





دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده مهندسی برق و رباتیک

رساله دکتری مهندسی کنترل

بهینه‌سازی در کنترل امیدانس ربات توانبخشی پا

دانشجو: محسن جلائیان فریمانی

استاد راهنما

دکتر محمد مهدی فاتح

استاد مشاور

دکتر مرتضی رحیمیان

مهر ۱۳۹۹

شماره: ۱۷۵۸، ۲۰۲۰

تاریخ: ۹۹/۷/۱

ویرایش: —

باسمه تعالی



مدیریت تحصیلات تکمیلی

فرم شماره ۱۲: صورت جلسه نهایی دفاع از رساله دکتری (Ph.D)
(ویژه دانشجویان ورودی های ۹۴ و ما قبل)

بدینوسیله گواهی می شود آقای/خانم محسن جلائیان فریمانی دانشجوی دکتری رشته برق - کنترل به شماره دانشجویی

۹۲۱۶۰۲۵ ورودی مهر ماه سال ۱۳۹۲ در تاریخ ۱۳۹۹/۰۷/۰۱ از رساله نظری ■ / عملی □ خود با عنوان:

بهینه سازی در کنترل امیدانسی ربات توانبخشی پا

دفاع و با اخذ نمره ۱۹.۲۵... به درجه: عالی..... نائل گردید.

- | | |
|--|--|
| ☒ الف) درجه عالی: نمره ۱۹-۲۰ | ☐ ب) درجه بسیار خوب: نمره ۱۸/۹۹ - ۱۷ |
| ☐ ج) درجه خوب: نمره ۱۶/۹۹ - ۱۵ | ☐ د) غیر قابل قبول و نیاز به دفاع مجدد دارد |
| ☐ ه) رساله نیاز به اصلاحات دارد | |

ردیف	هیئت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
	دکتر محمد مهدی فاتح	استاد / اساتید راهنما	استاد	
	دکتر سرتیقی رحمان	مشاور / مشاورین	دانشیار	
X	دکتر علیرضا خسروی	استاد مدعو داخلی / خارجی	دانشیار	
	دکتر علیرضا الفی	استاد مدعو داخلی / خارجی	استاد	
	دکتر محمد حواد ظریف	استاد مدعو داخلی / خارجی	دانشیار	
	دکتر محسن قلعه نوی	سرپرست (نماینده) تحصیلات تکمیلی دانشکده	استاد	

مدیر محترم تحصیلات تکمیلی دانشگاه:

ضمن تأیید مراتب فوق مقرر فرمائید اقدامات لازم در خصوص انجام مراحل دانش آموختگی آقای/ خانم محسن جلائیان بعمل آید.

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



تقدیم اثر

ماحصل آموخته‌هایم در دوره دکتری را تقدیم می‌کنم به آنان که مهر آسمانی‌شان آرام بخش آلام زمینی‌ام بوده است.

به تکیه‌گاه استوارم، پدر بزرگوارم، و روح والای مادر مهربانم،

و به سرسبزترین هدیه خداوند، همسر مهربان و خداکارم.

به آنان که بدونشان هیچ پایانی برای این رساله متصور نمی‌بودم.

شکر و قدردانی

منت خدای را عز وجل که طاعتش موجب قرنت و به شکر اندرش مزید نعمت (سوره ابراهیم - آیه ۷) هر نفسی که فرو می رود مدّ حیات است و چون بر می آید مفرّج ذات پس در هر نفس دو نعمت موجود است و بر هر نعمتی شکری واجب.

از دست و زبان که بر آید کز عهده شکرش به در آید

بنده همان به که ز تقصیر خویش عذر به درگاه خدای آورد ورنه سزاوار خداوندیش کس نتواند که به جای آورد

مشرف الدین مصلح بن عبدالله شیرازی (سعدی علیه الرحمه)

در ابتدا بر خود لازم میدانم که از استاد راهنمای رساله جناب آقای پروفور محمد مهدی فاتح که پدرانه و با صبر و شکیبایی فراوان هدایت این تحقیقات را به عهده داشته اند و از جناب آقای دکتر مرتضی رحیمیان که صبورانه به عنوان استاد مشاور رساله از هیچ کمک و محبتی دریغ ننموده و برادرانه مرا از حایتهای خودشان متعصم نموده اند، سپاسگزاری کنم. همچنین، خدای را شاکرم که در مسیر دکتری از همصحبتی و کمک های دوست عزیزم جناب آقای دکتر سید محمد احمدی برخوردار بوده ام.

در مسیر زندگی پدر بزرگوار و مادر مهربانم همیشه حامی و پناه من بوده اند، هیچگاه نمی توانم محبت های ایشان را به قدر کفایت شکرگزاری کنم؛ همچنین، همسر عزیز و مهربانم، که در تمام این سال ها از هیچ فداکاری و کمک و محبتی دریغ نداشته و دوشادوش من مشغولت زندگی را تحمل نموده و در لحظه لحظه این مسیر مایاری نموده است؛ اکنون که برای دفاع از رساله دکتری آماده می شوم، بر خود واجب می دانم که همواره سپاسگزار ایشان باشم.

تعمدنامه

اینجانب محسن جلائیان فریمانی دانشجوی دوره دکتری رشته مهندسی برق-کنترل دانشکده مهندسی برق و رباتیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده رساله "بهینه‌سازی در کنترل امیدانس ربات توانبخشی پا" تحت راهنمایی پروفسور محمد مهدی فاتح متعهد می‌شوم.

- تحقیقات در این رساله 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 رساله تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است .
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می‌باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید .
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی رساله تأثیرگذار بوده‌اند در مقالات مستخرج از رساله رعایت می‌گردد.
- در کلیه مراحل انجام این رساله ، در مواردی که از موجود زنده (یا بافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است .
- در کلیه مراحل انجام این رساله ، 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 می‌باشد . این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود . استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در رساله بدون ذکر مرجع مجاز نمی‌باشد.

چکیده

این رساله روش‌های جدیدی برای بهینه‌سازی قانون کنترل امپدانس ربات‌های توانبخشی پایین‌تنه پیشنهاد می‌دهد. از آنجا که ربات‌های توانبخشی با بدن بیمار در تماس مستقیم هستند، در معرض عدم قطعیت می‌باشند. لذا، از طرفی مدل دقیقی برای این ربات‌ها در دست نیست و از طرف دیگر رفتار دینامیکی این ربات از اهمیت و حساسیت بالایی برخوردار است. اولین روش کنترل امپدانس پیشنهادی، برای جبران عدم قطعیت، از خروجی یک مدل داخلی مورد انتظار و پیش‌بینی عدم قطعیت در یک بازه محدود، استفاده می‌کند. در روش پیشنهادی دوم، برای تنظیم پارامترهای کنترل‌کننده امپدانس پیشنهادی، یک مسئله بهینه‌سازی دوسطحی ارائه می‌شود، که با حل آن، قانون تطبیق پارامترها و بهره‌تطبیق بهینه به‌صورت همزمان به دست می‌آید. لازم به ذکر است که روش‌های تطبیقی در حال حاضر توجه همزمان به پایداری سیستم و تطبیق بهینه پارامترها ندارند، اما در ساختار پیشنهادی، این موضوع از طریق بهینه‌سازی دوسطحی محقق می‌شود. روش سوم پیشنهادی استفاده از روش خارج‌خط برای بهینه‌سازی پارامترهای کنترل‌کننده ربات توانبخشی، برپایه راهبرد کنترل ولتاژ است که امکان آن در روش‌های مرسوم پیش از این وجود نداشته است. به علاوه، یک مسیر حرکت برای این ربات‌ها پیشنهاد می‌شود که ملاحظات عملی مرتبط با توانبخشی را به‌طور کامل پوشش می‌دهد و یک مسیر نرم، دارای استراحت کافی در هر دوطرف مسیر و دارای معادله تحلیلی با قابلیت تنظیم حد آستانه شتاب و سرعت را فراهم می‌آورد. مقایسه‌های انجام شده، برتری روش‌های پیشنهادی را نسبت به روش‌های کنترلی مشابه تایید می‌کنند. در نهایت، روش کنترل پیشنهادی برای اولین بار روی ربات توانبخشی مفصل زانو که توسط دانشجو طراحی و ساخته شده است پیاده‌سازی می‌شود.

کلمات کلیدی: ربات توانبخشی پایین‌تنه، ربات‌های دارای محرکه‌های الکتریکی، کنترل امپدانس بهینه، بهینه‌سازی دوسطحی، کنترل امپدانس مبتنی بر کنترل جریان، بهینه‌سازی در کنترل امپدانس ربات توانبخشی، راهبرد کنترل ولتاژ،

لیست مقالات مستخرج از رساله

- 1- Jalaeian-F. M., Fateh M. M., and Rahimiyan M. (2018) "Internal Model Impedance Control for a Lower Limb Rehabilitation Robot in the Presence of Uncertainty" 26th Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE2018), 8-10 May 2018, Mashhad, Iran. <https://doi.org/10.1109/ICEE.2018.8472683>
- 2- Jalaeian-F. M., Fateh M. M., and Rahimiyan M. (2018) "Dynamic-Growing Fuzzy-Neural Acceleration-Based Impedance Controller for a Lower Limb Rehabilitation Robot" 26th Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE2018), 8-10 May 2018, Mashhad, Iran. <https://doi.org/10.1109/ICEE.2018.8472475>
- 3- Jalaeian-F. M., Fateh M. M., and Rahimiyan M. (2020) "Optimal Predictive Impedance Control in the Presence of Uncertainty for a Lower Limb Rehabilitation Robot" **Journal of Systems Science & Complexity (JSSC)**. <https://doi.org/10.1007/s11424-020-8335-5>
- 4- Jalaeian-F. M., Fateh M. M., and Rahimiyan M. (2020) "Bi-Level Adaptive Computed-Current Impedance Controller for Electrically Driven Robots" **Robotica**. <http://dx.doi.org/10.1017/S0263574720000314>
- 5- Jalaeian-F. M., Fateh M. M., and Rahimiyan M. (2020) "Optimal Impedance Voltage-Controller for Electrically Driven Robots" **International Journal of Industrial Electronics, Control and Optimization (IECO)**, Vol. 3, No. 4, pp. 483-490, Sep (2020). <https://doi.org/10.22111/ieco.2020.33183.1247>

فهرست مطالب

ج	فهرست جداول
د	فهرست اشکال
۱	فصل ۱: مقدمه و پیشینه تحقیق
۲	۱-۱- مقدمه
۲	۱-۲- تاریخچه
۳	۱-۳- تمرین‌های توانبخشی
۴	۱-۴- توانبخشی رباتیک
۶	۱-۵- کنترل امپدانس
۱۰	۱-۶- درجات آزادی و صفحات آناتومی
۱۱	۱-۷- اهداف تحقیق
۱۲	۱-۸- ساختار رساله
۱۳	فصل ۲: کنترل امپدانس پیش‌بین در حضور عدم قطعیت
۱۴	۲-۱- مقدمه
۱۵	۲-۲- تبیین مسئله
۱۸	۲-۳- طراحی کنترل‌کننده امپدانس
۱۸	۲-۴- طراحی گشتاور جبرانساز پیش‌بین
۲۶	۲-۵- روش پیشنهادی
۲۷	۲-۶- شبیه‌سازی
۲۹	۲-۶-۱- سناریوی اول: کنترل امپدانس فعال مشارکتی
۳۲	۲-۶-۲- سناریوی دوم: کنترل امپدانس بازه حرکتی غیرفعال
۳۵	۲-۶-۳- سناریوی سوم: مطالعه مقایسه‌ای کنترل امپدانس بازه حرکتی غیرفعال بدون جبرانساز پیش‌بین
۳۷	۲-۶-۴- سناریوی چهارم: مطالعه مقایسه‌ای کنترل امپدانس ترکیبی
۳۹	۲-۷- نتیجه‌گیری
۴۱	فصل ۳: کنترل‌کننده امپدانس تطبیقی بهینه جریان محاسبه‌شده، برای ربات‌های دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت
۴۲	۳-۱- مقدمه

۴۶	۲-۳- مدل دینامیکی سیستم
۴۹	۳-۳- طراحی قانون کنترل برپایه نظریه غیرفعال
۵۴	۴-۳- مدلسازی عدم قطعیت پارامتری
۵۵	۵-۳- رویکرد بهینه سازی تطبیقی دوسطحی
۵۷	۶-۳- فرآیند حل مسئله بهینه سازی دوسطحی
۵۸	۳-۶-۱- حل مسئله بهینه سازی اصلی
۵۹	۳-۶-۲- زیر مسئله
۶۲	۳-۶-۳- الگوریتم
۶۳	۷-۳- پیاده سازی و نتایج
۷۱	۸-۳- نتیجه گیری
۷۳	فصل چهارم: کنترل ولتاژ امپدانس بهینه برای ربات های دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت
۷۴	۴-۱- مقدمه
۷۵	۴-۲- مدل ربات توانبخشی پایین تنه دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت
۷۹	۴-۳- کنترل کننده موقعیت پیشنهادی
۸۰	۴-۳-۱- طرح اول: پیشنهاد راهبرد کنترل براساس مدل داخلی با فرض پارامترهای ثابت
۸۰	۴-۳-۲- طرح دوم: راهبرد کنترل ولتاژ برپایه مدل داخلی با در نظر گرفتن تغییرات پارامترها
۸۴	۴-۴- طراحی کنترل امپدانس
۸۶	۴-۵- شبیه سازی
۸۶	۴-۵-۱- طراحی مسیر
۸۷	۴-۵-۲- کنترل موقعیت
۹۰	۴-۵-۳- مطالعه مقایسه ای کنترل موقعیت
۹۴	۴-۵-۴- کنترل امپدانس بهینه
۹۷	۴-۶- نتیجه گیری
۹۹	فصل پنجم: نتیجه گیری و پیشنهادات
۱۰۰	۵-۱- نتیجه گیری
۱۰۳	۵-۲- پیشنهادات
۱۰۵	پیوست: مشخصات و معادلات حرکت ربات مورد مطالعه (سینماتیک و دینامیک)
۱۱۱	مراجع

فهرست جداول

۴	جدول ۱-۱: نقش نیروهای اعمالی توانخواه و توانبخش در تمرین‌های توانبخشی
۱۷	جدول ۱-۲: مفاهیم و تعاریف موقعیت‌ها و خطاهای متفاوت
۲۸	جدول ۲-۲: مشخصات سیستم و پارامترهای امیدانس مطلوب
۲۹	جدول ۳-۲: تشریح سناریوهای شبیه‌سازی
۶۸	جدول ۱-۳: مطالعه مقایسه‌ای (Ω ثابت در مقابل Ω^*)
۸۸	جدول ۱-۴: حداکثر بازه حرکتی و حداکثر سرعت دورانی برای ربات توانبخشی مفاصل لگن و زانو
۹۳	جدول ۲-۴: مقایسه عددی
۱۰۱	جدول ۱-۵: دسته‌بندی مقاله‌های مستخرج از رساله برحسب تمرین‌ها، کنترل‌کننده و بهینه‌ساز

فهرست اشکال

۱۵	شکل ۱-۲: شماتیک یک ربات توانبخشی پایین تنه (مفصل زانو)
۲۶	شکل ۲-۲: طرح کنترل کننده امپدانس پیش بین پیشنهادی
۲۷	شکل ۳-۲: شبه کد کنترل کننده امپدانس بهینه پیشنهادی
۳۰	شکل ۴-۲: نیروی اعمالی بیمار
۳۰	شکل ۵-۲: خطای ردگیری (اندازه گیری شده و مرجع)
۳۱	شکل ۶-۲: گشتاور مفصل (سیگنال کنترلی)
۳۲	شکل ۷-۲: عدم قطعیت فشرده
۳۳	شکل ۸-۲: گشتاور مفصل که توسط کنترل کننده پیشنهادی فراهم شده است
۳۴	شکل ۹-۲: کارایی ردگیری
۳۴	شکل ۱۰-۲: خطای ردگیری (اندازه گیری شده و مرجع)
۳۵	شکل ۱۱-۲: گشتاور مفصل که توسط کنترل کننده امپدانس مرسوم تولید شده است
۳۶	شکل ۱۲-۲: کارایی ردگیری بدون جبران ساز پیش بین پیشنهادی
۳۶	شکل ۱۳-۲: خطای ردگیری (اندازه گیری شده و مرجع) بدون جبران ساز پیش بین پیشنهادی
۳۸	شکل ۱۴-۲: گشتاور مفصل کنترل کننده امپدانس ترکیبی [۹]
۳۸	شکل ۱۵-۲: خطای ردگیری (اندازه گیری شده و مرجع)، کنترل کننده امپدانس ترکیبی [۹]
۴۷	شکل ۱-۳: (چپ) شماتیک LLRR، راست) پیاده سازی عملی
۵۳	شکل ۲-۳: طرح پیشنهادی در یک نگاه
۶۳	شکل ۳-۳: بلوک دیاگرام سیستم با تخمین پارامتر تطبیقی بهینه
۶۴	شکل ۴-۳: طرح اولیه ربات ساخته شده برای توانبخشی زانو
۶۵	شکل ۵-۳: مقادیر مطلوب و واقعی زاویه، سرعت و شتاب مفصل
۶۶	شکل ۶-۳: خطای ردگیری زاویه، سرعت و شتاب مفصل
۶۶	شکل ۷-۳: الف) گشتاور اعمالی بیمار ب) مقادیر مطلوب گشتاور ربات ج) خطای ردگیری گشتاور ربات
۶۷	شکل ۸-۳: الف) مقادیر مطلوب و واقعی جریان الکتریکی، ب) خطای ردگیری جریان، ج) ولتاژ
۶۹	شکل ۹-۳: مقادیر مطلوب و واقعی زاویه، سرعت و شتاب مفصل بدون تلاش های کمکی
۶۹	شکل ۱۰-۳: خطای ردگیری زاویه، سرعت و شتاب مفصل بدون تلاش های مشارکتی
۷۰	شکل ۱۱-۳: همگرایی تخمین پارامترهای موتور $(\tilde{\theta}(t))$
۷۷	شکل ۱-۴: دیاگرام بلوکی توانبخشی به کمک ربات
۸۲	شکل ۲-۴: طرح کنترل پیشنهادی

۸۳	شکل ۴-۳: شبه کد کنترل کننده پیشنهادی
۸۵	شکل ۴-۴: دیاگرام بلوکی استفاده از کنترل امپدانس در توانبخشی
۸۸	شکل ۴-۵: کارایی ردگیری PROM برای مفصل زانو ولگن
۸۹	شکل ۴-۶: خطای ردگیری PROM برای مفصل زانو ولگن
۸۹	شکل ۴-۷: ولتاژ موتورها (سیگنال کنترل) برای مفاصل زانو و لگن
۹۰	شکل ۴-۸: جریان موتورهای DC
۹۲	شکل ۴-۹: مقایسه کارایی ردگیری
۹۲	شکل ۴-۱۰: مقایسه خطای ردگیری
۹۴	شکل ۴-۱۱: تاثیر تغییرات $\hat{\alpha}$ روی خطای امپدانس
۹۵	شکل ۴-۱۲: نیروی اعمالی بیمار
۹۵	شکل ۴-۱۳: کارایی ردگیری (مسیرهای واقعی و باز تولیدی)
۹۶	شکل ۴-۱۴: تفاوت بین خطای اندازه گیری شده و مطلوب
۹۶	شکل ۴-۱۵: ولتاژ محرکه ها (سیگنال کنترل)
۹۷	شکل ۴-۱۶: گشتاور مفصل

فصل ۱: مقدمه و پیشینه تحقیق

۱-۱- مقدمه

عضلات پایین تنه در راه رفتن و ایستادن نقش اساسی ایفا می کنند. هرگونه ضعف و نارسایی در کارایی این عضلات، تأثیر جدی روی کیفیت زندگی روزانه ی فرد خواهد داشت. این چنین مشکلاتی ممکن است منجر به ناتوانی جسمی و حرکتی و در نتیجه وابستگی بیمار به دیگران شود [۱]. بیمارانی که از این مشکل رنج می برند به درمان های توانبخشی نیاز دارند. در واقع توانبخشی در تعریف به فعالیت هایی گفته می شود که هدفشان بازگرداندن توانایی های عضلات بیمار به سطح قابل قبول می باشد [۲]. در کشور ایران و در سال های پیش رو، با افزایش تعداد بیمارانی که به توانبخشی احتیاج دارند رو به رو خواهیم بود. چرا که از یک طرف، متوسط سن جامعه در کشور ما رو به فزونی دارد و از طرف دیگر، متوسط امید به زندگی رو به افزایش است، که این به معنی افزایش درصد سالمندان جامعه در آینده می باشد. همانطور که بیان شد، توانبخشی عضلات پایین تنه یکی از مهمترین درمان های این حوزه به شمار می رود. در نتیجه توانبخشی پایین تنه یکی از علوم مورد نیاز در سالهای آتی خواهد بود. در ادامه جزئیات بیشتری در این باره ارائه خواهد شد.

