dot{q} \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکز گرا، $g_e(q) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $F_h \in R^n$ بردار نیروی ایجاد شده به وسیله انسان می‌باشند.

با جایگذاری (۲-۴) در (۱-۴) معادله مکانیکی ربات توان بخشی به صورت

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) - J_e^T(q)F_h = \tau_r \quad (3-4)$$

بدست می‌آید. در جایی که

$$D(q) = D_r(q) + D_e(q) \quad (4-4)$$

$$C(q, \dot{q}) = C_r(q, \dot{q}) + C_e(q, \dot{q}) \quad (5-4)$$

$$g(q) = g_r(q) + g_e(q) \quad (6-4)$$

موتورهای الکتریکی گشتاور مفاصل را بر اساس معادله زیر ایجاد می‌کنند.

$$J_m r^{-1} \ddot{q} + B_m r^{-1} \dot{q} + r \tau_r = \tau_m \quad (7-4)$$

هنگامی که $\tau_m \in R^n$ بردار گشتاور موتور ها، J_m ، B_m و r ماتریس‌های قطری $n \times n$ هستند که به ترتیب ضرایب اینرسی، میرایی و کاهش چرخ دنده ها هستند. همچنین $\dot{q}$ بردار سرعت مفاصل و سرعت موتور $\dot{\theta}_m \in R^n$ به وسیله معادله زیر به سرعت مفاصل تبدیل می‌شود.

$$\dot{q} = r\dot{\theta}_m \quad (۸-۴)$$

برای اینکه ولتاژ موتور ها به عنوان ورودی سیستم باشد ما معادله موتور جریان مستقیم با جارویک مغناطیسی^{۱۱} را در فرم ماتریسی به صورت زیر در نظر می گیریم.

$$RI_a + LI_a + K\dot{q} + \varphi = u \quad (۹-۴)$$

که در آن $u \in R^n$ بردار ولتاژ موتور، $I_a \in R^n$ بردار جریان موتور، و $\varphi \in R^n$ بردار اغتشاشات خارجی. R ، L و K ماتریس های قطری برای ضرایب مقاومت آرمیچر، اثر تزویج و جریان بازگشتی هستند. τ_m بردار گشتاور موتورها که به عنوان ورودی معادله ی دینامیکی (۳-۴) است به وسیله جریان موتور بر اساس رابطه ی زیر

$$\tau_m = K_m I_a \quad (۱۰-۴)$$

تولید می شود. که در آن K_m ماتریس قطری ثابت گشتاور است.

با استفاده از معادلات (۱-۴) تا (۱۰-۴) مدل فضای حالت موتورهای الکتریکی ربات را می توان به صورت

$$\dot{z} = f(z) + bw \quad (۱۱-۴)$$

بیان کرد. که در آن $w = \begin{bmatrix} F_h \\ u \end{bmatrix}$ ورودی سیستم، $z = [q \quad \dot{q} \quad I_a]^T$ متغیرهای حالت، b و $f(z)$ به شکل زیر

$$f(z) = \begin{bmatrix} z_2 \\ \left(J_m r^{-1} + rD(z_1) \right)^{-1} \left(- \left(B_m r^{-1} + rC(z_1, z_2) \right) z_2 - rg(z_1) + K_m z_3 \right) \\ -L^{-1} \left(K_b r^{-1} z_2 + Rz_3 \right) \end{bmatrix} \quad (۱۲-۴)$$

$$b = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ - \left(J_m r^{-1} + rD(z_1) \right)^{-1} rJ_e^T(z_1) & 0 \\ 0 & L^{-1} \end{bmatrix}$$

می باشند. معادله فضای (۱۱-۴) یک سیستم بزرگ چند متغیره غیرخطی را با اثرات متقابل فراوان را نشان می دهد. پیچیدگی این معادله یک چالش اساسی در زمینه کنترل و مدل سازی ربات هاست.

^{۱۱} Permanent magnet DC motoros

برای اینکه این معادلات را در فضای کار مدل کنیم باید از تبدیلی برای انتقال از فضای مفصلی به فضای کار استفاده کنیم. این تبدیل به وسیله ماتریس ژاکوبین ربات به صورت

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} \quad (13-4)$$

انجام می‌گیرد. در جایی که $\mathbf{x} \in R^n$ موقعیت نقطه نهایی، $\mathbf{J}(\mathbf{q}) \in R^{n \times n}$ ماتریس ژاکوبین ربات می‌باشند.

بنابراین

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{x}} \quad (14-4)$$

و اگر ماتریس ژاکوبین ربات مربعی نباشد از ماتریس معکوس مجازی $\mathbf{J}(\mathbf{q})^\dagger$ که به صورت

$$\mathbf{J}(\mathbf{q})^\dagger \equiv \left(\mathbf{J}(\mathbf{q})^T \mathbf{J}(\mathbf{q}) \right)^{-1} \mathbf{J}(\mathbf{q})^T \quad (15-4)$$

بیان می‌شود استفاده می‌شود. با توجه به مطالب گفته شده از معادلات (۹) و (۱۴) خواهیم داشت.

$$\mathbf{R}\mathbf{I}_n + \mathbf{L}\dot{\mathbf{I}}_n + \mathbf{K}\mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{u} \quad (16-4)$$

۳-۴ کنترل امپدانس تطبیقی

امپدانس مکانیکی طراحی شده برای نقطه انتهایی ربات به شکل

$$\mathbf{M}_d(t)(\ddot{\mathbf{x}}_d - \ddot{\mathbf{x}}) + \mathbf{D}_d(t)(\dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}) + \mathbf{K}_d(t)(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) = \mathbf{F}_h \quad (17-4)$$

در نظر گرفته شده است که در آن $\mathbf{M}_d(t)$ ، $\mathbf{D}_d(t)$ و $\mathbf{K}_d(t)$ ماتریس‌های قطری هستند که پارامترهای امپدانس قابل طراحی می‌باشند که در بخش بعدی نحوه تعیین آن‌ها آمده است. از معادله (۱۷-۴) خواهیم داشت.

$$\mathbf{D}_d^{-1}(t)\mathbf{M}_d(t)(\ddot{\mathbf{x}}_d - \ddot{\mathbf{x}}) + \dot{\mathbf{x}}_d + \mathbf{D}_d^{-1}(t)\mathbf{K}_d(t)(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) - \mathbf{D}_d^{-1}(t)\mathbf{F}_h = \ddot{\mathbf{x}} \quad (18-4)$$

قانون کنترل کننده امپدانس که بر پایه قانون امپدانس (۱۶-۴) پایه‌گذاری شده با جایگزینی (۴-۱۸) در (۱۶-۴) به صورت زیر

$$\mathbf{R}\mathbf{I}_n + \mathbf{K}\mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})\left(\mathbf{D}_d^{-1}(t)\mathbf{M}_d(t)(\ddot{\mathbf{x}}_d - \ddot{\mathbf{x}}) + \dot{\mathbf{x}}_d + \mathbf{D}_d^{-1}(t)\mathbf{K}_d(t)(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) - \mathbf{D}_d^{-1}(t)\mathbf{F}_h\right) = \mathbf{v} \quad (19-4)$$

برای محافظت موتورها از ولتاژ اضافه و همچنین محافظت از بیمار در برابر نیروی اضافه باید موتورها را باید به محدود کننده مجهز کرد. بنابراین قانون کنترل ۴-۱۹ به صورت زیر بیان می‌شود

$$sat(u) = v \quad (20-4)$$

که در آن برابر است با

$$RI_a + KJ^{-1}(q)(D_d^{-1}(t)M_d(t)(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + \dot{x}_d + D_d^{-1}(t)K_d(t)(x_d - x) - D_d^{-1}(t)F_b) = u \quad (21-4)$$

$sat(u)$ برداری است با المان‌های

$$v_i = sat(u_i), \quad sat(u_i) = \begin{cases} v_{max} & \text{if } u_i \geq v_{max} \\ u_i & \text{if } -v_{max} \leq u_i \leq v_{max} \\ -v_{max} & \text{if } u_i \leq -v_{max} \end{cases}$$

که در آن v_{max} بیشترین ولتاژ موتور است.

معادله سیستم حلقه بسته با جایگذاری قانون کنترل (۴-۲۰) در سیستم (۴-۹) به صورت

$$RI_a + LI_a + K\dot{q} = sat(u) \quad (22-4)$$

شکل می‌گیرد. هنگامی که $-v_{max} \leq u_i \leq v_{max}$ باشد معادله سیستم حلقه بسته به صورت

$$M_d(t)(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + D_d(t)(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_d(t)(x_d - x) = D_d(t)J(q)K^{-1}LI_a + F_b \quad (23-4)$$

بیان می‌شود. ضرایب امپدانس باید به نحوی تنظیم شوند تا $F_H \rightarrow F_d$ میل کند. برای این هدف یک ماتریس مثبت معین به صورت زیر پیشنهاد می‌شود.

$$V(t) = 0.5E^T E \quad (24-4)$$

در صورتی که

$$E = F_H - F_d \quad (25-4)$$

با در نظر گرفتن معادله (۴-۱۷) و فرض ثابت بودن F_d میتوان نوشت

$$\frac{\partial F_H}{\partial M_d} = (\ddot{x}_d - \ddot{x})^T, \frac{\partial F_H}{\partial D_d} = (\dot{x}_d - \dot{x})^T, \frac{\partial F_H}{\partial K_d} = (x_d - x)^T, dF_d = 0 \quad (26-4)$$

سپس، با استفاده از الگوریتم گرادیان نزولی می‌توان برای کاهش V نوشت :

$$\dot{M}_d(t) = -\lambda_\alpha (F_H - F_d)(\ddot{x}_d - \ddot{x})^T \quad (27-4)$$

$$\dot{D}_d(t) = -\lambda_\beta (F_H - F_d)(\dot{x}_d - \dot{x})^T \quad (28-4)$$

$$\dot{K}_d(t) = -\lambda_\gamma (F_H - F_d)(x_d - x)^T \quad (29-4)$$

در جایکه که $\lambda_\alpha, \lambda_\beta$ و λ_γ ضرایب مثبت هستند. پارامترهای امیدانس به صورت زیر به روز می-شوند.

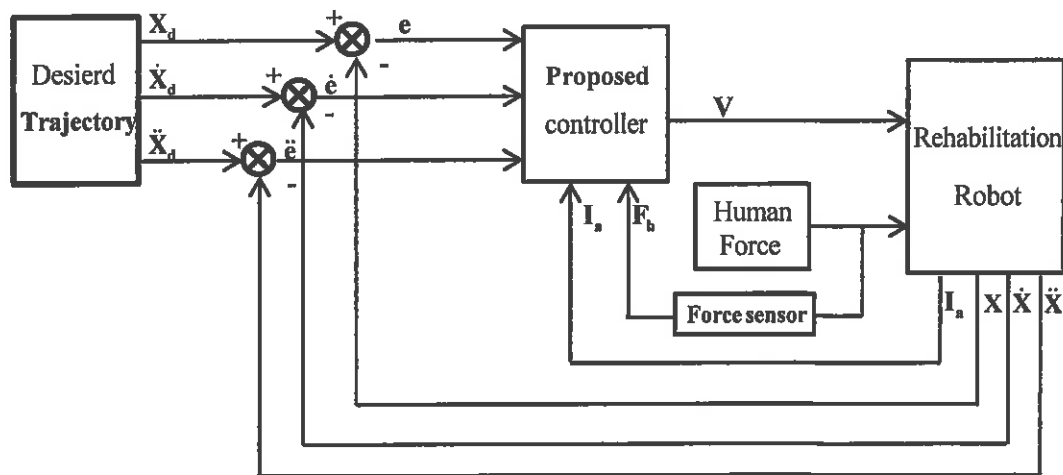
$$M_d(t) = -\lambda_\alpha \int_0^t (F_H - F_d)(\ddot{x}_d - \ddot{x})^T dt' + M_d(0) \quad (30-4)$$

$$D_d(t) = -\lambda_\beta \int_0^t (F_H - F_d)(\dot{x}_d - \dot{x})^T dt' + D_d(0) \quad (31-4)$$

$$K_d(t) = -\lambda_\gamma \int_0^t (F_H - F_d)(x_d - x)^T dt' + K_d(0) \quad (32-4)$$

۴-۴ شبیه سازی سیستم کنترل

در این قسمت ربات توان بخشی طراحی شده را با بهره گیری از روش کنترل تطبیقی پیشنهادی شبیه سازی شده است. بلوک دیاگرام سیستم کنترل پیشنهادی در شکل ۴-۱ نمایش داده شده است.

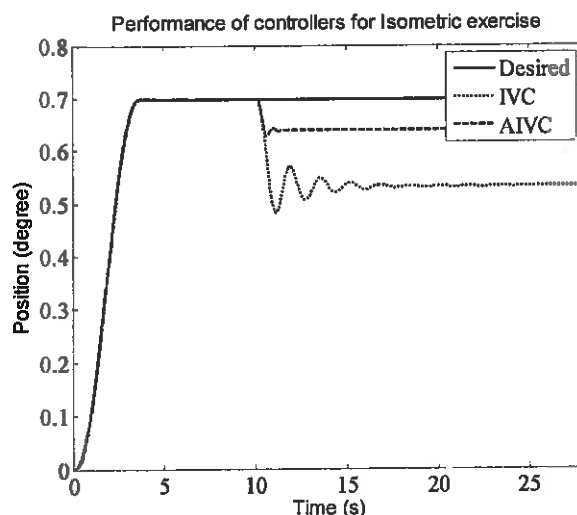


شکل ۴-۱: بلوک دیاگرام کنترل کننده هوشمند مقاوم امیدانس بر پایه ولتاژ

برای سهولت بیشتر در امر مقایسه پارامترهای بیمار و مسیر مطلوب را مطابق با فصل قبل انتخاب می‌شود. مسیر مطلوب طراحی شده برای ربات باید یک مسیر نسبتاً نرم و حداقل تا دو درجه مشتق پذیر باشد.

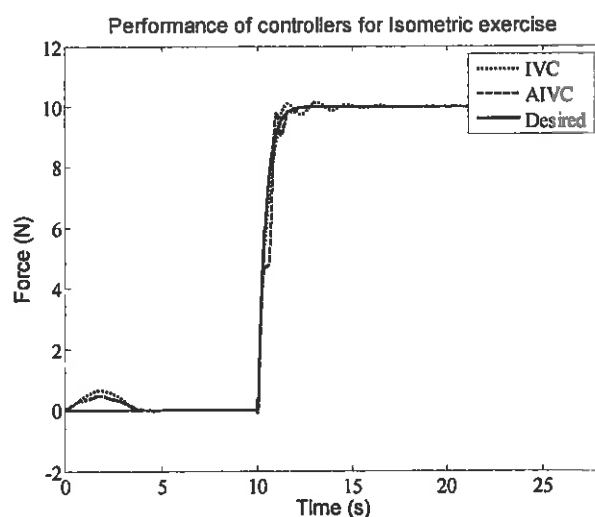
۴-۴-۱ تمرین ایزومتریک

برای مقایسه بهتر روش‌ها در این بخش تمرین ایزومتریک انتخاب شده است که در آن نیروی مطلوب در طول تمرین تغییر می‌کند. در شکل ۴-۲ ردگیری مسیر مطلوب برای این سیستم کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ با ضرایب ثابت ارائه شده است.



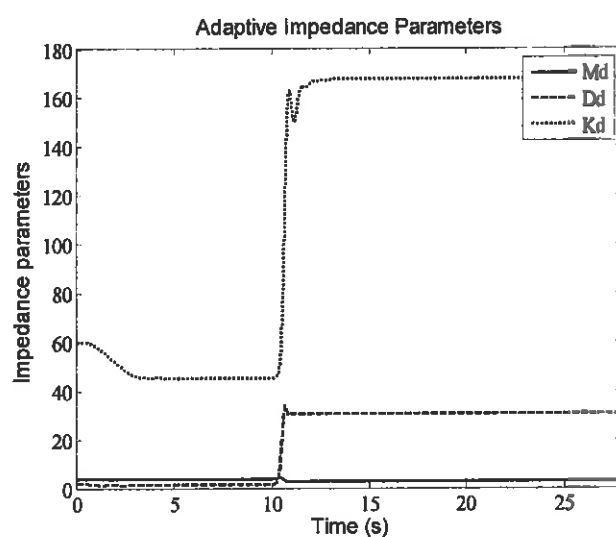
شکل ۴-۲: مقایسه کارایی کنترل کننده امپدانس بر پایه ولتاژ با ضرایب ثابت (IVC) و کنترل کننده امپدانس بر پایه ولتاژ با ضرایب متغیر (VIVC)

مشاهده می‌شود که مطابق با منطق کنترل امپدانس در لحظاتی که بنا به نظر پزشک متخصص نیاز به وارد شدن نیرو به بیمار بوده ردگیری مسیر مطلوب دارای خطایی می‌شود. همچنین مشاهده می‌شود که روش پیشنهادی قادر بوده به مسیر مطلوب نزدیک‌تر شده که ناشی از تغییر ضرایب امپدانس به صورت لحظه‌ای و افزایش این ضرایب در موقع اعمال نیروی بیشتر است. شکل ۴-۳ نیروی وارد به بیمار و نیروی مطلوب را نشان می‌دهد.



