

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده مهندسی برق و رباتیک

مهندسی برق گرایش کنترل

پایان نامه کارشناسی ارشد

کنترل امپدانس تطبیقی هوشمند ربات توانبخش دست

نگارنده: حسین حاجیانی

استاد راهنما

دکتر محمد مهدی فاتح

شهریور ۱۳۹۵

شماره: ۰۶۱۴۱۴-۰۰۰

تاریخ: ۱۳۹۵/۰۶/۱۴

ویرایش: - - - -

بسمه تعالی



مدیریت تحصیلات تکمیلی

فرم شماره ۷: 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 حسین حاجیانی به شماره دانشجویی ۹۳۰۵۹۲۴ رشته مهندسی برق گرایش کنترل

که در تاریخ ۹۵/۰۶/۱۴ تحت عنوان:

کنترل امپدانس تطبیقی هوشمند ربات توانبخشی دست

با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می‌گردد:

☐ مردود	☐ دفاع مجدد	☒ قبول (با درجه: بسیار خوب امتیاز ۱۸/۵)
☐ عملی		☒ نظری

۱- عالی (۲۰ - ۱۹)

۲- بسیار خوب (۱۸/۹۹ - ۱۸)

۳- خوب (۱۶ - ۱۷/۹۹)

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 راهنمای اول	دکتر محمد علی نافع	استاد	
۲- استاد راهنمای دوم	_____	_____	_____
۳- استاد مشاور	_____	_____	_____
۴- نماینده شورای تحصیلات تکمیلی	دکتر محمد حداد زعفرانی	دانشیار	
۵- استاد ممتحن اول	دکتر ابزرار	استادیار	
۶- استاد ممتحن دوم	دکتر حبیب احمدی	استادیار	

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده: _____
تاریخ و امضاء و مهر دانشکده: _____

تقدیم بہ پدر و مادر مہربانم

شکر و قدردانی

باتقدیر و شکر از تلاش و زحمات جناب آقای پروفور محمد مهدی فتح به عنوان

استاد راهنما مراد انجام پایان نامه راهنمایی و یاری نمودند، همچنین از دوستان خوبم

آقای سید محمد احمدی و سید رضا محمدی، شکر و آرزوی توفیق دارم.

تعهد نامه

اینجانب **حسین حاجیانی** دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی برق دانشکده برق و رباتیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه **کنترل امپدانس تطبیقی هوشمند ربات توانبخش دست** تحت راهنمایی **پروفسور محمدمهدی 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 بافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه های رایانه ای، نرم افزار ها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه 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 کنترلی جدید بر مبنای تنظیم رفتار دینامیکی که کنترل امپدانس نامیده می - شود برای ربات توانبخش دست ارائه می شود. کنترل امپدانس یک روش مرسوم برای ربات های توانبخش، بخاطر تعامل این ربات ها با انسان است. در مقایسه با دیگر روش ها کنترل امپدانس در انجام تمرینات فیزیوتراپی گوناگون در حضور عدم قطعیت ها منعطف تر و مقاوم تر می باشد. کنترل امپدانس با ضرایب ثابت به دلیل تغییرات شرایط محیطی مناسب نمی باشد. حالت مطلوب این است که ضرایب براساس تغییرات شرایط بیمار تنظیم شود و بیمار در تمرینات مشارکت فعال داشته باشد. در این پایان نامه کنترل امپدانس تطبیقی هوشمند ربات توانبخش دست بر مبنای کنترل ولتاژ ارائه شده است. مزایای کنترل ولتاژ مستقل بودن از دینامیک های ربات و ساده بودن قانون کنترل در مقایسه با کنترل گشتاور است. در این روش الگوریتم هوشمند بر اساس بهبودی بیمار ضرایب مطلوب امپدانس را مشخص می کند. سپس با الگوریتم گرادیان نزولی ضرایب امپدانس کنترل کننده تنظیم می شوند. سه روش کنترل امپدانس بر مبنای گشتاور، کنترل امپدانس بر مبنای ولتاژ و کنترل امپدانس تطبیقی هوشمند بر روی ربات توانبخش شبیه سازی و مقایسه می شوند.

کلمات کلیدی: تمرینات درمانی، ربات توانبخش، کنترل امپدانس، استراتژی کنترل ولتاژ

فهرست مطالب:

فصل ۱ مقدمه	۱.....
۱-۱ دلایل برای تمرینات توانبخشی	۲.....
۲-۱ دلایل برای استفاده از ربات توانبخش	۳.....
۳-۱ الگوریتم های کنترلی ربات توانبخش	۶.....
۴-۱ کنترل امیدانس	۷.....
۵-۱ کنترل مشارکتی	۹.....
۶-۱ اهداف تحقیق	۹.....
۷-۱ مروری بر پایان نامه	۱۰.....
فصل ۲ مدل سازی دست انسان و ربات توانبخش:	۱۳.....
۱-۲ حرکت شناسی	۱۴.....
۱-۱-۲ سطوح حرکتی مرجع بدن انسان	۱۴.....
۲-۱-۲ شانه	۱۶.....
۳-۱-۲ آرنج	۱۷.....
۴-۱-۲ مچ	۱۷.....
۲-۲ سینماتیک عضله بالاتنه و ربات توانبخش	۱۸.....
۱-۲-۲ ماتریس ژاکوبین	۲۰.....
۲-۲-۲ تکین ها	۲۱.....
۳-۲ مدلسازی دینامیکی	۲۲.....

۲۲.....	۱-۳-۲ انرژی جنبشی
۲۳.....	۲-۳-۲ انرژی پتانسیل
۲۴.....	۳-۳-۲ لاگرانژین
۲۴.....	۴-۳-۲ معادله اوایلر- لاگرانژ
۲۹.....	فصل ۳ کنترل امیدانس بر مبنای گشتاور
۳۰.....	۱-۳ مفهوم امیدانس
۳۲.....	۲-۳ معادلات ربات و دست انسان
۳۲.....	۳-۳ کنترل امیدانس
۳۳.....	۴-۳ نتایج شبیه سازی
۳۳.....	۱-۴-۳ طراحی مسیر
۳۶.....	۲-۴-۳ حالت امیدانس بالا
۳۸.....	۳-۴-۳ حالت امیدانس متوسط
۴۰.....	۴-۴-۳ حالت امیدانس پایین
۴۲.....	۵-۳ نتیجه گیری
۴۵.....	فصل ۴ کنترل امیدانس بر مبنای ولتاژ
۴۶.....	۱-۴ کنترل ولتاژ
۴۸.....	۲-۴ معادلات ربات، انسان و محرکه
۵۱.....	۳-۴ کنترل امیدانس بر مبنای ولتاژ
۵۳.....	۴-۴ نتایج شبیه سازی

۵۳.....	۱-۴-۴ حالت امپدانس بالا
۵۵.....	۲-۴-۴ حالت امپدانس متوسط
۵۷.....	۳-۴-۴ حالت امپدانس پایین
۵۹.....	۵-۴ نتیجه گیری
۶۱.....	فصل ۵ کنترل امپدانس تطبیقی هوشمند
۶۲.....	۱-۵ سیستم های فازی
۶۴.....	۲-۵ قوانین فازی
۶۴.....	۱-۲-۵ رابطه ی ضرایب امپدانس با مشارکت
۶۶.....	۲-۲-۵ تعیین قوانین فازی
۷۰.....	۳-۵ قوانین تطبیق
۷۳.....	۴-۵ سیستم کنترل
۷۳.....	۵-۵ اثبات پایداری
۷۸.....	۶-۵ نتایج شبیه سازی
۸۵.....	فصل ۶ نتیجه گیری و پیشنهادات :
۸۶.....	۱-۶ نتیجه گیری
۸۶.....	۲-۶ پیشنهادات

فهرست شکل‌ها:

- شکل ۱-۱: نمونه هایی از ربات های توانبخش بالاتنه ۵
- شکل ۲-۱: ساختار کنترل امپدانس ربات توانبخش لوکومات ۸
- شکل ۱-۲: صفحات مرجع بدن انسان ۱۵
- شکل ۲-۲: ساختار اسکلتی ربات توانبخش ۱۹
- شکل ۳-۲: ربات توانبخش سه رابط ۲۵
- شکل ۱-۳: شبکه مکانیکی ۳۱
- شکل ۲-۳: مسیر مطلوب برای تمرینات ۳۵
- شکل ۳-۳: ردیابی مسیر در حالت امپدانس بالا ۳۷
- شکل ۴-۳: گشتاور اعمالی به ربات در حالت امپدانس بالا ۳۸
- شکل ۵-۳: ردیابی مسیر در حالت امپدانس متوسط ۳۹
- شکل ۶-۳: گشتاور اعمالی به ربات در حالت امپدانس متوسط ۴۰
- شکل ۷-۳: ردیابی مسیر در حالت امپدانس پایین ۴۱
- شکل ۸-۳: گشتاور اعمالی به ربات در حالت امپدانس پایین ۴۲
- شکل ۱-۴: بلوک دیاگرام موتور جریان مستقیم مغناطیس دائم ۴۷
- شکل ۲-۴: سیستم کنترل ربات با ولتاژ موتور ۴۸
- شکل ۳-۴: ردیابی مسیر در حالت امپدانس بالا ۵۴
- شکل ۴-۴: ولتاژ اعمالی به موتور ها در حالت امپدانس بالا ۵۵
- شکل ۵-۴: ردیابی مسیر در حالت امپدانس متوسط ۵۶
- شکل ۶-۴: ولتاژ اعمالی به موتور ها در حالت امپدانس متوسط ۵۷
- شکل ۷-۴: ردیابی مسیر در حالت امپدانس پایین ۵۸

- شکل ۴-۸: ولتاژ اعمالی به موتور ها در حالت امپدانس پایین ۵۹
- شکل ۵-۱: بلوک دیاگرام یک سیستم فازی ۶۳
- شکل ۵-۲: سیستم جرم- فنر- دمپر ۶۵
- شکل ۵-۳: گروه های فازی برای مشارکت ۶۷
- شکل ۵-۴: گروه های فازی برای ضریب سختی درایه اول قطر اصلی ۶۸
- شکل ۵-۵: گروه های فازی برای ضریب سختی درایه اول و دوم قطر اصلی ۶۸
- شکل ۵-۶: گروه های فازی برای ضریب میرایی ۶۹
- شکل ۵-۷: گروه های فازی برای ضریب لختی ۶۹
- شکل ۵-۸: سیگنال مشارکت اعمالی به ورودی سیستم های فازی ۷۹
- شکل ۵-۹: پارامترهای امپدانس کنترل کننده ۸۱
- شکل ۵-۱۰: ردیابی مسیر در حالت تطبیقی ۸۲
- شکل ۵-۱۱: ولتاژ اعمالی به موتور ها ۸۳

فهرست جدول‌ها:

- جدول ۱-۲: پارامترهای دناویت هارتنبرگ مدل عضله بالاتنه و ربات ۲۰
- جدول ۲-۲: پارامترهای دینامیکی ربات توانبخش ۲۶
- جدول ۳-۲: پارامترهای دینامیکی عضله بالاتنه ۲۶
- جدول ۱-۴: مشخصات موتور Maxon RE-max 29, brushed Dc ۵۳

فصل ١

مقدمه

اختلالات مغزی-عروقی و سکته مغزی از عوامل اصلی ناتوانی عصبی در عضلات بالاتنه بزرگسالان به‌شمار می‌رود [۱][۲]. آمار سالانه این آسیب در کشورهای پیشرفته قابل توجه است و هزینه سنگینی به دنبال دارد. آمار سالانه این آسیب‌ها طبق نتایج انجمن ملی سکته مغزی آمریکا^۱، در ۱۹۹۳ تعداد ۵۵۰۰۰۰ بیمار در آمریکا وجود داشت. نتایج مخرب بود، ۱۵۰۰۰۰ نفر از بیماران با مرگ روبرو شدن (سومین عامل مرگ و میر) و ۳۵۰۰۰۰ با معلولیت زنده ماندند. هزینه تخمینی آن ۳۰ میلیارد دلار بود [۳]. در انگلستان به‌طور تقریبی سالانه ۱۱۰۰۰۰ نفر دچار سکته مغزی می‌شوند و هزینه تخمینی آن ۷ میلیارد پوند می‌باشد [۱]. در فرانسه نیز هر ساله از ۱۲۰۰۰۰ تا ۱۵۰۰۰۰ نفر از سکته مغزی و عروقی رنج می‌برند. حدود نیمی از این بیماران با ناتوانی عضله بالاتنه همراه هستند [۴]. عضله بالاتنه از اعضای مهم در بسیاری از کارهای روزمره است و اختلال در حرکت این عضله مشکلات بسیاری در فعالیت‌های زندگی بیمار ایجاد می‌کند. پیری جمعیت نیز تقریباً این مسئله را بدتر می‌کنند و شیوع نسبی سکته مغزی برای هر دهه بعد از سن ۵۵ سالگی دو برابر می‌شود [۳]. ۷۵ درصد از بیماران در سن‌های بالای ۶۵ سال تحت تاثیر هستند. این معلولیت عصبی در بیماران باعث افزایش در هزینه مراقبت‌های درمانی به ویژه در مراقبت‌های بیمارستان، کادر پرستار و مواظبت‌های خانگی و مضاعف بر اینها، هزینه‌های ناشی از عدم فعالیت برای بیمار و نبود آسایش برای خانواده و جامعه می‌شود [۲]. با کمک علم فیزیوتراپی و تمرین‌های توانبخشی اعصاب می‌توان تا حدودی به بیماران کمک کرد تا بخشی از این ناتوانی را بهبود دهند و این هزینه سنگین مالی و معنوی را بر خود و جامعه کاهش دهند.

۱-۱ دلایل برای تمرینات توانبخشی

حرکات تمرینی متمرکز، تکراری و تکلیف‌گرا در دوره‌ی مشخص می‌تواند توانبخشی را در بیماران با جراحات سیستم عصبی مرکزی و عضله بالاتنه معلول افزایش دهد [۵] و استحکام ماهیچه و هماهنگی

^۱ National Stroke Association

حرکات را در بیماران بهبود دهد [۶]. این حرکات تکراری متمرکز یکی از موثرترین روش ها برای بازتوانی بخشی از توانایی حرکت است [۷].

تحقیقات نشان می دهد شکل پذیری عصب (توانایی مغز در سازمان دهی سلول های سالم و جبران سلول های از دست رفته) وابسته به فعالیت، توسعه ی تکنیک های توانبخشی عصبی جدید را به دنبال داشته است [۴]. هدف این درمان بازتوانی حرکت، بهبود حرکت خودمختار، یادگیری استراتژی های حرکتی جدید و ممانعت از عوارض جانبی است [۵]. مطالعات گسترده نتایج مثبت فرآیند توانبخشی افراد ناتوان عصبی را ثابت کرده است. اکثر تمرینات توانبخشی دست به صورت تمرینات فعال است که با حمایت دست فیزیوتراپ انجام می شود. تمرینات توانبخشی سنتی به دلیل کادر اجرایی محدود، بیماران اغلب سطوح ناکافی از تمرینات درمانی دریافت می کنند. به این ترتیب درمان فیزیکی دستی توسط فیزیوتراپ هر چند نتایج مطلوبی را به دنبال دارد ولی حالت بهینه نیست و حجم کار و هزینه را افزایش می دهد [۱]. فیزیوتراپ ها حین تمرین دادن در حالت نامطلوبی قرار می گیرند و با مشکل کمر درد و خستگی روبه رو می شوند و دوره ی تمرین و شدت تمرینات بعد از یک زمان محدود کاهش می یابد. به دلیل محدودیت های ذکر شده تمرین های دستی محدودیت زمانی و کادر انسانی دارد و علاوه بر اینکه هزینه ها را افزایش می دهد، خروجی بهینه نمی دهد. این عوامل محققان را به استفاده از دانش رباتیک و اتوماسیون سوق می دهد.

۲-۱ دلایل برای استفاده از ربات توانبخش

فرآیند توانبخش اعصاب وابسته به نیروی انسانی و حجم کار بالا، متکی به درمان و رویه ارزیابی است که توسط کارگر کلینیک بر روی یک بیمار انجام می شود [۳]. درمان دستی تک به تک بین بیمار و فیزیوتراپ محدودیت های بسیاری دارد. درمان با حمایت ربات می تواند توانبخشی با تمرینات شدت بیشتر را بهبود دهد. کار تکراری در دروهی طولانی بدون خستگی از ویژگی های مهم فناوری رباتیک

است. هدف از به کار بردن بردن رباتیک و فناوری اتوماسیون در توانبخش اعصاب برای همیاری، تسهیل، کیفیت و مستندسازی در تمرینات است [۱]. توانبخشی رباتیک این پتانسیل دارد که روش-های تمرینی سنتی موجود را تکمیل کند و بهبود دهد، در نتیجه حجم کار خدمات درمانی را تسهیل کند [۲]. از سودمندی ابزارهای رباتیک این است که این ابزار می تواند اطلاعات حرکت در طول درمان را جمع آوری کرده و بادقت ضبط کند. این اطلاعات می تواند برای ارزیابی کمی و عینی عملکرد بیمار به کار گرفته شود [۸]. با فناوری رباتیک می توان دوره ی تمرینات را افزایش داد و تعداد کاردرمانگرها و هزینه درمان را کاهش داد. در این صورت به جای درمان تک به تک بیماران یک فیزیوتراپ می تواند به چندین بیمار از طریق ربات در ارتباط باشد. اخیرا مفهوم خانه اتوماتیک^۲ و هوشمند توسعه داده شده است، این ابزار رباتیک به عنوان یک بخشی از خانه هوشمند برای همیاری افراد سالمند برای دستیابی به تمرینات توانبخشی یا فعالیت های روزمره به طور مستقل معرفی شده است [۷].

ربات های توانبخشی دست به طور کلی به دو دسته ی بر مبنای مجری نهایی و اسکلتی ارائه شده است. در ربات های بر مبنای مجری نهایی فقط نقطه انتهایی ربات با دست انسان در ارتباط است و معمولا از ربات های صنعتی برای پیاده سازی این اهداف استفاده می شود. از ربات های بالاتنه معروف این دسته می توان به ام ای تی منوس^۳ ربات دو لینکی صفحه ای [۳]، [۹] ربات یک رابط با حرکت خطی آرم گویاد^۴ [۱۰] ربات ام ای ام ای^۵ [۱۱] که از دو ربات دو رابط صفحه ای استفاده شده، ربات جنتلز^۶ [۱۲] و سیستم آی پم^۷ که از دو ربات صنعتی برای تمرین عضله بالاتنه استفاده کرده است [۱]، اشاره کرد که بعضی از این ربات ها به نمونه تجاری رسیده اند. نوع دیگر این ربات ها ربات های اسکلتی می نامند که پیکربندی آن بر اساس استخوان بندی و درجات آزادی عضلات انسان می باشد. از ربات-

^۲ Home automation

^۳ MIT-MANUS

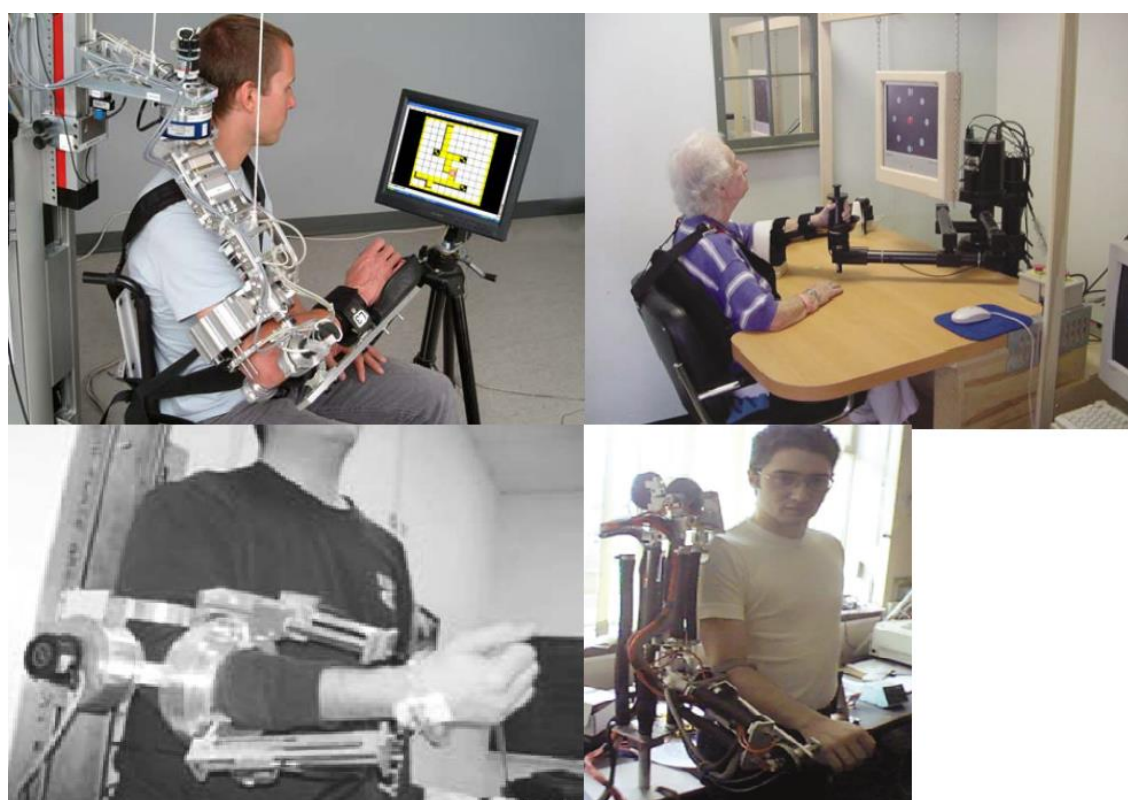
^۴ Arm Guide

^۵ MIME

^۶ GENTEL/S

^۷ iPAM

های کارشده برای عضله بالاتنه می‌توان از ربات چهار درجه آزادی آرم این^۵ نام برد [۵]. در [۴] یک ربات چهار درجه آزادی با ساختار متفاوت ارائه شده است. در [۷] ربات اسکلتی همیار قدرت سه درجه آزادی معرفی شده است. در [۱۳] ربات ۷ درجه آزادی بر طبق تمام درجات آزادی فعال دست سه درجه آزادی برای شانه، دو درجه آزادی برای آرنج و دو درجه آزادی برای مچ در نظر گرفته است. در [۱۴] از ابزار واسط لامسه‌ای و از ویژگی‌های این ابزار با نوع پوشیدنی برای اهداف توانبخشی استفاده کرده است.



شکل ۱-۱: نمونه هایی از ربات های توانبخش بالاتنه [۳]، [۵]، [۱۳]، [۱۴]

از طرفی مسئله‌ی کنترل این ربات‌ها به دلیل تعامل با انسان و حضور عدم قطعیت یک چالش اساسی است. تاکنون محققان روش‌های کنترلی گوناگون برای این نوع ربات‌ها ارائه داده‌اند در ادامه به مسئله‌ی کنترل این ربات‌ها پرداخته می‌شود.

^۵ ARMin

۳-۱ الگوریتم های کنترلی ربات توانبخش

کنترل امپدانس به طور موثر بر روی ربات توانبخشی ام ای تی منوس توسط هوگان پیاده شده است [۳] و در [۶]، [۱۵] و [۱۶] از همین روش کنترل برای سیستم های پیچیده تر استفاده کردند. در [۵]، [۱۰] و [۱۱] از کنترل موقعیت تناسبی - مشتقی برای انجام تمرینات استفاده شده است. در [۱]، [۲]، [۷] و [۱۲] از کنترل ادمیتانس استفاده کرده اند. در [۱۷] کنترل امپدانس تطبیقی نیرو بر مبنای ولتاژ برای ربات تک رابط پا ارائه شده است. از الگوریتم نزول گرادیان به منظور انتخاب پارامترهای امپدانس با هدف کنترل نیرو استفاده کرده و قوانین تطبیق برای ضرایب امپدانس براساس همین معیار به دست آمده و از استراتژی ولتاژ موتور به منظور ساده شدن و مقاوم شدن کنترل کننده استفاده کرده است. در [۱۸] کنترل تطبیقی برای ربات توانبخش ۵ درجه آزادی برای دستیابی به ردیابی خوب و ملاحظات امنیتی در حضور غیرخطی ها و عدم قطعیت ها ارائه شده است. کنترل کننده در ابتدا به منظور مقاوم بودن در برابر عدم قطعیت طراحی شده و سپس به منظور بهبود امنیت و تلورانس خطا در حضور تغییرات پارامترها و خطای محرکه ها، کنترل کننده براساس اطلاعات به دست آمده از مشاهده گر تطبیقی به صورت برخط به روز می شود. در [۱۹] کنترل ترکیبی نیرو- موقعیت فازی برای یک ربات توانبخش با مکانیزم ۴ رابط ارائه شده است. سعی بر این است که ربات توانایی هدایت دست بیمار را در یک مسیر خطی یا دایره ای را داشته باشد. کنترل ترکیبی نیرو - موقعیت آمیخته با منطق فازی به منظور تحمیل حرکت در یک جهت مطلوب و نگه داشتن نیروی ثابت در امتداد جهت حرکت توسعه داده شده است. در [۲۰] کنترل امپدانس تطبیقی ربات توانبخش دست به کمک شبکه فازی - عصبی بازگشتی تکاملی پویا ارائه شده است. در توانبخشی عضله بالاتنه به- کمک بیمار، تنظیم پارامترهای امپدانس مطلوب بین ربات و عضله آسیب دیده در شرایط مطلوب باید براساس شرایط بازتوانی عضله آسیب دیده در بلادرنک تنظیم شود. در [۲۱] کنترل مود لغزشی فازی خود تنظیم تطبیقی برای ربات توانبخش با محرکه ی پنوماتیک ارائه شده است و از عملگرهای

پنوماتیکی به منظور سبک شدن ربات و انعطاف پذیری و نسبت قدرت به وزن و نسبت قدرت به حجم بالا از میان انواع محرکه ها شده است.

