

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده مهندسی برق و رباتیک

پایان نامه کارشناسی ارشد کنترل

کنترل پسگام امپدانس ربات توانبخش پایین تنه با استراتژی ولتاژ

نگارنده: مژگان کفیلی

استاد راهنما

دکتر محمد مهدی فاتح

شهریور ۱۳۹۸

شماره: ۲۰۱۴۸۱

تاریخ: ۹۸/۲/۱۰

باسمه تعالی



دانشگاه تهران

مدیریت تحصیلات تکمیلی

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

با نام و یاد خداوند متعال، ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم / آقای مزگان کفیلی با شماره دانشجویی ۹۵۱۲۴۳۴ رشته مهندسی برق گرایش کنترل تحت عنوان: کنترل پسیگام امپدانس ربات توان بخش پایین تنه با استراتژی ولتاژ که در تاریخ ۱۳۹۸/۰۶/۱۰ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید، به شرح ذیل اعلام می گردد:

<input type="checkbox"/> مردود	<input checked="" type="checkbox"/> قبول (با درجه: <u>خیلی خوب</u>)
<input type="checkbox"/> عملی	<input checked="" type="checkbox"/> نظری

امضاء	مرتبه علمی	نام و نام خانوادگی	عضو هیأت داوران
	استاد	دکتر مهدی کریمی	۱- استاد راهنمای اول
	---	---	۲- استاد راهنمای دوم
	---	---	۳- استاد مشاور
	دانشیار	دکتر مهدی کریمی	۴- نماینده تحصیلات تکمیلی
	دانشیار	دکتر مهدی کریمی	۵- استاد ممتحن اول
	دانشیار	دکتر مهدی کریمی	۶- استاد ممتحن دوم

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده:

تاریخ و امضاء و مهر دانشکده:



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

در آغاز، این پایان نامه را تقدیم میکنم به زیباترین و اثره زندگیم: خدا.

و در ادامه تقدیم به سه وجود مقدس:

آنان که ناتوان شدند تا ما به توانایی برسیم...

مویشان سپید شد تا ما رو سفید شویم...

و عاشقانه سوختند تا گرما، بخش وجود ما و روشنگر راهمان باشند...

پدرانمان

مادرانمان

استادانمان

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

در آغاز از والدین محترم که در تمامی مراحل زندگی، مشوق و راهنمایم بوده اند شکر می‌کنم.

همچنین از استاد محترم جناب آقای دکتر محمد مهدی فلاح که در طول انجام این پایان نامه زحمات بسیاری متحمل گردیده اند شکر

و قدر دانی می‌نمایم.

امید است مورد توجه این دوستان واقع گردد.

تعهد نامه

اینجانب **مژگان کفیلی** دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی برق کنترل دانشکده مهندسی برق و رباتیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه کنترل پسیگام امپدانس ربات توانبخش پایین تنه با استراتژی ولتاژ تحت راهنمایی دکتر 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 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 پایان‌نامه، طراحی سیستم کنترل پسگام امیدانس ربات توانبخش پایین‌تنه براساس راهبرد کنترل ولتاژ ارائه می‌شود. به منظور تحقق رفتار منعطف از سوی ربات در مقابل نیروی احتمالی پای فرد، از مفهوم امیدانس استفاده و در روش کنترل پسگام این مفهوم بکار برده می‌شود. به عبارتی دیگر، برای کنترل ربات توانبخش پایین‌تنه از کنترل‌کننده پسگام به همراه کنترل امیدانس به ترتیب جهت کنترل موقعیت و نیرو استفاده می‌شود. نوآوری طرح کنترل پیشنهادی در بکارگیری راهبرد کنترل ولتاژ به جای راهبرد کنترل گشتاور در اجرای یک کنترل‌کننده پسگام می‌باشد. مزیت راهبرد کنترل ولتاژ، آزاد بودن از مدل دینامیکی ربات و بیمار است که بعنوان یک چالش اساسی در روش‌های قبلی مطرح شده است. در نتیجه، روش پیشنهادی در مقایسه با روش‌های مبتنی بر راهبرد گشتاور، ساده تر، دارای محاسبات کمتر و کارآمدتر است. بعلاوه، در راهبرد کنترل ولتاژ، دینامیک محرکه‌های ربات نیز منظور می‌شود و با خطای نادیده گرفتن محرکه‌ها در راهبرد کنترل گشتاور مواجه نمی‌شود. برای نشان دادن مزیت روش پیشنهادی، مقایسه با روش مرسوم انجام می‌شود. نتایج شبیه‌سازی کارایی روش پیشنهادی را نسبت به روش مرسوم به خوبی نشان می‌دهد.

کلمات کلیدی: کنترل امیدانس، راهبرد کنترل ولتاژ، ربات توانبخش، کنترل پسگام

فهرست مطالب

فصل اول: مقدمه

- ۱-۱ مقدمه ۲
- ۲-۱ تاریخچه ربات های توانبخشی ۵
- ۳-۱ الگوریتم های کنترل ربات های توانبخشی ۵
- ۴-۱ مروری بر پایان نامه ۷

فصل دوم: توانبخشی

- ۱-۲ تعریف توانبخشی ۱۰
- ۲-۲ اهمیت توانبخشی ۱۰
- ۳-۲ مهم ترین اهداف توانبخشی ۱۰
- ۴-۲ تمرینات توانبخشی ۱۱
- ۱-۴-۲ تمرینات غیرفعال آزاد ۱۱
- ۲-۴-۲ تمرینات غیرفعال کششی ۱۲
- ۳-۴-۲ تمرینات فعال کمکی ۱۳
- ۴-۴-۲ تمرینات فعال مقاومتی ۱۳
- ۵-۲ روند توانبخشی پایین تنه ۱۴
- ۶-۲ کاربرد رباتیک در توانبخشی ۱۵

۷-۲ پارامترهای مهم در طراحی ربات های توانبخشی ۱۶

۱-۷-۲ کنترل موقعیت ربات ۱۶

۲-۷-۲ کنترل نیروی اعمالی به بیمار ۱۶

۸-۲ نتیجه گیری ۱۶

فصل سوم: کنترل امپدانس بر اساس راهبرد گشتاور

۱-۳ مقدمه ۱۸

۲-۳ روش کنترل امپدانس بر پایه گشتاور ۲۰

۱-۲-۳ معادلات دینامیکی ۲۰

۲-۲-۳ کنترل امپدانس ۲۱

۳-۲-۳ شبیه سازی سیستم کنترل ۲۲

فصل چهارم: کنترل پسگام امپدانس ربات توانبخشی پایین تنه بر اساس راهبرد ولتاژ

۱-۴ مقدمه ۳۰

۲-۴ طراحی کنترل کننده پسگام ۳۱

۱-۲-۴ معادلات دینامیکی ۳۱

۲-۲-۴ کنترل پسگام ۳۲

۳-۲-۴ کنترل امپدانس ۴۰

۳-۴ شبیه سازی سیستم کنترل ۴۱

فصل پنجم: نتیجه گیری و پیشنهادات

۱-۵ نتیجه گیری ۵۲

۲-۵ پیشنهادات ۵۲

فهرست منابع ۵۳

فهرست اشکال

- شکل (۱-۳) بلوک دیاگرام کنترل کننده امپدانس بر پایه گشتاور ۲۲
- شکل (۲-۳) سیگنال موقعیت مطلوب مفصل ۲۳
- شکل (۳-۳) سیگنال سرعت مطلوب مفصل ۲۳
- شکل (۴-۳) خطای ردگیری مسیر مطلوب برای $F_h=0N$ ۲۴
- شکل (۵-۳) خطای ردگیری سرعت مطلوب برای $F_h=0N$ ۲۴
- شکل (۶-۳) خطای امپدانس برای $F_h=0N$ ۲۵
- شکل (۷-۳) خطای ردگیری مسیر مطلوب برای $F_h=10N$ ۲۵
- شکل (۸-۳) خطای ردگیری سرعت مطلوب برای $F_h=10N$ ۲۶
- شکل (۹-۳) خطای امپدانس برای $F_h=10N$ ۲۶
- شکل (۱-۴) بلوک دیاگرام کنترل کننده پسگام امپدانس بر پایه کنترل ولتاژ ۴۱
- شکل (۲-۴) موقعیت مطلوب موتور ۴۲
- شکل (۳-۴) سرعت مطلوب موتور ۴۲
- شکل (۴-۴) جریان مطلوب موتور ۴۳
- شکل (۵-۴) موقعیت مطلوب برای کنترل کننده پسگام برای $F_h=0N$ ۴۳
- شکل (۶-۴) سرعت مطلوب برای کنترل کننده پسگام برای $F_h=0N$ ۴۴
- شکل (۷-۴) سیگنال ولتاژ موتور برای $F_h=0N$ ۴۴
- شکل (۸-۴) خطای ردگیری موقعیت موتور توسط کنترل کننده پسگام برای $F_h=0N$ ۴۵
- شکل (۹-۴) خطای ردگیری سرعت موتور توسط کنترل کننده پسگام برای $F_h=0N$ ۴۵

- شکل (۴-۱۰) خطای ردگیری جریان موتور توسط کنترل کننده پسگام برای برای $F_h=0N$ ۴۵
- شکل (۴-۱۱) موقعیت مطلوب برای کنترل کننده پسگام برای $F_h=10N$ ۴۶
- شکل (۴-۱۲) سرعت مطلوب برای کنترل کننده پسگام برای $F_h=10N$ ۴۷
- شکل (۴-۱۳) جریان مطلوب موتور برای $F_h=10N$ ۴۷
- شکل (۴-۱۴) سیگنال ولتاژ موتور برای $F_h=10N$ ۴۸
- شکل (۴-۱۵) خطای ردگیری موقعیت موتور توسط کنترل کننده پسگام برای برای $F_h=10N$ ۴۸
- شکل (۴-۱۶) خطای ردگیری سرعت موتور توسط کنترل کننده پسگام برای برای $F_h=10N$ ۴۸
- شکل (۴-۱۷) خطای ردگیری جریان موتور توسط کنترل کننده پسگام برای برای $F_h=10N$ ۴۹

فصل اول: مقدمه

۱-۱ مقدمه

ناتوانایی‌های فیزیکی که در اثر عواملی همچون کهولت سن، تصادف و سوانح، آسیب‌های ورزشی، ضایعه نخاعی و سکتة مغزی در انسان بروز پیدا کرده‌است موجب شکل‌گیری و ایجاد علم توان‌بخشی شده است [۱]. علم توان‌بخشی به معنای درمان فیزیکی یا فیزیولوژیکی بدن است که با هدف بهبود عملکرد محرکه‌های عصبی و عضلانی سعی می‌کند توانایی انجام حرکتهای طبیعی را به اندام آسیب‌دیده بازگرداند. در مواردی که آسیب‌دیدگی شدید باشد دوره درمان طولانی‌تر شده و تمرین‌های بازتوانی تنوع بیشتری را به لحاظ تعداد، زمان و شدت می‌طلبد. همین امر سبب شده‌است تا درمان بازتوانی یا توان‌بخشی به عنوان یک راه حل مناسب و کارآمد مورد توجه قرار بگیرد و به یک زمینه تخصصی در درمان فیزیوتراپی مبدل شود. زمینه توان‌بخشی به لحاظ تنوعی که در اندام‌های بدن وجود دارد و برنامه درمانی ویژه‌ای که هر اندام متناسب با مشخصه‌های منحصر به فرد خود دارد، گستره بسیار وسیعی پیدا کرده است. این گستره وسیع در کنار دقت و حساسیتی که در اکثر موارد می‌طلبد موجب شده است تا امر توان‌بخشی برای درمانگرهای توان‌بخشی مشکل و مشقت بار باشد. در این میان قابلیت‌هایی که ربات‌ها در انجام دقیق وظایف تکراری و قابل برنامه‌ریزی دارند، موجب شده تا در امر توان‌بخشی در کنار توان‌بخش‌ها ظاهر شوند و آن‌ها را در انجام سیکل‌های تکراری درمان یاری دهند. از این رو ربات‌های تمرین درمانی (توان‌بخشی) در سال‌های اخیر به عنوان یک تکنولوژی نوین و خوش آتیه توجه بسیاری از دانشمندان و محققان را به خود جلب نموده‌اند. تحقیقات نشان داده‌است که ربات‌ها می‌توانند به خوبی در این عرصه به توان‌بخش‌ها کمک کنند.

فعالیت تخصصی مهندسان در زمینه درمان توان‌بخشی به کمک ربات، بستر اصلی گسترش مکانیزم‌ها و ربات‌های خاص توان‌بخشی به عنوان یک دسته اصلی و پرکاربرد ربات‌ها شناخته شده‌اند. یکی از افق‌هایی

^۱ physiotherapy

^۲ Physiological or physical therapy

^۳ Rehabilitation

که در مسیر درمان توانبخشی به کمک ربات شناخته می‌شود، رسیدن به چرخه درمان کاملاً رباتیک است که در آن ربات به تنهایی و بدون دخالت درمانگر، با بیمار در تعامل قرار می‌گیرد. حرکت در راستای تحقق این افق، زمینه‌ساز معرفی مفهوم توانبخشی رباتیک به عنوان یک زمینه فعال^۴ و جذاب پژوهشی شده است. از میان فعالیت‌های انجام شده در این زمینه، ربات لوکومات [۲] و آرم این [۳] را به عنوان نمونه‌های موفق ربات‌های توانبخشی به ترتیب برای اندام پایین‌تنه و بالاتنه می‌توان نام برد.

