



دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده مکانیک

گروه مکاترونیک

پایان نامه کارشناسی ارشد

کنترل فازی امیدانس ربات توانبخش با راهبرد کنترل ولتاژ

سید رضا محمدی

استاد راهنما :

پروفسور محمد مهدی فاتح

شهریور ۱۳۹۳

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده مکانیک

گروه مکاترونیک

پایان نامه کارشناسی ارشد

کنترل فازی امپدانس ربات توانبخش با راهبرد کنترل ولتاژ

سید رضا محمدی

استاد راهنما :

پروفسور محمد مهدی فاتح

شهریور ۱۳۹۳



دانشگاه شاهرود

مدیریت تحصیلات تکمیلی

فرم شماره (۶)

باسمه تعالی

شماره:

تاریخ:

ویرایش:

فرم صورت جلسه دفاع از پایان نامه تحصیلی دوره کارشناسی ارشد

با تأییدات خداوند متعال و با استعانت از حضرت ولی عصر (عج) نتیجه ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد آقای سید رضا محمدی سروفیروزی رشته مکترونیک گرایش مکترونیک تحت عنوان کنترل فازی امیدانس ربات توان بخش با راهبرد کنترل ولتاژ. که در تاریخ ۱۳۹۳/۶/۳۰ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می گردد:

قبول (با درجه : بسیار خوب امتیاز ۱۸٫۲۵) ☐ دفاع مجدد ☐ مردود ☐

۱- عالی (۲۰ - ۱۹)

۲- بسیار خوب (۱۸/۹۹ - ۱۸)

۳- خوب (۱۷/۹۹ - ۱۶)

۴- قابل قبول (۱۵/۹۹ - ۱۴)

۵- نمره کمتر از ۱۴ غیر قابل قبول

عضو هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- استاد راهنما	محمد مهدی فاتح	استاد تمام	
۲- استاد مشاور			
۳- نماینده شورای تحصیلات تکمیلی	مهدی بامداد	استاد یار	
۴- استاد ممتحن	حبیب احمدی	استاد یار	
۵- استاد ممتحن	علی اکبر زاده	استاد یار	

رئیس دانشکده: دکتر محمد محسن شاه مردان

امضاء

شاه مردان



قدردانی

قبل از هر چیز لازم می‌دانم که از زحمات استاد گرامی جناب آقای پروفسور فاتح صمیمانه قدردانی و تشکر نمایم که در طی دوران تحصیل همواره بهترین راهنما و مشوق بنده بوده‌اند.

همچنین از پدر و مادر عزیزم که در تمام مراحل زندگی مرا یاری نمودند و در به سرانجام رساندن این امر نقش موثری داشته‌اند، کمال تشکر را دارم.

تعهد نامه

اینجانب سید رضا محمدی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی مکترونیک دانشکده مکانیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه کنترل فازی امپدانس ربات توان بخش با راهبرد کنترل ولتاژ تحت راهنمایی پروفسور محمد مهدی فاتح 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 یافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است .
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است .

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

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

چکیده

در این پایان نامه، روش کنترل فازی مقاوم امپدانس، با راهبرد کنترل ولتاژ، روی ربات توان بخش ران و زانو، به نام فیزیوتراپات ارائه شده است. نوآوری این طرح در به کارگیری راهبرد کنترل ولتاژ به جای راهبرد کنترل گشتاور و همچنین استفاده از یک کنترل کننده فازی تطبیقی برای جبران عدم قطعیت روی ربات فیزیوتراپات می باشد. روش های کنترلی بر مبنای مدل به دینامیک دقیق سیستم نیاز دارند و حضور عدم قطعیت عملکرد سیستم کنترل را با خطا مواجه می کند. در این پایان نامه برای رفع این مشکل از کنترل کننده فازی تطبیقی استفاده می شود. برای کاربردهای عملی راهبرد کنترل گشتاور برای بازوهای صنعتی ربات به کار گرفته می شود. راهبرد مذکور بر اساس کنترل زاویه و امپدانس با استفاده از گشتاور مفاصل می باشد، اما در این روش چالش هایی موجود است که یکی از آنها بالا بودن حجم محاسبات مربوط به قانون کنترل گشتاور است. همچنین در این راهبرد از دینامیک محرکه ها صرف نظر می شود در حالیکه نبودن دینامیک محرکه ها می تواند باعث ناپایداری سیستم شود به همین دلیل در این پایان نامه ترجیح داده شده تا از راهبرد کنترل ولتاژ استفاده شود. این راهبرد سریع تر و ساده تر می باشد. هدف کنترلی ردگیری زاویه ی مورد نظر و رسیدن به امپدانس مورد نظر می باشد. نتایج شبیه سازی، اثرگذاری روش پیشنهادی را تأیید می کند.

کلمات کلیدی : کنترل مقاوم فازی امپدانس ، راهبرد کنترل ولتاژ، ربات توان بخش، کنترل کننده فازی تطبیقی، عدم قطعیت.

فهرست مطالب

فصل اول مقدمه	۵
۱-۱ پیشینه ی ربات‌های توان‌بخشی	۷
۱-۱-۱ ربات‌های توان بخش برای اعضای بالای بدن	۷
۱-۱-۲ ربات‌های توان بخش برای اعضای پایین‌تنه	۱۰
۲-۱ مروری بر ساختار کلی پایان‌نامه	۱۴
فصل دوم توان‌بخشی	۱۵
۱-۲ تعریف توان‌بخشی	۱۶
۲-۲ فیزیوتراپی	۱۶
۱-۲-۲ روش‌های فیزیوتراپی:	۱۷
۲-۲-۲ انواع تمرینات فیزیوتراپی	۱۸
۳-۲ انتخاب ربات	۲۱
۱-۳-۲ فیزیوتراپات	۲۱
۴-۲ مدلسازی ربات	۲۴
فصل سوم کنترل امپدانس بر مبنای گشتاور	۲۶
۱-۳ مقدمه	۲۷
۲-۳ روش کنترل امپدانس بر مبنای گشتاور	۲۷
۱-۲-۳ معادلات دینامیکی	۲۷
۲-۲-۳ کنترل امپدانس	۲۸
۳-۳ شبیه‌سازی سیستم کنترل	۲۹
۱-۳-۳ تمرین غیرفعال	۳۱
۲-۳-۳ تمرین ایزومتریک	۳۳
۴-۳ نتیجه‌گیری	۳۵
فصل ۴ کنترل امپدانس بر مبنای ولتاژ	۳۶
۱-۴ روش کنترل امپدانس بر مبنای ولتاژ	۳۷
۱-۱-۴ معادلات دینامیکی	۳۷
۲-۱-۴ کنترل امپدانس	۳۹

۴۰.....	۲-۴ شبیه سازی سیستم کنترل.....
۴۱.....	۱-۲-۴ تمرین غیرفعال.....
۴۴.....	۲-۲-۴ تمرین ایزومتریک.....
۴۶.....	۳-۴ نتیجه گیری.....
۴۷.....	فصل ۵ کنترل فازی مقاوم امیدانس بر مبنای ولتاژ.....
۴۸.....	۱-۵ مقدمه :.....
۴۹.....	۲-۵ معادلات دینامیکی.....
۵۱.....	۳-۵ کنترل امیدانس.....
۵۳.....	۴-۵ طراحی سیستم فازی.....
۵۵.....	۵-۵ شبیه سازی سیستم کنترل.....
۵۶.....	۱-۵-۵ تمرین غیرفعال.....
۵۹.....	۲-۵-۵ تمرین ایزومتریک.....
۶۲.....	۶-۵ نتیجه گیری.....
۶۳.....	فصل ۶ نتیجه گیری و پیشنهادها.....
۶۴.....	۱-۶ نتیجه گیری.....
۶۴.....	۲-۶ پیشنهادها.....
۶۵.....	فهرست منابع :.....

فهرست اشکال

- شکل ۱-۱ ربات های توان بخشی بالاتنه..... ۹
- شکل ۲-۱ ربات لوکومات [۲۸]..... ۱۲
- شکل ۳-۱ ربات گیت ترینر [۲۹]..... ۱۲
- شکل ۴-۱ ربات الکس [۳۱]..... ۱۳
- شکل ۵-۱ ربات هپتیک واکر [۳۲]..... ۱۳
- شکل ۶-۱ ربات مولتی ایزو [۳۹]..... ۱۳
- شکل ۷-۱ ربات موشن میکر [۴۰]..... ۱۳
- شکل ۱-۳ شبیه سازی سیستم کنترل در روش گشتاور..... ۲۹
- شکل ۲-۳ مسیرهای طراحی شده برای دو رابط..... ۳۰
- شکل ۳-۳ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین غیرفعال با روش کنترل گشتاور برای مفصل اول..... ۳۱
- شکل ۴-۳ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین غیرفعال با روش کنترل گشتاور برای مفصل دوم..... ۳۱
- شکل ۵-۳ گشتاور اعمالی در تمرین غیرفعال با روش کنترل گشتاور مفصل اول..... ۳۲
- شکل ۶-۳ گشتاور اعمالی در تمرین غیرفعال با روش کنترل گشتاور مفصل دوم..... ۳۲
- شکل ۷-۳ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین ایزومتریک با روش کنترل گشتاور مفصل اول..... ۳۳
- شکل ۸-۳ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین ایزومتریک با روش کنترل گشتاور مفصل دوم..... ۳۳
- شکل ۹-۳ گشتاور اعمالی در تمرین ایزومتریک با روش کنترل گشتاور مفصل اول..... ۳۴
- شکل ۱۰-۳ گشتاور اعمالی در تمرین ایزومتریک با روش کنترل گشتاور مفصل دوم..... ۳۴
- شکل ۱-۴ شبیه سازی سیستم کنترل در روش ولتاژ..... ۴۰
- شکل ۲-۴ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین غیرفعال با روش کنترل ولتاژ برای مفصل اول..... ۴۱
- شکل ۳-۴ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین غیرفعال با روش کنترل ولتاژ برای مفصل دوم..... ۴۱
- شکل ۴-۴ ولتاژ اعمالی در تمرین غیرفعال با روش کنترل ولتاژ برای مفصل اول..... ۴۲
- شکل ۵-۴ ولتاژ اعمالی در تمرین غیرفعال با روش کنترل ولتاژ برای مفصل دوم..... ۴۲
- شکل ۶-۴ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین ایزومتریک با روش کنترل ولتاژ مفصل اول..... ۴۴
- شکل ۷-۴ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین ایزومتریک با روش کنترل ولتاژ مفصل اول..... ۴۴
- شکل ۸-۴ ولتاژ اعمالی در تمرین ایزومتریک با روش کنترل ولتاژ برای مفصل اول..... ۴۵
- شکل ۹-۴ ولتاژ اعمالی در تمرین ایزومتریک با روش کنترل ولتاژ برای مفصل دوم..... ۴۵
- شکل ۱-۵ ورودی‌های فازی S و δ به ترتیب الف و ب..... ۵۳
- شکل ۲-۵ شبیه سازی سیستم کنترلی پیشنهادی فازی مقاوم امپدانس..... ۵۵
- شکل ۳-۵ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین غیرفعال با روش کنترل ولتاژ فازی برای مفصل اول..... ۵۶
- شکل ۴-۵ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین غیرفعال با روش کنترل ولتاژ فازی برای مفصل دوم..... ۵۶
- شکل ۵-۵ ولتاژ اعمالی در تمرین غیرفعال با روش کنترل ولتاژ فازی برای مفصل اول..... ۵۷
- شکل ۶-۵ ولتاژ اعمالی در تمرین غیرفعال با روش کنترل ولتاژ فازی برای مفصل دوم..... ۵۷
- شکل ۷-۵ خطای امپدانس برای هر دو لینک در تمرین غیرفعال..... ۵۸

شکل ۵-۸	نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین ایزومتریک با روش کنترل فازی امپدانس برای مفصل اول	۵۹.....
شکل ۵-۹	نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین ایزومتریک با روش کنترل فازی امپدانس برای مفصل دوم	۵۹.....
شکل ۵-۱۰	ولتاژ اعمالی در تمرین ایزومتریک با روش کنترل فازی امپدانس برای مفصل اول	۶۰.....
شکل ۵-۱۱	ولتاژ اعمالی در تمرین ایزومتریک با روش کنترل فازی امپدانس برای مفصل دوم	۶۰.....
شکل ۵-۱۲	خطای امپدانس برای هر دو لینک در تمرین ایزومتریک	۶۱.....

فصل اول

مقدمه

هدف توان بخشی بازگرداندن توانایی های فیزیکی، حسی و فکری بیمار است که در اثر تصادف و بیماری از دست رفته و همچنین پشتیبانی بیمار برای جبران کمبودهای حرکتی که با دارو قابل درمان نیست [۱]. بعد از بیماری های ضربه نخاعی [۲]، کسالت های ماهیچه ای [۳] و عمل های جراحی مانند عمل ترمیم زانو [۴] بیمار به توان بخشی نیاز دارد تا توانایی های حرکتی خود را به دست آورد [۵]. همین طور آمار افرادی که دچار بیماری های ناشی دردهای مفصلی شده اند و بهبود یافته اند بسیار کم شده است [۶]. تعداد افرادی که به توان بخشی نیاز دارند هر روز رو به افزایش است و به موازات آن تجهیزات و روش هایی که در توان بخشی استفاده می شود پیچیده تر و پیشرفته تر می شود. یکی از متداول ترین روش ها برای درمان افراد فلج راه رفتن روی تردمیل است. اما این روش به سه فیزیوتراپ در طول هفته نیاز دارد [۷] و این خود نشان دهنده ی هزینه ی بالای این نوع توان بخشی است. در توان بخشی بازگرداندن توانایی بیمار مد نظر است که پارامترهایی که نشان دهنده ی این موضوع هستند عبارتند از [۸]:

- انعطاف و دامنه ی حرکت.
- قدرت و تحمل ماهیچه بیمار.
- هماهنگی، توانایی و حس عمقی.

موارد بالا به طور پیوسته به یکدیگر وابسته هستند و هر کدام پیش نیاز قبلی است. تمرینات توان بخشی با تمرینات غیرفعال شروع می شود و با تمرینات کمکی ادامه یافته و با تمرینات مقاومتی دنبال می شود. برای بازگرداندن انعطاف و دامنه حرکت تمرینات غیرفعال پیشنهاد می شود. برای افزایش قدرت و تحمل ماهیچه ها تمرینات مقاومتی پیشنهاد می شود و برای افزایش هماهنگی و توانایی تمرینات قدرتی [۹] اجرا می شود. در کل افرادی که در پا و دست دچار ناتوانی جسمی هستند باید دوره های طولانی تمرینات فیزیوتراپی را بگذرانند این تمرینات شامل حرکات تکراری و برنامه ریزی شده زیر نظر و با کمک فیزیوتراپ انجام می شود. انتقال بیمار به مراکز درمانی و یا آوردن فیزیوتراپ به مکان بیمار باعث می شود فیزیوتراپی گران تمام شود. بازگرداندن توانایی ماهیچه ها بسیار پرهزینه، زمان بر و نیازمند حوصله است. برای پاسخ به این مشکلات استفاده از ربات ها در ده سال اخیر افزایش یافته است.

بعضی از مزیت های استفاده از ربات ها در توان بخشی عبارتند از [۱۰]:

- ربات ها به راحتی، نیاز به حرکت رفت و برگشتی را بر طرف می کنند؛

- ربات‌ها در ایجاد و کنترل نیرو دقت بیشتری دارند؛
- ربات‌ها با دقت بیشتری در موقعیت‌های مورد نظر قرار می‌گیرند؛
- مراجعه بیمار با ناتوانی به پزشک دشوار و هزینه بر است؛

در ابتدا وسیله‌ای که سی‌ام پی^۱ نامیده می‌شد در بیمارستان‌ها و مراکز توان‌بخشی استفاده می‌شد. سی‌ام پی‌ها برای اولین بار در سال ۱۹۷۰ استفاده شدند [۱۱]. گاهی در طول توان‌بخشی بیمار به خاطر عکس‌العمل از خود حرکات ناگهانی نشان می‌دهد. ماشین‌های مرسوم مانند سی‌ام پی‌ها در این شرایط پاسخ مناسب را نشان نمی‌دهند و از این‌رو برای فیزیوتراپی‌های فیزیکی مناسب نیستند. اگر درحالی‌که ماشین کار می‌کند واکنشی از سوی بیمار نشان داده شود ممکن است موجب آسیب رباط یا ماهیچه‌ی بیمار شود [۱۲]. به این دلیل به وسایل هوشمند نیاز است تا توان‌بخشی با توجه به عکس‌العمل و خواسته‌ی بیمار انجام شود و در حین توان‌بخشی عکس‌العمل مناسب وجود داشته باشد.

ربات‌های توان‌بخشی را می‌توان به سه دسته تقسیم کرد [۱۳]:

- برای کمک به افراد ناتوان در فعالیت‌های زندگی روزمره.
- برای حمایت در حین حرکت.
- برای کمک به عملکرد فیزیوتراپ در تمرین‌های تکراری.

تلاش‌های انجام شده برای این است که ربات‌های توان‌بخشی برای مچ دست، آرنج، بازو، کف پا، زانو، ران و لگن پیشرفت کند.

۱-۱ پیشینه‌ی ربات‌های توان‌بخشی

۱-۱-۱ ربات‌های توان‌بخش برای اعضای بالایی بدن

لی و همکارانش یک سیستم رباتیکی ساختند که توان‌بخشی قسمت بالایی بیمار را با استفاده از سیستم هوشمند به عهده دارد [۱۴]. این سیستم مهارت‌های مورد نیاز یک فیزیوتراپ را با سنسورهای پیشرفته و یک سیستم گرافیکی که در هر لحظه نتایج فیزیوتراپی را نشان می‌دهد ترکیب می‌کند. این سیستم می‌تواند تمرینات غیر غعال و یادگیری موتور را انجام دهد. لام و همکارانش نمونه‌ی اولیه‌ی ساختند که مايم^۲ نامیده

^۱ CMP

^۲ MIME

می‌شود و تمرین‌های فعال و غیرفعال را برای اعضای بالایی بدن انجام می‌دهد و از کنترل امپدانس برای کنترل سیستم استفاده می‌کند [۱۵،۱۶]. این سیستم از یک ربات تجاری و یک ابزار تشخیص موقعیت استفاده می‌کند. یک سیستم دیگر که برای توان‌بخشی اعضای بالایی بدن استفاده می‌شود ربات پنج درجه آزادی است که مولوس^۱ نامیده می‌شود [۱۷]. این ربات به عنوان یک دستگاه پشتیبان استفاده می‌شود که تمرینات غیرفعال و مقاومتی را انجام می‌دهد. کربس یک ربات کمکی با سیستم توان بخش عصبی که ام آی تی-مانوس^۲ نامیده می‌شود را بسط داد و ارزیابی کرد [۱۸،۱۹]. این وسیله انواع تمرینات با چند درجه آزادی را برای بیماران ضربه دیده انجام می‌دهد که در این ربات هم از روش کنترل امپدانس استفاده می‌شود. راثو یک سیستم دیگر معرفی کرد که از ربات پیوما ۲۴۰ برای تمرینات توان‌بخشی فعال و غیرفعال قسمت بالایی بدن استفاده می‌کند [۲۰]. در حالت غیرفعال ربات بازوی بیمار را تحت مسیر تعیین‌شده حرکت می‌دهد. در حالت فعال یک ربات فرد را در طول مسیر از پیش تعیین‌شده راهنمایی می‌کند که موجب افزایش استحکام مفصل مورد نظر می‌شود. ریچاردسون یک وسیله پنوماتیکی با سه درجه آزادی را ساخت که برای توان‌بخشی قسمت‌های بالایی از کنترل تناسبی-مشتقی و روش کنترل امپدانس استفاده می‌کند [۲۱،۲۲]. پروژه‌ی ریهور^۳ نیز کار دیگری است که از دو ربات صنعتی استفاده می‌کند [۲۳]. از یک پایگاه داده شکل گرفته است که به فرآوری نیرو و موقعیت نیاز دارد که با استفاده از حسگر تعبیه‌شده روی بیمار در طول توان‌بخشی این کار را انجام می‌دهد. سپس ربات‌های صنعتی همان پروسه را با استفاده از پایگاه داده تکرار می‌کنند. رینکنسمیر یک سیستم سه درجه آزادی با نام بازوی راهنما ساخته که برای تمرین‌های توان‌بخشی قسمت بالایی استفاده می‌شود [۲۴]. بازوی راهنما می‌تواند حرکات ضربه‌ای آسیب‌زننده به دست و دیگر صدمات مغزی را تشخیص دهد و درمان کند. از پایه‌هایی به عنوان وسیله تشخیص‌دهنده برای تشخیص راه‌های ضربه به موتور که شامل صداها، ناهنجار، عدم هماهنگی و ضعف می‌شود استفاده می‌کند. به عنوان یک ابزار فیزیوتراپی این وسیله عملیات تکمیل و ارزیابی تمرینات فعال کمکی را برای بازو ارتقا داده است. یک سیستم سه درجه آزادی که جنتل^۴ نامیده می‌شود برای توان‌بخشی قسمت بالایی عضو استفاده می‌شود که از یک ابزار لمسی و تکنیک‌های واقعیت مجازی استفاده می‌کند و به وسیله روش کنترل ادمیتانس کنترل می‌شود [۲۵]. تی‌ساگاریکیس و کلدول یک سیستم هفت درجه آزادی را ساختند که شامل یک بازوی ربات پوشاننده‌ی کمکی است و قسمت بازو را تمرین می‌دهد [۲۶].

^۱ MULOS

^۲ MIT-MANUS

^۳ REHABOR

^۴ GENTLE



(الف) ربات جنتل [۲۶]



(ج) ربات پوشاننده [۲۶]



(ب) ربات مایم [۱۶]

شکل ۱-۱ ربات های توان بخشی بالاتنه

۱-۲ ربات‌های توان بخش برای اعضای پایین تنه

ربات‌هایی که برای فیزیوتراپی اعضای پایین تنه استفاده می‌شوند به دو گروه تقسیم می‌شوند: ربات‌های ساق، ران و قوزک و ربات‌های پیاده رو [۲۷].

لوکومات^۱ [۲۸]، گیت ترینر^۲ [۲۹] و اوتوآمبولاتور^۳ [۳۰] ربات‌های تجاری پیاده‌روی توان‌بخش هستند و در بازار موجود هستند. از سوی دیگر نمونه‌های اولیه‌ی ربات پیاده‌رو به وسیله‌ی محققان پیشرفت کرده است که از جمله‌ی آن‌ها می‌توان به الکس [۳۱]، هپتیک واکر [۳۲] وسیله‌های پام^۴ و پوگو^۵ از دانشگاه کالیفرنیا [۳۳] و لوپس^۶ از دانشگاه تونته [۳۴] اشاره کرد.