ربات‌های توانبخشی به دلیل تعامل با انسان دارای حرکت مقید هستند و علاوه بر موضوع کنترل موقعیت، مسئله‌ی کنترل نیرو نیز مطرح است و به‌طور عمده به دو روش کنترل ترکیبی نیرو و موقعیت و کنترل امپدانس به‌خاطر ذات تعامل با محیط این روش‌ها، کنترل می‌شوند و تمرینات توانبخشی انجام می‌شود. کنترل ترکیبی نیرو و موقعیت برای بازوی رباتیک اولین بار توسط رایبرت و کرایگ [۲۲] ارائه شد. در این روش فضای کارتزین مجری نهایی را به دو زیر فضای کنترل موقعیت و کنترل نیرو تجزیه می‌کند و در هر جهت از کنترل‌کننده‌ی مستقل استفاده می‌کند. در جهاتی که حرکت آزادانه وجود دارد کنترل موقعیت و در جهاتی که مقید به محیط است کنترل نیرو انجام می‌شود. از یک ماتریس انتخاب برای ترکیب این کنترل‌کننده در تمام جهات استفاده می‌کند. کنترل امپدانس یا رفتار دینامیکی نیز دیگر روش عمده می‌باشد که در ادامه به آن پرداخته می‌شود.

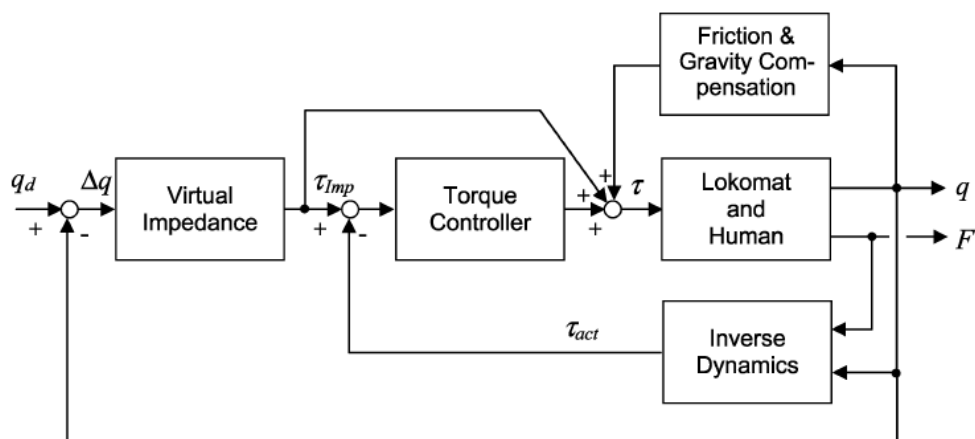
۴-۱ کنترل امپدانس

کنترل امپدانس نخستین بار توسط هوگان و به‌عنوان یک روش یکپارچه و کلی برای جابه‌جایی اشیاء توسط ربات ارائه شده [۲۳]. این مقاله در سه بخش ارائه شد در بخش اول با در نظر گرفتن مکانیک تعامل بین سیستم‌های فیزیکی تئوری کنترل امپدانس را ارائه داده است. با در نظر گرفتن کنترل حرکت سیستم عصبی انسان با محیط یک روش برای تعامل دینامیکی و استاتیکی ربات‌ها با محیط ارائه داده است. در کارهای شامل درگیری محیط روش کنترل رفتار دینامیکی ربات را پیشنهاد داد و اینکه کنترل موقعیت یا کنترل نیرو به‌تنهایی کافی نیست.

در بخش دوم ساختار کنترلی برای پیاده‌سازی این تئوری پیشنهاد داده است. در بخش سوم روشی براساس تئوری بهینه سازی برای انتخاب مناسب پارامترهای امپدانس برای کاربردهای مطلوب ارائه شده است.

در واقع کنترل امپدانس یک راه حل یکپارچه برای هم کنترل حرکت مقید و غیر مقید ارائه می‌دهد و برخلاف کنترل ترکیبی نیرو و موقعیت، نیاز به سوئیچینگ و ماتریس انتخاب ندارد [۲۴] و ارتباط دینامیکی مطلوب برای تعامل در نظر گرفته می‌شود و کنترل‌کننده و ربات باید به‌گونه‌ای رفتار کنند که این ارتباط دینامیکی را برقرار کنند [۲۵]. تاکنون توسعه‌هایی بر روی این روش کنترلی داده شده که می‌توان از کنترل ترکیبی امپدانس که به تنظیم نیرو نیز می‌پردازد [۲۶]. برای مقابله با عدم قطعیت نیز روش‌های ارائه شده است که می‌توان به کنترل امپدانس تطبیقی مستقیم اشاره کرد. کنترل امپدانس تطبیقی مستقیم برای حرکت مقید به محیط [۲۴]، کنترل امپدانس مقاوم [۲۷] و کنترل امپدانس عصبی [۲۸] و دیگر روش‌ها نیز توسعه داده شده است.

این روش به‌طور عمده برای کنترل ربات‌های توانبخشی ارائه شده است. روش کنترل ربات توانبخش به‌صورت شکل (۲-۱) است.



شکل ۲-۱: ساختار کنترل امپدانس ربات توانبخش لوکومات [۶]

در حلقه کنترلی از کنترل امپدانس برای ربات توانبخش استفاده شده است. سیستم از دو حلقه یکی برای جبران گشتاور و اصطکاک و دیگری برای دینامیک‌های معکوس به منظور به‌دست آوردن گشتاور فعال بیمار استفاده کرده است. از امپدانس مجازی به‌منظور تولید گشتاور مطلوب و از کنترل‌کننده گشتاور برای تولید سیگنال کنترلی استفاده شده است.

۵-۱ کنترل مشارکتی

در تمرینات فعال بیماران عصبی، بیمار باید مشارکت داشته باشند و تمرینات صرفاً غیر فعال تاثیر توانبخشی را کمتر می‌کند. برای پیاده‌سازی امکان مشارکت، روشی که در اکثر ربات‌های توانبخش ارائه شده کنترل امپدانس می‌باشد. ایده اصلی استراتژی کنترل امپدانس، توانایی انحراف متغیر از مسیر مرجع [۶] و تنظیم تعامل دینامیکی مطلوب با بیمار است. به‌دلیل تغییر رفتار دینامیکی، این روش برای کنترل مشارکتی بین انسان و ربات مناسب است و می‌تواند درجات مختلفی از حرکات جبرانی برای همکاری بیماران در انجام تمرینات فراهم کند [۵]. این روش اراده و تلاش داوطلبانه‌ی بیمار برای تعیین رفتار خود را به‌کار می‌گیرد و از تعیین مسیر ثابت و تمرینات غیرمنعطف خودداری دارد. نتایج، موثر بودن این روش در مقایسه با روش‌های کلاسیک را نشان می‌دهد [۱]، [۵]، [۶]، [۷] و [۲۰]. بیماران در این نوع کنترل اشتیاق بیشتری نشان داده و تاثیرات آن مثبت بوده است.

۶-۱ اهداف تحقیق

روش‌های کنترل امپدانس قبلی ربات‌های توانبخش بر مبنای گشتاور به‌عنوان ورودی کنترلی طراحی شده‌اند که کنترل‌کننده باید با مسائلی مثل عدم قطعیت‌ها و غیر خطی‌های موجود در مدل ربات و انسان غلبه کنند [۱۷]. برخی از این ربات‌ها از محرکه پنوماتیک استفاده کرده‌اند [۱] و [۲۱] که رفتار غیر خطی این عملگرها کنترل آن را دچار مشکل می‌کند. برای حل چنین مشکلاتی موتور الکتریکی به‌عنوان محرکه و استراتژی کنترل ولتاژ به‌عنوان ورودی کنترلی ارائه شده است [۲۹] که با

وارد کردن معادله‌ی محرکه موتور جریان مستقیم مسئله را به کنترل موتور با ورودی ولتاژ تبدیل می‌کند و از عدم قطعیت و پیچیدگی معادلات ربات و انسان آزاد است و محاسبات آن سریع تر، ساده تر و موثرتر است. در این تحقیق توانبخشی دست در نظر گرفته شده است. آسیب‌های عمده بعد از سکته مغزی در عضله بالاتنه برای شانه می‌باشد که در ربات‌های بر مبنای مجری نهایی تمرکزی روی تمرین دادن درجات آزادی این بخش ندارد و در تمرینات دستی سنتی فیزیوتراپ با دو دست خود بیمار را تمرین می‌دهد و فقط با یک نقطه تعامل ندارد. این دلایل ما را به استفاده از ربات‌های اسکلتی بر مبنای درجات آزادی عضلات انسان سوق داده است که در چند نقطه با عضله در تماس است و درجات آزادی دلخواه را تحریک می‌کند. در این پایان نامه نیز از این نوع ربات‌ها برای اهداف توانبخشی استفاده شده است. از طرفی مطلوب این است که بیمار در تمرینات توان بخشی مشارکت فعال داشته باشد. در این پایان نامه از استراتژی کنترل مشارکتی با استفاده از کنترل امپدانس استفاده شده است. هدف این است که به جای ضرایب امپدانس ثابت، ضرایب امپدانس به صورت تطبیقی با بهبود اعصاب بیمار تغییر کند. بدین منظور روش کنترل امپدانس تطبیقی هوشمند بر مبنای کنترل ولتاژ ارائه شده است که در آن به کمک الگوریتم هوشمند، ضرایب امپدانس به صورت روی خط تعیین می‌شود. سپس به کمک الگوریتم گرادیان نزولی، ضرایب کنترل کننده امپدانس به سمت ضرایب مطلوب همگرا می‌شود و رفتار دینامیکی مطلوب با انسان برقرار می‌شود. پایداری کنترل کننده اثبات و بر روی ربات توانبخش پیاده سازی خواهد شد.

۷-۱ مروری بر پایان نامه

در فصل دوم مدل سازی ربات توانبخش و دست انسان ارائه می‌شود.

در فصل سوم روش کنترل امپدانس مرسوم بر روی ربات توانبخش پیاده و نتایج شبیه سازی ارائه می‌شود.

در فصل چهارم کنترل امپدانس بر مبنای ولتاژ ارائه می‌شود و نتایج شبیه‌سازی ارائه می‌شود.

در فصل پنجم کنترل امپدانس تطبیقی هوشمند برای ربات مذکور و اثبات پایداری ارائه می‌شود.

در فصل ششم نتیجه‌گیری و پیشنهادات برای کارهای آینده ارائه می‌شود.

فصل ۲

مدل سازی دست و ربات

توانبخش

در این فصل برای پیکربندی ربات اسکلتی ابتدا به حرکت‌شناسی عضله بالاتنه و تعداد درجات اصلی آن پرداخته می‌شود. سپس مدل ساده دست در نظر گرفته می‌شود. بر اساس این مدل به سینماتیک عضله بالاتنه و ربات پرداخته می‌شود. با ارائه فرض‌هایی و در نظر گرفتن مدل ساده‌ای از آناتومی دست انسان سینماتیک مستقیم دست انسان، تعداد درجات آزادی و پیکر بندی ربات اسکلتی توانبخش تعیین می‌شود و پارامترهای دناویت - هارتنبرگ به دست می‌آید. سپس به معادلات دینامیکی عضله بالاتنه و ربات توانبخش پرداخته می‌شود. ابتدا انرژی پتانسیل و جنبشی عضله بالاتنه و ربات به دست می‌آید و در پایان به روش لاگرانژین معادلات دینامیکی دست انسان و ربات به دست می‌آید.

۱-۲ حرکت شناسی

ابتدا به حرکت‌شناسی عضله بالاتنه پرداخته می‌شود و تعداد درجات آزادی آن معین می‌شود و نحوه حرکت و دامنه‌ی آن درجات آزادی بیان می‌شود. تمام حرکت بدن در سه سطح فرضی انجام می‌شود.

۱-۱-۲ سطوح حرکتی مرجع بدن انسان:

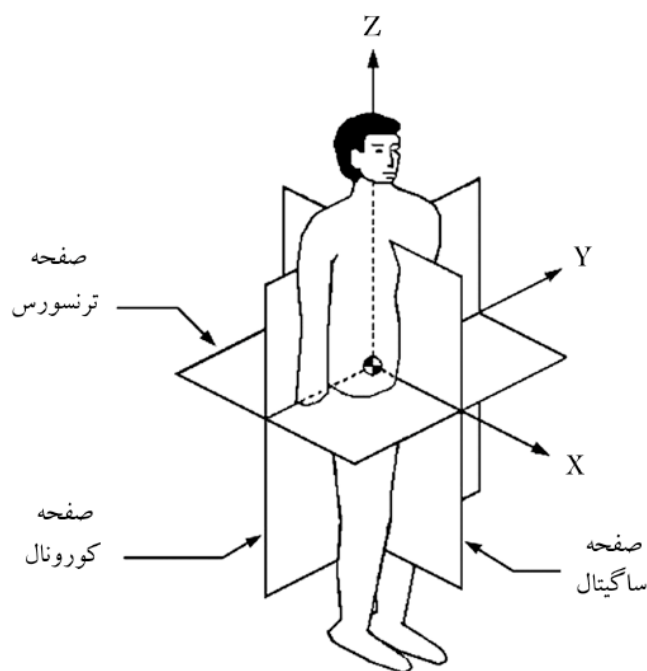
در علم حرکت‌شناسی انسان سه سطح فرضی اصلی در نظر گرفته می‌شود که حرکات اندام‌های مختلف بدن بر مبنای این سه سطح است این سطوح برهم عمود هستند و شامل:

سطح ساگیتال^۹: سطح میانی نیز نامیده می‌شود، از جلو به عقب بدن طوری می‌گذرد که بدن را به دو نیمه کاملاً مساوی تقسیم می‌کند.

^۹ Sagittal plane

سطح کورونال^{۱۰}: یا سطح آهیانه‌ای، از چپ به راست بدن می‌گذرد و بدن را به دو نیمه قدامی و خلفی تقسیم می‌کند.

سطح ترنسورس^{۱۱}: موازی با سطح زمین است و بدن را به دو نیمه فوقانی و تحتانی تقسیم می‌کند. محل تلاقی سه سطح را مرکز ثقل بدن می‌نامند.



شکل ۱-۲: صفحات مرجع بدن انسان [۳۰]

بنابراین تمام حرکات بدن انسان موازی با این صفحات صورت می‌گیرد و پیکربندی ربات توانبخش اسکلتی با هدف ایجاد حرکت در این صفحات، صورت می‌گیرد. در ادامه به حرکت شناسی عضله بالاتنه پرداخته می‌شود.

^{۱۰} Coronal plane

^{۱۱} Transverse plane

در [۳۱] آناتومی عضله بالاتنه و اجزای آن نشان داده شده که از عضلات مچ، ساعد، بازو و انگشتان تشکیل شده است. استخوان بندی مربوط به شانه، آرنج و مچ دیده می شود. در ادامه به هر کدام از این اجزا پرداخته می شود:

۲-۱-۲ شانه

شانه عضله بالاتنه را به تنه متصل می کند. شانه شامل ترقوه، کتف و استخوان بازو می شود. قفسه ی سینه به عنوان پایه در نظر گرفته می شود. قفسه سینه در پیکربندی دستگاه مختصات برای عضله بالاتنه نیز پایه و اولین رابط است. حرکات اصلی شانه عبارت است از:

خم شدن: به جلو آمدن بازو عضله بالاتنه در صفحه حرکتی ساگیتال خم شدن نامیده می شود. دامنه-ی حرکتی آن ۱۸۰ درجه است. چنانچه این حرکت از ۱۸۰ بیشتر شود، حرکت را فرا خم شدن می گویند.

باز شدن: برگشت دست از حالت باز شدن تا رسیدن به وضعیت اولیه در صفحه ی ساگیتال باز شدن می نامند. ادامه حرکت را فرا باز شدن می گویند.

دور شدن: به دور شدن بازو عضله بالاتنه نسبت به خط میانی بدن در صفحه ی حرکتی کورونال می گویند. دامنه آن ۱۸۰ درجه می باشد. چنانچه دور شدن بازو از ۱۸۰ فراتر رود به فرا دور شدن مرسوم است.

نزدیک شدن: به برگشت از حرکت دور شدن تا رسیدن به وضعیت اولیه در صفحه ی حرکتی کورونال می گویند. چنانچه این حرکت در جهت قبلی ادامه یابد تا از وضعیت مطالعه عبور کند، حرکت را فرا نزدیک شدن می گویند.

چرخش داخلی: به چرخش استخوان بازو حول محور عمودی به سمت بدن در صفحه‌ی حرکتی ترنسورس گفته می‌شود.

چرخش خارجی: به چرخش استخوان بازو حول محور عمودی به سمت دور شدن بدن در صفحه‌ی حرکتی ترنسورس گفته می‌شود.

۳-۱-۲ آرنج

آرنج از دو استخوان زندزبرین در قسمت خارجی و زندزبرین در قسمت داخلی تشکیل گردیده است و ساعد را به بازو متصل می‌کند. حرکات اصلی آرنج به صورت زیر است:

۱- خم شدن، نزدیک شدن ساعد به بازو در سطح حرکتی ساگیتال

۲- باز شدن، برگشت عضو از خم شدن تا رسیدن به حالت اولیه در سطح حرکتی ساگیتال، چنانچه حرکت ادامه پیدا کند فرا باز شدن نامیده می‌شود.

۳- گردش به بیرون یا چرخش خارجی ساعد، کف دست رو به بالا قرار گیرد در سطح حرکتی ترنسورس

۴- چرخش داخلی ساعد، پشت دست رو به بالا قرار گیرد در سطح حرکتی ترنسورس

۴-۱-۲ مچ

در پیکربندی عضله بالاتنه از عضله مچ صرف نظر می‌شود بنابراین از توضیح این عضله عبور می‌شود. فقط درجات آزادی آن شامل: یکی خم شدن و باز شدن مچ و دیگری انحراف شعاعی و انحراف مربوط به زبذیرین است.

در [۳۱] درجات آزادی عضله بالاتنه معرفی شده است.

۲-۲ سینماتیک عضله بالاتنه و ربات توانبخش

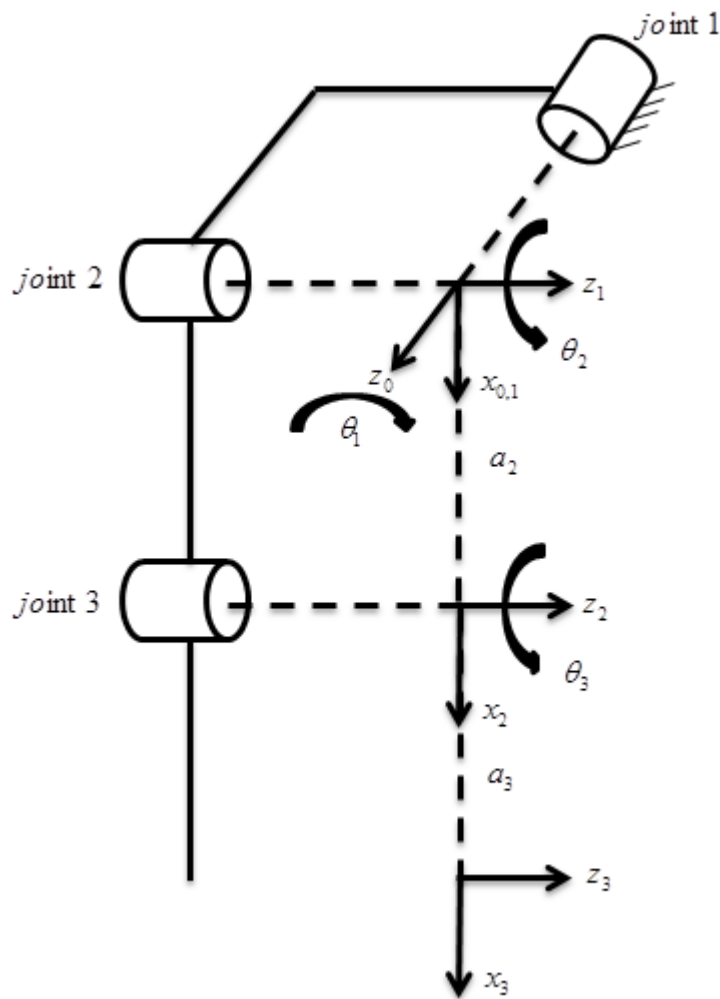
با فرض‌های زیر می‌توان دست انسان را با تکنیک‌های مدلسازی سینماتیکی جسم صلب که در رباتیک به طور گسترده استفاده می‌شود، مدل کرد:

۱- دگردیسی بافت نرم تاثیر عمده‌ای بر مشخصات مکانیکی اجزای عضله بالاتنه ندارد.

۲- در درون هر جز (ساعد و ماهیچه بازو) استخوان‌ها و بافت‌های متصل به آن حرکات صلب شبیه به هم دارند [۱].

در این پایان‌نامه برای ربات توانبخش اسکلتی درجات آزادی مهم که در بیشتر تمرینات توانبخشی درگیر هستند، درنظر گرفته می‌شود که شامل دو درجه آزادی برای شانه شامل حرکات خم شدن، باز شدن، دور شدن، نزدیک شدن، یک درجه آزادی برای آرنج شامل خم شدن و باز شدن می‌باشد. بنابراین با درنظر گرفتن فرض‌های بالا و سه درجه آزادی مهم ذکر شده، عضله بالاتنه انسان را می‌توان به صورت یک مکانیزم سه رابط درنظر گرفت و با روش‌های مرسوم برای ربات‌ها به سینماتیک و دینامیک آن پرداخت و به صورت تقریبی مدل کرد و مدل ساده شده این عضله را به دست آورد. پیکربندی ربات توانبخش برای تمرین دادن و تحریک این سه درجه آزادی باید با توجه به حرکت عضله بالاتنه و استخوان بندی آن باشد و بتواند این سه درجه آزادی بالاتنه را به مقدار مطلوب حرکت دهد.

پیکربندی ربات اسکلتی برای این سه درجه آزادی با سه رابط به صورت زیر است:



شکل ۲-۲: ساختار اسکلتی ربات توانبخش

پیکربندی دست انسان نیز با توجه به توضیحات بالا به صورت ساده شده برای اهداف تمرین دادن سه درجه آزادی مذکور به همین صورت می باشد. در تحلیل سینماتیکی و دینامیکی، عضله بالاتنه به صورت یک مکانیزم سه رابط با پیکربندی و مختصات به طور تقریبی شکل (۲-۴) می باشد. از روش دناویت هارتنبرگ برای تعیین پارامترهای سینماتیک استفاده می شود. با توجه به ساختمان شکل (۲-۴) و با استفاده از روش دناویت- هارتنبرگ، پارامترهای دناویت - هارتنبرگ این پیکربندی معین می شوند و در جدول (۲-۱) مشاهده می شود.

جدول ۱-۰: پارامترهای دناویت هارتنبرگ مدل عضله بالاتنه و ربات

رابط	θ_i	d_i	a_i	α_i
۱	θ_1	0	0	$\alpha_1 = -\frac{\pi}{2}$
۲	θ_2	0	$a_2 = 0.27$	0
۳	θ_3	0	$a_3 = 0.29$	0

متغیرهای مفصلی $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ هستند. پس از پیکر بندی سینماتیکی ربات و مدل ساده دست انسان به معادلات دینامیکی ربات و دست پرداخته می‌شود. در ابتدا ریاضیات پایه برای به دست آوردن معادلات دینامیکی ربات توضیح داده می‌شود. سپس این روابط هم برای مدل کردن دست انسان به کار می‌رود.

۱-۲-۲ ماتریس ژاکوبین

ماتریس ژاکوبین برای انتقال سرعت زاویه‌ای مفاصل به سرعت خطی مجری نهایی در فضای کار استفاده می‌شود. این ماتریس از پارامترهای مهم بازوی ماهر ربات می‌باشد و در به دست آوردن معادلات دینامیکی، تعیین نقاط تکین، تبدیل سرعت و گشتاورها و نیروها از مفصل به مجری نهایی به کار می‌رود. ارتباط این متغیرها به وسیله‌ی ماتریس ژاکوبین به صورت زیر می‌باشد:

$$\dot{X} = J(q)\dot{q} \quad (۱-۰)$$

در رابطه‌ی بالا $\dot{X}$ سرعت خطی مجری نهایی، $J(q)$ ماتریس ژاکوبین، $\dot{q}$ سرعت زاویه‌ای در فضای مفصلی می‌باشد.

۲-۲-۲ تکین ها

با توجه به رابطه‌ی (۱-۲) ماتریس ژاکوبین تابعی از q ، موقعیت زاویه‌ای مفاصل می‌باشد. در برخی از موقعیت‌ها مرتبه‌ی این ماتریس ممکن است کاهش یابد و دترمینان این ماتریس برابر صفر شود. این حالت اهمیت خاص دارد و نشان دهنده‌ی حالات زیر است:

۱- تکین‌ها، ترکیب‌هایی را نشان می‌دهند که جهات معینی از حرکت ممکن است غیر قابل اجرا باشد.

۲- در تکین‌ها ممکن است سرعت‌های محدود مجری نهایی به سرعت‌های نامحدود مفاصل مربوط شود.

۳- در تکین‌ها ممکن است نیروها و گشتاورهای محدود مجری نهایی به گشتاورهای نامحدود مفاصل مربوط شود.

۴- تکین‌ها معمولاً به نقاط مرزی فضای کاری بازوی ماهر مربوط می‌شوند که نقاط ماکزیمم دسترسی بازوی ماهر هستند.

۵- تکین‌ها به نقاطی در فضای کاری مربوط می‌شوند که ممکن است در اثر مقدار کوچکی در تغییر در پارامترهای رابط نظیر طول، انحراف و ...، غیر قابل دسترس باشند.

۶- نزدیک تکین‌ها راه حل یگانه‌ای برای سینماتیک وارون وجود نخواهد داشت. در این حالت ممکن است هیچ پاسخی وجود نداشته باشد یا ممکن است تعداد بی‌نهایت پاسخ وجود داشته باشد. این شرایط در طراحی مسیر مطلوب برای ربات بسیار مهم است و باید در نظر گرفته شود [۳۳].