در توانبخشی بازگرداندن توانایی بیمار مدنظر است که پارامترهایی که نشان‌دهنده‌ی این موضوع هستند عبارتند از:

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

موارد بالا به طور پیوسته به یکدیگر وابسته هستند و هر کدام پیشنیاز قبلی است. تمرینات توانبخشی با تمرینات غیرفعال شروع میشود و با تمرینات کمکی ادامه یافته و با تمرینات مقاومتی دنبال می‌شود. برای بازگرداندن انعطاف و دامنه حرکت تمرینات غیرفعال پیشنهاد می‌شود. برای افزایش قدرت و تحمل ماهیچه‌ها تمرینات مقاومتر پیشنهاد می‌شود و برای افزایش هماهنگی و توانایی تمرینات قدرتی [۴] اجرا می‌شود. دستگاه‌های حرکت مداوم غیرفعال نسل اولیه دستگاه‌های تمرین درمانی هستند که در طول مراحل اولیه‌ی توانبخشی پس از جراحی بافت‌ها و یا آسیب‌های فیزیکی مورد استفاده قرار می‌گیرند. به کمک این دستگاه‌ها، عضلات و مفاصل به صورت غیرفعال در یک صفحه مشخص حرکت داده می‌شوند. ضمن انجام این تمرین‌ها، التهاب ناحیه آسیب دیده کاهش یافته و همچنین این تمرین‌ها کمک می‌کند تا بافت‌هایی که دچار

^۴ Robotic rehabilitation

آسیب‌دیدگی و پارگی شده‌اند به درستی به هم اتصال یابند. این دستگاه‌ها پای بیمار را در مسیری معین و با سرعت مشخصی حرکت می‌دهند. مشکل اصلی دستگاه‌های حرکت مداوم غیرفعال، نبود بازخورد نیرویی از وضعیت پای بیمار و نیروهای تعاملی بین پای بیمار و ربات می‌باشد. به این معنی که اگر در حین تمرین، پای بیمار قادر به دنبال کردن مسیر معین شده از قبل نباشد، علیرغم ایجاد گشتاور مخالف حرکت، از سوی پای بیمار، ربات همچنان سعی دارد که پای فرد را در مسیر مرجع نگه دارد، که این امر منجر به افزایش نیروی تعاملی شده می‌تواند به پای بیمار آسیب برساند. از آنجایی که استفاده از دستگاه‌های حرکت مداوم غیرفعال توأم با مشکلاتی بود، نیاز به دستگاه‌هایی بود که بتوانند توانبخشی را متناسب با وضعیت بیمار انجام دهند و به صورت برخط از فرآیندهای توانبخشی بازخورد بگیرند. در سال‌های اخیر افراد مختلف در این حوزه، سعی نمودند اطلاعات مفیدتری از سیگنال‌های زیستی بیماران اخذ کرده و از آن‌ها در کنترل ربات‌های توانبخشی استفاده کنند. سیگنال‌های زیستی به طور موثر فعالیت عضلات و نحوه‌ی حرکت اندام‌های مختلف بدن را بازتاب می‌دهند [۵] بنابراین یکی از محبوب‌ترین زمینه‌های مطالعه در این حوزه، ادغام و ترکیب داده‌های مختلف موقعیت، نیرو و سیگنال‌های زیستی بیماران، در کنترل این دسته از ربات‌ها می‌باشد که باعث گردد ربات با توجه به وضعیت جسمانی بیماران مختلف، حرکت خود را تطبیق دهد. همچنین با توجه به این که، این ربات‌ها در تعامل مستقیم با بدن بیمار هستند، همواره کنترل آن‌ها به عنوان یک چالش مهم برای متخصصان این حوزه بوده است. تا کنون روش‌های مختلفی برای کنترل این سیستم‌های رباتیک پیشنهاد شده‌است. از آن دسته می‌توان به کنترل نیرو، کنترل موقعیت [۷,۶]، کنترل ترکیبی موقعیت-نیرو [۸] و کنترل امپدانس [۹, ۱۰] اشاره کرد. کنترل امپدانس به عنوان مؤثرترین روش کنترل برای ربات‌های توانبخشی شناخته می‌شود. ایده اصلی در کنترل امپدانس، اجرای رفتار دینامیکی از پیش تعیین شده برای ربات است.

۲-۱ پیشینه ربات‌های توانبخشی

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

مروری بر تمام ربات‌هایی که در زمینه توانبخشی تاکنون مورد استفاده قرار گرفتند مورد نظر این پایان‌نامه نیست. به همین دلیل بیشتر به مطالعه بر روی ربات‌های درمانی مربوط به پایین‌تنه می‌پردازیم.

لوکومات [۱۱] و گیت‌ترینر [۱۲] ربات‌های تجاری پیاده‌روی توانبخش هستند که در بازار موجود می‌باشند. از سوی دیگر نمونه‌های اولیه ربات‌های پیاده‌رو بوسیله‌ی محققان پیشرفت کرده است که از جمله آن‌ها می‌توان به الکس [۱۳]، هپتیک واکر [۱۴] و وسیله‌های پام و پوگو از دانشگاه کالیفرنیا [۱۵] اشاره کرد.

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.

۳-۱ روش‌های کنترلی ربات‌های توانبخشی

ربات‌های توانبخشی در سال‌های اخیر به عنوان یک تکنولوژی نوین و خوش‌آتیه توجه بسیاری از دانشمندان و محققان را به خود جلب کرده است. با توجه به اینکه، این ربات‌ها در تعامل مستقیم با بدن بیمار هستند، همواره کنترل آن‌ها به عنوان یک چالش مهم برای متخصصان این حوزه بوده‌است. تاکنون روش‌های مختلفی برای کنترل ربات‌ها با رویکرد توانبخشی ارائه شده‌است. در میان این روش‌ها کنترل ترکیبی موقعیت-نیرو

و کنترل امیدانس در مقایسه با دیگر روش‌ها، مؤثرتر می‌باشند. در مقایسه با دیگر روش‌های کنترلی در ربات‌های توانبخشی کنترل امیدانس تأثیرگذارتر و انعطاف پذیرتر است. ربات ام-آی-تی منیوس به عنوان یکی از موارد موفق استفاده از کنترل امیدانس در ربات توانبخشی نام گرفته است [۱۶]. ایده‌ی کنترل امیدانس نخستین بار در سال ۱۹۸۵ توسط نویل هوگان در [۱۷] به صورت مدون شرح داده شد. رویکرد این روش، کنترل ربات‌های صنعتی دارای یک مجری نهایی مشخص است که در آن دینامیک تعامل ربات با محیط و نه کنترل موقعیت یا نیرو به تنهایی) دارای اهمیت است.

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

کنترل پسگام نیز یکی از روش‌های کنترلی می‌باشد که می‌تواند در ربات‌های توانبخشی مورد استفاده قرار گیرد. کنترل پسگام یک روش طراحی کنترل سینماتیک بر پایه تئوری لیاپانوف است که برای سیستم‌های غیرخطی به کار می‌رود [۱۸]. دلیل نام‌گذاری پسگام برای این روش به خاطر خاصیت بازگشتی آن در طراحی می‌باشد. روش کنترلی پسگام به همراه روش‌های کنترلی دیگر نیز استفاده می‌شود، به عنوان نمونه در مرجع [۱۹] از روش کنترلی فازی بر مبنای کنترل پسگام به منظور کنترل ربات توانبخشی بالاتنه استفاده شده است.

در این پایان نامه، برای کنترل ربات توانبخشی پایین‌تنه از کنترل کننده پسگام جهت کنترل موقعیت به همراه کنترل امیدانس استفاده شده است.

^۵ Backstepping

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

۴-۱ مروری بر پایان نامه

در این پایان‌نامه در فصل دوم به تعاریف توانبخشی می‌پردازیم. فصل سوم را به بررسی روش مرسوم کنترل ربات با استفاده از کنترل امپدانس با راهبرد گشتاور و شبیه‌سازی این روش اختصاص می‌دهیم. و در فصل چهارم روش پیشنهادی کنترل پسگام امپدانس ربات توانبخش پایین‌تنه با راهبرد ولتاژ را به‌طور کامل توضیح داده و نتایج شبیه‌سازی با استفاده از این روش نشان داده می‌شود و با روش‌های قبلی مقایسه می‌شود. در نهایت در فصل پنجم به نتیجه‌گیری و پیشنهادات می‌پردازیم.

فصل دوم: توا بنجشی

۲-۱ تعریف توانبخشی

در علوم بهداشتی، توانبخشی یا بازتوانی فرآیندی است که در آن به فرد توان خواه کمک می‌شود تا توانایی از دست‌رفته خود پس از یک واقعه، بیماری یا آسیب را که منجر به محدودیت عملکردی وی شده است مجدداً به دست آورد. توانبخشی حوزه علمی بسیار وسیعی در مجموعه خدمات بهداشتی و درمانی محسوب می‌گردد و به افراد کمک می‌کند تا پس از ابتلا به مشکلاتی نظیر سکته، ضایعات نخاعی، جراحی‌های ارتوپدی، ضربه مغزی، اختلال پردازش مرکزی شنوایی، مشکلات تعادل و ... تا حد امکان بر مشکل خود غلبه نموده و استقلال عملکردی قبلی را بازیابد. توانبخشی فیزیکی علاوه بر بیماران آسیب‌های حرکتی، مشمول بیمارانی نیز می‌شود که دچار حداقل چالش‌های فیزیکی شده، اما با یک واقعه تأثیرگذار بر زندگی مانند شیمی درمانی برای انواع سرطان‌ها یا جراحی‌ها روبرو شده‌اند.

توانبخشی به معنای بازتوانی و بازگرداندن توانایی‌های یک فرد به حالت حداکثر استقلال اطلاق می‌گردد. در توانبخشی برخلاف پزشکی هیچ‌گونه دارویی تجویز نمی‌شود و روند بازیافتن توانایی‌ها تدریجی است.

۲-۲ اهمیت توانبخشی

امروزه با پیشرفت فناوری، صنعت، افزایش شمار تصادفات و حوادث همه روزه بر تعداد بیمارانی افزوده می‌شود که نیاز به توانبخشی دارند. همچنین سالمندان با در نظر گرفتن شرایط خاص سنی نیز از جمله افراد هر جامعه هستند که نیاز به توان بخشی در آن‌ها بیش از سایر قشرهای جامعه است.

۲-۳ مهم ترین اهداف توانبخشی

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

۱. کاهش درد

۲. کاهش مشکلات بافتی و کم کردن تورم مفصل

۳. افزایش دامنه حرکتی مفصل

۴. افزایش انعطاف پذیری بافت‌ها

۵. بهبود تعادل، افزایش هماهنگی و ایجاد برنامه‌هایی جهت کنترل حرکت

۲-۴ تمرینات توانبخشی

تمرینات توانبخشی به دو دسته غیرفعال و فعال تقسیم می‌شوند. منظور از تمرینات غیرفعال آن دسته از تمرینات درمانی است که توسط متخصص توانبخشی انجام می‌شود و فرد به علت فلج بودن اندام‌ها و یا ضعف آن‌ها نمی‌تواند حرکات را انجام دهد و هیچ نیرویی از سمت بیمار وارد نمی‌شود. این تمرینات خود به دو قسمت غیرفعال آزاد و غیر فعال کششی تقسیم می‌شوند. تمرینات فعال برای مفاصل اندام‌های سالم و عضلات ضعیف انجام می‌گیرد که به دو بخش فعال کمکی و فعال مقاومتی تقسیم می‌شوند. به اختصار به توضیح هر کدام از آن‌ها می‌پردازیم.

۲-۴-۱ تمرینات غیرفعال آزاد

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

موارد استفاده:

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

- جهت آموزش نحوه انجام حرکت به بیمار.
- قبل از حرکات کششی.

محدودیت‌ها:

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

۲-۴-۲ تمرینات غیرفعال کششی

حرکات غیرفعال کششی از حرکات مهم در توانبخشی است و براساس نوع نیروی کشش، شدت و مدت اعمال کشش دسته‌بندی می‌شوند و هدف کسب مجدد و تثبیت دامنه حرکتی مفاصل و تحریک بافت نرم اطراف مفاصل است.

موارد استفاده:

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

موارد احتیاط در اعمال کشش غیرفعال:

- مواردی که یک مانع استخوانی، حرکت را محدود می‌کند.
- شکستگی تازه و عفونت و التهاب مفصلی.

- دردهای شدید در اثر کشش.
- از کشش بیش از حد عضلات ضعیف خصوصاً ضد جاذبه باید خودداری کرد.

۲-۴-۳ تمرینات فعال کمکی

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

موارد استفاده:

- در ضعف شدید عضلانی که علی‌رغم وجود حرکت در عضو، دامنه حرکتی کامل نیست.
- عدم کنترل کافی روی حرکت وجود دارد.
- جهت حفظ تحرک و افزایش قدرت عضلانی.

انواع نیروهای کمکی:

- نیروی خارجی: مثل درمانگر، قرقره وزنه و نیروی آب.
- نیروی بیمار با کمک عضو سالم و یا چوب مخصوص.