ربات‌های توان‌بخش پوششی برای کمک به افرادی ساخته‌شده که دچار نقص در اعضای پایینی بدن هستند [۳۵-۳۷]. سیستم‌های رباتیکی که برای تمرین‌های فیزیوتراپی قسمت‌های پایینی بدن استفاده‌شده‌اند برای انجام تمرین‌های تکراری، مقاومتی و تمرین‌های کمکی از ربات‌های توان‌بخشی استفاده می‌کنند. اوکادا یک ربات دو درجه آزادی که از متد کنترل امپدانس استفاده می‌کند ساخته که اطلاعات نیرو و مکان را دریافت و به منظور دنبال کردن حرکت ربات ذخیره می‌کند [۱]. هما یک سیستم رباتیکی که پیرامون تخت بیمار استفاده می‌شود ساخته است [۳۸]. این سیستم فقط برای تمرینات غیرفعال تست شده است. بردلی یک سیستم دو درجه آزادی اتونوموس که نکسوس^۷ نامیده می‌شود ساخته است [۲]. این سیستم قادر است تمرینات فعال کمکی، غیرفعال و مقاومتی را با استفاده از اطلاعات بصری تمرینات قبلی انجام دهد. این وسیله می‌تواند برای تمرینات رفت و برگشتی زانو و ران استفاده شود. موقامیر یک سیستم تمرین دهنده به نام مولتی ایزو^۸ ساخته است [۳۹]. این سیستم قادر است تمرینات فعال، غیرفعال و مقاومتی را مانند نکسوس انجام دهد. این سیستم یک درجه آزادی برای تمرینات رفت و برگشتی زانو استفاده می‌شود که از کنترل‌های کلاسیک نیرو، موقعیت و سرعت استفاده می‌کند و با تکنیک‌های کنترل فازی پیشرفت کرده است. موشن میکر^۹ یک دستگاه تجاری توان‌بخشی پایین تنه است که به وسیله‌ی اسورتچ سا ساخته‌شده است. این وسیله شامل یک تخت و دو میله

^۱ LOKOMAT

^۲ Gate Trainer

^۳ Autoambulator

^۴ PAM

^۵ POGO

^۶ LOPES

^۷ NeXOS

^۸ Multi-iso

^۹ Motion Maker

است که حرکات مفصل‌های ران، زانو غوزک پا را کنترل می‌کند. این وسیله می‌تواند حرکات رفت و برگشتی برای اعضای پایین‌تنه را انجام دهد. الگوریتم کنترل آن شامل یک مدل بر مبنای پس‌خورد و یک تنظیم‌کننده‌ی مرسوم است [۴۰, ۴۱].

تعداد زیادی از سیستم‌های رباتیکی فقط برای تمرین فعال کمکی یا غیرفعال و مقاومتی طراحی شده‌اند. بنابراین مطالعات کمی منجر به یک سیستم جامع برای انجام همه‌ی تمرینات توان‌بخشی می‌شود [۱, ۲۳].

هدف اصلی در این تحقیق پیرامون فیزیوتراپات این است که کنترل این سیستم با وجود عدم قطعیت، نشاختن مدل پای بیمار و اغتشاش خارجی با دقت بالا انجام شود. در زمینه‌ی تمرینات توان‌بخشی مولتی ایزو و نکسوس نزدیک‌ترین سیستم‌ها به فیزیوتراپات هستند. البته فیزیوتراپات دارای سه درجه آزادی است که در این پایان‌نامه دو درجه آزادی آن کنترل می‌شود.

ربات‌هایی که برای توان‌بخشی استفاده می‌شوند عموماً از دو روش کنترلی استفاده می‌کنند: کنترل هیبرید و کنترل امپدانس.

برنهاردت [۴۲] کنترل هیبرید را روی لوکومات پیاده‌سازی کرد و جو کنترل ترکیبی نیرو-موقعیت را روی ربات‌های مربوط به بالاتنه پیاده‌سازی کرد [۴۳]. کنترل امپدانس برای سیستم‌های توان‌بخشی مناسب‌تر است [۱۷] و به طور گسترده‌ای از این روش برای کنترل ربات‌های توان‌بخشی استفاده شود؛ از آن جمله می‌توان به ربات توان‌بخش پایین‌تنه که برای بیماری‌های گرفتگی استفاده می‌شود [۲]، ام‌آی‌تی-مانوس [۴۴-۱۹-۱۸] و ربات نیوماتیکی با سه درجه آزادی [۲۱-۲۲] اشاره کرد.

در این پایان‌نامه طرح نوینی برای کنترل فازی امپدانس با استفاده از راهبرد کنترل ولتاژ بر روی ربات توان‌بخش با ۳ درجه آزادی ارائه می‌گردد. این ربات برای توان‌بخشی ران و زانو استفاده می‌شود و نام آن فیزیوتراپات است [۱]. حضور عدم قطعیت و اغتشاش خارجی نیز در این طرح کنترلی بررسی می‌شود. موضوع دیگر که در اینجا با آن مواجه هستیم، نامعلوم بودن مشخصات دینامیکی بیمار است. کنترل‌کننده پیشنهادی یک روش نوین از نوع فازی مقاوم امپدانس بوده، که با راهبرد کنترل ولتاژ جهت حصول رفتار مطلوب با محیط بر روی ربات طراحی می‌گردد.

با توجه به توانایی کنترل امپدانس در کنترل موقعیت و امپدانس دینامیکی سیستم از آن به عنوان پرکاربردترین روش کنترلی در حوضه توان‌بخشی یاد می‌شود که در آن ارتباط دینامیکی بین نیرو و موقعیت تنظیم می‌شود

[۴۵]. روش‌های کنترلی بر مبنای مدل به دینامیک دقیق سیستم نیاز دارند که عدم قطعیت‌ها عملکرد سیستم کنترل را با خطا مواجه می‌کند. برای رفع این مشکل از روش‌های مستقل از مدل استفاده می‌شود. با توجه به قدرتمند بودن کنترل فازی و آزاد از مدل بودن آن [۴۶] می‌توان از این روش برای پیاده‌سازی کنترل امیدانس استفاده کرد.

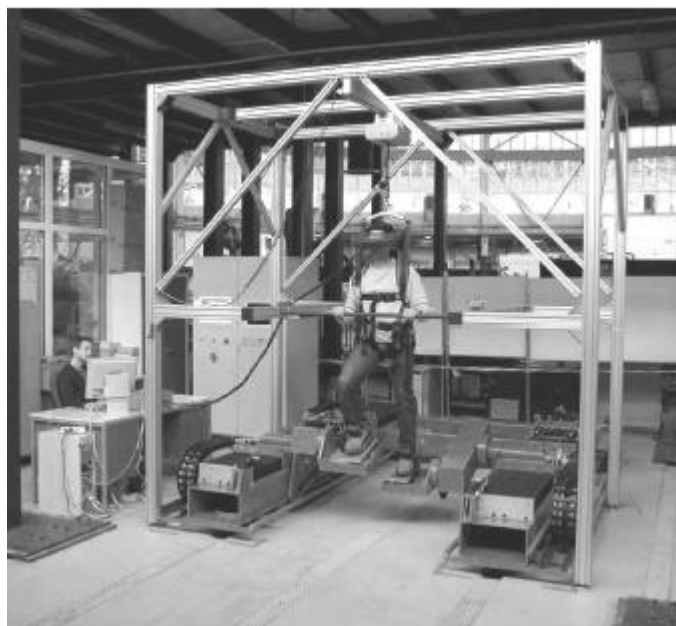
معمولاً برای پیاده‌سازی روش‌های کنترلی از کنترل بر مبنای گشتاور استفاده می‌شود. در کنترل بر مبنای گشتاور وارد شدن معادلات دینامیکی ربات در قانون کنترل باعث پیچیده شدن آن می‌شود. همچنین در واقعیت ربات‌ها به وسیله محرک‌ها به حرکت درمی‌آیند بنابراین برای کنترل ربات‌ها باید محرک‌های ربات کنترل شود. این دیدگاه سبب می‌شود تا کنترل ربات به کنترل محرک‌ها تبدیل شود. ورودی محرک‌های الکتریکی ولتاژ اعمالی به آن‌ها است؛ در نتیجه کنترل با راهبرد ولتاژ مطرح می‌شود. این روش کنترلی باعث سادگی، دقت، سرعت در محاسبات و مقاوم‌تر بودن حلقه کنترلی می‌شود. علاوه بر این معادلات الکتریکی موتور بسیار ساده‌تر از معادلات دینامیکی ربات‌ها است [۴۷]. پس با استفاده از این روش، کنترل فازی مقاوم امیدانس روی ربات توان‌بخشی مورد نظر پیاده می‌شود.



شکل ۳-۱ ربات گیت‌ترینر [۲۹]



شکل ۲-۱ ربات لوکومات [۲۸]



شکل ۵-۱ ربات هپتیک واکر [۳۲]



شکل ۴-۱ ربات الکس [۳۱]



شکل ۷-۱ ربات موشن میکر [۴۰]



شکل ۶-۱ ربات مولتی ایزو [۳۹]

۲-۱ مروری بر ساختار کلی پایان نامه

در این پایان نامه در فصل دوم به تعاریف توان بخشی همین طور طراحی و مدل سازی ربات می پردازیم. فصل سوم به بررسی روش کنترل ربات با استفاده از کنترل امیدانس با راهبرد گشتاور و پیاده سازی انواع تمرینات توان بخشی با استفاده از این روش اختصاص داده شده است. فصل ۴ به کنترل ربات با استفاده از کنترل امیدانس با راهبرد ولتاژ می پردازد و با پیاده سازی انواع تمرینات توان بخشی و نتایج آن ادامه می یابد و در نهایت در فصل ۵ روش پیشنهادی کنترل فازی مقاوم امیدانس ربات توان بخش با راهبرد ولتاژ به طور کامل توضیح داده شده است و نتایج شبیه سازی انواع تمرینات با استفاده از این روش نشان داده شده و با روش های قبلی مقایسه می شود.

فصل دوم

توان بخشی

۲-۱ تعریف توان بخشی

در علوم بهداشتی، توان بخشی یا بازتوانی : فرآیندی است که در آن به فرد توان خواه کمک می شود تا توانایی از دست رفته خود پس از یک واقعه، بیماری یا آسیب را که منجر به محدودیت عملکردی وی شده است مجدداً به دست آورد. توان بخشی حوزه علمی بسیار وسیعی در مجموعه خدمات بهداشتی و درمانی محسوب می گردد و به افراد کمک می کند تا پس از ابتلا به مشکلاتی نظیر سکته، ضایعات نخاعی، جراحی های ارتوپدی، ضربه مغزی، سوختگی، کم شنوایی، اختلال پردازش مرکزی شنوایی، مشکلات تعادل و ... تا حد امکان بر مشکل خود غلبه نموده و استقلال عملکردی قبلی را بازیابد.

توان بخشی به معنای بازتوانی و بازگرداندن توانایی های یک فرد به حالت حداکثر استقلال اطلاق می گردد. در توان بخشی بر خلاف پزشکی هیچ گونه دارویی تجویز نمی شود و روند بازیافتن توانایی ها تدریجی است. یکی از مهم ترین قسمت های توان بخشی فیزیوتراپی است که در زیر به تعریف آن می پردازیم.

۲-۲ فیزیوتراپی

فیزیوتراپی : شیوه ای از درمان بیماری ها و اختلالات عصبی-ماهیچه ای-اسکلتی با استفاده از تجهیزات مکانیکی، جریان های الکتریکی، مانورهای دستی، تمرینات ورزشی و عوامل فیزیکی دیگر است. در این روش ها از ورزش، نور، پرتوهای فرابنفش و فروسرخ، گرما و جریان برق استفاده می شود. فیزیوتراپی حیطه ای از پزشکی است که هدف آن پیشگیری از بیماری ها، درمان، توان بخشی و بالا بردن سطح سلامت هست.

مهم ترین زمینه های فعالیت فیزیوتراپی در پزشکی شامل درمان موارد زیر است:

۱-بیماری های دستگاه حرکتی (ارتوپدی).

۲-بیماری های دستگاه قلبی و تنفسی.

۳-بیماری های دستگاه اعصاب محیطی و مرکزی.

۴-بیماری های پوستی و سوختگی ها.

۵-درد و کنترل درد.

۶-بیماری های شغلی.

اهداف و وظایف فیزیوتراپی:

- کاهش یا از بین بردن درد و علائم بیماری تا حد امکان.
- بهبود نسبی یا کامل عضو آسیب دیده.
- آماده نمودن عضو بهبود یافته جهت فعالیت های مجدد.
- هماهنگ نمودن فرد ناتوان با زندگی روزمره (استقلال نسبی یا کامل).
- شرکت و همکاری در تیم توان بخشی برای رسیدن به هدف درمانی بیمار.
- تجویز و آموزش نحوه استفاده از وسایل کمکی معلولین از قبیل عصا، ویلچر، ابزار کار ویژه معلولین و همچنین نحوه استفاده از اندام مصنوعی در موارد قطع عضو.
- مهم ترین بیماری هایی که می توانند از خدمات فیزیوتراپی بهره مند گردند عبارت اند از:
- ۱) بیماری های ارتوپدی و روماتیسمی از قبیل: انواع شکستگی ها، جراحی های ارتوپدی، بیماری های استخوانی، قطع عضوها، تغییر شکل اندام ها، اشکالات ستون مهره ای و آتریت روماتوئید.
- ۲) بیماری های عصبی از قبیل: بیماران همی پلژی، پاراپلژی، فلج مغزی، فلج اطفال، ضایعات اعصاب محیطی و فلج زایمانی.

۲-۲-۱ روش های فیزیوتراپی:

روش های متداول در فیزیوتراپی عبارت اند از:

الف) الکتروتراپی:

استفاده از جریان الکتریکی به منظور درمان را الکتروتراپی گویند، به بیان دقیق تر در این روش بر اثر خواص فیزیکی الکتریکی (گرمای، نور) دستگاه های امواج الکترومغناطیسی (گرمای عمقی)، مولد فرا بنفش، فروقرمز، امواج فرا صوتی محرکه اعصاب و عضلات طرح ریزی کرده اند که در درمان بیماری هایی مانند زخم بستر، ورم های دردناک، دردهای عضلانی، دردهای ستون فقرات، صدمات رباط ها و گرفتگی عضلات به کار برده می شود.

ب) هیدروتراپی:

استفاده از آب به منظور درمان را آب درمانی گویند؛ به بیان دقیق‌تر بیمار توسط خواص فیزیکی آب و نیز گرما و سرمای آن تحت درمان قرار می‌گیرد. این روش بیشتر در درمان سوختگی‌ها، فلج‌ها و ضعف‌های شدید عضلات به کار می‌رود.

ج) حرکت درمانی:

درمان به وسیله حرکات علمی است که باید در آن اندام‌شناسی، فیزیولوژی و حرکت شناسی کاملاً مورد مطالعه قرار گیرد. این روش برای متعادل نمودن حالات بدن در وضعیت‌های مختلف به کار می‌رود.

د) کشش:

روش درمانی بسیار ساده و درعین‌حال مؤثری است که در بسیاری از عوارض استخوانی و مفصلی مورد استفاده قرار می‌گیرد. کشش ممکن است به وسیله دست‌های شخص درمانگر، وسایل و فنرهای مخصوص و نیروی کشش وزنه‌ها انجام پذیرد.

با توجه به زیاد شدن تصادفات و معلولیت‌های موجود در جامعه نیاز به فیزیوتراپی بیشتر از گذشته حس می‌شود، از طرفی تکراری بودن حرکات‌های فیزیوتراپی و ناتوانی بیمار در جابجایی ما را وادار می‌کند تا از ربات‌ها در روند فیزیوتراپی استفاده کنیم. اما پیش از اینکه به طراحی ربات بپردازیم لازم است با انواع تمرینات فیزیوتراپی آشنا شویم.

۲-۲-۲ انواع تمرینات فیزیوتراپی

انواع تمرینات فیزیوتراپی عبارت‌اند از : ۱) تمرینات غیرفعال ۲) تمرینات فعال [۱]

تمرینات غیرفعال : تمریناتی هستند که در آن نیروی خارجی به بیمار وارد نمی‌شود و فقط عضو بیمار بدون اعمال نیرو با دامنه‌ی مشخص جابجا می‌شود که خود به دو دسته تقسیم می‌شوند : ۱. آزاد ۲. کششی.

۱) تمرینات غیرفعال آزاد : در این تمرینات حرکت دامنه کامل مفصل و بدون هیچ محدودیت به راحتی انجام می‌شود.

۲) **تمرینات غیرفعال کششی :** حرکات غیرفعال آزاد از حرکات مهم در توان بخشی ورزش درمانی 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 مفصل است.

تمرینات فعال: این تمرین خود به چهار دسته تقسیم می شود که شامل: ۱) فعال آزاد ۲) فعال کمکی ۳) فعال مقاومتی ۴) فعال مقاومتی کمکی.

فعال آزاد : حرکت در دامنه کامل حرکتی بدون هیچ محدودیت توسط انقباض عضله بیمار بدون نیروی خارجی انجام می شود.

فعال کمکی : این حرکات توسط بیمار و با کمک نیروی خارجی اعمال می شود. در این نوع تمرین در بخش-هایی از حرکت در یک دامنه حرکتی که ضعف و ناتوانی وجود دارد به بیمار کمک می شود.

فعال مقاومتی : انقباض پویا و ایستا در مقابل نیروی خارجی مقاومت می کند. اگر در حین انقباض عضله مقاومت اعمال شود بعد از مدتی قدرت عضله و پس از آن پاسخ قلبی _ عروقی و سپس تحمل افزایش می یابد.

فعال مقاومتی کمکی : همراه با مقاومت اعمال شده در حرکت در بخش های ضعیف دامنه حرکتی به بیمار کمک می شود.

از آنجایی که ربات مورد نظر در این پایان نامه برای توان بخشی زانو و ران استفاده می شود و یکی از مهمترین شایع ترین آسیب دیدگی ها در زانو کشیدگی و پارگی رباط صلیبی خلفی زانو است برای رفع این آسیب تمرینات زیر پیشنهاد شده است. تمرینات زیر هر کدام به نوعی نشان دهنده یکی از انواع روش های فیزیوتراپی هستند که به آن ها اشاره شد که به طور دستی انجام می شوند و برای طراحی مسیر و نیرو در تمرینات مختلف می توان از آن ها الهام گرفت.

حرکت ایزومتریک عضله چهار سر ران : روی زمین بنشینید و پاهایتان را دراز کنید و پای سالم را کمی خم کنید. در این حالت عضلات ران پای مصدوم را منقبض نموده و زانوی آسیب دیده را به کف فشار دهید و ۱۰ ثانیه مکث کنید و سپس عضله را شل کنید؛ این تمرین را در سه نوبت ده تایی انجام دهید (شکل ۱-۲ الف).

حرکت ایزومتریک عضله چهار سر رانی روی صندلی : روی صندلی بنشینید که پشت آن صاف باشد. دقت شود در زانوها تقریباً زاویه ی ۹۰ درجه ایجاد شود. در این حالت سعی کنید عضلات ران را منقبض کنید و

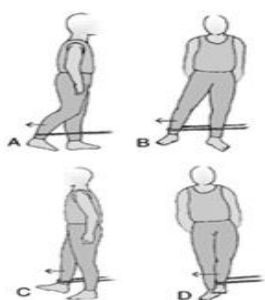
توجه شود که پاها حرکت نکنند. ده ثانیه مکث کنید و سپس عضلات را شل کنید؛ این حرکت را نیز در سه نوبت ده‌تایی انجام دهید (شکل ۱-۲ ب).

ثابت‌سازی زانو : یک طناب الاستیک را حلقه کنید و در آن پای سالم را بیندازید و دو سر آن را به یک تکیه‌گاه محکم ببندید (شکل ۱-۲ ج). رو به تکیه‌گاه و بر روی پای مصدوم بایستید، کمی زانوی آسیب‌دیده را خم و عضلات ران را منقبض کنید. با حفظ این حالت پای سالم که طناب در آن است را به آرامی به سمت عقب خم کنید. حرکت را در سه نوبت ده‌تایی انجام دهید. ۹۰ درجه بچرخید به‌طوری‌که پای مصدوم به سمت تکیه‌گاه قرار گیرد. پا را به سمت خارج بکشید به‌طوری‌که از پای آسیب‌دیده دور شود؛ حرکت را در سه نوبت ده‌تایی انجام دهید. پشت به تکیه‌گاه بایستید پای سالم را در حالت صاف و کشیده بالا ببرید این حرکت را در سه نوبت ده‌تایی انجام دهید. ۹۰ درجه‌ی دیگر بچرخید این بار پای سالم به سمت دیوار باشد پای سالم را در عرض بدن حرکت داده و از دیوار دور کنید این حرکت را نیز در سه نوبت ده‌تایی انجام دهید.

بلند کردن پا در حالت خوابیده : به پشت روی زمین بخوابید و پاهایتان را دراز کنید عضلات ران پای آسیب‌دیده را منقبض کنید و پا را درحالی‌که صاف کشیده است تا ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر از زمین بلند کنید؛ توجه شود که در حین انجام حرکت عضلات منقبض باشند، سپس به آرامی پای خود را پایین آورید این تمرین را نیز در سه نوبت ده‌تایی انجام دهید (شکل ۱-۲ د).

اسکات با کمک توپ : پشت به دیوار بایستید طوری که کمر، شانه‌ها و سر چسبیده به دیوار و نگاه شما به توپ باشد؛ شانه‌ها را شل کرده و پاها یک قدم جلوتر از دیوار به عرض شانه از هم باز باشند. یک بالش لوله شده و یا یک توپ به اندازه‌ی توپ فوتبال را بین دو پای خود قرار دهید. به آرامی درحالی‌که حالت خود را حفظ کرده‌اید بنشینید و همزمان بالش یا توپ را بین زانوهای خود فشار دهید. حرکت را تا جایی ادامه دهید تا تقریباً به حالت نشسته شوید اما ران‌ها در راستای موازی زمین نرسند در این حالت تقریباً ۱۰ ثانیه مکث کنید و سپس با حفظ حالت به آرامی بلند شوید؛ به یاد داشته باشید که در حین انجام تمرین توپ یا بالش را بین دو پای خود در حالت فشرده حفظ کنید این تمرین را نیز در سه نوبت ده‌تایی انجام دهید (شکل ۱-۲ ه).

بلند شدن روی یک سطح یا پله : پای مصدوم را روی یک سطح مثل آجر و یا قطعه چوب صاف به ارتفاع ۱۰ سانتی‌متر و پای سالم را روی زمین قرار دهید. در این حالت پای سالم از روی زمین بلند شده وزن شما روی پای صدمه‌دیده قرار می‌گیرد. برای تکرار حرکت پای سالم را پایین آورده و به حالت اولیه برگردید. حرکت را در سه نوبت ده‌تایی انجام دهید (شکل ۱-۲ و).



ج



ب



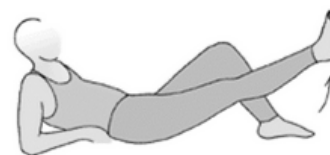
الف



و



ه



د

شکل ۱-۲ انواع تمرینات توانبخشی

۳-۲ انتخاب ربات

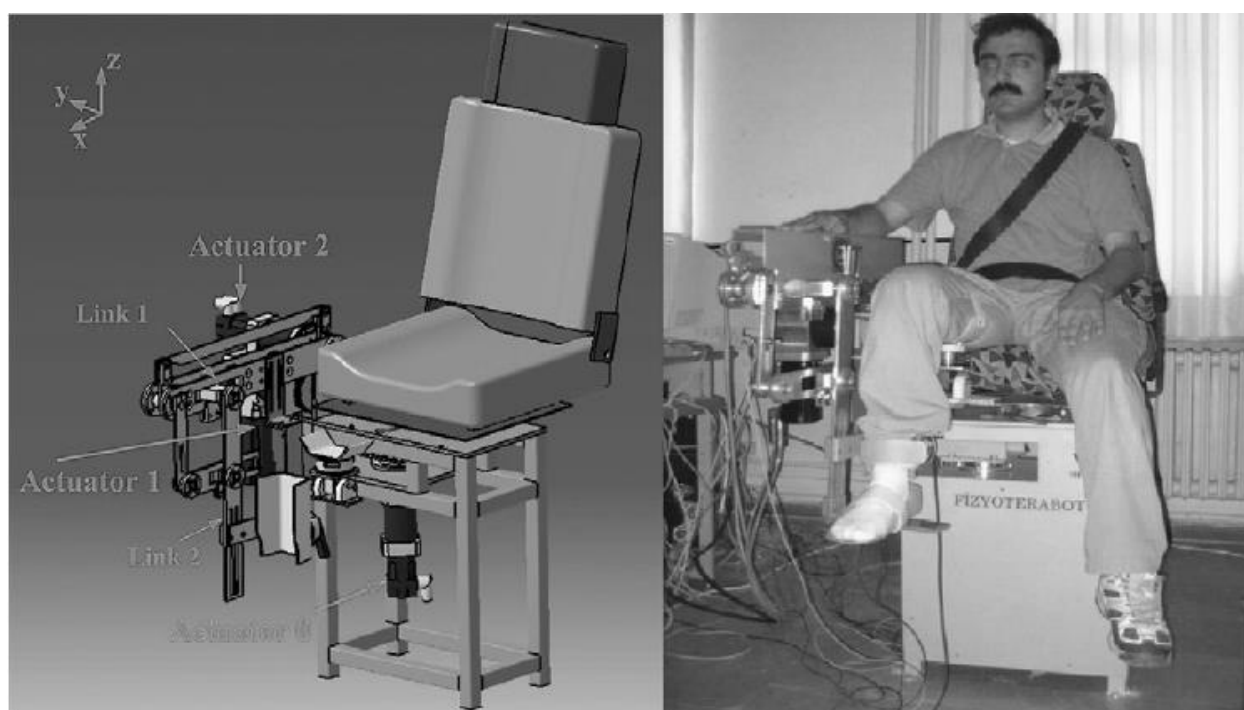
طراحی ربات توان بخش زانو ران: با توجه به تمرینات ذکر شده برای این که بیشترین تمرینات توان بخشی ران و زانو را انجام دهیم لازم است یک ربات سه رابط داشته باشیم که بتواند زانو و ران را شامل شود. رباتی که برای این منظور توسط آقای اکدوگان و با نام فیزیوترابات ساخته شده است [۱].