۱-۲- تاریخچه

ارتقای روش های توانبخشی عضلات پائین تنه، یک فضای تحقیقاتی گسترده و فعال در طول تاریخ بوده است [۳]. ماساژ و آب درمانی در کتیبه های باستانی دیده می شوند، که این موضوع گویای قدمت توانبخشی در تاریخ است. بقراط بیش از ۲۴۰۰ سال پیش، از روش هایی مشابه توانبخشی استفاده می کرده است و جالینوس بیش از صدسال پیش از میلاد مسیح در مقاله ای به نام اثر بهداشت درباره توانبخشی سخنانی نوشته است. در قرون وسطی، حرکات درست و منظم و استراحت مناسب تجویز می شده است، همچنین در دوران رنسانس ژیمناستیک پزشکی مرسوم بوده است. در ادامه این روند، می توان از موارد زیر نام برد: استفاده از اندام مصنوعی در قرن شانزدهم، ارتوپدی توسط نیکولا اندری دی دوبوا در قرن هفدهم، درمان فیزیکی توسط جوزف کلمان تیسوت در اوایل قرن هجدهم، اختراع یک ماشین برای ورزش مفاصل به نام ژیمناستیکون در سال ۱۷۹۶ میلادی، ورزش درمانی توسط هنریک لینگ در ۱۸۱۳ میلادی، تشکیل جامعه

خبره فیزیوتراپی در سال ۱۸۹۶ میلادی، اختراع مکانوتراپی توسط گوستاو سوف در اوایل قرن نوزدهم، استفاده از حرکت درمانی و کاردرمانی برای بازوی افراد معلول در سال ۱۹۲۰ میلادی، ارائه مفهوم بوبت توسط کارل و برتا بوبت در ۱۹۴۳ میلادی، ابداع تمرینات مقاومتی پیشرونده در ۱۹۴۸ میلادی توسط توماس دلورم و اختراع اولین ماشین ایزوکنتریک به نام سایبکس یک در سال ۱۹۶۷ میلادی و تحقیقات اخیر که در ادامه بیشتر به آنها خواهیم پرداخت. این روزها بیمارانی که از مشکلات جسمی حرکتی رنج می‌برند می‌توانند کارایی حرکتی عضلات خودشان را از طریق برنامه‌های توانبخشی بهبود ببخشند [۴] و [۵].

۱-۳- تمرین‌های توانبخشی

همانطور که بیان شد، روش‌های توانبخشی برای بازگرداندن قابلیت‌های فیزیکی به بیماران برای انجام کارهای روزانه توسعه داده شده‌اند. تمرین‌های توانبخشی به چهار گروه اصلی دسته‌بندی می‌شوند [۲] و [۶]:

(۱) بازه‌ی حرکتی غیرفعال:

در این نوع تمرین‌ها انتظار همکاری فعال بیمار وجود ندارد. این تمرین‌ها با هدف کامل کردن بازه‌ی حرکتی می‌باشد. در این تمرین‌ها، نیروها توسط یک فیزیوتراپیست، پرستار، ابزار رباتیکی یا یک دستگاه به نام "حرکت غیر فعال پیوسته" تامین می‌شود.

(۲) تمرین‌های فعال مشارکتی:

این تمرین‌ها براساس فعالیت بیمار به همراه کمک فیزیوتراپیست یا ربات توانبخشی طراحی شده است.

(۳) تمرین‌های فعال مقاومتی:

در این تمرین‌ها، بیمار تمرین را به تنهایی به انجام می‌رساند در حالیکه حتی با نیروهای مقاومتی مواجه است. این نوع تمرین‌ها شامل تمرین‌های وزن-ثابت (ایزوٹنیک)، طول-ثابت (ایزومتریک) و سرعت-ثابت (ایزوکنتریک) است.

(۴) تمرین‌های توانبخشی دستی:

این تمرین‌ها می‌توانند ترکیبی از انواع مختلف تمرین‌های بالا باشند که توسط فیزیوتراپیست برای بهبود بیماران خاص، طراحی و تجویز شده است.

تمرین‌های توانبخشی به‌طور معمول با تمرین‌های غیرفعال بازه‌ی حرکتی شروع سپس با تمرین‌های مشارکتی ادامه و در نهایت به تمرین‌های مقاومتی ختم می‌شود [۲].

نکته مهم در مورد تمرین‌های توانبخشی نقش نیروی اعمالی بیمار و نیروی اعمالی توانبخش (فیزیوتراپیست یا ربات توانبخشی) در مدلسازی دینامیک کل سیستم می‌باشد. نیروی اعمالی در سیستم‌های دینامیکی می‌تواند دو نوع نقش کلی ایفا کند، از یکسو می‌تواند به عنوان بار مطرح شود و از سوی دیگر می‌تواند به عنوان محرکه باعث حرکت سیستم باشد. جدول زیر نقش نیروی اعمالی توانخواه و نیروی اعمالی توانبخش را در هر نوع از تمرین‌های توانبخشی نمایش می‌دهد.

جدول ۱-۱: نقش نیروی‌های اعمالی توانخواه و توانبخش در تمرین‌های توانبخشی

تمرین غیرفعال	تمرین فعال مشارکتی	تمرین فعال مقاومتی	
نقش نیروی اعمالی توانخواه (بیمار)	بار از نوع اغتشاش خارجی	محرکه مشارکتی	محرکه
نقش نیروی اعمالی توانبخش (فیزیوتراپیست یا ربات)	محرکه	محرکه مشارکتی	بار مقاومتی

۱-۴- توانبخشی رباتیک

در میان تمام ابزارهای توانبخشی، ابزارهای کمکی رباتیک یک نقش جدی و مهم را در این عرصه ایفا می‌کنند [۷]. چندین عامل متفاوت باعث افزایش محبوبیت استفاده از ربات‌ها در کاربردهای توانبخشی شده است که در ادامه از نظر فناوری و از نظر کاربردی به این عوامل اشاره شده است. از نظر فناوری موارد زیر در گسترش کاربرد ربات‌ها در توانبخشی موثر بوده است. (الف) افزایش روز افزون دقت و کنترل‌پذیری ربات‌ها، (ب) کاهش قیمت طراحی و ساخت ربات، (ج) افزایش تعداد متخصصین در حوزه رباتیک، (د) بهبود دقت

ساخت حسگرها و در کل کاهش قیمت و افزایش تنوع سامانه‌های اندازه‌گیری به‌طور خاص در کنترل ابزار دقیق، (ه) پیچیده‌تر شدن مأموریت‌های توانبخشی مورد نیاز، که پیش از این تصور اجرای آن هم وجود نداشت. همچنین از نظر کاربردی، محبوبیت ربات‌ها در توانبخشی دلایل زیادی داشته است که از آنجمله به موارد زیر می‌توان اشاره کرد. (الف) افزایش اثربخشی تمرین‌ها و در نتیجه کاهش تعداد جلسات توانبخشی به دلیل انجام صحیح تمرین‌ها توسط ربات [۴]، (ب) کاهش هزینه توانبخشی به دلیل کاهش تعداد جلسات، (ج) کاهش نیاز به تردد در شهر که برای بیماران جسمی حرکتی بسیار دشوار است، (د) کاهش درد در طول تمرین‌های توانبخشی با کمک فناوری حرکت محتاط تعاملی [۸] و [۹]، (ر) خوشایند بودن ابزارهای رباتیک به‌طور خاص برای کودکان به دلیل کمک گرفتن از بازی‌های کامپیوتری و صوتی در فرآیند انجام تمرین‌ها [۱۰]، (س) ساده شدن اجرای تمرین‌های تکراری پیچیده.

تاریخچه استفاده از ربات‌ها در توانبخشی با ابداع اولین ربات درمانی بازو به نام ام-آی-تی-منوس در موسسه فناوری ماساچوست در سال ۱۹۹۱ میلادی آغاز شد. سپس در سال ۲۰۰۰ میلادی موسسه توانبخشی شیکاگو ربات بازوی راهنما را طراحی و ارائه کرد. در سال ۲۰۰۳ میلادی دانشگاه بیمارستان چارلیته در برلین ربات بای-مانو-ترک را ارائه داد. دانشگاه پادوا نیز در همین سال ربات نیریپوت را ارائه داد. در سال ۲۰۰۵، دانشگاه ای-تی-اچ زوریخ ربات توانبخشی آرمین را ابداع کرد. در دهه اخیر، تعداد ربات‌های توانبخشی ارائه شده بسیار زیاد بوده است، که در ادامه به آنها خواهیم پرداخت.

به‌هر حال در مأموریت‌های توانبخشی که ربات به‌صورت کامل با انسان در تعامل است، نیروهای تعاملی انسان و ربات بایستی با حساسیت بالا کنترل شوند. در واقع زمانی که یک ربات با یک شیء دیگر (یک قطعه کار، یک ربات دیگر یا یک ارگانیزم زنده) در تماس است، به دلیل سختی اجزای ربات، رفتارهای دینامیکی این تعامل از اهمیت بسیار بالایی برخوردار می‌باشند [۹]. چهار انتخاب اصلی برای کنترل رفتار تماسی وجود دارد که شامل نرمی غیرفعال [۱۱]، نرمی فعال [۱۲]، کنترل ترکیبی نیرو-موقعیت [۱۳]، [۱۴] و [۱۵] و مهمترین آنها یعنی کنترل امپدانس [۱۶] و [۱۷] می‌باشد.

۱-۵- کنترل امیدانس

همانطور که در مرجع [۱۸] معرفی شده است، راهبرد کنترل امیدانس، نه تنها به کنترل موقعیت و نیرو کمک می‌کند بلکه می‌تواند رفتار دینامیکی تعامل ربات با محیط را کنترل کند. اخیراً کنترل امیدانس به صورت رو به رشدی در ربات‌های توانبخشی و ابزارهای کمکی درمانی استفاده شده است [۹] و [۱۹]. کنترل ادمیتانس تطبیقی یک ربات توانبخشی مچ پا بر پایه منطق فازی در [۲۰] ارائه شده است، در این مقاله از یک کنترل تناسبی-انتگرالی-مشتقی برای کنترل ادمیتانس و از یک کنترل کننده فازی بهینه شده با الگوریتم جستجوی کوکو، برای جبران عدم قطعیت استفاده شده است. لازم به ذکر است که ربات موازی توانبخشی مچ پا که در این مقاله استفاده شده است، دچار افزونگی محرکه می‌باشد. منطق فازی نوع دو بازه‌ای در یک کنترل امیدانس متغیر برای ربات توانبخشی در [۲۱] ارائه شده است. این مقاله از راهبرد کنترل ولتاژ بهره برده است که باعث کمتر شدن حجم محاسبات کنترل کننده شده است. همچنین برای تغییر در وزن‌های قانون امیدانس مطلوب از یک ساختار فازی نوع دو بهره گرفته است، که البته توضیح و تحلیل صریحی برای نحوه استخراج قوانین فازی و توابع عضویت استفاده شده ارائه نشده است. راهبرد کنترل ولتاژ با کنترل امیدانس تطبیقی در مرجع [۲۲] ترکیب شده است. ضرایب قانون امیدانس مطلوب براساس نیروی اعمالی بیمار و به کمک الگوریتم گرادیان نزولی به صورت تطبیقی تنظیم شده است. در سال ۲۰۱۶ کنترل امیدانس یک ربات توانبخشی مچ پا، با استفاده از محرکه‌های عضله‌ی بادی در [۲۳] مورد مطالعه قرار گرفته است. در این مقاله، از یک کنترل کننده مدلغزشی افزوده لایه مرزی برای تعیین گشتاور مطلوب مفاصل ربات استفاده شده است. تعامل بالای ربات با بیمار از مزایای کار صورت گرفته است و پیچیدگی بالا از معایب اصلی آن به حساب می‌آید. کنترل امیدانس یک ربات توانبخشی از راه دور بر اساس سیگنال الکترومایوگرافی سطحی در [۲۴] ارائه شده است. در این مقاله، ماموریت درخواستی از ربات موازی استوارت استفاده شده، براساس سیگنال الکترومایوگرافی فک انسان ایجاد می‌شود. یادگیری تکرارشونده امیدانس، برای ربات توانبخشی پائین‌تنه در [۲۵] مطالعه شده است که در آن امیدانس مطلوب بدست آمده و براساس وظایف تکراری مقاوم

بودن و سرعت همگرایی مناسب تعیین شده است. این روش در [۲۶] به یک ربات توانبخشی با محرکه‌های سری الاستیک اعمال شده است. الاستیک بودن محرکه‌ها باعث افزایش محتاط بودن ربات در حرکات‌های تماسی شده است.

در سال ۱۹۹۷ آقای توحیدخواه، یک کنترل امپدانس پیش‌بین مدل را به حرکت دادن مفاصل انسان، برای راه رفتن اعمال کرد [۲۷]. در آن مقاله یک کنترل‌کننده پیش‌بین خطی به عنوان کنترل‌کننده اصلی استفاده شده است و پارامترهای آن بر پایه‌ی کنترل حرکت بیولوژیکی و سیگنال پسخورد الکترومایوگرافی، تنظیم شده است. در امتداد این مقاله کاربردهای کنترل امپدانس پیش‌بین مدل در تحلیل راه رفتن انسان روی یک سطح سخت در [۲۸] ارائه شده است. یک ربات اسکلت خارجی برای پائین‌تنه به نام لوپز (LOPES) در [۲۹] معرفی و کنترل امپدانس / ادمیتانس آن در [۳۰] مطالعه شده است. استفاده از روش کنترل مدل مجازی در ربات کنترل امپدانس شده‌ی لوپز در [۳۱] مطالعه شده است. کنترل امپدانس یک ربات دیگر به نام آیلگ (iLEG) در [۳۲] مطالعه شده است، که در آن تحریک الکتریکی حرکتی را به عنوان محرکه و سیگنال الکترومایوگرافی را به عنوان پسخورد از طریق شبکه عصبی استفاده کرده است. کنترل امپدانس بر پایه سیگنال الکترومایوگرافی سطحی برای ربات‌های توانبخشی پائین‌تنه در [۱۶] مورد بررسی قرار گرفته است. کنترل امپدانس یک محرکه الکترومکانیکی بر پایه کنترل پیش‌بین مجموعه‌ی کنترل محدود در [۳۳] ارائه شده است که در آن مقادیر پارامترهای امپدانس به صورت آنلاین تغییر می‌کند. کنترل مدل پیش‌بین غیرخطی در [۳۴] به کنترل موقعیت یک ربات با سختی متغیر اعمال شده است. علاوه بر آن ترکیب کنترل پیش‌بین و سیگنال الکترومایوگرافی در کنترل موقعیت یک ربات با اهداف "توانبخشی-در-صورت-نیاز" در تعامل انسان-ربات استفاده شده است [۳۵].

اما به هر حال، برای انجام تمرین‌های توانبخشی ربات‌ها به صورت محکم به عضلات انسان بسته می‌شوند. این تزویج یک تعامل دینامیکی بین ربات و بدن انسان ایجاد می‌کند. عدم وجود یک مدل به اندازه کافی دقیق برای بدن انسان از یک طرف و حساسیت بالا به نیروهای تعاملی بین بدن انسان و ربات از طرف دیگر

مسئله‌ی ربات‌های توانبخشی را به یک مسئله حساس و جدی تبدیل می‌کند [۵]. به‌علاوه ربات‌های دارای محرکه‌های الکتریکی به‌خودی‌خود معادلات دیفرانسیلی غیرخطی مرتبه سه مزدوج پیچیده‌ای دارند. علاوه‌براین، از آنجایی‌که ربات‌های توانبخشی توسط باتری تغذیه می‌شوند، مدیریت مصرف انرژی یک مسئله مهم دیگر می‌باشد. همه‌ی این‌ها در کنار تعریف مسیرهای مطلوب در فضای مفصل برخی از مشخصات مسئله ربات‌های توانبخشی پائین‌تنه دارای محرکه‌های الکتریکی می‌باشد [۳۶]. در دهه‌ی اخیر مقالات زیادی در زمینه‌ی کنترل ربات‌های درمانی ارائه شده‌اند، که از آن جمله می‌توان به‌موارد زیر اشاره کرد: کنترل تناسبی-انگراسی مشتقی [۲]، کنترل‌کننده مقاوم تطبیقی [۱]، کنترل‌کننده موقعیت و نیروی بهینه برپایه‌ی پیش‌بینی وزن‌ها [۳۷] و همچنین استفاده از کنترل ولتاژ در کنترل تطبیقی [۲۲]. مقاله‌های موضوع تعاملات انسان-ربات در ربات‌های توانبخشی در [۳۸] دسته‌بندی شده‌اند.

از نظر استفاده از معادلات سیستم، روش‌های کنترل ربات به ۴ دسته تقسیم می‌شوند:

(۱) کنترل گشتاور محاسبه شده (CTC^1)

(۲) روش‌های دینامیک مجتمع (IDM^2)

(۳) کنترل‌کننده‌ی بدون نیاز به مدل (MFC^3)

(۴) راهبرد کنترل ولتاژ (VCS^4).

روش‌های کنترل گشتاور محاسبه شده دینامیک سیستم مکانیکی را در نظر می‌گیرند که از مزایای آن در نظر گرفتن تأثیرات دینامیکی اجزای مکانیکی می‌باشد [۳۷] و [۳۹]. اما از معایب این روش‌ها می‌توان از محاسبات زمانبر، حساسیت به عدم قطعیت در پارامترهای ربات و عدم توجه به دینامیک محرکه‌ها نام برد. علاوه‌براین، در توانبخشی رباتیک سیستم مکانیکی شامل اجزای بدن انسان و رفتار دینامیکی آنها می‌شود که این موضوع باعث ایجاد عدم قطعیت و عدم اطمینان به مدل دینامیکی بخش مکانیکی می‌شود.

¹ Computed Torque Control (CTC)

² Integrated Dynamic Methods (IDM)

³ Model-Free Controllers (MFC)

⁴ Voltage Control Strategy (VCS)

روش‌های دینامیک مجتمع، معادلات دینامیکی ربات و محرکه‌ها را به‌صورت همزمان در نظر می‌گیرند [۳۶]. مزیت اینچنین روش‌هایی اضافه کردن تأثیرات دینامیکی محرکه‌ها به قانون کنترل می‌باشد. از معایب این روش‌ها می‌توان به موارد زیر اشاره کرد: افزایش مرتبه‌ی معادلات حرکت، محاسبات سنگین و زمانبر و حساسیت به عدم قطعیت در پارامترهای دینامیکی ربات و محرکه‌ها. به‌علاوه در این روش‌ها مدل درگیر مشتق سوم موقعیت دورانی مفاصل می‌شود که به‌سختی قابل اندازه‌گیری است. روش‌های دینامیک مجتمع یک مدل خیلی پیچیده، چند متغیره، مزدوج و غیردقیق برای سیستم به‌وجود می‌آورد. در نظر داشته باشیم که در ربات‌های توانبخشی، مدل مکانیکی شامل عضلات بیمار نیز می‌شود که مدل دقیقی برای آنها موجود نمی‌باشد.