اصول مورد توجه در انجام حرکات فعال:

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

۴-۴-۲ تمرینات فعال مقاومتی

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

موارد استفاده:

- افزایش قدرت: همراه با مقاومت خارجی افزایش حجم داریم.
- افزایش تحمل: تکرار زیاد با مقاومت کم (در مدت طولانی). تحقیقات نشان داده است که با افزایش قدرت عضلانی، تحمل عضلانی هم افزایش یافته است.
- افزایش توان: معیار عملکرد عضله (کار انجام شده در واحد زمان). انجام تمرینات مقاومتی با فواصل زمانی معین، باعث تشدید می‌شود.

تمرینات گوناگون از توان:

- توان بی‌هوازی پرشدت در مدت کم.
- توان هوازی کم شدت در مدت زیاد.

موارد استفاده:

- التهاب
- درد

۵-۲ روند توانبخشی پایین تنه

حال اگر بخواهیم روند انجام این تمرینات را برای هر بیمار مشخص کنیم به طور کلی می‌توان گفت که تمرین‌های توانبخشی با تمرین‌های غیرفعال شروع می‌شوند. در این تمرین‌ها بیمار هیچ نیرویی وارد نمی‌کند

و ربات تمام نیروی لازم برای حرکت را فراهم می‌کند. هدف از این گونه تمرین‌ها جابجایی کامل دامنه حرکت برای بازگرداندن دامنه‌ی حرکتی و قدرت انعطاف‌پذیری بیمار است، بعد با تمرین‌های کمکی ادامه می‌یابند در این تمرین‌ها بیمار سهمی از نیروی لازم برای حرکت را به عهده می‌گیرد و باقیمانده این نیرو توسط ربات تأمین می‌شود و هدف افزایش قدرت ماهیچه‌ها و عضلات و در نهایت روند توانبخشی با تمرین‌های مقاومتی پایان می‌یابند که این تمرین‌ها بیشتر برای افزایش چابکی و هماهنگی اعصاب و عضله به کار گرفته می‌شوند.

۲-۶ کاربرد رباتیک در توانبخشی

امروزه ربات‌ها کاربرد وسیعی برای استفاده در علوم پزشکی پیدا کرده‌اند. جایگزینی عضوهای معلول یا قطع شده، به وجود آوردن امکانات مطلوب جراحی، استفاده گسترده در توانبخشی، آموزش کودکان ناتوان جسمی و بسیاری کاربردهای در حال رشد از جمله مواردی است که در حیطه علوم پزشکی به عهده ربات‌ها قرار داده شده است.

یکی از گسترده‌ترین کاربردهای ربات‌های طبی در بحث توانبخشی می‌باشد که شامل ربات‌های کمک‌کننده، اندام مصنوعی و ربات‌های معالج می‌باشد. ربات‌های کمکی به افراد معلول کمک می‌کنند تا فعالیت‌های روزمره خود را با وابستگی کمتر به دیگران انجام دهند. برای مثال می‌توانند در خوردن و آشامیدن افرادی که دست‌های آن‌ها معلول است به آن‌ها کمک کنند. این ربات‌های کمکی همچنین می‌توانند برای جابجایی افراد معلول نیز مانند ویلچرها کمک حال باشند.

اما ربات‌های معالج ابزارهای بسیار ارزشمندی هستند که برای بازگرداندن توانایی‌های از دست رفته افراد معلول به علت حمله قبلی یا مغزی مورد استفاده قرار گرفته‌اند.

۲-۷ پارامترهای مهم در طراحی ربات‌های توانبخشی

برای طراحی یک ربات در زمینه توانبخشی اولین قدم مشاوره با یک توانبخش ماهر جهت یافتن بایدها و نبایدها برای توانبخشی و دانستن پارامترهایی است که یک توانبخش در طول زمان به آن‌ها نیاز دارد و ربات باید پاسخی مناسب به این نیازها بدهد. به طور کلی پارامترهای مهم در توان بخشی از دید توانبخش‌ها را می‌توان به بخش‌های زیر تقسیم کرد:

۲-۷-۱ کنترل موقعیت ربات

این بخش شامل مسائل مربوط به پارامترهایی برای کنترل حرکت می‌باشد. در پایان نامه حاضر، برای این منظور از الگوریتم کنترل پسگام بر مبنای استراتژی کنترل ولتاژ استفاده شده است.

۲-۷-۲ کنترل نیروی اعمالی به بیمار

یکی دیگر از پارامترهایی که در طراحی یک ربات توانبخشی باید مدنظر گرفته شود و از نظر متخصصان این زمینه یک پارامتر تأثیرگذار است مقدار نیروی اعمالی ربات به بیمار و بالعکس می‌باشد. این پارامتر برای تمرینات فعال تعریف می‌شود زیرا همانطور که قبلاً گفته شد در تمرینات غیرفعال بیمار نیرویی وارد نکرده و تمام نیروی لازم به وسیله ربات تأمین می‌گردد.

۲-۸ نتیجه‌گیری

امروزه با پیشرفت فناوری، صنعت، افزایش شمار تصادفات و حوادث همه روزه بر تعداد بیمارانی افزوده می‌شود که نیاز به توانبخشی دارند. این امر سبب شده که در تمامی کشور به خصوص کشورهای پیشرفته به توانبخشی به عنوان یک نیاز اساسی و راهکاری برای بازگرداندن افراد جامعه به زندگی روزمره توجه شود. در این میان زنانو به عنوان یکی از مفاصل پرکار و تأثیرگذار برای بدن همواره شناخته می‌شود. وقتی زنانو

آسیب ببینند زندگی به معنای واقعی کلمه در سراشیبی می‌افتد. در نتیجه توانبخشی زانو بیش از سایر مفاصل و اندام‌ها اهمیت می‌یابد و همواره به عنوان یکی از چالش‌های اساسی در توانبخشی دیده می‌شود. توانبخشی زانو فرآیندی است که با انجام تمرینات گوناگون صورت می‌گیرد. این تمرین‌ها به دو بخش غیرفعال و فعال تقسیم می‌شوند که به ترتیب برای هر بیمار با نظر پزشک متخصص انجام می‌گیرد.

فصل سوم: کنترول امیدانس بر اساس راہبردگشاور

۱-۳ مقدمه

کنترل امیدانس به تنظیم رابطه‌ی دینامیکی بین نیرو و موقعیت نهایی مفصل می‌پردازد و رفتار دینامیکی ربات را تنظیم می‌کند. کنترل امیدانس به طور عمده در کنترل ربات‌های توانبخشی به کار گرفته می‌شود. این روش قادر به تنظیم امیدانس ربات در تماس با محیط است. در این فصل قانون کنترل امیدانس بر مبنای راهبرد گشتاور برای ربات توانبخشی زانو طراحی و سپس شبیه‌سازی می‌شود.

۲-۳ روش کنترل امیدانس بر پایه گشتاور

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

۱-۲-۳ معادلات دینامیکی

معادلات دینامیک ربات با فرض عدم وجود انعطاف‌پذیری در مفاصل بوسیله معادله (۱-۲) بیان می‌شود.

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

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

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

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

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

با جایگذاری معادله (۳-۲) در معادله (۳-۱) معادله دینامیکی ربات توانبخشی به صورت

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

به دست می‌آید. که در آن

$$D(q)=D_r(q)+D_e(q) \quad (۴-۳)$$

$$C(q, \dot{q})=C_r(q, \dot{q})+C_e(q, \dot{q}) \quad (۵-۳)$$

$$g(q)=g_r(q)+g_e(q) \quad (۶-۳)$$

۳-۲-۲ کنترل امپدانس

امپدانس مکانیکی طراحی شده برای نقطه انتهایی ربات به شکل

$$M(\ddot{q}_d-\ddot{q})+C(\dot{q}_d-\dot{q})+K(q_d-q)=F_h \quad (۷-۳)$$

در نظر گرفته شده است که در آن M ، C و K ماتریس‌های قطری هستند که پارامترهای امپدانس قابل طراحی می‌باشند.

از معادله (۷-۳) خواهیم داشت

$$\ddot{q}=\ddot{q}_d+M^{-1}C(\dot{q}_d-\dot{q})+M^{-1}K(q_d-q)-M^{-1}F_h \quad (۸-۳)$$

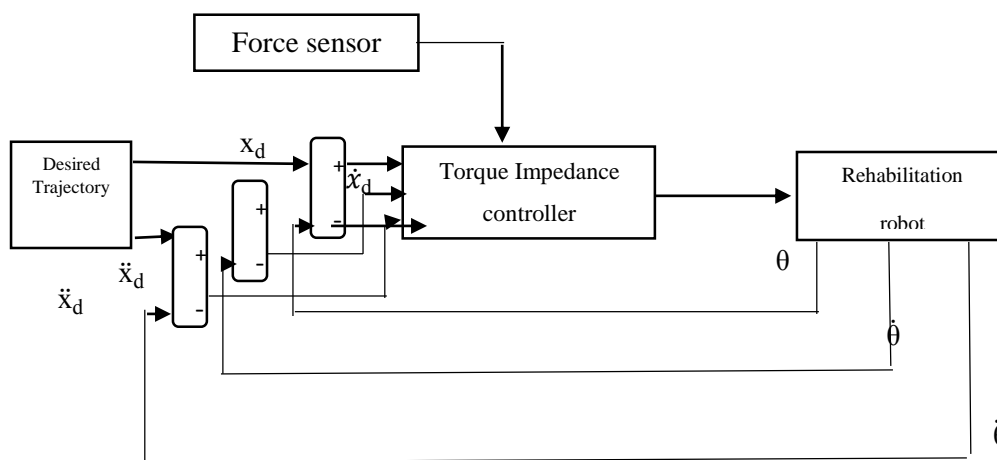
در انتها با جایگذاری معادله (۸-۳) در (۳-۳) قانون کنترل به صورت

$$D(q)(\ddot{q}_d + M^{-1}C(\dot{q}_d - \dot{q}) + M^{-1}K(q_d - q) - M^{-1}F_h) + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) + J_e^T(q)F_h = \tau_r \quad (9-3)$$

به دست می آید.

۳-۲-۳ شبیه سازی سیستم کنترل

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



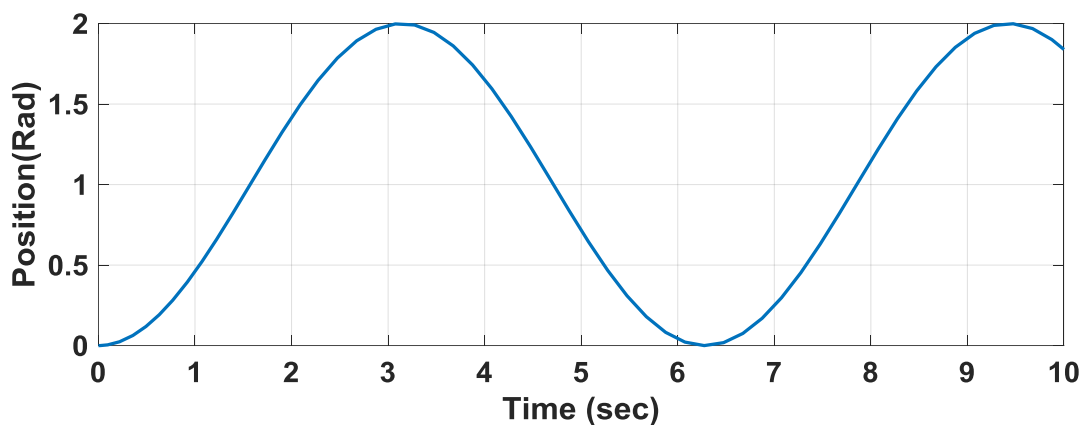
شکل (۱-۳) بلوک دیاگرام کنترل کننده امپدانس بر پایه گشتاور

برای مسیر مطلوب یک مسیر نرم که حداقل دارای مشتق تا مرتبه دوم باشد انتخاب می شود.