۲-۳ مدل سازی دینامیکی

برای استفاده از روش اویلر-لاگرانژ به منظور به دست آورد معادلات دینامیکی ابتدا باید انرژی جنبشی و انرژی پتانسیل ربات محاسبه شود. سپس لاگرانژین ربات که اختلاف بین انرژی جنبشی و انرژی پتانسیل است، به دست می آید.

۲-۳-۱ انرژی جنبشی

انرژی جنبشی یک جسم مجموع انرژی جنبشی انتقالی مرکز جرم و انرژی جنبشی دورانی حول مرکز جرم جسم است. انرژی جنبشی ربات از مجموع انرژی های جنبشی رابط های آن به دست می آید. با فشرده سازی جرم رابط در مرکز جرم آن انرژی جنبشی ربات n رابط به صورت زیر می باشد:

$$K = \frac{1}{2} \dot{q}^T \sum_{i=1}^n [m_i J_{v_{ci}}(q)^T J_{v_{ci}}(q) + J_{\omega_i}(q)^T R_i(q) I_i R_i(q)^T J_{\omega_i}(q)] \dot{q} \quad (2-0)$$

که در آن J_{v_i} و J_{ω_i} ژاکوبین سرعت خطی و سرعت زاویه ای رابط i ام، با در نظر گرفتن مرکز جرم رابط i به عنوان نقطه ی انتهایی ربات است. R_i ماتریس دوران دستگاه مختصات i ام در دستگاه مبنا و m_i جرم رابط i ام است. I_i تانسور لختی نسبت به مرکز جرم همان رابط می باشد که به صورت زیر محاسبه می شود:

$$I = \begin{bmatrix} \int (y^2 + z^2) dm & - \int xy dm & - \int xz dm \\ - \int xy dm & \int (x^2 + z^2) dm & - \int yz dm \\ - \int xz dm & - \int yz dm & \int (x^2 + y^2) dm \end{bmatrix} \quad (3-2)$$

که x, y, z مختصات جرم خیلی کوچک dm در دستگاه مختصات مورد نظر برای محاسبه تانسور لختی می باشد.

به شکل دیگر نیز می توان انرژی جنبشی بازوی ماهر را تعریف کرد:

$$K = \frac{1}{2} \dot{q}^T M(q) \dot{q} \quad (4-0)$$

که در آن $M(q)$ ماتریس اینرسی ربات نامیده می شود و یک ماتریس معین مثبت متقارن است. به طور کلی به ترکیب بازوی ماهر وابسته است و به صورت زیر تعریف می شود:

$$M(q) = \sum_{i=1}^n (m_i J_{v_i}(q)^T J_{v_i}(q) + J_{\omega_i}(q)^T R_i(q) I_i R_i(q)^T J_{\omega_i}(q)) \quad (5-2)$$

۲-۳-۲ انرژی پتانسیل

در حالت دینامیک صلب تنها منبع انرژی پتانسیل نیروی جاذبه است [۳۳]. با متمرکز کردن جرم رابط در مرکز جرم آن رابطه ی انرژی پتانسیل به صورت زیر می شود:

$$V = g^T \sum_{i=1}^n r_{c_i} m_i \quad (6-0)$$

که g شتاب گرانش در دستگاه مبنا است. m_i جرم رابط i ام است و r_{c_i} مختصات مرکز جرم رابط متناظر می باشد.

۳-۳-۲ لاگرانژین

لاگرانژین ربات به صورت اختلاف انرژی پتانسیل و انرژی جنبشی است:

$$L = K - V = \frac{1}{2} \dot{q}^T M(q) \dot{q} - V \quad (۷-۰)$$

۴-۳-۲ معادله اویلر-لاگرانژ

معادله‌ی اویلر-لاگرانژ برای هر سیستمی که اصل کار مجازی در آن صادق می‌باشد به کار می‌رود و با روش جابه جایی مجازی به صورت زیر می‌باشد:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial L}{\partial q} = \tau \quad (۸-۰)$$

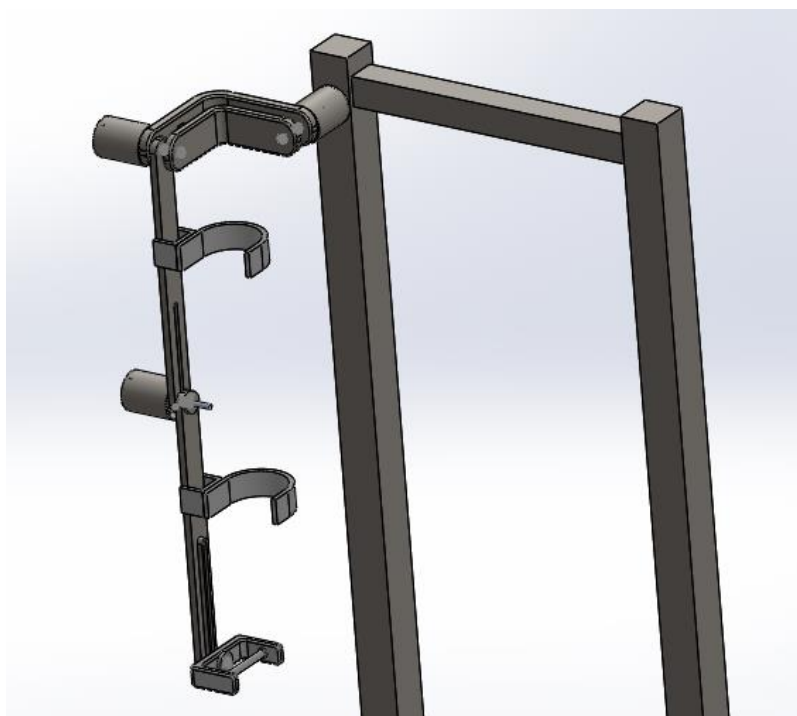
با جای‌گذاری رابطه‌ی لاگرانژین (۷-۲) در رابطه‌ی بالا و انجام محاسبات و ساده‌سازی‌های لازم معادلات دینامیکی ربات به صورت زیر می‌شود:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + D(q) + \tau_e = \tau \quad (۹-۰)$$

که در رابطه‌ی بالا $q \in R^n$ بردار موقعیت مفاصل، n تعداد رابطه‌های ربات، $M(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی ربات، $C(q, \dot{q}) \in R^{n \times n}$ ماتریس گشتاورهای گریز از مرکز و کریولیس، $D(q) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $\tau_e \in R^n$ بردار گشتاور بار و $\tau \in R^n$ بردار گشتاورهای ورودی مفاصل می‌باشد.

به این ترتیب با استفاده از پارامترهای دناویت- هارتنبرگ و پارامترهای دینامیکی ربات و عضله بالاتنه می‌توان به معادلات دینامیکی ربات و عضله بالاتنه به شکل رابطه‌ی (۲-۹) دست یافت.

در ادامه پس از طراحی ربات اسکلتی و دست انسان به صورت تقریبی در محیط نرم افزار سالیید ورکس^{۱۲} در همان محیط نرم افزار دستگاه مختصات هر رابط معین می‌شود. جنس در نظر گرفته شده برای هر رابط *AISI 1015 Steel* است و پارامترهای دینامیکی مانند ممان اینرسی و مختصات مرکز جرم و جرم هر رابط محاسبه می‌شود. طراحی تقریبی ربات توانبخش اسکلتی سه رابط محرک با موتور الکتریکی به صورت زیر است :



شکل ۲-۳: ربات توانبخش سه رابط

پارامترهای دینامیکی ربات اسکلتی توانبخش در جدول (۲-۲) مشاهده می‌شود.

^{۱۲} SolidWorks

جدول ۲-۰: پارامترهای دینامیکی ربات توانبخش

رابط	x_i (mm)	y_i (mm)	z_i (mm)	m_i (kg)	I_{xxi} (Kg.mm ²)	I_{yyi} (Kg.mm ²)	I_{zzi} (Kg.mm ²)	I_{xyi} (Kg.mm ²)	I_{xzi} (Kg.mm ²)	I_{yzi} (Kg.mm ²)
۱	۰	۵۹.۴۳	-۶۰.۳۸	۱.۱	۲۲۴۶.۸۶	۱۲۴۸.۹۹	۱۱۹۹.۸۹	۱.۱۶	-۱.۱۶	۵۸۵.۰۶
۲	-۱۳۰.۹	۰	-۸۷.۱	۰.۸	۴۰.۱۸	۴۰۶۲.۴۳	۴۰۷۹.۸۴	۰	۰	۰
۳	-۱۱۹.۸۴	۰	-۸۱.۱	۰.۸۵	۴۲.۹۲	۴۵۸۸.۸۳	۴۶۰۵.۶۹	۰	۳۳.۷	۰

در جدول (۲-۲) بردار $[x_i \ y_i \ z_i]$ ، m_i و I_i به ترتیب بردار مرکز جرم بر حسب متر، جرم بر حسب کیلوگرم و تانسور لختی بر حسب کیلوگرم متر مربع رابط i ام هستند.

برای دست انسان نیز پارامترهای دینامیکی به صورت زیر است :

جدول ۲-۳: پارامترهای دینامیکی عضله بالاتنه

رابط	x_i (mm)	y_i (mm)	z_i (mm)	m_i (kg)	I_{xxi} (Kg.mm ²)	I_{yyi} (Kg.mm ²)	I_{zzi} (Kg.mm ²)	I_{xyi} (Kg.mm ²)	I_{xzi} (Kg.mm ²)	I_{yzi} (Kg.mm ²)
۱	۰	۵۰	-۵۰.۵۳	۰.۳۵	۶۶.۲۱	۵۹.۸۱	۶۴.۱۵	-۲۰.۱	-۱.۸۲	۲۰.۳۷
۲	-۱۳۰	۰	-۳۰.۵۵	۰.۵	۱۱۹.۸۶	۳۵۰۳.۱۶	۳۶۰۵.۴۶	۰	۰	۲.۵۲
۳	-۱۳۳	۰	-۳۰	۰.۴	۱۷۰	۲۹۴۷.۵۱	۳۰۳۷.۲۵	۰	۰	۰

برای عضله بالاتنه انسان با فرضیات ذکر شده قبل می‌توان از همین روش اوایلر- لاگرانژ معادلات دینامیکی بیان کننده رفتار دست انسان را به دست آورد. با روش اوایلر- لاگرانژ معادلات دینامیکی دست انسان به صورت زیر می‌شود:

$$M_e(q)\ddot{q} + C_e(q, \dot{q})\dot{q} + D_e(q) - J_e^T(q)F_h = \tau_e \quad (10-0)$$

جایی که $M_e(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی بدن انسان، n تعداد رابط‌های مدل ساده شده عضله انسان، $C_e(q, \dot{q})\dot{q} \in R^n$ بردار گشتاورهای مرکز گرا و کریولیس بدن انسان، $D_e(q) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی بدن انسان، $F_h \in R^n$ بردار نیروهای تولید شده توسط انسان و $\tau_e \in R^n$ گشتاور تولید شده توسط انسان می‌باشد. این ماتریس‌ها و بردارها از طریق روابط سینماتیکی و پارمترهای دینامیکی بیان شده در جدول (۲-۳) به دست می‌آیند.

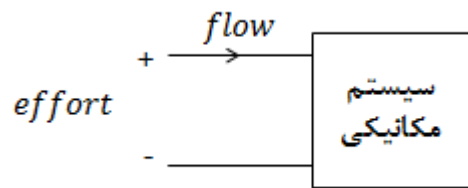
فصل ۳

کنترل امیدانس بر مبنای گشتاور

کنترل امپدانس به تنظیم رابطه‌ی دینامیکی بین نیرو و موقعیت مجری نهایی می‌پردازد و رفتار دینامیکی ربات را تنظیم می‌کند. این روش به طور عمده در کنترل ربات‌های توانبخش به کار گرفته می‌شود و در فراهم کردن کنترل مشارکتی به منظور تمرینات فعال استفاده می‌شود. در این فصل ابتدا مفهوم امپدانس مکانیکی توضیح داده می‌شود و سپس معادلات دینامیکی ربات و دست انسان فصل ۲، استفاده می‌شود سپس به قانون کنترل امپدانس بر مبنای پرداخته و شبیه‌سازی ارائه می‌شود. در آخر نتیجه‌گیری و اشکالات این نوع روش کنترلی معرفی می‌شود.

۳-۱ مفهوم امپدانس

کنترل امپدانس ربات برای نخستین بار توسط هوگان در ۱۹۸۵ ارائه شد [۲۳] و سپس این روش به خاطر تعامل دینامیکی با محیط برای ربات‌های توانبخش نیز ارائه شد که بر روی ربات ام‌ای تی منوس پیاده شد [۳]، [۹]. این روش در مقابل کنترل تناسبی مشتقی و کنترل ترکیبی موقعیت و نیرو که یک روش کنترلی سخت برای صرفاً ردیابی مسیر از پیش تعیین شده غیر منعطف است، پیشنهاد داده شد. با استفاده از این روش، کنترل راحت و قابل انعطاف برای ربات‌های توانبخش فراهم شد که باعث مشارکت بیمار، رفتار راحت ربات و اجازه‌ی انحراف از مسیر از پیش تعیین شده به کاربر شد. در حالت تعامل استاتیکی با محیط که کار مکانیکی مبادله نمی‌شود می‌توان روش‌های مرسوم و روش کنترل ترکیبی نیرو و موقعیت به کار برد ولی در حالت‌هایی که تعامل دینامیکی با محیط وجود دارد روش کنترل امپدانس به خاطر تنظیم رفتار دینامیکی با محیط مناسب است. مفهوم امپدانس در شبکه‌های مکانیکی به صورت شکل (۳-۱) است.



شکل ۳-۱: شبکه مکانیکی

یک سیستم مکانیکی خطی و تغییر ناپذیر با زمان می‌توان با دو متغیر جریان و تلاش نشان داد. امپدانس مکانیکی نگاشته از فضای جریان به فضای تلاش است که میزان مقاومت در برابر جریان ورودی را نشان می‌دهد. در حالت عملی تلاش نیروی ورودی و جریان سرعت سیستم است و نسبت تبدیل لاپلاس نیرو به سرعت را امپدانس مکانیکی می‌نامند که مقاومت در برابر سرعت است. هدف کنترل امپدانس تنظیم رفتار دینامیکی این سیستم به رفتار دینامیکی مطلوب است.

تنظیم رفتار دینامیکی در ربات به‌طور معمول با رابطه‌ی زیر صورت می‌گیرد:

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

در رابطه‌ی بالا $\ddot{x}$ و $\dot{x}$ به ترتیب بردار موقعیت، سرعت و شتاب مجری نهایی و $\ddot{x}_d$ و $\dot{x}_d$ و x_d به ترتیب بردار موقعیت، سرعت و شتاب مطلوب مجری نهایی است. F_h نیروی اعمالی به محیط، K_d و D_d و M_d به ترتیب ماتریس‌های قطری بیان کننده ضرایب سختی، میرایی و لختی است و این ضرایب به خاطر این است که در کنترل امپدانس ربات سیستم معادل مکانیکی جرم، فنر و دمپر با مقادیر مطلوب است که براساس این ضرایب رفتار دینامیکی بین ربات و انسان تنظیم می‌شود و نسبت بین نیرو و موقعیت، سرعت و شتاب تنظیم می‌شود.

۳-۲ معادلات ربات و دست انسان

ربات توانبخش با محرکه‌های الکتریکی شامل n رابط متصل شده به n مفصل درون یک زنجیره سینماتیکی باز است. هر رابط توسط یک موتور جریان مستقیم مغناطیس دائم همراه با چرخ دنده هدایت می‌شود. در اینجا فرض می‌شود که هم رابط‌ها و هم تداخل بین موتورهای الکتریکی و رابط‌ها به‌طور کامل صلب باشد. مدل دینامیکی ربات با n درجه آزادی در رابطه‌ی (۲-۹) بیان شد.

گشتاور بار توسط عضله انسان بر روی ربات ایجاد می‌شود و از رابطه‌ی (۲-۱۰) محاسبه می‌شود.

۳-۳ کنترل امپدانس

برای پیاده‌سازی کنترل امپدانس دو حلقه داخلی و خارجی در نظر گرفته می‌شود. حلقه داخلی وظیفه حذف دینامیک‌های غیرخطی ربات را بر عهده دارد که همان روش کنترل دینامیک معکوس است و حلقه خارجی نیز شتاب مطلوب برای برقراری رابطه‌ی امپدانس مطلوب را فراهم می‌کند.

رابطه‌ی امپدانس مطلوب رابطه‌ی (۳-۱) می‌باشد. این رابطه در فضای کار یعنی موقعیت مجری نهایی ربات بیان شده است. برای تبدیل از فضای مفصلی به فضای کار از رابطه‌ی (۲-۱) استفاده می‌شود و با مشتق‌گیری از این رابطه به دست می‌آید:

$$\ddot{x} = \dot{J}(q)\dot{q} + J(q)\ddot{q} \quad (2-3)$$

شتاب زاویه ای مفاصل به صورت زیر می‌شود:

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

با جای گذاری رابطه‌ی بالا در معادله‌ی دینامیکی ربات (۲-۹) رابطه‌ی زیر برقرار می‌شود:

$$M_r(q)J^{-1}(q)\ddot{x} - M_r(q)J^{-1}(q)\dot{J}(q)\dot{q} + C_r(q, \dot{q})\dot{q} + D_r(q) + \tau_e = \tau_r \quad (4-3)$$

از رابطه‌ی امپدانس شتاب خطی مجری نه‌ای به‌صورت زیر است:

$$\ddot{x}_d + M_d^{-1}D_d(\dot{x}_d - \dot{x}) + M_d^{-1}K_d(x_d - x) - M_d^{-1}F_h = \ddot{x} \quad (5-3)$$

با جای‌گذاری در رابطه‌ی (4-3) قانون کنترل بر مبنای گشتاور به‌دست می‌آید:

$$M_r(q)J^{-1}(q)M_d^{-1}(M_d\ddot{x}_d + D_d(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_d(x_d - x) - F_h) - M_r(q)J^{-1}(q)\dot{J}(q)\dot{q} + C_r(q, \dot{q})\dot{q} + D_r(q) + \tau_e = \tau_r \quad (6-3)$$

همان‌طور که در رابطه‌ی بالا مشاهده می‌شود برای پیاده‌سازی قانون کنترل نیاز به مدل دقیق ربات است که در عمل به‌دست آوردن این مدل سخت است. همچنین با توجه به غیر خطی بودن و تزویج زیاد معادلات ربات، قانون کنترل از لحاظ محاسباتی نیز پیچیده است.

۴-۳ نتایج شبیه‌سازی

برای شبیه‌سازی این قانون کنترل بر روی ربات و عضله بالاتنه ابتدا مسیر تمرین را طراحی و سپس این کنترل‌کننده به ربات در محیط شبیه‌سازی نرم افزار متلب^{۱۳} اعمال می‌شود.

۱-۴-۳ طراحی مسیر

طراحی مسیر در کاربردهای توانبخشی اهمیت ویژه‌ای دارد. یکی از این ملاحظات جلوگیری از تکین شدن ربات در مسیر طراحی شده است و نامطلوب نبودن حرکت ربات برای عضله بالاتنه به‌منظور

^{۱۳} MATLAB

جلوگیری از آسیب است. در اینجا تمریناتی در نظر گرفته شده که ناشی از محدودیت حرکتی می باشد.

تمرینات که با کمک فیزیوتراپ بر روی بیمار انجام می شود به صورت زیر است:

دامنه حرکتی غیر فعال: در این تمرینات عضلات مورد آسیب دچار فلج هستند و بیمار نمی تواند عضلات را به اراده ی خود حرکت دهد. به جای آن فیزیوتراپ آن را حرکت می دهد و به آن نیروی خارجی وارد می کند و عضلات بیمار غیر فعال است.

دامنه حرکتی فعال کمکی: در این نوع تمرین ها که بعد بهبودی نسبی انجام می شود بیمار به کمک فیزیوتراپ عضلات خود را حرکت می دهد و بیمار با کمک نیروی خارجی، تمرینات مورد نظر را انجام می دهد در واقع بخشی از حرکات توسط بیمار و بخشی به کمک فیزیوتراپ انجام می شود.

بعد از تمرینات فعال که بیمار به بخشی از توانایی عصب دست یافت باقی تمرینات به طور مستقل توسط خود بیمار انجام می شود و البته با توصیه ی فیزیوتراپ که این تمرینات شامل: تمرینات مقاومتی یا تقویتی، تمرین های کششی، تمرین های تحمل وزن، تمرین های تعادلی و ... است.

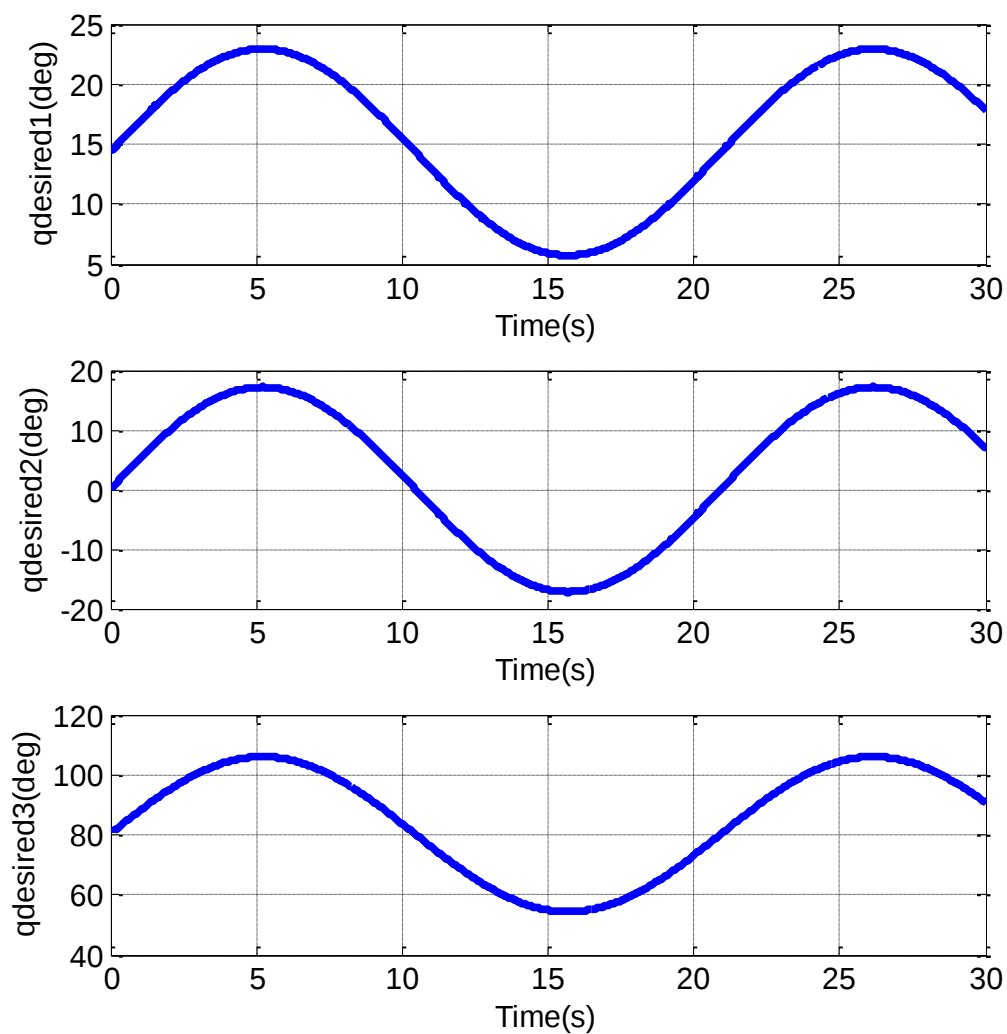
بحث تمرین مشارکتی بیمار در نوع دامنه حرکتی فعال کمکی با استفاده از ربات ها موضوع تحقیقاتی روز در رباتیک توانبخشی است.

در اغلب این تمرینات یک بخش از عضله تمرین داده می شود که دیگر بخش ها ثابت هستند. مثلاً در تمرینات شانه، درجات آزادی مربوط به آرنج و مچ تحریک نمی شوند و ثابت در نظر گرفته می شود و فقط خم شدن - باز شدن، دور شدن - نزدیک شدن شانه تحریک می شود. به منظور شبیه سازی کل این تمرینات در یک مسیر کلی سه درجه آزادی عضله بالاتنه را با دامنه ی خاصی به طور سینوسی حرکت داده می شود بدون آنکه ربات در این مسیرها تکین شود. این مسیرها به صورت زیر است:

$$q_{d1} = 0.25 + 0.15 \sin(0.3t) \quad (7-3)$$

$$q_{d2} = 0.4 \sin(0.3t) \quad (۸-۳)$$

$$q_{d3} = 1.4 + 0.45 \sin(0.3t) \quad (۹-۳)$$



شکل ۳-۲: مسیر مطلوب برای تمرینات

در شکل (۳-۲) مسیرها در فضای مفصلی هستند و موقعیت هر رابط را نسبت به رابط قبلی بصورت زاویه بیان می کند.

در این شبیه‌سازی پارامترهای دناویت - هارتنبرگ و دینامیکی ربات و دست انسان از جدول‌های (۲-۲) - (۱)، (۲-۲) و (۳-۲) گرفته شده و معادلات دینامیکی ربات و دست انسان به دست می‌آید. سپس با استفاده از نرم‌افزار متلب در مدت ۳۰ ثانیه این سیستم کنترلی شبیه‌سازی شده است. در این نوع روش کنترلی سه نوع امپدانس بالا، امپدانس متوسط و امپدانس پایین شبیه‌سازی شده است و سپس نتیجه‌گیری می‌شود.