در نقطه کاملاً مقابل روش‌های بدون احتیاج به مدل، معادلات حرکت را به‌طور کل کنار گذاشته و در نتیجه محاسبات بسیار ساده‌ای خواهند داشت، به عدم قطعیت در پارامترهای سیستم حساس نخواهند بود و یک ساختار کنترلی مفصل مستقل فراهم می‌کنند که این‌ها از مزایای اصلی این روش‌ها محسوب می‌شوند. اما معایب روش‌های بدون در نظر گرفتن مدل، کارایی پائین آنها در سرعت‌های بالا به دلیل عدم جبران تأثیرات دینامیکی ربات می‌باشد.

هرچند که سیگنال کنترل اعمالی به ربات از طریق دینامیک محرکه‌ها به آن منتقل می‌شود، اکثر روش‌های فوق برای کنترل موقعیت ربات‌ها این دینامیک‌ها را برای دوری از محاسبات پیچیده در نظر نمی‌گیرند. همانطور که در [۴۰] معرفی شده است، راهبرد کنترل ولتاژ، ولتاژ ترمینال موتورهای جریان مستقیم مغناطیس ثابت را که محرکه‌های عمومی ربات‌ها می‌باشند به عنوان سیگنال کنترل در نظر می‌گیرند. در راهبرد کنترل ولتاژ، دینامیک ربات به عنوان بار موتور در نظر گرفته می‌شود. این قوانین کنترلی بخش الکتریکی دینامیک محرکه‌ها را که یک معادله دیفرانسیلی خطی ساده می‌باشد، برای طراحی کنترل‌کننده در نظر می‌گیرد [۳۶] و [۲۲]. در نتیجه تمام انواع عدم قطعیت‌های پیوسته شده، شامل دینامیک غیرخطی مزدوج کل سیستم، به‌سادگی از درگیر شدن در فرآیند طراحی کنترل‌کننده کنار گذاشته می‌شوند [۴۰]. مزایای روش‌های راهبرد کنترل ولتاژ به‌صورت زیر است:

(۱) سیستم تحت کنترل برای ربات‌های مجهز به موتورهای جریان مستقیم مغناطیس دائم، به عنوان یک سیستم خطی شناخته می‌شود.

(۲) محاسبات ساده خواهد بود.

(۳) هیچ حساسیتی به تغییرات پارامترهای ربات نشان نمی‌دهد.

(۴) ساختار کنترل‌کننده، مفصل مستقل می‌باشد.

(۵) تأثیرات دینامیکی سیستم از طریق اندازه‌گیری جریان الکتریکی در نظر گرفته می‌شوند، در نتیجه کنترل‌کننده تأثیرات دینامیکی کل سیستم را به‌سادگی جبران می‌کند. راهبرد کنترل ولتاژ بر این اساس استوار است که تأثیرات دینامیکی تمام بخش‌های دینامیکی در جریان موتور قابل مشاهده است [۴۰].

بنابراین روش‌های برپایه‌ی راهبرد کنترل ولتاژ باید جریان موتورهای و مشتق مرتبه‌ی اول آنها را اندازه‌گیری کند و یا تخمین بزند. اما به‌هرحال سختی اندازه‌گیری مشتق جریان یکی از معایب راهبرد کنترل ولتاژ می‌باشد. به‌علاوه روش‌های بر پایه‌ی راهبرد کنترل ولتاژ نسبت به عدم قطعیت در پارامترهای الکتریکی محرکه‌ها به‌دلیل تغییرات آنها در دمای متفاوت حساس هستند [۴۱]. راهبردهای کنترل ولتاژ سعی می‌کنند که بخش‌های غیرقابل اندازه‌گیری معادله را با انواع متفاوت رویتگر و تخمین‌گر، تخمین زده، پیش‌بینی کرده و یا تقریب بزنند. برای این منظور به‌طور مثال، یک تخمین‌گر عدم قطعیت تطبیقی [۳۶]، یک رویکرد امپدانس تطبیقی [۲۲]، یک تقریب‌گر فازی تطبیقی [۴۲]، یک راهبرد کنترل ولتاژ مرتبه‌ی کسری [۴۳]، یک تقریب‌گر تطبیقی مقاوم بر پایه‌ی فناوری تقریب توابع [۴۴] و کارهای زیاد دیگری معرفی شده‌اند.

۱-۶- درجات آزادی و صفحات آناتومی

ربات‌های توانبخشی پائین‌تنه ممکن است دارای درجات آزادی کامل شامل حداکثر هفت الی هشت درجه‌آزادی باشند (سه درجه‌آزادی برای لگن، یک درجه‌آزادی برای زانو و سه درجه‌آزادی برای قوزک) که معمولاً برای راه رفتن در فضای سه بعدی به کار گرفته می‌شود [۴۵] و یا برای یکی از صفحه‌های آناتومی

طولی، عرضی یا افقی طراحی شوند که معمولاً برای مقاصد توانبخشی مفاصل و عضلات کاربرد دارد. خواننده مشتاق می‌تواند برای مطالعه بیشتر درباره صفحه‌های آناتومی بدن انسان به مقاله [۴۶] مراجعه نماید. حال اگر این ربات در صفحه‌ی طولی طراحی شده باشد این درجات آزادی بسیار محدود شده و به حداکثر سه مفصل (برای حرکت باز شدن - بسته شدن در صفحه طولی مرتبط با سه مفصل لگن، زانو و قوزک) خلاصه می‌شود. ربات توانبخشی استفاده شده در این رساله، که در پیوست با جزئیات کامل تشریح شده است، برای اجرای تمرین‌های توانبخشی در صفحه طولی طراحی و ساخته شده است، در نتیجه دارای دو مفصل، یکی برای مفصل لگن و دیگری برای مفصل زانو می‌باشد.

۱-۷- اهداف تحقیق

در این رساله تمرکز ما بر روش‌های بهینه‌سازی در کنترل امپدانس یک ربات توانبخشی پائین‌تنه می‌باشد. لذا هدف از این تحقیق ارائه یک روش کارآمد کنترل امپدانس بهینه می‌باشد که ملاحظات عملی مرتبط با توانبخشی رباتیک را در نظر بگیرد. از آنجا که ربات‌های توانبخشی به عضلات بیمار بسته می‌شوند، در معرض عدم قطعیت قرار می‌گیرند. اما از طرف دیگر همین تماس با عضلات بیمار باعث می‌شود که کنترل دقیق این ربات‌ها امری حساس و مهم باشد. لذا، هدف از انجام تحقیق در این رساله بررسی موضوع عدم قطعیت در توانبخشی رباتیک و تاثیرات آن بر بهینگی کنترل کننده امپدانس ربات توانبخشی و در نهایت ارائه روش‌های موثر کنترل امپدانس بهینه در حضور عدم قطعیت می‌باشد.

در این راستا، فصل دوم به ارائه یک روش کنترلی برای ربات‌های عام، برپایه کنترل گشتاور محاسبه شده می‌پردازد، که به صورت پیش‌بین با خطای حاصل از عدم قطعیت مواجهه می‌کند. اما از آنجا که بیشتر ربات‌های توانبخشی از موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت استفاده می‌کنند، در فصل سوم، کنترل امپدانس بهینه مبتنی بر کنترل جریان الکتریکی بررسی می‌شود. در این فصل فرض می‌شود که محرکه‌ها محدودیت سیگنال ورودی نخواهند داشت. مسئله باقی مانده وجود قیدهای محدودکننده ولتاژ

ورودی موتورهای الکتریکی در فصل چهارم مسئله کنترل امپدانس مبتنی بر ولتاژ برای ربات‌های کنترل شونده با موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت دارای قید محدودکننده ولتاژ ورودی مورد بررسی قرار می‌گیرد.

۸-۱- ساختار رساله

رساله‌ی پیش‌رو در پنج فصل به همراه یک پیوست، به‌صورت زیر ارائه شده است.

- فصل دوم: روش کنترل امپدانس پیش‌بین و چگونگی تخمین و جبران‌سازی عدم قطعیت فشرده^۱ با استفاده از خروجی مورد انتظار مدل داخلی سیستم در این فصل بررسی می‌شود.
- فصل سوم: کنترل‌کننده امپدانس تطبیقی بهینه جریان محاسبه‌شده، برای ربات‌های دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت در این فصل ارائه می‌شود. ابتدا یک کنترل‌کننده امپدانس سنتی توسط قضیه غیرفعال‌ی سیستم ارائه شده، سپس برای تنظیم پارامترهای کنترل‌کننده تطبیقی بهینه، یک مسئله بهینه‌سازی دوسطحی ارائه می‌شود، که با حل آن، قانون تطبیق پارامترها و بهره‌تطبیق بهینه به‌صورت همزمان به دست می‌آید.
- فصل چهارم: در این فصل کنترل‌کننده ولتاژ امپدانس بهینه برای ربات‌های دارای محرکه الکتریکی ارائه می‌شود. همچنین با توجه به ویژگی‌های این ربات‌ها، روشی برای استفاده از الگوریتم‌های خارج خط برای بهینه‌سازی پارامترهای سیستم کنترل پیشنهادی ارائه می‌شود. همچنین یک مسیر مطلوب مختص توانبخشی رباتیک پیشنهاد می‌شود.
- در فصل پنجم نتیجه‌گیری و پیشنهادات می‌آید.
- در پیوست انتهایی رساله، مروری بر معادلات حرکتی ربات استفاده شده انجام خواهد شد.

¹ Lamped Uncertainty

فصل دوم

کنترل امیدانس پیش‌بین در حضور عدم قطعیت

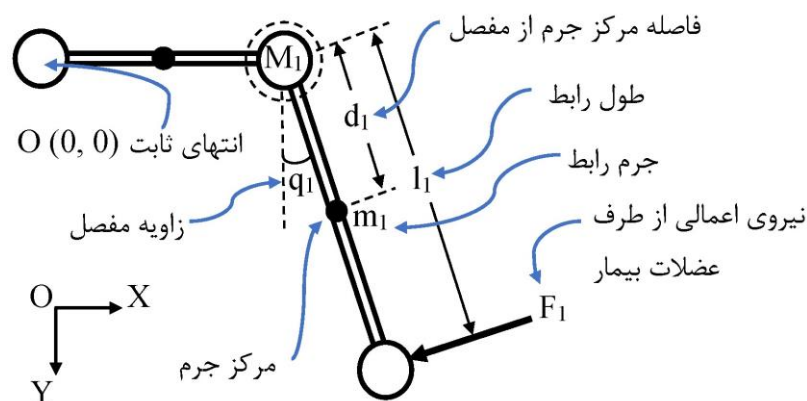
۲-۱- مقدمه

در این فصل کنترل امپدانس یک ربات توانبخشی پائین تنه در حضور عدم قطعیت مطالعه و یک روش کنترل امپدانس مقاوم بهینه جدید برپایه کنترل گشتاور محاسبه شده برای ربات‌های عام توانبخشی پیشنهاد می‌شود. مفهوم کنترل‌کننده امپدانس پیش‌بین برای کنترل ربات توانبخشی پائین تنه در حضور عدم قطعیت معرفی می‌شود. از قانون امپدانس مطلوب جهت طراحی یک کنترل‌کننده امپدانس گشتاور محاسبه شده برپایه مدل برای ربات توانبخشی پائین تنه استفاده می‌شود. اما اغتشاش خارجی، کاستی‌های مدل و عدم قطعیت پارامتری، کارایی کنترل‌کننده را در عمل کاهش می‌دهند. همواره تعامل انسان-ربات در معرض عدم قطعیت‌هایی شامل اصطکاک، دینامیک‌های مدل نشده، اغتشاش خارجی و عدم دقت اندازه‌گیری می‌باشد. از نظر غلبه بر عدم قطعیت، روش‌های کنترل امپدانس در مقالات به چهار دسته تقسیم می‌شوند. بعضی از روش‌ها، عدم قطعیت را در نظر نمی‌گیرند یا به سادگی از کنترل‌کننده‌های بدون نیاز به مدل استفاده می‌کنند [۴۷]. بعضی دیگر از مقالات، عدم قطعیت را به کمک ابزارهای محاسبات نرم و به منظور ارتقای مدل تخمین می‌زنند، به طور مثال، می‌توان به استفاده از تطبیق فازی در [۱۶] و [۲۱] اشاره کرد. در روش‌های دسته سوم، از تخمین یکسری پارامتر عددی، برای کاهش تأثیرات عدم قطعیت مثلاً تخمین حداقل مربعات خطا [۹] استفاده می‌شود. روش‌های گروه چهارم کنترل مقاوم را برای مواجهه با عدم قطعیت [۱۷] گسترش می‌دهند. اما زمانبر بودن و پیچیده بودن الگوریتم از نظر محاسباتی از معایب این روش‌هاست. در این فصل، یک ساختار جبران‌ساز پیش‌بین برای غلبه بر تأثیرات دینامیکی عدم قطعیت و نقص‌های مدل پیشنهاد شده است. جبران‌ساز پیش‌بین پیشنهادی به عنوان یک راه حل صریح فرم‌بسته‌ی ساده، برای یک مسئله بهینه‌سازی مقید معرفی شده است. بدین منظور، یک مسئله بهینه‌سازی محدب با افق پیش‌بینی محدود طراحی شده و راه حل آن ارائه می‌شود. در نتیجه، کنترل‌کننده پیشنهادی با یک کنترل امپدانس بر پایه‌ی مدل و یک جبران‌ساز پیش‌بین فرم‌بسته برای جبران‌سازی عدم قطعیت شکل می‌پذیرد. کنترل‌کننده پیشنهادی برای کنترل امپدانس یک ربات توانبخشی پائین تنه به کار گرفته می‌شود. ساختار حاصل، یک

ربات توانبخشی کنترل امپدانس شده‌ی حلقه‌بسته‌ی بهینه را ارائه می‌دهد، که یک بستر برای اهداف مطالعاتی و بهینه‌سازی خواهد بود. در نتیجه، حتی درحضور عدم قطعیت، ربات توانبخشی پائین‌تنه رفتار دینامیکی مطلوبی خواهد داشت. کارایی کنترل‌کننده پیشنهادی در نتایج شبیه‌سازی تأیید می‌شود.

۲-۲- تبیین مسئله

به‌طور معمول، یک ربات توانبخشی پائین تنه می‌تواند شامل حداکثر هفت مفصل باشد (سه مفصل برای لگن، یک مفصل برای زانو و سه مفصل برای قوزک)، که این مفصل‌ها و حرکات مربوط به آنها در فصل اول به‌خوبی تشریح شده‌اند. در اکثر ربات‌های توانبخشی پائین‌تنه، حتی برای تمرین‌های ترکیبی، هر مفصل به‌صورت مستقل در نظر گرفته می‌شود، چراکه در حقیقت هر حرکت کاربردی عضلات پائین‌تنه ترکیبی از چرخش‌های ساده و مستقل مفاصل مربوطه می‌باشد. بنابراین در این فصل یک کنترل‌کننده مفصل مستقل برای یک مفصل ربات معرفی شده است که به‌صورت مجزا امکان گسترش آن، برای بقیه مفصل‌ها ممکن است. در اینجا ربات شامل دو لینک و یک مفصل است که می‌تواند برای توانبخشی زانو به‌کار گرفته شود. شماتیک این ربات در شکل ۱-۲ نشان داده شده است.



شکل ۱-۲: شماتیک یک ربات توانبخشی پائین‌تنه (مفصل زانو)

معادلات حرکتی یک ربات با n درجه آزادی را می‌توان به‌صورت زیر بیان کرد:

$$M(q)\ddot{q} + H(q, \dot{q}) + T_p + d = T_r \quad (۱-۲)$$

که در آن $q = [q_1, q_2, \dots, q_n]^T$ بردار زوایای مفاصل، n درجه آزادی ربات، $M(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ ماتریس اینرسی، $H(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ برداری شامل نیروهای جانب مرکز، کوریولیس، گرانش و اصطکاک است. $T_r \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ بردار گشتاور مفاصل و $d \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ بردار عدم قطعیت محدود فشرده، شامل اغتشاش خارجی، اصطکاک مفاصل و دینامیک‌های مدل نشده می‌باشد. همچنین، برداری $n \times 1$ $T_p = J(q)^T F_e$ که گشتاور اعمالی بیمار را نمایندگی می‌کند و در آن $J(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ ماتریس ژاکوبین ربات و $F_e \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ یک بردار شامل نیروهای تماسی بین بیمار و ربات در طول تمرین‌های توانبخشی می‌باشد [۴۸].

زمانی که ربات در تماس با بدن بیمار است، رفتارهای دینامیکی این تماس بسیار پراهمیت می‌باشند. رفتار مطلوب ربات در تماس، معمولاً با یک قانون امپدانس مکانیکی مطلوب بیان و بررسی می‌شود. امپدانس مکانیکی، ارتباط دینامیکی بین نیروهای اعمالی و ویژگی‌های حرکتی ربات را بیان می‌کند. یک قانون امپدانس مطلوب متعارف برای هر مفصل به صورت زیر تعریف می‌شود

$$M_d(\ddot{q}_d - \ddot{q}_r) + B_d(\dot{q}_d - \dot{q}_r) + K_d(q_d - q_r) = T_p \quad (۲-۲)$$

که در آن M_d ، B_d و K_d ماتریس‌های $n \times n$ هستند که به ترتیب ضرایب مربوط به جرم مطلوب، میرایی مطلوب و سختی مطلوب را در ربات در حال تماس معین می‌کنند. q_d بردار $n \times 1$ مسیر مطلوب زوایای مفاصل است که توسط یک فیزیوتراپیست تجویز می‌شود و q_r بردار $n \times 1$ مسیر مرجع است که براساس رابطه (۲-۲) محاسبه می‌شود. با در نظر گرفتن امپدانس مطلوب و نیروهای تماسی، آستانه‌ی تحمل خطای ردگیری موقعیت مفاصل به صورت $e_r = q_d - q_r$ توسط کنترل کننده امپدانس تعیین می‌شود به گونه‌ای که از اعمال نیروی زیادتر از حد لازم به بیمار جلوگیری کند.

در این فصل چندین مفهوم متفاوت بر اساس زوایا و خطاها تشریح شده‌اند که در جدول ۲-۱ تعریف می‌شوند. که در آن، e خطای ردگیری موقعیت را نشان می‌دهد و به عبارت دیگر تفاضل بین موقعیت مطلوب و موقعیت جاری است. درحالیکه، e_r بیان کننده خطای مرجع یا به عبارت دیگر تفاضل بین موقعیت مرجع و موقعیت جاری است. حال آنکه تفاضل این خطاها یعنی e_z ، خطای ردگیری امپدانس را مشخص می‌کند. براساس این تعاریف، هدف کنترل امپدانس، حداقل سازی خطای امپدانس است. نقش این متغیرها در تعریف کنترل کننده‌ی پیشنهادی به صورت واضح تر در شکل ۲-۲ که در بخش ۲-۵ آمده است، به نمایش گذاشته شده است.