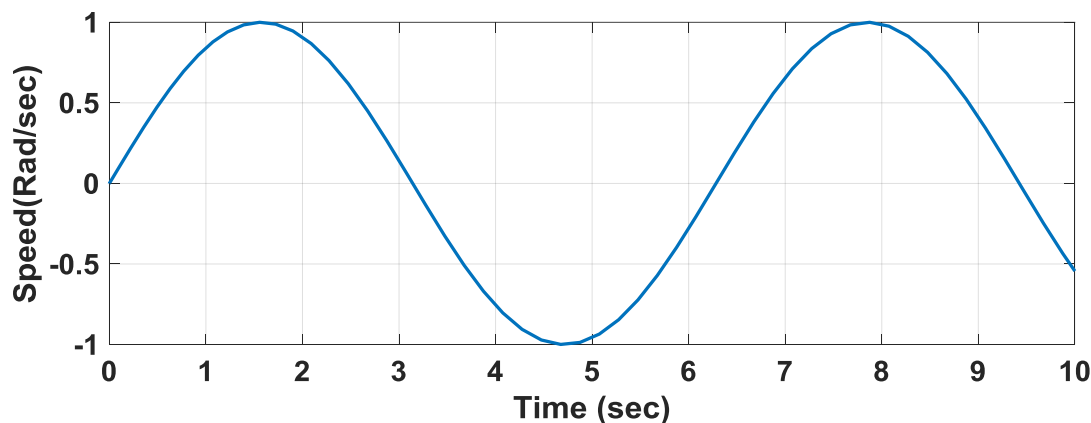
سیگنال‌های مطلوب q_d و dq_d بصورت زیر در نظر گرفته می شوند.

$$q_d = 1 - \cos(t) \quad (10-3)$$

$$dq_d = \sin(t) \quad (11-3)$$



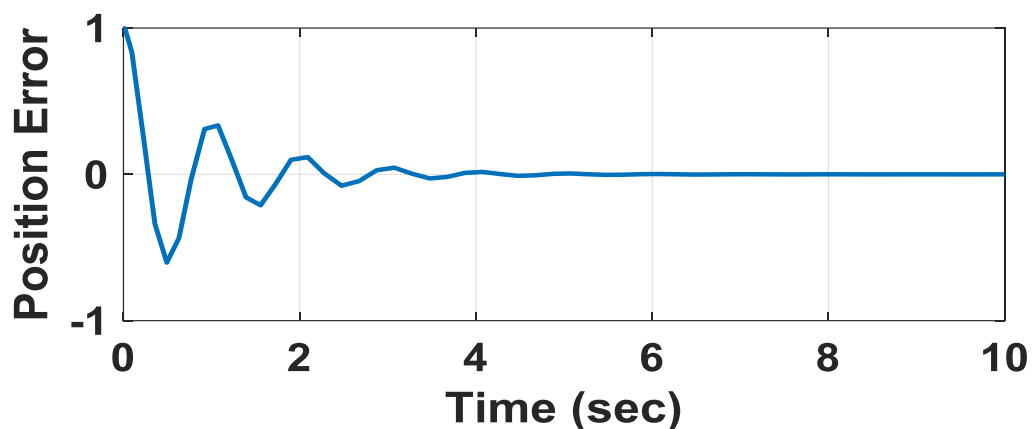
شکل (۲-۳) سیگنال موقعیت مطلوب مفصل



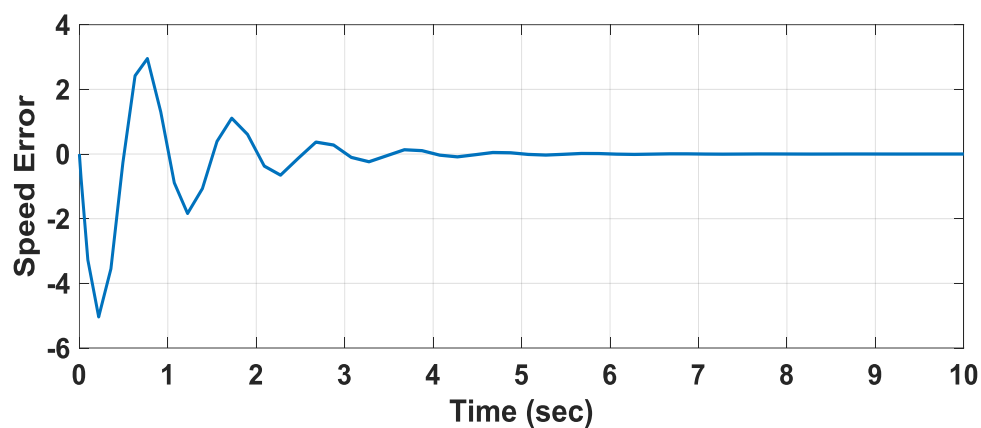
شکل (۳-۳) سیگنال سرعت مطلوب مفصل

مقادیر ضرایب کنترل امپدانس برابر $M=0.1$ ، $C=0.2$ و $K=100$ در نظر گرفته شده است. در ادامه نتایج شبیه سازی به ازای دو مقدار مختلف برای نیروی اعمال شده توسط فرد بیمار نشان داده می شود. ابتدا حالتی را در نظر می گیریم که بیمار هیچ نیرویی وارد نمی کند، بنابراین در این حالت $F_h=0N$ می باشد.

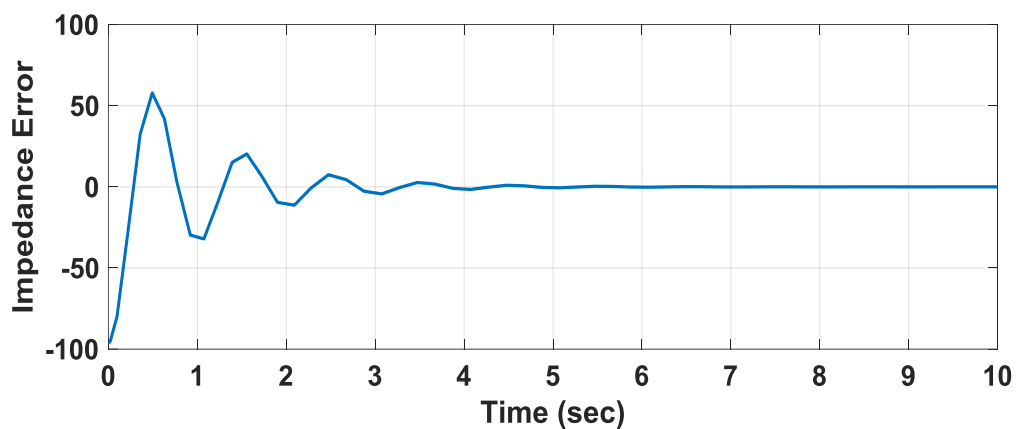
در شکل های (۴-۳)، (۵-۳) و (۶-۳) به ترتیب خطای ردگیری مسیر مطلوب، خطای ردگیری سرعت مطلوب و خطای امیدانس برای این سیستم کنترلی نمایش داده شده است.



شکل (۴-۳) خطای ردگیری مسیر مطلوب برای $F_h=0N$

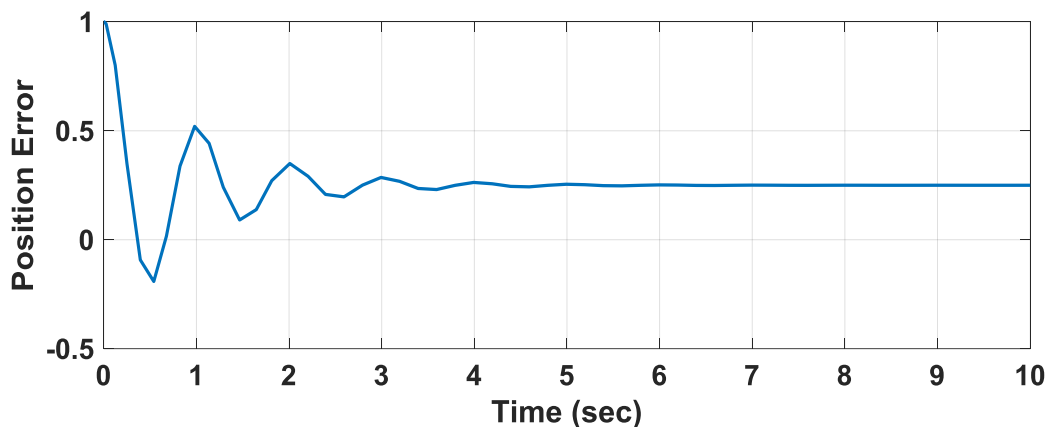


شکل (۵-۳) خطای ردگیری سرعت مطلوب برای $F_h=0N$

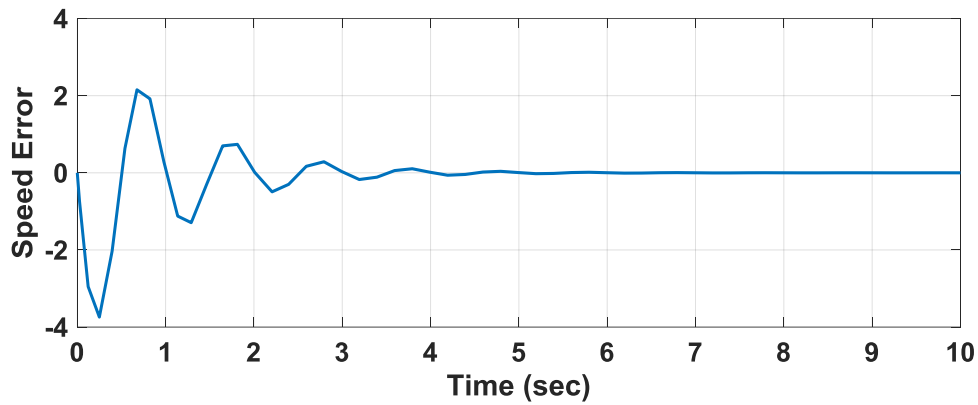


شکل (۳-۶) خطای امپدانس برای $F_h=0N$

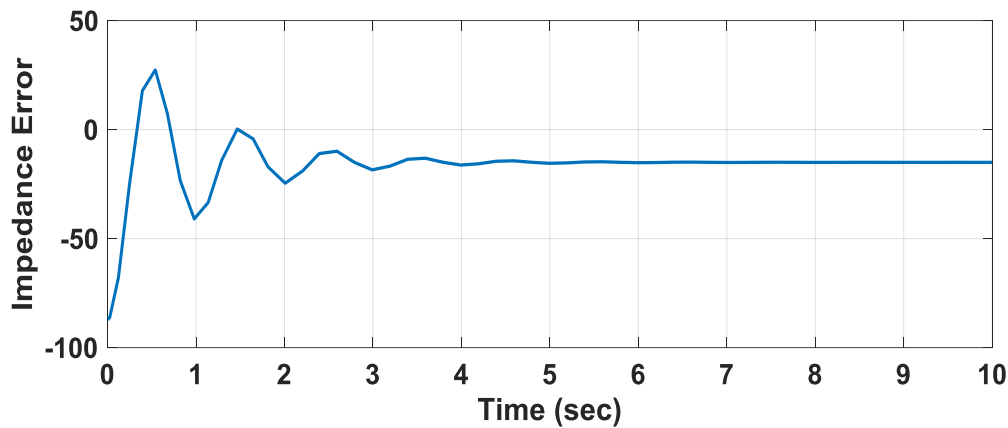
در ادامه نتایج شبیه سازی را برای $F_h=10N$ ، مقدار نیرویی که می خواهیم بیمار به آن اندازه نیرو وارد کند ارائه شده است.



شکل (۳-۷) خطای ردگیری مسیر مطلوب برای $F_h=10N$



شکل (۸-۳) خطای ردگیری سرعت مطلوب برای $F_h=10N$



شکل (۹-۳) خطای امپدانس برای $F_h=10N$

۳-۳ نتیجه گیری

در شبیه‌سازی‌ها دو حالت برای نیروی اعمال شده توسط بیمار به صورت $F_h=0N$ و $F_h=10N$ در نظر گرفته می‌شود. همانطور که در شکل‌های (۴-۳) و (۵-۳) مشاهده می‌شود چنانچه $F_h=0N$ در نظر گرفته شود به ترتیب ردیابی مسیر و سرعت مطلوب به خوبی انجام می‌شود. در این حالت خطای امپدانس که در شکل

(۶-۳) آمده است، صفر خواهد شد. حال اگر نیروی اعمال شده توسط بیمار بصورت $F_h=10N$ باشد، همانطور که در شکل‌های (۷-۳) و (۸-۳) مشاهده می‌شود به ترتیب ردیابی مسیر و سرعت مطلوب به خوبی انجام می‌شود. در این حالت نیز خطای امپدانس طبق شکل (۶-۳) صفر خواهد شد.

فصل چهارم: کنترل پگام امیدانس ربات توانبخش پامین تنه بر اساس راهبرد و لنتاژ

۴-۱ مقدمه

در سال‌های اخیر استفاده از ربات‌ها در کاربردهای پزشکی و به خصوص توان‌بخشی افزایش یافته‌است. مطالعات نشان داده‌است که ربات‌ها می‌توانند به‌خوبی در این عرصه به فیزیوتراپ‌ها کمک کنند. با توجه به اینکه این ربات‌ها در تعامل مستقیم با بدن بیمار هستند همواره کنترل آن‌ها بعنوان یک چالش مهم برای متخصصان این حوزه بوده‌است. تاکنون روش‌های مختلفی برای کنترل ربات‌ها با کاربرد توان‌بخشی ارائه شده‌است. در اکثر این روش‌ها از راهبرد کنترل گشتاور استفاده شده‌است. یکی از چالش‌های این روش بالا بودن حجم محاسبات مربوط به قانون کنترل گشتاور بوده علاوه بر این کنترل باید بر مشکلاتی مثل عدم قطعیت و غیرخطی بودن ناشی از دینامیک ربات غلبه کند. ضمن اینکه در این راهبرد از دینامیک محرکه‌ها صرف‌نظر می‌شود در حالیکه نبودن دینامیک محرکه‌ها می‌تواند باعث ناپایداری سیستم شود به همین دلیل در پژوهش حاضر از راهبرد کنترل ولتاژ استفاده می‌شود. این روش بر اساس این اصل پایه ریزی می‌شود که در هر سیستم رباتیک کنترل ربات بر اساس کنترل محرکه‌های آن صورت می‌گیرد. در اکثر موارد این عملگرها موتورهای الکتریکی اند. ورودی محرکه‌های الکتریکی ولتاژ اعمالی به آن‌هاست؛ در نتیجه کنترل با راهبرد ولتاژ مطرح می‌شود. حال می‌توان به این نتیجه رسید که برای کنترل موقعیت مفاصل و در نتیجه کنترل ربات می‌توان به کنترل موتورهای الکتریکی آن پرداخت. در این روش با دینامیک ربات کمتر درگیر می‌شویم و همچنین اثرات دینامیک موتورها را که در روش گشتاور لحاظ نمی‌شدند، لحاظ می‌کنیم. این روش کنترلی باعث سادگی، دقت، سرعت در محاسبات و مقاوم تر بودن حلقه کنترلی می‌شود. علاوه بر این معادلات الکتریکی موتور بسیار ساده تر از معادلات دینامیکی ربات‌هاست.