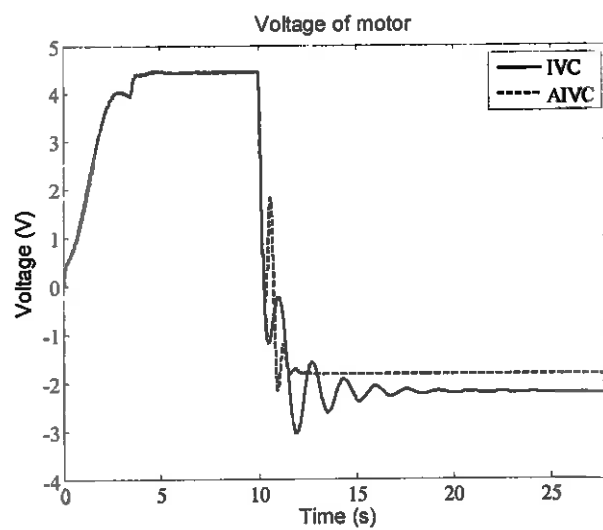
شکل ۳-۴: مقایسه کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ با ضرایب ثابت (IVC) و کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ با ضرایب متغیر (VIVC) در نیروی وارد به بیمار

در شکل ۳-۴ مشاهده می‌شود که از نظر کارایی کنترل کننده‌ها در ایجاد امپدانس مطلوب تقریباً هر دو روش به یک شکل جواب می‌دهند. در شکل ۴-۴ پارامترهای امپدانس در طول تمرین را نشان می‌دهد. در انتها لازم است که نگاهی به ولتاژها و جریان‌های موتورهای انداخته تا از محدود بودن آنها مطمئن شویم.

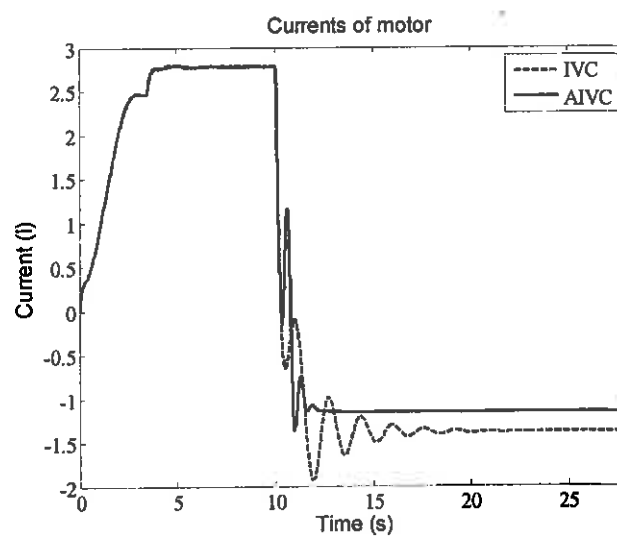


شکل ۴-۴: پارامترهای کنترل امپدانس

ولتاژ و جریان موتور به ترتیب در شکل‌های ۵-۴ و ۶-۴ برای هر چهار روش کنترل نمایش داده شده است.



شکل ۴-۵: ولتاژ موتور



شکل ۴-۶: جریان موتور

مشاهده می‌شود تمامی ولتاژها و جریان در محدوده مجاز هستند و از حدود مجاز خود تجاوز نکرده اند.

۴-۵ نتیجه گیری

در این فصل برای غلبه بر چالش همیشگی در کنترل امپدانس یعنی تعیین ضرایب امپدانس مطلوب یک روش تطبیقی جدید ارایه شد. در این روش بر اساس گرادیان نزولی قانون تطبیق استوار شد. ضرایب امپدانس با توجه به قانون تطبیق پیشنهادی در هر لحظه به روز شدند تا بتوانند نتایج بهتری را نشان دهد. در این روش هدف رسیدن به نیروی مطلوب برای بیمار قرار داده شد. نتایج شبیه سازی‌ها این امر را به خوبی نشان می‌دهد.

فصل پنجم

روش کنترل امپدانس مقاوم بر اساس راهبرد ولتاژ برای ربات توان بخشی

۱-۵ مقدمه

یکی از مسائلی که در مهندسی کنترل و مکاترونیک وجود دارد بحث عدم قطعیت است. عدم قطعیت می‌تواند هم در مدل و هم در اندازه‌گیری وجود داشته باشد عدم قطعیت در مدل به معنای در دسترس نبودن اطلاعات و مشخصات دقیق از سیستم ربات یا دینامیک مدل نشده می‌باشد و عدم قطعیت در اندازه‌گیری هم می‌تواند ناشی از سیستم سنسورها و یا انتقال داده‌های بدست آمده از آن‌ها به سیستم کنترلی باشد حضور این موارد در سیستم‌های کنترل باعث می‌شود تا اهداف کنترلی آنچنان که باید تحقق پیدا نکند. کنترل مقاوم تلاشی است که برای از پیش رو برداشتن این مشکل انجام می‌شود. در واقع کنترل مقاوم، کنترل در حضور عدم قطعیت‌ها است به طوری که رفتار و عملکرد سیستم در تمام حالات ممکن قابل قبول باشد. از مسائل حساس و مهم در هنگام رویارویی با موضوع عدم قطعیت پایداری سیستم کنترل است. حفظ پایداری در حضور عدم قطعیت‌ها یکی از چالش‌ها اصلی کنترل مقاوم است. در این فصل یک کنترل مقاوم برای کنترل ربات توان‌بخشی در حضور اغتشاش خارجی و عدم قطعیت‌ها ارائه شده است. با استفاده از تحلیل پایداری، پایداری سیستم با استفاده از روش کنترلی پیشنهادی تایید شده است. نتایج شبیه‌سازی نیز کارایی روش پیشنهادی را تایید می‌کند.

۱-۲-۵ معادلات دینامیکی

معادلات دینامیک ربات به وسیله معادله (۱-۵) بیان می‌شود.

$$D_r(q)\ddot{q} + C_r(q, \dot{q})\dot{q} + g_r(q) + \tau_e = \tau_r \quad (1-5)$$

که در آن $q \in R^n$ بردار موقعیت مفاصل، $D_r(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی ربات، $C_r(q, \dot{q})\dot{q} \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکز گرا، $g_r(q) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $\tau_e \in R^n$ بردار گشتاور بار، و $\tau_r \in R^n$ بردار گشتاور ربات می‌باشند.

گشتاور بار که در واقع به وسیله بیماری که در تعامل با ربات قرار دارد ایجاد می‌شود به صورت

$$D_e(q)\ddot{q} + C_e(q, \dot{q})\dot{q} + g_e(q) - J_e^T(q)F_b = \tau_e \quad (2-5)$$

بیان می‌شود که در آن $D_e(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی بدن انسان، $C_e(q, \dot{q})\dot{q} \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکز گرا، $g_e(q) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $F_b \in R^n$ بردار نیروی ایجاد شده به وسیله انسان می‌باشند.

با جایگذاری (۲-۵) در (۱-۵) معادله مکانیکی ربات توان بخشی به صورت

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) - J_e^T(q)F_h = \tau_r \quad (۳-۵)$$

بدست می آید. در جایی که

$$D(q) = D_r(q) + D_e(q) \quad (۴-۵)$$

$$C(q, \dot{q}) = C_r(q, \dot{q}) + C_e(q, \dot{q}) \quad (۵-۵)$$

$$g(q) = g_r(q) + g_e(q) \quad (۶-۵)$$

موتورهای الکتریکی، گشتاور مفاصل را بر اساس معادله زیر ایجاد می کنند.

$$J_m r^{-1} \ddot{q} + B_m r^{-1} \dot{q} + r \tau_r = \tau_m \quad (۷-۵)$$

در جایی که $\tau_m \in R^n$ بردار گشتاور موتورها، J_m ، B_m و r ماتریس های قطری $n \times n$ هستند که به ترتیب ضرایب اینرسی، میرایی و کاهش چرخ دنده ها هستند. همچنین $\dot{q}$ بردار سرعت مفاصل و سرعت موتور $\dot{\theta}_m \in R^n$ به وسیله معادله زیر به سرعت مفاصل تبدیل می شود.

$$\dot{q} = r \dot{\theta}_m \quad (۸-۵)$$

برای اینکه ولتاژ موتور ها به عنوان ورودی سیستم باشد معادله موتور جریان مستقیم با جارویک مغناطیسی^{۱۲} را در فرم ماتریسی به صورت زیر در نظر گرفته شده است.

$$R I_a + L \dot{I}_a + K \dot{q} + \varphi = u \quad (۹-۵)$$

که در آن $u \in R^n$ بردار ولتاژ موتور، $I_a \in R^n$ بردار جریان موتور، و $\varphi \in R^n$ بردار اغتشاشات خارجی. R ، L و K_b ماتریس های قطری برای ضرایب مقاومت آرمیچر، اثر تزویج و جریان بازگشتی هستند. τ_m بردار گشتاور موتورها که به عنوان ورودی معادله دینامیکی (۳-۵) است به وسیله جریان موتور بر اساس رابطه ی زیر

$$\tau_m = K_m I_a \quad (۱۰-۵)$$

تولید می شود. که در آن K_m ماتریس قطری ثابت گشتاور است.

با استفاده از معادلات (۱-۵)-(۱۰-۵) مدل فضای حالت موتورهای الکتریکی ربات را می توان به صورت

¹² Permanent magnet DC motoros

$$\dot{z} = f(z) + bw + b\varphi \quad (11-5)$$

بیان کرد. که در آن $w = \begin{bmatrix} F_h \\ u \end{bmatrix}$ ورودی سیستم، $z = [q \quad \dot{q} \quad I_a]^T$ متغیرهای حالت، b و $f(z)$ به شکل زیر

$$f(z) = \begin{bmatrix} z_2 \\ \left(J_m r^{-1} + rD(z_1) \right)^{-1} \left(- \left(B_m r^{-1} + rC(z_1, z_2) \right) z_2 - rg(z_1) + K_m z_3 \right) \\ -L^{-1} \left(K_b r^{-1} z_2 + Rz_3 \right) \end{bmatrix} \quad (12-5)$$

$$b = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ - \left(J_m r^{-1} + rD(z_1) \right)^{-1} rJ_e^T(z_1) & 0 \\ 0 & L^{-1} \end{bmatrix}$$

می‌باشند. معادله فضای (11-5) یک سیستم بزرگ چند متغیره غیرخطی را با اثرات متقابل فراوان را نشان می‌دهد. پیچیدگی این معادله یک چالش اساسی در زمینه کنترل و مدل سازی ربات‌هاست. برای اینکه این معادلات را در فضای کار مدل شود باید از تبدیلی برای انتقال از فضای مفصلی به فضای کار استفاده شود. این تبدیل به وسیله ماتریس ژاکوبین ربات به صورت

$$\dot{x} = J(q)\dot{q} \quad (13-5)$$

انجام می‌گیرد. در جایی که $x \in R^n$ موقعیت نقطه نهایی، $J(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس ژاکوبین ربات می‌باشند.

بنابراین

$$\dot{q} = J^{-1}(q)\dot{x} \quad (14-5)$$

و اگر ماتریس ژاکوبین ربات مربعی نباشد از ماتریس معکوس مجازی $J(q)^\dagger$ که به صورت

$$J(q)^\dagger = \left(J(q)^T J(q) \right)^{-1} J(q)^T \quad (15-5)$$

بیان می‌شود. با توجه به مطالب گفته شده از معادلات (9-5) و (14-5) خواهیم داشت

$$RI_a + LI_a + KJ^{-1}(q)\dot{x} + \varphi = u \quad (16-5)$$

۵-۲-۲ کنترل امپدانس

امپدانس مکانیکی طراحی شده برای نقطه انتهایی ربات به شکل

$$\mathbf{M}_d(\ddot{\mathbf{x}}_d - \ddot{\mathbf{x}}) + \mathbf{D}_d(\dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}) + \mathbf{K}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) = \mathbf{F}_h \quad (۱۷-۵)$$

در نظر گرفته شده است که در آن $\mathbf{M}_d$ ، $\mathbf{D}_d$ و $\mathbf{K}_d$ ماتریس‌های قطری هستند که پارامترهای امپدانس قابل طراحی می‌باشند.

از معادله (۱۷-۵) خواهیم داشت

$$\mathbf{D}_d^{-1}\mathbf{M}_d(\ddot{\mathbf{x}}_d - \ddot{\mathbf{x}}) + \dot{\mathbf{x}}_d + \mathbf{D}_d^{-1}\mathbf{K}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) - \mathbf{D}_d^{-1}\mathbf{F}_h = \dot{\mathbf{x}} \quad (۱۸-۵)$$

قانون کنترل کننده امپدانس که بر پایه قانون امپدانس (۱۷-۵) پایه‌گذاری شد با جایگذاری (۵-۱۸) در (۵-۱۶) به صورت زیر

$$\mathbf{R}\dot{\mathbf{I}}_s + \mathbf{L}\ddot{\mathbf{I}}_s + \mathbf{K}\mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})(\mathbf{D}_d^{-1}\mathbf{M}_d(\ddot{\mathbf{x}}_d - \ddot{\mathbf{x}}) + \dot{\mathbf{x}}_d + \mathbf{D}_d^{-1}\mathbf{K}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) - \mathbf{D}_d^{-1}\mathbf{F}_h) + \boldsymbol{\varphi} = \mathbf{u} \quad (۱۹-۵)$$

بیان می‌شود.

با این وجود قانون کنترل (۱۹-۵) نمی‌تواند محاسبه شود زیرا اغتشاش‌های خارجی $\boldsymbol{\varphi}$ شناخته شده نیست و مقادیر دقیق آن‌ها مشخص نیست. بنابراین برای جبران عدم قطعیت‌ها، قانون کنترل مقاوم زیر ارائه می‌شود.

$$\hat{\mathbf{R}}\dot{\mathbf{I}}_s + \hat{\mathbf{K}}\mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})(\mathbf{D}_d^{-1}\mathbf{M}_d(\ddot{\mathbf{x}}_d - \ddot{\mathbf{x}}) + \dot{\mathbf{x}}_d + \mathbf{D}_d^{-1}\mathbf{K}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) - \mathbf{D}_d^{-1}\mathbf{F}_h + \mathbf{u}_c) = \mathbf{u} \quad (۲۰-۵)$$

که در آن $\hat{\mathbf{R}}$ ، $\hat{\mathbf{K}}$ و $\hat{\mathbf{J}}$ تخمینی از مقادیر $\mathbf{R}$ ، $\mathbf{K}$ و $\mathbf{J}$ هستند. ترم $\mathbf{u}_c$ مقداری است که برای جبران این عدم قطعیت‌ها محاسبه شده است.