۲-۳-۱ فیزیوترابات

این ربات قادر است تمرینات فعال ، غیرفعال و تمرینات همزمان فعال و غیرفعال را به خوبی یک فیزیوتراپ انجام دهد. یک بازوی ربات با سه درجه آزادی است که با این ویژگی می تواند حرکات خمیده کردن و کش دادن

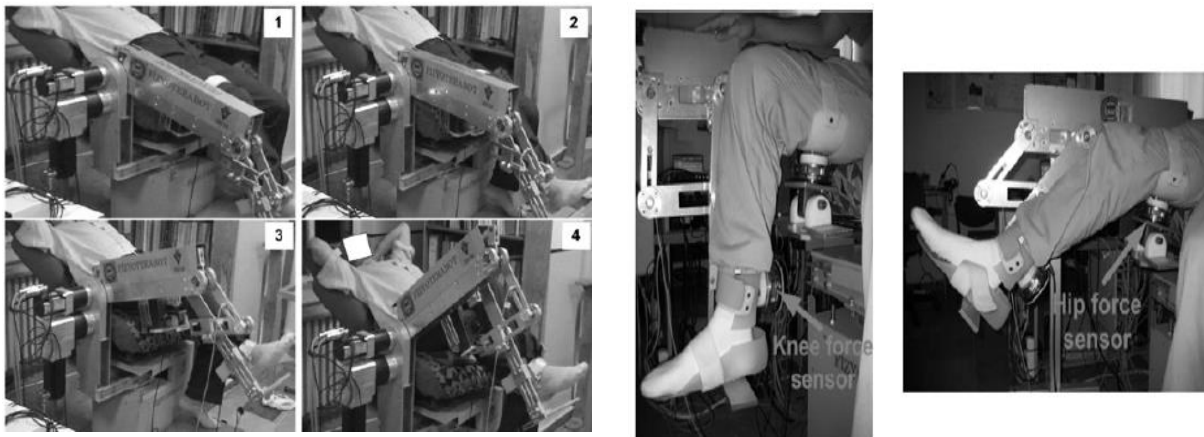
برای زانو ران و حرکات جانبی برای ران را اجراء کند. در این ربات از یک حسگر مناسب برای اندازه گرفتن نیروی عکس‌العمل در برابر درد استفاده می‌شود.

فیزیوتراپات شامل یک رابط انسانی و یک بازوی ربات است که اطلاعات بیمار نظیر وزن، قد و طول عضو به صورت گرافیکی در آن وارد می‌شود و نوع تمرین مناسب در آن وارد می‌شود. مکان ربات، گشتاور مفاصل و پارامترهای امیدانس به وسیله‌ی رابط انسانی به ربات وارد می‌شود و این خود یک نقطه‌ی ضعف است. واکنش‌های بیمار در طول تمرین به وسیله‌ی سنسورهای نیرو دریافت می‌شود و به وسیله‌ی رابط انسانی اندازه‌گیری می‌شود. شکل شبیه‌سازی شده‌ی آن در زیر مشاهده می‌شود (شکل ۲-۲).



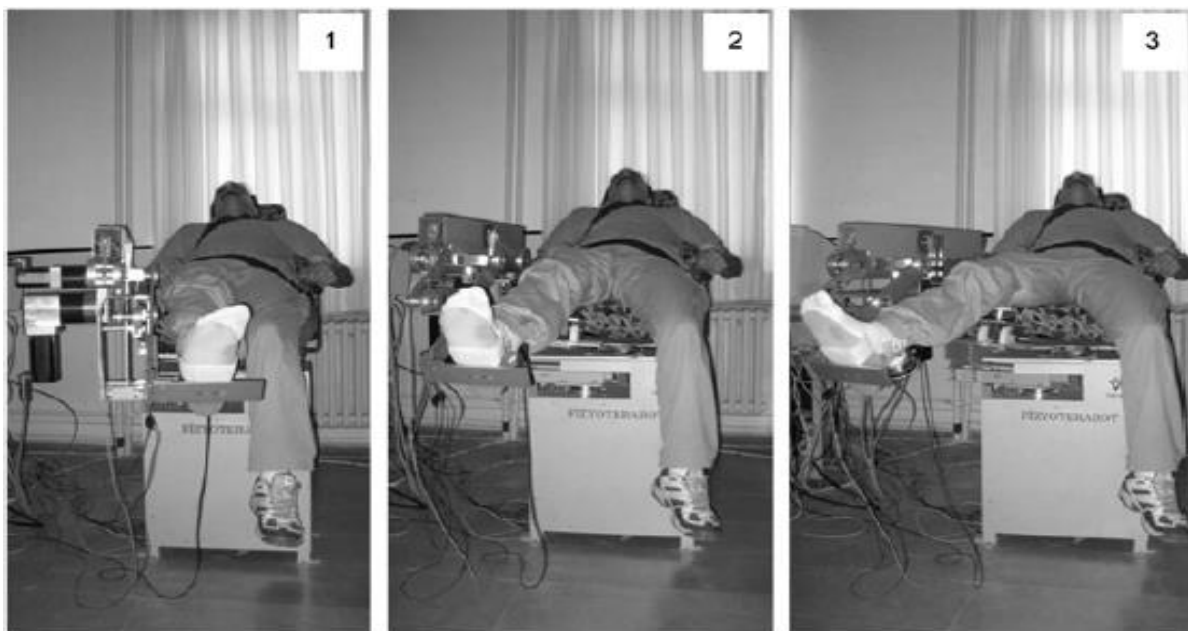
شکل ۲-۲ نما و شماتیک کلی فیزیوتراپات [۱]

تمرینات مربوط به کشش و خمش برای زانو فقط در رابط ۱ انجام می‌شود (شکل ۳-۲ الف). تمرینات مربوط به کشش و خمش برای ران در رابط‌های ۱ و ۲ بطور همزمان انجام می‌شود (شکل ۳-۲ ب). تمرینات مربوط به حرکات جانبی برای ران فقط در رابط ۰ و حول محور Z انجام می‌شود (شکل ۳-۲ ج).



ب

الف



ج

شکل ۲-۳ عکس ها در نماهای دیگر فیزیوتراپات [۱]

در این پژوهش فقط به کنترل قسمت دو رابط ربات که مربوط به حرکات برای ران و زانو هست پرداخته و تمرینات مرتبط با حرکات جانبی ران بررسی نمی‌شود. همینطور با توجه به این که تمرکز پژوهش روی کنترل امپدانس است و با توجه به ناتوانی کنترل امپدانس در کنترل دقیق نیرو به دو تمرین غیرفعال و ایزومتریک بسنده می‌کنیم و بقیه‌ی تمرین‌ها بررسی نمی‌شوند.

۴-۲ مدل سازی ربات

در قسمت مدل دینامیکی ربات دو رابطی مشاهده می شود که به صورت زیر است [۱]:

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) - J^T F_e = \tau_r \quad (۱-۲)$$

D ماتریس 2×2 اینرسی ربات است که به صورت زیر است [۴۸]:

$$D = \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} \\ d_{21} & d_{22} \end{bmatrix} \quad (۲-۲)$$

که در آن داریم:

$$\begin{cases} d_{11} = m_1 * l_{c1}^2 + I_1 + m_2 * (l_1^2 + l_{c2}^2 + 2 * l_1 * l_{c2} * \cos q_2) + I_2 \\ d_{21} = d_{12} = m_2 * (l_{c2}^2 + l_1 * l_{c2} * \cos q_2) + I_2 \\ d_{22} = m_2 * (l_{c2}^2) + I_2 \end{cases} \quad (۳-۲)$$

در این معادلات m_1 و m_2 به ترتیب جرم رابط اول و دوم I_1 و I_2 به ترتیب ممان اینرسی رابط اول و دوم و l_1 ، l_{c1} و l_{c2} طول رابط اول و دوم و مکان مرکز جرم رابط دوم و q_1 و q_2 زاویه‌ی رابط اول و دوم هستند.

و C ماتریس 2×2 و گشتاورهای کریولیس و مرکزگرا است و به صورت زیر است:

$$C = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} \\ c_{21} & c_{22} \end{bmatrix} \quad (۴-۲)$$

که در آن داریم:

$$\begin{cases} c_{11} = -2 * l_1 * l_{c2} * m_2 * \sin(q_2) * \dot{q}_2 \\ c_{12} = -l_1 * l_{c2} * m_2 * \sin(q_2) * \dot{q}_2 \\ c_{21} = l_1 * l_{c2} * m_2 * \sin(q_2) * \dot{q}_1 \\ c_{22} = 0 \end{cases} \quad (۵-۲)$$

در این معادلات $\dot{q}_1$ و $\dot{q}_2$ سرعت زاویه‌ای رابط اول و دوم هستند.

همچنین ماتریس G 2×1 است و نشان دهنده‌ی بردار گشتاورهای گرانشی است و به صورت زیر نمایش داده می شود:

$$G = \begin{bmatrix} g_1 \\ g_2 \end{bmatrix} \quad (۶-۲)$$

که در آن داریم :

$$\begin{cases} g_1 = g * (m_1 * l_{c1} * \cos(q_1) + m_2 * (l_1 * \cos(q_1) + l_{c2} * \cos(q_1 + q_2))) \\ g_2 = g * (m_2 * l_{c2} * \cos(q_1 + q_2)) \end{cases} \quad (7-2)$$

در معادلات بالا g شتاب مرکز زمین و برابر ۹.۸۱ متر بر مجذور ثانیه هست.

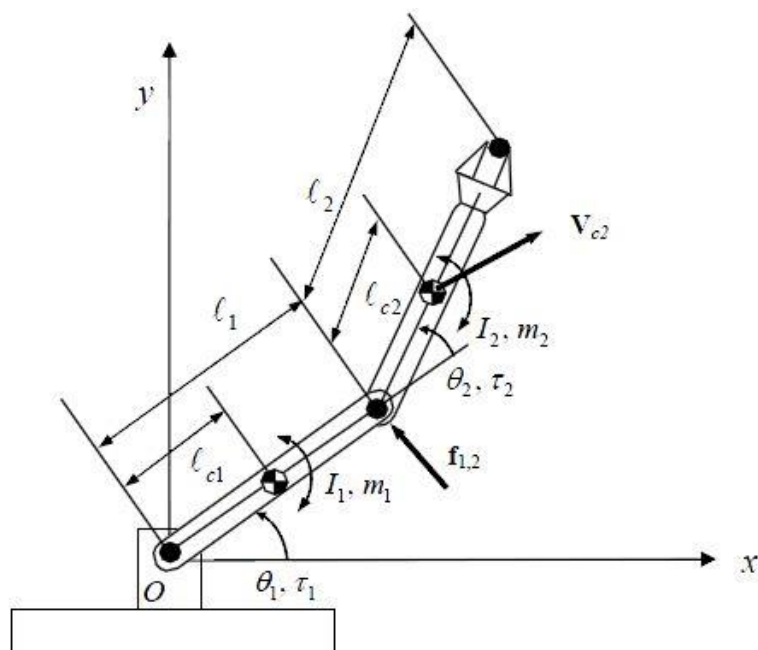
همچنین ماتریس ژاکوبین ربات به صورت زیر است:

$$J_e = \begin{bmatrix} j_{11} & j_{12} \\ j_{21} & j_{22} \end{bmatrix} \quad (8-2)$$

که در آن داریم :

$$\begin{cases} j_{11} = -l_1 * \sin(q_1) - l_{c2} * \sin(q_1 + q_2) \\ j_{12} = -l_{c2} * \sin(q_1 + q_2) \\ j_{21} = l_1 * \cos(q_1) + l_{c2} * \cos(q_1 + q_2) \\ j_{22} = l_{c2} * \cos(q_1 + q_2) \end{cases} \quad (9-2)$$

در شکل زیر شماتیک مورد نظر دو رابطی که مدل سازی دینامیکی با توجه به آن بدست آمده مشاهده می شود؛ البته باید توجه کرد که ربات استفاده شده در این پایان نامه گیره آخر را ندارد.



شکل ۴-۲ مدل ربات [۴۸]

فصل سوم

کنترل امپدانس ربات توانبخش با استفاده از راهبرد گشتاور

۳-۱ مقدمه

۳-۲ روش کنترل امپدانس بر مبنای گشتاور

این روش در کاربردهای مختلف استفاده شده است و در میان روش‌های موجود برای کنترل موتور یکی از مرسوم‌ترین روش‌ها است که ربات‌های توان‌بخشی نیز یکی از این زمینه‌هاست. در این روش با کنترل گشتاور موتورها و با استفاده از قانون امپدانس زاویه و تحقق قانون امپدانس کنترل می‌شوند.

۳-۲-۱ معادلات دینامیکی

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

$$D_r(q)\ddot{q} + C_r(q, \dot{q})\dot{q} + g_r(q) + \tau_e = \tau_r \quad (۳-۱)$$

که در آن $q \in R^n$ بردار موقعیت مفاصل، $D_r(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی ربات، $C_r(q, \dot{q}) \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکزگرا، $g_r(q) \in R^n$ 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

$$D_e(q)\ddot{q} + C_e(q, \dot{q})\dot{q} + g_e(q) - J^T(q)F_h = \tau_e \quad (۳-۲)$$

بیان می‌شود که در آن $D_e(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی بدن انسان، $C_e(q, \dot{q}) \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکزگرا، $g_e(q) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $F_h \in R^n$ بردار نیروی ایجادشده به وسیله انسان می‌باشند. در این پژوهش کنترل امپدانس دولینکی انجام شده و فقط از حساسه قرار گرفته در انتهای ساق پا استفاده شده است که نیروها را در دو جهت X و Y اندازه‌گیری می‌کند پس برای نیروی اندازه‌گیری شده معادله $F_h = \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix}$ موجود است. با جایگذاری (۳-۲) در (۳-۱) معادله مکانیکی ربات توان‌بخشی به صورت

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

بدست می‌آید. که در آن

$$D(q) = D_e + D_r \quad (۳-۴)$$

$$\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \mathbf{C}_e(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{C}_r(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \quad (5-3)$$

$$\mathbf{g}(\mathbf{q}) = \mathbf{g}_e(\mathbf{q}) + \mathbf{g}_r(\mathbf{q}) \quad (6-3)$$

و اگر بخواهیم این معادلات 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 زیر انجام می گیرد.

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

در جایی که $\mathbf{x} \in R^n$ موقعیت نقطه نهایی، $\mathbf{J}(\mathbf{q}) \in R^{n \times n}$ ماتریس ژاکوبین ربات می باشند. 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 می شود که به صورت

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

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

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

۳-۲-۲ کنترل امپدانس

امپدانس مکانیکی طراحی شده برای نقطه انتهایی ربات به شکل

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

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

از معادله (11-3) خواهیم داشت

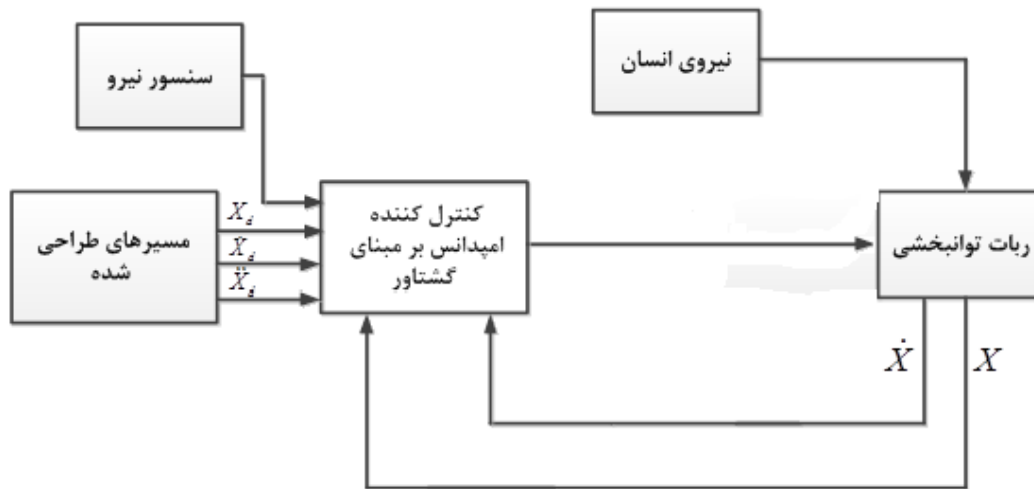
$$\ddot{\mathbf{x}} = \mathbf{M}_d^{-1}(\mathbf{M}_d(\ddot{\mathbf{x}}_d) + \mathbf{B}_d(\dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}) + \mathbf{K}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) - \mathbf{F}_h) \quad (12-3)$$

در انتها با جایگذاری معادله (۳-۱۲) در (۳-۱۰) قانون کنترل به صورت زیر به دست می‌آید.

$$D(q)J^{-1}(q)M_d^{-1}((M_d(\ddot{x}_d) + B_d(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_d(x_d - x) - F_h)) - D(q)J^{-1}\dot{J}\dot{q} + C(q, \dot{q})J^{-1}(q)\dot{x} + g(q) - J^T(q)F_h = \tau_r \quad (۳-۱۳)$$

۳-۳ شبیه‌سازی سیستم کنترل

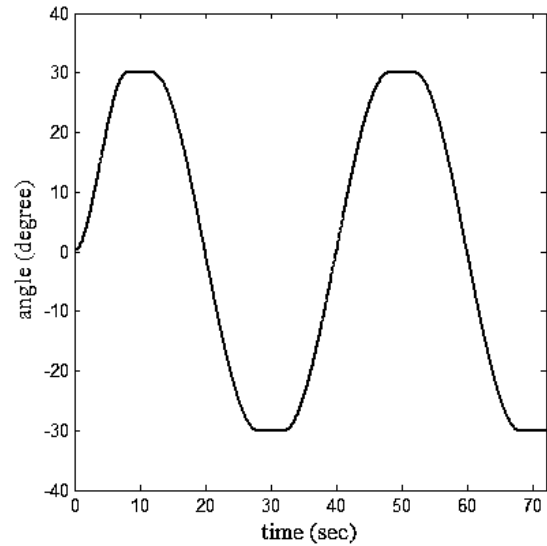
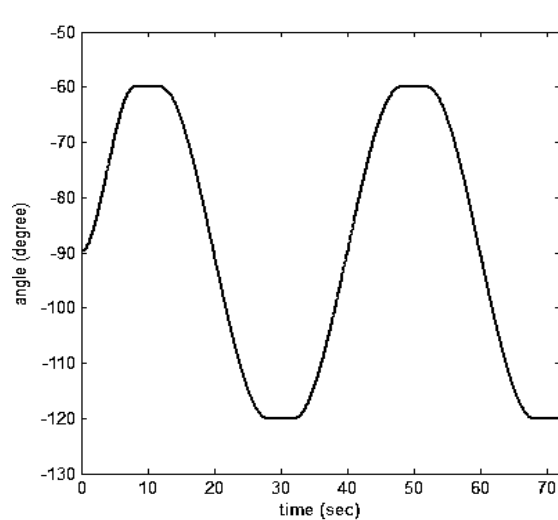
در شکل ۳-۱ نمای سیستم کنترلی شبیه‌سازی شده نمایش داده شده است.



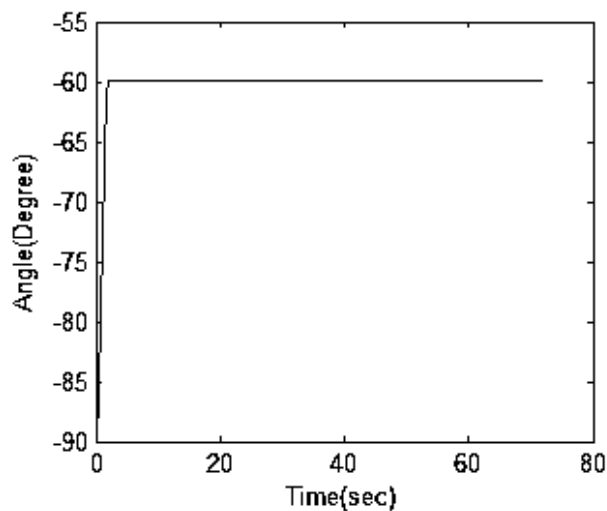
شکل ۳-۱ شبیه‌سازی سیستم کنترل در روش گشتاور

برای مسیرهای مطلوب یک مسیر نرم که حداقل دارای مشتق تا مرتبه دوم باشد انتخاب می‌شود. علاوه بر این مسیرها باید در بازه تغییرات مجاز برای زانو ران مصدوم باشند. به همین دلایل برای تمرین غیرفعال مسیری مطابق شکل‌های (۳-۲ الف) که در آن زاویه‌ی رابط اول بازوی ربات که مربوط به ران هست از صفر درجه شروع به حرکت کرده به زاویه ۳۰ درجه در حالت جلو ۳۰- درجه در حالت عقب حرکت می‌کند و برای تمرین ایزومتریک که باید زاویه ران ثابت باشد مطابق شکل (۳-۲ ج) طراحی شده است که در آن زاویه بازوی ربات از صفر درجه شروع به حرکت کرده با سرعتی ثابت به زاویه ۳۰ درجه در حالت جلو رسیده و در همان زاویه ثابت می‌ماند. همچنین برای تمرین غیرفعال مسیری مطابق شکل‌های (۳-۲ ب) که در آن زاویه‌ی رابط دوم بازوی ربات که مربوط به زانو هست از ۹۰ درجه شروع به حرکت کرده به زاویه ۱۲۰ درجه در حالت جلو ۶۰ درجه در حالت عقب حرکت می‌کند و برای حرکت ایزومتریک که باید زاویه زانو ثابت باشد مطابق شکل (۳-۲)

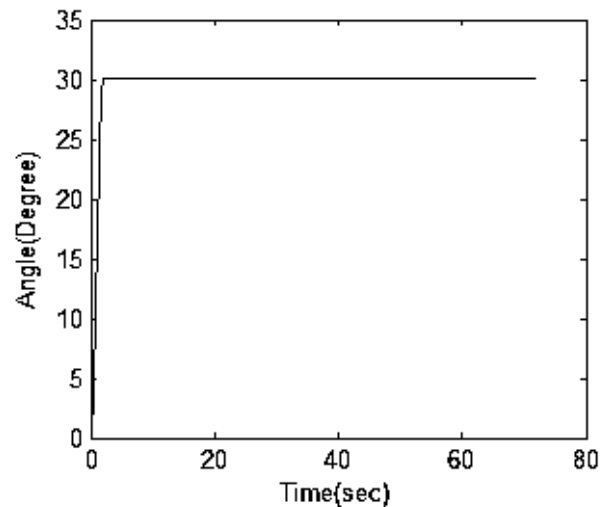
د) طراحی شده است که در آن زاویه بازوی ربات از نود درجه شروع به حرکت کرده با سرعتی ثابت به زاویه ۶۰ درجه در حالت جلو رسیده و در همان زاویه ثابت می‌ماند. در زیر شکل مسیرهای طراحی شده مشاهده می‌شود :