^۶ actuator

ربات توانبخشی پا، مفصل زانو را در دامنه ی حرکتی زانو حرکت می دهد تا به این ترتیب تمرینات توانبخشی محقق شوند. بنابراین ربات در این عملکرد نیاز به کنترل کننده موقعیت دارد. در پژوهش حاضر به منظور محقق ساختن کنترل کننده موقعیت از روش کنترلی پسگام استفاده شده است.

۲-۴ طراحی کنترل کننده پسگام

در این بخش روش پسگام برای کنترل موقعیت ربات تمرین درمانی زانو ارائه می گردد. پسگام یک روش طراحی بازگشتی مبتنی بر لیاپانوف است. رویکرد این روش بر این اساس است که یک کنترل کننده بازگشتی با در نظر گرفتن برخی متغیرهای حالت سیستم به عنوان ورودی مجازی، طراحی کرده و نهایتاً ورودی کنترلی واقعی برای پایدار سازی کل سیستم مورد استفاده قرار می گیرند [۱۸].

۱-۲-۴ معادلات دینامیکی

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

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

هنگامیکه $\tau_m \in R^n$ بردار گشتاور موتورها، $\tau_r \in R^n$ بردار گشتاور بار (پای بیمار)، J_m ، B_m و r ماتریس های قطری $n \times n$ هستند که به ترتیب ضرایب اینرسی، میرایی و کاهش چرخ دنده ها هستند. همچنین \dot{q} بردار سرعت مفاصل و سرعت موتور $\dot{\theta} \in R^n$ بوسیله معادله زیر به سرعت مفاصل تبدیل می شوند.

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

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

$$R I_a + L \dot{I}_a + K \dot{q} = u \quad (3-4)$$

که در آن $u \in \mathbb{R}^n$ بردار ولتاژ موتور، $I_a \in \mathbb{R}^n$ بردار جریان موتور، L, R و K_b ماتریس های قطری برای ضرایب مقاومت آرمیچر، اندوکتانس سلف و ولتاژ بازگشتی هستند. τ_m بردار گشتاور موتورها که به عنوان ورودی معادله دینامیکی (3-4) است به وسیله جریان موتور براساس رابطه زیر

$$\tau_m = K_m I_a \quad (4-4)$$

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

۴-۲-۲ کنترل پسگام

همانطور که در قسمت ۲-۲-۱ به تفصیل توضیح داده شد معادلات موتورهای الکتریکی DC مغناطیسی دائم به صورت ذیل می باشند.

$$J_m \ddot{\theta}_m + B_m \dot{\theta}_m + r \tau_r = \tau_m \quad (5-4)$$

$$R I_a + L \dot{I}_a + K_b \dot{\theta}_m = u \quad (6-4)$$

$$\tau_m = K_m I_a \quad (7-4)$$

^y Permanet magnet DC motor

اگر تغییر متغیر زیر را در نظر بگیریم؛

$$x_1 = \theta_m \quad (۸-۴)$$

$$x_2 = \dot{\theta}_m \quad (۹-۴)$$

$$x_3 = I_a \quad (۱۰-۴)$$

با مشتق گرفتن از طرفین و جایگذاری معادلات (موتور الکتریکی) به جای θ_m و $\dot{\theta}_m$ معادلات سیستم به صورت ذیل به دست می آید.

$$\dot{x}_1 = x_2 \quad (۱۱-۴)$$

$$\dot{x}_2 = \frac{1}{J_m} (K_m x_3 - B_m x_2 - r\tau_r) \quad (۱۲-۴)$$

$$\dot{x}_3 = \frac{1}{L} (v - R x_3 - K_b x_2) \quad (۱۳-۴)$$

با در نظر گرفتن $a_1 = \frac{B_m}{J_m}$, $a_2 = \frac{K_m}{J_m}$, $a_3 = \frac{K_b}{L}$, $a_4 = \frac{R}{L}$, $a_5 = \frac{1}{L}$ و $d = -\frac{r r_f}{J_m}$ معادلات سیستم به فرم زیر به دست می آید.

$$\dot{x}_1 = x_2 \quad (14-4)$$

$$\dot{x}_2 = a_2 x_3 - a_1 x_2 + d \quad (15-4)$$

$$\dot{x}_3 = -a_4 x_3 - a_3 x_2 + a_5 v \quad (16-4)$$

با توجه به اینکه هدف ردیابی سیگنال مرجع x_{1d} می باشد بنابراین باید روش پسگام در فضای خطا اعمال شود.

$$e_1 = x_1 - x_{1d} \quad (17-4)$$

$$e_2 = \dot{e}_1 = \dot{x}_1 - \dot{x}_{1d} = x_2 - x_{2d} \quad (18-4)$$

$$e_3 = x_3 - x_{3d} \quad (19-4)$$

x_{3d} : متغیر کنترل مجازی است که در مراحل بعد طراحی می گردد.

گام اول: ابتدا پایداری زیر سیستم $\dot{x}_1 = x_2$ بررسی می گردد. در این زیر سیستم متغیر حالت x_2 به عنوان

ورودی در نظر گرفته شده است و متغیر خطا ورودی مجازی e_{2d} را طوری طراحی می کنیم که زیر

سیستم فوق در مبدا $x_1=0$ پایدار شود. برای این منظور تابع لیاپانوف v_1 را به صورت زیر پیشنهاد می دهیم.

$$v_1 = \frac{1}{2} e_1^2 \quad (20-4)$$

$$\dot{v}_1 = e_1 \dot{e}_1 \quad (21-4)$$

$$\dot{v}_1 = e_1 e_2 \quad (22-4)$$

برای پایداری طبق قضیه لاسال باید شرط $\dot{v}_1 \leq 0$ برقرار باشد. با توجه به اینکه e_2 متغیر کنترل مجازی معادله می باشد بنابراین $e_2 = -k_1 e_1$ را انتخاب می کنیم.

$$\dot{v}_1 = -k_1 e_1^2 \quad (23-4)$$

بنابراین تابع لیاپانوف پیشنهادی پایداری یکنواخت و ردیابی سیگنال مرجع x_{1d} توسط متغیر حالت x_1 را تضمین می کند.

$$e_1 \rightarrow 0 \quad x_1 \rightarrow x_{1d}$$

گام دوم: در ادامه پایداری زیر سیستم دوم بررسی می گردد.

$$\dot{x}_1 = x_2$$

$$\dot{x}_2 = a_2 x_3 - a_1 x_2 + d$$

تابع لیاپانوف v_2 بصورت زیر پیشنهاد می گردد.

$$v_2 = v_1 + \frac{1}{2} (e_2 - e_{2d})^2 \quad (24-4)$$

$$v_2 = v_1 + \frac{1}{2} (e_2 + k_1 e_1)^2 \quad (25-4)$$

$$\dot{v}_2 = \dot{v}_1 + (e_2 + k_1 e_1)(\dot{e}_2 + k_1 \dot{e}_1) \quad (26-4)$$

$$\dot{v}_2 = \dot{v}_1 + (e_2 + k_1 e_1)(\dot{x}_2 - \dot{x}_{2d} + k_1 e_2) \quad (27-4)$$

$$\dot{v}_2 = \dot{v}_1 + (e_2 + k_1 e_1)(a_2 x_3 - a_1 x_2 + d - \dot{x}_{2d} + k_1 e_2) \quad (28-4)$$

قضیه لاسال: برای اینکه زیر سیستم فوق پایدار باشد کافی است $\dot{v}_2 \leq 0$ برقرار باشد. با توجه به اینکه

x_{3d} متغیر کنترل مجازی معادله می باشد بنابراین x_{3d} به صورت زیر تعیین می شود.

$$a_2 x_3 - a_1 x_2 + d - \dot{x}_{2d} + k_1 e_2 = -k_2 (e_2 + k_1 e_1) - e_1$$

$$x_{3d} = \frac{1}{a_2} (-k_2 (e_2 + k_1 e_1) - e_1 + a_1 x_2 - d + \dot{x}_{2d} - k_1 e_2) \quad (29-4)$$

$$\dot{v}_2 = -k_1 e_1^2 - k_2 (e_2 + k_1 e_1)^2 \quad (30-4)$$

بنابراین تابع لیاپانوف پیشنهادی پایداری یکنواخت و ردیابی سیگنال مرجع x_{1d} توسط متغیر حالت x_1 را تضمین می کند.

$$e_1 \rightarrow 0 \quad x_1 \rightarrow x_{1d}$$

$$e_2 \rightarrow 0 \quad x_2 \rightarrow x_{2d}$$

پارامتر اغتشاش d شناخته شده نیست و با \hat{d} که تخمینی از d می باشد در روابط جایگزین می گردد.

$$x_{3d} = \frac{1}{a_2} (-k_2(e_2 + k_1 e_1) - e_1 + a_1 x_2 - \hat{d} + \dot{x}_{2d} - k_1 e_2) \quad (31-4)$$

در ادامه \hat{d} محاسبه می گردد. برای این منظور تابع لیاپانوف v_3 بصورت زیر پیشنهاد می گردد.

$$\tilde{d} = d - \hat{d} \quad (32-4)$$

$$v_3 = v_2 + \frac{1}{2} \tilde{d}^2 \quad (33-4)$$

$$\dot{v}_3 = \dot{v}_2 + \tilde{d} \dot{\tilde{d}} \quad (34-4)$$

$$\dot{v}_3 = e_1 e_2 + (e_2 + k_1 e_1)(a_2 x_3 - a_1 x_2 + d - \dot{x}_{2d} + k_1 e_2) + \tilde{d} \dot{\tilde{d}} \quad (35-4)$$

$$\dot{v}_3 = e_1 e_2 + (e_2 + k_1 e_1) \left(a_2 \times \frac{1}{a_2} (-k_2(e_2 + k_1 e_1) - e_1 + a_1 x_2 - \hat{d} + \dot{x}_{2d} - k_1 e_2) - a_1 x_2 + d - \dot{x}_{2d} + k_1 e_2 \right) + \tilde{d} \dot{\tilde{d}} \quad (36-4)$$

$$\dot{v}_3 = e_1 e_2 - k_2(e_2 + k_1 e_1)^2 - e_1 e_2 - k_1 e_1^2 + \tilde{d}(e_2 + k_1 e_1) + \tilde{d} \dot{\tilde{d}} \quad (37-4)$$

$$\dot{v}_3 = -k_2(e_2 + k_1 e_1)^2 - k_1 e_1^2 + \tilde{d}(e_2 + k_1 e_1) + \tilde{d}\dot{\tilde{d}} \quad (38-4)$$

قضیه لاسال: برای اینکه زیر سیستم فوق پایدار باشد کافی است $\dot{v}_3 \leq 0$ برقرار باشد. برای این منظور $\dot{\tilde{d}}$ را به صورت زیر انتخاب می کنیم.

$$\dot{\tilde{d}} = -(e_2 + k_1 e_1) \quad (39-4)$$

با فرض اینکه تغییرات d ناچیز است داریم:

$$\tilde{d} = d - \hat{d} \quad (40-4)$$

$$\dot{\hat{d}} = -\dot{\tilde{d}} \quad (41-4)$$

$$\dot{\hat{d}} = +(e_2 + k_1 e_1) \quad (42-4)$$

$$\hat{d} = \int_0^t (e_2 + k_1 e_1) dt + \hat{d}(0) \quad (43-4)$$

در نتیجه داریم:

$$\dot{v}_3 = -k_1 e_1^2 - k_2 (e_2 + k_1 e_1)^2 \quad (44-4)$$

بنابراین تابع لیاپانوف پیشنهادی پایداری یکنواخت و ردیابی سیگنال مرجع x_{1d} توسط متغیر حالت x_1 را تضمین می کند.

$$e_1 \rightarrow 0 \quad x_1 \rightarrow x_{1d}$$

$$e_2 \rightarrow 0 \quad x_2 \rightarrow x_{2d}$$

$$\tilde{d} \rightarrow 0 \quad d \rightarrow \hat{d}$$

گام سوم: در این مرحله ورودی کنترلی اصلی v ، ولتاژ موتور تعیین می گردد. تابع لیاپانوف v_4 را برای پایداری کل سیستم، ردیابی سیگنال مرجع ردیابی سیگنال مرجع x_{1d} توسط متغیر حالت x_1 به صورت زیر تعریف می شود.

$$v_4 = v_3 + \frac{1}{2} e_3^2 \quad (45-4)$$

$$\dot{v}_4 = \dot{v}_3 + e_3 \dot{e}_3 \quad (46-4)$$

$$\dot{v}_4 = \dot{v}_3 + e_3 (\dot{x}_3 - \dot{x}_{3d}) \quad (47-4)$$

$$\dot{v}_4 = \dot{v}_3 + e_3 (-a_4 x_3 - a_3 x_2 + a_5 v - \dot{x}_{3d}) \quad (48-4)$$

قضیه لاسال: برای اینکه زیر سیستم فوق پایدار باشد کافی است $\dot{v}_4 \leq 0$ برقرار باشد. با توجه به اینکه v متغیر کنترلی معادله می باشد بنابراین v به صورت زیر تعیین می شود.