معادله سیستم حلقه بسته با جایگذاری قانون کنترل (۲۰-۵) در سیستم (۹-۵) به صورت

$$\mathbf{R}\dot{\mathbf{I}}_s + \mathbf{L}\ddot{\mathbf{I}}_s + \mathbf{K}\dot{\mathbf{q}} + \boldsymbol{\varphi} = \hat{\mathbf{R}}\dot{\mathbf{I}}_s + \hat{\mathbf{K}}\mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})(\mathbf{D}_d^{-1}\mathbf{M}_d(\ddot{\mathbf{x}}_d - \ddot{\mathbf{x}}) + \dot{\mathbf{x}}_d + \mathbf{D}_d^{-1}\mathbf{K}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) - \mathbf{D}_d^{-1}\mathbf{F}_h + \mathbf{u}_c) \quad (۲۱-۵)$$

شکل می‌گیرد. که می‌توان آن را به شکل زیر نوشت

$$-\mathbf{F}_h + \mathbf{M}_d(\ddot{\mathbf{x}}_d - \ddot{\mathbf{x}}) + \mathbf{D}_d(\dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}) + \mathbf{K}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) = \mathbf{D}_d\hat{\mathbf{J}}(\mathbf{q})\hat{\mathbf{K}}^{-1}\left((\mathbf{R} - \hat{\mathbf{R}})\dot{\mathbf{I}}_s + \mathbf{L}\ddot{\mathbf{I}}_s + \mathbf{K}\dot{\mathbf{q}} + \boldsymbol{\varphi}\right) - \mathbf{D}_d\dot{\mathbf{x}} - \mathbf{D}_d\mathbf{u}_c \quad (۲۲-۵)$$

$$D_d^{-1}(-F_h + M_d(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + D(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_d(x_d - x)) = \eta - u_e \quad (23-5)$$

که η مجموع عدم قطعیت‌ها است که به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$\eta = \hat{J}(q)\hat{K}^{-1}((R - \hat{R})I_n + L\dot{I}_n + K\dot{q} + \varphi) - J(q)\dot{q} \quad (24-5)$$

η مجموع عدم قطعیت‌هاست و محدود است.

$$\|\eta\| \leq \rho \quad (25-5)$$

حد بالایی عدم قطعیت‌ها به صورت

$$\rho = \alpha_u \|I_n\| + \beta_u + \gamma_u \|\dot{q}\| \quad (26-5)$$

محاسبه می‌شود. که در آن α_u ، β_u و γ_u حد بالا برای

$$\|\hat{J}(q)\hat{K}^{-1}K - J(q)\| \leq \gamma_u \quad \text{و} \quad \|\hat{J}(q)\hat{K}^{-1}(R - \hat{R})\| \leq \alpha_u, \quad \|\hat{J}(q)\hat{K}^{-1}\| \cdot \|L\dot{I}_n + \varphi\| \leq \beta_u \quad (27-5)$$

هستند. برای قبول معادله (27-5) ذکر این نکته لازم است که $\hat{J}(q)$ و $J(q)$ محدود هستند، و $\hat{K}$ ، K ، $\hat{R}$ ، R و L ماتریس‌های ثابت اند.

با توجه به معادلات (23-5) تا (26-5) ما یک قانون کنترل به صورت زیر ارایه شده است.

$$u_e = \alpha(t)\dot{q} + \gamma(t)I_n + \beta(t)d \quad (28-5)$$

که در آن $\alpha(t)$ ، $\gamma(t)$ و $\beta(t)$ پارامترهای طراحی کنترل کننده و $d \in R^n$ بردار واحد است.

برای فراهم کردن کنترل امپدانس (17-5)، ترم مقاوم u_e باید به نحوی طراحی شود که u_e به سمت η میل کند ($u_e \rightarrow \eta$). برای این هدف یک ماتریس مثبت معین به صورت زیر پیشنهاد شده است.

$$V(t) = 0.5E^T E \quad (29-5)$$

که در آن E برابر است با

$$E = \eta - u_e \quad (30-5)$$

برای برقرار شدن $u_e \rightarrow \eta$ ، پارامترهای طراحی کنترل کننده باید به نحوی به روز شوند که

$$V(t) \rightarrow 0 \quad \text{با جایگذاری (23-5) در (30-5) بدست می‌آید}$$

$$E = D_d^{-1}(-F_h + M_d(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + D(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_d(x_d - x)) \quad (31-5)$$

با استفاده از (۲۸-۵)، (۲۹-۵) و (۳۰-۵) می‌توان گفت $V(t)$ تابعی از پارامترهای طراحی کنترل $\alpha(t)$ ، $\beta(t)$ ، $\gamma(t)$ و عدم قطعیت η است. استفاده از الگوریتم گرادیان نزولی نتیجه می‌دهد که

$$\dot{\alpha} = -\lambda_{\alpha} \frac{\partial V}{\partial \alpha} \quad (۳۲-۵)$$

$$\dot{\beta} = -\lambda_{\beta} \frac{\partial V}{\partial \beta} \quad (۳۳-۵)$$

$$\dot{\gamma} = -\lambda_{\gamma} \frac{\partial V}{\partial \gamma} \quad (۳۴-۵)$$

که در آن λ_{α} ، λ_{β} و λ_{γ} ضرایب مثبت هستند. اجرای الگوریتم گرادیان نزولی نتیجه می‌دهد که V کاهش پیدا می‌کند. بنابراین $\|E\| \leq \|E(0)\|$. در نتیجه

نتیجه ۱: E محدود است.

استفاده از (۲۸-۵)، (۲۹-۵) و (۳۰-۵) نتیجه می‌دهد

$$\frac{\partial V}{\partial \alpha} = -\dot{\mathbf{q}}^T \mathbf{E} \quad (۳۵-۵)$$

$$\frac{\partial V}{\partial \gamma} = -\mathbf{I}_s^T \mathbf{E} \quad (۳۶-۵)$$

$$\frac{\partial V}{\partial \beta} = -\mathbf{d}^T \mathbf{E} \quad (۳۷-۵)$$

جایگذاری معادلات (۳۷-۵) در (۳۲-۵)، (۳۸-۵) در (۳۳-۵) و (۳۹-۵) در (۳۴-۵) نتیجه می‌دهد که

$$\alpha(t) = \int_0^t \lambda_{\alpha} \dot{\mathbf{q}}^T \mathbf{E} dt + \alpha(0) \quad (۴۰-۵)$$

$$\gamma(t) = \int_0^t \lambda_{\gamma} \mathbf{I}_s^T \mathbf{E} dt + \gamma(0) \quad (۴۱-۵)$$

$$\beta(t) = \int_0^t \lambda_{\beta} \mathbf{d}^T \mathbf{E} dt + \beta(0) \quad (۴۲-۵)$$

۳-۲-۵ اثبات پایداری

در این بخش به اثبات محدود بودن متغیرهای حالت پرداخته شده است. برای تحلیل پایداری فرض‌های زیر صورت گرفته است.

فرض اول: مسیر مطلوب x_d در فضای کار به صورت نرم طراحی شده است به نحوی که تمام مشتق‌های لازم آن موجود و همگی محدود باشند.

از شرایط لازم برای طراحی کنترل مقاوم محدود بودن اغتشاش خارجی است.

فرض دوم: اغتشاش خارجی φ استفاده شده در معادله (۵-۹) محدود است.

$$\|\varphi(t)\| \leq \varphi_{\max} \quad (۴۳-۵)$$

برای اجتناب از نقاط تکین، بعضی از قیدها در مقادیر مفاصل باید رعایت شود. در نتیجه فضای کار پیشنهادی باید نقطه تکین نداشته باشد.

فرض سوم: نقاط تکین وجود ندارد یا $\det(J(q)) \neq 0$.

برای محافظت موتور از اضافه ولتاژ و محافظت از بیمار در برابر بار اضافه، برای هر موتور از محدود کننده ولتاژ استفاده می‌شود. بنابراین می‌توان فرض کرد

فرض چهارم: $|u_i| \leq u_{\max}$ که u_i ولتاژ موتور i ام است و $u_{\max}$ ولتاژ بیشینه است.

در معادله (۲۱) می‌توان نوشت

$$M_d(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + D(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_d(x_d - x) = W \quad (۴۴-۵)$$

که در آن W به صورت زیر توصیف شده است.

$$W = D_d E + F_b \quad (۴۵-۵)$$

معادله (۴۳-۵) یک معادله مرتبه دوم خطی با ورودی محدود است. در معادله (۴۵-۵) ماتریس‌های D_d ، M_d و K_d ماتریس‌های قطری مثبت هستند، E محدود و نیروی اعمالی توسط بیمار F_b نیز محدود است. بنابراین سیستم خطی (۴۳-۵) بر اساس قضیه راث-هرویس محدود است زیرا ورودی محدود است.

نتیجه ۲: $x_d - x$ ، $\dot{x}_d - \dot{x}$ و $\ddot{x}_d - \ddot{x}$ همگی محدودند.

علاوه بر این بر اساس فرض ۱ متغیرهای x_d ، $\dot{x}_d$ و $\ddot{x}_d$ محدودند. بنابراین با استفاده از فرض ۱ نتیجه ۲ خواهیم داشت.

نتیجه ۳: متغیرهای $\dot{x}$ و $\ddot{x}$ محدودند.

در این مورد، ربات طراحی شده تنها دارای مفاصل لولایی است که در نتیجه ماتریس ژاکوبین $J(q)$ شامل توابع سینوسی و محدود است. در حضور مفاصل لولایی برای ربات نیز محدود بودن نقطه انتهایی به محدود متغیرهای مفاصل لولایی منجر می‌شود.

نتیجه ۴: ماتریس ژاکوبین $J(q)$ محدود است.

استفاده از فرض ۳ و نتیجه ۴ منجر می‌شود به

نتیجه ۵: ماتریس معکوس $J(q)^{-1}$ محدود است.

معادله (۵-۱۳) را می‌توان به صورت زیر بازنویسی کرد

$$\dot{q} = J(q)^{-1} \dot{x} \quad (۴۶-۵)$$

بر اساس نتایج ۵ و ۳ مشاهده می‌شود که

نتیجه ۶: متغیر حالت q محدود است.

با گرفتن انتگرال از طرفین معادله (۴۷-۵) خواهیم داشت:

$$q = \int_{t_0}^t J(q)^{-1} d\delta \quad (۴۷-۵)$$

نتیجه ۷: متغیر حالت q محدود است.

با گرفتن مشتق از طرفین معادله (۵-۱۳) بدست می‌آید

$$\ddot{x} = J(q)\ddot{q} + \dot{J}(q)\dot{q} \quad (۴۸-۵)$$

بنابراین

$$\ddot{q} = J(q)^{-1} (\ddot{x} - \dot{J}(q)\dot{q}) \quad (۴۹-۵)$$

با استفاده از محدود بودن $\ddot{x}$ ، $\dot{q}$ و $J(q)^{-1}$ در نتیجه ۳، ۵، ۶ و به دلیل اینکه $J(q)$ مشتق پذیر است نتیجه می‌شود که

نتیجه ۸: متغیر حالت $\ddot{q}$ محدود است.

در معادله ۳، محدود بودن q ، $\dot{q}$ ، و $\ddot{q}$ نتیجه می‌دهد که

نتیجه ۹: بردار گشتاور مفاصل τ_r محدود است.

با استفاده از ویژگی‌های دینامیک ربات [۲۲]، محدود بودن متغیر q نتیجه می‌دهد ماتریس $D(q)$ و $g(q)$ محدود است و محدود بودن $\dot{q}$ منجر به محدود بودن $C(q, \dot{q})$ می‌شود. ماتریس ژاکوبین $J_e(q)$ محدود است زیرا q محدود است.

در معادله (۷-۵) بردارهای $\ddot{q}$ ، $\dot{q}$ و τ_r محدود و ماتریس‌های J_m ، B_m و r ثابتند. بنابراین

نتیجه ۱۰: بردار گشتاور موتور τ_m محدود است.

از معادله (۱۰-۵)، می‌توان نوشت $I_a = K_m^{-1} \tau_m$ ، که در آن K_m یک ماتریس ثابت و با توجه به نتیجه ۱۰، τ_m محدود است در نتیجه

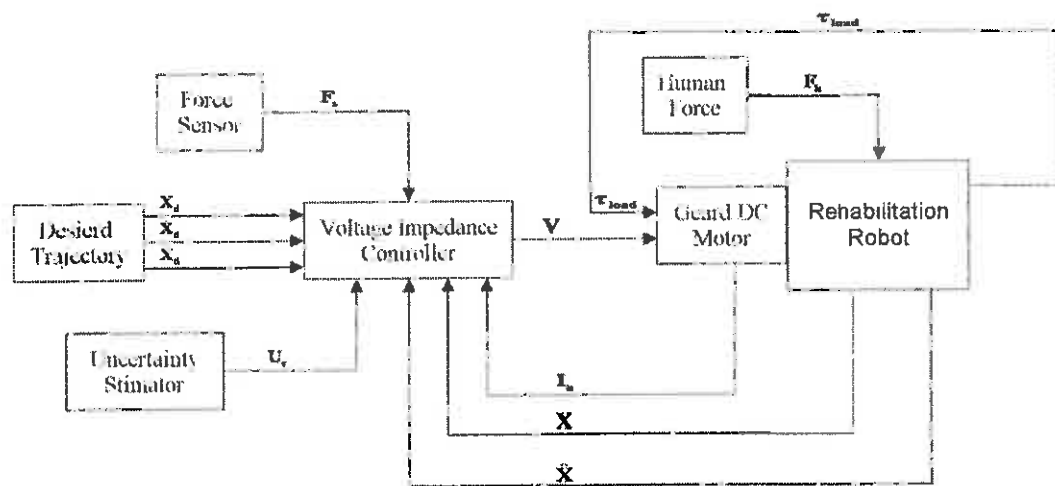
نتیجه ۱۱: بردار جریان موتور I_a محدود است.

سیستم رباتیک پایدار است زیرا تمام متغیرهای حالت q ، $\dot{q}$ و I_a محدودند.

۴-۲-۵ شبیه سازی سیستم کنترل

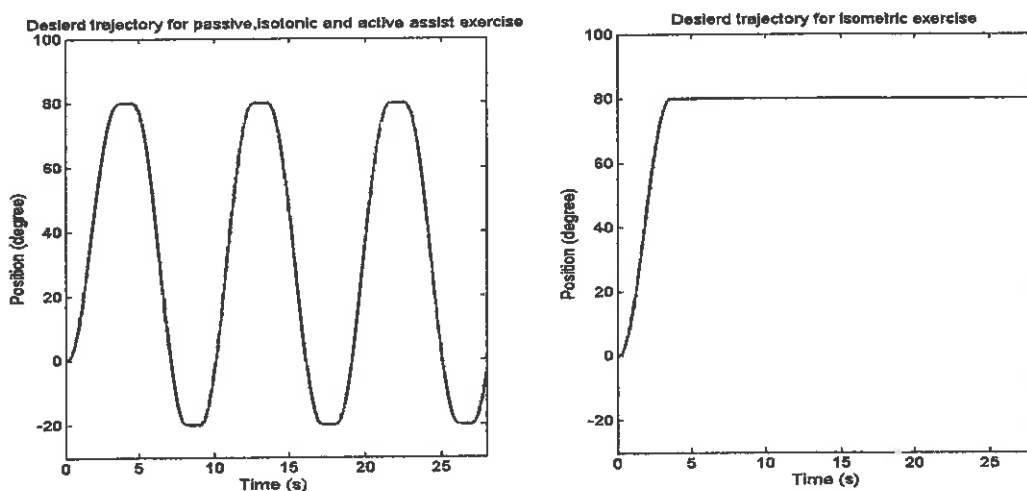
در این قسمت ربات توان بخشی طراحی شده با بهره گیری از روش کنترل مقاوم پیشنهادی شبیه سازی شده است. برای مقایسه و نمایش میزان بهبود عملکرد سیستم در حضور عدم قطعیت‌های احتمالی موجود این روش با روش ولتاژ پیشنهادی در فصل ۴ مقایسه شده است. در شکل ۱-۵ سیستم کنترلی پیشنهادی نمایش داده شده است.

مقدار $\hat{k}_\theta$ ، $\hat{r}$ و $\hat{R}$ ، پارامترهای عدم قطعیت هر یک به اندازه‌ی ۹۰٪ مقدار واقعی فرض شده اند. هم چنین نرخ همگرایی‌ها به ترتیب $\lambda_\alpha = 1000$ ، $\lambda_\beta = 1000$ و $\lambda_\gamma = 1000$.