جدول ۲-۱: مفاهیم و تعاریف موقعیت‌ها و خطاهای متفاوت

متغیر	نام	تشریح	رابطه
q_d	مسیر مطلوب	مسیر مطلوب زوایای مفاصل توسط فیزیوتراپیست تجویز می‌شود	-
q	زوایای واقعی مفاصل	زوایای اندازه گیری شده مفاصل	-
q_r	مسیر مرجع	مسیر مرجع زوایا با در نظر گرفتن قانون امپدانس مطلوب رابطه (۲-۲)، نیروی اعمالی بیمار و مسیر مطلوب	-
e	خطای موقعیت	خطای موقعیت مفاصل اندازه گیری شده که تفاوت بین موقعیت مطلوب و واقعی مفاصل می‌باشد	$e = q_d - q$
e_r	خطای مرجع	خطای مرجع که بر اساس رابطه (۲-۲) با تنظیم پارامترهای امپدانس مطلوب M_d, B_d, K_d و اعمال گشتاور اعمالی بیمار T_p محاسبه می‌شود	$e_r = q_d - q_r$
e_z	خطای امپدانس	تفاضل خطا تفاوت بین خطای مرجع e_r و خطای اندازه گیری شده e می‌باشد.	$e_z = e_r - e = q - q_r$

۳-۲- طراحی کنترل کننده امپدانس

برای رسیدن به یک امپدانس مکانیکی مطلوب $(\forall T_p \Rightarrow (e \rightarrow e_r) \Rightarrow (e_z \rightarrow 0))$ قانون کنترل به صورت زیر پیشنهاد می شود.

$$T_r = M(\ddot{q}_d + M_d^{-1}B_d\dot{e} + M_d^{-1}K_de + \tau_c) + H(q, \dot{q}) + (I_{n \times n} - MM_d^{-1})T_p \quad (3-2)$$

که در آن $I_{n \times n} \in \mathbb{R}^{n \times n}$ ماتریس همانی و τ_c بردار $n \times 1$ گشتاور جبران ساز می باشند. لازم به ذکر است که گشتاور جبران ساز بعداً طراحی و معرفی خواهد شد. با اعمال قانون کنترل پیشنهادی به ربات توانبخشی پایین تنه، رابطه (۱-۲)، سیستم حلقه بسته به شکل زیر تشکیل خواهد شد.

$$M_d\ddot{e} + B_d\dot{e} + K_de = T_p + M_dM^{-1}d - M_d\tau_c \quad (4-2)$$

با کم کردن رابطه (۴-۲) از رابطه (۲-۲) داریم:

$$M_d\ddot{e}_z + B_d\dot{e}_z + K_de_z = M_d\tau_c - M_dM^{-1}d \quad (5-2)$$

رابطه (۵-۲) ارتباط بین خطای امپدانس e_z ، گشتاور جبران سازی τ_c و عدم قطعیت d را نشان می دهد.

۴-۲- طراحی گشتاور جبران ساز پیش بین

ربات توانبخشی پایین تنه که در رابطه (۱-۲) معرفی شده است، توسط قانون کنترل امپدانس پیشنهادی در رابطه (۳-۲) کنترل می شود به طوری که دینامیک خطای ردگیری امپدانس مطلوب در رابطه (۵-۲) بیان شده است. همانطور که دیده می شود این خطا تحت تاثیر عدم قطعیت قرار دارد. گشتاور جبران ساز پیش بین برای جبران تاثیرات عدم قطعیت در خطای ردگیری امپدانس طراحی می شود.

- قضیه ۲-۱:

گشتاور جبرانساز τ_c برای جبران تاثیرات عدم قطعیت می تواند به صورت پس خورد خطای امیدانس با بهره ثابت براساس مقادیر پارامترهای امیدانس مطلوب، به صورت $\tau_c = \zeta_d \mathbf{e}_z + \zeta_p \mathbf{e}_z$ طراحی شود. که در آن ζ_d و ζ_p ترکیب خطی ثابت از پارامترهای امیدانس مطلوب می باشند.

- اثبات:

در ادامه فرآیند بدست آوردن یک سیگنال گشتاور جبرانساز با مشخصات بیان شده در قضیه فوق تشریح می شود.

در اینجا، برای طراحی گشتاور جبرانساز پیش بین، فضای حالت مفیدتر است، لذا با تعریف بردار $2n \times 1$ حالت به صورت $\mathbf{x}_c \triangleq [\mathbf{e}_z^T \quad \mathbf{e}_z^T]^T$ ، سیگنال ورودی به صورت $\mathbf{u} \triangleq \tau_c$ و کل مقدار اغتشاش فشرده به صورت $\mathbf{w} \triangleq -\mathbf{M}^{-1}\mathbf{d}$ خواهیم داشت:

$$\dot{\mathbf{x}}_c(t) = \mathbf{A}_c \mathbf{x}_c(t) + \mathbf{b}_c \mathbf{u}(t) + \mathbf{b}_c \mathbf{w}(t) \quad (۶-۲)$$

که در آن:

$$\mathbf{A}_c = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{n \times n} & \mathbf{I}_{n \times n} \\ -\mathbf{M}_d^{-1} \mathbf{K}_d & -\mathbf{M}_d^{-1} \mathbf{B}_d \end{bmatrix}, \mathbf{b}_c = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{n \times n} \\ \mathbf{I}_{n \times n} \end{bmatrix} \quad (۷-۲)$$

در عصر حاضر، پیاده سازی واقعی خیلی از کنترل کننده ها از طریق پردازنده های دیجیتال صورت می گیرد. فرکانس نمونه برداری بالا یا به عبارت دیگر زمان نمونه برداری کوچک (T_s) و پردازنده های قدرتمند، به ما اجازه می دهند که از روش اوایلر برای گسسته سازی سیستم رابطه (۶-۲) استفاده کنیم [۴۹] که حاصل به صورت زیر خواهد بود:

$$\mathbf{x}(k+1) = \mathbf{A} \mathbf{x}(k) + \mathbf{b}(\mathbf{u}(k) + \mathbf{w}(k)) \quad (۸-۲)$$

که در آن k شماره نمونه جاری ($t = kT_s$) بوده و ماتریس‌های A و b به صورت زیر محاسبه می‌شود

$$A = (A_c T_s + I_{2n \times 2n}), \quad b = (b_c T_s) \quad (9-2)$$

زمان نمونه‌برداری در کنترل‌کننده‌های دیجیتال در مقایسه با تغییرات اغتشاش فشرده و متغیرهای سیستم به اندازه کافی کوچک می‌باشد، بنابراین، تأثیرات دینامیکی عدم قطعیت فشرده می‌تواند در داخل هر بازه نمونه‌برداری ثابت فرض شود یا دست‌کم تغییرات آن خیلی کوچک فرض شود [۵۰]، [۵۱] و [۵۲]. لذا، رابطه زیر قابل بیان است:

$$w(k) = w(k-1) + \delta(k) \quad (10-2)$$

که در آن $\delta(k)$ ، تغییرات قابل چشم پوشی عدم قطعیت فشرده در طول k امین بازه‌ی نمونه‌برداری است. اندازه عدم قطعیت در لحظه قبل ($w(k-1)$) با بازنویسی رابطه (۸-۲) به صورت زیر محاسبه می‌شود.

$$bw(k-1) = x(k) - Ax(k-1) - bu(k-1) \quad (11-2)$$

اندازه عدم قطعیت که در لحظه جاری به سیستم اعمال می‌شود می‌تواند با توجه به روابط (۱۰-۲) و (۱۱-۲) به صورت زیر محاسبه شود.

$$bw(k) = x(k) - Ax(k-1) - bu(k-1) + b\delta(k) \quad (12-2)$$

بنابراین، مقدار معادل برای عدم قطعیت که در بالا محاسبه شد می‌تواند در فضای حالت (۸-۲) بکار گرفته شود.

$$x(k+1) = (A + I_{2n \times 2n})x(k) - Ax(k-1) + b(u(k) - u(k-1)) + b\delta(k) \quad (13-2)$$

برای سادگی، دو متغیر به صورت زیر تعریف شده‌اند.

$$\Delta u(k) \triangleq u(k) - u(k-1), \quad (14-2)$$

$$\mathbf{v}(k) \triangleq \Delta \mathbf{u}(k) + \boldsymbol{\delta}(k)$$

پس روابط فضای حالت برای خطای امیدانس به صورت زیر خواهد بود.

$$\mathbf{x}(k+1) = (\mathbf{A} + \mathbf{I}_{2n \times 2n})\mathbf{x}(k) - \mathbf{A}\mathbf{x}(k-1) + \mathbf{b}\mathbf{v}(k) \quad (15-2)$$

برای کمینه کردن خطای امیدانس، به دنبال طراحی یک جبران ساز پیش بین با افق محدود به طول N هستیم.

مقادیر $\mathbf{x}$ در پنجره متحرک پیش رو می تواند به صورت زیر محاسبه شود.

$$\mathbf{X}(k) = \boldsymbol{\Phi}_0 \mathbf{x}(k) - \boldsymbol{\Phi}_1 \mathbf{x}(k-1) + \boldsymbol{\Theta} \mathbf{V}(k) \quad (16-2)$$

که در آن

$$\mathbf{X}(k) = \begin{bmatrix} \mathbf{x}(k+1) \\ \mathbf{x}(k+2) \\ \vdots \\ \mathbf{x}(k+N) \end{bmatrix}, \boldsymbol{\Phi}_0 = \begin{bmatrix} \mathbf{A} + \mathbf{I} \\ \mathbf{A}^2 + \mathbf{A} + \mathbf{I} \\ \vdots \\ \sum_{i=0}^N \mathbf{A}^i \end{bmatrix}, \boldsymbol{\Phi}_1 = \begin{bmatrix} \mathbf{A} \\ \mathbf{A}^2 + \mathbf{A} \\ \vdots \\ \sum_{i=1}^N \mathbf{A}^i \end{bmatrix},$$

$$\mathbf{V}(k) = \begin{bmatrix} \mathbf{b}\mathbf{v}(k) \\ \mathbf{b}\mathbf{v}(k+1) \\ \vdots \\ \mathbf{b}\mathbf{v}(k+N-1) \end{bmatrix}, \quad (17-2)$$

$$\boldsymbol{\Theta} = \begin{bmatrix} \mathbf{I} & \mathbf{0} & \dots & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ (\mathbf{A} + \mathbf{I}) & \mathbf{I} & \dots & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ \left(\sum_{i=0}^{N-1} \mathbf{A}^i\right) & \left(\sum_{i=0}^{N-2} \mathbf{A}^i\right) & \dots & (\mathbf{A} + \mathbf{I}) & \mathbf{I} \end{bmatrix}$$

با در نظر گرفتن رابطه (16-2)، مسئله بهینه سازی پیش بین [53] را به صورت زیر پیشنهاد می دهیم:

$$\min_{\mathbf{V}(k)} \quad J(k) = \mathbf{X}^T(k) \mathbf{Q} \mathbf{X}(k) + \mathbf{V}^T(k) \mathbf{R} \mathbf{V}(k) \quad (18-2)$$

$$s. t. \quad \mathbf{X}(k) = \boldsymbol{\Phi}_0 \mathbf{x}(k) - \boldsymbol{\Phi}_1 \mathbf{x}(k-1) + \boldsymbol{\Theta} \mathbf{V}(k)$$

که در آن R و Q دو ماتریس مثبت معین از پیش تعیین شده با عناوین وزن سیگنال کنترل و وزن خطا هستند، که عامل یک مصالحه بین کمینه‌سازی خطا و کمینه‌سازی انرژی به حساب می‌آیند. با در نظر گرفتن قیدها تابع هدف به صورت زیر خواهد بود:

$$J(k) = V^T(k)(\Theta^T Q \Theta + R)V(k) + 2(\Phi_0 x(k) - \Phi_1 x(k-1))^T Q \Theta V(k) + (\Phi_0 x(k) - \Phi_1 x(k-1))^T Q (\Phi_0 x(k) - \Phi_1 x(k-1)) \quad (19-2)$$

نقطه کمینه این معادله درجه دو از طریق محاسبه $\frac{\partial J(k)}{\partial V(k)} = 0$ به دست می‌آید.

$$\frac{\partial J(k)}{\partial V(k)} = 2(\Theta^T Q \Theta + R)V(k) + 2\Theta^T Q (\Phi_0 x(k) - \Phi_1 x(k-1)) \quad (20-2)$$

بنابراین، مسیر بهینه برای $V(k)$ درون پنجره متحرک به صورت زیر است:

$$V^*(k) = -(\Theta^T Q \Theta + R)^{-1} \Theta^T Q (\Phi_0 x(k) - \Phi_1 x(k-1)) \quad (21-2)$$

$$V^*(k) = \mu_0 x(k) - \mu_1 x(k-1)$$

که در آن، $\mu_0 \triangleq -(\Theta^T Q \Theta + R)^{-1} \Theta^T Q \Phi_0$ و $\mu_1 \triangleq -(\Theta^T Q \Theta + R)^{-1} \Theta^T Q \Phi_1$ می‌باشند.

از آنجا که تابع هدف (19-2) یک تابع محدب است، نقطه اکسترم آن سراسری می‌باشد. توضیح اینکه R و Q هر دو به صورت ماتریس‌های مثبت معین انتخاب می‌شوند و Θ یک ماتریس رنک کامل غیرمربعی (رنک کامل ستونی) می‌باشد. بنابراین ماتریس هسیان تابع هدف $(\Theta^T Q \Theta + R)$ یک ماتریس مثبت معین است و در نتیجه تابع هدف محدب است. به هر حال در هر لحظه، مقدار بهینه قابل اعمال، تنها اولین درایه از بردار گشتاور جبران‌ساز بهینه $V^*(k)$ می‌باشد.

$$bv^*(k) = [I \quad 0 \quad \dots \quad 0]V^*(k) \quad (22-2)$$

با در نظر گرفتن تعریف رابطه (۲-۱۴) خواهیم داشت:

$$\begin{aligned}\Delta u^*(k) &= v^*(k) - \delta(k) \\ u^*(k) &= v^*(k) + u^*(k-1) - \delta(k)\end{aligned}\quad (2-23)$$

بنابراین گشتاور جبران سازی که به صورت بهینه به کمک پیش بینی رو به جلو به دست آمده است، برای هر لحظه برابر $\tau_c = u^*(k)$ می باشد. لازم به ذکر است تغییرات عدم قطعیت بین دو نمونه گیری متناوب خیلی کوچک و قابل چشم پوشی است ($\delta(k) \cong 0$). این یک فرض موجه است چراکه بازه ی نمونه برداری بسیار کوتاه است [۵۱]، [۵۰] و [۵۲]. در نتیجه، گشتاور بهینه سازی پیش بین به صورت زیر بیان می شود.

$$\tau_c(k) = v^*(k) + \tau_c(k-1) \quad (2-24)$$

با محاسبه ی مقدار $\tau_c(k)$ و اضافه کردن این مقدار به قانون کنترل گشتاور اصلی، ربات قادر است مسیر مطلوب را در یک محیط دارای عدم قطعیت به خوبی و به صورت بهینه رد گیری کند.

در پیاده سازی واقعی و برپایه ملاحظات عملی رسیدگی به عدم قطعیت بسیار مهم تر از کمینه سازی مقدار انرژی مصرفی محرکه ها است. علاوه بر این، حتی در صورتی که سیگنال کنترل اشباع شود، قوی تر کردن محرکه ها مدنظر قرار خواهد گرفت.

این حقیقت ما را بر آن داشت که ضرائب مسئله بهینه سازی را به صورت $Q = I$ و $R = 0$ پیشنهاد دهیم، که در این صورت راه حل بهینه مسئله، یعنی رابطه (۲-۲۱) ساده تر خواهد شد و خواهیم داشت:

$$\begin{aligned}\hat{\mu}_0 &= -(\theta^T \theta)^{-1} \theta^T \Phi_0 = -\theta^{-1} \Phi_0 \\ \hat{\mu}_1 &= -(\theta^T \theta)^{-1} \theta^T \Phi_1 = -\theta^{-1} \Phi_1\end{aligned}\quad (2-25)$$

از آنجا که Θ یک ماتریس پائین مثلثی با درایه های غیر صفر برای قطر اصلی می باشد، معکوس آن موجود و براحتی قابل محاسبه است:

$$\boldsymbol{\theta}^{-1} = \begin{bmatrix} \mathbf{I} & \mathbf{0} & \dots & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ -(A + I) & \mathbf{I} & \dots & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ A & -(A + I) & \ddots & \vdots & \vdots \\ \mathbf{0} & A & \ddots & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \vdots & \vdots & \dots & I & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \dots & -(A + I) & I \end{bmatrix} \quad (26-2)$$

بنابراین، داریم:

$$\hat{\boldsymbol{\mu}}_0 = -\boldsymbol{\theta}^{-1}\boldsymbol{\Phi}_0 = [-(A + I) \quad A \quad \mathbf{0} \quad \dots \quad \mathbf{0}]^T \quad (27-2)$$

$$\hat{\boldsymbol{\mu}}_1 = -\boldsymbol{\theta}^{-1}\boldsymbol{\Phi}_1 = [-A \quad \mathbf{0} \quad \mathbf{0} \quad \dots \quad \mathbf{0}]^T$$

با جایگذاری رابطه (27-2) در رابطه (21-2) و (22-2) خواهیم داشت:

$$b\mathbf{v}^*(k) = -(A + I)\mathbf{x}(k) + A\mathbf{x}(k - 1) \quad (28-2)$$

با در نظر گرفتن درایه‌های ماتریس A ، از رابطه‌های (7-2) و (9-2)، رابطه زیر به دست می‌آید.

$$\begin{aligned} T_s \mathbf{v}^*(k) &= [\mathbf{M}_d^{-1} \mathbf{K}_d T_s \quad \mathbf{M}_d^{-1} \mathbf{B}_d T_s - 2] \mathbf{x}(k) \\ &\quad - [\mathbf{M}_d^{-1} \mathbf{K}_d T_s \quad \mathbf{M}_d^{-1} \mathbf{B}_d T_s - 1] \mathbf{x}(k - 1) \\ &= [\mathbf{M}_d^{-1} \mathbf{K}_d T_s \quad \mathbf{M}_d^{-1} \mathbf{B}_d T_s - 1] (\mathbf{x}(k) - \mathbf{x}(k - 1)) \\ &\quad + [0 \quad -1] \mathbf{x}(k) \end{aligned} \quad (29-2)$$

با برخی تغییرات و اعمال روش اویلر به رابطه (29-2)، خواهیم داشت:

$$\begin{aligned} \mathbf{v}^*(k) &= \left(\mathbf{M}_d^{-1} \mathbf{K}_d - \frac{1}{T_s^2} \right) (\mathbf{e}_z(k) - \mathbf{e}_z(k - 1)) \\ &\quad + \left(\mathbf{M}_d^{-1} \mathbf{B}_d - \frac{1}{T_s} \right) (\dot{\mathbf{e}}_z(k) - \dot{\mathbf{e}}_z(k - 1)) \end{aligned} \quad (30-2)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{v}^*(k) &= \left[\left(\mathbf{M}_d^{-1} \mathbf{K}_d - \frac{1}{T_s^2} \right) \left(\mathbf{M}_d^{-1} \mathbf{B}_d - \frac{1}{T_s} \right) \right] (\mathbf{x}(k) - \mathbf{x}(k-1)) \\ &= \boldsymbol{\psi}(\mathbf{x}(k) - \mathbf{x}(k-1)) \end{aligned}$$