$$-a_4x_3 - a_3x_2 + a_5v - \dot{x}_{3d} = -k_3e_3$$

$$v = \frac{1}{a_5} (-k_3e_3 + a_4x_3 + a_3x_2 + \dot{x}_{3d}) \quad (4-49)$$

بنابراین تابع لیاپانوف پیشنهادی پایداری یکنواخت و ردیابی سیگنال مرجع x_{1d} توسط متغیر حالت x_1 را تضمین می کند.

$$e_1 \rightarrow 0 \quad x_1 \rightarrow x_{1d}$$

$$e_2 \rightarrow 0 \quad x_2 \rightarrow x_{2d}$$

$$e_3 \rightarrow 0 \quad x_3 \rightarrow x_{3d}$$

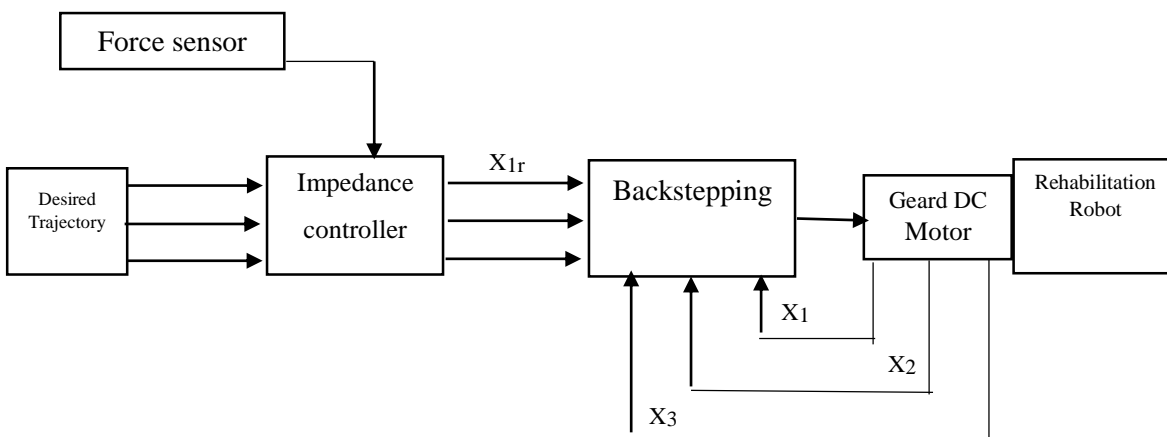
۴-۲-۳ کنترل امپدانس

مدل امپدانس مکانیکی طراحی شده به صورت زیر:

$$M(\ddot{\theta}_d - \ddot{\theta}) + C(\dot{\theta}_d - \dot{\theta}) + K(\theta_d - \theta) = F_h \quad (4-50)$$

در نظر گرفته شده است که در آن M ، C و K ماتریس های قطری هستند که پارامترهای امپدانس قابل طراحی می باشند. در پژوهش حاضر θ ، $\dot{\theta}$ و $\ddot{\theta}$ از مدل امپدانس به دست می آید و به عنوان سیگنال های مرجع در پسگام مورد استفاده قرار می گیرند.

۳-۴ شبیه سازی سیستم کنترل



شکل (۱-۴) بلوک دیاگرام کنترل کننده پسگام امیدانس بر پایه کنترل ولتاژ

در شبیه سازی، پارامترهای موتور الکتریکی بصورت $r=0.02$ ، $L=0.001(H)$ ، $R=1.6(\Omega)$ ،

$$K_b=0.26\left(\frac{Vs}{rad}\right)$$
، $B_m=0.001\left(\frac{Nms}{rad}\right)$ ، $J_m=0.0002\left(\frac{Nms^2}{rad}\right)$ و در نظر گرفته می شوند.

سیگنال های مطلوب x_{1d} و x_{2d} بصورت زیر در نظر گرفته می شوند. این سیگنال ها به ترتیب در شکل های

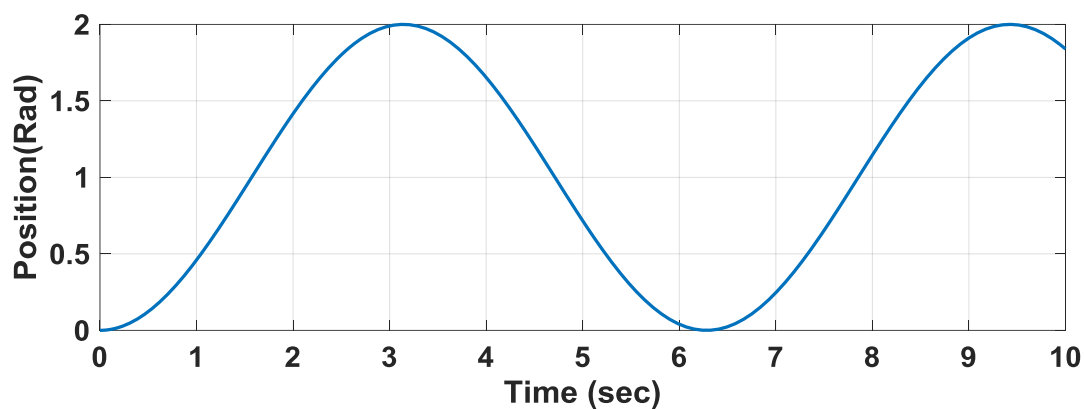
(۲-۴) و (۳-۴) نشان داده می شوند.

$$x_{1d}=1-\cos(t) \quad (۵۱-۴)$$

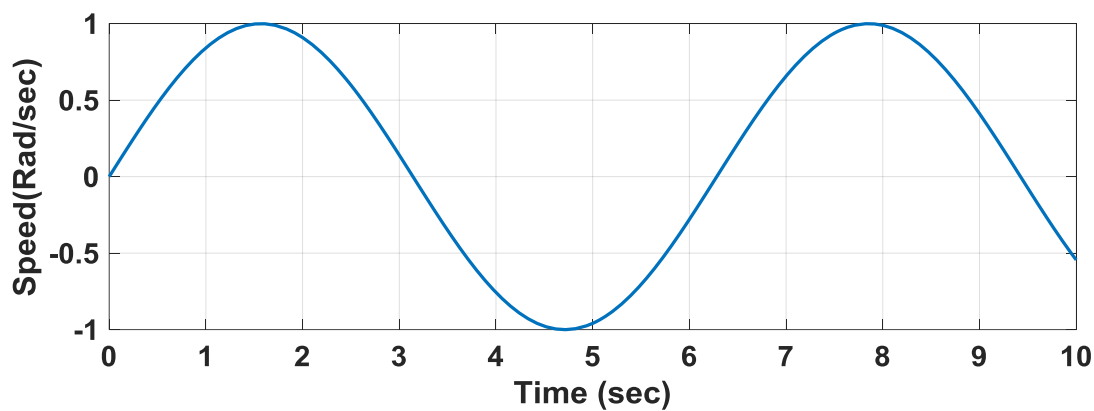
$$x_{2d} = \sin(t)$$

(۵۲-۴)

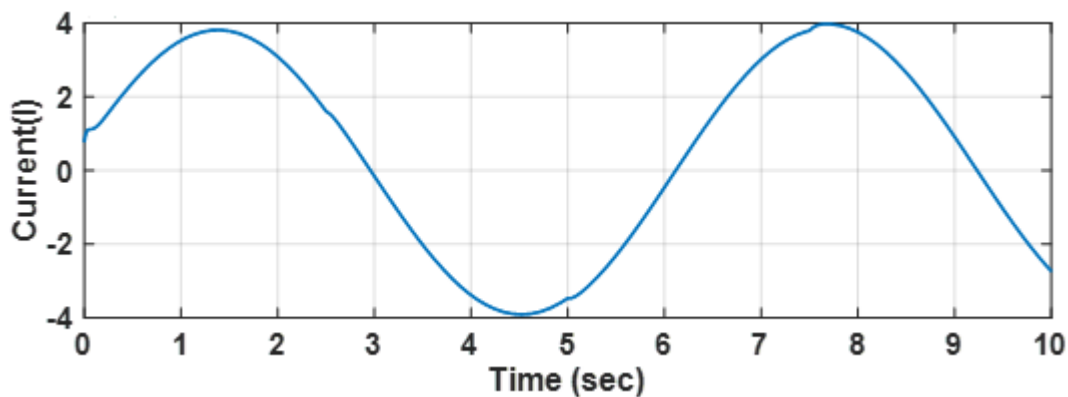
کنترل مجازی x_{3d} به دست آمده در معادله (۴-۳۷) بعنوان سیگنال مطلوب برای x_3 مطابق شکل (۴-۴) در نظر گرفته می‌شود.



شکل (۴-۲) موقعیت مطلوب موتور

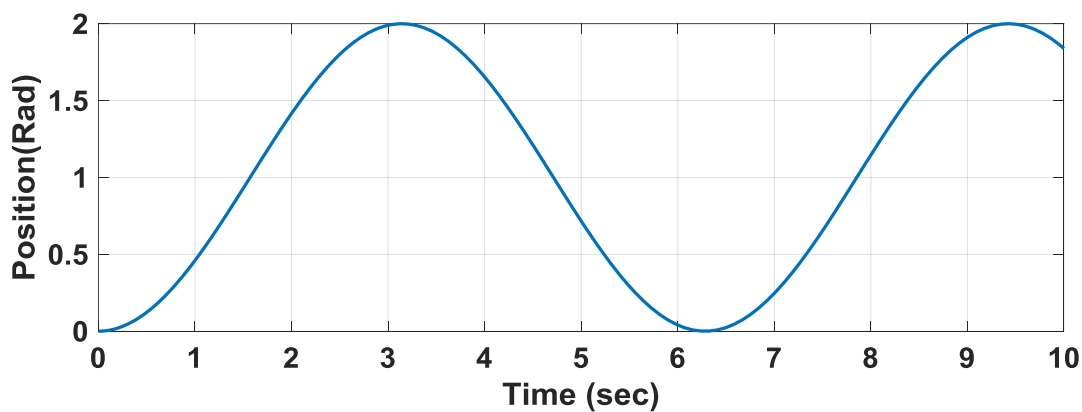


شکل (۴-۳) سرعت مطلوب موتور

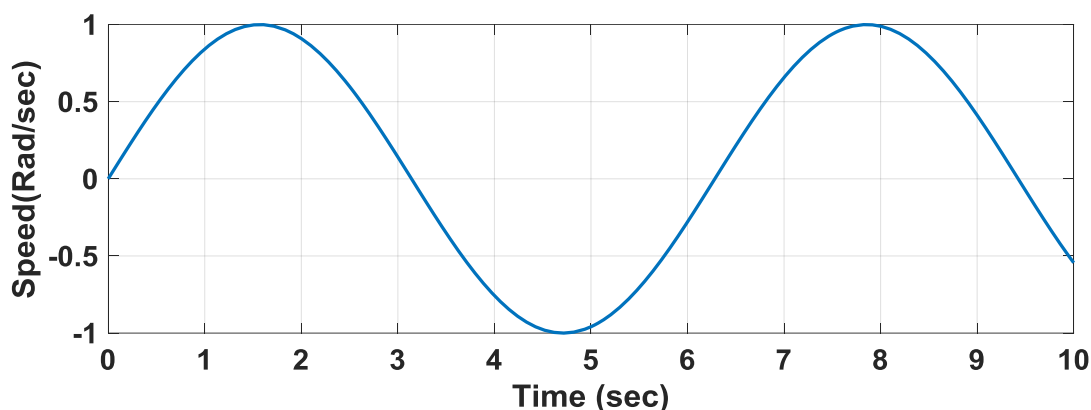


شکل (۴-۴) جریان مطلوب موتور

چنانچه نیروی اعمال شده توسط بیمار برابر با $F_h=0$ باشد، سیگنال های مطلوب برای کنترل کننده پسگام که توسط مدل امپدانس تامین می گردند بصورت شکل های (۴-۵) و (۴-۶) خواهند بود.