شکل ۱-۵: سیستم کنترلی پیشنهادی امپدانس مقاوم بر پایه گشتاور

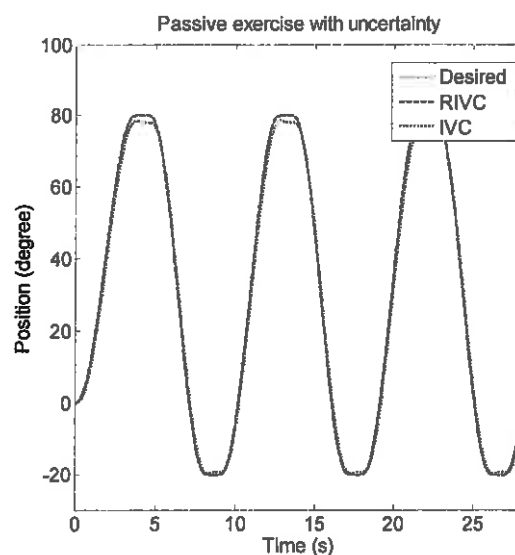
برای سهولت بیشتر در امر مقایسه پارامترهای بیمار و مسیر مطلوب مطابق با فصل قبل انتخاب می‌شود. شکل شماره مسیر مطلوب طراحی شده برای ربات را نشان می‌دهد. این مسیر همان‌طور که قبلاً به آن اشاره شد باید یک مسیر نسبتاً نرم و حداقل تا دو درجه مشتق پذیر باشد.



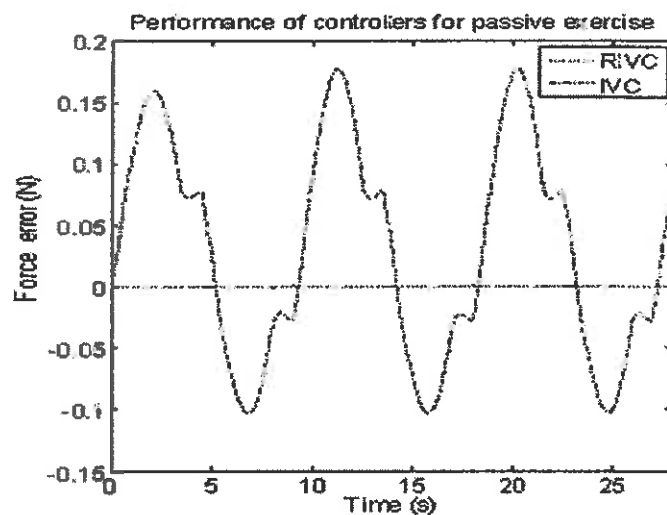
شکل ۲-۵: مسیر طراحی شده (سمت چپ: تمرینات غیرفعال، ایزوتونیک و فعال کمکی، سمت راست: تمرینات ایزومتریک)

۱-۴-۲-۵ تمرین غیرفعال

مقادیر ضرایب کنترل امپدانس برابر $M_d = 0.1$ ، $K_d = 5$ و $D_d = 0.2$ در این حرکت و برابر با مقادیر انتخاب شده برای همین حرکت در فصل قبل در نظر گرفته شده است. در شکل ۳-۵ ردگیری مسیر مطلوب برای این سیستم کنترلی نمایش داده شده است.



شکل ۳-۵: مقایسه کارایی کنترل کننده مقاوم پیشنهادی با روش غیر مقاوم با در نظر گرفتن عدم قطعیت‌ها در تمرین غیرفعال مشاهده می‌شود که در روش غیر مقاوم خطای نسبتاً قابل ملاحظه‌ای وجود دارد که این خطا در روش مقاوم به خوبی برطرف شده است. شکل ۴-۵ نمودار خطای نیروی وارد به بیمار دیده شده است را نشان می‌دهد.

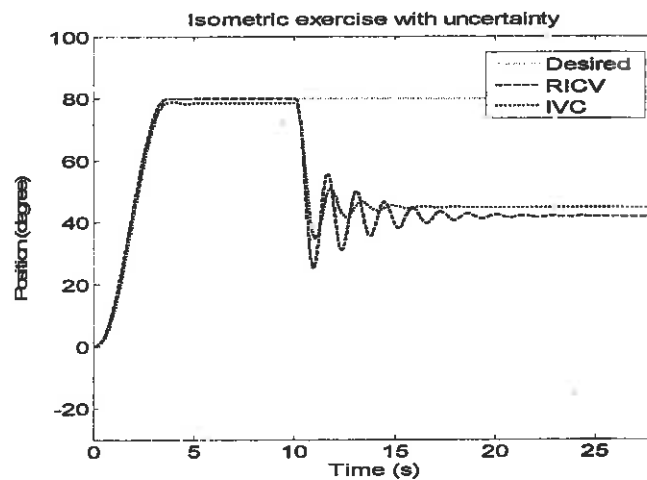


شکل ۴-۵: مقایسه خطای نیروی وارد به بیمار کنترل کننده مقاوم پیشنهادی با روش غیر مقاوم با حضور عدم قطعیت‌ها در تمرین غیرفعال

مشاهده می‌شود که خطای نیروی وارد به بیمار در ماکزیمم مقدار خود به حدود ۰.۱۸ نیوتن برای سیستم کنترل غیر مقاوم با در نظر گرفتن عدم قطعیت‌ها می‌رسد. این خطای برای روش پیشنهادی به حدود 2×10^{-4} می‌رسد.

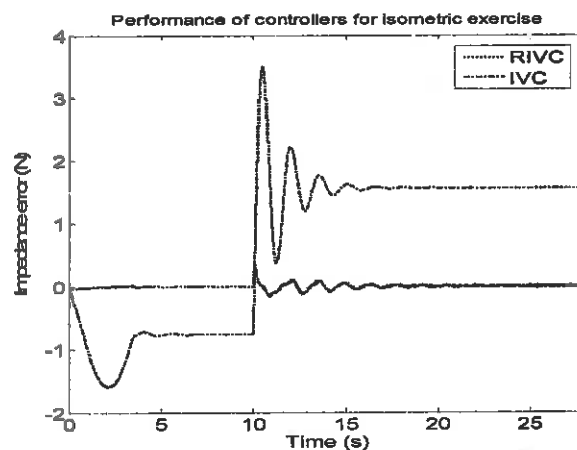
۵-۲-۴-۲ تمرین ایزومتریک

مقادیر ضرایب کنترل امپدانس برابر $M_d = 1$ ، $K_d = 60$ و $D_d = 2$ و برابر با مقادیر انتخاب شده برای همین حرکت در فصل قبل در نظر گرفته شده است. در شکل شماره ۵-۵ ردگیری مسیر مطلوب برای این سیستم کنترلی نمایش داده شده است.



شکل ۵-۵: مقایسه کارایی کنترل کننده مقاوم پیشنهادی با روش غیر مقاوم در حضور عدم قطعیت‌ها در تمرین ایزومتریک

اثرگذاری و ثمر بخش بودن روش مقاوم پیشنهادی در این تمرین نیز به سادگی قابل مشاهده است. شکل ۵-۶ نمودار خطای نیروی وارد به بیمار ربات که به وسیله بیمار دیده شده است را نشان می‌دهد.

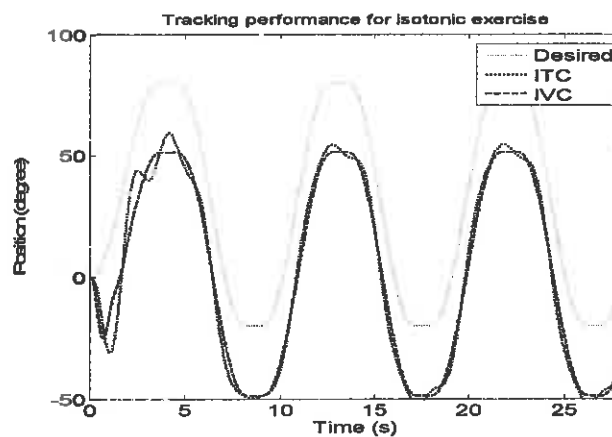


شکل ۵-۶: مقایسه خطای نیروی وارد به بیمار کنترل کننده مقاوم پیشنهادی با روش غیر مقاوم در حضور عدم قطعیت‌ها در تمرین ایزومتریک

مشاهده می‌شود که خطای نیروی وارد به بیمار دیده شده از سمت بیمار دارای ماکزیمم در حدود ۳ نیوتن برای سیستم کنترل غیر مقاوم با در نظر گرفتن عدم قطعیت‌ها می‌رسد که این خطای برای روش پیشنهادی به حدود 3.1×10^{-2} می‌رسد

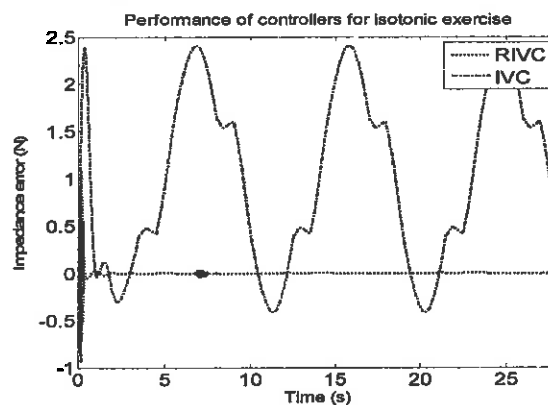
۳-۴-۲-۵ تمرین ایزوتونیک

مقادیر ضرایب کنترل امیدانس برابر $M_d = 1$ ، $K_d = 40$ و $D_d = 2$ و برابر با مقادیر انتخاب شده برای همین حرکت در فصل قبل در نظر گرفته شده است. در شکل ۷-۵ ردگیری مسیر مطلوب برای این سیستم کنترلی نمایش داده شده است.



شکل ۷-۵: مقایسه کارایی کنترل کننده مقاوم پیشنهادی با روش غیر مقاوم در حضور عدم قطعیت‌ها در تمرین ایزوتونیک

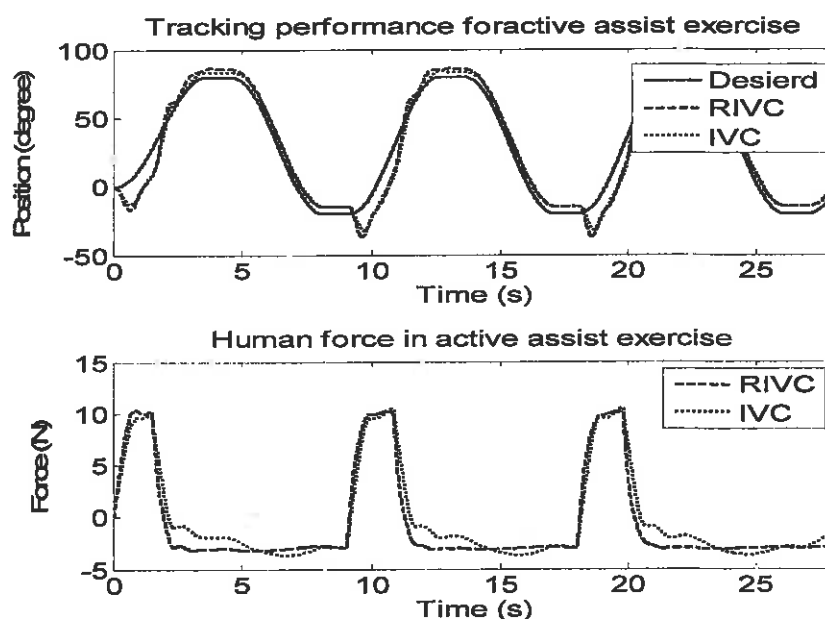
در این حرکت که به جهت نیاز با وجود یک امیدانس ثابت یک خطای ثابت و ماندگار در تمام طول حرکت در ردگیری مسیر مطلوب موجود است مجدداً مشاهده می‌شود که روش پیشنهادی دارای پرش‌های کمتری نسبت به روش غیر مقاوم است. شکل ۸-۵ خطای نیروی وارد به بیمار ربات نسبت به میزان امیدانس مطلوب که به وسیله بیمار دیده شده است را نشان می‌دهد.



شکل ۸-۵: مقایسه خطای نیروی وارد به بیمار کنترل کننده مقاوم پیشنهادی با روش غیر مقاوم در حضور عدم قطعیت‌ها

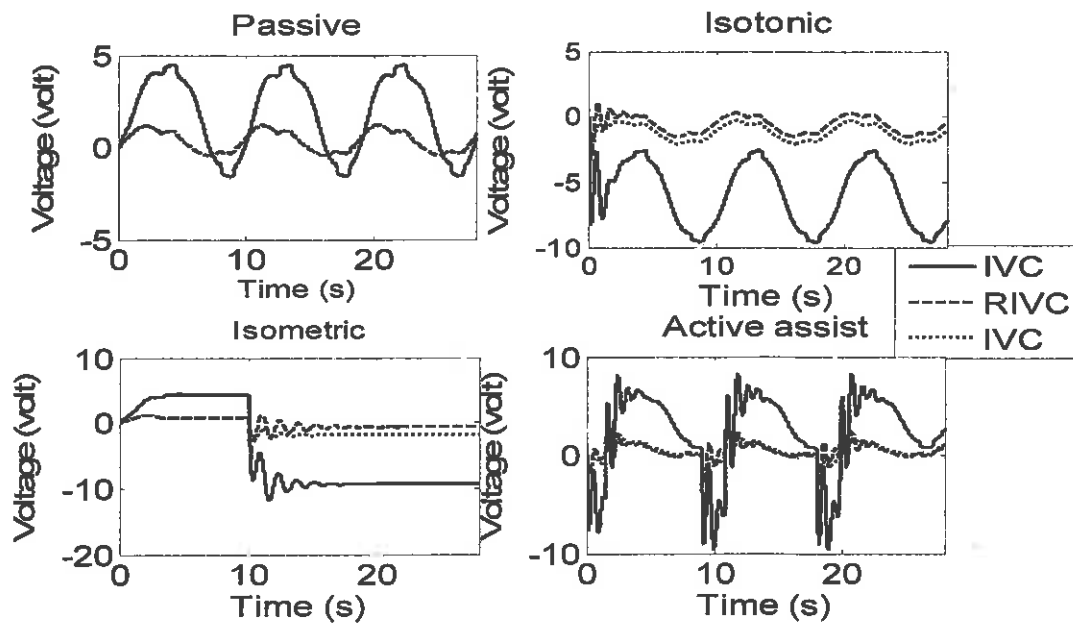
۴-۴-۲-۵ تمرین فعال کمکی

مقادیر ضرایب کنترل امپدانس برابر $M_d=1$ ، $K_d=60$ و $D_d=1$ برابر با مقادیر انتخاب شده برای همین تمرین در فصل قبل در نظر گرفته شده است. در شکل ۹-۵ ردگیری مسیر مطلوب برای این سیستم کنترلی در قسمت بالا و در نمودار پایین نمودار امپدانس دیده شده از دید بیمار نمایش داده شده است. مشاهده می‌شود که مطابق با منطق کنترل امپدانس در لحظاتی که بنا به نظر پزشک متخصص نیاز به وارد شدن نیرو به بیمار بوده ردگیری مسیر مطلوب دارای خطایی می‌شود. در روش پیشنهادی در این فصل این خطا اندکی بیشتر نسبت به روش امپدانس غیر مقاوم است تا بتواند به امپدانس مطلوب نزدیک‌تر شود شکل پایین دستیابی به امپدانس مطلوب‌تر را به خوبی نشان می‌دهد.

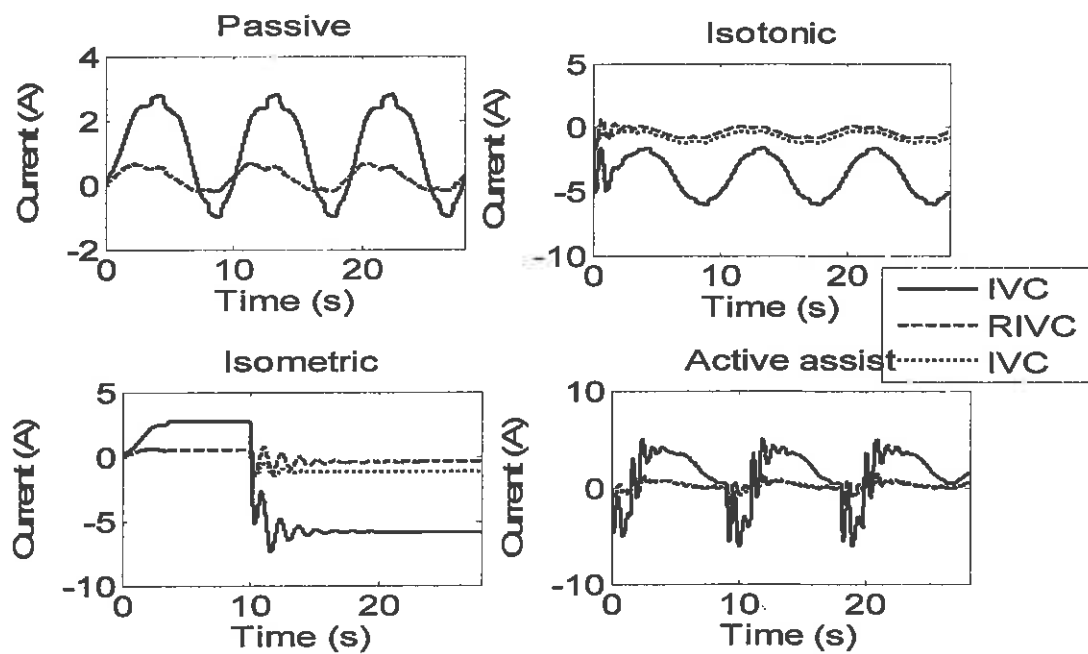


شکل ۹-۵: نمودار بالا مقایسه کارایی و نمودار پایین مقایسه نیروی وارد به بیمار دیده شده از سمت بیمار بین روش مقاوم پیشنهادی با روش غیر مقاوم در حضور عدم قطعیت‌ها

در انتها در شکل‌های ۱۰-۵ و ۱۱-۵ به ترتیب ولتاژ و جریان برای موتور ربات در تمرین‌های مختلف نشان داده شده است. همان طور که مشاهده می‌شود هر دو در بازه مجاز هستند و از حد مجاز خود فراتر نمی‌روند.