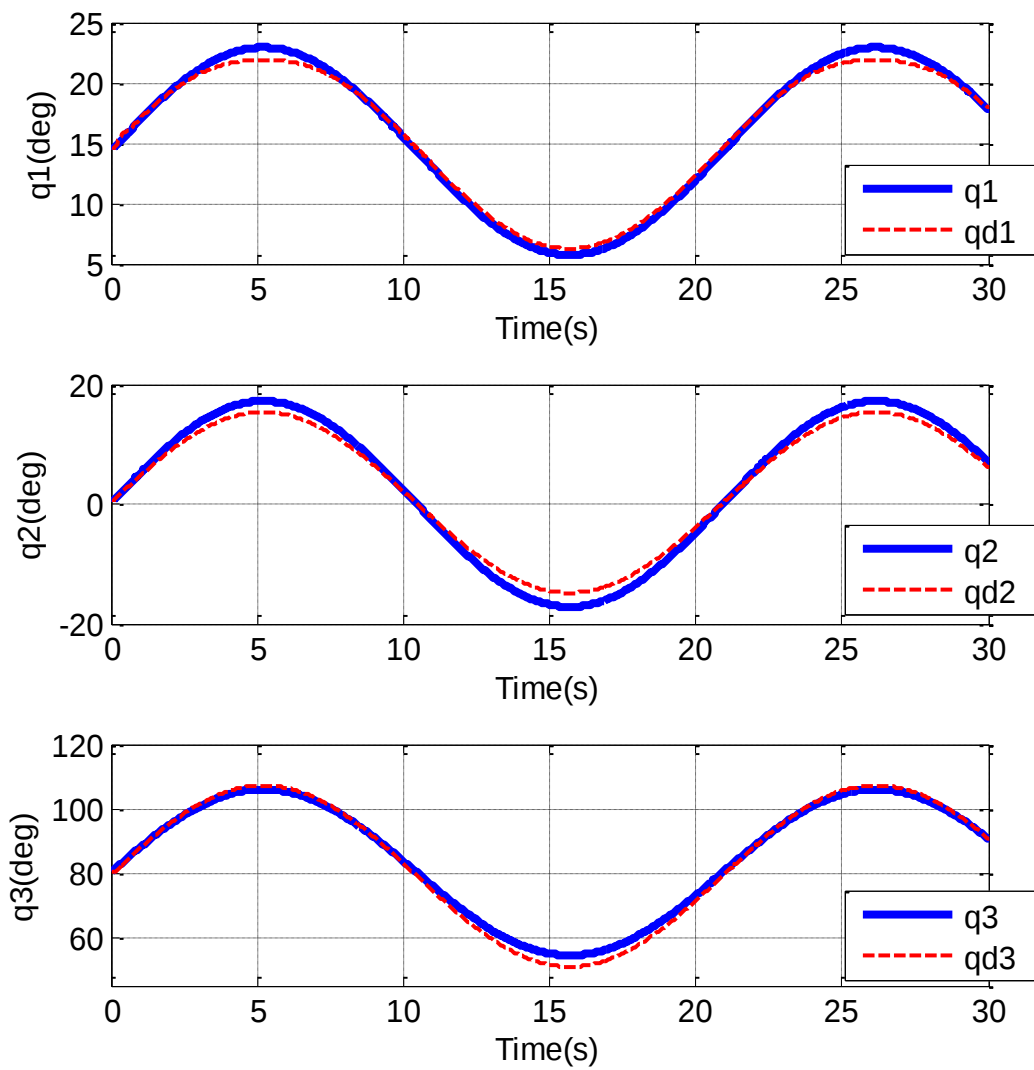
۲-۴-۳ حالت امپدانس بالا

در این حالت پارامترهای امپدانس مطلوب

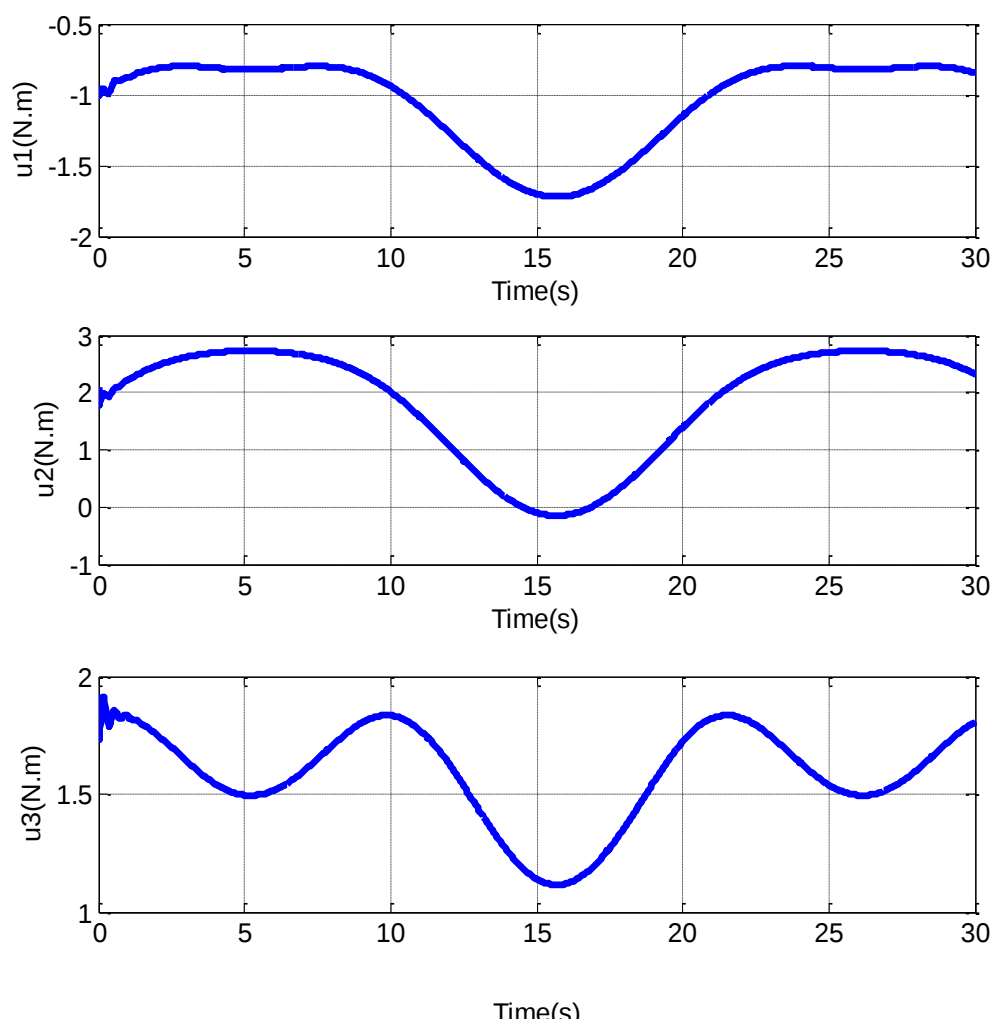
$$D_d = \begin{bmatrix} 10 & 0 & 0 \\ 0 & 10 & 0 \\ 0 & 0 & 10 \end{bmatrix}, M_d = \begin{bmatrix} 1.5 & 0 & 0 \\ 0 & 1.5 & 0 \\ 0 & 0 & 1.5 \end{bmatrix}$$

$$K_d = \begin{bmatrix} 400 & 0 & 0 \\ 0 & 130 & 0 \\ 0 & 0 & 130 \end{bmatrix}$$

هستند و نتایج در شکل‌های (۳-۳) و (۴-۳) مشاهده می‌شود.



شکل ۳-۳: ردیابی مسیر در حالت امیدانس بالا



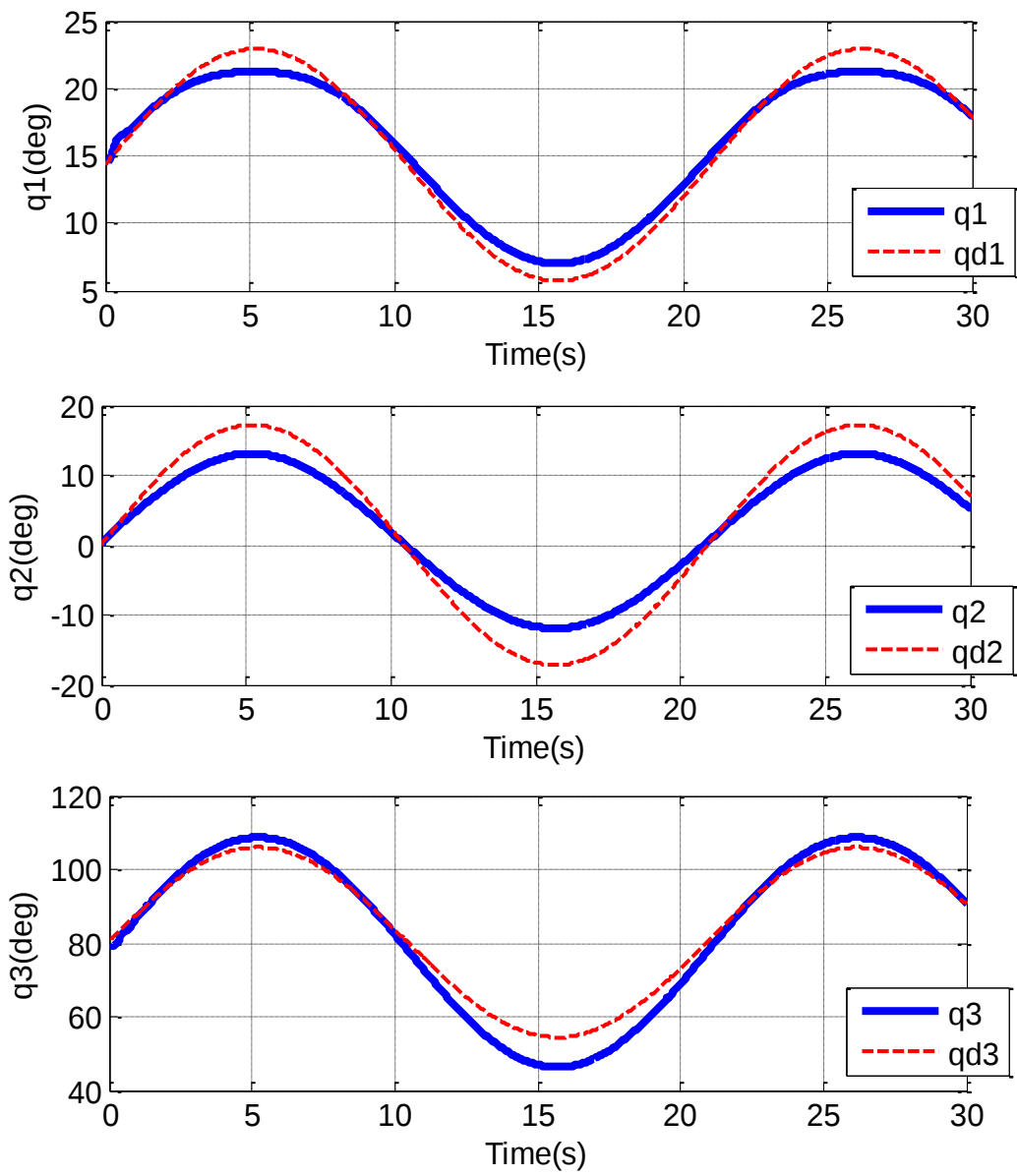
شکل ۳-۴: گشتاور اعمالی به ربات در حالت امپدانس بالا

۳-۴-۳ حالت امپدانس متوسط

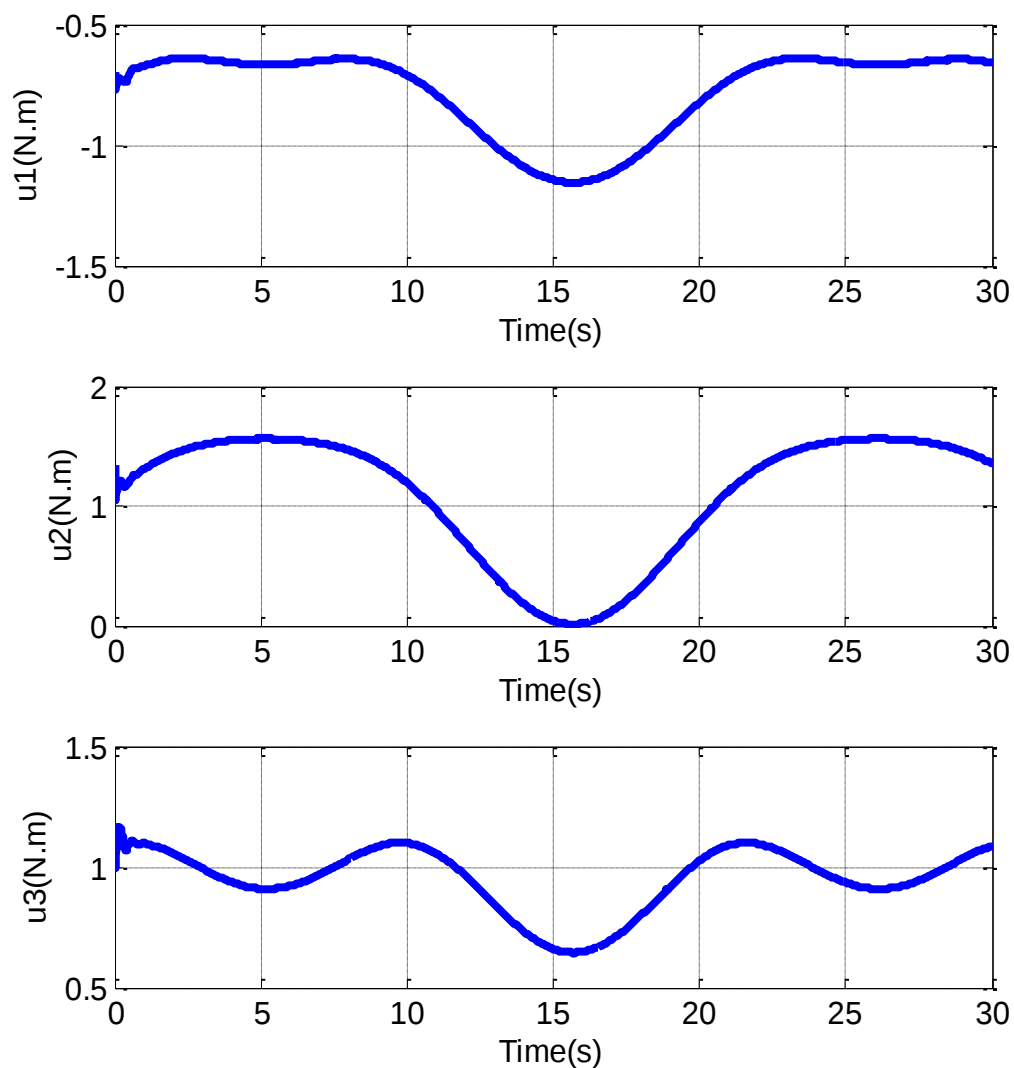
در این حالت پارامترهای امپدانس مطلوب

$$D_d = \begin{bmatrix} 7 & 0 & 0 \\ 0 & 7 & 0 \\ 0 & 0 & 7 \end{bmatrix}, M_d = \begin{bmatrix} 0.75 & 0 & 0 \\ 0 & 0.75 & 0 \\ 0 & 0 & 0.75 \end{bmatrix}$$

$K_d = \begin{bmatrix} 200 & 0 & 0 \\ 0 & 50 & 0 \\ 0 & 0 & 50 \end{bmatrix}$ هستند و نتایج در شکل‌های (۳-۵) و (۳-۶) مشاهده می‌شود.



شکل ۳-۵: ردیابی مسیر در حالت امیدانی متوسط



شکل ۳-۶: گشتاور اعمالی به ربات در حالت امپدانس متوسط

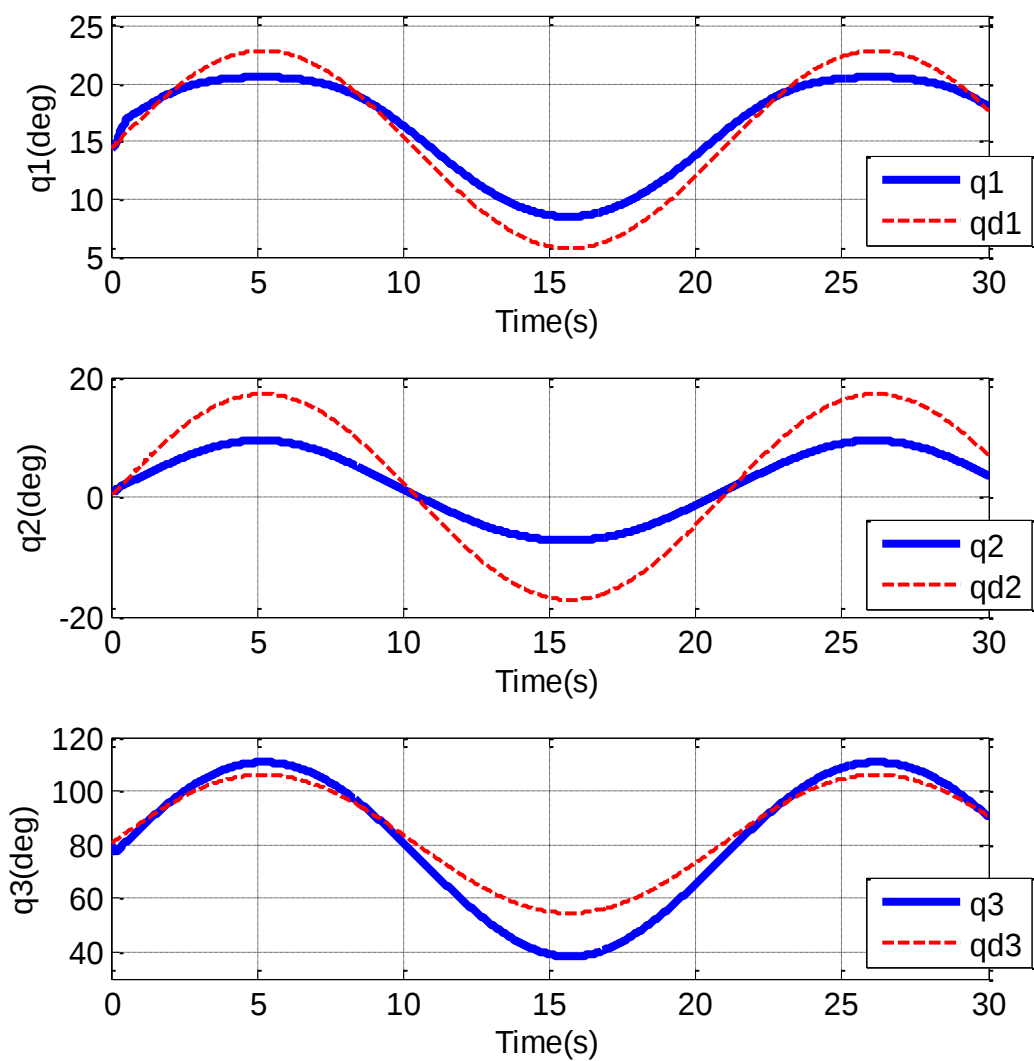
۴-۴-۳ حالت امپدانس پایین

در این حالت پارامترهای امپدانس مطلوب

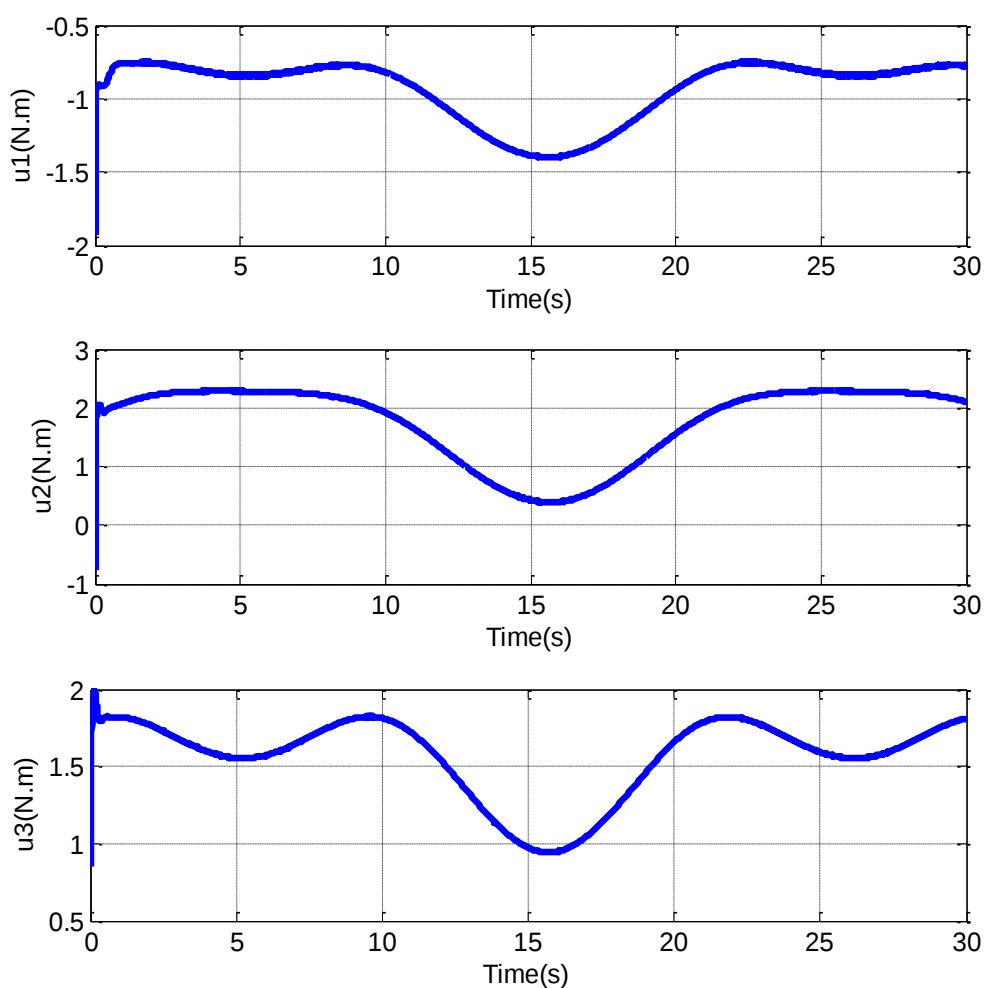
$$D_d = \begin{bmatrix} 6 & 0 & 0 \\ 0 & 6 & 0 \\ 0 & 0 & 6 \end{bmatrix}, M_d = \begin{bmatrix} 0.2 & 0 & 0 \\ 0 & 0.2 & 0 \\ 0 & 0 & 0.2 \end{bmatrix}$$

هستند و نتایج در شکل‌های (۷-۳) و (۸-۳) مشاهده می‌شود.

$$K_d = \begin{bmatrix} 80 & 0 & 0 \\ 0 & 20 & 0 \\ 0 & 0 & 20 \end{bmatrix}$$



شکل ۳-۷: ردیابی مسیر در حالت امیدانس پایین



شکل ۳-۸: گشتاور اعمالی به ربات در حالت امپدانس پایین

۳-۵ نتیجه گیری

در شبیه‌سازی‌ها سه حالت امپدانس بالا و پایین در نظر گرفته شده است. در حالت امپدانس بالا که برای حالت تمرین غیرفعال در نظر گرفته شده ردیابی مسیر به‌خوبی انجام می‌شود و ربات رفتار دینامیکی سختی از خود نشان می‌دهد و شبیه کنترل تناسبی مشتقی موقعیت است. برای تمرینات فعال، حالت امپدانس متوسط و پایین در نظر گرفته شده و رفتار دینامیکی ربات نرم‌تر و خطای ردیابی بیشتر است و به کاربر آزادی عمل بیشتری داده می‌شود. از اشکالات این روش کنترلی بر مبنای گشتاور وابسته بودن قانون کنترل به دینامیک‌های ربات و بیمار می‌باشد که باعث پیچیده‌تر شدن قانون کنترل و سنگینی محاسبات می‌شود و از طرفی به خاطر اینکه این ربات در تعامل با بیمارهای

مختلف با طول بازوهای مختلف می‌باشد طول رابط‌های ربات نیز با توجه به این تفاوت‌ها متغیر است
بنابراین مدل دقیق ربات معین نمی‌باشد و این از مشکلات قانون کنترل بر پایه گشتاور است.

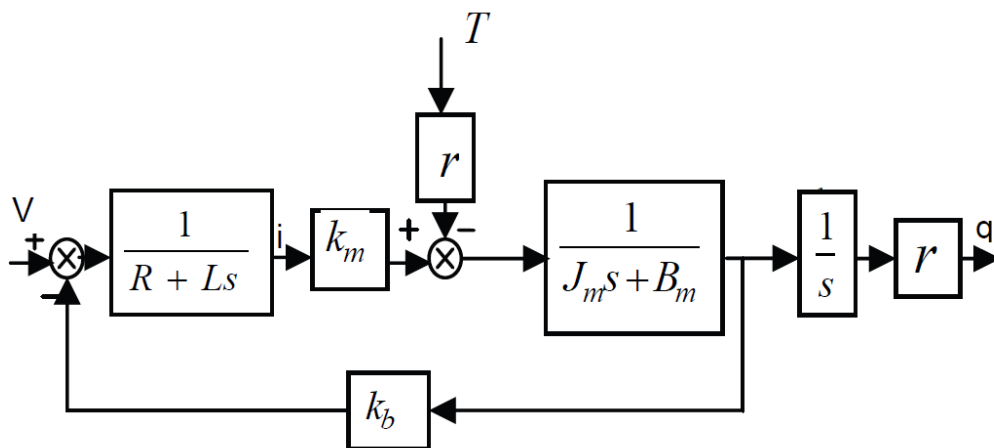
فصل ۴

کنترل امپدانس بر مبنای ولتاژ

قانون کنترل بر مبنای گشتاور به دینامیک‌های ربات نیاز دارد. سیستم ربات غیر خطی، چند ورودی – چند خروجی و با تزویج است که باعث پیچیده‌تر شدن قانون کنترل می‌شود و از طرفی در عمل مدل دقیق ربات در دسترس نیست. در این فصل با وارد کردن دینامیک‌های موتورهای الکتریکی در قانون کنترل و در نظر گرفتن ربات به عنوان بار خارجی برای این محرکه‌ها با استفاده از ولتاژ ورودی موتور جریان مستقیم به کنترل ربات پرداخته می‌شود. در [۲۹] راهبرد کنترل ربات برای بازوهای مجهز به موتورهای الکتریکی ارائه شد. این روش از مدل دینامیکی ربات آزاد است به همین دلیل در برابر عدم قطعیت‌های ربات مقاوم است. قانون کنترل بسیار ساده، پاسخ سریع، موثر، مقاوم و دارای کاربرد در اهداف ردیابی سرعت بالاست.