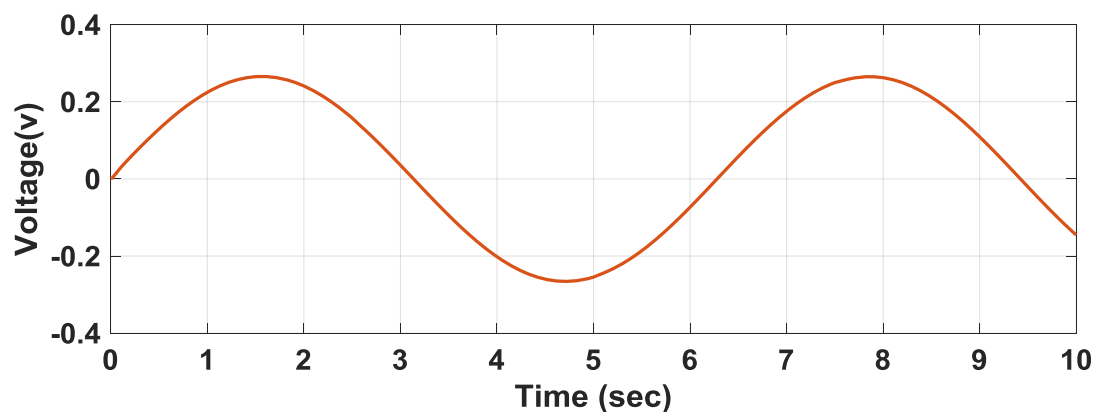
شکل (۴-۵) موقعیت مطلوب برای کنترل کننده پسگام برای $F_h=0N$



شکل (۴-۶) سرعت مطلوب برای کنترل کننده پسگام برای $F_h=0N$

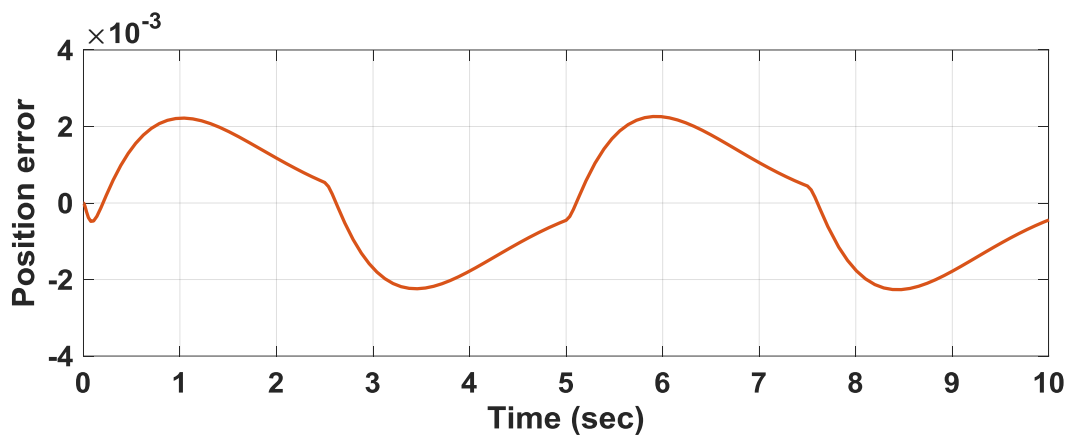
هنگام انجام تمرینات توانبخشی چنانچه نیرویی غیر ارادی توسط بیمار اعمال شود ربات از مسیر مطلوب خارج خواهد شد، در اینصورت سیگنال‌های مطلوب موقعیت و سرعت برای کنترل کننده پسگام به کمک مدل امپدانس به دست می‌آیند، با توجه به اینکه در تمرینات غیرفعال نیروی اعمال شده توسط بیمار $F_h=0N$ می‌باشد. این سیگنال‌ها همانطور که در شکل‌های (۴-۵) و (۴-۶) مشاهده می‌شود همان سیگنال‌های موقعیت و مطلوب اولیه می‌باشند که در شکل‌های (۴-۲) و (۴-۳) به دست می‌آیند.

سیگنال ولتاژ کنترلی به دست آمده توسط کنترل کننده پسگام بصورت شکل شماره (۴-۷) می‌باشد.

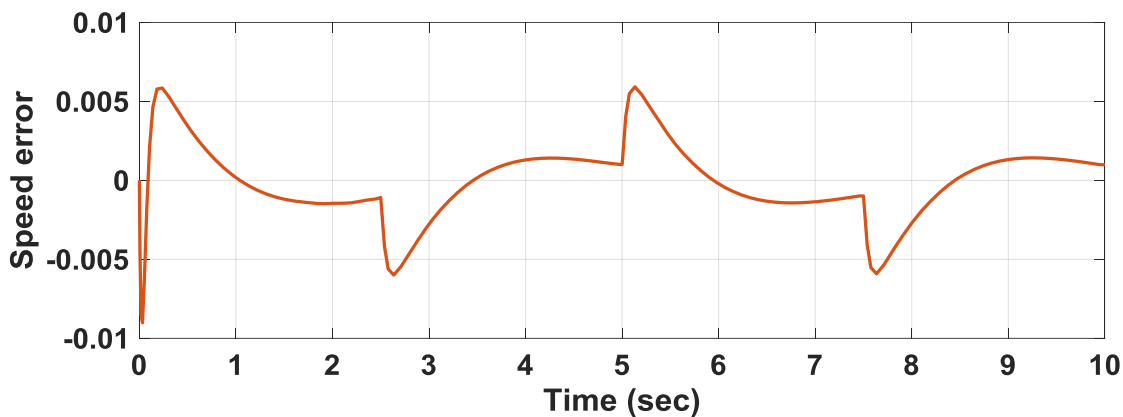


شکل (۴-۷) سیگنال ولتاژ موتور برای $F_h=0N$

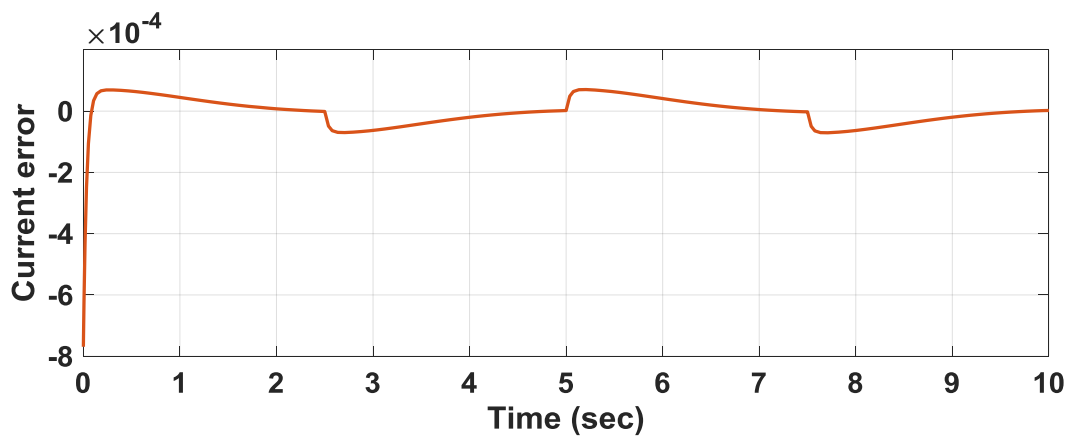
خطاهای ردگیری سیگنال های x_1 ، x_2 و x_3 بصورت شکل های (۴-۸)، (۴-۹) و (۴-۱۰) بدست می آیند.



شکل (۴-۸) خطای ردگیری موقعیت موتور توسط کنترل کننده پساگام برای $F_h=0N$



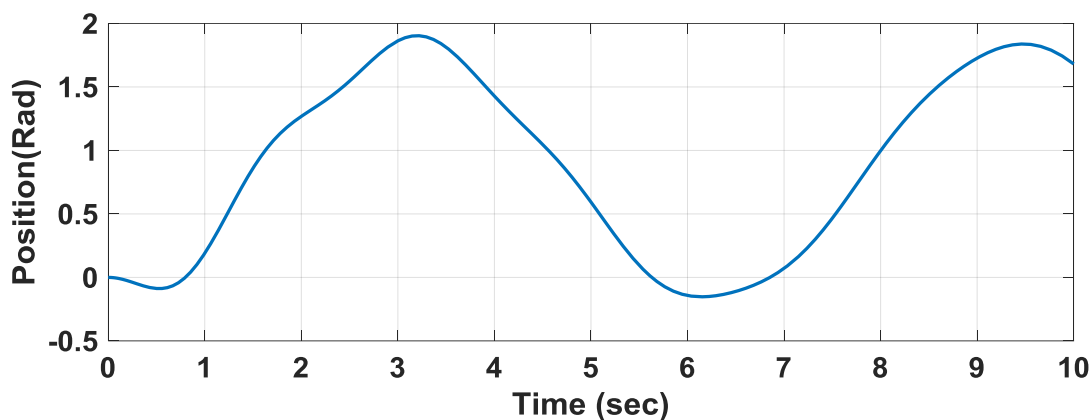
شکل (۴-۹) خطای ردگیری سرعت موتور توسط کنترل کننده پساگام برای $F_h=0N$



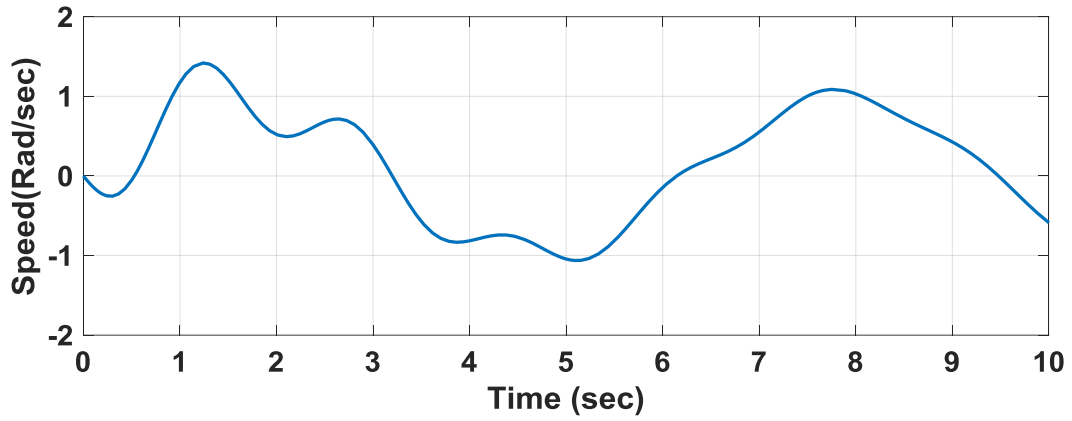
شکل (۴-۱۰) خطای ردگیری جریان موتور توسط کنترل کننده پسگام برای $F_h=0N$

همانطور که در شکل‌های (۴-۸)، (۴-۹) و (۴-۱۰) مشاهده می‌شود خطاها صفر هستند.

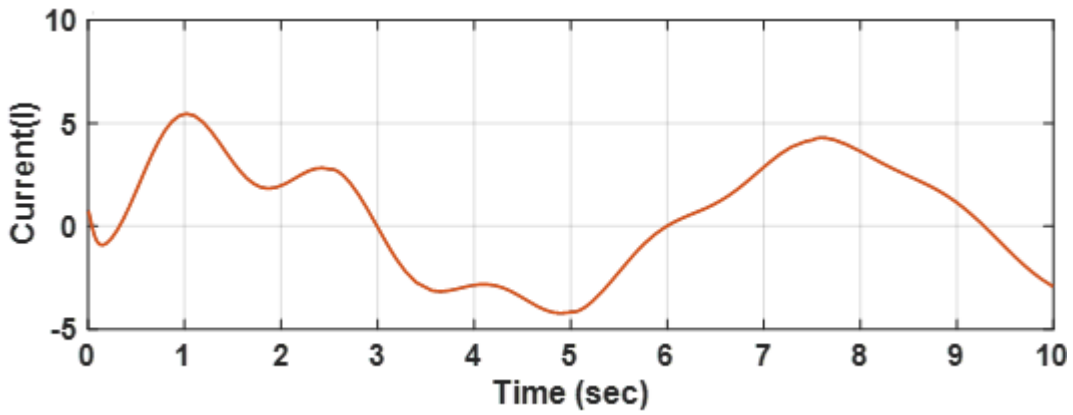
حال اگر نیروی اعمال شده توسط بیمار برابر با $F_h=10N$ باشد، سیگنال‌های مطلوب موقعیت و سرعت برای کنترل کننده پسگام که توسط مدل امیدانس تامین می‌گردند به ترتیب بصورت شکل‌های (۴-۱۱) و (۴-۱۲) خواهند بود. کنترل مجازی x_{3d} به دست آمده در معادله (۴-۳۷) بعنوان سیگنال مطلوب برای x_3 مطابق شکل (۴-۱۳) در نظر گرفته می‌شود.



شکل (۴-۱۱) موقعیت مطلوب برای کنترل کننده پسگام برای $F_h=10N$

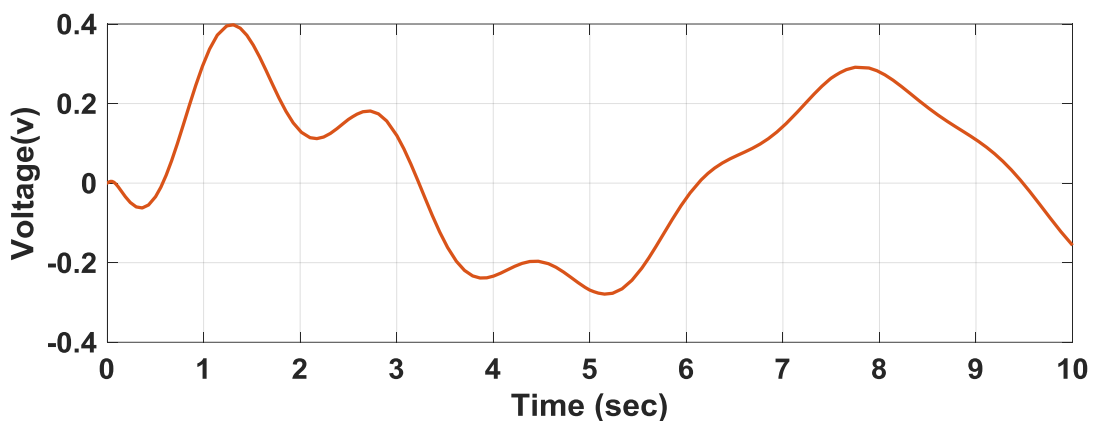


شکل (۴-۱۲) سرعت مطلوب برای کنترل کننده پسگام برای $F_h=10N$



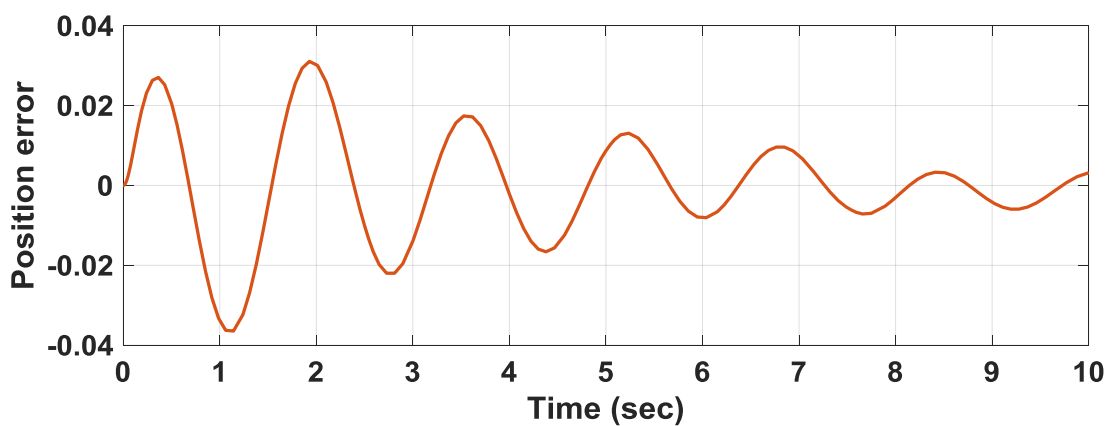
شکل (۴-۱۳) جریان مطلوب موتور برای $F_h=10N$

سیگنال ولتاژ کنترلی به دست آمده توسط کنترل کننده پسگام بصورت شکل (۴-۱۴) می باشد.