شکل ۵-۱۰: ولتاژ موتور برای تمامی حرکات با استفاده از کنترل کننده پیشنهادی



شکل ۵-۱۱: جریان موتور برای تمامی حرکات با استفاده از کنترل کننده پیشنهادی

۳-۵ نتیجه گیری

در سیستم‌های رباتیک هیچ گاه نمی‌شود از وجود ترم‌های عدم قطعیت، دینامیک مدل نشده و اغتشاشات خارجی وارد شده به ربات به سادگی گذشت. در طراحی سیستم کنترل نیز همواره مقابله با اثرات این عوامل به عنوان یک چالش مطرح بوده است. با توجه به این موارد در این فصل به ارائه یک روش مقاوم بر مبنای راهبرد ولتاژ پرداخته شده است. این روش بر پایه گرادیان نزولی استوار شده است. کارایی این روش به وسیله تحلیل پایداری به اثبات رسیده است. نتایج حاصل از شبیه سازی نیز کارایی این روش در مقابل با عدم قطعیت‌ها را نشان می‌دهد.

فصل ششم

کنترل مقاوم هوشمند امیدانس بر اساس راهبرد ولتاژ برای ربات توان بخشی

۱-۶ مقدمه

در این فصل بار دیگر به چالش تعیین پارامترهای امیدانس پرداخته شده است. در فصل ۴ دلایل وجود این چالش و اهمیت آن مطرح شد. اکنون نگاهی تازه به نحوه تعیین ضرایب می‌شود. در این فصل از قدرت سیستم‌های هوشمند در تعیین پارامترها در سیستم‌های مختلف بهره گرفته می‌شود. سیستم‌های فازی به دلیل توانایی مقابله با سیستم‌هایی با عدم قطعیت و غیر خطی به صورت ویژه ای در این موارد مورد توجه قرار گرفته اند.

۲-۶ معادلات دینامیکی

معادلات دینامیک ربات با فرض عدم وجود انعطاف پذیری در مفاصل به وسیله معادله (۱-۶) بیان می‌شود.

$$D_r(q)\ddot{q} + C_r(q, \dot{q})\dot{q} + g_r(q) + \tau_e = \tau_r \quad (1-6)$$

که در آن $q \in R^n$ بردار موقعیت مفاصل، $D_r(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی ربات، $C_r(q, \dot{q})\dot{q} \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکز گرا، $g_r(q) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $\tau_e \in R^n$ بردار گشتاور بار، و $\tau_r \in R^n$ بردار گشتاور ربات می‌باشند.

گشتاور بار که در واقع به وسیله بیماری که در تعامل با ربات قرار دارد ایجاد می‌شود به صورت

$$D_e(q)\ddot{q} + C_e(q, \dot{q})\dot{q} + g_e(q) - J_e^T(q)F_h = \tau_e \quad (2-6)$$

بیان می‌شود که در آن $D_e(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی بدن انسان، $C_e(q, \dot{q})\dot{q} \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکز گرا، $g_e(q) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $F_h \in R^n$ بردار نیروی ایجاد شده به وسیله انسان می‌باشند.

با جایگذاری (۲-۶) در (۱-۶) معادله مکانیکی ربات توان بخشی به صورت

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) - J_e^T(q)F_h = \tau_r \quad (3-6)$$

بدست می‌آید. در جایی که

$$D(q) = D_r(q) + D_e(q) \quad (4-6)$$

$$C(q, \dot{q}) = C_r(q, \dot{q}) + C_e(q, \dot{q}) \quad (5-6)$$

$$g(q) = g_r(q) + g_e(q) \quad (6-6)$$

موتورهای الکتریکی گشتاور مفاصل را بر اساس معادله زیر ایجاد می کنند.

$$J_m r^{-1} \ddot{q} + B_m r^{-1} \dot{q} + r \tau_r = \tau_m \quad (7-6)$$

هنگامی که $\tau_m \in R^n$ بردار گشتاور موتور ها، B_m, J_m و r ماتریس های قطری $n \times n$ هستند که به ترتیب ضرایب اینرسی، میرایی و کاهش چرخ دنده ها هستند. همچنین $\dot{q}$ بردار سرعت مفاصل و سرعت موتور $\dot{\theta}_m \in R^n$ به وسیله معادله زیر به سرعت مفاصل تبدیل می شود.

$$\dot{q} = r \dot{\theta}_m \quad (8-6)$$

برای اینکه ولتاژ موتور ها به عنوان ورودی سیستم باشد ما معادله موتور جریان مستقیم با جاروبک مغناطیسی^{۱۳} را در فرم ماتریسی به صورت زیر در نظر می گیریم.

$$R I_a + L \dot{I}_a + K \dot{q} + \phi = u \quad (9-6)$$

که در آن $u \in R^n$ بردار ولتاژ موتور، $I_a \in R^n$ بردار جریان موتور، و $\phi \in R^n$ بردار اغتشاشات خارجی. R, L و K_b ماتریس های قطری برای ضرایب مقاومت آرمیچر، اثر تزویج و جریان بازگشتی هستند. τ_m بردار گشتاور موتورها که به عنوان ورودی معادله ی دینامیکی (۶-۳) است به وسیله جریان موتور بر اساس رابطه ی زیر

$$\tau_m = K_m I_a \quad (10-6)$$

تولید می شود. که در آن K_m ماتریس قطری ثابت گشتاور است.

با استفاده از معادلات (۶-۱) تا (۶-۱۰) مدل فضای حالت موتورهای الکتریکی ربات را می توان به صورت

$$\dot{z} = f(z) + bw + b\phi \quad (11-6)$$

بیان کرد. که در آن $w = \begin{bmatrix} F_h \\ u \end{bmatrix}$ ورودی سیستم، $z = [q \quad \dot{q} \quad I_a]^T$ متغیرهای حالت، b و $f(z)$ به

شکل زیر

$$f(z) = \begin{bmatrix} z_2 \\ (J_m r^{-1} + rD(z_1))^{-1} \left(-(B_m r^{-1} + rC(z_1, z_2)) z_2 - rg(z_1) + K_m z_3 \right) \\ -L^{-1} (K_b r^{-1} z_2 + Rz_3) \end{bmatrix} \quad (12-6)$$

¹³ Permanent magnet DC motoros

$$\mathbf{b} = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ -(\mathbf{J}_m \mathbf{r}^{-1} + \mathbf{r} \mathbf{D}(\mathbf{z}_1))^{-1} \mathbf{r} \mathbf{J}_e^T(\mathbf{z}_1) & 0 \\ 0 & \mathbf{L}^{-1} \end{bmatrix}$$

می‌باشند. معادله فضای (۱۱-۶) یک سیستم بزرگ چند متغیره غیرخطی را با اثرات متقابل فراوان را نشان می‌دهد. پیچیدگی این معادله یک چالش اساسی در زمینه کنترل ربات‌هاست.

برای اینکه این معادلات را در فضای کار مدل شود باید از تبدیلی برای انتقال از فضای مفصلی به فضای کار استفاده شود. این تبدیل به وسیله ماتریس ژاکوبین ربات به صورت

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} \quad (۱۳-۶)$$

انجام می‌گیرد. که در $\mathbf{x} \in R^n$ موقعیت نقطه نهایی، $\mathbf{J}(\mathbf{q}) \in R^{n \times n}$ ماتریس ژاکوبین ربات می‌باشند.

بنابراین

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{x}} \quad (۱۴-۶)$$

و اگر ماتریس ژاکوبین ربات مربعی نباشد از ماتریس معکوس مجازی $\mathbf{J}(\mathbf{q})^\dagger$ که به صورت

$$\mathbf{J}(\mathbf{q})^\dagger = (\mathbf{J}(\mathbf{q})^T \mathbf{J}(\mathbf{q}))^{-1} \mathbf{J}(\mathbf{q})^T \quad (۱۵-۶)$$

بیان می‌شود می‌کنیم. با توجه به مطالب گفته شده از معادلات (۹) و (۱۴) خواهیم داشت

$$\mathbf{R}\dot{\mathbf{I}}_a + \mathbf{L}\ddot{\mathbf{I}}_a + \mathbf{K}\mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{x}} + \boldsymbol{\varphi} = \mathbf{u} \quad (۱۶-۶)$$

۳-۶ کنترل امپدانس

امپدانس طراحی شده برای نقطه انتهایی ربات به شکل

$$\bar{\mathbf{D}}_d(\dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}) + \bar{\mathbf{K}}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) = \mathbf{F}_h \quad (۱۷-۶)$$

در نظر گرفته شده است که در آن $\bar{\mathbf{D}}_d$ ، $\bar{\mathbf{M}}_d$ و $\bar{\mathbf{K}}_d$ ماتریس‌های قطری هستند که پارامترهای امپدانس قابل طراحی می‌باشند. از معادله (۱۷-۶) خواهیم داشت

$$\dot{\mathbf{x}}_d + \bar{\mathbf{D}}_d^{-1} \bar{\mathbf{K}}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) - \bar{\mathbf{D}}_d^{-1} \mathbf{F}_h = \dot{\mathbf{x}} \quad (۱۸-۶)$$

قانون کنترل کننده امپدانس که بر پایه قانون امپدانس (۶-۱۷) پایه گزاری شد با جایگذاری (۶-۱۸) در (۶-۱۶) به صورت زیر

$$\hat{R}I_a + \hat{K}\hat{J}^{-1}(q)(\dot{x}_d + \bar{D}_d^{-1}\bar{K}_d(x_d - x) - \bar{D}_d^{-1}F_h + u_c) = u \quad (۶-۱۹)$$

بیان می شود.

با این وجود قانون کنترل (۶-۱۹) نمی تواند محاسبه شود چرا که اغتشاش های خارجی ϕ شناخته شده نیست و مقادیر دقیق آن ها مشخص نیست. بنابراین برای جبران عدم قطعیت ها، قانون کنترل مقاوم زیر ارائه می شود.

$$\hat{R}I_a + \hat{K}\hat{J}^{-1}(q)(D_d^{-1}M_d(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + \dot{x}_d + D_d^{-1}K_d(x_d - x) - D_d^{-1}F_h + u_c) = u \quad (۶-۲۰)$$

که در آن $\hat{R}$ ، $\hat{K}$ و $\hat{J}$ تخمینی از مقادیر R ، K و J هستند. ترم u_c ، مقداری است که برای جبران این عدم قطعیت ها محاسبه شده است.

معادله سیستم حلقه بسته با جایگذاری قانون کنترل (۶-۲۰) در سیستم (۶-۱۹) به صورت

$$RI_a + LI_a + K\dot{q} + \phi = \hat{R}I_a + \hat{K}\hat{J}^{-1}(q)(\dot{x}_d + \bar{D}_d^{-1}\bar{K}_d(x_d - x) - \bar{D}_d^{-1}F_h + u_c) \quad (۶-۲۱)$$

شکل می گیرد. که می توان آن را به شکل زیر نوشت

$$-F_h + \bar{D}_d(\dot{x}_d - \dot{x}) + \bar{K}_d(x_d - x) = \bar{D}_d\hat{J}(q)\hat{K}^{-1}\left((R - \hat{R})I_a + LI_a + K\dot{q} + \phi\right) - \bar{D}_d\dot{x} - \bar{D}_du_c \quad (۶-۲۲)$$

$$\bar{D}_d^{-1}(-F_h + \bar{D}_d(\dot{x}_d - \dot{x}) + \bar{K}_d(x_d - x)) = \eta - u_c \quad (۶-۲۳)$$

که η مجموع عدم قطعیت ها است که به صورت زیر تعریف می شود.

$$\eta = \hat{J}(q)\hat{K}^{-1}\left((R - \hat{R})I_a + LI_a + K\dot{q} + \phi\right) - \dot{x} \quad (۶-۲۴)$$

مجموع عدم قطعیت ها η محدود است.

$$\|\eta\| \leq \rho \quad (۶-۲۵)$$

حد بالای عدم قطعیت ها به صورت

$$\rho = \alpha_u \|I_a\| + \beta_u + \gamma_u \|\dot{q}\| \quad (۶-۲۶)$$

محاسبه می شود. که در آن α_u ، β_u و γ_u حد بالا برای

$$\|\hat{J}(q)\hat{K}^{-1}K - J(q)\| \leq \gamma_u, \quad \|\hat{J}(q)\hat{K}^{-1}\| \cdot \|Li_s + \phi\| \leq \beta_u, \quad \|\hat{J}(q)\hat{K}^{-1}(R - \hat{R})\| \leq \alpha_u \quad (27-6)$$

هستند. برای قبول معادله (27-6) ذکر این نکته لازم است که $\hat{J}(q)$ و $J(q)$ محدود هستند، و $\hat{K}, K, \hat{R}, R$ و L ماتریس‌های ثابت اند.