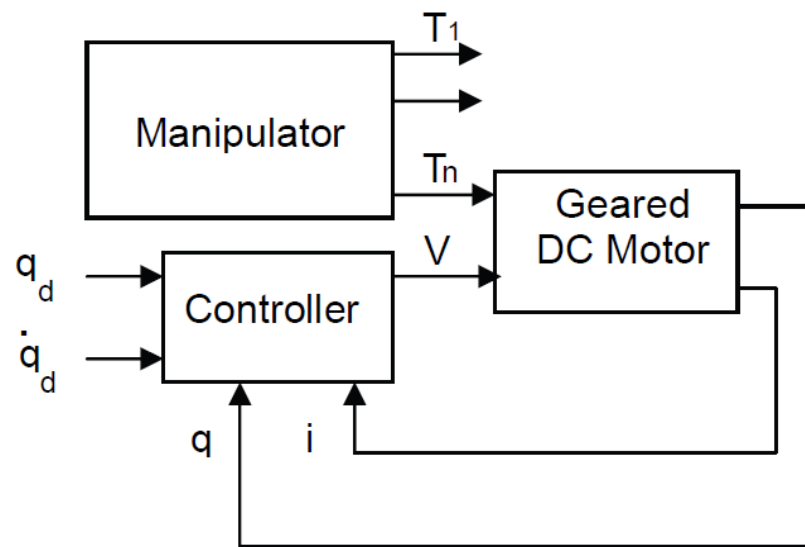
۴-۱ کنترل ولتاژ

در این روش با در نظر گرفتن این مسئله که در کنترل ربات‌ها در واقع باید محرکه‌ها کنترل شوند، مسئله‌ی کنترل ربات را به مسئله‌ی کنترل محرکه تبدیل می‌کند و ربات به عنوان بار خارجی برای این محرکه‌ها در نظر گرفته می‌شود. این روش برای ربات‌های مجهز به موتورهای الکتریکی جریان مستقیم ارائه شده است. در این محرکه‌ها ورودی کنترلی همان‌طور در شکل (۴-۱) نشان داده شده ولتاژ موتور است و دیگر ورودی این سیستم گشتاور می‌باشد که از رابط‌های متصل به مفاصل به موتور وارد می‌شود. موتورهای الکتریکی کنترل‌پذیری بیشتری نسبت به دیگر محرکه‌ها دارند و معادله‌ی الکتریکی موتور برای قانون کنترل بسیار ساده‌تر از معادله‌ی دینامیکی ربات است [۲۹].



شکل ۴-۱: بلوک دیاگرام موتور جریان مستقیم مغناطیس دائم [۲۹]

در این روش ابتدا با استفاده از خطی سازی فیدبک در معادله ی الکتریکی محرکه، ترم های مربوط به جریان از بین می رود. ترم های جریان شامل دینامیک های ربات است و این به خاطر این است که در موتورهای جریان مستقیم مغناطیس دائم جریان آرمیچر با گشاور موتور رابطه دارد و گشتاور موتور به دینامیک های ربات مرتبط می باشد. پس از خطی سازی فیدبک، سیستم به یک سیستم خطی شده دکوپله به شکل انتگرال گیر تبدیل می شود. پس از آن ایجاد یک ورودی مناسب از جنس سرعت برای سیستم انتگرال گیر به منظور دستیابی به اهداف کنترل می باشد. این الگوریتم کنترل برای یک موتور به کمک استراتژی کنترل مفصل مستقل به هر مفصل ربات مانند شکل (۴-۲) اعمال می شود. سادگی استراتژی کنترل مفصل مستقل این است که هر مفصل به طور جداگانه کنترل می شود.



شکل ۴-۲: سیستم کنترل ربات با ولتاژ موتور [۲۹]

از مزایای این روش:

- ۱- خطی سازی فیدبک سیستم فقط به جریان موتور نیاز دارد تا ترم‌های جریان را از بین ببرد. در حالی که روش‌های کنترلی بر مبنای دینامیک‌های ربات به فیدبک‌های بیشتری نیاز دارند.
- ۲- خطی سازی فیدبک فقط به ضرایب الکتریکی موتور جریان مستقیم نیاز دارد. قانون کنترل از مدل ربات آزاد است به طوریکه روش کنترل نسبت به عدم قطعیت‌های ربات مقاوم است.
- ۳- طراحی این کنترل کننده ساده است و با استفاده از استراتژی مفصل مستقل پاسخ سریع می باشد [۲۹].

۴-۲ معادلات ربات، انسان و محرکه

برای ربات توانبخش مجهز به موتور الکتریکی می توان از راهبرد کنترل ولتاژ استفاده کرد. ابتدا در فرموله کردن دینامیک سیستم معادله‌ی مکانیکی محرکه‌های الکتریکی مورد نظر است و گشتاور وارده از رابط‌های ربات به عنوان گشتاور بار برای این معادله‌ی مکانیکی در نظر گرفته می‌شود.

با در نظر گرفتن معادلات محرکه سیستم و معادلات ربات و عضله بالاتنه به عنوان بار خارجی، موتور الکتریکی رابطه‌ی مکانیکی زیر را برقرار می سازد:

$$J_m r^{-1} \ddot{q} + B_m r^{-1} \dot{q} + r \tau_r = \tau_m \quad (۱-۴)$$

در رابطه‌ی بالا $\tau_m \in R^n$ بردار گشتاور موتورها، n تعداد رابط‌های ربات و تعداد موتورها نیز است. J_m, B_m و r ماتریس‌های قطری $n \times n$ برای بیان ضرایب اینرسی، میرایی و تبدیل چرخ دنده هستند. بردارهای سرعت مفاصل $\dot{q}$ و سرعت زاویه‌ای موتورها $\dot{\theta}_m \in R^n$ بر طبق رابطه‌ی زیر به هم مرتبط می شوند:

$$\dot{q} = r \dot{\theta}_m \quad (۲-۴)$$

رابطه‌ی الکتریکی موتور مغناطیس دائم جریان مستقیم به صورت زیر می باشد:

$$R I_a + L \dot{I}_a + K \dot{q} = v \quad (۳-۴)$$

جایی که $v \in R^n$ بردار ولتاژ موتورها، $I_a \in R^n$ بردار جریان موتورها، L, R و K_b ماتریس‌های قطری $n \times n$ به ترتیب بیان کننده ضرایب مقاومت آرمیچر، اندوکتانس آرمیچر و ثابت ضد محرکه^{۱۴} می باشد. بردار گشتاور موتورها τ_m به عنوان ورودی معادله‌ی دینامیکی (۱-۴) توسط رابطه‌ی زیر به جریان آرمیچر موتور I_a مرتبط است:

$$\tau_m = K_m I_a \quad (۴-۴)$$

K_m یک ماتریس قطری متشکل از ثابت‌های گشتاور است.

^{۱۴} Back electromotive force

معادلات دینامیکی ربات و بالاتنه نیز مانند فصل قبل از رابطه‌های (۹-۲) و (۱۰-۲) به دست می‌آید و بار خارجی برای ربات توسط عضله بالاتنه ایجاد می‌شود.

ورودی کنترلی ولتاژ این موتورها می‌باشد بنابراین کنترل کننده با مجموع ربات و محرکه سرکار دارد و محرکه‌ها نیز وارد سیستم تحت کنترل می‌شود. مدل فضای حالت سیستم دینامیکی شامل ربات و محرکه‌ها به صورت زیر است:

$$\dot{z} = f(z) + bw \quad (۵-۴)$$

$$w = \begin{bmatrix} F_h \\ v \end{bmatrix} \quad (۶-۴)$$

متغیرهای حالت این مدل به صورت زیر است:

$$z = [z_1 \quad z_2 \quad z_3]^T = [q \quad \dot{q} \quad I_a]^T \quad (۷-۴)$$

در رابطه‌ی (۵-۴) ماتریس‌های $f(z)$ و b به صورت زیر است:

$$f(z) = \begin{bmatrix} z_2 \\ (J_m r^{-1} + rM_r(z_1))^{-1}(- (B_m r^{-1} + rC_r(z_1, z_2))z_2 - rD_r(z_1) + K_m z_3) \\ - L^{-1}(K_b r^{-1} z_2 + R z_3) \end{bmatrix} \quad (۸-۴)$$

$$b = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ - (J_m r^{-1} + rM_r(z_1))^{-1} r J_e^T(z_1) & 0 \\ 0 & L^{-1} \end{bmatrix} \quad (۹-۴)$$

معادلات فضای حالت (۴-۵) چند متغیره، غیر خطی، کوپلینگ زیاد سیستم را نشان می‌دهد.

همان‌طور که در فصل قبل ذکر شد کنترل امپدانس در فضای مجری نهایی برقرار است. ارتباط بین فضای کار و فضای مفصلی به کمک ماتریس ژاکوبین طبق رابطه‌ی (۲-۱) به دست می‌آید و سرعت زاویه‌ای مفاصل بر حسب سرعت خطی مجری نهایی به صورت زیر است:

$$\dot{q} = J^{-1}(q)\dot{x} \quad (۴-۱۰)$$

در حالتی که ماتریس ژاکوبین مربعی نباشد از معکوس مجازی طبق تعریف زیر استفاده می‌شود:

$$J(q)^* = (J(q)^T J(q))^{-1} J(q)^T \quad (۴-۱۱)$$

۴-۳ کنترل امپدانس بر مبنای ولتاژ

در کنترل ربات تحریک شده با موتورهای الکتریکی بر مبنای ولتاژ، معادله‌ی الکتریکی موتورها با ورودی ولتاژ در قانون کنترل مدنظر است. با جای‌گذاری رابطه‌ی (۴-۱۰) در رابطه‌ی (۴-۳) به دست می‌آید:

$$RI_a + LI_a + KJ^{-1}(q)\dot{x} = v \quad (۴-۱۲)$$

رابطه‌ی امپدانس نیز رابطه‌ی (۳-۱) می‌باشد از این رابطه سرعت خطی مجری نهایی می‌شود:

$$D_d^{-1}M_d(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + \dot{x}_d + D_d^{-1}K_d(x_d - x) - D_d^{-1}F_h = \dot{x} \quad (۴-۱۳)$$

با جای گذاری رابطه‌ی (۴-۱۳) در رابطه‌ی (۴-۱۲) قانون کنترل امپدانس بر مبنای ولتاژ به دست می آید:

$$RI_a + KJ^{-1}(q)(D_d^{-1}M_d(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + \dot{x}_d + D_d^{-1}K_d(x_d - x) - D_d^{-1}F_h) = v \quad (4-14)$$

موتورهای الکتریکی دارای محدوده‌ی ولتاژ هستند با اعمال اشباع به قانون کنترل بر مبنای ولتاژ موتور به دست می آید:

$$sat(u) = v \quad (4-15)$$

u از رابطه‌ی زیر برقرار می شود:

$$RI_a + KJ^{-1}(q)(D_d^{-1}M_d(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + \dot{x}_d + D_d^{-1}K_d(x_d - x) - D_d^{-1}F_h) = u \quad (4-16)$$

$sat(u)$ یک بردار است که تشکیل شده از المان‌های زیر است:

$$v_i = sat(u_i) \quad (4-17)$$

$$sat(u_i) = \begin{cases} v_{\max} & \text{if } u_i \geq v_{\max} \\ u_i & \text{if } -v_{\max} \leq u_i \leq v_{\max} \\ -v_{\max} & \text{if } u_i \leq -v_{\max} \end{cases} \quad (4-18)$$

که $v_{\max}$ حداکثر ولتاژ موتور است.

بنابراین رابطه‌ی (۴-۱۴) قانون کنترل بر مبنای ولتاژ برای یک ربات توانبخش محرک با موتور جریان مستقیم مغناطیس دائم در تعامل با عضله بالاتنه است.

۴-۴ نتایج شبیه سازی

در این شبیه سازی مسیر طراحی شده برای ردیابی مانند مسیرهای مطلوب فصل قبل می باشد. شبیه سازی در سه حالت امپدانس بالا، امپدانس متوسط و امپدانس پایین انجام شود.

در شبیه سازی از موتور مغناطیس دائم جریان مستقیم Maxon RE-max 29, brushed DC به عنوان محرکه استفاده شده که مشخصات این موتور در جدول (۴-۱) مشاهده می شود.

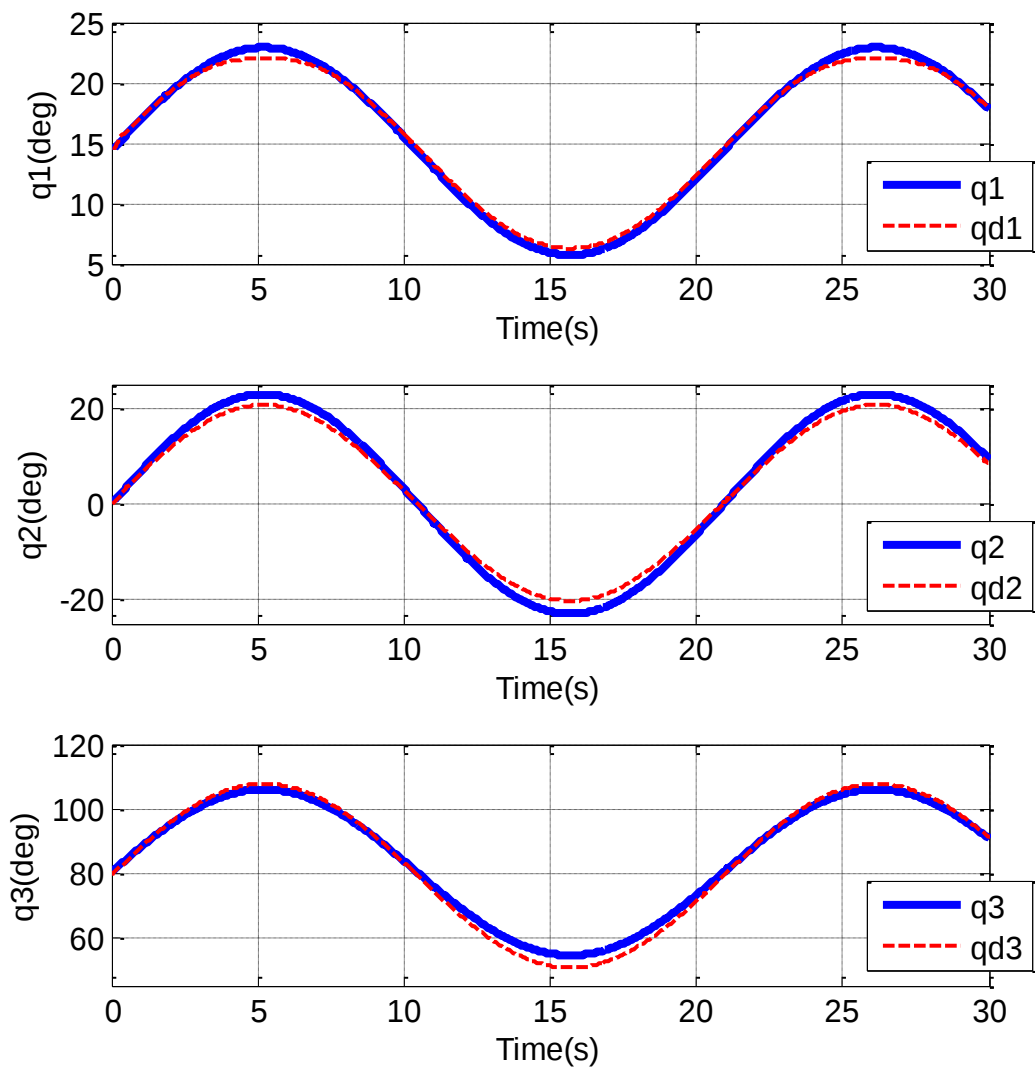
جدول ۴-۱: مشخصات موتور Maxon RE-max 29, brushed DC

$v_{\max}(V)$	$R(\Omega)$	$K_m(\frac{mNm}{A})$	$L(mH)$	$J_m(gcm^2)$	K_b	r
۴۸	۱۳.۶	۶۱.۱	۱.۰۹	۱۱.۸	K_m	۰.۰۵

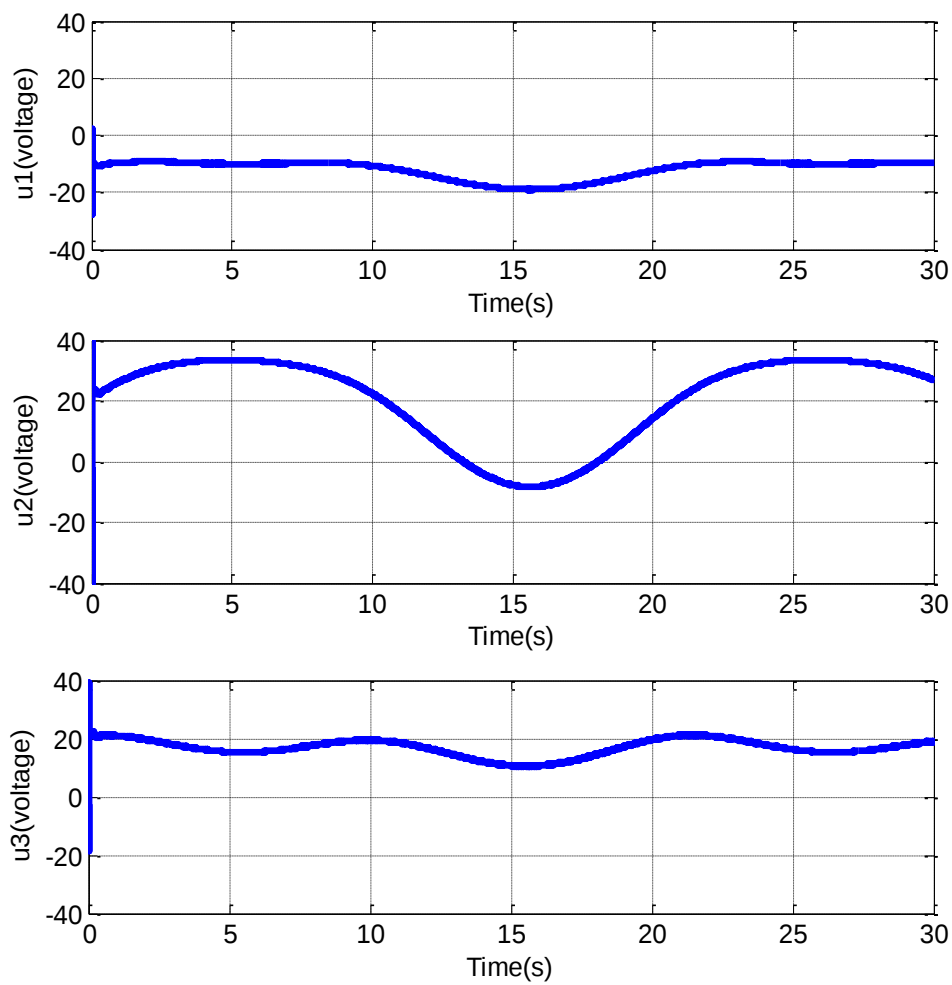
۱-۴-۴ حالت امپدانس بالا

در این حالت پارامترهای امپدانس مطلوب $D_d = \begin{bmatrix} 8 & 0 & 0 \\ 0 & 8 & 0 \\ 0 & 0 & 8 \end{bmatrix}$ ، $M_d = \begin{bmatrix} 1.2 & 0 & 0 \\ 0 & 1.2 & 0 \\ 0 & 0 & 1.2 \end{bmatrix}$

$K_d = \begin{bmatrix} 400 & 0 & 0 \\ 0 & 130 & 0 \\ 0 & 0 & 130 \end{bmatrix}$ هستند و نتایج در شکل های (۴-۳) و (۴-۴) مشاهده می شود.



شکل ۴-۳: ردیابی مسیر در حالت امیدانس بالا



شکل ۴-۴: ولتاژ اعمالی به موتور ها در حالت امپدانس بالا

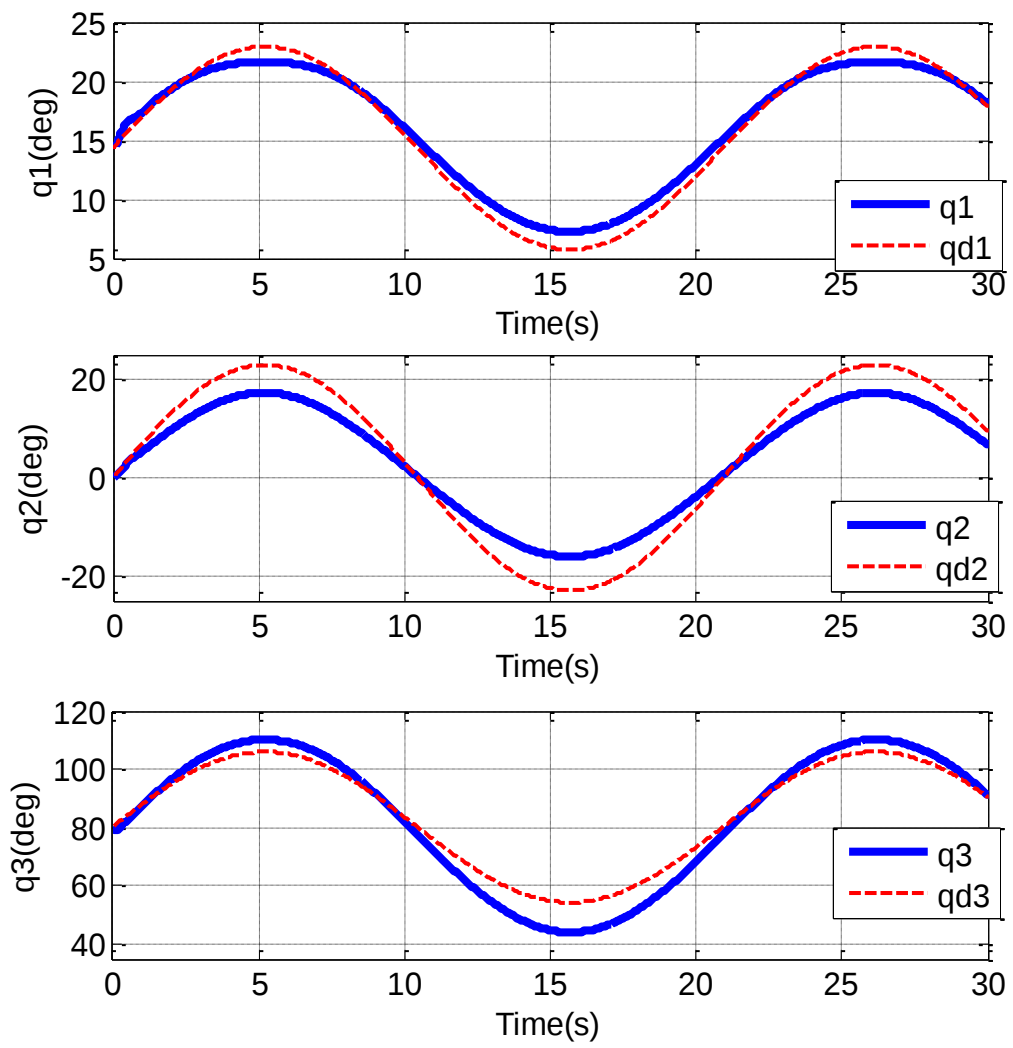
۲-۴-۴ حالت امپدانس متوسط

در این حالت پارامترهای امپدانس مطلوب

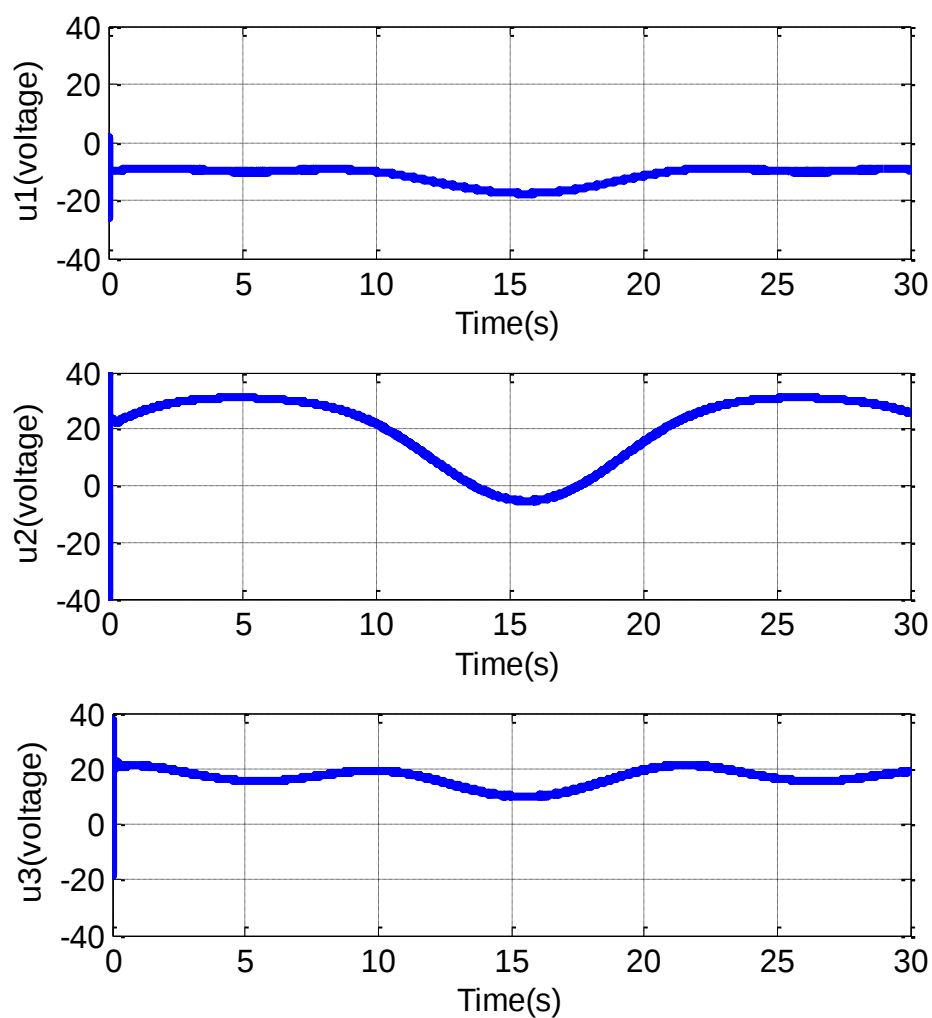
$$D_d = \begin{bmatrix} 7 & 0 & 0 \\ 0 & 7 & 0 \\ 0 & 0 & 7 \end{bmatrix}, M_d = \begin{bmatrix} 0.7 & 0 & 0 \\ 0 & 0.7 & 0 \\ 0 & 0 & 0.7 \end{bmatrix}$$