که در آن، $\boldsymbol{\psi} \triangleq \left[\left(\mathbf{M}_d^{-1} \mathbf{K}_d - \frac{1}{T_s^2} \right) \left(\mathbf{M}_d^{-1} \mathbf{B}_d - \frac{1}{T_s} \right) \right]$ و از آنجا که $\boldsymbol{\psi}$ در طول زمان اجرا یک بردار ثابت است و با در نظر گرفتن این واقعیت که $\mathbf{x}(0) = 0$ ، $\boldsymbol{\tau}_c(0) = 0$ و $\mathbf{v}^*(k) = \boldsymbol{\tau}_c(k) - \boldsymbol{\tau}_c(k-1)$ بنابراین نتیجه رابطه (۳۰-۲) می تواند به صورت زیر نوشته شود:

$$\boldsymbol{\tau}_c(k) = \boldsymbol{\psi} \mathbf{x}(k) \quad (۳۱-۲)$$

همچنین، به صورت معادل، در زمان پیوسته خواهیم داشت:

$$\boldsymbol{\tau}_c(t) = \boldsymbol{\psi} \mathbf{x}(t) \quad (۳۲-۲)$$

این سریع ترین روش برای جبران سازی عدم قطعیت با در نظر گرفتن زمان نمونه برداری پردازنده می باشد. رابطه (۳۲-۲) یک گشتاور جبران ساز بهینه ارائه می دهد که ویژگی های بیان شده در قضیه ۲-۱ را دارا است. لذا قضیه اثبات شده است. $\square$

برای درک تأثیر جبران سازی، گشتاور جبران سازی (۳۲-۲) را در خطای حلقه بسته (۵-۲) قرار می دهیم. داریم:

$$\ddot{\mathbf{e}}_z + \left(\frac{1}{T_s} \right) \dot{\mathbf{e}}_z + \left(\frac{1}{T_s^2} \right) \mathbf{e}_z = -\mathbf{w} \quad (۳۳-۲)$$

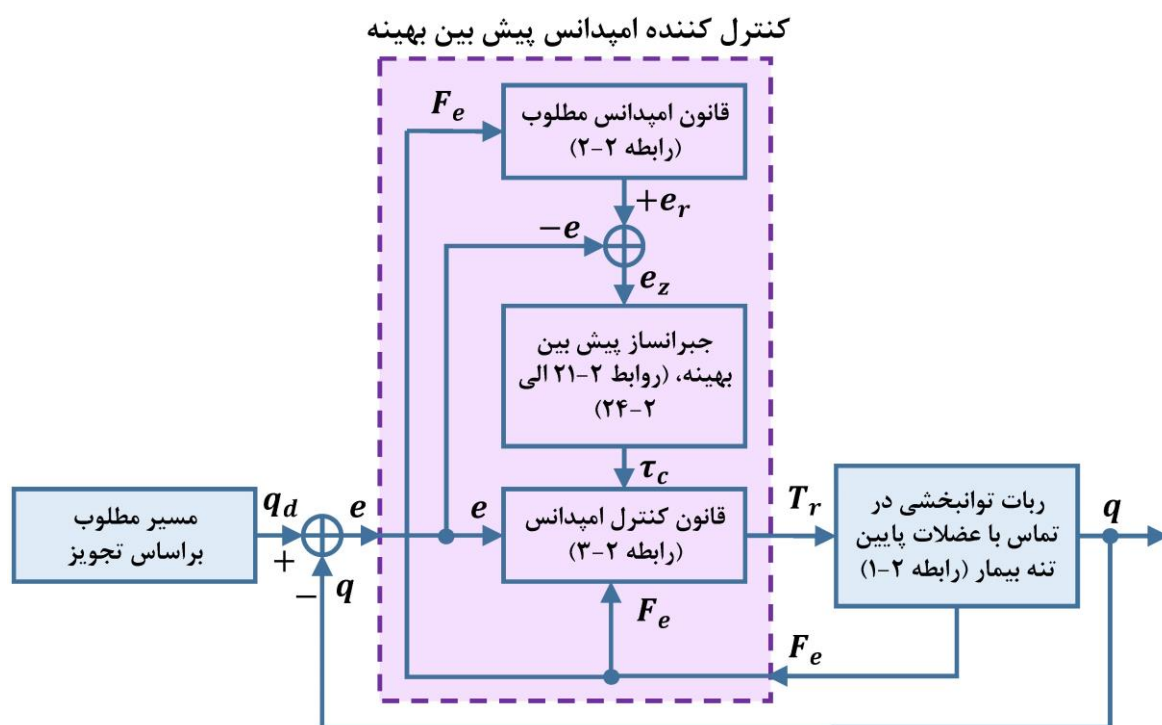
اما از آنجا که $0 < T_s^2 \ll T_s \ll 1$ ، پاسخ کامل سیستم حلقه بسته (پاسخ حالت صفر و پاسخ ورودی صفر)، با کمک تقریب سری فوریه سیگنال عدم قطعیت و با حذف تمام عبارت هایی که در T_s^2 ضرب شده اند، می تواند به صورت زیر تقریب زده شود:

$$\mathbf{e}_z(t) = \frac{2}{\sqrt{3}} \left(\mathbf{e}_z(0) \sin \left(\frac{\pi}{3} + \frac{\sqrt{3}}{2T_s} t \right) + T_s \sin \left(\frac{\sqrt{3}}{2T_s} t \right) (\dot{\mathbf{e}}_z(0) - \mathbf{a}_{0,w}) \right) e^{-\frac{t}{2T_s}} \quad (۳۴-۲)$$

که در آن، $a_{0,w}$ مقدار ثابت تقریب سری فوریه سیگنال عدم قطعیت می‌باشد. از آنجا که عدم قطعیت و مقدار خطای اولیه سرعت در T_s ضرب شده است، از این عبارات می‌توان صرفنظر کرد. علاوه بر این، اما از آنجا که $1 \ll T_s$ ، عبارت $e^{-\frac{t}{2T_s}}$ خیلی سریع صفر خواهد شد، بنابراین کارایی ردگیری مناسب خواهد بود و $e_z(t) \cong 0$. با در نظر گرفتن این موضوع، $x(t)$ و $\dot{x}(t)$ محدود خواهند ماند. فرض شده است که پارامترهای امپدانس مطلوب مثبت و محدود هستند و T_p و d به شکل مشابه محدود فرض شده‌اند. بنابراین e_r و e محدود خواهند ماند. به علاوه بر مبنای رابطه (۲-۳۲)، τ_c محدود است و بر پایه‌ی رابطه (۲-۳)، T_r نیز محدود خواهد ماند. بنابراین سیستم حلقه بسته در حضور عدم قطعیت شامل اغتشاش خارجی نامعلوم پایدار خواهد ماند.

۲-۵- روش پیشنهادی

با توجه به آنچه گفته شد، روش پیشنهادی طراحی کنترل کننده امپدانس پیش بین در شکل زیر آمده است:



شکل ۲-۲: طرح کنترل کننده امپدانس پیش بین پیشنهادی

الگوریتم کنترل امپدانس پیش‌بین در شکل ۳-۲ آمده است:

الف) مقادیر پارامترهای امپدانس مطلوب (M_d, B_d, K_d) را مشخص کنید

ب) مسیر مطلوب ($\ddot{q}_d, \dot{q}_d, q_d$) را معین کنید.

ج) پارامترهای جبران‌ساز پیش‌بین (T_s, R, Q, N) را مقداردهی کنید.

د) مقدار متغیرهای μ_0, μ_1 را محاسبه کنید.

س) حلقه زیر را تا پایان زمان اجرا تکرار کن

س-۱) مقدار بردار ولتاژ پیش‌بین بهینه ($V^*(k)$) را از رابطه (۲-۲۱) محاسبه کنید

س-۲) مقدار گشتاور جبران‌ساز ($\tau_c(k)$) را از روابط (۲-۲۲) و (۲-۲۴) محاسبه کنید

س-۳) مقدار گشتاور ربات (T_r) را از رابطه (۲-۳۳) محاسبه کنید

س-۴) گشتاور ربات بدست آمده را به سیستم رابطه (۲-۱۱) اعمال کنید

س-۵) خطای مرجع (e_r) را از رابطه (۲-۲) بدست آورید

س-۶) خطای موقعیت (e) را از سیستم اندازه‌گیری کنید

س-۷) خطای امپدانس (e_z) را بدست آورید

ی) پایان

شکل ۳-۲: شبه‌کد کنترل‌کننده امپدانس بهینه پیشنهادی

۲-۶- شبیه‌سازی

مشخصات سیستم و پارامترهای امپدانس مطلوب استفاده شده در این فصل، در جدول ۲-۲ آمده است. خواننده مشتاق می‌تواند برای مطالعه بیشتر در زمینه‌ی معادلات حرکتی ربات توانبخشی پایین تنه باجزئیات کامل به پیوست و یا مرجع [۱] رجوع کند. از آنجا که ربات مورد استفاده در این فصل جهت استفاده در توانبخشی زانو می‌باشد، دارای یک مفصل بوده و لذا یک درجه آزادی است.

روش پیشنهادی برای کنترل ربات توانبخشی پائین‌تنه در حضور عدم قطعیت و اغتشاش خارجی استفاده شده و نتایج آن در زیر بحث شده است. مسیر مطلوب برای مفصل زانو در این فصل به صورت یک سیگنال با دوره تناوب ۸۰ ثانیه به صورت $q_d(t) = (\varpi_1 + \varpi_2 e^{-0.4t} + \varpi_3 e^{0.4t})^{-1}$ در نظر گرفته شده است که تنظیم ضرایب (ϖ_i) و دیگر جزئیات مربوط به آن در بخش ۴-۵-۱ به طور کامل تشریح شده است.

جدول ۲-۲: مشخصات سیستم و پارامترهای امپدانس مطلوب

پارامتر	شرح	یکا	مقدار
m	جرم رابط	kg	۵
l	طول رابط	m	۰/۵
d	فاصله مرکز جرم از مفصل	m	۰/۳۵
I	اینرسی چرخشی	$kg.m^2$	۰/۲۵
F_s	گشتاور اصطکاک ایستایی	$N.m$	۰/۹
F_c	گشتاور اصطکاک کولمب	$N.m$	۰/۸
σ	ضریب اصطکاک چسبندگی	$N.m/rad.s^{-1}$	۱/۲
M_d	پارامتر امپدانس مطلوب (ضریب شتاب)	$N.m.s^2/rad$	۱
B_d	پارامتر امپدانس مطلوب (ضریب سرعت)	$N.m.s/rad$	۱۰
K_d	پارامتر امپدانس مطلوب (ضریب موقعیت)	$N.m/rad$	۱۰۰

سناریوهای شبیه‌سازی به صورت چهار مورد مجزا مطرح شده است. در اولین سناریو، کنترل‌کننده امپدانس پیشنهادی برای تمرین‌های فعال مشارکتی استفاده شده است که در آن ربات به بیمار برای تکمیل تمرین کمک می‌کند. در این حالت، کنترل‌کننده امپدانس برای تنظیم رفتار دینامیکی عضلات بیمار توسعه یافته است. در سناریوی دوم، تمرین‌های بازه حرکتی غیر فعال مورد مطالعه قرار گرفته است که در آن بیمار توانایی اعمال نیرو ندارد بنابراین ربات بایستی تمرین را به انجام برساند. هدف کنترل‌کننده امپدانس در این تمرین تدارک مراقبت از یک حرکت نرم و اطمینان از ایمنی بیمار می‌باشد. در سناریوی سوم، یک مطالعه مقایسه‌ای روی تأثیر جبران‌ساز پیش‌بین پیشنهادی فراهم شده است. در این مقایسه، کارایی کنترل‌کننده امپدانس بر پایه مدل سنتی با الگوریتم پیشنهادی در سناریوی دوم برای تمرین‌های بازه حرکتی غیر فعال با

مشخصات معادل مقایسه شده است. در نهایت در سناریوی چهارم، کنترل امپدانس ترکیبی که در مرجع [۹] معرفی شده است با الگوریتم پیشنهادی در سناریوی اول برای تمرین‌های فعال مشارکتی با مشخصات برابر مورد مقایسه قرار گرفته است. جدول ۳-۲ این سناریوها را با جزئیات تشریح می‌کند.

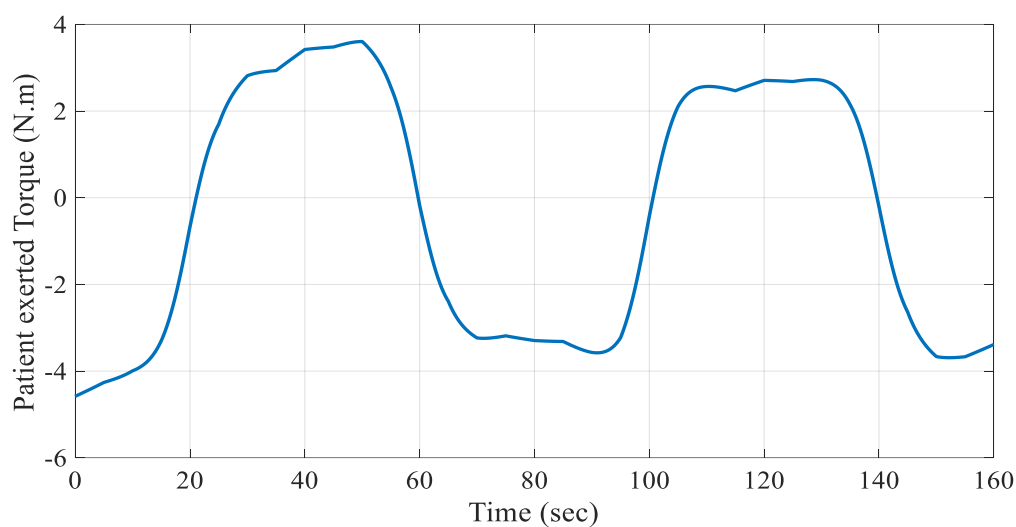
جدول ۳-۲: تشریح سناریوهای شبیه‌سازی

سناریو	نوع تمرین	نیروی بیمار	اغتشاش خارجی	کنترل‌کننده	مقایسه با
مورد یک	تمرین فعال مشارکتی	شکل ۴-۲	شکل ۷-۲	پیشنهادی	-
مورد دو	غیرفعال بازه حرکتی	-	شکل ۷-۲	پیشنهادی	-
مورد سه	غیرفعال بازه حرکتی	-	شکل ۷-۲	برپایه مدل	مورد دو
مورد چهار	تمرین فعال مشارکتی	شکل ۴-۲	شکل ۷-۲	امپدانس ترکیبی [۹]	مورد یک

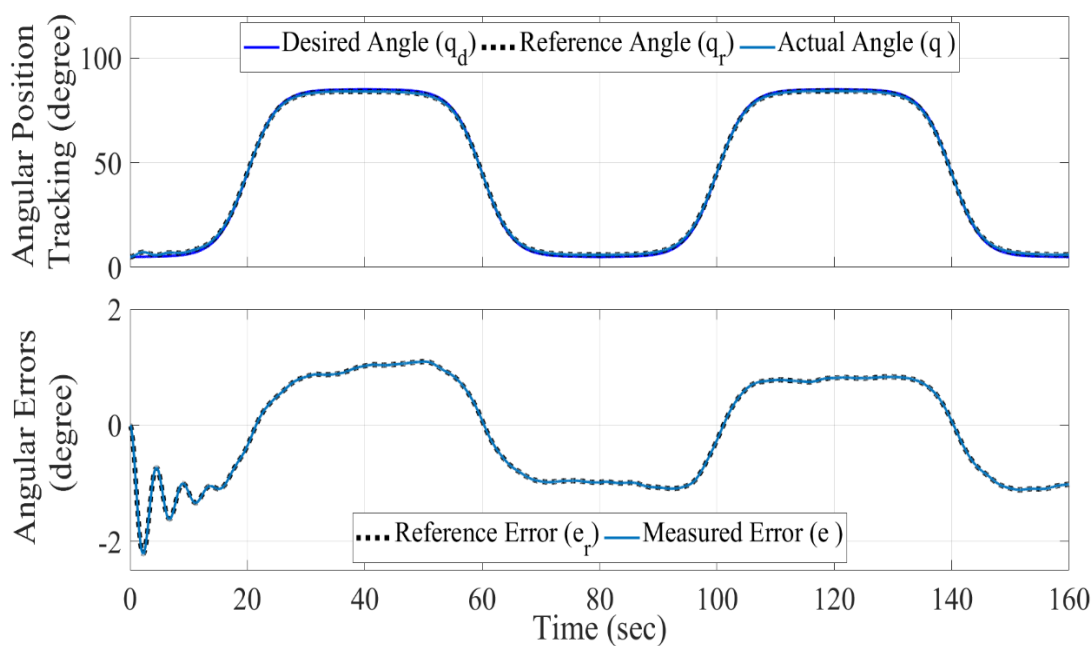
۲-۶-۱- سناریوی اول: کنترل امپدانس فعال مشارکتی

در تمرین‌های فعال مشارکتی فرض شده است که بیمار به ربات نیرو وارد می‌کند، اما این نیرو برای حرکت خواسته شده کافی نیست. بنابراین، برای رسیدن به امپدانس مطلوب، ربات باید گشتاور کمکی فراهم کند. نیروی اعمالی بیمار در این شبیه‌سازی در شکل ۴-۲ نشان داده شده است. همانطور که دیده می‌شود، بیمار برای ردگیری مسیر مطلوب (شکل ۵-۲-ب) تلاش‌هایی انجام داده است، اما به تنهایی نتوانسته است نیروی لازم برای ردگیری مسیر را تولید کند.

همانطور که دیده می‌شود، پروفایل نیروی اعمالی بیمار تلاش‌های وی را در به انجام رساندن تمرین نشان می‌دهد. منحنی نیرو نرم و محدود است اما اندازه آن کافی نیست. بنابراین به نیروی کمکی احتیاج است. کارایی ردگیری با کمک‌های ربات در شکل ۵-۲ با نمایش مسیرهای مطلوب، مرجع و واقعی در بالا و مقایسه خطای اندازه‌گیری شده و خطای مرجع در پایین به تصویر کشیده شده است.