با توجه به معادلات (23-6) تا (26-6) ما یک قانون کنترل به صورت زیر ارائه می‌دهیم.

$$u_c = \alpha(t)\dot{q} + \gamma(t)I_s + \beta(t)d \quad (28-6)$$

که در آن $\alpha(t)$ ، $\gamma(t)$ و $\beta(t)$ پارامترهای طراحی کنترل کننده و $d \in R^n$ بردار واحد است.

$$E = \eta - u_c \quad (29-6)$$

تعریف می‌کنیم. برای فراهم کردن کنترل امیدانس (17-6)، ترم مقاوم u_c باید به نحوی طراحی شود که $\eta \rightarrow u_c$ برای این هدف یک ماتریس مثبت معین به صورت زیر پیشنهاد می‌شود.

$$V(t) = 0.5(\eta - u_c)^T (\eta - u_c) \quad (30-6)$$

برای برقرار شدن $\eta \rightarrow u_c$ ، پارامترهای طراحی کنترل کننده باید به نحوی به روز شوند که $V(t) \rightarrow 0$. برای اینکه این اتفاق بی افتد باید $\dot{V}(t) < 0$ فرض کنید که $\alpha(t)$ ، $\gamma(t)$ و $\beta(t)$ تابعی از پارامترهای طراحی کنترل کننده باشد. بنابراین

$$\dot{V}(t) = \frac{\partial V}{\partial \alpha} \dot{\alpha} + \frac{\partial V}{\partial \gamma} \dot{\gamma} + \frac{\partial V}{\partial \beta} \dot{\beta} + \eta^T E \quad (31-6)$$

برای رسیدن به $\dot{V}(t) < 0$ ، کافی است که

$$\frac{\partial V}{\partial \gamma} \dot{\gamma} = -\frac{1}{\lambda_\gamma} \dot{\gamma}^2, \quad \frac{\partial V}{\partial \beta} \dot{\beta} = -\frac{1}{\lambda_\beta} \dot{\beta}^2, \quad \frac{\partial V}{\partial \alpha} \dot{\alpha} = -\frac{1}{\lambda_\alpha} \dot{\alpha}^2 \quad (32-6)$$

در نتیجه

$$\dot{\alpha} = -\lambda_\alpha \frac{\partial V}{\partial \alpha} \quad (33-6)$$

$$\dot{\beta} = -\lambda_\beta \frac{\partial V}{\partial \beta} \quad (34-6)$$

$$\dot{\gamma} = -\lambda_\gamma \frac{\partial V}{\partial \gamma} \quad (35-6)$$

که در آن λ_α ، λ_β و λ_γ ضرایب‌های مثبتی هستند. حال بیایید

با جایگذاری (۲۳-۶) در (۳۵-۶) بدست می‌آید

$$\mathbf{E} = \bar{\mathbf{D}}_d^{-1} (-\mathbf{F}_h + \bar{\mathbf{D}}_d(\dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}) + \bar{\mathbf{K}}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x})) \quad (۳۶-۶)$$

با استفاده از (۲۳-۶)، (۲۸-۶) و (۲۹-۶) می‌توان نوشت

$$\frac{\partial V}{\partial \alpha} = -\dot{\mathbf{q}}^T \mathbf{E} \quad (۳۷-۶)$$

$$\frac{\partial V}{\partial \gamma} = -\mathbf{I}_n^T \mathbf{E} \quad (۳۸-۶)$$

$$\frac{\partial V}{\partial \beta} = -\mathbf{d}^T \mathbf{E} \quad (۳۹-۶)$$

جایگذاری معادلات (۳۷-۶) در (۳۲-۶)، (۳۸-۶) در (۳۳-۶) و (۳۹-۶) در (۳۴-۶) نتیجه می‌دهد که

$$\alpha(t) = \int_0^t \lambda_\alpha \dot{\mathbf{q}}^T \mathbf{E} dt + \alpha(0) \quad (۴۰-۶)$$

$$\gamma(t) = \int_0^t \lambda_\gamma \mathbf{I}_n^T \mathbf{E} dt + \gamma(0) \quad (۴۱-۶)$$

$$\beta(t) = \int_0^t \lambda_\beta \mathbf{E} dt + \beta(0) \quad (۴۲-۶)$$

که با فرض $\beta(0) = 0$ ، $\alpha(0) = 0$ و $\gamma(0) = 0$ می‌توان نوشت

$$\mathbf{u}_c = \lambda_\alpha \dot{\mathbf{q}} \cdot \int_0^t \dot{\mathbf{q}}^T \mathbf{E} dt + \lambda_\gamma \mathbf{I}_n \cdot \int_0^t \mathbf{I}_n^T \mathbf{E} dt + \lambda_\beta \int_0^t \mathbf{E} dt \quad (۴۳-۶)$$

۴-۶ طراحی سیستم فازی

ضرایب امیدانس برای سیستم کنترل پیشنهادی روی ربات توان بخشی طراحی شده توسط سیستم فازی تعیین می‌شود. در قسمت مقدمه به ضرورت نیاز به سیستم‌های هوشمند در این زمینه اشاره شد. حال زمان آن رسیده که به طراحی یک سیستم دقیق و هوشمند پرداخته تا هرچه بهتر بتواند ضرایب امیدانس را تنظیم کند. در این طراحی دو سیستم فازی جداگانه برای طراحی دو ضرایب امیدانس مربوط به دمپینگ $\bar{\mathbf{D}}_d$ و فنریت $\bar{\mathbf{K}}_d$ در نظر گرفته شده است. در این طراحی به دلیل کوچک بودن ترم شتاب $\bar{\mathbf{M}}_d$ و اثر گذاری کم آن را ثابت در نظر گرفته‌ایم. یکی از بحث‌های اساسی و تأثیر

گذار در طراحی سیستم کنترل انتخاب ورودی‌های سیستم فازی است. سیستم اول که برای تعیین $\bar{D}_d$ بکار می‌رود، دارای دو ورودی x_{1D} و x_{2D} هستند که به توضیح آن‌ها می‌پردازیم.

$$x_{1D} = F_H - F_d \quad (44-6)$$

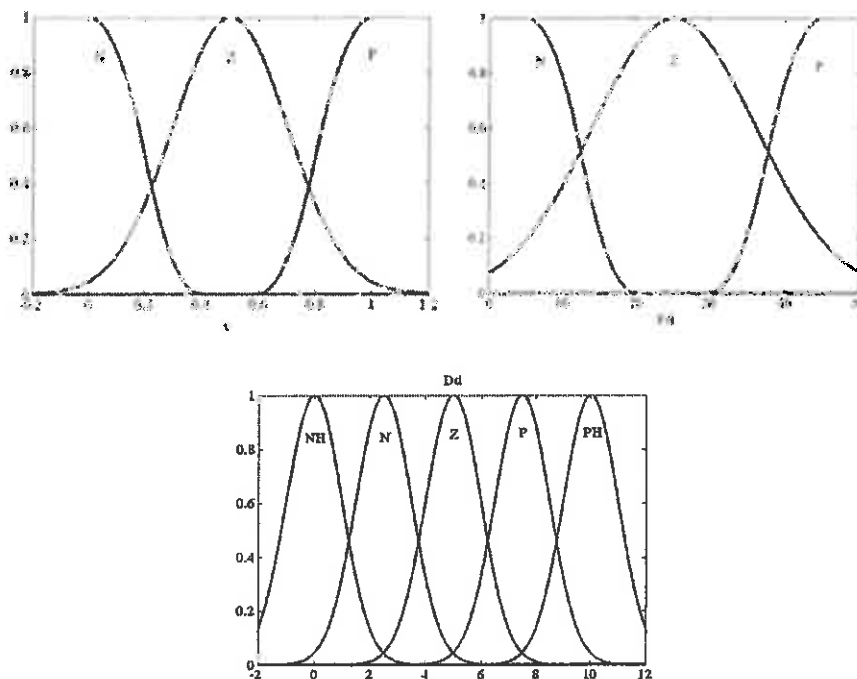
$$x_{2D} = \dot{e} \quad (45-6)$$

هنگامی که e خطای ردگیری در طول مسیر به صورت زیر باشد.

$$e = X_d - X \quad (46-6)$$

که در آن X_d و X به ترتیب موقعیت مطلوب و واقعی هستند.

برای هر یک از ورودی‌های سیستم فازی سه گروه عضویت در نظر می‌گیریم در نتیجه تمام فضای سیستم فازی با ۹ قانون پوشش داده می‌شود. شکل ۶-۱ گروه‌های عضویت فازی برای هر ورودی و همچنین گروه‌های عضویت خروجی را نشان می‌دهد.



شکل ۶-۱: توابع عضویت ورودی (قسمت بالا) و توابع عضویت خروجی (قسمت پایین)

برای تعریف قوانین سیستم فازی از الگوی ممدانی که به شکل زیر بیان می‌شود استفاده می‌شود.

$$Rule\ 1 : \text{If } x_1 \text{ is } A_i \text{ and } x_2 \text{ is } B_j \text{ Then } y \text{ is } C_l \quad (47-6)$$

در جایی که *Rule1* اولین قانون از ۹ قانون تعریف شد برای $l=1, \dots, 9$ و در اولین قانون A_i و B_i به ترتیب توابع عضویت برای متغیرهای x_1 و x_2 و هستند. در جدول ۶-۱ قوانین فازی تعریف شده برای سیستم فازی آمده است. اگر از موتور جستجوی ممدانی^{۱۴} و فازی ساز منفرد^{۱۵} و از غیر فازی ساز میانگین مراکز^{۱۶} در طراحی سیستم استفاده کنیم خروجی سیستم u به صورت محاسبه می شود.

	D_d			F_d
	N	Z	P	
$k_1 \frac{de}{dt}$	N	NH	N	Z
	Z	N	Z	P
	P	Z	P	PH

	$\bar{K}_d$			F_d
	N	Z	P	
$k_1 \int e dt$	N	NH	N	Z
	Z	N	Z	P
	P	Z	P	PH

جدول ۶-۱: قوانین فازی برای سیستم های فازی

$$u = \sum_{l=1}^9 y_l \psi_l(x_1, x_2) = \mathbf{y}^T \boldsymbol{\Psi}(x_1, x_2) \quad (48-6)$$

هنگامی که y_l مرکز گروه عضویت خروجی و $\boldsymbol{\Psi} = [\psi_1 \dots \psi_9]^T$ که یک مقدار مثبت است به صورت زیر محاسبه می شود.

$$\psi_l(x_1, x_2) = \frac{\mu_{A_l}(x_1) \mu_{B_l}(x_2)}{\sum_{l=1}^9 \mu_{A_l}(x_1) \mu_{B_l}(x_2)} \quad (49-6)$$

که در آن $\mu_{A_l}, \mu_{B_l} \in [0, 1]$. همچنین برای تعیین $\bar{K}_d$ از یک سیستم مشابه با ورودی های زیر استفاده شده است.

$$x_{IK} = F_H - F_d \quad (50-6)$$

¹⁴ Mamdani type inference engine

¹⁵ singleton fuzzifier

¹⁶ center average defuzzifier

$$x_{2K}=e$$

(۵۱-۶)

لازم به یاد آوری است تمامی موارد طراحی این سیستم فازی به جز ورودی‌های آن مشابه با سیستم توضیح داده شده در قسمت قبل است.

۵-۶ اثبات پایداری

در این بخش به اثبات محدود بودن متغیرهای حالت پرداخته شده است. برای تحلیل پایداری فرض‌های زیر صورت گرفته است.

فرض اول : مسیر مطلوب x_d در فضای کار به صورت نرم طراحی شده است به نحوی که تمام مشتق‌های لازم آن موجود و همگی محدود باشند.

از شرایط لازم برای طراحی کنترل مقاوم محدود بودن اغتشاش خارجی است.

فرض اول : اغتشاش خارجی φ استفاده شده در معادله (۹-۶) محدود است.

$$\|\varphi(t)\| \leq \varphi_{\max} \quad (۵۲-۶)$$

برای اجتناب از نقاط تکین، بعضی از قیدها در مقادیر مفاصل باید رعایت شود. در نتیجه فضای کار پیشنهادی باید نقطه تکین نداشته باشد.

فرض سوم : نقاط تکین وجود ندارد یا $\det(J(q)) \neq 0$.

در معادله (۲۱) $\mu_{A_i}, \mu_{B_i} \in [0,1]$ بنابراین

نتیجه ۲ : $\psi_i(x_1, x_2)$ محدود است.

فرض چهارم : در معادله (۴۸-۶) y_i مرکز توابع عضویت خروجی محدود طراحی شده است.

استفاده از فرض ۳ و نتیجه ۲ نتیجه می‌دهد که

نتیجه ۳ : $\bar{D}_d$ و $\bar{K}_d$ محدود است.

در معادله (۱۷-۶) می‌توان نوشت

$$\bar{D}_d(\dot{x}_d - \dot{x}) + \bar{K}_d(x_d - x) = W \quad (۵۳-۶)$$

که در آن به صورت زیر توصیف شده است.

$$W = \bar{D}_d E + F_h \quad (۵۴-۶)$$

معادله (۵۴-۶) یک معادله مرتبه دوم خطی با ورودی محدود است. در معادله (۴۴) با توجه به نتیجه ۲

$\bar{D}_d$ محدود، با توجه به نتیجه ۱، E محدود و نیروی اعمالی توسط بیمار است که محدود

می‌باشد. در معادله (۵۳-۶) ماتریس‌های $\bar{D}_d$ و $\bar{K}_d$ که خروجی سیستم‌های فازی‌اند بنا بر نتیجه ۲

محدودند. بنابراین سیستم خطی (۵۴-۶) بر اساس قضیه راث-هرویس محدود است زیرا ورودی محدود است.

نتیجه ۴: $x - x_0$ ، $\dot{x} - \dot{x}_0$ و $\ddot{x} - \ddot{x}_0$ همگی محدودند.

علاوه بر این بر اساس فرض ۱ متغیرهای x_0 ، $\dot{x}_0$ و $\ddot{x}_0$ محدودند. بنابراین با استفاده از فرض ۱ نتیجه ۴ خواهیم داشت

نتیجه ۵: متغیرهای x ، $\dot{x}$ و $\ddot{x}$ محدودند.

در این مورد، ربات طراحی شده تنها دارای مفاصل لولایی است که در نتیجه ماتریس ژاکوبین $J(q)$ شامل توابع سینوسی و محدود است. در حضور مفاصل لولایی برای ربات نیز محدود بودن نقطه انتهایی به محدود متغیرهای مفاصل لولایی منجر می‌شود.

نتیجه ۶: ماتریس ژاکوبین $J(q)$ محدود است.

استفاده از فرض ۳ و نتیجه ۶ منجر می‌شود به

نتیجه ۷: ماتریس معکوس $J(q)^{-1}$ محدود است.

معادله (۱۳) را می‌توان به صورت زیر بازنویسی کرد

$$\dot{q} = J(q)^{-1} \dot{x} \quad (55-6)$$

بر اساس نتایج ۷ و ۶ مشاهده می‌شود که

نتیجه ۸: متغیر حالت $\dot{q}$ محدود است.

با گرفتن انتگرال از طرفین معادله (۵۵-۶) خواهیم داشت :

$$q = \int_{t_0}^t J(q)^{-1} d\delta \quad (56-6)$$

با استفاده از محدود بودن x در نتیجه ۵، $J(q)^{-1}$ در نتیجه ۷ می‌توان نتیجه گرفت

نتیجه ۹: متغیر حالت q محدود است.

با گرفتن مشتق از طرفین معادله (۱۳-۶) بدست می‌آید

$$\ddot{x} = J(q)\ddot{q} + \dot{J}(q)\dot{q} \quad (57-6)$$

بنابراین

$$\ddot{q} = J(q)^{-1} (\ddot{x} - \dot{J}(q)\dot{q}) \quad (58-6)$$

با استفاده از محدود بودن $\ddot{x}$ ، $\dot{q}$ ، $J(q)^{-1}$ در نتیجه ۵، ۸، ۷ و به دلیل اینکه $J(q)$ مشتق پذیر است

نتیجه می‌شود که

نتیجه ۱۰: متغیر حالت $\ddot{q}$ محدود است.

در معادله ۳، محدود بودن q ، $\dot{q}$ ، $\ddot{q}$ و F_n نتیجه می‌دهد که

نتیجه ۱۱: بردار گشتاور مفاصل τ_r محدود است.

با استفاده از ویژگی‌های دینامیک ربات [۲۲]، محدود بودن متغیر q نتیجه می‌دهد ماتریس $D(q)$ و $g(q)$ محدود است و محدود بودن $\dot{q}$ منجر به محدود بودن $C(q, \dot{q})$ می‌شود. ماتریس ژاکوبین $J_e(q)$ محدود است زیرا q محدود است.

در معادله (۶-۷) بردارهای $\dot{q}$ ، $\ddot{q}$ و τ_r محدود و ماتریس‌های J_m ، B_m و r ثابتند. بنابراین

نتیجه ۱۲: بردار گشتاور موتور τ_m محدود است.

از معادله (۶-۱۰) می‌توان نوشت $I_n = K_m^{-1} \tau_m$ ، که در آن K_m یک ماتریس ثابت و با توجه به نتیجه ۱۰، τ_m محدود است در نتیجه

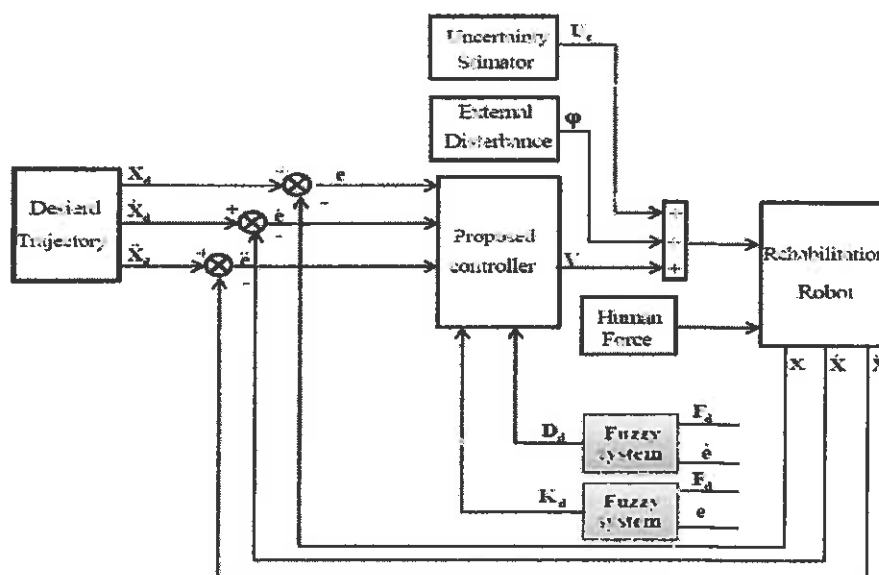
نتیجه ۱۳: بردار جریان موتور I_n محدود است.