K_d هستند و نتایج در شکل های (۴-۵) و (۴-۶) مشاهده می شود.

$$K_d = \begin{bmatrix} 200 & 0 & 0 \\ 0 & 50 & 0 \\ 0 & 0 & 50 \end{bmatrix}$$



شکل ۴-۵: ردیابی مسیر در حالت متوسط



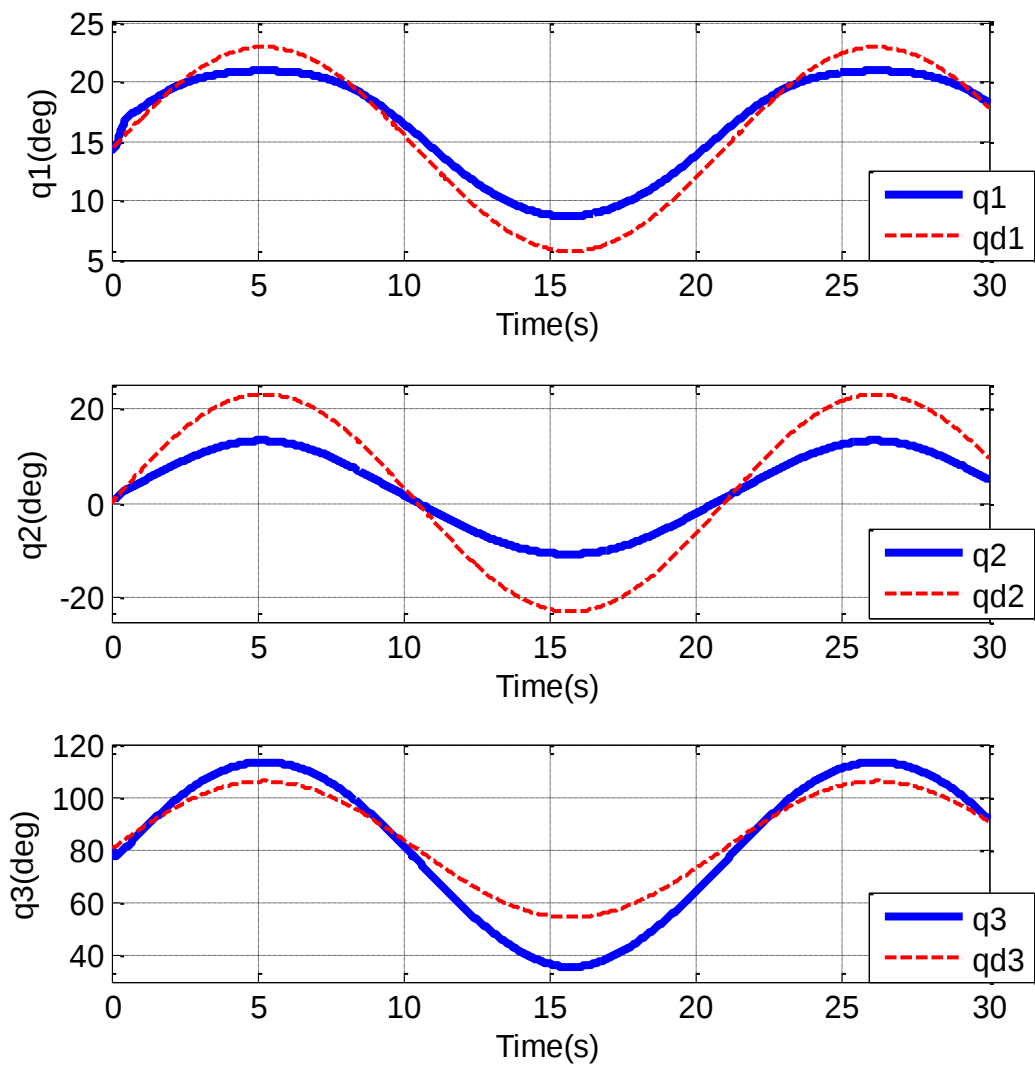
شکل ۴-۶: ولتاژ اعمالی به موتور ها در حالت امپدانس متوسط

۳-۴-۴ حالت امپدانس پایین

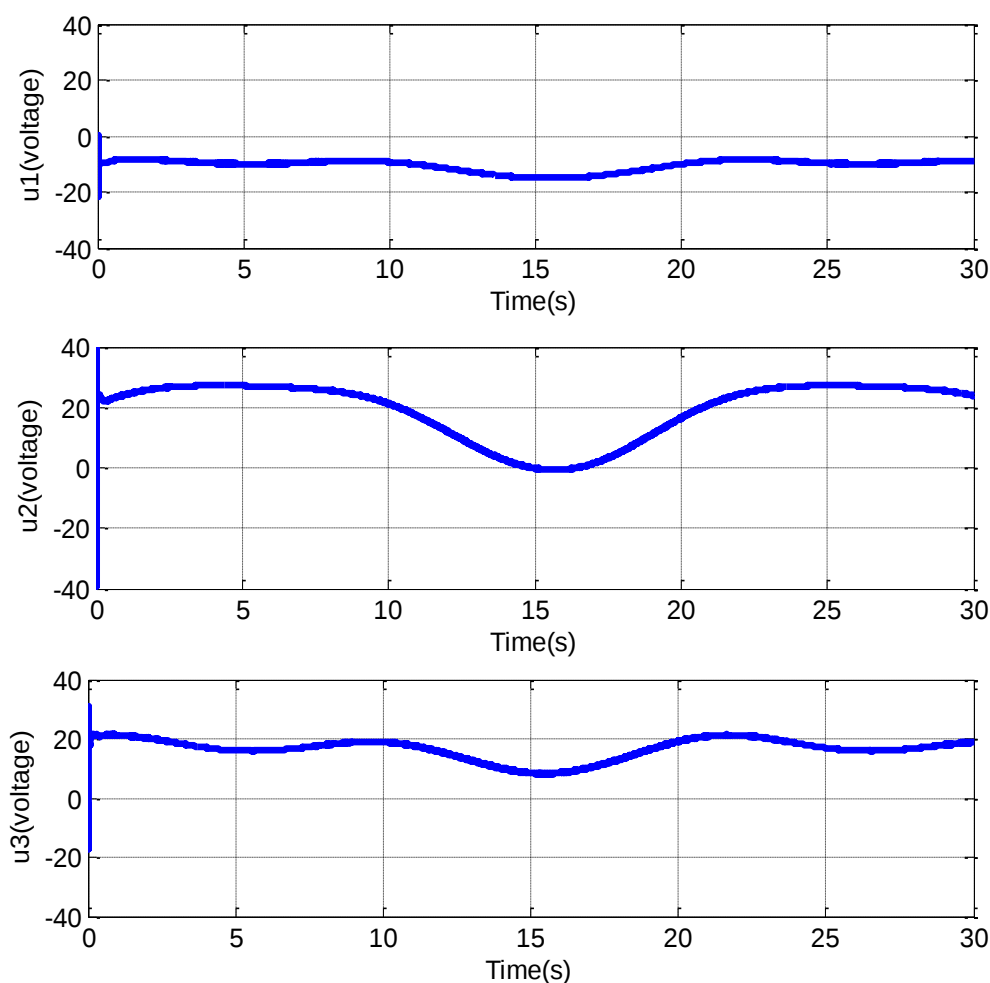
در این حالت پارامترهای امپدانس مطلوب

$$D_d = \begin{bmatrix} 6 & 0 & 0 \\ 0 & 6 & 0 \\ 0 & 0 & 6 \end{bmatrix}, M_d = \begin{bmatrix} 0.2 & 0 & 0 \\ 0 & 0.2 & 0 \\ 0 & 0 & 0.2 \end{bmatrix}$$

$K_d = \begin{bmatrix} 80 & 0 & 0 \\ 0 & 20 & 0 \\ 0 & 0 & 20 \end{bmatrix}$ هستند و نتایج در شکل های (۷-۴) و (۸-۴) مشاهده می شود.



شکل ۴-۷: ردیابی مسیر در حالت امیدانس پایین



شکل ۴-۸: ولتاژ اعمالی به موتور ها در حالت امپدانس پایین

۵-۴ نتیجه گیری

در این فصل برای پیاده‌سازی قانون کنترل امپدانس، معادله‌ی الکتریکی محرکه‌ها در نظر گرفته شد و با استفاده از استراتژی کنترل ولتاژ سیستم ربات توانبخش تحریک شده با موتورهای جریان مستقیم مغناطیس دائم کنترل شد. همان‌طور که ذکر شد از دینامیک‌های ربات و دست انسان مستقل است و در مقایسه با روش گشتاور ساده‌تر، سریع‌تر و نسبت عدم قطعیت‌های ربات مقاوم‌تر است. در شبیه‌سازی نیز سه حالت امپدانس بالا، متوسط و پایین برای تنظیم رفتار ربات با بیمار در نظر گرفته شد.

در نهایت نیز مشاهده می‌شود که ولتاژ اعمالی به محرکه‌ها درون محدوده در نظر گرفته شده برای موتورهای جریان مستقیم مغناطیس دائم قرار دارد. حالت مطلوب این است که پارامترهای امپدانس به صورت پیوسته و برخط تعیین شود و بیمار در تمرینات مشارکت فعال داشته باشد. در این روش ضرایب ثابت برای تمرین در نظر گرفته شده است.

فصل ۵

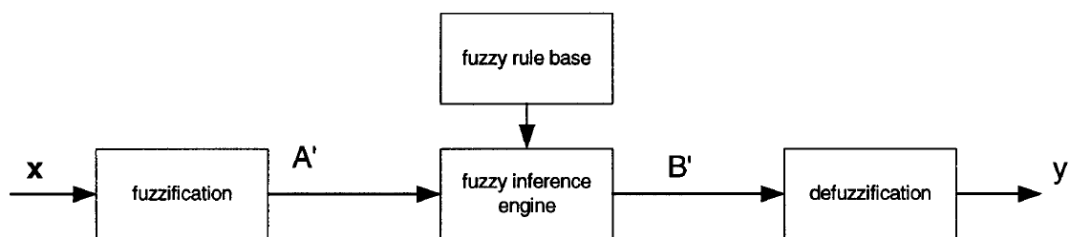
کنترل امیدانس تطبیقی هوشمند

در تمرینات توانبخشی میزان مشارکت برای بیماران مختلف و شرایط بهبود، متفاوت است. بنابراین حالت مطلوب این است که ضرایب امپدانس با توجه به بهبود و بازتوانی عضلات تطبیق داده شود و به صورت پیوسته تغییر کند و برای بیماران مختلف به طور خاص تنظیم شود. در شروع تمرینات ابتدا فیزیوتراپ میزان توانایی بیمار در انجام حرکات داوطلبانه را می‌سنجد و با توجه به این نتایج تمرینات فعال را با پارامتر میزان مشارکت طراحی می‌کند. در روش‌های قبلی بعد از تشخیص فیزیوتراپ یکی از حالت‌های امپدانسی انتخاب می‌شد. در این فصل ابتدا یک سیستم هوشمند بر مبنای منطق فازی طراحی می‌شود که ورودی این سیستم مشارکت است و خروجی‌های آن ضرایب سختی، میرایی و لختی کنترل‌کننده امپدانس است. هدف این است که سیستم هوشمند جایگزین فیزیوتراپ برای انتخاب حالت امپدانس شود. این ضرایب به عنوان مدل مرجع برای سیستم کنترل امپدانس در نظر گرفته می‌شود. سپس به کمک الگوریتم نزول گرادینان ضرایب امپدانس فعلی کنترل‌کننده به ضرایب امپدانس مطلوب میل می‌کنند و به این صورت رفتار دینامیکی ربات با انسان تنظیم می‌شود. نتایج شبیه‌سازی موثر بودن این روش را نشان می‌دهد. در ابتدا مقدمه‌ای از سیستم‌های فازی ارائه می‌شود.

۵-۱ سیستم‌های فازی

در فصل‌های قبل فیزیوتراپ بهبودی بیمار را ارزیابی و براساس آن حالت امپدانس را برای ربات تعیین می‌کرد. در حالت سنتی رفتار دینامیکی دست، درمان به صورت برخط و با توجه به میزان بهبودی تغییر می‌کند. هدف از استفاده‌ی سیستم فازی، تعیین ماتریس ضرایب امپدانس به صورت برخط و پیوسته مثل حالت سنتی است. در این فصل برای تعیین ماتریس ضرایب امپدانس مطلوب D_d, K_d و M_d بر حسب میزان مشارکت از سیستم‌های فازی استفاده می‌شود. این سیستم‌ها پارامتر مشارکت را به عنوان ورودی دریافت می‌کنند و براساس قوانین فازی ضرایب امپدانس مطلوب را به دست می‌آورند. در ابتدا مفاهیم بنیادین سیستم فازی ارائه می‌شود.

بلوک دیاگرام سیستم فازی ممدانی به صورت زیر است:



شکل ۵-۱: بلوک دیاگرام یک سیستم فازی [۳۴]

سیستم‌های فازی چند ورودی و تک خروجی هستند. سیستم‌های چند ورودی، چند خروجی را می‌توان به چندین سیستم چند ورودی، تک خروجی تبدیل کرد.

سیستم فازی در شکل بالا از چهار بخش: فازی‌ساز، غیرفازی‌ساز، پایگاه قواعد فازی، موتور استنتاج فازی تشکیل شده است. x و y کمیت‌های صریح می‌باشند که برای ماشین قابل فهم هستند. این متغیرها با استفاده از فازی‌ساز و غیرفازی‌ساز به مجموعه‌های فازی و صریح تبدیل می‌شوند. پایگاه قواعد فازی شامل عبارات به صورت "*if ...then...*" است که متغیر فازی را به عنوان ورودی می‌گیرد و خروجی را به صورت متغیر فازی می‌دهد و تعیین این عبارات به عنوان قانون فازی بر حسب تجربه انسان خبره تعیین می‌شود. برای هر قانون، موتور استنتاج فازی متغیر فازی ورودی بر طبق ارتباط تعریف شده در آن قانون و نحوه‌ی استنتاج موتور فازی، به متغیر فازی خروجی نگاشت می‌دهد. سپس متغیرهای فازی به دست آمده از تمام قوانین با هم ترکیب می‌شوند و متغیر فازی خروجی را می‌سازند. متغیر فازی خروجی موتور استنتاج توسط غیرفازی‌ساز به متغیر صریح تبدیل می‌شود. اگر از فازی‌ساز منفرد، غیرفازی‌ساز میانگین مراکز، موتور استنتاج ضرب ممدانی استفاده شود خروجی سیستم را می‌توان به صورت ریاضی فرموله کرد:

$$y = \frac{\sum_{l=1}^m \bar{y}^l \prod_{i=1}^n \mu_{A_i}^l(x_i)}{\sum_{l=1}^m \prod_{i=1}^n \mu_{A_i}^l(x_i)} \quad (۱-۵)$$

در رابطه‌ی بالا m بیان‌کننده تعداد قوانین فازی، $\bar{y}^l$ مرکز تابع تعلق مجموعه‌های فازی خروجی به ازاء قانون l ام، n تعداد ورودی سیستم فازی و $\mu_{A_i}^l(x_i)$ مقدار تابع تعلق به ازاء قانون l ام و به ازاء ورودی i ام است. حال به تعیین قوانین فازی برای سیستم فازی مورد بحث در این فصل پرداخته می‌شود.

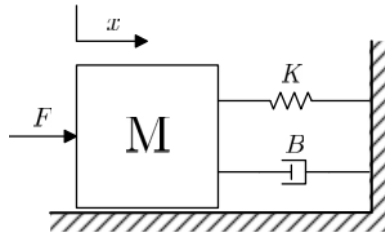
۵-۲ قوانین فازی

برای تعیین قوانین فازی ابتدا به تاثیر ورودی و خروجی‌های سیستم های فازی پرداخته می‌شود. در کنترل مشارکتی ربات توانبخش با تئوری کنترل امپدانس مطلوب این است که بیمار در تمرینات فعال مشارکت داشته باشد و ایده اصلی روش کنترلی این است که با توجه به میزان بازتوانی بیمار، ماتریس ضرایب مطلوب امپدانس نیز تغییر کنند. در واقع با تغییر این ضرایب میزان انحراف از مسیر اصلی و رفتار دینامیکی ربات تغییر می‌کند. این تغییر ضرایب از امپدانس بالا با خطا کم تا امپدانس پایین با خطا تقریباً زیاد شامل می‌شود. با این استراتژی، بیمار در صورت بهبود سیستم عصبی می‌تواند در تمرینات مشارکت داشته باشد. بنابراین با روش فازی، ضرایب امپدانس توسط مشارکت تعیین می‌شود.

۵-۲-۱ رابطه‌ی ضرایب امپدانس با مشارکت

در رابطه‌ی امپدانس ارتباط دینامیکی بین نیرو و خطای موقعیت تنظیم می‌شود. این رابطه از سه ضریب سختی، میرایی و لختی تشکیل شده است. در روش ارائه شده به تنظیم این سه ضریب به صورت برخط و پیوسته برای رسیدن به مشارکت و همکاری مطلوب با کمک سیستم‌های فازی

پرداخته می‌شود. برای ارتباط دادن این ضرایب به میزان مشارکت، ابتدا به تاثیر این ضرایب در رفتار دینامیکی سیستم تحت کنترل پرداخته می‌شود. در واقع تاثیر این ضرایب را می‌توان با در نظر گرفتن سیستم زیر متوجه شد:



شکل ۵-۲: سیستم جرم-فنر-دمپر

ضریب K مربوط به سختی رفتار دینامیکی می‌باشد. این ضریب خاصیت فنی ردیابی مسیر را افزایش می‌دهد. در واقع این ضریب مربوط به رفتار فنی یا به تعبیر فیزیکی خاصیت ارتجاعی و کشسانی می‌باشد. با افزایش یافتن این ضریب سرعت سیستم افزایش یافته و به مقدار مطلوب سریع تر نزدیک می‌شود و میزان نوسانات و دامنه‌ی نوسانات را افزایش می‌دهد.

ضریب B مربوط به میرایی رفتار دینامیکی است. افزایش این ضریب منجر به افزایش میرایی می‌شود که خاصیت این ضریب کاهش دامنه‌ی نوسانات و سرعت سیستم است.

ضریب M مربوط به رفتار لختی سیستم می‌شود. لختی در فیزیک به معنای مقاومت جسم در برابر تغییر سرعت تعبیر شده و برابر با نسبت بین نیروی وارد بر جسم و شتاب آن است. در واقع با افزایش این ضریب در پاسخ سیستم مقاومت بیشتر نسبت به تغییر سرعت مشاهده می‌شود.

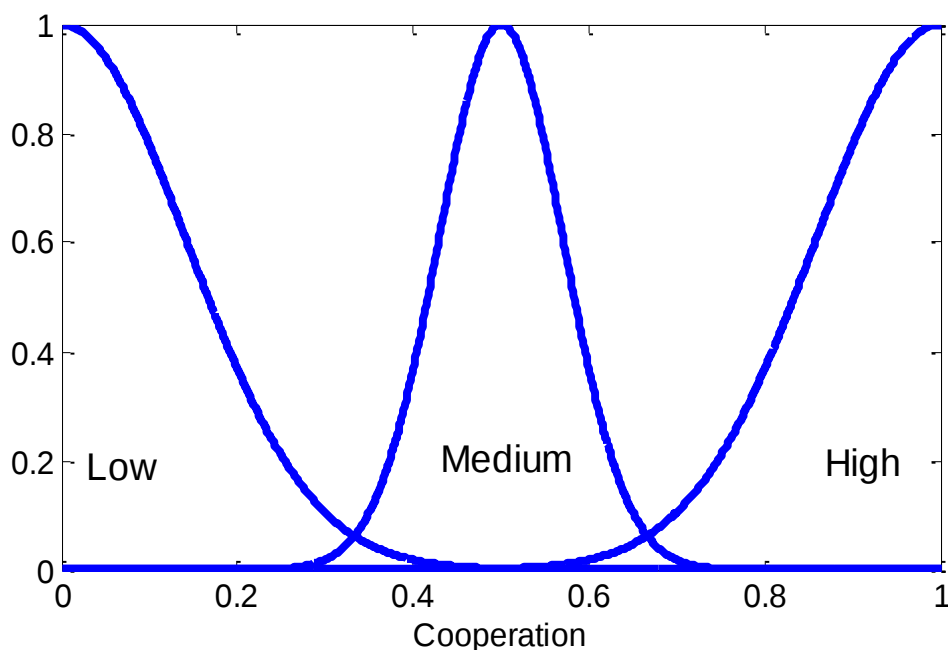
تاثیر این ضرایب بر رفتار دینامیکی سیستم را می‌توان در طراحی تمرینات توانبخشی مورد مطلوب فیزیوتراپ استفاده کرد. در تغییر مشارکت و همکاری، ایده به همان صورت فصل‌های قبل است با کاهش ضرایب امپدانس میزان خطا از مسیر مطلوب افزایش یافته و اجازه انحراف از مسیر به کاربر داده می‌شود و رفتار دینامیکی ربات در برابر نیروی محیطی نرم تر می‌شود. رفتار نرم ربات با کاهش

ضرایب به خصوص ضریب سختی با توجه به ویژگی دینامیکی گفته شده، صورت می‌گیرد و بیمار می‌تواند با ربات تعامل بیشتر برقرار کند. این تغییر امپدانس برخط و پیوسته باعث تشویق بیمار در تمرینات و موثرتر شدن نتیجه می‌شود.

۵-۲-۲ تعیین قوانین فازی

در سیستم‌های فازی مورد میزان مشارکت به عنوان ورودی و ضرایب امپدانس به عنوان خروجی در نظر گرفته شده است. سپس مجموعه‌های فازی ورودی و خروجی قوانین تعیین می‌شود. در کار ارائه شده مجموعه‌های فازی ورودی دامنه‌ی بین عدد ۰ تا ۱ قرار می‌گیرند. در فصل‌های قبل فیزیوتراپ براساس معیارهای بهبود که معمولاً توسط سیگنال ^{۱۵}EMG یا عکس العمل نیرو از ماهیچه میزان بهبودی را می‌سنجید و براساس این معیارها میزان مشارکت را که منجر به تعیین حالت امپدانس می‌شد را معین می‌نمود. در این فصل میزان مشارکت را با توجه به تغییر معیارهای بهبود در دامنه‌ی بین عدد ۰ تا ۱ تناسب داده شده است. برای حالت مشارکت پایین اعداد نزدیک به ۰ و حالت بالا اعداد نزدیک به ۱ در نظر گرفته شده است. سپس گروه‌های فازی برای این ورودی تعیین می‌گردد. گروه‌های فازی برای ورودی به سه گروه پایین، متوسط و زیاد تقسیم می‌شود و در شکل (۵-۳) مشاهده می‌شود.