شکل ۲-۴: نیروی اعمالی بیمار

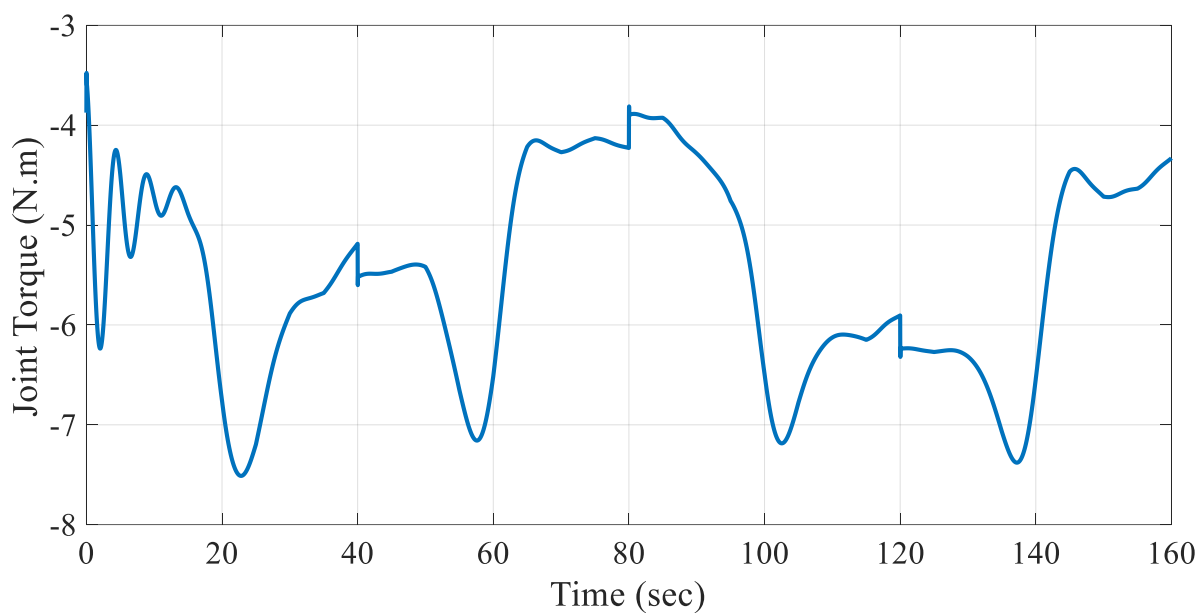


شکل ۲-۵: ردگیری و خطا (اندازه‌گیری شده و مرجع)

این تصویر نشان می‌دهد که خطای اندازه‌گیری شده (e)، خطای مرجع (e_r) را دنبال می‌کند. بنابراین خطای امیدانس (e_z) قابل چشم پوشی است. لازم به توضیح است که خطای مرجع در شکل فوق در ابتدا دارای نوسان نرم کوچکی (کمتر از دو درجه) بوده است، که این نوسان به دلیل مدل پیشنهادی امیدانس و ورودی

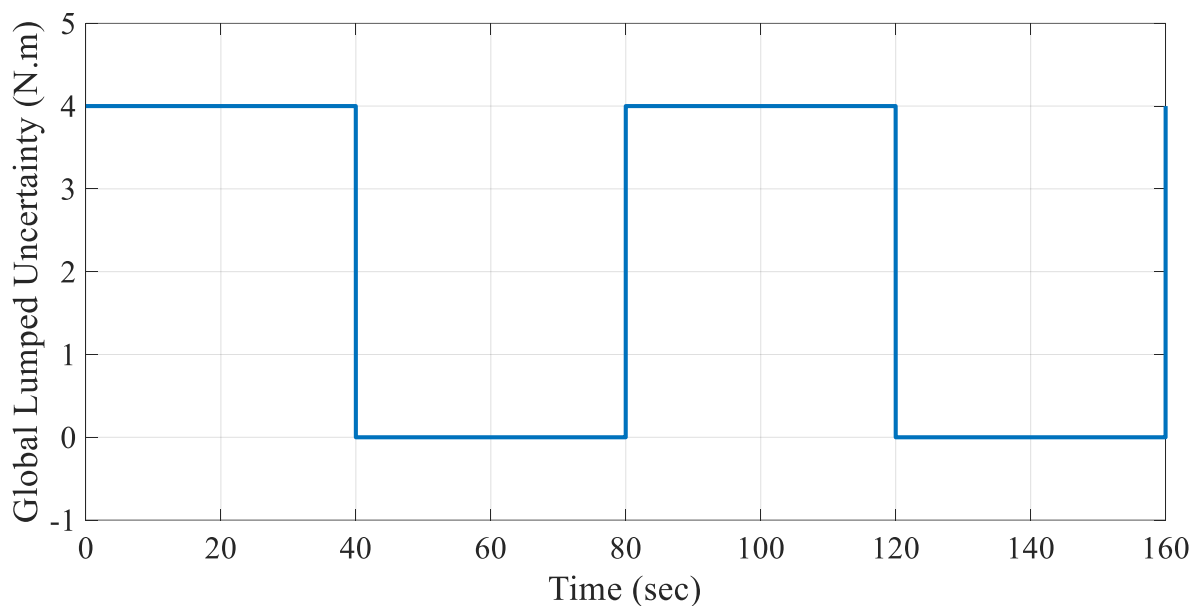
نیروی اعمالی بیمار رخ داده است، لذا اگرچه این نوسان بسیار جزئی بوده است اما به راحتی می‌توان با تغییر مدل امپدانس مطلوب آنرا حذف کرد.

در حقیقت خطای امپدانس (e_z) یک شاخص مناسب برای خطای ردگیری امپدانس است که به فضای مفاصل نگاشت شده است. برای روشن‌تر شدن کارایی ردگیری و به عنوان یک شاخص عددی، میانگین مربعات خطا (MSE) برای خطای ردگیری امپدانس در تمرینی که در این شبیه‌سازی انجام گرفته، برابر $e-8$ ۴ درجه گزارش شده است، که در توانبخشی کاملاً قابل چشم‌پوشی است. کنترل‌کننده پیشنهادی یک گشتاور مفصل کمکی که در شکل ۶-۲ نشان داده شده را برای رسیدن به این کارایی بالای ردگیری به ربات اعمال کرده است.



شکل ۶-۲: گشتاور مفصل (سیگنال کنترلی)

دیده می‌شود که گشتاور مفصل، نرم و محدود است، لذا سیستم حلقه‌بسته شامل ربات، بیمار و محیط، مطابق قانون امپدانس مطلوب رفتار می‌کند. نوسانات ابتدای منحنی گشتاور در شکل ۶-۲ قابل مشاهده است، به چگونگی تعریف امپدانس مطلوب بستگی دارد. طراح می‌تواند به‌سادگی، رفتار سیستم را با تغییر پارامترهای امپدانس مطلوب تغییر دهد. در تمام سناریوهای شبیه‌سازی در این فصل، سیستم دارای عدم قطعیت فشرده d می‌باشد که در شکل ۷-۲ آمده است.

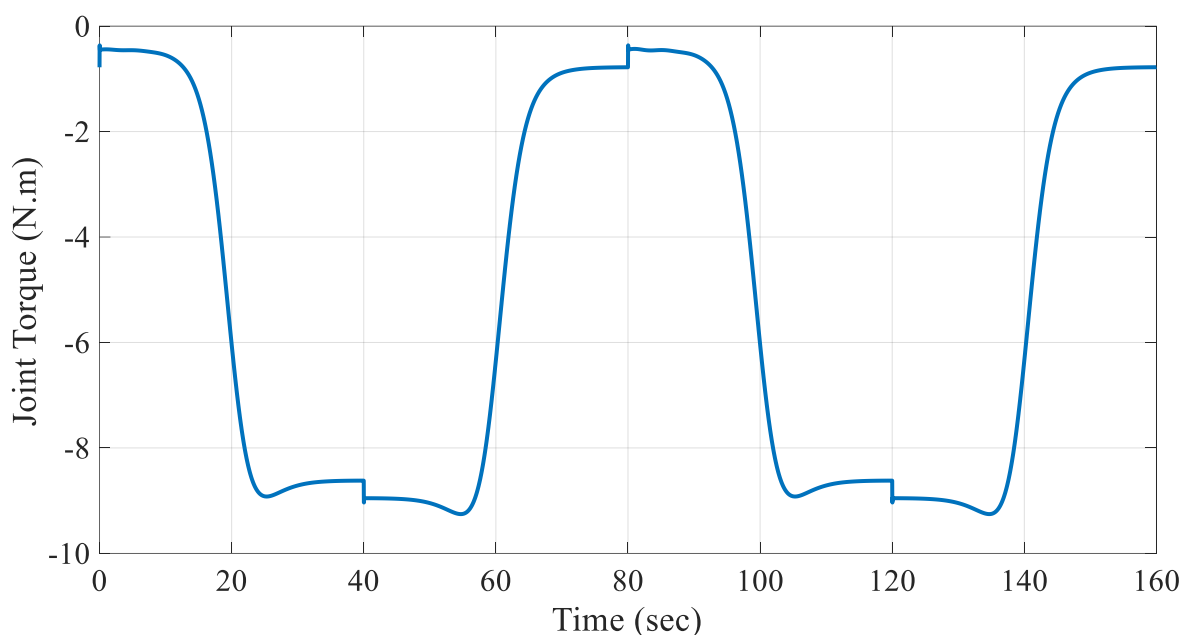


شکل ۷-۲: عدم قطعیت فشرده

همانطور که در شکل بالا دیده می‌شود، عدم قطعیت فشرده دارای جست‌وخیزی با دامنه‌ی نسبتاً بزرگی است، به عبارت دقیق‌تر دامنه قله تا قله عدم قطعیت بیشتر از ۶ نیوتن-متر است. در حالی که در عمل و در شرایط عادی، چنین عدم قطعیتی رخ نخواهد داد.

۲-۶-۲- سناریوی دوم: کنترل امیدانس بازه حرکتی غیر فعال

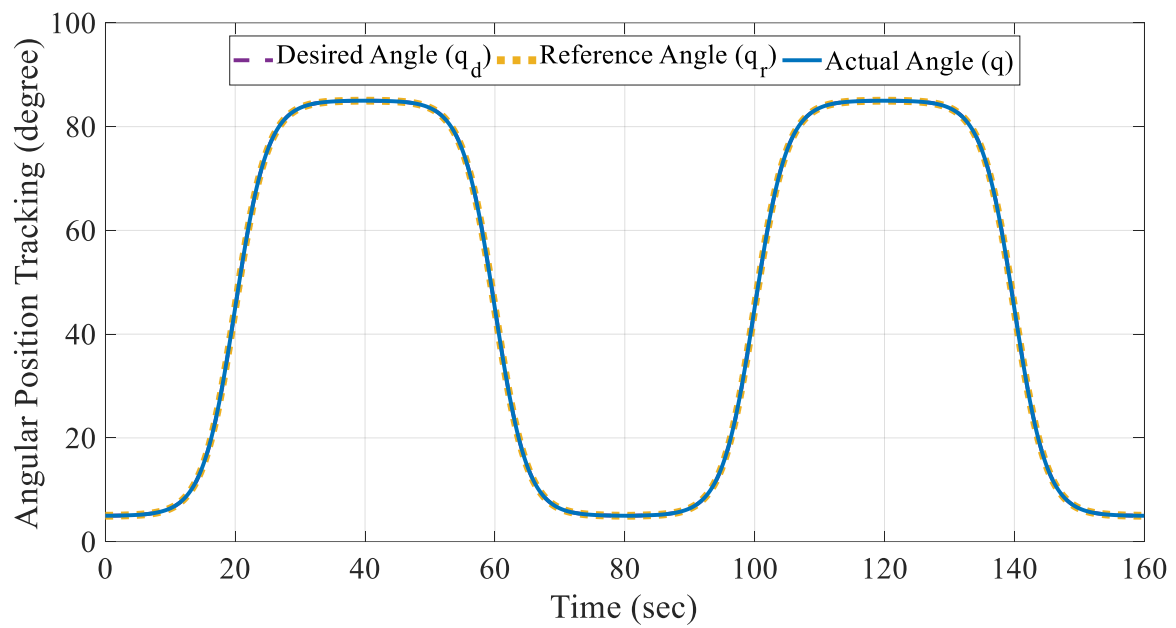
وقتی نیروی عضلات بیمار کمتر از مقداری کافی برای ایجاد نیروی موثر در تکمیل تمرین‌ها باشد، انجام تمرین‌های بازه حرکتی غیر فعال پیشنهاد می‌شود. در نتیجه ربات باید مسئولیت انجام تمرین را به عهده بگیرد. این بخش با این نوع تمرین‌ها مواجه است که در آن نیروی بیمار صفر می‌باشد. ربات گشتاوری را فراهم می‌کند که منجر به حرکت و جبران عدم قطعیت (که در شکل ۷-۲ نشان داده شد) می‌شود. تلاش‌های کنترلی در شکل ۸-۲ مشاهده می‌شود. شکل ۸-۲ نشان می‌دهد که گشتاور مفصل، نرم و محدود بین -0.76 و -9.26 نیوتن-متر می‌باشد که گشتاور مناسبی برای موتورهای جریان مستقیم دارای گیربکس می‌باشد.



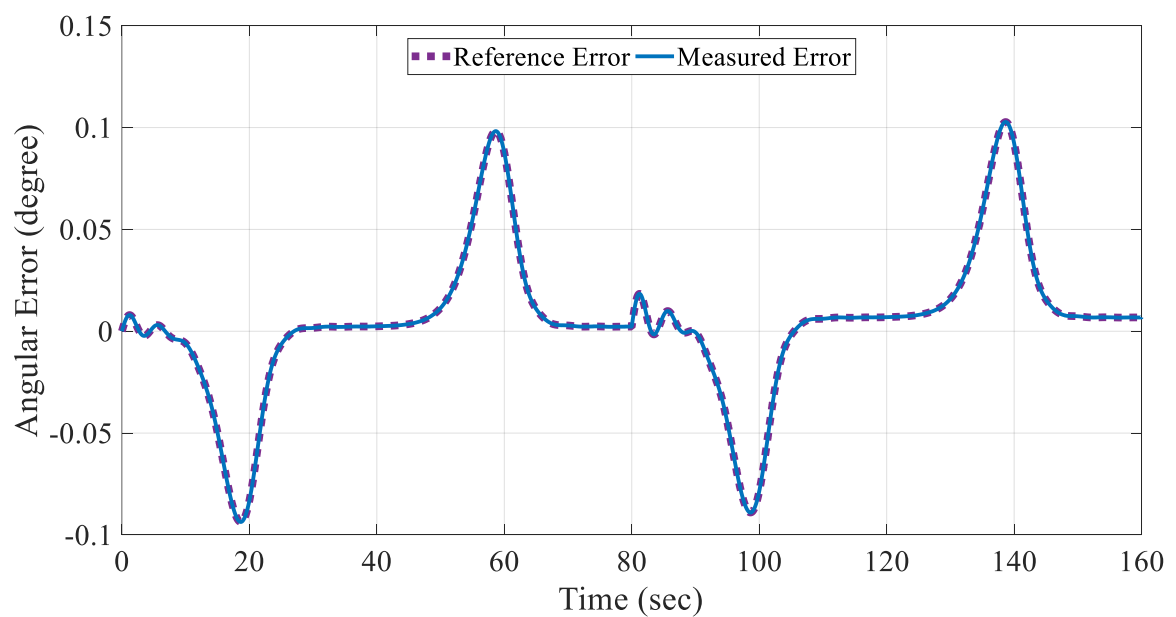
شکل ۲-۸: گشتاور مفصل که توسط کنترل کننده پیشنهادی فراهم شده است

در این تمرین، ربات باید بدن بیمار را حرکت دهد و امنیت بیمار تضمین شود. بنابراین کنترل کننده امپدانس به طور همزمان دو مأموریت پراهمیت، فراهم آوری امنیت بیمار از طریق امپدانس مکانیکی مطلوب و ردگیری حرکت مطلوب به عنوان یک کنترل کننده موقعیت را به عهده دارد. با در نظر گرفتن مسیر مطلوب و امپدانس مطلوب که هردو توسط فیزیوتراپیست پیشنهاد شده است، مسیر مرجع تولید می شود. سیگنال کنترل، به گونه ای به ربات اعمال می شود که زوایای واقعی مفاصل، مسیر مرجع را همانطور که در شکل ۲-۹ نشان داده شده است، دنبال کنند. از آنجایی که نیروی اعمالی بیمار صفر است، در مشخصات برابر، کارایی کنترل کننده بیشتر از سناریوی یک می باشد. بنابراین خطاهای مرجع و اندازه گیری شده هردو قابل چشم پوشی هستند که در شکل ۲-۱۰ نشان داده شده است.

سیگنال های خطای مرجع و خطای اندازه گیری شده دارای دو نوع نوسان هستند. نوع اول نوسانی است که به دلیل شتاب زیاد در مسیر مطلوب ایجاد شده است و نوع دوم نوسانی است که به دلیل عدم قطعیت در ثابتهای صفر و هشتاد ایجاد شده است. لازم به توضیح است که عدم قطعیت اعمال شده در این تمرین ها بزرگتر از مورد مشابه در واقعیت است و در حقیقت ربات به ندرت ممکن است با چنین عدم قطعیتی مواجه شود.



شکل ۲-۹: کارایی ردگیری



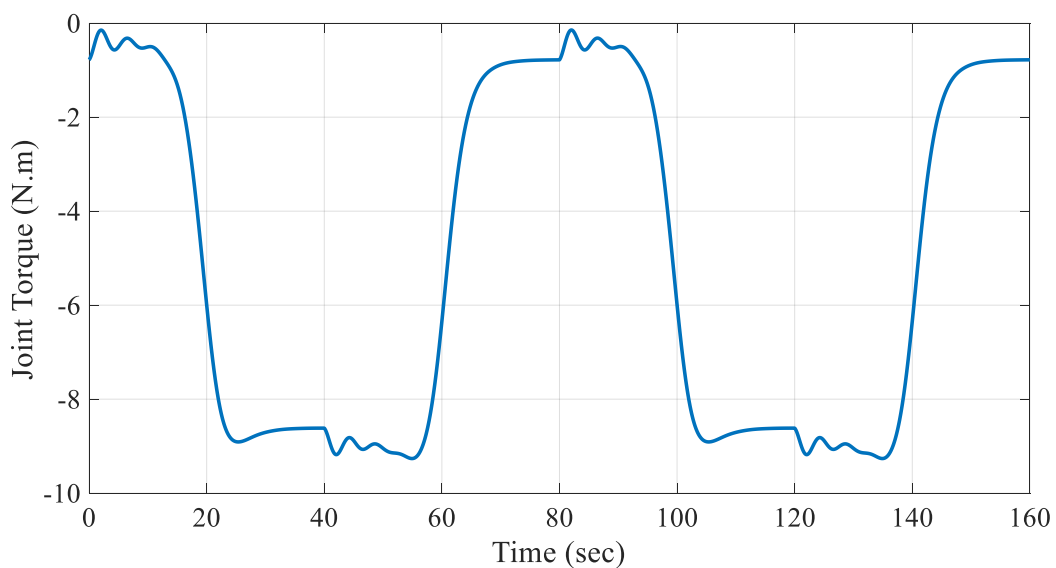
شکل ۲-۱۰: خطای ردگیری (اندازه گیری شده و مرجع)

خطای امپدانس قابل چشم پوشی است، یعنی با در نظر گرفتن میانگین مربعات خطا به عنوان یک شاخص عددی (برابر $3e-8$ درجه) هدف کنترل امپدانس محقق شده است. این واقعیت تایید می کند که کارایی کنترل کننده پیشنهادی مناسب است.

۲-۶-۳- سناریوی سوم: مطالعه مقایسه‌ای کنترل امپدانس بازه حرکتی غیر فعال بدون جبرانساز

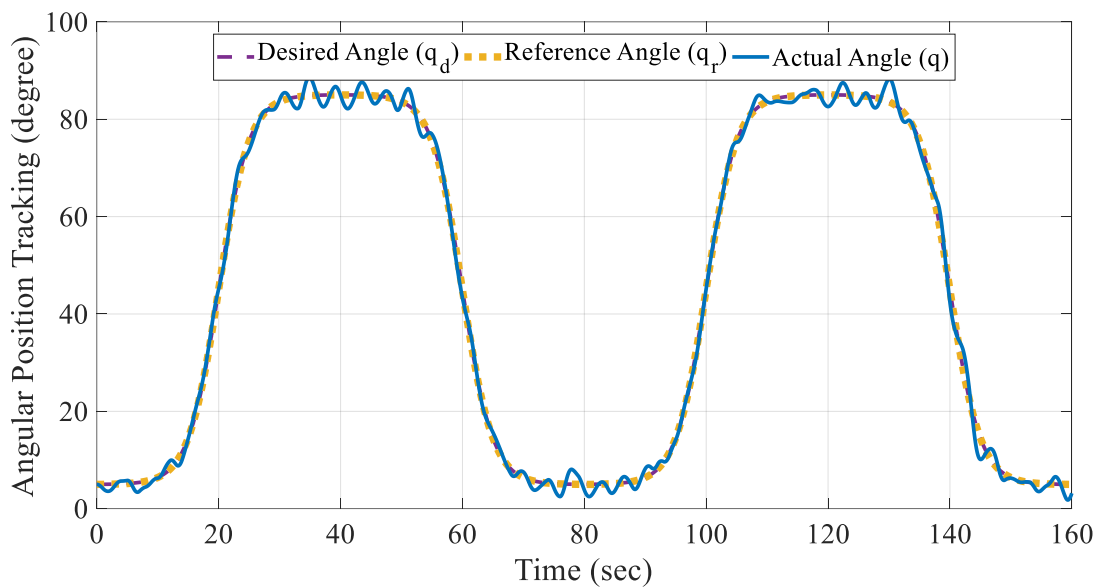
پیش بین

در این حالت تمرین بازه حرکتی غیرفعال ارائه شده در سناریوی دوم را بدون جبرانساز پیش‌بین پیشنهادی بررسی می‌کنیم. گشتاور مفصل که با قانون کنترل امپدانس مرسوم تولید شده است در شکل ۲-۱۱ نشان داده شده است.