ب تمرین غیرفعال برای زانو



الف تمرین غیرفعال برای ران



د تمرین ایزومتریک برای زانو

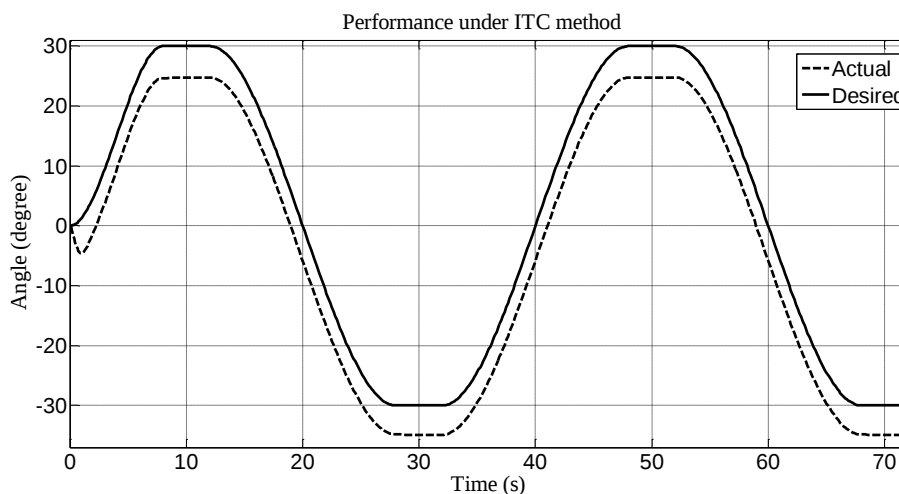
ج تمرین ایزومتریک برای ران

شکل ۲-۳ مسیرهای طراحی شده برای دو رابط

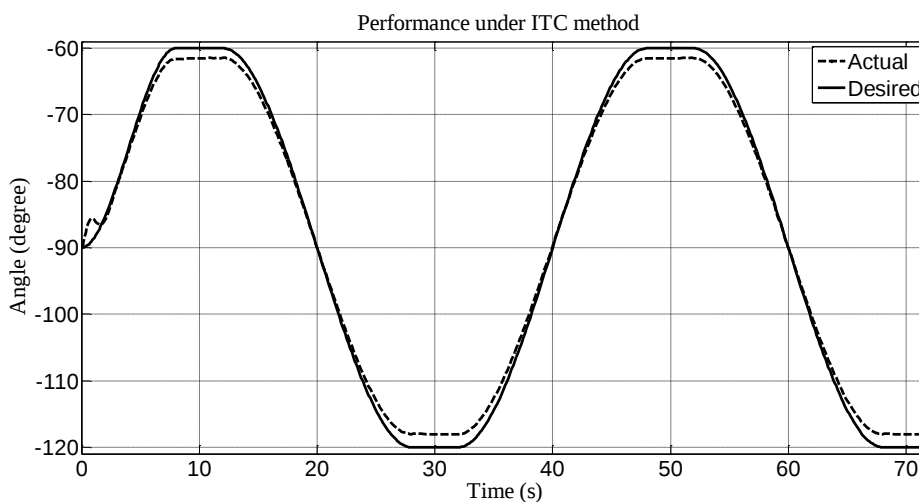
مسیر طراحی شده در قسمت‌های نرم برای هر دو تمرین معادلات درجه سه هستند که شرایط مرزی زاویه را ارضاء می‌کنند و در ابتدا و انتهای هر مسیر سرعت زاویه‌ای برای آن‌ها صفر است.

۱-۳-۳ تمرین غیرفعال

با روش کنترل گشتاور روی امپدانس و ضرایب $M_d=2$ ، $D_d=10$ و $K_d=25$ نتایج زیر برای ردیابی مکان موجود است، که شکل ۳-۳ برای رابط اول و ۴-۳ برای رابط دوم است.



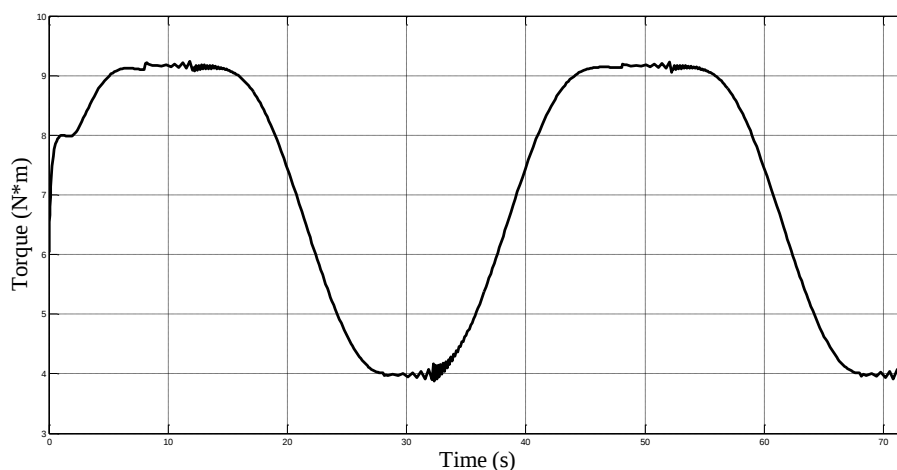
شکل ۳-۳ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین غیرفعال با روش کنترل گشتاور برای مفصل اول



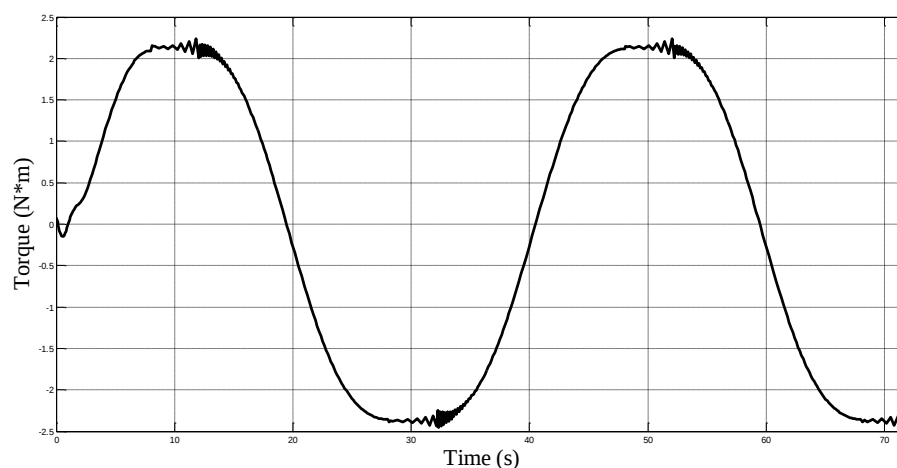
شکل ۴-۳ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین غیرفعال با روش کنترل گشتاور برای مفصل دوم

مشاهده می‌شود که در نتایج ردگیری مفصل اول خطای زیادی وجود دارد و در مفصل دوم خطا به مراتب کمتر است دلیل این خطا وارد شدن دینامیک و نیروی پای بیمار است که علی‌رغم اندازه‌گیری این نیرو و اعمال آن در قانون کنترل باز هم موجب می‌شود دقت کار پایین بیاید؛ در زاویه مفصل دوم خطایی جزئی وجود دارد؛

اگرچه در مفصل اول با توجه به وزن بیشتر ران و وجود گشتاور بیشتر از طرف بقیه‌ی پا و ربات خطای ردگیری به مراتب بیشتر است و خطای ردگیری می‌تواند موجب آسیب برای بیمار شود. در شکل های زیر گشتاور اعمالی توسط موتورهای ربات مشاهده می‌شوند.



شکل ۳-۵ گشتاور اعمالی در تمرین غیرفعال با روش کنترل گشتاور مفصل اول



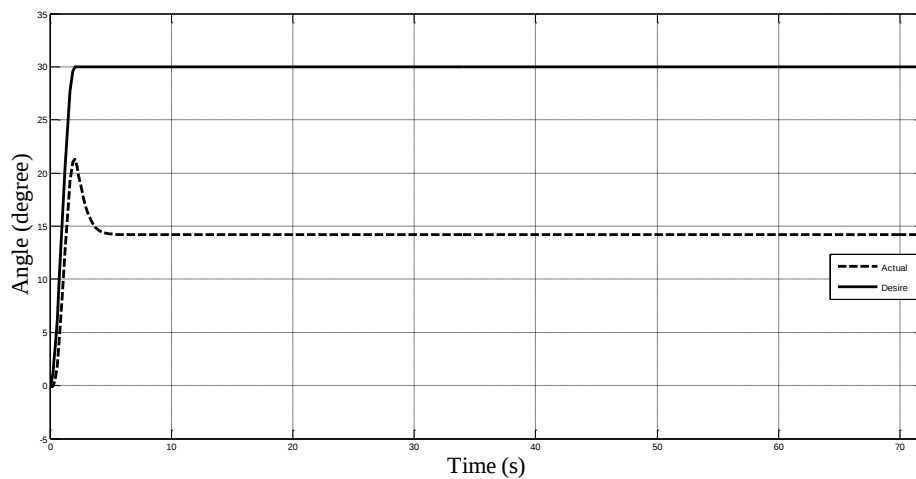
شکل ۳-۶ گشتاور اعمالی در تمرین غیرفعال با روش کنترل گشتاور مفصل دوم

در شکل‌های بالا مشاهده می‌شود که گشتاور از بیشینه‌ی گشتاور موتور که ۵۰ نیوتون متر است بیشتر نیست اما در لحظه‌ای که باید زاویه ثابت باشد به دلیل طولانی بودن زمان ثابت بودن زاویه در این تمرین و اثر نیروی گرانش ناشی از وزن پای بیمار سیستم دچار لرزش می‌شود و سپس هنگام تغییر زاویه این لرزش به میزان قابل

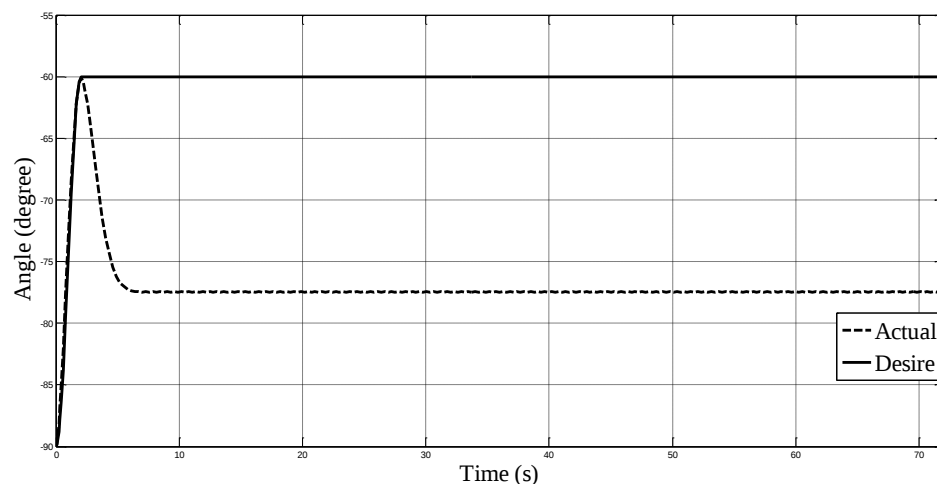
توجهی افزایش میابد و می تواند دینامیک های مدل نشده ی ربات را تحریک کند که خود مشکل بزرگی است و ممکن است با برای بیمارهای مختلف صدماتی نیز در پی داشته باشد.

۲-۳-۳ تمرین ایزومتریک

این تمرین با ضرایب کنترل امیدانس $M_d=2$ ، $D_d=100$ و $K_d=50$ شبیه سازی شده است که در شکل های ۷-۳ و ۸-۳ نتایج ردگیری زاویه برای رابط اول و دوم نشان داده شده است (آی تی سی^۱).



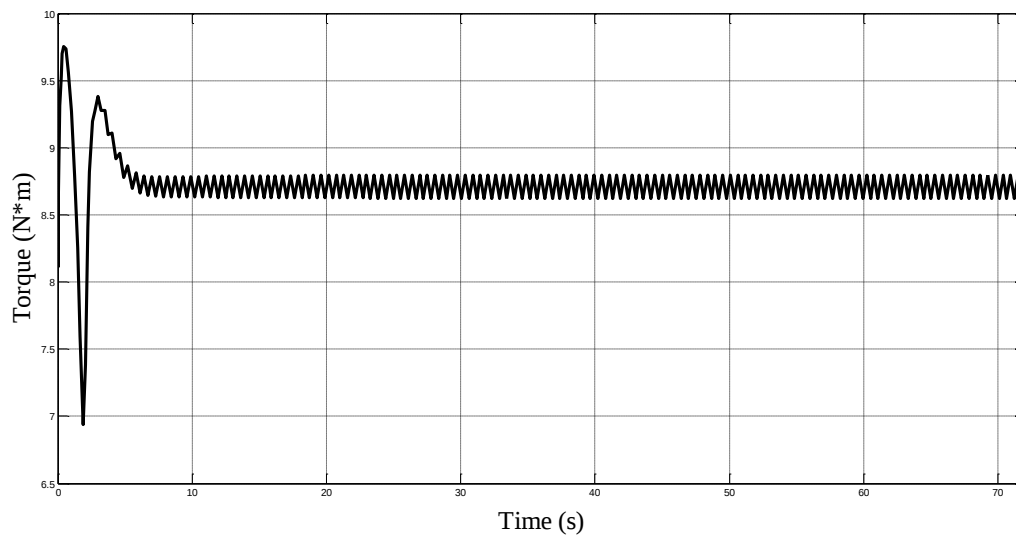
شکل ۷-۳ نتیجه ی ردگیری زاویه در تمرین ایزومتریک با روش کنترل گشتاور مفصل اول



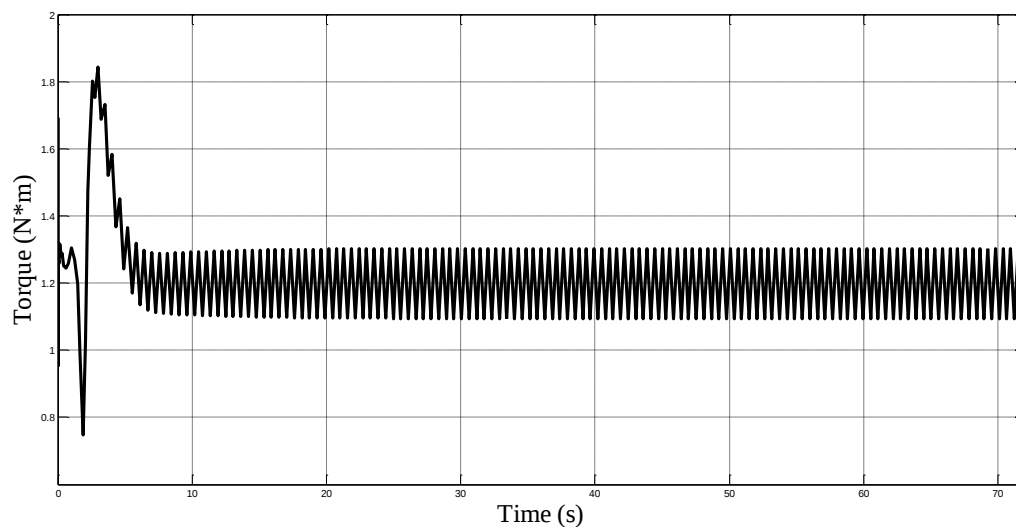
شکل ۸-۳ نتیجه ی ردگیری زاویه در تمرین ایزومتریک با روش کنترل گشتاور مفصل دوم

^۱ ITC, Impedance Torque Control

مشاهده می‌شود که در مسیرهای نرم ردگیری به راحتی انجام می‌شود اما در جایی که تغییر ناگهانی وجود دارد ردگیری دچار پرش می‌شود. در نقاطی که زاویه ثابت می‌شود به دلیل فشار زیادی که به سیستم به دلیل دینامیک ربات و پای بیمار برای ثابت ماندن وارد می‌شود ردگیری دچار خطای قابل توجهی می‌شود این خطا ممکن است عملیات توانبخشی را ناتمام کند و تأثیر توانبخشی را کاهش دهد. در شکل‌های زیر گشتاور وارد شده به سیستم مشاهده می‌شوند.



شکل ۳-۹ گشتاور اعمالی در تمرین ایزومتریک با روش کنترل گشتاور مفصل اول



شکل ۳-۱۰ گشتاور اعمالی در تمرین ایزومتریک با روش کنترل گشتاور مفصل دوم

در شکل‌های بالا مشاهده می‌شود که گشتاور از بیشینه‌ی گشتاور موتور که ۵۰ نیوتون متر است بیشتر نیست اما در لحظه‌ای که زاویه به مقدار ثابت می‌رسد دچار پرش می‌شود و از آن به بعد برای جبران اثرات دینامیکی پای بیمار گشتاور اعمالی برای جبران این اثرات دچار لرزش می‌شود.

۴-۳ نتیجه‌گیری

همان‌گونه که مشاهده شد در روش گشتاور معادلات دینامیکی ربات و پای بیمار و نیروی وارد شده از سوی بیمار موجب می‌شود تا در سیستم عدم دقت و لرزش‌های زیاد داشته باشیم که این خود باعث می‌شود گشتاور اعمالی از سوی موتورها در نقاط تغییر زاویه در تمرین غیرفعال و نقاط ثابت شدن زاویه در تمرین ایزومتریک دچار پرش شوند و در نقاطی که قرار است زاویه ثابت بماند فشار زیادی از سوی پای بیمار به موتورهای ربات وارد می‌شود و این خود موجب لرزش در گشتاورهای اعمالی می‌شود که ممکن است منجر به آشکار شدن دینامیک‌های مدل نشده ربات شود؛ همچنین در این روش کنترل لازم است برای هر بیمار به طور جداگانه جرم و طول هر قسمت ران و زانو را داشته باشیم و به بیان دیگر عدم قطعیت در نظر گرفته نشده و این خود می‌تواند مشکل باشد.

فصل ۴

کنترل امیدانس ربات توانبخش با استفاده از راهبرد ولتاژ

۱-۴ روش کنترل امیدانس بر مبنای ولتاژ

معمولاً برای پیاده‌سازی روش‌های کنترلی از کنترل بر مبنای گشتاور استفاده می‌شود. در کنترل بر مبنای گشتاور وارد شدن معادلات دینامیکی ربات در قانون کنترل باعث پیچیده شدن آن می‌شود. همچنین در واقعیت ربات‌ها به وسیله محرکه‌ها به حرکت درمی‌آیند بنابراین برای کنترل ربات‌ها باید محرکه‌های ربات کنترل شود.

این دیدگاه سبب می‌شود تا کنترل ربات به کنترل محرکه‌ها تبدیل شود. ورودی محرکه‌های الکتریکی ولتاژ اعمالی به آن‌ها است؛ در نتیجه کنترل با راهبرد ولتاژ مطرح می‌شود. این روش کنترلی باعث سادگی، دقت، سرعت در محاسبات و مقاوم‌تر بودن حلقه کنترلی می‌شود. علاوه بر این معادلات الکتریکی موتور بسیار ساده‌تر از معادلات دینامیکی ربات‌ها است [۴۷].

۱-۱-۴ معادلات دینامیکی

معادلات دینامیک ربات به وسیله معادله (۱-۴) بیان می‌شود.

$$D_r(q)\ddot{q} + C_r(q, \dot{q})\dot{q} + g_r(q) + \tau_e = \tau_r \quad (۱-۴)$$

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 مرکزگرا، $g_r(q) \in R^n$ 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

$$D_e(q)\ddot{q} + C_e(q, \dot{q})\dot{q} + g_e(q) - J^T(q)F_h = \tau_e \quad (۲-۴)$$

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 مرکزگرا، $g_e(q) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $F_h \in R^n$ بردار نیروی ایجادشده به وسیله انسان می‌باشند. با جایگذاری (۲-۴) در (۱-۴) معادله مکانیکی ربات توان بخشی به صورت

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) - J^T F_h = \tau_r \quad (۳-۴)$$

بدست می‌آید. که در آن

$$D(q) = D_e + D_r \quad (۴-۴)$$

$$C(q, \dot{q}) = C_e(q, \dot{q}) + C_r(q, \dot{q}) \quad (۵-۴)$$

$$\mathbf{g}(\mathbf{q}) = \mathbf{g}_e(\mathbf{q}) + \mathbf{g}_r(\mathbf{q}) \quad (۴-۴)$$

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

$$\mathbf{J}_m \mathbf{r}^{-1} \ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{B}_m \mathbf{r}^{-1} \dot{\mathbf{q}} + \mathbf{r} \boldsymbol{\tau}_r = \boldsymbol{\tau}_m \quad (۷-۴)$$

هنگامی که $\boldsymbol{\tau}_m \in \mathbb{R}^n$ بردار گشتاور موتورها، $\mathbf{J}_m$ ، $\mathbf{B}_m$ و $\mathbf{r}$ ماتریس‌های قطری $n \times n$ هستند که به ترتیب ضرایب اینرسی، میرایی و کاهش چرخ‌دنده‌ها هستند. همچنین $\dot{\mathbf{q}}$ بردار سرعت مفاصل و سرعت موتور $\dot{\boldsymbol{\theta}} \in \mathbb{R}^n$ به وسیله‌ی معادله‌ی زیر به سرعت مفاصل تبدیل می‌شود.

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

برای اینکه ولتاژ موتورها به‌عنوان ورودی سیستم باشد معادله‌ی موتور جریان مستقیم با جاروبک مغناطیسی در فرم ماتریسی به صورت زیر در نظر گرفته شده است.

$$\mathbf{R} \mathbf{I}_a + \mathbf{L} \dot{\mathbf{I}}_a + \mathbf{K}_b \dot{\mathbf{q}} = \mathbf{u} \quad (۹-۴)$$

که در آن $\mathbf{u} \in \mathbb{R}^n$ بردار ولتاژ موتور، $\mathbf{I}_a$ بردار جریان موتور، $\mathbf{R}$ ، $\mathbf{L}$ و $\mathbf{K}_b$ ماتریس‌های قطری برای ضرایب مقاومت آرمیچر، اندوکتانس سلف و ولتاژ بازگشتی، $\boldsymbol{\tau}_m$ بردار گشتاور موتورها که به عنوان ورودی معادله دینامیکی (۷-۴) است به‌وسیله‌ی جریان موتور بر اساس رابطه‌ی زیر تولید می‌شود. که در آن $\mathbf{K}_m$ ماتریس قطری ثابت گشتاور است.

$$\boldsymbol{\tau}_m = \mathbf{K}_m \mathbf{I}_a \quad (۱۰-۴)$$

با استفاده از معادلات (۱-۴) تا (۱۰-۴) مدل فضای حالت موتورهای الکتریکی ربات را می‌توان به صورت زیر بیان کرد :

$$\dot{\mathbf{z}} = \mathbf{f}(\mathbf{z}) + \mathbf{b} \mathbf{w} \quad (۱۱-۴)$$

که در آن $\mathbf{w} = \begin{bmatrix} \mathbf{Fh} \\ \mathbf{u} \end{bmatrix}$ ورودی سیستم، $\mathbf{z} = [\mathbf{q} \ \dot{\mathbf{q}} \ \mathbf{I}_a]^T$ متغیرهای حالت، $\mathbf{b}$ و $\mathbf{f}(\mathbf{z})$ به شکل زیر هستند :

$$\mathbf{f}(\mathbf{z}) = \begin{bmatrix} \mathbf{z}_2 \\ \left(\mathbf{J}_m \mathbf{r}^{-1} + \mathbf{r} \mathbf{D}(\mathbf{z}_1) \right)^{-1} \left(- \left(\mathbf{B}_m \mathbf{r}^{-1} + \mathbf{r} \mathbf{C}(\mathbf{z}_1, \mathbf{z}_2) \right) \mathbf{z}_2 - \mathbf{r} \mathbf{g}(\mathbf{z}_1) + \mathbf{K}_m \mathbf{z}_3 \right) \\ - \mathbf{L}^{-1} (\mathbf{K}_b \mathbf{r}^{-1} \mathbf{z}_2 + \mathbf{R} \mathbf{z}_3) \end{bmatrix} \quad (۱۲-۴)$$

$$\mathbf{b} = \begin{bmatrix} \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ - \left(\mathbf{J}_m \mathbf{r}^{-1} + \mathbf{r} \mathbf{D}(\mathbf{z}_1) \right)^{-1} \mathbf{r} \mathbf{J}_e^T(\mathbf{z}_1) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{L}^{-1} \end{bmatrix} \quad (۱۳-۴)$$

معادلات فضای حالت (۱۱-۴) یک سیستم چند متغیر غیرخطی با اثرات متقابل فراوان را نشان می‌دهد پیچیدگی این معادلات یک چالش اساسی در کنترل ربات‌ها است.