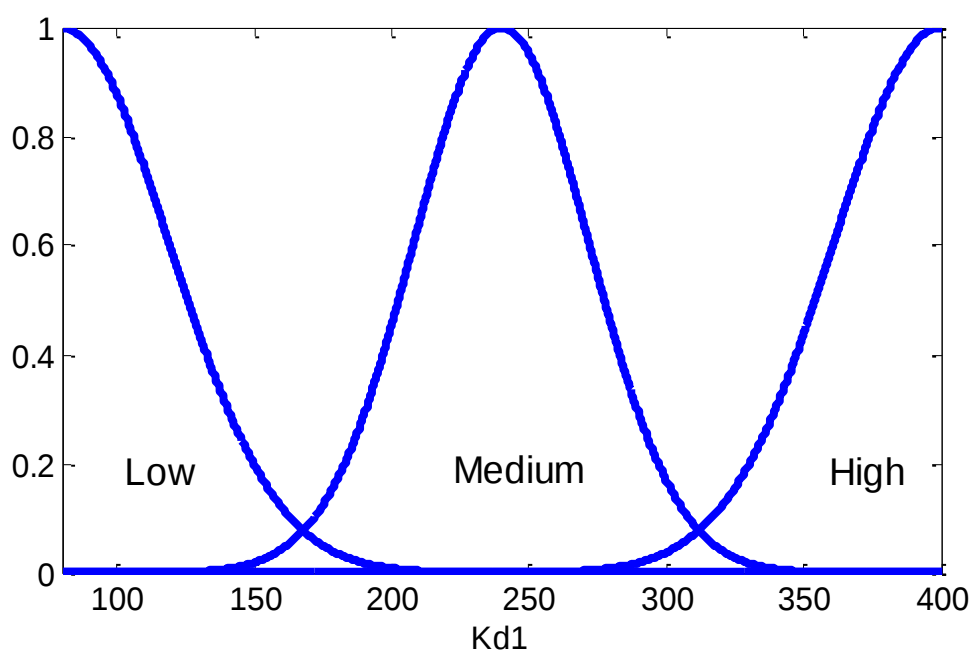
^{۱۵} Electromyography



شکل ۵-۳: گروه‌های فازی برای مشارکت

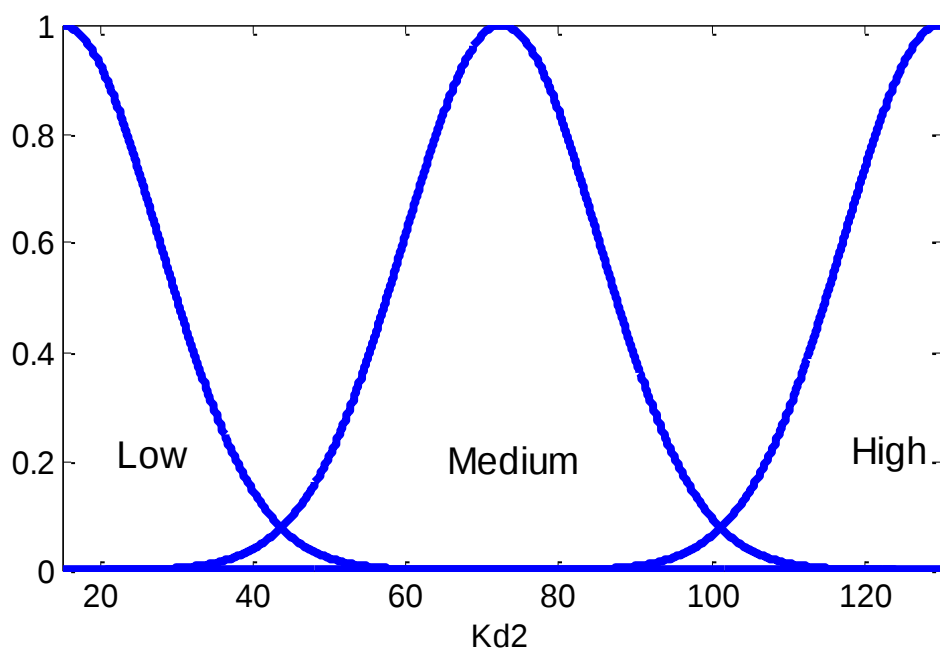
از آنجایی که سیستم‌های فازی تک خروجی هستند از چند سیستم فازی برای تعیین ضرایب امپدانس استفاده شده است. مجموعه‌های فازی خروجی هر یک از سیستم‌ها نیز در دامنه‌هایی مثل حالت‌های امپدانسی فصل قبل بین امپدانس بالا با ضرایب زیاد تا امپدانس پایین با ضرایب کم قرار می‌گیرند. با توجه به اینکه ماتریس سختی در قطر اصلی خود از دو دامنه‌ی اعداد مختلف استفاده می‌کند از دو سیستم برای تعیین ضریب سختی استفاده می‌شود. مجموعه‌های فازی برای خروجی سیستم‌های فازی به ۳ مجموعه فازی *Low*، *Medium* و *High* تقسیم می‌شوند و در شکل‌های (۵-۴)

(۴-۵)، (۵-۵)، (۶-۵) و (۷-۵) مشاهده می‌شود. برای ضریب k_{d1} :



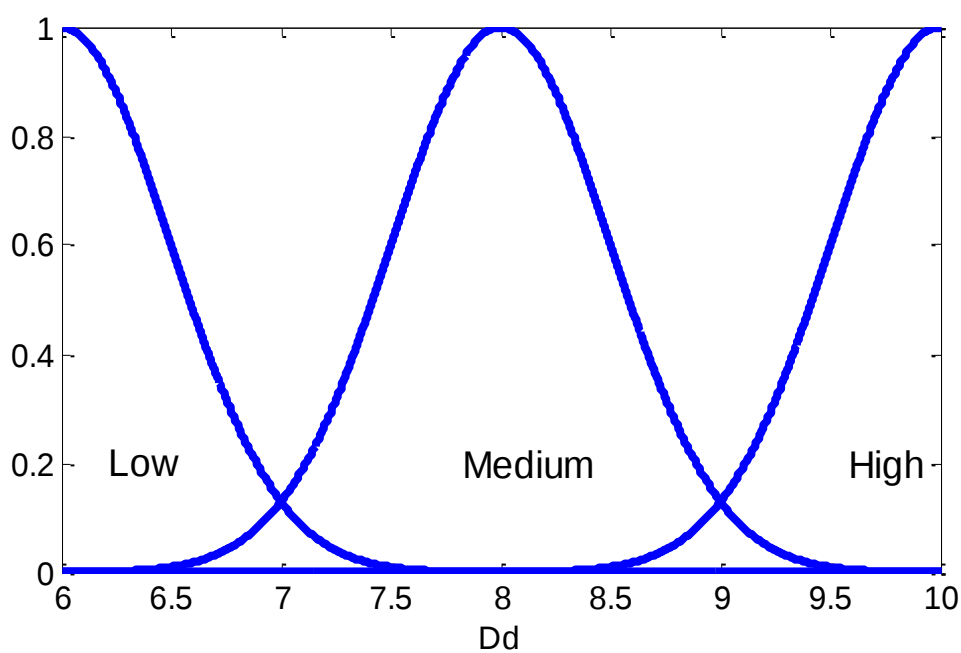
شکل ۴-۵: گروه‌های فازی برای ضریب سختی درایه اول قطر اصلی

برای ضریب k_{d2} :



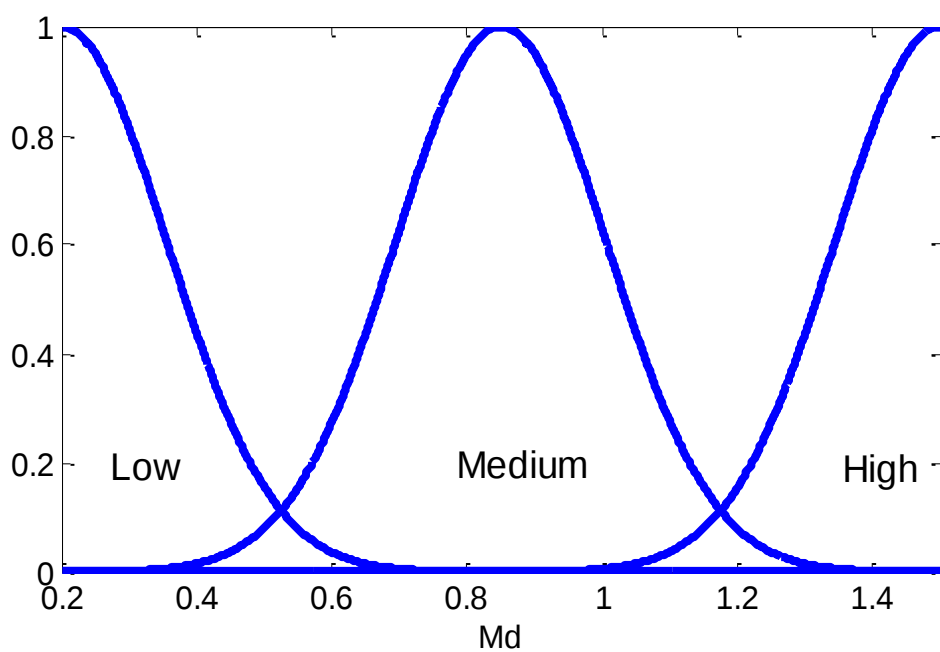
شکل ۵-۵: گروه‌های فازی برای ضریب سختی درایه دوم و سوم قطر اصلی

برای ضریب d_d :



شکل ۵-۶: گروه های فازی برای ضریب میرایی

برای ضریب m_d :



شکل ۵-۷: گروه های فازی برای ضریب لختی

تعیین بخش اگر و آنگاه قوانین براساس تناسب ذکر شده است. در حالتی که مشارکت بیمار در حالت پایین است باید تعامل دینامیکی ربات سخت و خطای ردیابی کوچک باشد. در این حالت سعی می-شود ضرایب امپدانسی به خصوص ضریب سختی بالا انتخاب شود. در حالت‌های مشارکت متوسط و بالا به تناسب ضرایب امپدانسی پایین انتخاب می شود. برای هر چهار سیستم، قوانین فازی شبیه به هم است و فقط خروجی عوض می‌شود. بر حسب تناسب ذکر شده این قوانین تعیین می‌شوند. قوانین برای این چهار سیستم به‌صورت زیر است:

if Co is Low then k_{d1} and k_{d2} and d_d and m_d is High
if Co is Medium then k_{d1} and k_{d2} and d_d and m_d is Medium
if Co is High then k_{d1} and k_{d2} and d_d and m_d is Low

(۲-۵)

خروجی این سیستم‌ها اسکالر می‌باشد سپس به ماتریس‌های قطری ضرایب امپدانسی تبدیل می‌شود که درایه‌های قطراصلی این ماتریس‌ها همین خروجی‌ها می‌باشد. در ماتریس ضریب سختی درایه اول قطر اصلی از سیستم اول و درایه دوم و سوم از سیستم دوم گرفته می‌شود.

۵-۳ قانون تطبیق

ضرایب خروجی سیستم‌های فازی به عنوان ضرایب مطلوب به منظور رسیدن به مشارکت مورد انتظار برای کنترل‌کننده امپدانس در نظر گرفته می‌شود. سپس با الگوریتم گرادیان نزولی ضرایب کنترل-کننده به ضرایب مطلوب میل می‌کنند. رابطه‌ی امپدانس مطلوب به‌صورت زیر است:

$$F_h = M_d(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + D_d(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_d(x_d - x) \quad (۳-۵)$$

که در آن ماتریس ضرایب M_d, D_d, K_d و از خروجی سیستم‌های فازی به‌دست می‌آیند.

رابطه‌ی امیدانس فعلی به صورت رابطه‌ی (۴-۵) است.

$$F_h = M(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + D(\dot{x}_d - \dot{x}) + K(x_d - x) \quad (۴-۵)$$

براساس الگوریتم نزول گرادیان باید قوانین تطبیق به گونه‌ای باشد که ماتریس ضرایب امیدانس فعلی به ماتریس ضرایب امیدانس مطلوب میل کنند و اختلاف این‌ها به صفر میل کند. پارامترهای کنترل - کننده برای تطبیق این گونه تعریف می‌شود:

$$\theta = [M \quad D \quad K]^T \quad (۵-۵)$$

در روش کنترلی ارائه شده هدف کم کردن خطای همین پارامترهای تطبیق است و نه تابعی از این پارامترها و یا خروجی سیستم، این پارامترها باید به سمت مقادیر مطلوب میل کنند. مقادیر مطلوب حاصل خروجی سیستم‌های فازی است و به صورت زیر است:

$$\theta_d = [M_d \quad D_d \quad K_d]^T \quad (۶-۵)$$

معیار بهینه به صورت زیر است:

$$J(\theta) = 0.5 E^T E \quad (۷-۵)$$

$$E = \theta - \theta_d \quad (۸-۵)$$

که برای هر مرحله که ماتری ضرایب مطلوب تعیین شد برای تطبیق این ماتریس ضرایب ثابت می‌باشند بنابراین در هر تطبیق θ_d ثابت است. در الگوریتم گرادیان نزولی قوانین تطبیق به صورت زیر محاسبه می‌شوند و بیشترین فرود به سمت نقطه حداقل تابع معیار بهینه محقق می‌شود:

$$\dot{\theta} = -\gamma.E.\frac{\partial E}{\partial \theta} \quad (9-5)$$

که γ یک بهره‌ی مثبت است و سرعت همگرایی به سمت مقادیر مطلوب را تعیین می‌کند. همان‌طور که گفته شد هدف تعدیل خود پارامترهای تطبیق است و نه تابعی از این پارامترها بنابراین ترم مربوط به $\frac{\partial E}{\partial \theta}$ که در واقع با توجه به تعریف خطا و ثابت بودن پارامترهای مطلوب همان $\frac{\partial \theta}{\partial \theta}$ می‌باشد. که همواره برابر یک می‌شود. بنابراین در واقع الگوریتم تطبیق به صورت زیر است:

$$\dot{\theta} = -\gamma.E \quad (10-5)$$

پس جای‌گذاری رابطه‌ی خطا (8-5) در رابطه‌ی (10-5) و جداسازی ضرایب، قوانین به عنوان مکانیزم تطبیق به دست می‌آید:

$$\dot{M} = -\gamma_1(M - M_d) \quad (11-5)$$

$$\dot{D} = -\gamma_2(D - D_d) \quad (12-5)$$

$$\dot{K} = -\gamma_3(K - K_d) \quad (13-5)$$

که در روابط بالا γ_1, γ_2 و γ_3 بهره‌های مثبت هستند. پارامترهای امپدانس کنترل‌کننده به صورت زیر به روز می‌شوند:

$$M(t) = -\gamma_1 \int_0^t (M - M_d) dt' + M(0) \quad (14-5)$$

$$M_{1,ii} \leq M_{ii}(t) \leq M_{2,ii}$$

$$D(t) = -\gamma_2 \int_0^t (D - D_d) dt' + D(0) \quad (۱۵-۵)$$

$$D_{1,ii} \leq D_{ii}(t) \leq D_{2,ii}$$

$$K(t) = -\gamma_3 \int_0^t (K - K_d) dt' + K(0) \quad (۱۶-۵)$$

$$K_{1,ii} \leq K_{ii}(t) \leq K_{2,ii}$$

جایی که $M_{2,ii}, D_{2,ii}, D_{1,ii}, K_{2,ii}, K_{1,ii}$ ثابت‌های مثبت اسکالر می‌باشند و به‌عنوان محدوده-ی اجزا قطری ماتریس‌های متناظر به حساب می‌آیند.

۴-۵ سیستم کنترل

قانون کنترل امیدانس بر مبنای استراتژی کنترل ولتاژ مانند فصل قبل رابطه‌ی (۱۴-۴) می‌باشد. ضرایب سختی، میرایی و لختی پس از تطبیق با رابطه‌های (۱۴-۵)، (۱۵-۵) و (۱۶-۵) به کنترل کننده اعمال می‌شوند و ولتاژ مطلوب برای اعمال به محرکه‌ها تعیین می‌شود. سیستم تحت کنترل شامل ربات، و محرکه‌های الکتریکی می‌شود که روابط فضای حالت این سیستم در روابط (۴-۵)، (۴-۶)، (۷-۴)، (۸-۴) و (۹-۴) بیان شده است و بار خارجی توسط عضله انسان فراهم می‌شود که از رابطه‌ی (۱۰-۲) به‌دست می‌آید.

۵-۵ اثبات پایداری

با اعمال قانون کنترل بر مبنای ولتاژ سیستم حلقه بسته به‌صورت زیر می‌شود:

$$M(t)(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + D(t)(\dot{x}_d - \dot{x}) + K(t)(x_d - x) = D(t)J(q)K^{-1}\dot{L}\dot{a} + F_h \quad (۱۷-۵)$$

برای اثبات محدود بودن متغیرهای حالت سیستم ربات ابتدا فرض‌های زیر در نظر گرفته می‌شود:

فرض ۱: مسیر مطلوب در فضای کار x_d باید آرام باشد به‌طوری که x_d و مشتقات مرتبه بالاتر آن به مقدار ضروری در دسترس و به‌طور یکنواخت محدود باشد.

به منظور اجتناب از تکین شدن تعدادی قیود برای متغیرهای مفصلی استفاده شده است. این یعنی

این که فضای کار ارائه شده غیر تکین است. بنابراین، فرض زیر در نظر گرفته می‌شود:

فرض ۲: در فضای کار هیچ تکینی وجود ندارد در واقع $\det(J(q)) \neq 0$.

فرض ۳: ربات توانبخش فقط مفاصل چرخشی دارد. بنابراین ماتریس ژاکوبین ربات $J(q)$ محدود است. در حالت کلی برای ربات‌هایی که تنها از مفاصل چرخشی تشکیل شده‌اند ماتریس ژاکوبین ربات $J(q)$ شامل توابع سینوسی محدود است.

نتیجه ۱: ماتریس ژاکوبین $J(q)$ محدود است.

با استفاده از فرض ۲ و نتیجه ۱ به دست می‌آید:

نتیجه ۲: ماتریس ژاکوبین $J(q)^{-1}$ محدود است.

بر طبق اثبات زیر نتیجه ۳ دریافت می‌شود.

با ضرب کردن I_a در هر دو طرف رابطه‌ی الکتریکی موتور (۳-۴)، رابطه‌ی توان زیر به دست می‌آید:

$$vI_a = RI_a^2 + L\dot{I}_a I_a + k_b \dot{\theta}_m I_a \quad (۱۸-۵)$$

موتور محرکه، توان الکتریکی بیان شده با vI_a را دریافت می کند و توان مکانیکی بیان شده با $k_b \dot{\theta}_m I_a$ را مهیا می کند. توان RI_a^2 تلفات سیم پیچی و توان $L\dot{I}_a I_a$ مشتق زمانی انرژی مغناطیسی است. از رابطه (۱۸-۵) برای $t \geq 0$ به دست می آید:

$$\int_0^t vI_a dt = \int_0^t RI_a^2 dt + \int_0^t L\dot{I}_a I_a dt + \int_0^t k_b \dot{\theta}_m I_a dt \quad (۱۹-۵)$$

با $I_a(0) = 0$ ، رابطه ی بالا می شود:

$$\int_0^t vI_a dt = RI_a^2 t + 0.5LI_a^2 + \int_0^t k_b \dot{\theta}_m I_a dt \quad (۲۰-۵)$$

از آن جایی که $RI_a^2 t \geq 0$ و $0.5LI_a^2 \geq 0$ همواره برقرار است. رابطه ی زیر بدیهی است:

$$\int_0^t k_b \dot{\theta}_m I_a dt \leq \int_0^t vI_a dt \quad (۲۱-۵)$$

بنابراین محدوده بالایی انرژی مکانیکی به صورت زیر است:

$$\int_0^t k_b \dot{\theta}_m I_a dt = \int_0^t vI_a dt \quad (۲۲-۵)$$

از این رو، در محدوده بالایی انرژی مکانیکی:

$$k_b \dot{\theta}_m = v \quad (۲۳-۵)$$

در نتیجه، $\dot{\theta}_m$ محدود می شود نظر به این که:

$$|\dot{\theta}_m| \leq (|v|)/k_b \quad (24-5)$$

قانون کنترل امپدانس بر مبنای ولتاژ بر اساس رابطه‌های (۴-۱۶)، (۴-۱۷) و (۴-۱۸) محدود است و می‌توان به‌صورت زیر بیان کرد:

$$|v| \leq v_{\max} \quad (25-5)$$

با جای‌گذاری (۲۵-۵) در (۲۴-۵):

$$|\dot{\theta}_m| \leq (v_{\max})/k_b = \dot{\theta}_{m,\max} \quad (26-5)$$

در جایی که $\dot{\theta}_{m,\max}$ حداکثر سرعت موتور است. از (۴-۳) می‌توان نوشت:

$$RI_a + L\dot{I}_a = w \quad (27-5)$$

که:

$$w = v - k_b \dot{\theta}_m \quad (28-5)$$

$v, \dot{\theta}_m$ طبق روابط (۲۵-۵) و (۲۶-۵) به‌ترتیب محدود هستند. در نتیجه طبق رابطه‌ی (۲۸-۵)، ورودی w در رابطه‌ی (۲۷-۵) محدود است. معادله دیفرانسیلی خطی (۲۷-۵) بر اساس معیار راث-هورویتز یک سیستم خطی پایدار است. از آنجایی که w محدود است، خروجی I_a نیز محدود است. از (۲۷-۵) به‌دست می‌آید:

$$L\dot{I}_a = w - RI_a \quad (۲۹-۵)$$

از آنجایی که w و I_a محدود هستند در نتیجه $\dot{I}_a$ نیز محدود است.

پس جریان و مشتق زمانی جریان و سرعت موتورها که از رابطه‌ی چرخ دنده نتیجه می‌شود سرعت زاویه‌ای مفاصل محدود می‌باشند. به‌عنوان نتیجه:

نتیجه ۳: $\dot{I}_a, I_a$ و $\dot{q}$ محدود هستند.

سیستم حلقه بسته‌ی (۱۷-۵) را می‌توان به‌صورت زیر بازنویسی کرد:

$$M(t)\ddot{e} + D(t)\dot{e} + K(t)e = u \quad (۳۰-۵)$$

جایی که:

$$e = x_d - x \quad (۳۱-۵)$$

$$u = D(t)J(q)K^{-1}L\dot{I}_a + F_h \quad (۳۲-۵)$$

معادله (۳۰-۵) یک سیستم مرتبه دوم خطی با ورودی u را نشان می‌دهد. ماتریس‌های $D(t), K(t)$ و $M(t)$ قطری مثبت محدود هستند. این شرایط به‌وسیله‌ی قیدهای در نظر گرفته شده در تنظیم ماتریس‌ها در روابط (۱۴-۵)، (۱۵-۵) و (۱۶-۵) ارضا شده است. ورودی u بیان شده با (۳۲-۵) محدود است. به این دلیل که $D(t)$ به‌وسیله قانون تطبیق محدود است و بر طبق نتیجه ۱، $J(q)$ محدود است K و L ماتریس‌های ثابت هستند و F_h نیروی انسان است که محدود است $\dot{I}_a$ نیز طبق

نتیجه ۳ محدود است. بنابراین، سیستم خطی (۳۰-۵) پایدار است، از آنجایی که ورودی u محدود

است و سیستم (۳۰-۵) پایدار است نتیجه ۴ به دست می آید:

نتیجه ۴: $\ddot{x}_d - \ddot{x}, \dot{x}_d - \dot{x}, x_d - x$ محدود هستند.

به علاوه، فرض ۱ بیان می کند که $\ddot{x}_d, \dot{x}_d, x_d$ محدود هستند. بنابراین فرض ۱ و نتیجه ۴ نتیجه ۵

را می دهند:

نتیجه ۵: متغیرهای $\ddot{x}, \dot{x}, x$ محدود هستند.

با انتگرال گیری از هر دو طرف رابطه ی (۴-۱۰) رابطه ی زیر به دست می آید:

$$q = \int_{x_0}^x J(q)^{-1} dx \quad (۳۳-۵)$$

جایی که المان دیفرانسیلی dx یک مقدار بی نهایت کوچک در متغیر x را بیان می کند. از

محدودیت های x در نتیجه ۵ و محدودیت $J(q)^{-1}$ در نتیجه ۲، مقدار انتگرال (۳۳-۵) نتیجه ۶ را

ایجاب می کند:

نتیجه ۶: متغیر حالت q محدود است.

بنابراین از آنجایی که تمام متغیرهای حالت $q, \dot{q}$ و I_a سیستم محدود هستند سیستم ربات پایدار

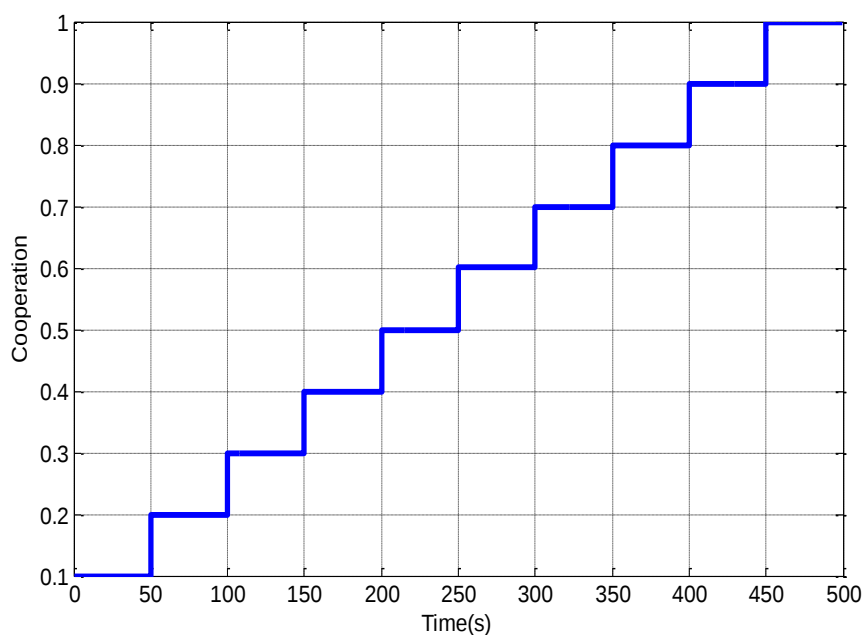
است.