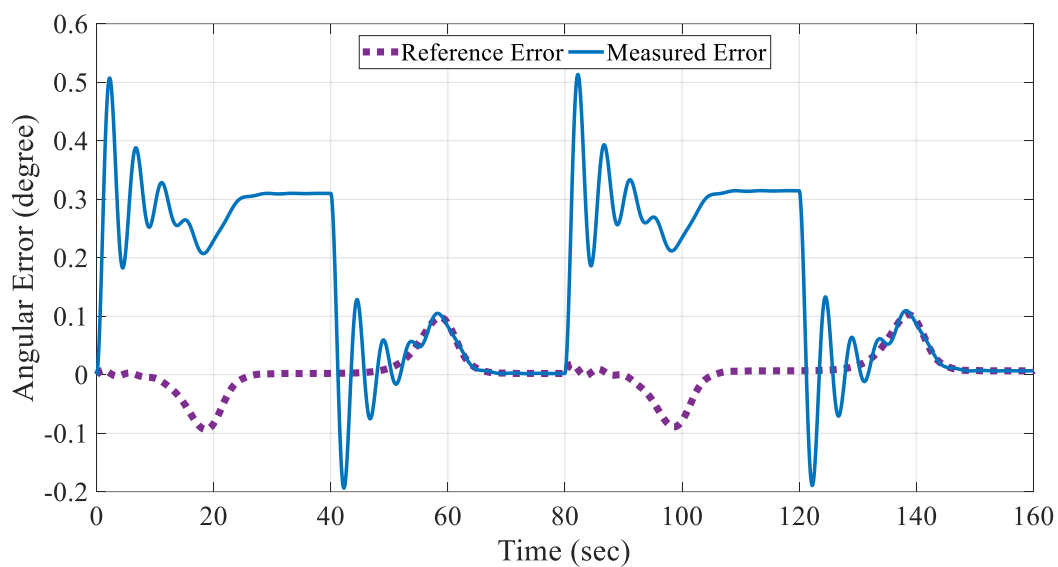


شکل ۲-۱۱: گشتاور مفصل که توسط کنترل کننده امپدانس مرسوم تولید شده است

همانطور که در شکل ۲-۱۱ دیده می‌شود در مقایسه با سناریوی دوم، دامنه تلاش کنترلی بزرگتر و نوسانی‌تر شده است، یعنی دامنه قله تا قله گشتاور مفصل در سناریوی دوم ۸/۴۹ نیوتن-متر و مورد مشابه در سناریوی سه ۹/۱۲ نیوتن-متر است. از آنجا که کنترل کننده بدون جبرانساز عدم قطعیت را پیش‌بینی نمی‌کند، لذا عدم قطعیت موجب نوسان خروجی سیستم و در نتیجه نوسان سیگنال کنترل می‌شود. بنابراین همانطور که در شکل ۲-۱۲ دیده می‌شود، کارایی ردگیری نسبت به سناریوی دوم کاهش یافته است و خطای ردگیری نیز همانطور که در شکل ۲-۱۳ دیده می‌شود، بیشتر است.



شکل ۲-۱۲: کارایی ردگیری بدون جبران‌ساز پیش‌بین پیشنهادی



شکل ۲-۱۳: خطای ردگیری (اندازه‌گیری شده و مرجع) بدون جبران‌ساز پیش‌بین پیشنهادی

همانطور که در شکل بالا دیده می‌شود میانگین مربعات خطای امیدانس بدون جبران‌ساز پیش‌بین پیشنهادی، برابر 0.05 می‌باشد که در مقایسه با مورد مشابه در سناریوی دوم که برابر $8e-4$ بوده است، بسیار بزرگتر است. این مطالعه موردی معایب حذف روش پیشنهادی را روشن می‌کند. به‌علاوه، جبران‌ساز فرم بسته پیشنهادی با محاسباتی ساده به‌دست می‌آید.

۲-۶-۴- سناریوی چهارم: مطالعه مقایسه‌ای کنترل امپدانس ترکیبی

این سناریو، طرح کنترل پیشنهادی را با یک کنترل امپدانس ترکیبی که در [۹] معرفی شده است، مقایسه می‌کند. کنترل امپدانس ترکیبی در عمل موفق است؛ اما به‌هرحال از آنجا که کنترل‌کننده، یک سری فیلتر فیزیکی استفاده کرده است در پیاده‌سازی عملی، تأثیرات عدم دقت مدل و اغتشاش خارجی مورد مطالعه قرار نگرفته است. در اینجا ما یک اغتشاش خارجی، دقیقاً شبیه به سناریوهای قبلی که در شکل ۷-۲ نشان داده شده بود را به سیستم اعمال می‌کنیم و سپس تأثیرات آن را روی کارایی کنترل‌کننده مورد مطالعه قرار می‌دهیم. کنترل‌کننده امپدانس ترکیبی به‌صورت زیر تعریف شده است.

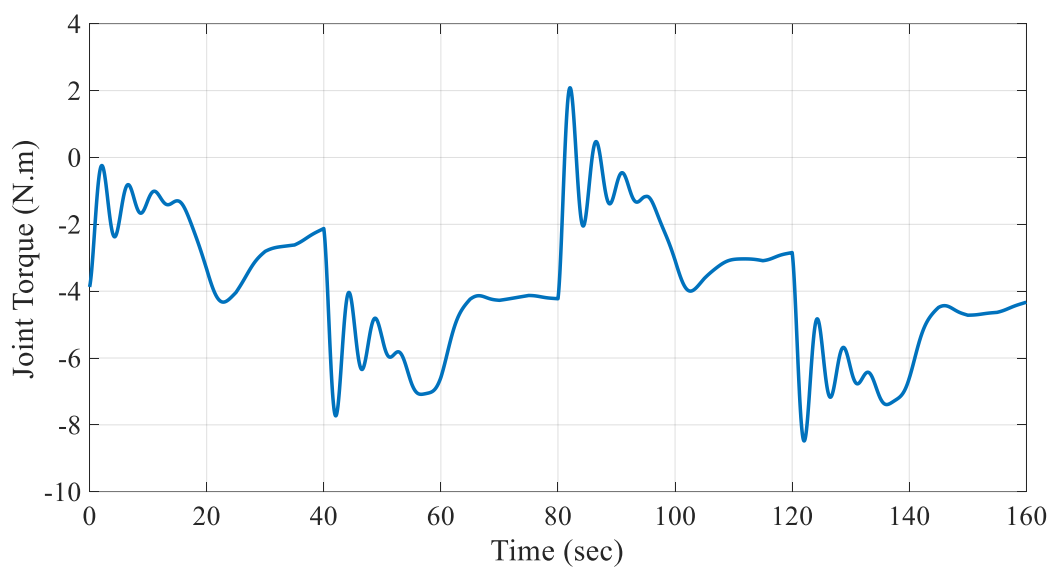
$$\begin{aligned} T_r = M(q)J(q)^{\dagger}(S\ddot{X}_d &+ M_d^{-1}[(I-S)F_d - F_e - B_d(\dot{X} - S\dot{X}_d) - SK_d(X - X_d)] \\ &- \dot{J}(q)\dot{q}) + C(q, \dot{q}) + G(q) + F(q) - J(q)^T F_e \end{aligned} \quad (۳۵-۲)$$

که در آن X و X_d موقعیت توسعه یافته و مقدار مطلوب آن را برای تأثیرگذار نهایی ربات نشان می‌دهد، S ماتریس قطری سوئیچینگ (صفر برای کنترل نیرو و یک برای کنترل موقعیت) و $J(q)^{\dagger}$ معکوس مجازی ماتریس ژاکوبین می‌باشد. نیروی مطلوب (در این مورد برابر نیروی بیمار) می‌باشد.

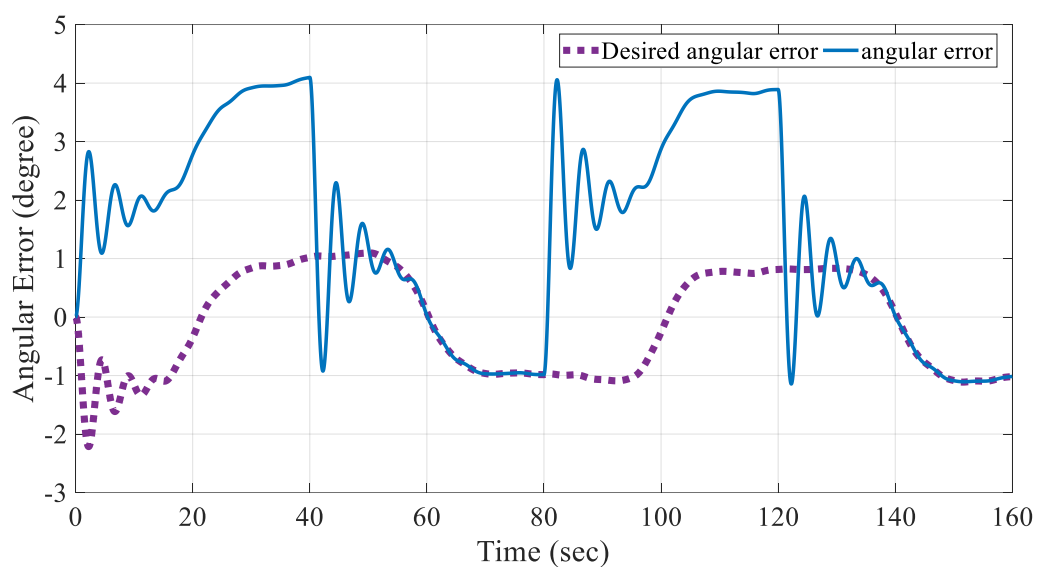
ماتریس‌های $M(q)$ ، $C(q, \dot{q})$ ، $G(q)$ و $F(q)$ به‌ترتیب ماتریس‌های اینرسی، کوریولیس و سنترفوگال، گرانشی و نیروی اصطکاک می‌باشند. با تغییر دادن این معادله از فضای ابزار به فضای مفاصل و انجام برخی محاسبات، این کنترل‌کننده به ربات استفاده شده در این پژوهش و در حضور عدم قطعیت اعمال شده است.

تلاش‌های کنترلی، کنترل‌کننده امپدانس ترکیبی رابطه (۳۵-۲) در تصویر ۲-۱۴ نشان داده شده است.

شکل ۲-۱۴ نشان می‌دهد که گشتاور مفصل نوسانی است. خطای مرجع و خطای اندازه‌گیری شده در شکل ۲-۱۵ نشان داده شده است.



شکل ۲-۱۴: گشتاور مفصل کنترل کننده امپدانس ترکیبی [۹]



شکل ۲-۱۵: خطای ردگیری (اندازه گیری شده و مرجع)،

کنترل کننده امپدانس ترکیبی [۹]

در حضور عدم قطعیت پارامتری، دینامیک مدل نشده و اغتشاش خارجی، کنترل کننده امپدانس ترکیبی دچار نوسان و خطای قابل توجه شده است. میانگین مربعات خطای امپدانس ۵ می باشد که مانند سناریوی سه که در آن یک کنترل کننده امپدانس مرسوم بدون جبران ساز عدم قطعیت استفاده شده بود، مقدار بزرگی است.

تحلیل مقایسه‌ای در سناریوی سه و چهار، کارایی روش پیشنهادی برای جبران عدم قطعیت را نشان می‌دهد. کارایی بالای کنترل امپدانس پیش‌بین با شبیه‌سازی در چهار سناریو به تصویر کشیده شده است. در مطالعات آینده تاثیر در نظر گرفتن دینامیک محرکه‌ها و اضافه کردن منطق فازی به کنترل‌کننده پیشنهادی مورد تحقیق قرار خواهد گرفت.

۲-۷- نتیجه‌گیری

در این فصل یک جبران‌ساز پیش‌بین فرم‌بسته برای جبران‌سازی عدم قطعیت در کنترل‌کننده امپدانس ربات توانبخشی پائین‌تنه پیشنهاد شده است. همگرایی امپدانس مکانیکی سیستم تحت کنترل به مقدار مطلوب آن با اعمال کنترل‌کننده امپدانس پیش‌بین پیشنهادی محقق شده است. علاوه بر آن روش پیشنهادی کارایی ردگیری و پایداری سیستم حلقه‌بسته را در حضور عدم قطعیت تضمین می‌کند. کنترل‌کننده پیشنهادی دارای پاسخ سریع و توانایی کار در شرایط نامعلوم، بدون نیاز به اندازه‌گیری‌های اضافه می‌باشد. چهار سناریوی متفاوت در شبیه‌سازی پیگیری شد، در سناریوی اول، روش پیشنهادی برای کنترل امپدانس تمرین‌های توانبخشی فعال مشارکتی به کار گرفته شد. در سناریوی دوم، تمرین‌های بازه حرکتی غیر فعال مدنظر قرار گرفت. در هر دو شبیه‌سازی بالا، کنترل‌کننده امپدانس پیشنهادی با موفقیت تمرین‌ها را به انجام رسانید. در سناریوی سوم و چهارم با رویکرد مقایسه ابتدا کنترل‌کننده مرسوم امپدانس برپایه مدل گشتاور محاسبه شده مورد بحث قرار گرفت و سپس یک کنترل‌کننده امپدانس مشابه جدید به نام کنترل ترکیبی شبیه‌سازی شده و نتایج آن باروش پیشنهادی مقایسه شد. نتایج شبیه‌سازی کارایی بالای کنترل‌کننده پیشنهادی را به کمک خطای امپدانس کوچکتر آن تأیید می‌کند و در عین حال، محاسبات پیش‌بین فرم بسته کمتر و سریع‌تر است.

کنترل کننده پیشنهاد شده در این فصل براساس کنترل گشتاور محاسبه شده طراحی شده است، تا برای هر ربات عام قابل استفاده باشد. اما به هر حال، بیشتر ربات‌ها مخصوصا در کاربرد توانبخشی رباتیک، دارای محرکه‌های موتور الکتریکی جریان مستقیم آهنربای ثابت هستند. لذا در فصل بعد به طور خاص به این ربات‌ها پرداخته و کنترل امپدانس مبتنی بر کنترل جریان الکتریکی طراحی می‌شود.

فصل سوم

کنترل کننده امپدانس تطبیقی بهینه جریان محاسبه شده،

برای ربات های دارای موتورهای الکتریکی جریان

مستقیم با آهنربای ثابت

۳-۱- مقدمه

در فصل گذشته، کنترل‌کننده امپدانس پیش‌بین براساس روش گشتاور محاسبه شده طراحی و بررسی شد. اما از آنجا که بخش عمده ربات‌های توانبخشی از محرکه‌های الکتریکی بهره می‌برند، این فصل یک کنترل‌کننده امپدانس جریان محاسبه‌شده‌ی تطبیقی بهینه را برای ربات‌های دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت پیشنهاد می‌دهد. هدف این مطالعه کاهش پیچیدگی محاسبات با بکارگیری معادلات الکتریکی محرکه‌ها به جای کل مدل الکترومکانیکی سیستم می‌باشد. علاوه بر این، با در نظر گرفتن تأثیرات دینامیکی بخش‌های مکانیکی از طریق پاسخورد جریان الکتریکی اغتشاش خارجی جبران‌سازی می‌شود. برای مواجه با عدم قطعیت، یک مسئله بهینه‌سازی دو سطحی فرموله‌بندی شده است تا همزمان پایداری تضمین شده و تخمین پارامترها به مقدار صحیح همگرا شود. همچنین یک قانون تطبیق و بهره‌ی تنظیم بهینه‌ی آن به دست آمده است. روش پیشنهادی به کنترل یک ربات توانبخشی اعمال شده است و کارایی آن در این مأموریت ارزیابی شده است.

ایده اصلی روش‌های کنترل امپدانس ارتقای تعامل گذرای بین نیرو و موقعیت [۵۴] از طریق در نظر گرفتن تعامل دینامیکی بین ربات و محیط آن [۵۵] می‌باشد. وظیفه تنظیم امپدانس مکانیکی بدن انسان بر عهده عضله‌ها می‌باشد [۵۵]. بنابراین زمانی که عضله‌های معیوب و یا ماهیچه‌های ضعیف توانایی انجام کامل وظایف اصلی خودشان را ندارند، بیمار نیاز به یک سری درمان‌های توانبخشی برای بالابردن سطح کیفیت زندگی روزمره خود دارد [۱]. ربات‌های توانبخشی پائین تنه ($LLRR^1$) به صورت گسترده در سال‌های اخیر توسعه داده شدند [۴]. برای مثال، یک ربات موازی صفحه‌ای [۳۹]، یک ربات نوع نشسته [۵۶]، یک ربات سه درجه آزادی سری [۱]، یک ربات توانبخشی قوزک پا [۵۷] و یک ربات اسکلت خارجی با پشتیبانی وزن برپایه تردمیل (لوکوموت) [۵۸]، برای تمرین‌های توانبخشی پائین تنه توسعه داده شده‌اند. توانبخشی و کنترل امپدانس به طور ذاتی به هم مرتبط هستند. برای مثال کاربرد کنترل امپدانس در یک ربات توانبخشی

¹ Lower Limb Rehabilitation Robots (LLRR)

مفصل لگن (هیپ‌بوت) [۵۹]، در یک ربات موازی برای قوزک پا [۲۳]، در یک ربات توانبخشی پائین‌تنه با رویکرد یادگیری تکراری [۲۵]، در یک ربات توانبخشی کمک-در-صورت-نیاز با رویکرد پیش‌بین [۳۵]، در کنترل‌کننده امپدانس ترکیبی برای توانبخشی ساعد و مچ [۹] و ادمیتانس متغیر برپایه شبکه‌های عصبی مصنوعی در [۶۰] بررسی شده‌است.

ربات‌های دارای محرکه‌های الکتریکی (EDR^1)، بدلیل اهمیت بالایی که دارند، توجه مهندسين کنترل را به‌خود جلب کرده‌اند و خیلی از این ربات‌ها توسط موتورهای جریان مستقیم آهنربای ثابت تحریک می‌شوند [۱] و [۲۱]. لویس و همکارانش یک مدل تقریبی از این محرکه‌ها را در نظر گرفته و آن را با مدل دینامیکی اصلی ربات‌ها در فرایند طراحی کنترل‌کننده ترکیب کردند [۶۱]. در ادامه‌ی آن در سال ۲۰۰۶ مدل تقریبی محرکه‌ها برای طراحی کنترل‌کننده تطبیقی برای EDR ها مورد استفاده قرار گرفت [۶۲]، که در آن، جریان مطلوب محرکه‌ها به کمک رویترگر حالت و مدل آن محاسبه شده‌است. اما به‌هرحال این کنترل‌کننده به اطلاعات تصویری فضای کار احتیاج دارد و شامل سختی و پیچیدگی محاسبات می‌باشد. این روش بعداً در سال ۲۰۱۴ با حذف اندازه‌گیری شتاب توسعه یافت [۶۳]. در سال ۲۰۱۶، در [۱] دینامیک محرکه در یک روش مجتمع با مدل مکانیکی ربات برای محاسبه جریان محرکه‌ها و به‌دست‌آوردن قانون کنترل ربات توانبخشی به‌کار گرفته شد. اما به‌هرحال، فرض شده بود که مقادیر تمام پارامترهای مکانیکی با دقت خیلی بالایی معلوم هستند که این در عمل صحیح نیست. در ادامه این کار، ژو و همکاران مقادیر پارامترهای ربات را نامعلوم فرض کردند، بنابراین قانون کنترل را با کمک پارامترهای نامی ربات و تقریبگر شبکه عصبی توابع پایه‌ای شعاعی طراحی کردند [۶۴]. در سال ۲۰۱۸، احمدی یک روش کنترل دیگر را بر پایه تقریبگر سری تیلور برای دینامیک مجتمع EDR ها ارائه کرد [۶۵].