اگر بخواهیم این معادلات 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

$$\dot{\mathbf{X}} = \mathbf{J}\dot{\mathbf{q}} \quad (۱۴-۴)$$

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

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{X}} \quad (۱۵-۴)$$

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

$$\mathbf{J}(\mathbf{q})^\dagger = (\mathbf{J}(\mathbf{q})^T \mathbf{J}(\mathbf{q}))^{-1} \mathbf{J}(\mathbf{q})^T \quad (۱۶-۴)$$

که با توجه به معادلات (۹-۴) و (۱۵-۴) داریم :

$$\mathbf{R}\mathbf{I}_a + \mathbf{L}\dot{\mathbf{I}}_a + \mathbf{K}_b \mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{u} \quad (۱۷-۴)$$

۴-۱-۲ کنترل امپدانس

امپدانس مکانیکی طراحی شده برای ربات به شکل

$$\mathbf{M}_d(\ddot{\mathbf{x}}_d - \ddot{\mathbf{x}}) + \mathbf{B}_d(\dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}) + \mathbf{K}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) = \mathbf{F}_h \quad (۱۸-۴)$$

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

از معادله‌ی بالا داریم :

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{B}_d^{-1}(\mathbf{M}_d(\ddot{\mathbf{x}}_d - \ddot{\mathbf{x}}) + \mathbf{B}_d(\dot{\mathbf{x}}_d) + \mathbf{K}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) - \mathbf{F}_h) \quad (۱۹-۴)$$

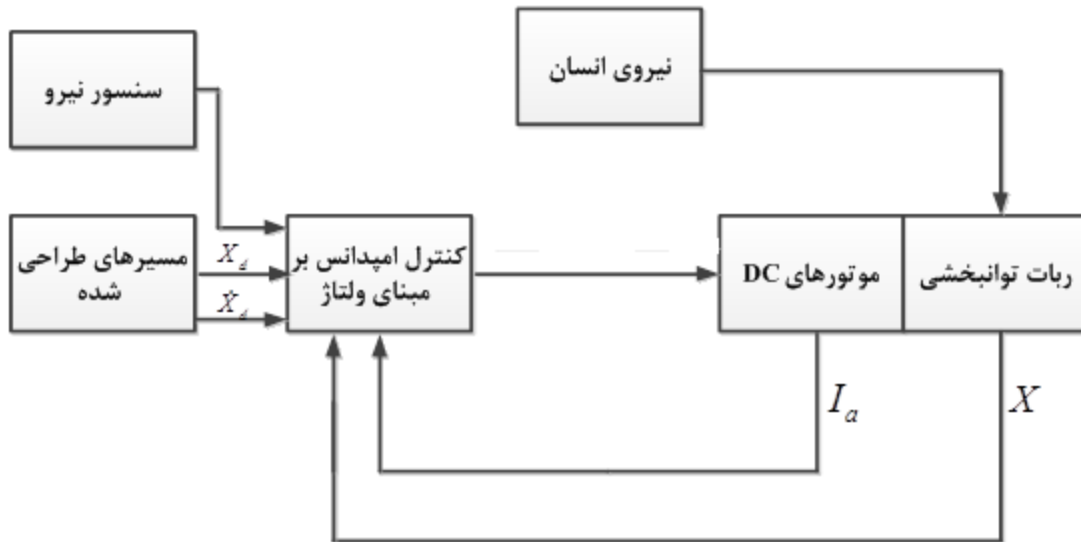
و با جایگذاری (۱۹-۴) در (۱۷-۴) داریم :

$$\mathbf{R}\mathbf{I}_a + \mathbf{L}\dot{\mathbf{I}}_a + \mathbf{K}\mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q}) \left(\mathbf{B}_d^{-1}(\mathbf{M}_d(\ddot{\mathbf{x}}_d - \ddot{\mathbf{x}}) + \mathbf{B}_d(\dot{\mathbf{x}}_d) + \mathbf{K}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) - \mathbf{F}_h) \right) = \mathbf{u} \quad (۲۰-۴)$$

معادله‌ی (۲۰-۴) قانون کنترل کننده‌ی امپدانس است که به عنوان ولتاژ ورودی به سیستم وارد می‌شود.

۴-۲ شبیه سازی سیستم کنترل

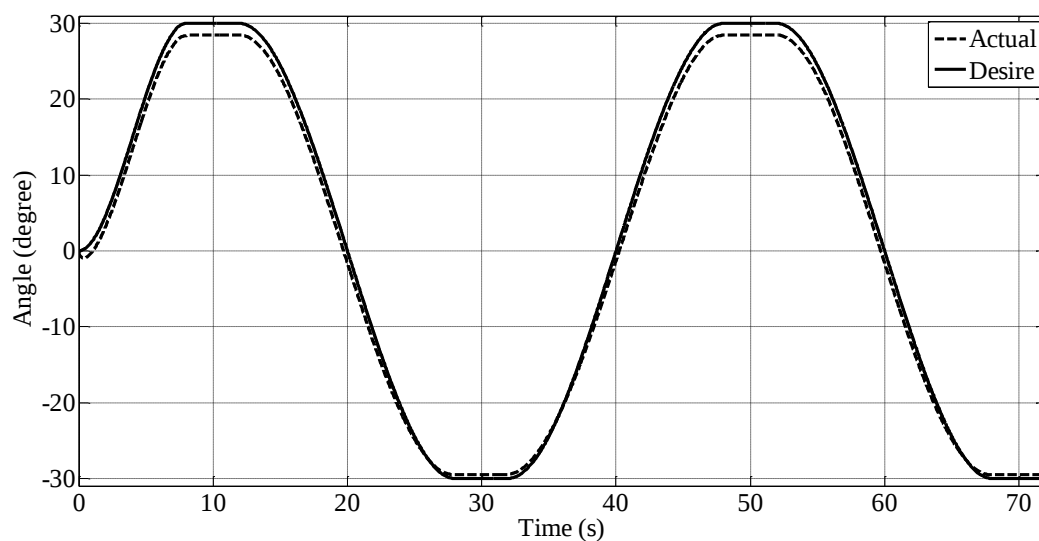
در شکل ۴-۱ سیستم کنترلی شبیه‌سازی شده مشاهده می‌شود که به صورت زیر است.



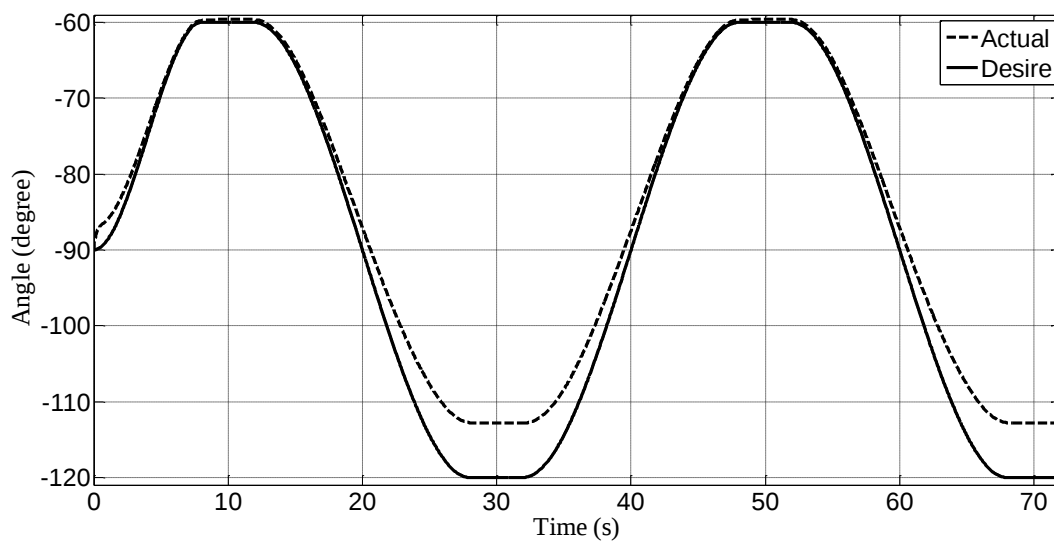
شکل ۴-۱ شبیه سازی سیستم کنترل در روش ولتاژ

۴-۲-۱ تمرین غیرفعال

در این تمرین ضرایب امپدانس به صورت $D_d=20$ ، $K_d=100$ و $M_d=2$ هستند که نتایج زیر را برای ردگیری زاویه‌ی رابط اول و دوم دنبال می‌کنند.



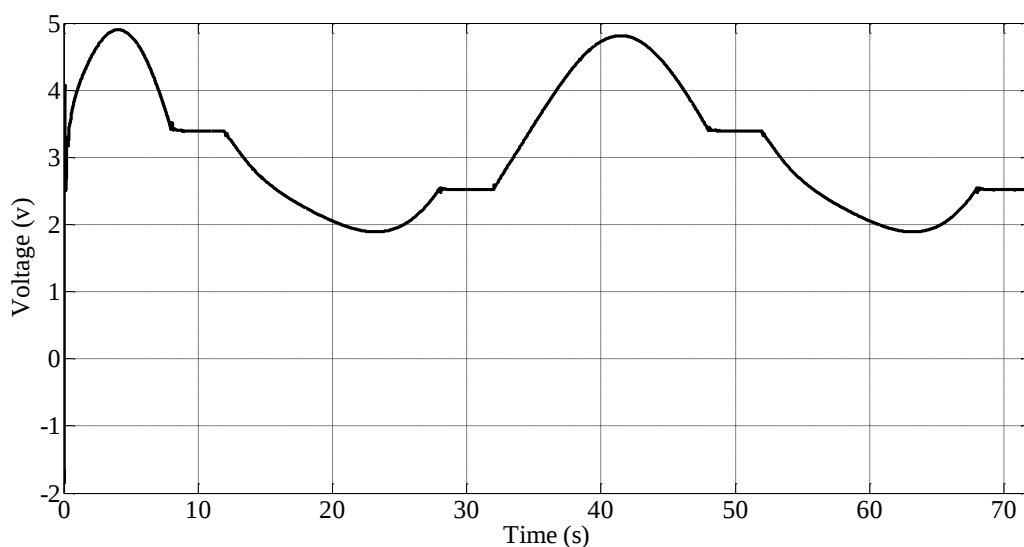
شکل ۴-۲ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین غیرفعال با روش کنترل ولتاژ برای مفصل اول



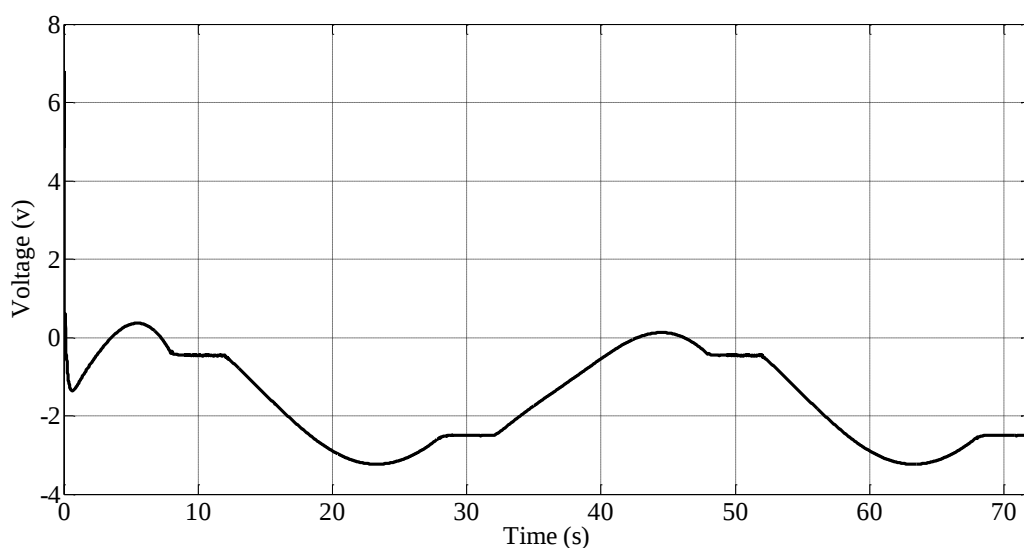
شکل ۴-۳ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین غیرفعال با روش کنترل ولتاژ برای مفصل دوم

مشاهده می‌شود که نتایج ردگیری برای تمرین غیرفعال در مفصل اول بسیار مناسب است اما برای مفصل دوم خطای به نسبت زیادی وجود دارد این خطا با توجه به فشار وارد شده به موتور در زمان ثابت ماندن زاویه است که موجب می‌شود بار دینامیکی و نیروی پای بیمار برای چند ثانیه به صورت پیوسته روی موتورهای فشار بیاورد.

در شکل زیر نمودارهای ولتاژ اعمالی مشاهده می‌شود.



شکل ۴-۴ ولتاژ اعمالی در تمرین غیرفعال با روش کنترل ولتاژ برای مفصل اول

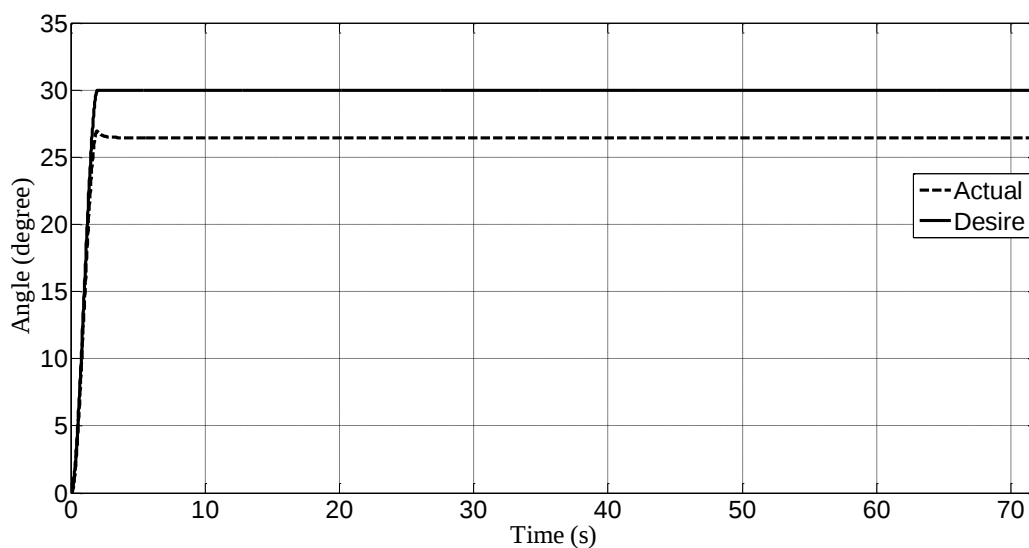


شکل ۴-۵ ولتاژ اعمالی در تمرین غیرفعال با روش کنترل ولتاژ برای مفصل دوم

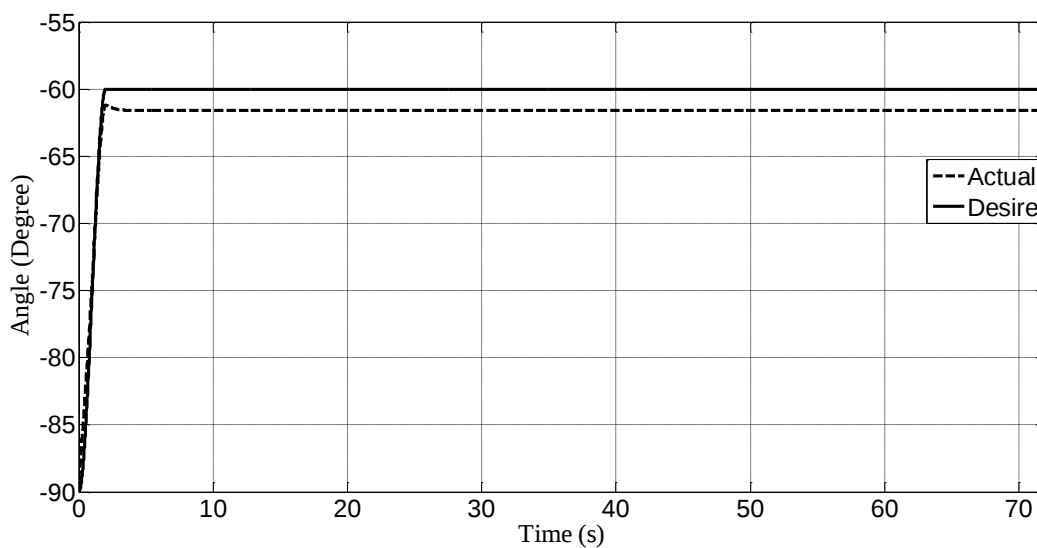
مشاهده می‌شود که در هر دو نمودار میزان ولتاژ از حد ۴۰ ولت تجاوز نکرده اما در ابتدا به دلیل گشتاور راه‌انداز بالا و دینامیک ربات و پای بیمار دچار لرزش شده است و دارای بالازدگی شده‌است اما بعد از آن ولتاژ بدون لرزش است و با توجه به بالا و پایین رفتن زاویه بالا و پایین می‌رود یعنی هنگامی که زاویه قرار است افزایش پیدا کند ولتاژ نیز افزایش می‌یابد و هنگامی که قرار است زاویه کاهش یابد ولتاژ کاهش پیدا می‌کند.

۴-۲-۲ تمرین ایزومتریک

مقادیر ضرایب امپدانس به صورت $D_d=20$ ، $K_d=100$ و $M_d=2$ می باشند و نتایج زیر برای ردگیری زاویه به دست آمده است.



شکل ۴-۶ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین ایزومتریک با روش کنترل ولتاژ مفصل اول

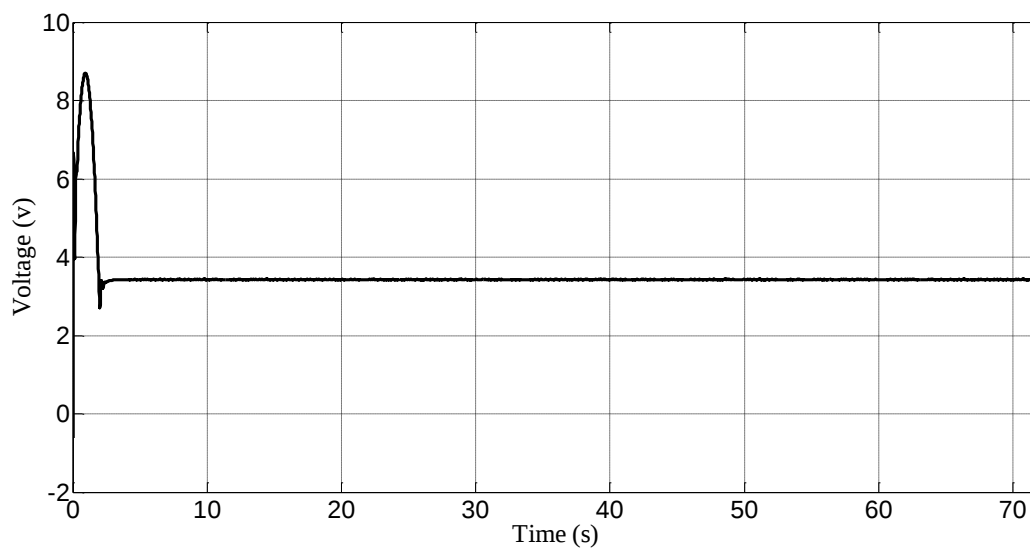


شکل ۴-۷ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین ایزومتریک با روش کنترل ولتاژ مفصل اول

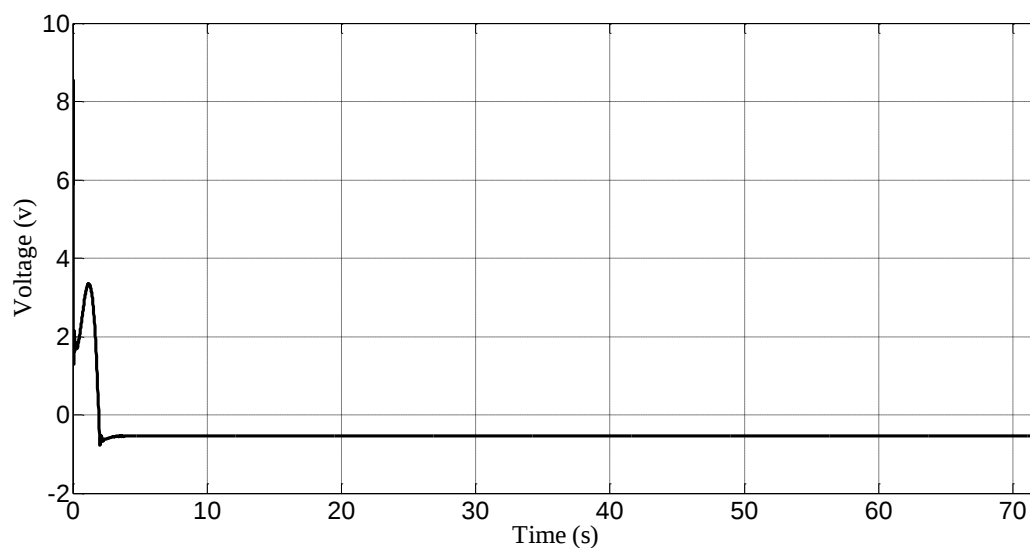
مشاهده می شود که مفصل در حال ردگیری زاویه‌ی مورد نظر است و درست زمانی که مسیر تغییر می کند و به مقدار ثابت می رسد منحرف شده و به زاویه‌ای دیگر می رسد. علت این تغییر ناگهانی تغییر مسیر طراحی شده

است. این خطا در مفصل اول که ران بیمار روی آن قرار دارد و بار بیشتری تحمل می‌کند بیشتر است. مفصل اول علاوه بر ران بار بقیه‌ی سیستم را نیز تحمل می‌کند که شامل رابط دوم و قسمت ساق پای بیمار است.

در شکل‌های زیر ولتاژ اعمالی به سیستم مشاهده می‌شود.



شکل ۴-۸ ولتاژ اعمالی در تمرین ایزومتریک با روش کنترل ولتاژ برای مفصل اول



شکل ۴-۹ ولتاژ اعمالی در تمرین ایزومتریک با روش کنترل ولتاژ برای مفصل دوم

در شکل‌های (۴-۸) و (۴-۹) نمودارهای ولتاژ اعمالی به سیستم مشاهده می‌شود. همانطور که مشخص است از مقادیر حداکثر تعیین‌شده برای موتور یعنی ۴۰ ولت کم‌تر است. اما به دلیل تغییر مسیر طراحی شده ولتاژ تغییرات ناگهانی دارد که این تغییر ناگهانی تا چند ثانیه ادامه دارد و در نهایت به یک مقدار تقریباً ثابت می‌رسد. اما همچنان ولتاژ برای مفصل اول بیشتر از مفصل دوم است و دلیل این رخداد با توجه به بار اعمالی به مفصل اول از سوی ران و بقیه‌ی قسمت‌های ربات توجیه‌پذیر است.