سیستم رباتیک پایدار است زیرا تمام متغیرهای حالت q ، $\dot{q}$ و I_n محدودند.

۶-۶ شبیه سازی سیستم کنترل

در این قسمت ربات توان بخشی طراحی شده را با بهره گیری از روش کنترل مقاوم هوشمند پیشنهادی شبیه سازی کرده و برای مقایسه و نمایش میزان بهبود عملکرد سیستم در حضور عدم قطعیت‌های احتمالی موجود این روش را با روش ولتاژ پیشنهادی در فصل ۴ و ۵ مقایسه کرده ایم. بلوک دیاگرام سیستم کنترل پیشنهادی در شکل ۶-۲ نمایش داده شده است.

مقدار $\hat{k}_p$ ، $\hat{r}$ و $\hat{R}$ پارامترهای عدم قطعیت هر یک به اندازه‌ی ۹۰٪ مقدار واقعی فرض شده اند. هم چنین نرخ همگرایی‌ها به ترتیب $\lambda_u = 1000$ ، $\lambda_p = 1000$ و $\lambda_r = 1000$.



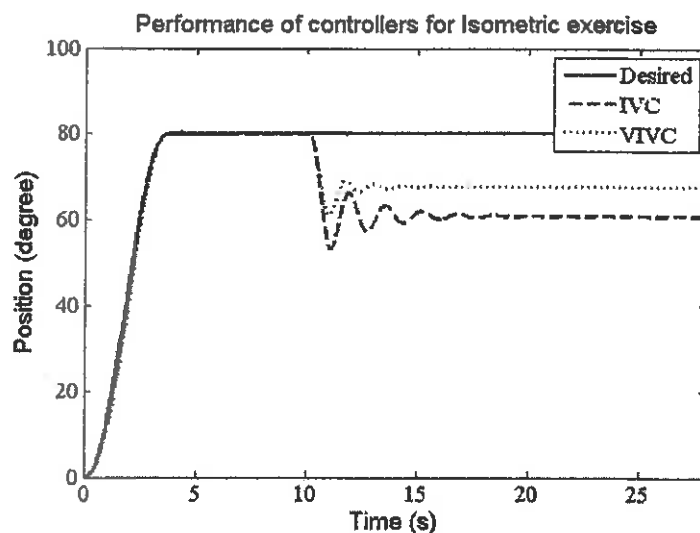
شکل ۶-۲: بلوک دیاگرام کنترل کننده هوشمند مقاوم امپدانس بر پایه ولتاژ

برای سهولت بیشتر در امر مقایسه پارامترهای بیمار و مسیر مطلوب را مطابق با فصل قبل انتخاب شده است. شکل ۶-۳ مسیر مطلوب طراحی شده برای ربات را نشان می‌دهد. این مسیر همان‌طور که قبلاً به آن اشاره شد باید یک مسیر نسبتاً نرم و حداقل تا دو درجه مشتق پذیر باشد.

۶-۴-۱ تمرین ایزومتریک

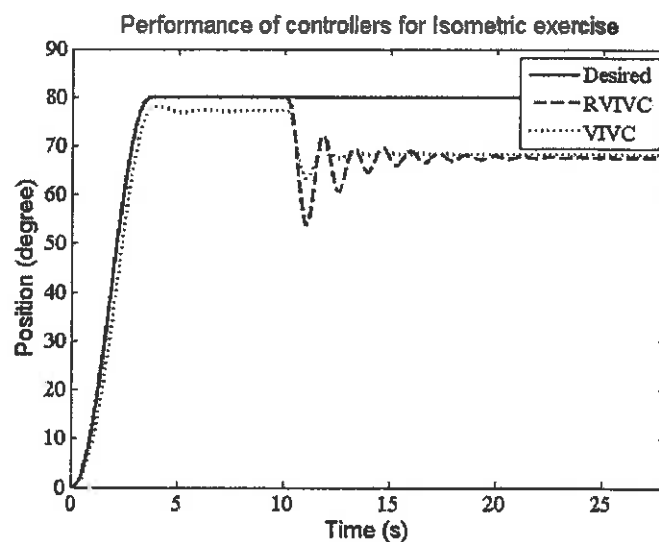
برای مقایسه بهتر روش‌ها در این بخش تمرین ایزومتریک را انتخاب می‌کنیم که در آن نیروی مطلوب در طول تمرین تغییر می‌کند.

در شکل ۶-۳ ردگیری مسیر مطلوب برای این سیستم کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ با ضرایب ثابت ارائه شده در فصل ۴ و روش امپدانس متغیر ارائه شده در این فصل در صورت در نظر نگرفتن عدم قطعیت‌ها نمایش داده شده است لازم به ذکر است که روش امپدانس متغیر هم در حالت غیر مقاوم شبیه سازی شده است.



شکل ۳-۶: مقایسه کارایی کنترل کننده امپدانس بر پایه ولتاژ با ضرایب ثابت (IVC) و کنترل کننده امپدانس بر پایه ولتاژ با ضرایب متغیر (VIVC)

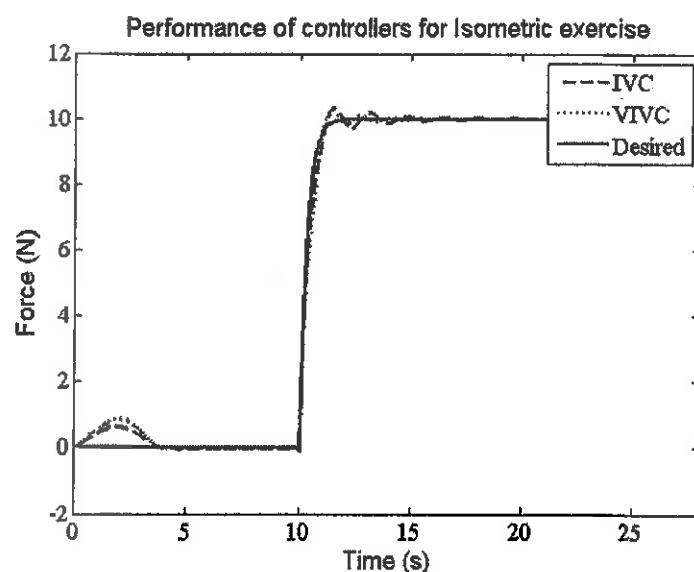
در شکل بعد به مقایسه دو روش کنترل امپدانس مقاوم بر پایه ولتاژ با ضرایب ثابت و کنترل امپدانس مقاوم هوشمند بر پایه ولتاژ در حضور عدم قطعیت‌ها و اغتشاش خارجی است.



شکل ۴-۶: مقایسه کارایی کنترل کننده امپدانس مقاوم بر پایه ولتاژ با ضرایب ثابت (RIVC) و کنترل کننده امپدانس مقاوم هوشمند بر پایه ولتاژ (VRIVC)

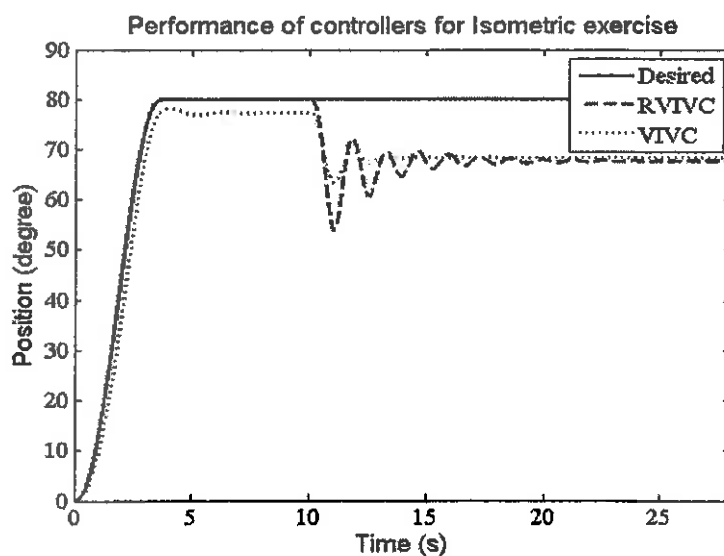
مشاهده می‌شود که مطابق با منطق کنترل امپدانس در لحظاتی که بنا به نظر پزشک متخصص نیاز به وارد شدن نیرو به بیمار بوده ردگیری مسیر مطلوب دارای خطایی می‌شود. با توجه به شکل که روش پیشنهادی قادر بوده به مسیر مطلوب نزدیک‌تر شود که ناشی از تغییر ضرایب امپدانس به صورت

هوشمند و افزایش این ضرایب در موقع اعمال نیروی بیشتر است. در شکل ۵-۶ نیروی وارد به بیمار دیده شده است و نیروی مطلوب را نمایش می‌دهد.



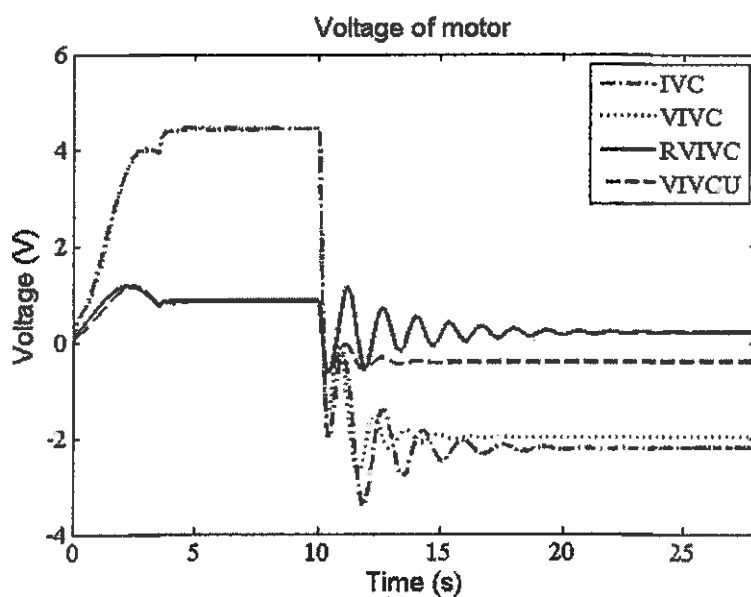
شکل ۵-۶: مقایسه کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ با ضرایب ثابت (IVC) و کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ با ضرایب متغیر (VIVC) در نیروی وارد به بیمار

در شکل ۵-۶ مشاهده می‌شود که از نظر کارایی کنترل کننده‌ها در ایجاد امپدانس مطلوب تقریباً هر دو روش به یک شکل جواب می‌دهند. در شکل ۶-۶ این مقایسه را بین کارایی کنترل کننده امپدانس مقاوم بر پایه ولتاژ با ضرایب ثابت (RIVC) و کنترل کننده امپدانس مقاوم هوشمند بر پایه ولتاژ (VRIVC) در حضور عدم قطعیت‌ها و اغتشاش خارجی انجام شده است.

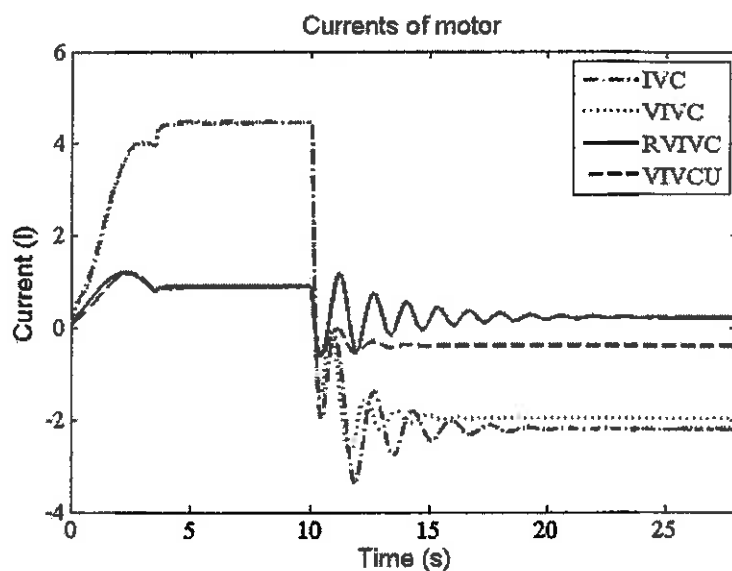


شکل ۶-۶: مقایسه کارایی کنترل امپدانس مقاوم بر پایه ولتاژ با ضرایب ثابت (RIVC) و امپدانس مقاوم هوشمند بر پایه ولتاژ (VRIVC) در نیروی وارد به بیمار

در شکل ۵-۶ یکبار دیگر مشاهده می‌شود که کنترل مقاوم پیشنهادی بسیار بهتر از روش غیر مقاوم عمل می‌کند و به خوبی می‌تواند در برابر عدم قطعیت‌ها و اغتشاشات خارجی عکس‌العمل نشان دهد. در انتها لازم است که نگاهی به ولتاژها و جریان‌های موتورهای انداخته تا از محدود بودن آنها مطمئن شویم. ولتاژ و جریان موتور به ترتیب در شکل‌های ۶-۶ و ۶-۷ برای هر چهار روش کنترل نمایش داده شده است.

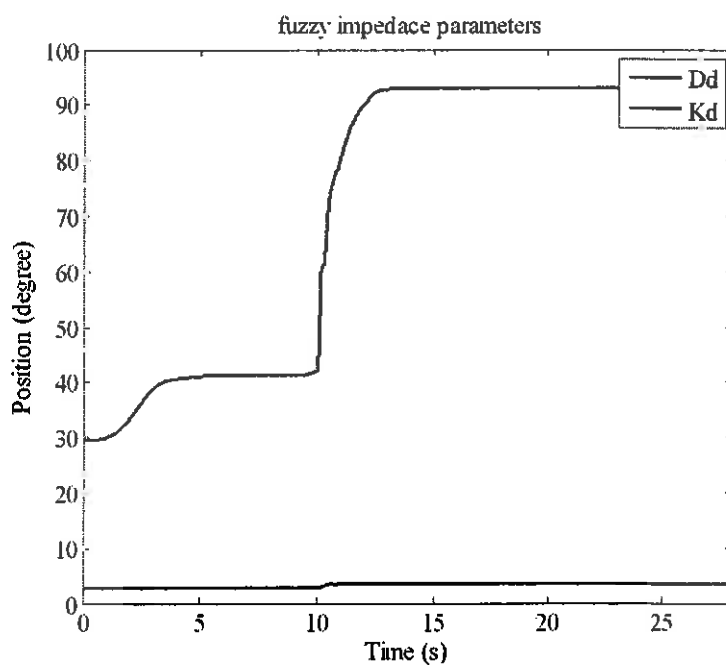


شکل ۶-۷: ولتاژ موتور برای تمامی روش‌های کنترل



شکل ۸-۶: جریان موتور برای تمامی روش‌های کنترلی

مشاهده می‌شود تمامی ولتاژها و جریان در محدوده مجاز هستند و از حدود خود تجاوز نکرده‌اند. در شکل ۹-۶ پارامترهای امپدانس در طول تمرین را نشان می‌دهد.



شکل ۹-۶: پارامترهای امپدانس

۶-۷ نتیجه گیری

در این فصل در ادامه بحث فصل ۵ در طراحی سیستم کنترلی مقاوم برای ربات توان بخشی، برای غلبه بر چالش همیشگی در کنترل امپدانس یعنی تعیین ضرایب امپدانس مطلوب یک روش هوشمند ارایه شد. این روش بر اساس طراحی دو سیستم فازی برای تعیین ۲ ضریب امپدانس استوار است. ضرایب امپدانس با توجه به قانون تطبیق فازی پیشنهادی در هر لحظه به روز شدند تا بتوانند نتایج بهتری را نشان دهد. در این روش هدف رسیدن به نیروی مطلوب برای بیمار قرار داده شد. نتایج شبیه سازی ها این امر را به خوبی نشان می دهد.