۵-۶ شبیه سازی

در این شبیه سازی مسیر طراحی شده مانند فصل های قبل می باشد. سیستم تحت کنترل ربات و

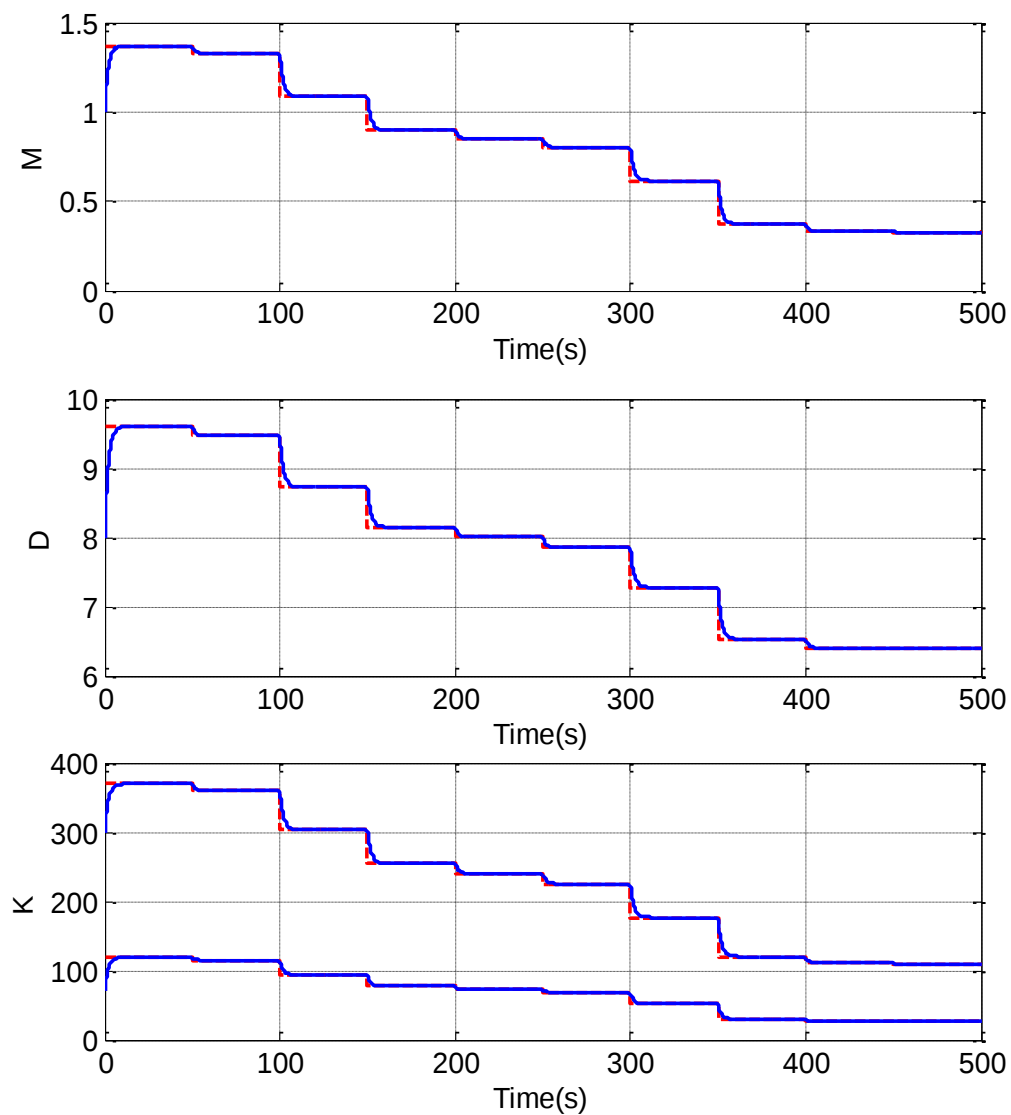
محركه می باشد که معادلات حالت این سیستم در روابط (۴-۵)، (۴-۶)، (۴-۷)، (۴-۸) و (۴-۹) بیان

شده است. قانون کنترل امپدانس بر مبنای ولتاژ به صورت روابط (۴-۱۵) و (۴-۱۶) می باشد. در این فصل پارامترهای امپدانسی، پارامترهای تطبیقی به منظور هدف ذکر شده در بخش های قبل می باشد. این پارامترها با روابط (۵-۱۴)، (۵-۱۵) و (۵-۱۶) تعدیل می شوند. در این تطبیق پارامترهای مطلوب خروجی سیستم های فازی هستند و این سیستم های فازی با توجه به هدف ذکر شده به صورت برخط این پارامترها را تعیین می کنند. اندازه سیگنال مشارکت بیمار را می توان توسط سنسور اندازه ی نیروی انسان $|F_h|$ اندازه گرفت و با در نظر گرفتن مقدار ماکزیمم نیروی که توسط عضله بالاتنه یک شخص سالم تولید می شود $F_{h,max}$ آن به صورت $\frac{|F_h|}{F_{h,max}}$ نرمالیزه کرد که عددی بین ۰ تا ۱ خواهد بود که بیانگر بهبودی بیمار می باشد. در این شبیه سازی برای نشان دادن کارآمدی این روش کنترل فرض شده است که سیگنال مشارکت با دامنه بین ۰ تا ۱ در ۵۰۰ ثانیه که در هر ۵۰ ثانیه ۰.۱ به خروجی آن افزوده می شود به ورودی سیستم های فازی اعمال می شود. هدف این است که به طور نمونه در هر ۵۰ ثانیه میزان بهبودی تغییر می کند و براساس آن مشارکت افزایش می یابد و تاثیر این تغییر در رفتار دینامیکی ربات دیده شود. این سیگنال مشارکت به صورت شکل (۵-۸) می باشد.



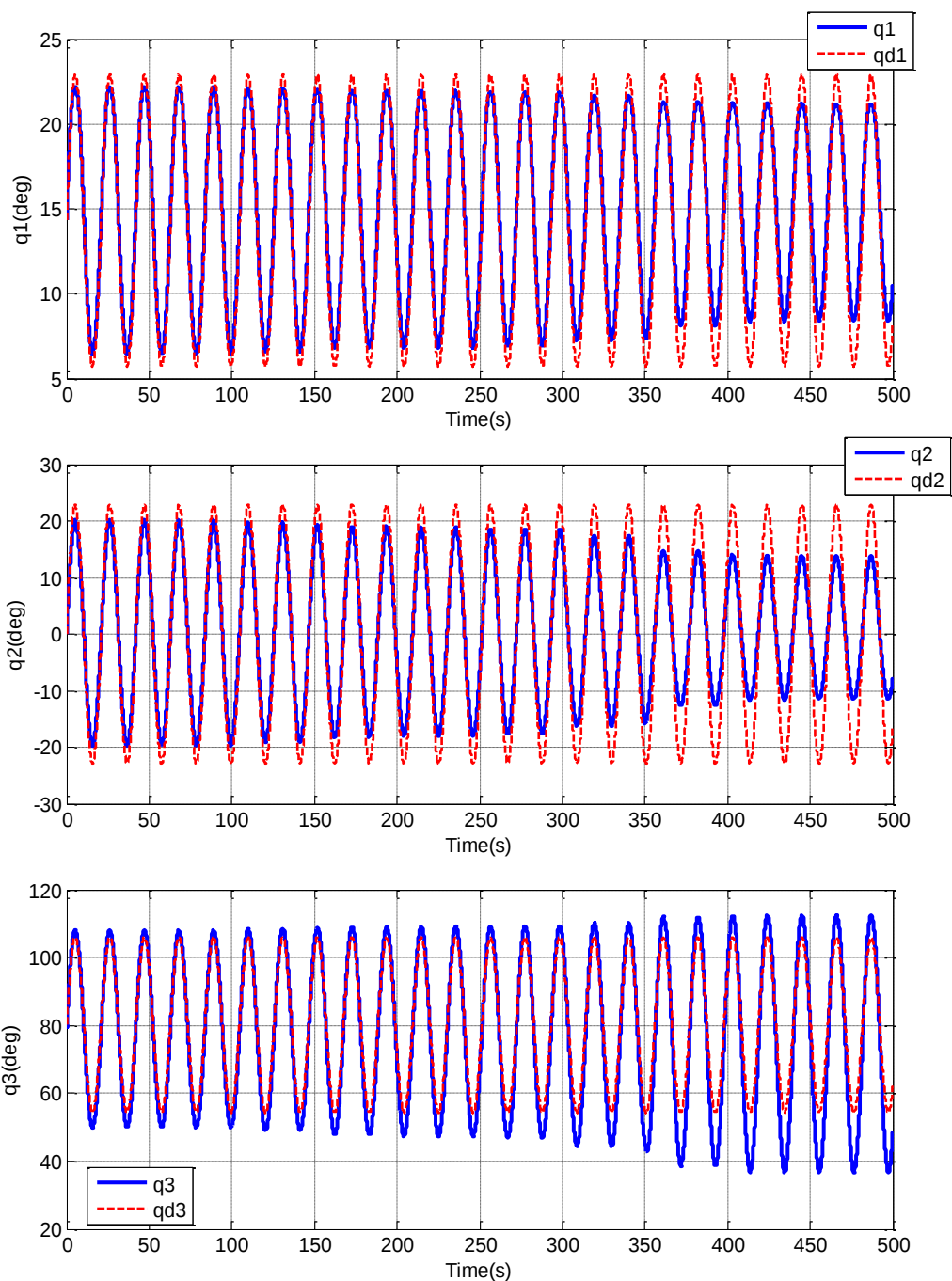
شکل ۵-۸: سیگنال مشارکت اعمالی به ورودی سیستم های فازی

پس از اعمال این سیگنال به ورودی سیستم‌های فازی این سیستم‌ها براساس قوانین تعریف شده به منظور تناسب ضرایب به مشارکت، ضرایب مطلوب را تعیین می‌کنند. خروجی این سیستم‌ها سپس وارد مکانیزم تطبیق می‌شود و این در بخش براساس الگوریتم گرادیان نزولی پارامترهای کنترل کننده به پارامترهای مطلوب میل می‌کنند و سپس وارد کنترل کننده می‌شوند. در با این تطبیق پارامترهای امپدانس رفتار دینامیکی ربات نسبت به محیط با توجه به میزان مشارکت تغییر می‌کند و تمرینات فعال فراهم می‌شود. در این شبیه سازی برای قوانین تطبیق ضریب همگرایی برای ماتریس D, K و M به صورت $\gamma_1 = \gamma_2 = \gamma_3 = 0.5$ می‌باشد. پس از شبیه سازی این خروجی مکانیزم تطبیق به صورت شکل (۵-۹) است.



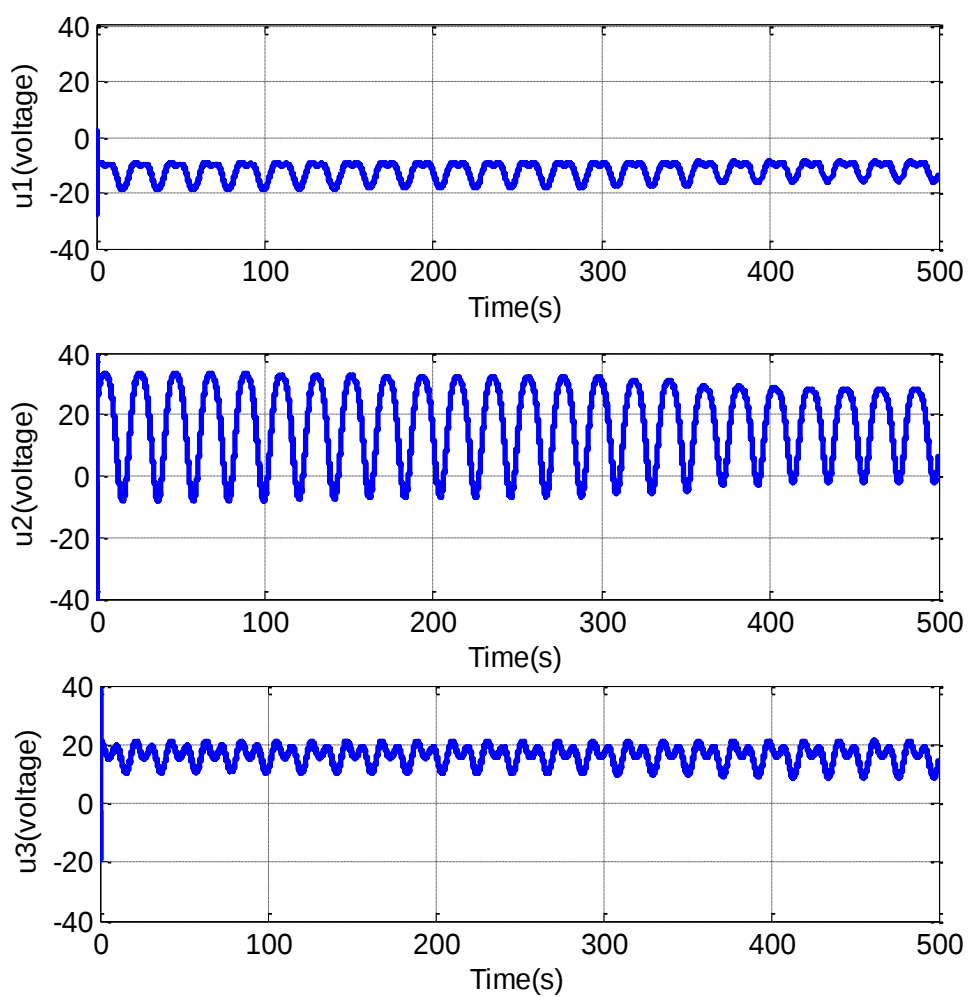
شکل ۵-۹: پارامترهای امیدانس کنترل کننده

سپس این پارامترها وارد کنترل کننده امیدانس بر مبنای ولتاژ می شوند و سیگنال کنترلی را می سازند. این تغییر پارامترها باعث تغییر در تعامل دینامیکی ربات می شود و آزادی عمل مورد نظر برای کاربر را فراهم می کند. ردیابی مسیر با توجه به این تغییرات که باعث تمرینات فعال مشارکتی می شود به صورت شکل (۵-۱۰) است.



شکل ۵-۱۰: ردیابی مسیر در حالت تطبیقی

همان‌طور که شکل (۵-۱۰) نشان می‌دهد خطای ردیابی با تطبیق پارامترهای امپدانس تغییر می‌کند و رفتار دینامیکی ربات نرم‌تر و به کاربر آزادی عمل بیشتر داده می‌شود که همان هدف این فصل می‌باشد. با توجه به بهبود بیمار در فعالیت‌های داوطلبانه امپدانس ربات پایین‌تر و امکان مشارکت فراهم می‌شود. سیگنال کنترلی، ولتاژ اعمالی به موتورها در شکل (۵-۱۱) مشاهده می‌شود.



شکل ۵-۱۱: ولتاژ اعمالی به موتورهای

که همان‌طور که در شکل (۵-۱۱) مشاهده می‌شود ولتاژ اعمالی در محدوده‌ی ولتاژ مورد نظر برای موتورهای الکتریکی قرار دارد.

فصل ۶

نتیجه گیری و پیشنهادات

۶-۱ نتیجه گیری

کنترل امپدانس به طور عمده در ربات‌های توانبخش استفاده می‌شود و این روش کنترلی برای انجام دامنه‌ی گسترده‌ای از تمرینات درمانی موثر است. از طرفی در طول تمرینات دامنه‌ی حرکتی فعال بهبودی بیمار تغییر می‌کند و حالت مطلوب این است که رفتار دینامیکی ربات با این تغییرات، تطبیق داده شود که این کنترل مشارکتی نامیده می‌شود. این هدف با تغییر ضرایب امپدانس به طور برخط قابل تحقق است و ضرایب امپدانس ثابت در طول تمرینات فعال مطلوب نمی‌باشد. در این پایان نامه روش کنترل امپدانس تطبیقی هوشمند ارائه شد که براساس وضعیت بیمار به طور هوشمند ضرایب امپدانس مطلوب به طور برخط مشخص می‌شود و سپس با استفاده از الگوریتم گرادیان نزولی ضرایب کنترل‌کننده امپدانس به ضرایب مطلوب میل می‌کنند. با این روش، ربات امکان مشارکت و حرکت داوطلبانه بیمار را در طول تمرینات فعال فراهم می‌کند و این حالت بسیار موثرتر و خوشایندتر در مقایسه با کنترل امپدانس با ضرایب ثابت است. از طرفی از استراتژی کنترل ولتاژ برای تحریک موتورهای ربات استفاده شده است که از مزایای این روش آزاد بودن از دینامیک‌های ربات و بیمار است و در مقایسه با روش کنترل گشتاور ساده‌تر و با محاسبات کمتر است. اثبات پایداری روش کنترلی ارائه شد و نتایج شبیه سازی موثر بودن این روش را نشان داد.

۶-۲ پیشنهادات

با توجه به نیاز کشور به این ربات‌ها و این که با تولید داخل نسبت به وارد کردن این وسایل از خارج قیمت ارزان‌تر تموم می‌شود. پیشنهاد می‌شود که این نوع ربات و روش کنترلی آن پیاده‌سازی عملی شود. در تمرینات مقاومتی و برخی دیگر از تمرینات نیاز به یک نیرو مخالف است که بیمار باید با آن مقابله کند و در واقع باید به مسئله کنترل نیرو نیز پرداخته شود. پیشنهاد می‌شود که روش کنترل امپدانس ترکیبی که در برخی جهات به تنظیم نیرو می‌پردازد پیاده شود. برای تخمین وضعیت بیمار

می‌توان از الگوریتم‌های شناسایی استفاده کرد. در این الگوریتم‌ها پارامترهای مکانیکی ماهیچه را به-
دست می‌آید و وضعیت ماهیچه مشخص می‌شود. برای تعیین پارامترهای امپدانس می‌توان از
الگوریتم‌های هوشمند پیشرفته مانند شبکه عصبی بازگشتی، شبکه عصبی فازی و ... با روش‌های
آموزش بهینه استفاده کرد.

مراجع:

- [1] P. R. Culmer, A.E. Jackson, S. Makower, R. Richardson, J. A. Cozens, M.C. Levesley, B.B. Bhakta, A control strategy for upper limb robotic rehabilitation with a dual robot system, IEEE/ASME Transactions On Mechatronics, Volume 15, Issue 4, PP 575-585, August 2010
- [2] R. Colombo, F. Pisano, S. Micera, A. Mazzone, C. Delconte, M. Chiara, P. Dario, G. Minuco, Robotic techniques for upper limb evaluation and rehabilitation of stroke patients, IEEE Transactions On Neural System And Rehabilitation Engineering, Volume 13, Issue 3, PP 311-324, September 2005
- [3] H.I. Krebs, N. Hogan, M.L. Aisen, B.T. Volpe, Robot-aided neurorehabilitation, IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering, Volume 6, Issue 1, PP 75-87, March 1998
- [4] V. Crocher, A. Sahbani, J. Robertson, A. Roby-Brami, G. Morel, Constraining upper limb synergies of hemiparetic patients using a robotice exoskeleton in the perspective of neuro-rehabilitation, IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, Volume 20, Issue 3, PP 247-257, May 2012
- [5] T. Nef, M. Mihelj, R. Riener, ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy, Medical & Biological Engineering & Computing, Volume 45, Issue 9, PP 887-900, September 2007
- [6] R. Riener, L.Lünenburger, S.Jezernik, M. Anderschitz, G. Colombo, V. Dietz, Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results, IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, Volume 13, Issue 3, PP 380-394, September 2005
- [7] J. Huang, W. Huo, W. Xu, S. Mohammed, Y. Amirat, Control of upper-limb power-assist exoskeleton using a human-robot interface based on motion intention recognition, IEEE Transactions On Automation Science And Engineering, Volume 12, Issue 4, PP 1257-1270, October 2015

- [8] K .D. Fitle, A.U. Pehlivan, M. K. O'Malley, A robotic exoskeleton for eehabilitation and assessment of the upper limb following incomplete spinal cord injury, IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Seattle, Washington, May 26-30, 2015
- [9] H. I. Krebs, J. J. Palazzolo, L. Dipietro, M. Ferraro, J. Krol, K. Rannekleiv, B. T. Volpe, N. Hogan, Rehabilitation robotics: performance-based progressive robot-assisted therapy, *Autonomous Robots*, Volume 15, Issue 1, PP 7-20, July 2003
- [10] D. J. Reinkensmeyer, J. P. A. Dewald, W. Z. Rymer, Guidance-based quantification of arm impairment following brain injury: a pilot study, *IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering*, Volume 7, Issue 1, PP 1-11, March 1999
- [11] P. S. Lum, C. G. Burar, M. Van der Loos, P. C. Shor, M. Majmundar, R. Yap, The MIMIE robotic system for upper-limb neuro-rehabilitation: results from a clinical trail in subacute stroke, 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005, ICORR 2005
- [12] R. Loureiro, F. Amirabdollahian, M. Topping, B. Driessen, W. Harwin, Upper limb robot mediated stroke therapy – GENTLE/s approach, *Autonomous Robots*, Volume 15, Issue 1, PP 35-51, July 2003
- [13] N. G. Tsagarakis, D. G. Caldwell, Development and control of a 'soft-actuated' exoskeleton for use in physiotherapy and training, *Autonomous Robots*, Volume 15, Issue 1, PP 21-33, July 2003
- [14] A. Gupta, M.K. O'Malley, Design of a haptic arm exoskeleton for training and rehabilitation, *IEEE/ASME Transactions On Mechtronics*, Volume 11, Issue 3, PP 280-289, June 2006
- [15] R. Richardson, A. Jackson, P. Culmer, B. Bhakta, M.C. Levesley, Pneumatic impedance control of a 3-d.o.f. physiotherapy robot, *Advanced Robotics*, Volume 20, Issue 12, PP 1321-1339, April 2006
- [16] E. Akdogan, M. A. Adli, The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehablilitation physiotherabot, *Mechatronics*, Volume 21, Issue 3, PP 509-522, April 2011

- [17]M.M. Fateh, V. Khoshdel, Voltage-based adaptive impedance force control for a lower-limb rehabilitation robot, *Advanced Robotics*, Volume 29, Issue15, PP 1003-1013, August 2015
- [18]H. Kang, J. Wang, Adaptive control of 5 DOF upper-limb exoskeleton robot with improved safety, *ISA Transactions*, Volume 52, Issue 6, PP 844-852, November 2013
- [19]M. Ju, Ch.K. Lin, D. Lin, I. Hwang, Sh. Chen, A rehabilitation robot with force-position hybrid fuzzy controller: hybrid fuzzy control of rehabilitation robot, *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, Volume 13, Issue 3, PP 349-358, September 2005
- [20]G. Xu, A. Song, H. Li, Adaptive impedance control for upper-limb rehabilitation robot using evolutionary dynamic recurrent fuzzy neural network, *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, Volume 62, Issue 3, PP 501-525, September 2010
- [21]M. Chang, An adaptive self-organizing fuzzy sliding mode controller for a 2-DOF rehabilitation robot actuated by pneumatic muscle actuators, *Control Engineering Practice*, Volume 18, Issue 1, PP 13-22, January 2010
- [22] M. H. Raibert, J. J. Craig, Hybrid position/force control of manipulators, *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, Volume 103, Issue 2, PP 126-133, Jun 1981
- [23] N. Hogan, Impedance control: An approach to manipulation: Part I,II,III, *ASME Journal of Dynamic Systems Measurement and Control*, Volume 107, Issue 1, PP 1-24, March 1985.
- [24] R. Colbaugh, H. Seraji, K. Glass, Direct adaptive impedance control of robot manipulators, *Journal of Robotic Systems*, Volume 10, Issue 2 ,PP 217-248, March 1993
- [25] M. M. Fateh, R. Babaghasabha, Impedance control of robot using voltage control strategy, *Nonlinear Dynamics*, Volume 74, Issue1-2, PP 277-286, 2013.
- [26] R. Anderson, M. W. Spong, Hybrid impedance control of robotic manipulators, *IEEE Journal of Robotics and Automation*, Volume 4, Issue 5, PP 459-556, October 1988.

- [27] S. P. Chan, B. Yao, W. B. Gao, M. Cheng, Robust impedance control of robot manipulators, *International Journal of Robotics and Automation*, Volume 6, Issue 4, PP 220-227, 1991
- [28] S. Jung, T .C. Hsia, Neural network impedance force control of robot manipulator, *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Volume 45, Issue 3, PP 451-461, June 1998
- [29] M. M. Fateh, On the voltage-based control of robot manipulators, *International Journal of Control, Automation, and Systems*, Volume 6, Issue 5, PP 702-712, October 2008
- [30] Q. Wang, J. Qian, Y. Zhang, L. Shen, Z. Zhang, Z. Feng, Gain trajectory planning and simulation for the powered gait orthosis, *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, ROBIO 2008
- [31] R.A. R. C. Gopura, D. S. V. Bandara, K. Kiguchi, G. K. I. Mann, Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review, *Robotics and Autonomous Systems*, Volume 75, Part B, PP 203-220, January 2016
- [32] H. D. Lee, B. K. Lee, W. S. Kim, J. S. Han, K. S. Shin, C. S. Han, Human – robot cooperation control based on a dynamic model of an upper limb exoskeleton for human power amplification, *Mechatronics*, Volume 24, Issue 2, PP 168-176, March 2014
- [33] M. W. Spong, M. Vidyasagar, *Robot dynamics and control*, John Wiley and Sons, Inc, New york, 2006
- [34] Y.Guo, P. Y. Woo, An adaptive fuzzy sliding mode controller for robotic manipulators, *IEEE Transaction on Systems, Man and Cybernetics- Part A: Systems and Humans*, Volume 33, Issue 2, PP 149-159, March 2003

Abstract:

This thesis presents a novel control approach for an upper-limb rehabilitation robot based on regulating dynamic behavior which called impedance control. Impedance control is common approach for rehabilitation robots because of interaction of these robots with human. In comparison with other control methods, the impedance control which has been used by many different physiotherapy exercises is more flexible and robust in the presence of uncertainties. Impedance control with fixed impedance coefficients is not effective because of the changes of environment conditions. The desirable case is these coefficients regulated based on the changes of the patient conditions and the patient has active cooperation in exercises. This thesis proposed voltage-based intelligent adaptive impedance control for an upper-limb rehabilitation robot. Benefits of voltage control are free from dynamics of robot system and simple compared with torque control. In this scheme an intelligent algorithm based on recovery of the patient determines desired impedance coefficients. Then, using a gradient descent algorithm adjusts impedance coefficients of controller. Three schemes of torque-based impedance control, voltage-based impedance control and intelligent adaptive impedance control are compared and simulated on a rehabilitation robot.

Keywords: physical therapy, rehabilitation robot, impedance control, voltage control strategy.



Shahrood University of Technology

Faculty of Electrical and Robotic Engineering

MSc Thesis in Control Engineering

**Intelligent adaptive impedance control for an upper-limb
rehabilitation robot**

By: Hossein Hajiani

Supervisor

Dr Mohammad Mehdi Fateh

September 2016