۳-۴ نتیجه‌گیری

همانطور که در روش‌های این فصل و فصل قبل که به منظور مقایسه ارائه شده‌اند مشاهده می‌شود در هر دو روش بر مبنای ولتاژ و گشتاور مکان به مقادیر مورد نظر می‌رسد اگرچه در روش بر مبنای ولتاژ این اتفاق با دقت به نسبت بهتری رخ می‌دهد ولی هر دو روش در برابر اغتشاش خارجی و عدم قطعیت مدل مقاوم نیستند پس برای رفع این مشکل باید چاره‌ای اندیشید که در فصل بعد به تفصیل در این باره صحبت خواهد شد.

فصل ۵

کنترل فازی مقاوم امپدانس ربات توان بخش با راهبرد ولتاژ

۵-۱ مقدمه :

در ربات‌های توان‌بخشی همواره عدم قطعیت ساختاری و غیرساختاری اعم از ناشناس بودن مدل ربات و ندانستن مدل دقیق پای بیمار و وجود اغتشاش مشکلات زیادی ایجاد می‌کند که این موضوع موجب عدم پایداری سیستم نیز می‌شود. از طرفی ندانستن مقادیر دقیق ضرایب امپدانس موجب می‌شود تا امپدانس به امپدانس مورد نظر نرسد و این خود باعث می‌شود تا موقعیت به مقدار مطلوب نرسد. می‌توان برای تحقق مکان ضرایب امپدانس را به روش‌های مختلفی از جمله فازی، تطبیقی [۴۹] و سازوکارهای سوئیچ‌زنی [۵۰]، سیستم-های فازی و فازی عصبی [۵۱-۵۲] و فازی تطبیقی [۵۳] کنترل کرد اما این کار موجب نمی‌شود مشکل عدم قطعیت سیستم حل شود. حفظ پایداری سیستم با وجود عدم قطعیت کار سختی است که برای رفع این مشکل می‌توان از روش‌های مقاوم استفاده کرد.

معمولاً برای پیاده‌سازی روش‌های کنترلی از کنترل بر مبنای گشتاور استفاده می‌شود [۱]. در کنترل بر مبنای گشتاور وارد شدن معادلات دینامیکی ربات در قانون کنترل باعث پیچیده شدن آن می‌شود. همچنین در واقعیت ربات‌ها به وسیله محرکه‌ها به حرکت درمی‌آیند بنابراین برای کنترل ربات‌ها باید محرک‌های ربات کنترل شود. این دیدگاه سبب می‌شود تا کنترل ربات به کنترل محرکه‌ها تبدیل شود. ورودی محرکه‌های الکتریکی ولتاژ اعمالی به آن‌ها است؛ در نتیجه کنترل با راهبرد ولتاژ مطرح می‌شود. این روش کنترلی باعث سادگی، دقت، سرعت در محاسبات و مقاوم‌تر بودن حلقه کنترلی می‌شود. علاوه بر این معادلات الکتریکی موتور بسیار ساده‌تر از معادلات دینامیکی ربات‌ها است.

برای رفع مشکل عدم قطعیت پارامتری و اغتشاش خارجی در این پایان‌نامه روشی پیشنهاد می‌شود که در آن از روش مقاوم برای رساندن امپدانس به امپدانس مورد نظر استفاده شده است که در آن قسمت‌های مربوط به عدم قطعیت پارامتری و اغتشاش خارجی به وسیله‌ی یک کنترل‌کننده‌ی فازی تطبیقی جبران می‌شوند.

با استفاده از روش لیاپانوف پایداری سیستم کنترل تأیید می‌شود. همچنین نتایج شبیه‌سازی کارایی روش پیشنهادی را نشان می‌دهند.

۲-۵ معادلات دینامیکی

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

$$\mathbf{D}_r(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}_r(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}_r(\mathbf{q}) + \boldsymbol{\tau}_e = \boldsymbol{\tau}_r \quad (۱-۵)$$

که در آن $\mathbf{q} \in R^n$ بردار موقعیت مفاصل، $\mathbf{D}_r(\mathbf{q}) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی ربات، $\mathbf{C}_r(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکزگرا، $\mathbf{g}_r(\mathbf{q}) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $\boldsymbol{\tau}_e \in R^n$ بردار گشتاور بار، و $\boldsymbol{\tau}_r \in R^n$ بردار گشتاور ربات می‌باشند. گشتاور بار که در واقع به وسیله بیماری که در تعامل با ربات قرار دارد ایجاد می‌شود به صورت زیر

$$\mathbf{D}_e(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}_e(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}_e(\mathbf{q}) - \mathbf{J}^T(\mathbf{q})\mathbf{F}_h = \boldsymbol{\tau}_e \quad (۲-۵)$$

بیان می‌شود که در آن $\mathbf{D}_e(\mathbf{q}) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی بدن انسان، $\mathbf{C}_e(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکزگرا، $\mathbf{g}_e(\mathbf{q}) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $\mathbf{F}_h \in R^n$ بردار نیروی ایجادشده به وسیله انسان می‌باشند. با جایگذاری (۲-۵) در (۱-۵) معادله مکانیکی ربات توان بخشی به صورت

$$\mathbf{D}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) - \mathbf{J}^T\mathbf{F}_h = \boldsymbol{\tau}_r \quad (۳-۵)$$

بدست می‌آید. که در آن

$$\mathbf{D}(\mathbf{q}) = \mathbf{D}_e + \mathbf{D}_r \quad (۴-۵)$$

$$\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \mathbf{C}_e(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{C}_r(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \quad (۵-۵)$$

$$\mathbf{G}(\mathbf{q}) = \mathbf{g}_e(\mathbf{q}) + \mathbf{g}_r(\mathbf{q}) \quad (۶-۵)$$

موتورهای الکتریکی گشتاور مفاصل را بر اساس معادله‌ی زیر ایجاد می‌کنند که جریان موتور را با استفاده از آن به صورت زیر بدست می‌آوریم :

$$\mathbf{J}_m \mathbf{r}^{-1} \ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{B}_m \mathbf{r}^{-1} \dot{\mathbf{q}} + \mathbf{r} \boldsymbol{\tau}_r = \mathbf{K}_m \mathbf{I}_a \quad (۷-۵)$$

$$\mathbf{I}_a = \mathbf{K}_m^{-1} (\mathbf{J}_m \mathbf{r}^{-1} \ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{B}_m \mathbf{r}^{-1} \dot{\mathbf{q}} + \mathbf{r} \boldsymbol{\tau}_r) \quad (۸-۵)$$

که با جایگذاری (۳-۵) در (۸-۵) داریم :

$$\mathbf{I}_a = \mathbf{K}_m^{-1} (\mathbf{J}_m \mathbf{r}^{-1} + \mathbf{r} \mathbf{D}(\mathbf{q})) \ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{K}_m^{-1} (\mathbf{B}_m \mathbf{r}^{-1} + \mathbf{r} \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})) \dot{\mathbf{q}} + \mathbf{K}_m^{-1} \mathbf{r} \mathbf{G}(\mathbf{q}) - \mathbf{K}_m^{-1} \mathbf{r} \mathbf{J}^T \mathbf{F}_h \quad (۹-۵)$$

از معادله الکتریکی موتور داریم :

$$\mathbf{R} \mathbf{I}_a + \mathbf{L} \dot{\mathbf{I}}_a + \mathbf{K}_b \mathbf{r}^{-1} \dot{\mathbf{q}} + \boldsymbol{\phi} = \mathbf{u} \quad (۱۰-۵)$$

که $\boldsymbol{\phi}$ اغتشاش خارجی است.

با جایگذاری (۵-۹) در (۵-۱۰) داریم :

$$\mathbf{R} \left[\mathbf{K}_m^{-1} (\mathbf{J}_m \mathbf{r}^{-1} + \mathbf{rD}(\mathbf{q})) \ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{K}_m^{-1} (\mathbf{B}_m \mathbf{r}^{-1} + \mathbf{rC}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})) \dot{\mathbf{q}} + \mathbf{K}_m^{-1} \mathbf{rG}(\mathbf{q}) - \mathbf{K}_m^{-1} \mathbf{rJ}^T \mathbf{F}_h \right] + \mathbf{K}_b \mathbf{r}^{-1} \dot{\mathbf{q}} + \boldsymbol{\phi}_1 = \mathbf{u} \quad (۵-۱۱)$$

که $\boldsymbol{\phi}_1 = \mathbf{L} \dot{\mathbf{I}}_a + \boldsymbol{\phi}$ است .

با ساده کردن معادله‌ی بالا داریم :

$$\mathbf{u} = \mathbf{D}^* \ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}^* \dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}^* - \mathbf{RK}_m^{-1} \mathbf{rJ}^T \mathbf{F}_h + \boldsymbol{\phi}_1 \quad (۵-۱۲)$$

که در آن داریم :

$$\mathbf{D}^* = \mathbf{RK}_m^{-1} (\mathbf{J}_m \mathbf{r}^{-1} + \mathbf{rD}(\mathbf{q})) \quad (۵-۱۳)$$

$$\mathbf{C}^* = \mathbf{RK}_m^{-1} (\mathbf{B}_m \mathbf{r}^{-1} + \mathbf{rC}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})) + \mathbf{K}_b \mathbf{r}^{-1} \quad (۵-۱۴)$$

$$\mathbf{G}^* = \mathbf{RK}_m^{-1} \mathbf{rG}(\mathbf{q}) \quad (۵-۱۵)$$

با بیرون کشیدن $\mathbf{F}_h$ داریم :

$$\mathbf{J}^{-T} \mathbf{r}^{-1} \mathbf{K}_m \mathbf{R}^{-1} \mathbf{u} = \dot{\mathbf{D}} \ddot{\mathbf{q}} + \dot{\mathbf{C}} \dot{\mathbf{q}} + \dot{\mathbf{G}} - \mathbf{F}_h + \boldsymbol{\phi}_1 \quad (۵-۱۶)$$

از معادلات ژاکوبین ربات داریم :

$$\dot{\mathbf{X}} = \mathbf{J} \dot{\mathbf{q}} \quad (۵-۱۷)$$

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^{-1} \dot{\mathbf{X}} \quad (۵-۱۸)$$

$$\ddot{\mathbf{X}} = \dot{\mathbf{J}} \dot{\mathbf{q}} + \mathbf{J} \ddot{\mathbf{q}} \quad (۵-۱۹)$$

$$\ddot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^{-1} (\ddot{\mathbf{X}} - \dot{\mathbf{J}} \dot{\mathbf{q}}) \quad (۵-۲۰)$$

که با جایگذاری (۵-۱۸) و (۵-۲۰) در (۵-۱۶) معادله‌ی زیر را خواهیم داشت :

$$\mathbf{J}^{-T} \mathbf{r}^{-1} \mathbf{K}_m \mathbf{R}^{-1} \mathbf{u} = \mathbf{D}_x \ddot{\mathbf{X}} + \mathbf{C}_x \dot{\mathbf{X}} + \mathbf{G}_x - \mathbf{F}_h + \boldsymbol{\phi}_1 \quad (۵-۲۱)$$

حال مشاهده می‌شود که معادلات در حوضه‌ی فضای کار هستند. در این معادلات داریم :

$$\mathbf{D}_x = \mathbf{J}^{-T} \mathbf{r}^{-1} (\mathbf{J}_m \mathbf{r}^{-1} + \mathbf{rD}(\mathbf{q})) \mathbf{J}^{-1}$$

$$\mathbf{C}_x = \mathbf{J}^{-T} \mathbf{r}^{-1} (\mathbf{B}_m \mathbf{r}^{-1} + \mathbf{rC}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})) \mathbf{J}^{-1} + \mathbf{J}^{-T} \mathbf{r}^{-1} \mathbf{K}_m \mathbf{R}^{-1} \mathbf{K}_b \mathbf{r}^{-1} \mathbf{J}^{-1} - \mathbf{J}^{-T} \mathbf{r}^{-1} (\mathbf{J}_m \mathbf{r}^{-1} + \mathbf{rD}(\mathbf{q})) \dot{\mathbf{J}} \mathbf{J}^{-1}$$

$$\mathbf{G}_x = \mathbf{J}^{-T} \mathbf{RK}_m^{-1} \mathbf{rG}(\mathbf{q})$$

۳-۵ کنترل امپدانس

مدل امپدانس طراحی شده به صورت زیر است :

$$\mathbf{M}_i(\ddot{\mathbf{x}}_d - \ddot{\mathbf{x}}_i) + \mathbf{B}_i(\dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}_i) + \mathbf{K}_i(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}_i) = \mathbf{F}_h \quad (۲۲-۵)$$

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

در روش پیشنهادی تلاش می‌شود تا $\mathbf{X}$ به $\mathbf{X}_i$ برسد پس معادله‌ی خطا به صورت زیر می‌شود :

$$\mathbf{E} = \mathbf{X} - \mathbf{X}_i \quad (۲۳-۵)$$

حال یک متغیر کمکی به صورت زیر طراحی می‌شود :

$$\mathbf{S} = \dot{\mathbf{E}} + \mathbf{A}\mathbf{E} = \dot{\mathbf{X}} - \dot{\mathbf{X}}_i + \mathbf{A}\mathbf{E} \quad (۲۴-۵)$$

و تلاش می‌کنیم تا $\mathbf{S}$ را به صفر برسانیم.

همچنین با مشتق گرفتن از $\mathbf{S}$ داریم :

$$\dot{\mathbf{S}} = \ddot{\mathbf{E}} + \mathbf{A}\dot{\mathbf{E}} = \ddot{\mathbf{X}} - \ddot{\mathbf{X}}_i + \mathbf{A}\dot{\mathbf{E}} \quad (۲۵-۵)$$

همین طور از یک متغیر کمکی به نام $\mathbf{V}$ که به صورت زیر تعریف می‌شود استفاده می‌کنیم :

$$\mathbf{V} = \dot{\mathbf{X}}_i - \mathbf{A}\mathbf{E} \quad (۲۶-۵)$$

$$\dot{\mathbf{V}} = \ddot{\mathbf{X}}_i - \mathbf{A}\dot{\mathbf{E}} \quad (۲۷-۵)$$

از معادلات (۲۴-۵) و (۲۶-۵) داریم :

$$\dot{\mathbf{X}} = \mathbf{S} + \mathbf{V} \quad (۲۸-۵)$$

و از معادلات (۲۵-۵) و (۲۷-۵) داریم :

$$\ddot{\mathbf{X}} = \dot{\mathbf{S}} + \dot{\mathbf{V}} \quad (۲۹-۵)$$

با جایگذاری معادلات (۲۸-۵) و (۲۹-۵) در (۲۱-۵) داریم :

$$\mathbf{J}^{-T} \mathbf{r}^{-1} \mathbf{K}_m \mathbf{R}^{-1} \mathbf{u} = \mathbf{D}_x \dot{\mathbf{S}} + \mathbf{C}_x \mathbf{S} + \mathbf{G}_x + \mathbf{D}_x \dot{\mathbf{V}} + \mathbf{C}_x \mathbf{V} - \mathbf{F}_h + \boldsymbol{\phi}_1 \quad (۳۰-۵)$$

در صورت عدم قطعیت در سیستم داریم :

$$\hat{\mathbf{J}}^{-T} \hat{\mathbf{r}}^{-1} \hat{\mathbf{K}}_m \hat{\mathbf{R}}^{-1} \mathbf{u} = \hat{\mathbf{D}}_x \dot{\mathbf{S}} + \hat{\mathbf{C}}_x \mathbf{S} + \hat{\mathbf{G}}_x + \hat{\mathbf{D}}_x \dot{\mathbf{V}} + \hat{\mathbf{C}}_x \mathbf{V} - \mathbf{F}_h + \boldsymbol{\eta} \quad (۳۱-۵)$$

که معادله‌ی بالا مدل نامی سیستم است و $\boldsymbol{\eta}$ ترمی است که تفاوت سیستم واقعی و تخمین زده در آن موجود است و به عنوان عدم قطعیت در نظر گرفته می‌شود. که به صورت زیر است :

$$\eta = (\mathbf{D}_x - \hat{\mathbf{D}}_x)\dot{\mathbf{s}} + (\mathbf{C}_x - \hat{\mathbf{C}}_x)\mathbf{s} + (\mathbf{G}_x - \hat{\mathbf{G}}_x) + (\mathbf{D}_x - \hat{\mathbf{D}}_x)\dot{\mathbf{V}} + (\mathbf{C}_x - \hat{\mathbf{C}}_x)\mathbf{V} + \boldsymbol{\Phi}_1 - (\mathbf{J}^{-T}\mathbf{r}^{-1}\mathbf{K}_m\mathbf{R}^{-1} - \hat{\mathbf{J}}^{-T}\hat{\mathbf{r}}^{-1}\hat{\mathbf{K}}_m\hat{\mathbf{R}}^{-1})\mathbf{u} \quad (32-5)$$

برای کنترل سیستم قانون کنترل زیر را پیشنهاد می دهیم :

$$\mathbf{u} = \hat{\mathbf{R}}\hat{\mathbf{K}}_m^{-1}\hat{\mathbf{r}}\hat{\mathbf{J}}^T(\hat{\mathbf{G}}_x + \hat{\mathbf{D}}_x\dot{\mathbf{V}} + \hat{\mathbf{C}}_x\mathbf{V} - \mathbf{F}_h - \mathbf{KS} + \mathbf{u}_{fuzzy}) \quad (33-5)$$

که در آن :

$$\mathbf{u}_{fuzzy} = \boldsymbol{\xi}\hat{\mathbf{P}} \quad (34-5)$$

$$\boldsymbol{\xi} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\xi}_1^T & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \boldsymbol{\xi}_2^T \end{bmatrix} \quad \hat{\mathbf{P}} = \begin{bmatrix} \hat{\mathbf{P}}_1 \\ \hat{\mathbf{P}}_2 \end{bmatrix} \quad (35-5)$$

و $\mathbf{u}_{fuzzy}$ ترم های مربوط به عدم قطعیت مجتمع را جبران می کند و $\mathbf{K}$ یک ماتریس قطری 2×2 است.

با اعمال قانون کنترل به سیستم و تشکیل حلقه بسته داریم :

$$\hat{\mathbf{D}}_x\dot{\mathbf{S}} + \hat{\mathbf{C}}_x\mathbf{S} + \mathbf{KS} = \mathbf{u}_{fuzzy} - \eta = \boldsymbol{\xi}\hat{\mathbf{P}} - \boldsymbol{\xi}\mathbf{P} = \boldsymbol{\xi}\tilde{\mathbf{P}} \quad (36-5)$$

که از معادله ی بالا داریم :

$$\hat{\mathbf{D}}_x\dot{\mathbf{S}} = \boldsymbol{\xi}\tilde{\mathbf{P}} - \hat{\mathbf{C}}_x\mathbf{S} - \mathbf{KS} \quad (37-5)$$

برای اثبات پایداری و همین طور بدست آوردن قانون کنترل فازی تطبیقی جبران کننده تابع لیپانوف زیر پیشنهاد می شود :

$$\mathbf{L} = \frac{1}{2}\mathbf{S}^T\hat{\mathbf{D}}_x\mathbf{S} + \frac{1}{2\lambda}\tilde{\mathbf{P}}^T\tilde{\mathbf{P}} \quad (38-5)$$

$$\dot{\mathbf{L}} = \mathbf{S}^T\hat{\mathbf{D}}_x\dot{\mathbf{S}} + \frac{1}{2}\mathbf{S}^T\frac{d\hat{\mathbf{D}}_x}{dt}\mathbf{S} + \frac{1}{\lambda}\tilde{\mathbf{P}}^T\frac{d\tilde{\mathbf{P}}}{dt} \quad (39-5)$$

و با قرار دادن معادله ی (37-5) در (39-5) داریم :

$$\dot{\mathbf{L}} = \mathbf{S}^T(\boldsymbol{\xi}\tilde{\mathbf{P}} - \mathbf{KS} - \hat{\mathbf{C}}_x\mathbf{S}) + \frac{1}{2}\mathbf{S}^T\frac{d\hat{\mathbf{D}}_x}{dt}\mathbf{S} + \frac{1}{\lambda}\tilde{\mathbf{P}}^T\frac{d\tilde{\mathbf{P}}}{dt} \quad (40-5)$$

همچنین از معادلات ربات داریم [54] :

$$\frac{d\hat{\mathbf{D}}_x}{dt} - 2\hat{\mathbf{C}}_x = \mathbf{0} \quad (41-5)$$

که با اعمال (41-5) در (40-5) داریم :

$$\dot{\mathbf{L}} = \mathbf{S}^T\boldsymbol{\xi}\tilde{\mathbf{P}} - \mathbf{S}^T\mathbf{KS} + \frac{1}{\lambda}\tilde{\mathbf{P}}^T\frac{d\tilde{\mathbf{P}}}{dt} \quad (42-5)$$

که برای منفی شدن تابع لیپانوف داریم :

$$\frac{d\hat{P}}{dt} = -\lambda \xi^T S \quad (43-5)$$

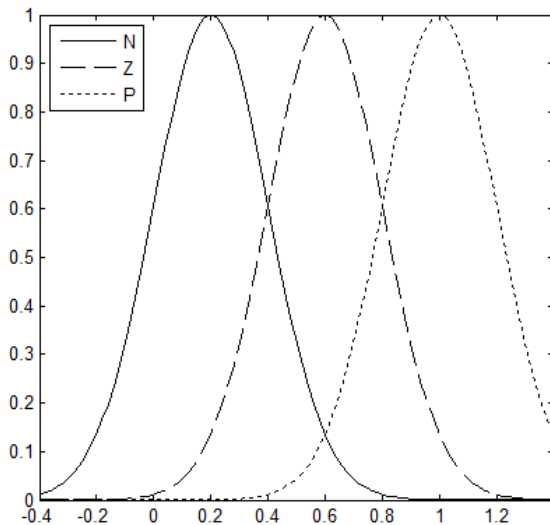
$$\dot{L} = -S^T K S \quad (44-5)$$

و به این ترتیب مراکز گروه‌های فازی بدست می‌آیند. مشاهده می‌شود که تابع لیپانوف (۳۸-۵) مثبت و مشتق آن به صورت معادله‌ی (۴۲-۵) است، که با برقرار کردن رابطه‌ی (۴۳-۵) مشتق تابع لیپانوف منفی است یعنی $\dot{L} < 0$ که نشان‌دهنده‌ی پایداری سیستم است.

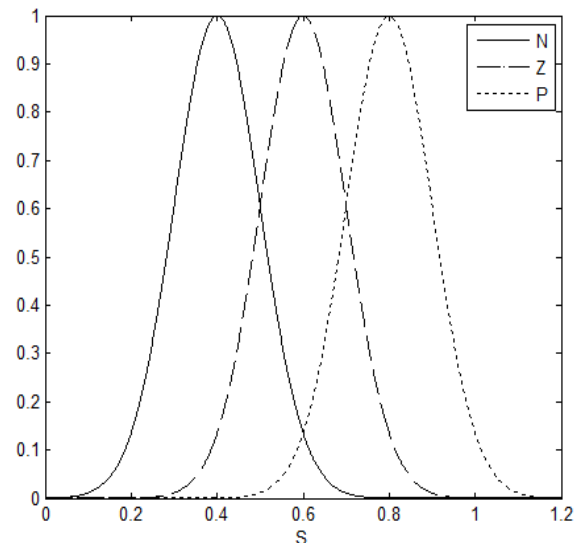
۴-۵ طراحی سیستم فازی

در این‌جا از سیستم فازی برای از بین بردن اثر اغتشاش و عدم قطعیت استفاده می‌شود. این سیستم فازی تلاش می‌کند تا اثر عدم قطعیت‌ها را به کم‌ترین میزان ممکن برساند. مهم‌ترین اصل در طراحی سیستم فازی انتخاب ورودی‌های سیستم است که در این سیستم دو ورودی S و $\dot{S}$ هستند و مقادیر آن‌ها با توجه به معادله‌ی (۲۴-۵) و (۲۵-۵) معلوم هستند.