فصل هفتم

نتیجه‌گیری و پیشنهادات

۱-۷ نتیجه گیری

کنترل امپدانس در کنترل ربات توان بخشی بسیار موفق بوده است. مطالعات پیشین در زمینه کنترل امپدانس بر پایه کنترل گشتاور ربات پایه ریزی شده اند در حالی که در این پایان نامه کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ ارایه شد. روش کنترل پیشنهادی از دینامیک ربات مستقل است، بنابراین این روش ساده تر، با محاسبات کمتر، مقاوم تر و موثر تر در مقایسه با کنترل گشتاور است. علاوه بر این در ربات های توان بخشی که دینامیک پای بیمار با دینامیک ربات درگیر می شود و پیچیدگی و عدم قطعیت های آن را افزایش می دهد. روش تطبیقی و هوشمند مبتنی بر سیستم فازی هر دو با هدف رسیدن به نیروی مطلوب به خوبی قادر است تا ضرایب امپدانس را که عموماً به صورت تجربی و شهودی تنظیم می شوند. نتایج این دو روش، بهبود در انجام تمرین های توان بخشی را به وضوح نشان می دهند. در کنترل امپدانس با راهبرد ولتاژ در ازای درگیر نشدن با دینامیک بیمار و ربات، با دینامیک محرکه درگیر می شود. بدیهی است که دینامیک محرکه هم می تواند دارای عدم قطعیت هایی در پارامترهای محرکه باشد. علاوه بر این در هر سیستم رباتیکی وجود اغتشاش خارجی محتمل است. در نتیجه نیاز به توجه به مبحث کنترل مقاوم در این راهبرد نیز احساس می شود. کنترل مقاوم پیشنهادی به خوبی قادر است تا بر عدم قطعیت ها و اغتشاش خارجی غلبه کند. روش های پیشنهادی به وسیله تحلیل پایداری نیز تایید شده است. نتایج شبیه سازی کارکرد موثر روش مقاوم پیشنهادی را در برابر عدم قطعیت ها و اغتشاش خارجی نشان می دهد.

۲-۷ پیشنهادات

در ادامه این تحقیق پیشنهاد می شود تا با طراحی سیستم های رباتیکی با درجات آزادی بیشتر امکان انجام تمرین های بیشتری را فراهم نمود. همچنین نیاز موجود در کشور کاملاً روشن است که می توان با تجاری سازی طرح های این چنینی این نیاز را برطرف نمود. طراحی ربات های توان بخشی برای اندام های دیگر پیشنهاد موجود در زمینه طراحی ربات می باشد. در مبحث نحوه ارتباط ربات با پزشک و ارتباط ربات با بیمار می توان مطالعات فراوانی انجام داد تا با ایجاد یک محیط راحت برای بیمار و پزشک نگرانی های پزشکان و بیماران را برای برقراری ارتباط با سیستم های رباتیک توان بخشی به حداقل رسد. همچنین توجه به اهداف دیگر برای سیستم کنترلی از قبیل حداقل شدن همزمان خطای موقعیت و نیرو و یا توابع هدف دیگر نیز پیشنهاد می شود.

- [1] P. Metrailler, V. Blanchard, I. Perrin, R. Brodard, R. Frischknecht, C. Schmitt, et al. "Improvement of rehabilitation possibilities with the Motion Maker", In: Proceeding of the IEEE BioRob2006 conference; p. 359–64. 2006.
- [2] H.I. Krebs, N. Hogan, M.L. Aisen, and B.T Volpe, "Robot-aided neurorehabilitation. IEEE Trans. Rehabilitation Engineering". 6(1), 75–87. 1998.
- [3] S., Scharer, R., Colombo, G., and Moraril, M 3. Jezernik, "Adaptive robotic rehabilitation of locomotion: A clinical study in spinally injured individuals".
- [4] M.M.Fateh, "On the voltage-based control of robot manipulators," *International Journal of Control, Automation, and Systems*, vol. 6, no. 5, pp. 702–712, 2008.
- [5] Lehman S, Steven L, Reinkensmeyer DJ Lum PS, "The bimanual lifting rehabilitator: an adaptive machine for therapy of stroke patient," vol. 3, no. 166–73.
- [6] Burgar G, Van Der Loos M. Lum PS, "The use of robotic device for post stroke movement therapy.," no. 79–82, 1997.
- [7] MULOS Project.
- [8] Hogan N, Aisen ML, Volpe BT Krebs HI, "Robot-aided neurorehabilitation," no. 75–87, 1998.
- [9] Brown M, Bhakta M, Levesley MC Richardson R, "Design and control of a three degree of freedom pneumatic physiotherapy robot," vol. 21, no. 589–604., 2003.
- [10] Levesley MC, Brown M, Walker P Richardson R, "Impedance control for a pneumatic robot-based around pole-placement joint space controllers," vol. 13, no. 291–303, 2005.
- [11] REHAROB Project..
- [12] Amirabdollahian F, Topping M, Driessen B, Harwin W Loueiro R, "Upper limb mediated stroke therapy – GENTLE/s approach," vol. 15, no. 35–51.
- [13] M. Joerg, R. Schreier, and V. Dietz G. Colombo, "Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis," vol. 37, no. 693–700, 2000.
- [14] J. Wynne, and S. Harkema D. Reinkensmeyer, "A robotic tool for studying locomotor adaptation and rehabilitation," , 2002.
- [15] G. R. West, "Powered gait orthosis and method of utilizing same," 2004.
- [16] D. Surdilovic and R. Bernhardt, "a new wire robot for gait rehabilitation," , 2004.

- [17] D. Aoyagi, J. L. Emken et al D. J. Reinkensmeyer, "Tools for understanding and optimizing robotic gait training," vol. 43, no. 657–670, 2006.
- [18] S. K. Agrawal, and J. P. Scholz S. K. Banala, "Active Leg Exoskeleton (ALEX) for gait rehabilitation of motor-impaired patients," , The Netherlands, 2007.
- [19] R.Kruidhof,E.E.G.Hekman,R.Ekkelenkamp, E. H. F. Van Asseldonk, and H. Van Der Kooij J.F.Veneman, "Design and evaluation of the Lopes exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation," vol. 15, no. 379–386, 2007.
- [20] M. van Damme, R. van Ham, R. Versluys, B. Vander borgh, and D. Lefebvre P. Beyl, "An exoskeleton for gait rehabilitation: prototype design and control principle," , 2008.
- [21] J. Mehrholz, T. Husak-Sotomayorand D. Schmalohr S. Freivogel, "Gait training with the newly developed "LokoHelp"-system is feasible for non-ambulatory patients after stroke, spinal cord and brain injury. A feasibility study," vol. 22, no. 625–632.
- [22] I. Cajigas, Y. Mizikacioglu, M. Goldsmith, P. Bonato, and C. Mavroidis M. Pietrusinski, "Gait rehabilitation therapy using robot generated force fields applied at the pelvis," , 2010.
- [23] S. Hesse and D. Uhlenbrock, "A mechanized gait trainer for restoration of gait," vol. 37, no. 701–708, 2000.
- [24] H.Schmidt, "Hapticwalker—anovelhapticdeviceforwalking simulation," , June 2004.
- [25] Y. Wang, S. Li, G. Wang, Y. Huang, and X. Mao S. Chen, "Lower limb rehabilitation robot," , June 2009.
- [26] S. Tamefusa, N. Tanaka, H. Saitou, and H. Iwata H. Yano, "Gait rehabilitation system for stair climbing and descending," , March 2010.
- [27] B. Novandy, C. H. Yoon, and K. J. Park, J. Yoon, "A 6- DOF gait rehabilitation robot with upper and lower limb connections that allows walking velocity updates on various terrains," , 2010.
- [28] H. Kawamoto and Y. Sankai, "Power assist system hal-3 for gait disorder person," , 2002.
- [29] D. A. Brown, J. J. Santos-Munne et al M. Peshkin, "KineAs- sist: a robotic overground gait and balance training device," , July 2005.
- [30] Y. Stauffer, C. Schmitt et al. M. Bouri, "The walktrainer: a robotic system for walking rehabilitation," , December 2006.
- [31] A. Goffer, "Gait-locomotor apparatus," 2006.

- [32] K. H. Seo and J. J. Lee, "The development of two mobile gait rehabilitation systems," vol. 17, no. 156–166, 2009.
- [33] G. Burdea, M. Bouzit, V. Popescu, and J. E. Deutsch M. Girone, "Stewart platform-based system for ankle telerehabilitation," vol. 10, no. 203–212, 2001.
- [34] T. Zhao, and C. Nester J. S. Dai, "Sprained ankle physiotherapy based mechanism synthesis and stiffness analysis of a robotic rehabilitation device," vol. 16, no. 207–218, 2004.
- [35] J. Yoon and J. Ryu, "A novel reconfigurable ankle/foot rehabilitation robot," , April 2005.
- [36] K. Homma and M. Usuba, "Development of ankle dorsiflexion/plantarflexion exercise device with passive mechanical joint," , June 2007.
- [37] M.S.Ju,S.M.Chen,andB.W.Pan C.C.K.Lin, "Aspecialized robot for ankle rehabilitation and evaluation," vol. 28, no. 79–86, 2008.
- [38] Y. H. Tsoi and S. Q. Xie, "Impedance control of ankle rehabilitation robot," , February 2009.
- [39] N. G. Tsagarakis, J. S. Dai, and D. G. Caldwell J. A. Saglia, "A high-performance redundantly actuated parallel mechanism for ankle rehabilitation," vol. 28, no. 1216–1227, 2009.
- [40] L. Yao, Z. Lin, H. Yan, and J. S. Dai P. Sui, "Analysis and synthesis of ankle motion and rehabilitation robots," , December 2009.
- [41] M. Sivak, B. Weinberg, C. Mavroidis, and M. K. Holden Y. Ding, "NUVABAT: northeastern university virtual ankle and balance trainer," , March 2010.
- [42] B. Weinberg, P. K. Canavan, and C. Mavroidis J. Nikitczuk, "Active knee rehabilitation orthotic device with variable damping characteristics implemented via an electrorheological fluid," vol. 15, no. 952–960, 2010.
- [43] K. Oda, and J. Furusho T. Kikuchi, "Leg-robot for demonstration of spastic movements of brain-injured patients with compact magnetorheological fluid clutch," vol. 24, no. 671–686, 2010.
- [44] N. A. Wasylewski, and J. E. Beard B. J. Ruthenberg, "An experimental device for investigating the force and power requirements of a powered gait orthosis," vol. 34, no. 203–213, 1997.
- [45] L. Gastaldi, and M. Sorli G. Belforte, "Pneumatic active gait orthosis," vol. 11, no. 301–323, 2001.

- [46] J. A. Blaya and H. Herr, "Adaptive control of a variable- impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait," vol. 12, no. 24–31, 2004.
- [47] S. K. Banala, S. K. Agrawal, and S. A. Binder Macleod A. Agrawal, "Design of a two degree-of-freedom ankle-foot orthosis for robotic rehabilitation," , July 2005.
- [48] K. Bharadwaj and T. G. Sugar, "Kinematics of a robotic gait trainer for stroke rehabilitation," , May 2006.
- [49] J. Kim, J. Yi, K. Tae, K. Ryu, and Y. Kim S. Hwang, "Development of an active ankle foot orthosis for the prevention of foot drop and toe drag," , December 2006.
- [50] H. I. Krebs, S. L. Patterson et al A. Roy, "Measurement of human ankle stiffness using the anklebot," , 2007.
- [51] G. S. Sawicki and D. P. Ferris, "A pneumatically powered knee- ankle-foot orthosis (kafo) with myoelectric activation and inhibition," , 2009.
- [52] A. Erdogan, and V. Patoglu A. C. Satici, "Design of a reconfigurable ankle rehabilitation robot and its use for the estimation of the ankle impedance," , June 2009.
- [53] Sakaki T, Hirata R, Okajima Y, Uchida S, Tomita Y Okada S, "a therapeutic exercise machine for the lower extremities of spastic patient," vol. 14, no. 597–606., 2000.
- [54] Marquez C, Hawley M, Brownsell S, Enderby P, Mawson S. Bradley D, "the design, development, and evaluation of a rehabilitation system for the lower limb," vol. 14, no. 247–257, 2009.
- [55] R.Frischknecht et al P.Métrailler, "Improvement of rehabilitation possibilities with the MotionMakerT," 2005.
- [56] Zaytoon J, Manamanni N, Afilal L Moughamir S, "A system approach for control development of lower limbs training machines," vol. 10, no. 287–299, 2002.
- [57] B. Le Gall, R. Clavel M. Bouri, "A new concept of parallel robot for rehabilitation and fitness: The Lambda," , 2009.
- [58] " Erhan Akdogan and Mehmet Arif Adli, "The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation:Physiotherabot," *Mechatronics*, vol. 21, pp. 509-522, 2011.
- [59] (2008) Spinal Cord Injury Facts & Figures at a Glance.
- [60] (2011) <http://www2.trib.ir/health/html/rehabilitation.htm>.

- [61] (2011) <http://www.pezeshkan.org/?p=24678>.
- [62] MATHESON RITTENHOUSE MOONHEE LEE, "Design Issues for Therapeutic Robot Systems," 2005.
- [63] M.RITTENHOUSE M.LEE, "Design Issues for Therapeutic Robot Systems: Results from a Survey of Physiotherapists," vol. 42, no. 239–252, 2005.
- [64] P.A. Houglum, "Therapeutic exercises for musculoskeletal injuries," 2009.
- [65] C.C.K. Lin, D.H. Lin, I.S. Hwang, & S.M. Chen M.S. Ju, "A rehabilitation robot with force-position hybrid fuzzy controller: Hybrid fuzzy control of rehabilitation robot," vol. 13, no. 349-358, 2005.
- [66] M. Frey, G. Colombo, & R. Riener M. Bernhardt, "Hybrid force-position control yields cooperative behaviour of the rehabilitation robot LOKOMAT," , 2005.
- [67] N. Hogan, M.L. Aisen, & , B.T. Volpe H.I. Krebs, "Robot aided neurorehabilitation," vol. 6(1), 1998.
- [68] M. Brown, M. Bhakta & M.C. Levesley R. Richardson, "Design and control of a three degree of freedom pneumatic physiotherapy robot," vol. 21, 2003.
- [69] N. Hogan, "Impedance control: An approach to manipulation: Part I, Part II, Part III," vol. 107, 1985.
- [71] Tsuji T and Tanaka Y, "On-line learning of robot arm impedance using neural networks," vol. 52, pp. 257–227, 2005.
- [72] J Seul, T.C Hsia, and R.G Bonitz, "Force tracking Impedance control of robot manipulators under unknown envierment," vol. 12, pp. 474-483, 2004.
- [73] R.Z Stanisic and A.V Fernandez, "Adjusting the Parameters of the mechanical impedance for Velocity, impact and force control," vol. 30, pp. 583-597, 2012.
- [74] S.Kizir and Z.bingul, "Fuzzy Impedance and Force Control of Stewart Platform," 2013.
- [75] G. Xu, A.Song, and H.Li, "Control System Design for an Upper-Limb Rehabilitation Robot ," vol. 25, pp. 229-251, 2011.
- [76] G.Xu, A.Song, and H.Li, "Adaptive Impedance Control for Upper-Limb Rehabilitation Robot Using Evolutionary Dynamic Recurrent Fuzzy Neural Network," vol. 62, pp. 501–525, 2011.
- [77] L.Huanga and T.H Leeb S.S.Geb, "Fuzzy unidirectional force control of constrained robotic manipulators," vol. 134, pp. 135–146, 2003.

- [78] D.Surdilovic and Z.Cojbasic, "Robust Robot Compliant Motion Control Using Intelligent Adaptive Impedance Approach," , Michigan, 1999.

Abstract: In this thesis, impedance control for lower-limb rehabilitation robot by voltage strategy has been proposed. Stability analysis of this method has been shown. Innovation of this thesis is utilized voltage strategy compared to torque strategy which is commonly in pervious study. Robot dynamics and impaired limb's dynamic is great challenge because there are nonlinear, Unknown and uncertain. Advantage of this method is free of dynamics of robot and patient Compared with a torque control scheme, it is simpler, less computational and more efficient. Moreover, in this method dynamic of actuator has been considered. Voltage control strategy is deepened on actuator's model which it is more simple compared to robot's model. To overcome uncertainties of actuator novel robust impedance control based on the voltage strategy has been developed. To overcome uncertainties of actuator novel robust impedance control based on the voltage strategy has been developed. How impedance parameters must be selected is great challenge in this field. In these thesis two methods for select impedance parameters has been proposed. First method is adaptive impedance rule, which impedance parameters will be determined by adaptive rules in real time. after that Fuzzy systems has been used to select impedance parameters in real time. All this methods has been simulated. Results show that proposed control methods are efficient compared to previous studies.