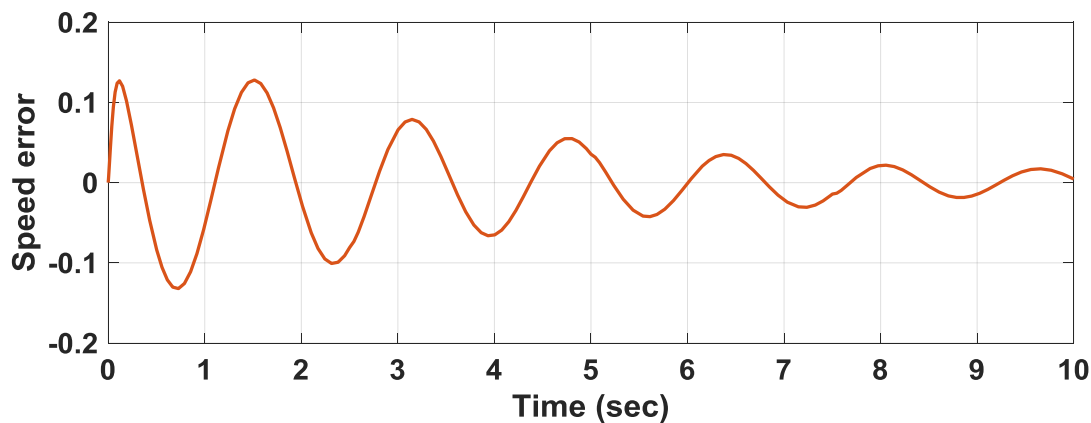


شکل (۴-۱۴) سیگنال ولتاژ موتور برای $F_h=10N$

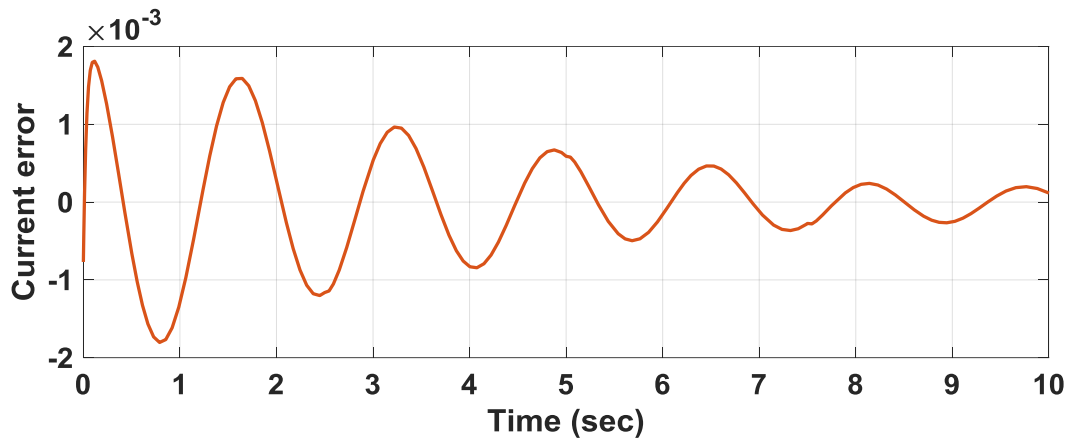
خطاهای ردگیری سیگنال های x_1 ، x_2 و x_3 بصورت شکل های (۴-۱۵)، (۴-۱۶) و (۴-۱۷) بدست می آیند.



شکل (۴-۱۵) خطای ردگیری موقعیت موتور توسط کنترل کننده پساگام برای $F_h=10N$



شکل (۴-۱۶) خطای ردگیری سرعت موتور توسط کنترل کننده پساگام برای $F_h=10N$



شکل (۴-۱۷) خطای ردگیری جریان موتور توسط کنترل کننده پسگام برای $F_h=10N$

۴-۴ نتیجه گیری

در این فصل کنترل کننده پسگام بر اساس استراتژی کنترل ولتاژ به همراه مدل امیدانس برای ربات توانبخش زانو طراحی شد. هدف از به کار بردن مدل امیدانس، رسیدن به رفتار نرم ربات با بیمار و کاهش اثر نیروی تامین شده توسط بیمار (F_h) بود. این امر احتمال آسیب رسیدن به بیمار در اثر افزایش ناگهانی نیروی F_h را کاهش می دهد. بلوک کنترل امیدانس این کار را با اصلاح مسیر حرکتی ربات محقق می سازد. همچنین از کنترل کننده پسگام برای کنترل موقعیت و سرعت موتور استفاده شده است. کارایی این روش به وسیله ی تحلیل پایداری لیپانوف به اثبات رسیده است. نتایج حاصل از شبیه سازی نیز کارایی این روش را نشان می دهد.

فصل پنجم: نتیجه گیری و پیشنهادات

۵-۱ نتیجه گیری

در این پایان نامه، ابتدا کنترل امیدانس بر اساس راهبرد گشتاور ارائه و شبیه سازی شد. در ادامه از یک کنترل کننده پسگام بر اساس راهبرد کنترل ولتاژ به همراه کنترل کننده امیدانس به منظور کنترل ربات توانبخشی زانو استفاده گردید. هدف استفاده از کنترل کننده امیدانس رسیدن به رفتار نرم ربات با بیمار و کاهش نیروی تعاملی بین ربات و پای بیمار بود. این امر احتمال آسیب رسیدن به بیمار در اثر افزایش ناگهانی نیروی تعاملی را کاهش می دهد. بلوک کنترل امیدانس این کار را با اصلاح مسیر حرکتی ربات محقق می سازد. در کنترل کننده طراحی شده، به منظور دنبال کردن مسیر اصلاحی تولید شده توسط کنترل کننده امیدانسی از کنترل پسگام استفاده می شود. نتایج شبیه سازی عملکرد موثر کنترل کننده پسگام بر اساس راهبرد ولتاژ به همراه مدل امیدانس در خطای پیروی ربات از مسیر طراحی شده را نشان می دهد.

۵-۲ پیشنهادات

با توجه به نیاز کشور به ربات های توانبخشی پیشنهاد می شود زمینه ی ساخت ربات های توانبخشی را در کشور فراهم کنیم. در ادامه این تحقیق پیشنهاد می شود با طراحی سیستم های کنترلی با درجات آزادی بیشتر امکان انجام تمرینات بیشتر برای بقیه اندام ها فراهم شود. پیشنهاد می شود با ارائه ی روش های کنترلی دیگر میزان خطای ردیابی به حداقل ممکن برسد.

- [1] Herbert.R.D, Maher.C.G, Moseley.A.M, Sherrington.C (2001) “Regular review: Effective physiotherapy”, *BMJ: British Medical Journal*, Vol. 323, No. 7316.
- [2] Jezernik.S, Colombo.G, Keller.T, Frueh.H, Morari.M (2003) “Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool”, *Neuromodulation: Technology at the neural interface*, Vol. 6, No. 2, pp. 108-115.
- [3] Nef.T, Riener.R (2005) “ARMin-design of a novel arm rehabilitation robot, In Rehabilitation Robotics” ICORR 2005 9th International Conference on, pp. 57-60, IEEE, 2005.
- [4] Mills.V.M. and Quintana.L (1985) “Electromyography results of exercise overflow in hemiplegic patients” *Phys.Ther*, no.v, pp 1041-1045.
- [5] Meng.W, Liu.Q, Zhou.Z, Ai.Q, Sheng.B, Xie.S.S (2015) “Recent development of mechanisms and control strategies for robot assisted lower limb rehabilitation”, *Mechatronics*, Vol. 31,pp.132-145.
- [6] Moughamir.S, Zaytoon.J, Manamanni.N, Afilal.L (2002) “A system approach for control development of lower-limbs training machines”, *Control Engineering Practice*, Vol. 10, No.3, pp.287-299.
- [7] Bradley.D, Acosta-Marquez.C, Hawley.M, Brownsell.S, Enderby.P, Mawson.S (2009) “NeXOS-The design, development and evaluation of a rehabilitation system for the lower limbs”, *Mechatronics*, Vol. 19, No. 2, pp.247-257,2009.
- [8] Ju. M.-S, Lin. C.-C, Lin. D.-H, Hwang. I.-S, Chen. S.-M, A(2005)” rehabilitation robot with force-position hybrid fuzzy controller: hybrid fuzzy control of rehabilitation robot”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 13, pp.349-358.
- [9] Akdogan.E, Adli.M.A (2011) “The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherobot”, *Mechatronics*, Vol. 21, No. 3, pp.509-522,2011.
- [10] Xu.G, Song.A, Li.H (2011) “Control system design for an upper-limb rehabilitation robot”, *Advanced Robotics*, Vol.25, No. 1-2, pp.229-251.

- [11] Riener.R, Lunenburger.L, Jezernik.S, Anderschitz.M, Colombo.G, Dietz.V (2005) “Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results”, *IEEE Trans Rehabil Eng*, No.13, pp.80-94.
- [12] Hesse.S, Uhlenbrock.D, Sarkodie-Gyan.T (1999) “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.
- [13] Banala.SK, Agrawal.SK, Scholz.JP (2007) “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.
- [14] Schmidt.H, Hesse.S, Bernhardt.R, Kruger.J. Hapticwalker (2005) “A novel haptic foot device”, *ACM Trans Appl Percept (TAP)*, No.2, pp.166-80.
- [15] Aoyagi.D, Ichinose.WE, Harkema.SJ, Reinkensmeyer.DJ, Bobrow.JE (2007) “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.15, pp.387-400.
- [16] krebs.H.I, Ferraro.M, Buerger.S.P, Newbery.M.J, Makiyama.A, Sandmann.M, Lynch.D, Volpe.B.T, Hogan.N(2004) “Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus”, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 1, No. 1, pp. 1.
- [17] Hogan.N (1985) “Impedance control: An approach to manipulation: Part II-Implementation”, *Journal of Dynamic system, Measurement and control*, Vol. 107, No. 1, pp.8-16.
- [18] Navabi.M, Soleymanpour.S (2015) “Standard and Robust Backstepping control of a spacecraft with Inertial Uncertainty(revision)”, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 16, pp. 112-124.
- [19] Akdogan.E, Tacgin.E, Adli.M.A (2009) “knee rehabilitation using an intelligent robotic system”, *Journal of Intelligent Manufacturing*, Vol. 20,No. 2, pp. 195-202.

Abstract

In this thesis, the design of an impedance backstepping control for low-rehabilitation robot based on voltage control strategy is presented. In this thesis, the impedance concept is used in order to realize the robot's flexible behavior against the possible force of the individual foot, and this concept is used in the backstepping control method. In other words, the backstepping controller with impedance controller is used to control position and force for controlling the lower haunch rehabilitation robot, respectively. The innovation of the proposed control scheme is to apply a voltage control strategy instead of a torque control strategy in implementing a backstepping controller. The advantage of a voltage control strategy is that it is free from the dynamic model of the robot and the patient, which has been a major challenge in previous approaches. As a result, the proposed method is simpler, less computationally efficient, and more efficient than torque-based methods. In addition, in the voltage control strategy, the dynamics of the robot actuators are also taken into account. Also, this strategy is not facing to actuators ignoring error in in the torque control strategy. To illustrate the advantages of the proposed method, a comparison with the conventional method is performed. The simulation results show that the proposed method performs better than the conventional method in performing common rehabilitation exercises.

Keywords: impedance control, voltage control strategy, rehabilitation robot, backstepping control



Shahrood University of Technology

Faculty of Electrical and Robotic Engineering

M.Sc. Thesis in Control Engineering

Voltage-based impedance backstepping control for a lower-limb rehabilitation robot

By: Mozhgan Kafili

Supervisor:

Dr. Mohammad Mehdi Fateh

September,2019