برای هریک از ورودی‌های سیستم فازی سه گروه عضویت در نظر گرفته می‌شود در نتیجه تمام فضای سیستم فازی با ۹ قانون کنترل پوشش داده می‌شود که شکل آن‌ها در زیر نمایش داده شده است. شکل ۱-۵ الف نشان‌دهنده‌ی ورودی S و شکل ۱-۵ ب نشان‌دهنده‌ی $\dot{S}$ هستند.



ب



الف

شکل ۱-۵ ورودی‌های فازی S و $\dot{S}$ به ترتیب الف و ب

اگر از موتور جستجوی ممدانی و فازی ساز منفرد و غیرفازی ساز میانگین مراکز در طراحی سیستم استفاده کنیم خروجی سیستم به صورت زیر می‌شود.

$$\mathbf{u}_{\text{fuzzy}} = \sum_{l=1}^9 \xi_l(\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2) \mathbf{P}_l = \xi^T(\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2) \hat{\mathbf{P}} \quad (45-5)$$

که ξ و $\hat{\mathbf{P}}$ در معادله‌ی (45-3) توضیح داده شده‌اند.

هنگامی که $\Psi = [\Psi_1 \dots \Psi_9]$ که یک مقدار مثبت است و به صورت زیر حساب می‌شود.

$$\xi_l(\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2) = \frac{\mu_{A_l}(\mathbf{x}_1) \mu_{B_l}(\mathbf{x}_2)}{\sum_{l=1}^9 \mu_{A_l}(\mathbf{x}_1) \mu_{B_l}(\mathbf{x}_2)} \quad (46-5)$$

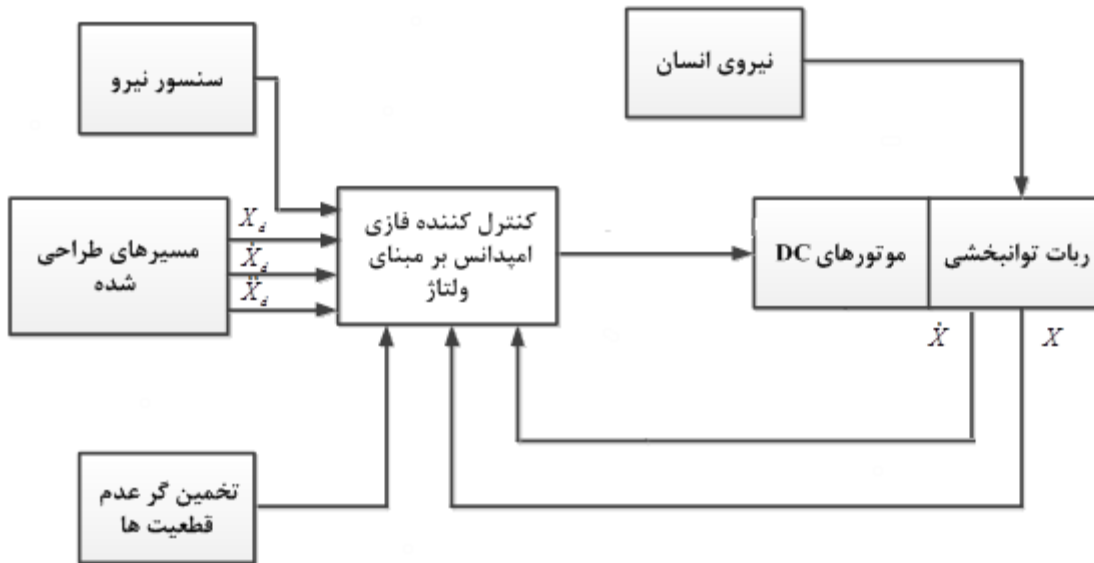
که در آن $\mu_{A_l}, \mu_{B_l} \in [0, 1]$ و x_1 و x_2 درایه‌های اول S و $\hat{S}$ هستند. همچنین $\mathbf{p}_l$ که مرکز گروه فازی ما است با توجه به (43-5) به صورت زیر بدست می‌آید و در هر لحظه به‌روزرسانی می‌شود.

$$\hat{\mathbf{P}}_1 = - \int_0^t \Lambda \xi^T \mathbf{s} \, dt + \hat{\mathbf{p}}_1(0) \quad (47-5)$$

و به همین ترتیب $\mathbf{P}_2$ و ξ_2 را برای رابط دوم بدست می‌آوریم. Λ مثبت و برابر ۸۰۰ است.

۵-۵ شبیه‌سازی سیستم کنترل

در شکل ۵-۲ سیستم کنترلی شبیه‌سازی شده مشاهده می‌شود که به صورت زیر است.



شکل ۵-۲ شبیه‌سازی سیستم کنترلی پیشنهادی فازی مقاوم امیدانس

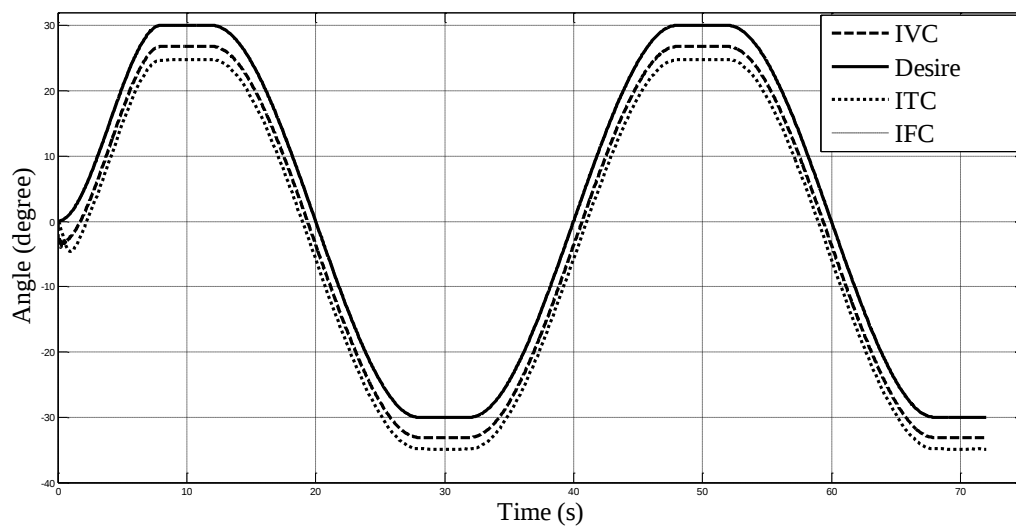
همان‌طور که در معادله (۵-۳۱) مشاهده می‌شود در همه‌ی پارامترهای سیستم عدم قطعیت وجود دارد و میزان عدم قطعیت برابر ۸۰٪ مقدار واقعی در نظر گرفته شده است.

همین‌طور از مسیرهای طراحی شده در فصل قبل به منظور مقایسه استفاده شده است.

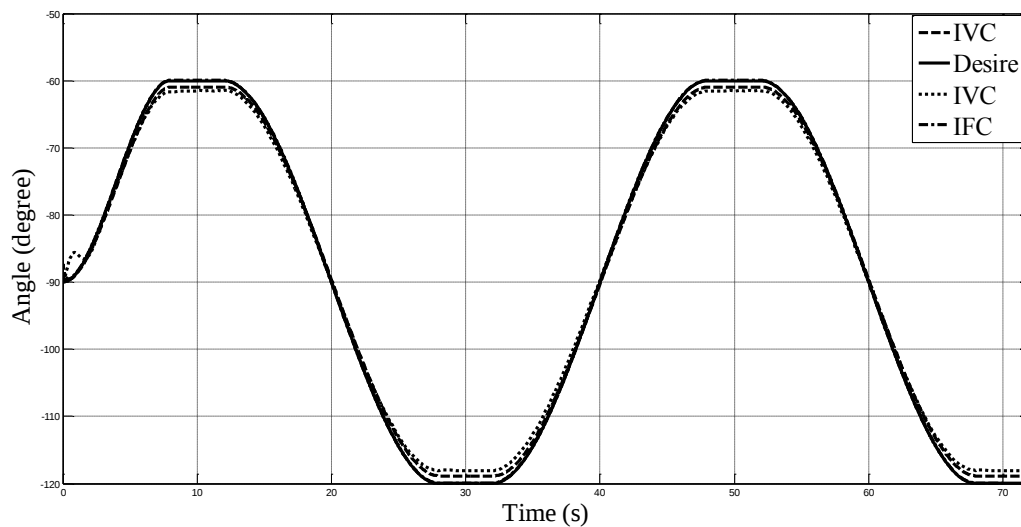
باید توجه داشت که در روش‌های کنترل بر مبنای ولتاژ و گشتاور عدم قطعیت در نظر گرفته نشده ولی در روش پیشنهادی عدم قطعیت در نظر گرفته شده است.

۵-۱-۵ تمرین غیرفعال

در شکل زیر نتیجه‌ی ردگیری زاویه برای هر سه روش کنترل امپدانس بر مبنای گشتاور (ITC) کنترل امپدانس بر مبنای ولتاژ (IVC) و کنترل فازی مقاوم امپدانس بر مبنای ولتاژ (IFV) مشاهده می‌شود. با روش کنترل فازی مقاوم امپدانس بر مبنای ولتاژ با ضرایب $M_d=1$ ، $D_d=100$ و $K_d=2000$ برای ردیابی مکان موجود است.

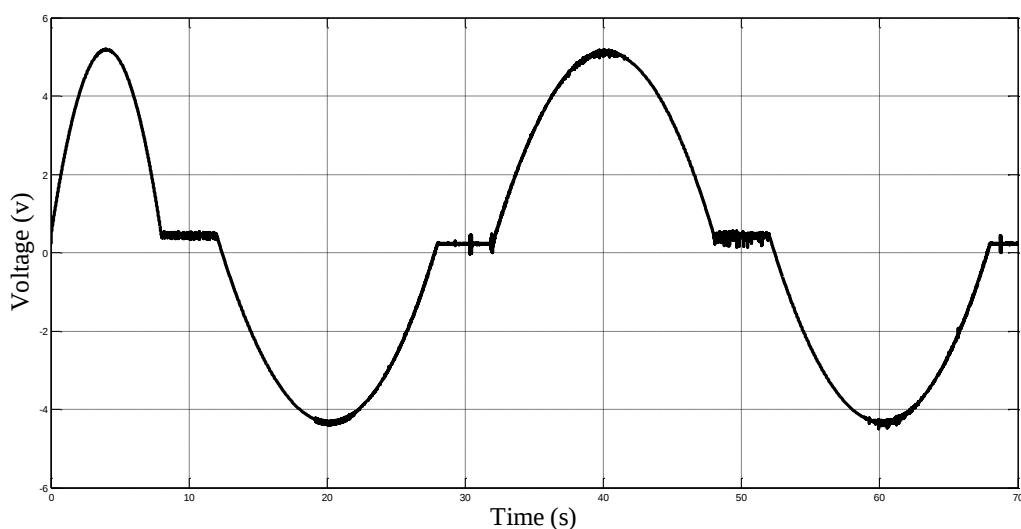


شکل ۵-۳ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین غیرفعال با روش کنترل ولتاژ فازی برای مفصل اول

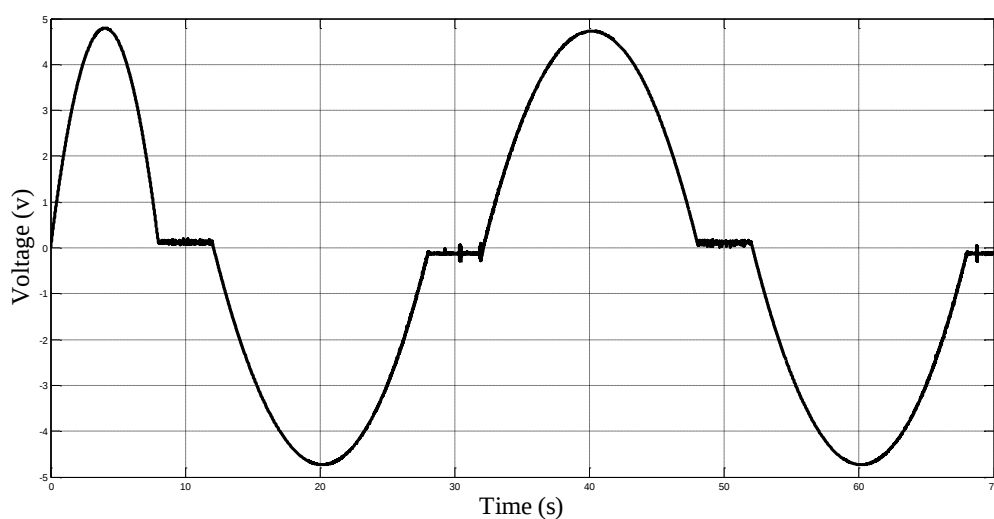


شکل ۵-۴ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین غیرفعال با روش کنترل ولتاژ فازی برای مفصل دوم

مشاهده می‌شود که نتیجه‌ی ردگیری برای روش فازی امپدانس از دو روش دیگر بهتر است و مشکل نرسیدن مفصل اول به زاویه‌ی مورد نظر که در دو روش قبلی مشکلی جدی تلقی می‌شد حل شده و به‌طور کامل بر روی مسیر مورد نظر حرکت می‌کند و این نشان دهنده‌ی آن است که سیستم کنترلی علاوه بر جبران اثر اغتشاش مشکلات ناشی از نشناختن دینامیک و نیروی پای بیمار را جبران می‌کند و سیستم ردگیری را بدون توجه به وزن بیشتر ران نسبت به ساق به خوبی انجام می‌دهد. البته خطای جزئی که در روش‌های قبلی در مفصل دوم بود نیز به طور کامل برطرف شده است. در شکل‌های زیر ولتاژ اعمالی به سیستم مشاهده می‌شود.



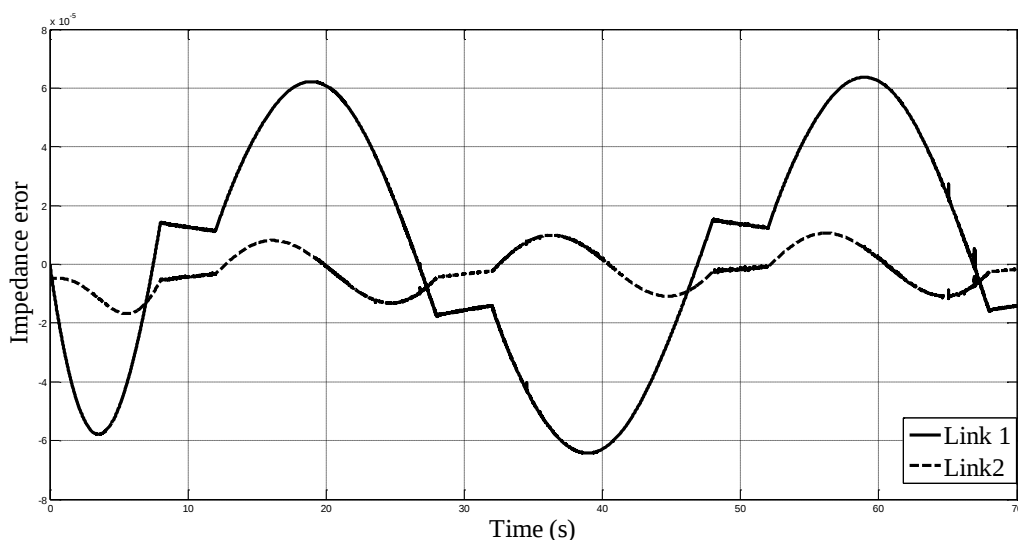
شکل ۵-۵ ولتاژ اعمالی در تمرین غیرفعال با روش کنترل ولتاژ فازی برای مفصل اول



شکل ۵-۶ ولتاژ اعمالی در تمرین غیرفعال با روش کنترل ولتاژ فازی برای مفصل دوم

مشاهده می‌شود که ولتاژها از حد مجاز ۴۰ ولت کمتر هستند و لرزش بسیار کم است اما در بعضی نقاط همچنان لرزش نسبی موجود است. نقاطی که لرزش دارند مربوط به زوایای ثابت هستند که ربات مجبور است در آن زاویه بماند و این توقف مجب فشار آمدن به موتورها می‌شود. همچنین مشاهده می‌شود که در نقاطی که زاویه در حال زیاد شدن است ولتاژ رو به افزایش است و در نقاطی که زاویه در حال کاهش است ولتاژ کم می‌شود. با توجه به وجود مستقیم اغتشاش در معادلات دینامیکی سیستم مشاهده می‌شود که با استفاده از جبران کننده‌ی فازی تطبیقی این اغتشاش بهبود یافته است و اثر گشتاور اولیه که در روش ولتاژ موجب پرش می‌شود نیز جبران شده است.

همین طور خطای مکان امیدانس و مکان رابطها که همان E در معادله‌ی (۵-۲۳) است در شکل زیر مشاهده می‌شود.

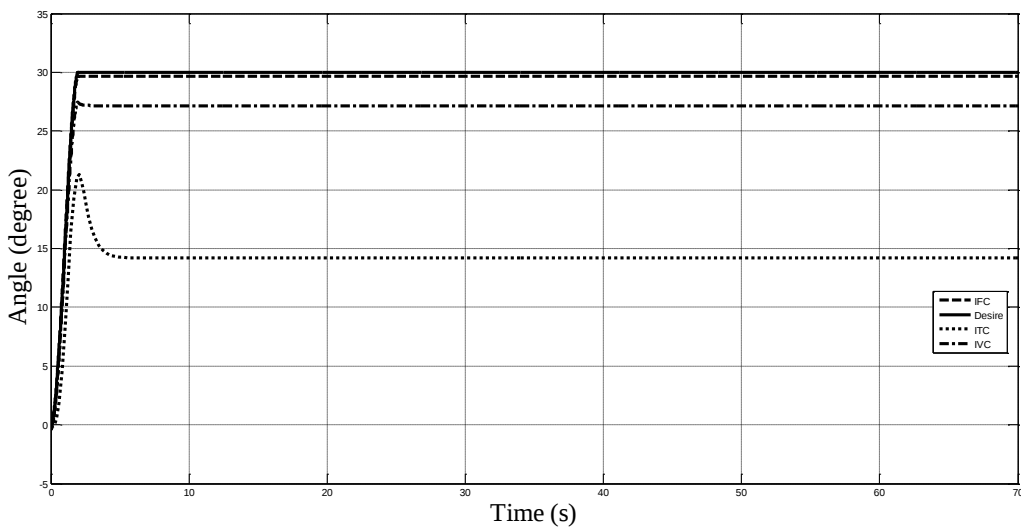


شکل ۵-۷ خطای امیدانس برای هر دو لینک در تمرین غیرفعال

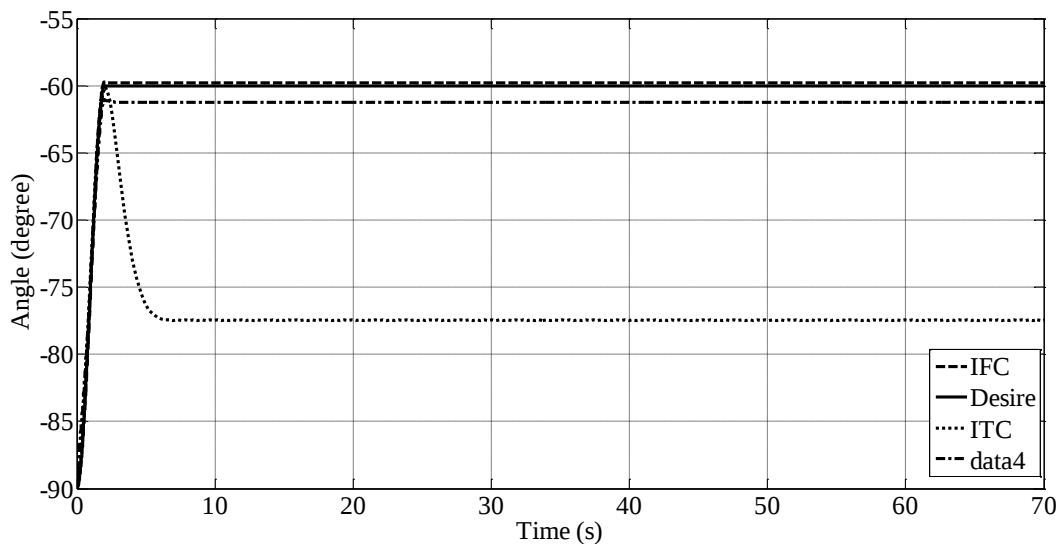
همانطور که مشاهده می‌شود این خطا بسیار کم است و این یعنی سیستم به امیدانس مورد نظر رسیده است و کنترل کننده دینامیک سیستم را به دینامیک مورد نظر رسانده و معادله‌ی (۵-۲۲) که نشان دهنده‌ی رابطه‌ی امیدانس است برقرار شده است.

۵-۵-۲ تمرین ایزومتریک

با روش کنترل فازی مقاوم امپدانس بر مبنای ولتاژ با ضرایب $M_d=0.02$ ، $D_d=100$ و $K_d=2000$ نتایج زیر برای ردیابی مکان موجود است. در زیر نتایج ردگیری زاویه‌ای برای هر دو رابط در شکل‌های (۵-۸) و (۵-۹) مشاهده می‌شود.



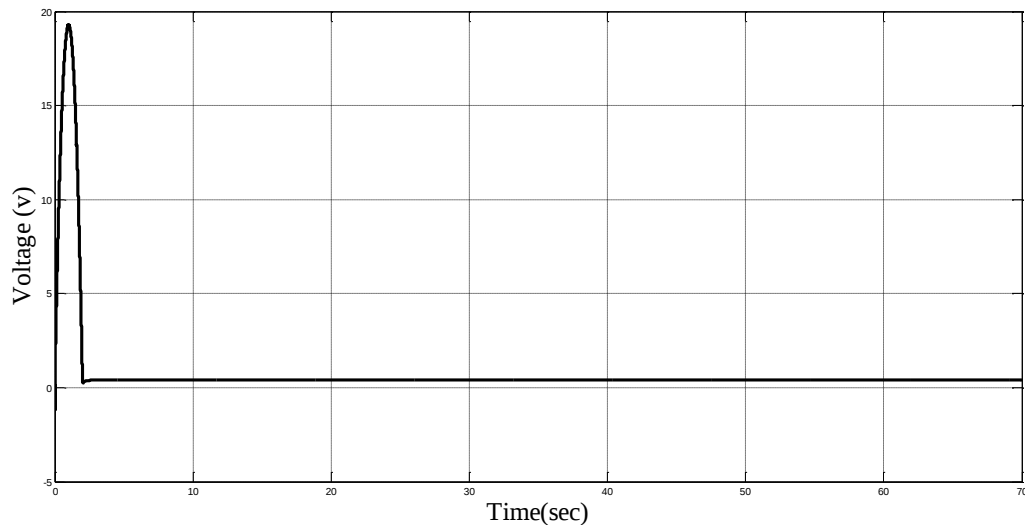
شکل ۵-۸ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین ایزومتریک با روش کنترل فازی امپدانس برای مفصل اول



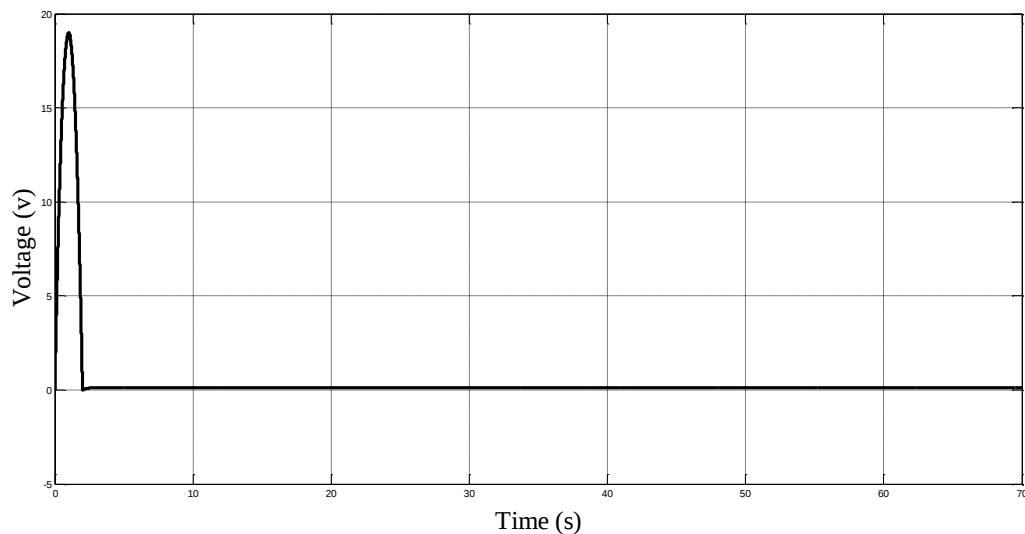
شکل ۵-۹ نتیجه‌ی ردگیری زاویه در تمرین ایزومتریک با روش کنترل فازی امپدانس برای مفصل دوم

مشاهده می‌شود که نتایج روش به کاربرده شده با وجود عدم قطعیت و اغتشاش خارجی از روش ولتاژ و گشتاور بهتر است و خطا به میزان قابل ملاحظه‌ای کمتر است که این خود موجب می‌شود تا احتمال صدمه دیدن بیمار

در اثر تغییرات ناگهانی زاویه و لرزش در زاویه‌ی موتور کم شود. خطا برای روش فازی امپدانس به قدری کم است که می‌توان از آن صرف‌نظر کرد در حالی که در روش گشتاور ۱۵ درجه و برای روش ولتاژ حدود ۱۰ درجه است و به هیچ عنوان نمی‌توان از این خطا صرف‌نظر کرد. در شکل‌های زیر نمودارهای ولتاژ اعمالی از موتور برای هر دو مفصل مشاهده می‌شوند.



شکل ۵-۱۰ ولتاژ اعمالی در تمرین ایزومتریک با روش کنترل فازی امپدانس برای مفصل اول

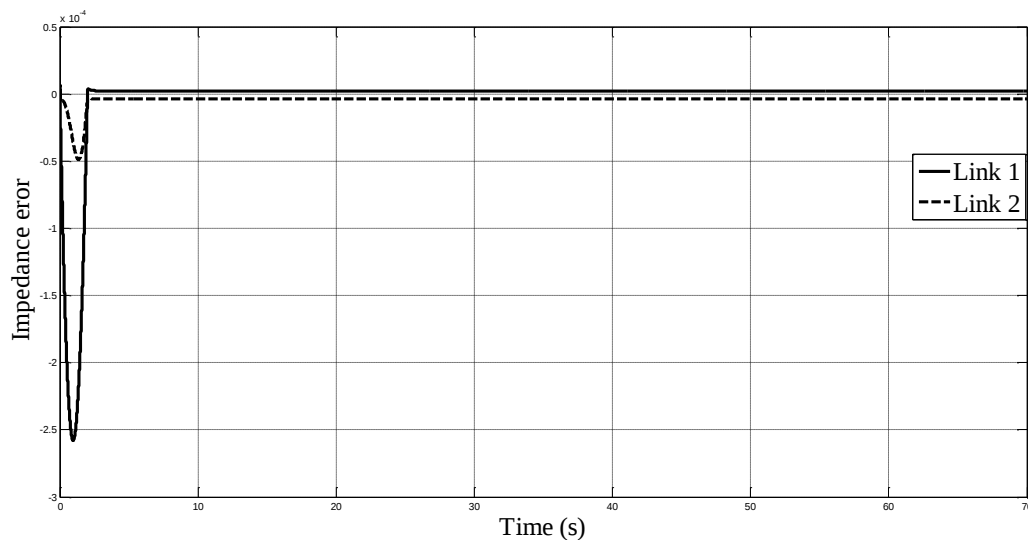


شکل ۵-۱۱ ولتاژ اعمالی در تمرین ایزومتریک با روش کنترل فازی امپدانس برای مفصل دوم

در شکل (۵-۱۰) و (۵-۱۱) نمودارهای ولتاژ مشاهده می‌شود که از حد مجاز ۴۰ ولت کمتر هستند اما هنگام تغییر مسیر ناگهانی دچار تغییرات با شتاب زیاد می‌شوند این ولتاژ تا نزدیک ۱۸ ولت می‌رود اما این تغییر ولتاژ به صورت نرمی اتفاق می‌افتد که در مقایسه‌ی این نمودار با نمودار متناظر در روش ولتاژ به عدم لرزش و پرش

ناگهانی در این روش نسبت به روش ولتاژ می‌توان پی برد؛ علاوه بر این که این روش مقاوم می‌باشد و در روش-های مقاوم معمولاً وجود تابع علامت و متعاقباً لرزش یک نکته‌ی منفی است حال آنکه در این روش با استفاده از یک کنترل کننده‌ی فازی امپدانس عدم قطعیت جبران شده و زاویه‌ی مورد نظر نیز تحقق پیدا کرده و تأثیر دینامیک ناشناخته و نیروی پای بیمار و دینامیک ربات بسیار کم شده است.

در شکل (۵-۱۲) خطای امپدانس مشاهده می‌شود.



شکل ۵-۱۲ خطای امپدانس برای هر دو لینک در تمرین ایزومتریک

واضح است که این خطا بسیار کم است ولی در هنگام تغییر مسیر و با پرش در ولتاژ خطای امپدانس نیز افزایش می‌یابد مخصوصاً برای مفصل اول که بار بیشتری را تحمل می‌کند اما در نهایت این خطا آنقدر کم است که می‌توان گفت امپدانس به امپدانس مورد نظر می‌رسد و موجب می‌شود رابطه‌ی دینامیکی (۵-۲۲) که نشان دهنده-ی معادله‌ی دینامیکی امپدانس مورد نظر است تحقق یابد.

۵-۶ نتیجه گیری

در سیستم‌های رباتیکی نمی‌توان از اغتشاش خارجی صرف‌نظر کرد و باید کنترل‌کننده به‌گونه‌ای طراحی شود که اثر این اغتشاش جبران شود همچنین مسأله‌ی عدم قطعیت پارامتری و شناختن مدل دقیق سیستم و بیمار مشکل بزرگی است که ما را وادار می‌کند تا به طراحی یک سیستم مقاوم بپردازیم. این سیستم مقاوم بر خلاف بقیه‌ی سیستم‌ها که از تابع علامت استفاده می‌کنند و ولتاژ خروجی و زاویه‌ی مورد نظر را دچار لرزش می‌کند از این تابع استفاده نکرده و از یک کنترل‌کننده‌ی فازی تطبیقی به منظور از بین بردن اثر عدم قطعیت‌ها و تحقق هدف کنترلی که رسیدن به امپدانس مورد نظر است، استفاده کرده است؛ نتایج شبیه‌سازی قدرتمند بودن این کنترل‌کننده را با وجود عدم قطعیت ۸۰٪ در تمام پارامترها نشان می‌دهد. همچنین روش‌های بر مبنای ولتاژ با مزیت‌هایی از جمله سادگی، دقت، سرعت در محاسبات و مقاوم‌تر بودن حلقه کنترلی موجب می‌شود تا از این روش برای پیاده‌سازی روش فازی مقاوم امپدانس استفاده شود.

فصل ۶

نتیجه‌گیری و پیشنهادها

۶-۱ نتیجه‌گیری

در این پایان‌نامه روش کنترل فازی مقاوم امپدانس، با راهبرد کنترل ولتاژ، روی ربات فیزیوتراپات پیاده شده است. در طرح کنترل پیشنهادی از راهبرد کنترل ولتاژ به جای راهبرد کنترل گشتاور استفاده شده است. در ربات‌های توان‌بخشی نمی‌توان از اغتشاش خارجی صرف‌نظر کرد و باید کنترل‌کننده به‌گونه‌ای طراحی شود که این اغتشاش جبران شود همچنین مسأله‌ی عدم قطعیت پارامتری و شناختن مدل دقیق سیستم و بیمار مشکل بزرگی است که ما را وادار می‌کند تا به طراحی یک سیستم مقاوم بپردازیم. در این پایان‌نامه از سیستم فازی تطبیقی برای جبران اثر عدم قطعیت و کمک به تحقق امپدانس مورد نظر استفاده شده است. معمولاً برای پیاده‌سازی روش‌های کنترلی از کنترل بر مبنای گشتاور استفاده می‌شود. در کنترل بر مبنای گشتاور وارد شدن معادلات دینامیکی ربات در قانون کنترل باعث پیچیده شدن آن می‌شود. در مقابل روش کنترل ولتاژ باعث سادگی، دقت، سرعت در محاسبات و مقاوم‌تر بودن حلقه کنترلی شده است. علاوه بر این معادلات الکتریکی موتور بسیار ساده‌تر از معادلات دینامیکی ربات‌ها است. پس با استفاده از کنترل با راهبرد ولتاژ، کنترل فازی مقاوم امپدانس روی ربات توان‌بخشی مورد نظر پیاده می‌شود. همان‌طور که در نتایج مشاهده می‌شود زاویه با دقت خوبی به زاویه‌ی مورد نظر رسیده و مقدار خطای مکان نسبت به روش‌های قبلی کاهش چشمگیری داشته است و این مزیت با توجه به آن بوده که در روش‌های قبلی اثرات عدم قطعیت لحاظ نشده است. در نهایت هدف کنترل امپدانس که رسیدن به امپدانس مورد نظر و تحقق رابطه‌ی دینامیکی امپدانس است محقق می‌شود، نتایج شبیه‌سازی خطای امپدانس را نشان می‌دهد که بسیار کم است.

۶-۲ پیشنهادها

در ادامه این تحقیق پیشنهاد می‌شود با طراحی سیستم‌های کنترلی با درجات آزادی بیشتر امکان انجام تمرینات بیشتر برای بقیه‌ی اندام‌ها فراهم شود. همین‌طور با توجه به نیاز کشور به ربات‌های توان‌بخشی پیشنهاد می‌شود زمینه‌ی ساخت ربات‌های توان‌بخشی را در کشور فراهم کنیم. پیشنهاد می‌شود با ارائه‌ی روش‌های کنترلی دیگر میزان خطای مکان به حداقل ممکن رسانده شود. همین‌طور از کنترل هیبرید برای کنترل نیرو استفاده شود تا نیرو نیز در طول تمرین کنترل شود و با استفاده از سیستم‌های هوشمند نیاز به دخالت انسان در اجرای امر توان‌بخشی به حداقل رسانده شود.

فهرست منابع :

- [١] Akdog˘an . E , Arif Adli . M, “ The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherabot”, Mechatronics, No ٢١, pp ٥٠٩-٥٢٢, , ٢٠١١.
- [٢] Okada. S, Sakaki. T, Hirata. R, Okajima. Y, Uchida .S, Tomita. Y, “TEM: a therapeutic exercise machine for the lower extremities of spastic patient”, Adv Robot, No ١٤, pp ٥٩٧-٦٠٦, ٢٠٠٠.
- [٣] Bradley. D, Marquez. C, Hawley. M, Brownsell. S, Enderby. P, Mawson. S, ”NeXOS the design, development, and evaluation of a rehabilitation system for the lower limbs”, Mechatronics, No ١٩, pp ٢٤٧-٢٥٧, ٢٠٠٩.
- [٤] Reinkensmeyer.DJ, Standard handbook of biomedical engineering and design.Rehabilitators, , McGraw-Hill; ٢٠٠٣.
- [٥] <<http://www.manchesterneurophysio.co.uk>> (November ٢٠١٠).
- [٦] Yanai.T, Ishii.T, Chang.F, Ochiai.N “Repair of large full-thickness articular cartilage defects in the rabbit J Bone Joint Surg .No. ٥ , pp ٧٢١-٧٢٩, MAY ٢٠٠٥.
- [٧] Metrailler.P, Brodar.R, Stauffer.Y, Clavel.R, rischknecht, cyberthosis, “rehabilitation robotics with controlled electrical muscle stimulation, rehabilitation robotics” Austria: Itech Education and Publishing; ٢٠٠٧.
- [٨] Houglum PA. Therapeutic exercises for musculoskeletal injuries. Thomson Shore; ٢٠٠٩.
- [٩] V.M. Mills and L. Quintana, “Electromyography results of exercise overflow in hemiplegic patients” Phys. Ther, no.٧,pp ١٠٤١-١٠٤٥, ١٩٨٥.
- [١٠] Krebs HI. An overview of rehabilitation robotic technologies. In: American spinal injury association symposium; ٢٠٠٦.
- [١١] Salter RB, Simmonds DF, Malcolm BW, Rumble EJ, Mac Michael D, Di Clements N, ”The biological effect of continuous passive motion on the healing of full thickness defects in articular cartilage: an experimental investigation in the rabbit”, J Bone Joint Surg, No ٦٢, pp ١٢٣٢-٥١, ١٩٨٠.
- [١٢] Sakaki T, Okada S, Okajima Y, Tanaka N, Kimura A, Uchida S, et al, “TEM: therapeutic exercise machine for hip and knee joints of spastic patients. In: Proceeding of the sixth international conference on rehabilitation robotics”,pp ١٨٣-٦, ١٩٩٩.

- [۱۳] Lee M, Rittenhouse M, Abdullah HA, “Design issues for therapeutic robot systems: results from a survey of physiotherapists” J Intell Robot Syst, No ۴۲, pp ۲۳۹–۵۲, ۲۰۰۵.
- [۱۴] Lee S, Agah A, Bekey G, “An intelligent rehabilitative orthotic system for cerebrovascular accident” In: Proceeding of the IEEE international conf. on systems, man and cybernetics, pp ۸۱۵–۹, ۱۹۹۰.
- [۱۵] Lum PS, Lehman S, Steven L, Reinkensmeyer DJ. The bimanual lifting rehabilitator: an adaptive machine for therapy of stroke patient. IEEE Trans Rehabil Eng, No ۳, pp ۱۶۶–۷۳, ۱۹۹۵.
- [۱۶] Lum PS, Burgar G, Van Der Loos M, “The use of robotic device for post stroke movement therapy”, In: Proceeding of the international conference on rehabilitation robotics, pp ۷۹–۸۲, ۱۹۹۷.
- [۱۷] MULOS Project. <www.asel.udel.edu> (August, ۲۰۰۸).
- [۱۸] Krebs HI, Hogan N, Aisen ML, Volpe BT, “Robot-aided neurorehabilitation”, IEEE Trans Rehabil Eng, Vo ۶, pp ۷۵–۸۷, ۱۹۹۸.
- [۱۹] Krebs HI, Palazzolo JJ, Volpe BT, Hogan N, “Rehabilitation robotics: performance based progressive robot assisted therapy” Auton Robot, No ۱۵, pp ۷–۲۰, ۲۰۰۳.
- [۲۰] Rao R, Agrawal SK, Scholz JP, “A robot test-bed for assistance and assessment in physical therapy”, In: Proceeding of the international conference on rehabilitation robotics, pp ۱۸۷–۲۰۰, ۱۹۹۹.
- [۲۱] Richardson R, Brown M, Bhakta M, Levesley MC, “Design and control of a three degree of freedom pneumatic physiotherapy robot”, Robotica , No ۲۱, pp ۵۸۹–۶۰۴, ۲۰۰۳.
- [۲۲] Richardson R, Levesley MC, Brown M, Walker P, “Impedance control for a pneumatic robot-based around pole-placement, joint space controllers”, Control Eng Pract, No ۱۳, pp ۲۹۱–۳۰۳, ۲۰۰۵.
- [۲۳] REHAROB Project. <<http://reharob.manuf.bme.hu>> (July ۲۰۰۸).

- [24] Reinkensmeyer DJ, Kahn LE, Averbuch M, McKenna-Cole A, Schmit BD, Rymer WZ, “Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: progress with the ARM Guide” J Rehabil Res, N 37, pp 653–62, Dev 2000.
- [25] Loueiro R, Amirabdollahian F, Topping M, Driessen B, Harwin W, “Upper limb mediated stroke therapy – GENTLE/s approach”, Auton Robot, No 15, pp 35–51, 2003.
- [26] Tsagarakis NG, Caldwell DG, “Development and control of a soft-actuated exoskeleton for use in physiotherapy and training” Auton Robot, No 15, pp 21–33, 2003.
- [27] Van der Loos HFM. Clinical use rehabilitation robots and other mechatronics devices, Hosei University Lecture Notes in Assistive Technologies; 2005.
- [28] Riener R, Lunenburger L, Jezernik S, Anderschitz M, Colombo G, Dietz V, “Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results”, IEEE Trans Rehabil Eng, No 13, pp 80–94, 2005.
- [29] Hesse S, Uhlenbrock D, Sarkodie-Gyan T, “Gait pattern of severely disabled hemiparetic subjects on a new controlled gait trainer as compared to assisted treadmill walking with partial body weight support”, Clin Rehabil, No 13, pp 401–10, 1999.
- [30] <http://medgadget.com/archives/2006/07/autoambulator_r.html> (June2006).
- [31] Banala SK, Agrawal SK, Scholz JP, “Active Leg Exoskeleton (ALEX) for Gait Rehabilitation of motor-impaired patients”, In: Proceedings of the IEEE 10th international conference on rehabilitation robotics, p. 401–7, 2007.
- [32] Schmidt H, Hesse S, Bernhardt R, Kruger J. Hapticwalker, “A novel haptic foot device”, ACM Trans Appl Percept (TAP), No 2, pp 166–80, 2005.

- [۳۳] Aoyagi D, Ichinose WE, Harkema SJ, Reinkensmeyer DJ, Bobrow JE, “A robot and control algorithm that can synchronously assist in naturalistic motion during body-weight-supported gait training following neurologic injury” IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, No ۱۵, pp ۳۸۷–۴۰۰, ۲۰۰۷.
- [۳۴] Veneman JF, Kruidhof R, Hekman EEG, Ekkelenkamp R, Van Asseldonk EHF, Van der Kooij H, “Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation”, IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, No ۱۵, pp ۳۷۹–۸۶, ۲۰۰۷.
- [۳۵] Ashrafiuon H, Nikkhah M. Exoskeletal device for rehabilitation, IEEE T Rehabil Eng, No ۱۳ , pp ۱۵۱_۱۵۹ , ۲۰۰۵.
- [۳۶] Malcolm P, Segers V, Caekenberghe IV, Clercq DD, “Experimental study of the influence of the m. tibialis anterior on the walk-to-run transition by means of a powered ankle-foot exoskeleton” Gait Posture, No ۲۹, pp ۶–۱۰, ۲۰۰۹.
- [۳۷] Fleischer C, Hommel G, “Torque control of an exoskeletal knee with EMG signals” In: Proceedings of the joint conference on robotics, pp ۷۹–۸۲, ۲۰۰۶.
- [۳۸] Homma K, Fukuda O, Nagata Y “Study of a wire-driven leg rehabilitation system” In: Proceeding of sixth international conference on intelligent robots and systems, pp ۱۴۵۱–۶, ۲۰۰۲.
- [۳۹] Moughamir S, Zaytoon J, Manamanni N, Afilal L, “A system approach for control development of lower limbs training machines” Control Eng Pract, No ۱۰, pp ۲۸۷–۹۹, ۲۰۰۲.
- [۴۰] Metrailler P, Blanchard V, Perrin I, Brodard R, Frischknecht R, Schmitt C, et al, “Improvement of rehabilitation possibilities with the Motion Maker” In: Proceeding of the IEEE BioRob۲۰۰۶ conference, pp ۳۵۹–۶۴, ۲۰۰۶.
- [۴۱] Métrailler P, Brodard R, Stauffer Y, Clavel R, Frischknecht R. Cyberthosis™, “rehabilitation robotics with controlled electrical muscle stimulation” In: Kommu SS, editor. Rehabilitation robotics. Austria: Itech Education and Publishing, pp ۶۴۸–۶۴, ۲۰۰۷.

- [۴۲] Bernhardt M, Frey M, Colombo G, Riener R, “Hybrid force–position control yields cooperative behavior of the rehabilitation robot LOKOMAT”, In: Proceeding of the ۹th international conference on rehabilitation robotics, pp ۵۳۶–۹, ۲۰۰۵.
- [۴۳] Ju MS, Lin CCK, Lin DH, Hwang IS, Chen SM “A rehabilitation robot with force– position hybrid fuzzy controller: hybrid fuzzy control of rehabilitation robot” IEEE T Rehabil Eng, No ۱۳, pp ۳۴۹–۵۸, ۲۰۰۵.
- [۴۴] Aisen ML, Krebs HI, Hogan N, “The effect of robot assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke” Am Arch Neurol Psy, No ۵۴, pp ۴۴۳–۶, ۱۹۹۷.
- [۴۵] Fateh M.M & Babaghasab R, ” Impedance control of robots using voltage control strategy”, Nonlinear Dyn, pp ۲۷۷–۲۸۶, ۲۰۱۳.
- [۴۶] Fateh M.M, “Robust Fuzzy Control of Electrical Manipulators”, J Intell Robot Syst, No ۶۰, pp ۴۱۵–۴۳۴, ۲۰۱۰.
- [۴۷] Fateh M.M, ” On the voltage-based control of robot manipulators”, International Journal of Control, Automation, and Systems, No ۶, pp ۷۰۲–۷۱۲, ۲۰۰۸.
- [۴۸] Harry .H, Asada, Introduction to Robotics, Department of Mechanical Engineering, Massachusetts Institute of Technology.
- [۴۹] Seul, T.C Hsia, and R.G Bonitz, “Force tracking impedance control of robot manipulators under unknown envirement”, IEEE Trans. ON Control SYSTEMS TECHNOLOGY, No ۳, pp ۴۷۴–۴۸۳, ۲۰۰۴.
- [۵۰] Stanisic R.Z and Fernandez A.V, ” Adjusting the Parametrs of the mechanical impedance for velocity , impact and force control”, Robotica, No ۳, pp ۵۸۳–۵۹۷, ۲۰۱۲.
- [۵۱] Xu.G, Song.A and Li.H, “Control system design for an upper –Limb Rehabilitation robot”, Applied Mechanics and Materials, No ۲۵, pp ۲۲۹–۲۵۱, ۲۰۱۱.

[82] Xu.G, Song.A and Li H, " Adaptive Impedance control an upper –Limb Rehabilitation robot using Evolutionary Dynamic Recurrent Fuzzy Neural Network", J Intell Robot Syst, No 82, pp 51-525, 2011.

[83] Surdilovic.D and Cojbasic.Z, "Robust Robot Compliant Motion Control Using Intelligent Adaptive Impedance Approach", Proceedings of the 1999 IEEE International Conference on Robotics & Automation Detroit, Michigan, pp 2128_2133, 1999.

[84] Spong M.W, Hutchinson S and Vidyasagar M, Robot Modeling and Control, John Wiley & Sons, 2006.

Abstract

In this thesis has explained, a new robust fuzzy impedance control using voltage control strategy is introduced for the hip and knee rehabilitation robot which, named physiotherabot. The novelty is using voltage control strategy scheme by replacing traditional torque control strategy. Also to cope with different uncertainty, a novel robust adaptive fuzzy is presented. The model based control methods need to precise information from system; this is while uncertainties may occurs error in performance of whole system. The adaptive fuzzy control is used to overcome this challenge for practical applications; torque control approach has been employed for robot manipulators. In aforementioned scheme is based on torque control of robot links, but we are in face to challenges. The control objective is tracking desired trajectory and desired impedance. The simulation results confirm the effectiveness of proposed method.

Key words: fuzzy robust impedance control, voltage control strategy, rehabilitation robot, adaptive fuzzy, uncertainty.



Shahrood University

Faculty : Mechatronic

Department of Mechatronic

**Fuzzy Impedance Control Of Reahabilitation Robot For Using voltage control
strategy**

Seyed Reza Mohammadi

Advisor :

Pro. Mohammad Mahdi Fateh

Summer ۲۰۱۴