در سال ۲۰۰۸، فاتح راهبرد کنترل ولتاژ (VCS^2)، را که در آن فقط معادلات الکتریکی موتورها در نظر گرفته شده بودند برای کنترل ربات معرفی کرد [۴۰]. مبنای روش راهبرد کنترل ولتاژ در این واقعیت ریشه دارد

¹ Electrically Driven Robot

² Voltage Control Strategy

که تاثیرات دینامیکی تمام بخش مکانیکی یک EDR می‌تواند در جریان الکتریکی محرکه‌های آن رویت شود. در سال ۲۰۱۳ روش VCS برای رویکرد کنترل امپدانس توسعه یافت [۶۶]. خوشدل و همکاران روش کنترل امپدانس برپایه‌ی VCS را برای ربات توانبخشی پائین تنه به عنوان یک کنترل‌کننده نیروی امپدانس تطبیقی [۶۷]، به عنوان کنترل امپدانس متغیر [۲۱] و به عنوان کنترل امپدانس برپایه‌ی الکتروماگرافی [۱۶] توسعه دادند. در سال ۲۰۱۸، یک کنترل امپدانس مقاوم برپایه‌ی ولتاژ با استفاده از جبرانسازی زمان تأخیر گسترش یافت [۱۷].

همچنین در سال ۲۰۱۹، شاه حسینی یک کنترل‌کننده امپدانس مقاوم برپایه‌ی سری‌های فوریه برای ربات‌های EDR معرفی کرد [۶۸]. یک کنترل‌کننده برپایه‌ی ولتاژ امپدانس تطبیقی مقاوم بر مبنای تقریب تابع که در آن تعداد ماتریس‌های رگرسور موردنیاز کاهش پیدا کرده و جریان مطلوب برپایه‌ی دینامیک تقریبی ربات به‌دست آمده بود توسعه داده شد [۶۹]. به‌علاوه، یک کنترل مقاوم مدل مرجع امپدانس بر پایه‌ی ولتاژ برای EDR ها با استفاده از جبران‌ساز عدم قطعیت فازی معرفی شد [۷۰].

اما به‌هرحال، مقاله‌های مطرح شده در بالا، یا مدل را تقریب/تخمین می‌زنند و یا اینکه بعضی از بخش‌های آن را نادیده می‌گیرند، که رویکرد اول پیچیدگی‌های محاسباتی را به‌وجود می‌آورد و رویکرد دوم کارایی کنترل‌کننده را کاهش می‌دهد. در اینجا یک روش معادل معرفی می‌شود که جریان مطلوب را بر پایه‌ی امپدانس مطلوب محاسبه می‌کند.

در اینجا به دو هدف بهینه‌سازی توجه شده است: (۱) مواجهه با عدم قطعیت پارامتری بدون اختلال در پایداری سیستم و (۲) تخمین سریع پارامترها از طریق بهره‌ی تطبیق بهینه. برای حل کردن این مسئله بهینه‌سازی چند هدفه، یک مسئله بهینه‌سازی دو سطحی ($BLOP^1$) پیشنهاد شده است. ارتباط بهینه‌سازی چندهدفه و بهینه‌سازی دوسطحی در [۶۹] با جزئیات کامل آمده است. مسئله بهینه‌سازی دو سطحی مذکور توسط استکلبرگ در موضوع اقتصاد فرموله‌بندی شد [۷۱]، به همین دلیل این نوع مسائل به بازی‌های استکلبرگ نیز معروف هستند [۷۲]. $BLOP$ یک مسئله بهینه‌سازی دو سطحی است که سطح بیرونی آن (مسئله سطح

¹ Bi-Level Optimization Problem

بالایی) یک مسئله بهینه‌سازی مقید می‌باشد که برخی از قیدهای آن خودشان مسائل بهینه‌سازی (مسئله سطح پایین) می‌باشند [۷۳]. این رویکرد در کاربردهای بسیار وسیعی به‌کار گرفته شده است از جمله کنترل پیش‌بین در [۷۴]، کنترل پیش‌بین مدل تصادفی توزیع شده در [۷۵]، ساختار خودمختار بهینه برای مدیریت فرایند دارای عدم قطعیت در [۷۶]، تصمیم‌گیری سلسله‌مراتبی چند هدفه در [۷۷]، کنترل بهینه‌ی دو سطحی در [۷۸]، مسائل بهینه‌سازی مشترک رهبر- پیرو در [۷۹] و اجتناب از برخورد با موانع هواپیماهای بدون سرنشین که در [۸۰] تشریح شده است.

در این فصل یک روش کنترل امیدانس جریان محاسبه شده‌ی تطبیقی بهینه پیشنهاد شده است. نوآوری این مطالعه می‌تواند در موارد زیر برجسته باشد:

۱. یک رویکرد معادل برای محاسبات جریان مطلوب مفصل مستقل بر اساس امیدانس مکانیکی مطلوب پیشنهاد شده است.

۲. یک راه حل برای تحقق مسئله راهبرد کنترل ولتاژ [۴۰]، با در نظر گرفتن سختی اندازه‌گیری مشتق جریان، پیشنهاد شده است.

۳. یک کنترل‌کننده امیدانس برای ربات‌های توانبخشی پائین تنه‌ی دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت ($EDLR^1$) بر پایه‌ی ذات غیرفعال آن‌ها به‌دست آمده است.

۴. یک مکانیزم تطبیق برای تخمین مقادیر پارامترها پیشنهاد شده است چراکه پارامترهای محرکه‌ها در طول زمان اجرا به علت وجود حرارت تغییر می‌کنند [۴۱].

۵. یک مسئله بهینه‌سازی دوسطحی جدید برای به‌دست آوردن مقادیر بهینه‌ی تنظیم قوانین تطبیق تعریف شده است (بهره‌ی تنظیم قوانین تطبیق قبلاً توسط سعی و خطا در مقالات به‌دست می‌آمده‌اند [۸۱]، [۸۲] و [۸۳]). لذا یک مکانیزم تطبیقی مقاوم بهینه برای تخمین پارامترها به‌دست آمده است. بنابراین تخمین پارامتر همگرا می‌شود در حالی که پایداری بر پایه‌ی لاپانوف سیستم حلقه‌بسته در طول زمان تخمین ضمانت می‌شود.

¹ Electrically Driven Lower Limb Rehabilitation Robot

۶. لازم به ذکر است که روش پیشنهادی حتی می تواند برای کنترل موقعیت سیستم ها به کار گرفته شود، چرا که کنترل موقعیت در واقع یک فرم خاص از کنترل امپدانس که در مقالات به شکل های متنوعی به نام های مود امپدانس بیشینه، مود ردگیری مسیر، مود غیرفعال یا مود ادیمیتانس صفر [۸۴] می باشد.

۳-۲- مدل دینامیکی سیستم

یک ربات دارای محرکه های الکتریکی یک سیستم الکترومکانیکال می باشد که دارای دو بخش می باشد. بخش مکانیکی آن شامل قسمت مکانیکی محرکه ها، مفاصل و رابط ها به عنوان بدنه ی مکانیکی و بخش الکتریکی آن شامل یک مدار الکتریکی به عنوان بخشی از محرکه می باشد [۱]. این سیستم تعدادی ملاحظات عملی دارد که در طول این فصل به صورت ویژگی و فرض، بیان خواهد شد.

- ویژگی ۱ (بیان فضای مفصل):

از آنجا که تمرین های توانبخشی پائین تنه به صورت معمول در فضای مفصل تعریف می شوند، معادلات دینامیکی ربات توانبخشی پائین تنه نیز در فضای مفصل تعریف می شود [۱] و [۲۱].

$$M_r(q)\ddot{q} + H_r(q, \dot{q}) + T_h + d_r = T_r \quad (۱-۳)$$

که در آن $q \in \mathbb{R}^n$ بردار زوایای مفاصل، $M_r(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ ماتریس اینرسی ربات، $H_r(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^n$ یک بردار شامل گشتاورهای جانب مرکز، کوریولیس و تاثیر نیروی گرانش، $T_h \in \mathbb{R}^n$ بردار گشتاور بار انسان، $T_r \in \mathbb{R}^n$ بردار گشتاور مفاصل ربات، $d_r \in \mathbb{R}^n$ بردار عدم قطعیت شامل عدم دقت مدل، عدم قطعیت پارامتری، دینامیک های مدل نشده، نیروی اصطکاک و اغتشاش خارجی می باشد. شماتیک و پیاده سازی عملی LLRR در شکل ۳-۱ دیده می شود.

بردار گشتاور بار انسان T_h ، از دو گشتاور تشکیل شده است. یکی گشتاور ایجاد شده توسط دینامیک عضله‌ها انسان و دیگری نیروی اعمال شده توسط انسان که در رابطه (۲-۳) آمده است.

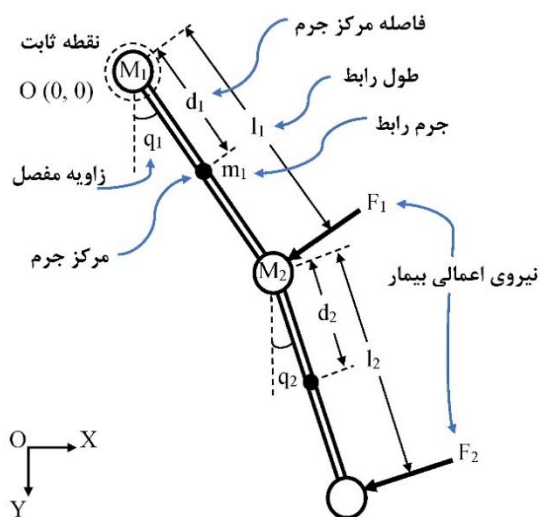
$$M_h(q)\ddot{q} + H_h(q, \dot{q}) + T_p + d_h = T_h \quad (۲-۳)$$

که در آن $T_p \in \mathbb{R}^n$ بردار گشتاور اعمال شده توسط بیمار می‌باشد. دیگر پارامترها شبیه به رابطه ۱-۳ هستند به جز اینکه زیرنویس آن به h (مربوط به انسان) تبدیل شده است. معادلات حرکت که بخش مکانیکی محرکه‌ها را برای تولید گشتاور مفاصل T_r تشریح می‌کند به صورت زیر است:

$$J_m \ddot{\theta}_m + B_m \dot{\theta}_m + r T_r = K_m I \quad (۳-۳)$$

که در آن $J_m \in \mathbb{R}^{n \times n}$ ، $B_m \in \mathbb{R}^{n \times n}$ و $K_m \in \mathbb{R}^{n \times n}$ به ترتیب ماتریس‌های قطری اینرسی، میرایی و ثابت گشتاور می‌باشند. $\theta_m \in \mathbb{R}^n$ بردار زوایای محور محرکه‌ها، $I \in \mathbb{R}^n$ بردار ثوابت الکتریکی محرکه‌ها و $r \in \mathbb{R}^{n \times n}$ ماتریس قطری ضرائب تبدیل گیربکس می‌باشد. گیربکس سرعت مفاصل ($\dot{q}$) را به سرعت دورانی محرکه‌ها ($\dot{\theta}_m$) ارتباط می‌دهد.

$$\dot{q} = r \dot{\theta}_m \quad (۴-۳)$$



شکل ۱-۳: چپ) شماتیک LLRR راست) پیاده‌سازی عملی

بر پایه‌ی روابط (۳-۱) تا (۳-۴) دینامیک کل بخش مکانیکی یک ربات دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت را می‌توان به‌صورت زیر نوشت:

$$M(q)\ddot{q} + H(q, \dot{q}) + K_m^{-1}rT_p + d = I \quad (۳-۵)$$

که در آن

$$M(q) = K_m^{-1}(rM_r(q) + rM_h(q) + J_m r^{-1}) \quad (۳-۶)$$

$$H(q, \dot{q}) = K_m^{-1}(rH_r(q, \dot{q}) + rH_h(q, \dot{q}) + B_m r^{-1}\dot{q}) \quad (۳-۷)$$

$$d = K_m^{-1}r(d_r + d_h) \quad (۳-۸)$$

علاوه بر این هریک از این محرکه‌ها (موتورهای جریان مستقیم آهنربای ثابت) یک مدار الکتریکی دارد که جریان الکتریکی $I \in \mathbb{R}$ را طبق معادله زیر برای آن تولید می‌کند.

$$L_m \dot{I} + R_m I + K_b \dot{\theta}_m = V \quad (۳-۹)$$

که در آن $L_m \in \mathbb{R}$ ، $R_m \in \mathbb{R}$ و $K_b \in \mathbb{R}$ به‌ترتیب ثوابت اندوکتانس، مقاومت و نیروی ضد محرکه‌ی آرمیچر می‌باشند. $V \in \mathbb{R}$ ولتاژ ترمینال محرکه‌ی آن مفصل خاص می‌باشند. در نوشتار این رساله حروف توپر برای ماتریس‌ها و بردارها و حروف نازک برای مقادیر اسکالر استفاده می‌شوند.

- ویژگی ۲ (معکوس‌پذیری ماتریس اینرسی):

ماتریس اینرسی کلی سیستم الکترومکانیکی ربات دارای محرکه‌های الکتریکی، $M(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ ، معکوس‌پذیر است، چراکه یک ماتریس مثبت معین متقارن می‌باشد [۴۸].

بر پایه‌ی ویژگی دوم، اگر یک بردار حالت به‌صورت $x = [q^T \quad \dot{q}^T \quad I^T]^T \in \mathbb{R}^{3n \times 1}$ تعریف شود آنگاه فضای حالت معادلات دینامیکی حرکت ربات توانبخشی دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت به‌صورت زیر قابل نوشتن می‌باشد.

$$\dot{x} = \begin{bmatrix} x_2 \\ M(x_1)^{-1}(x_3 - H(x_1, x_2)) \\ -L_m^{-1}(K_b r^{-1} x_2 + R_m x_3) \end{bmatrix} \quad (۳-۱۰)$$

$$+ \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & -M(x_1)^{-1} K_m^{-1} r & -M(x_1)^{-1} \\ L_m^{-1} & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V \\ T_p \\ d \end{bmatrix}$$

این فضای حالت یک سیستم چندمتغیره‌ی غیرخطی مزدوج می‌باشد. ترکیب این پیچیدگی‌ها به صورت همزمان، طراحی قانون کنترل برای این سیستم را به یک ماموریت چالش‌برانگیز تبدیل کرده است [۱].

- ویژگی ۳ (محدودیت نیروی انسان):

عضله‌ها انسان می‌توانند مقدار محدودی نیرو تولید نمایند، بنابراین نیروی اعمال شده‌ی بیمار T_p محدود خواهد بود [۲]. گرچه این محدودیت یک قید برای ورودی مسئله محسوب نمی‌شود، چرا که ورودی مسئله در حقیقت گشتاور ربات و به نوعی ولتاژ ترمینال موتور می‌باشد، اما محدودیت در نیروی اعمالی بیمار در محاسبات نیز به شکل مناسب در نظر گرفته شده است، که در جای خود تشریح خواهد شد.

۳-۳- طراحی قانون کنترل بر پایه نظریه غیرفعال

نقش کلیدی کنترل امپدانس، کنترل سیستم به جهت ردگیری قانون امپدانس مطلوب می‌باشد. اما به هر حال این نقش در انواع متفاوت تمرین‌های توانبخشی به صورت‌های متفاوتی نمایان خواهد شد [۲] و [۸۵]. همانطور که پیش از این در فصل اول بیان شد تمرین‌های توانبخشی در چهارگروه به صورت زیر دسته‌بندی می‌شوند.

(۱) تمرین‌های غیرفعال بازه‌ی حرکتی ($PROM^1$)

(۲) تمرین‌های غیرفعال مشارکتی

¹ Passive Range of Motion

۳) تمرین‌های فعال مقاومتی (شامل ایزومتریک، ایزوتونیک و ایزوکنتریک)

۴) تمرین‌های ترکیبی.

در تمرین‌های غیرفعال بازه‌ی حرکتی نقش کنترل امپدانس امنیت بیمار در تکمیل بازه حرکتی لازم برای مفاصل می‌باشد. در تمرین‌های غیرفعال مشارکتی ربات به عنوان یک ابزار کمکی برای تکمیل مأموریت به بیمار کمک می‌کند. این تمرین‌ها به صورت نامحسوس بیمار را تشویق می‌کند که بدون آسیب رساندن به عضله‌هاش برای تکمیل تمرین تلاش کند [۸۶] و [۸۷]، [۸۵]. در این مطالعه، قانون امپدانس برای هر مفصل به صورت یک معادله دینامیک مرتبه دوم برای انجام تمرین‌های فعال مشارکتی در نظر گرفته شده است [۸۶]، [۸۷] و [۸۸].

$$M_d(\ddot{q}_d - \ddot{q}) + B_d(\dot{q}_d - \dot{q}) + K_d(q_d - q) = K_m I + T_p \quad (۱۱-۳)$$

که در آن $M_d \in \mathbb{R}$ ، $B_d \in \mathbb{R}$ و $K_d \in \mathbb{R}$ پارامترهای امپدانس مطلوب هستند که از پیش توسط فیزیوتراپیست تعیین شده و $q_d \in \mathbb{R}$ مسیر مطلوب می‌باشد که براساس تمرین، از پیش تعیین شده است. برای ساده‌سازی نوشتار بردارهای پارامترهای امپدانس مطلوب $P_d \in \mathbb{R}^{3 \times 1}$ ، موقعیت توسعه یافته‌ی مفاصل $Q \in \mathbb{R}^{3 \times 1}$ ، مسیر مطلوب $Q_d \in \mathbb{R}^{3 \times 1}$ و بردار خطا E به صورت زیر تعریف می‌شوند.

$$P_d \triangleq [M_d \quad B_d \quad K_d]^T \quad (۱۲-۳)$$

$$Q \triangleq [\ddot{q} \quad \dot{q} \quad q]^T \quad (۱۳-۳)$$

$$Q_d \triangleq [\ddot{q}_d \quad \dot{q}_d \quad q_d]^T \quad (۱۴-۳)$$

$$E \triangleq Q_d - Q = [(\ddot{q}_d - \ddot{q}) \quad (\dot{q}_d - \dot{q}) \quad (q_d - q)]^T \quad (۱۵-۳)$$

قانون امپدانس مطلوب توسط این ساده‌سازی‌ها می‌تواند به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$P_d^T E = K_m I + T_p \quad (۱۶-۳)$$

- ویژگی ۴ (قیدهای فیزیکی و هندسی مسیر مطلوب):

مسیر مطلوب Q_d برای مفاصل انسان تجویز می شود بنابراین بایستی در یک بازه به نام حداکثر بازه حرکتی ($MROM^1$) قرار داشته باشد، بنابراین از نظر عددی مقداری محدود خواهد بود.

- فرض ۱ (شرایط پارامترهای امپدانس مطلوب)

فرض می شود که پارامترهای امپدانس مطلوب P_d ، ثوابت حقیقی مثبت هستند.

- پیشنهاد جریان مطلوب:

با در نظر گرفتن قانون امپدانس مطلوب که در رابطه (۳-۱۶) بیان شد، جریان مطلوب موتورها به صورت زیر پیشنهاد می شود:

$$I_d = K_m^{-1}(P_d^T E - T_p) \quad (۳-۱۷)$$

لازم بذکر است که $I_d \in \mathbb{R}$ قابل محاسبه است چراکه سمت راست رابطه ی بالا کاملاً در دسترس و معلوم می باشد.

براساس رابطه (۳-۱۷) یک قانون کنترل ساده می تواند برای هر محرکه به صورت زیر پیشنهاد داده شود

$$V = L_m \dot{I}_d + R_m I_d + K_b \dot{\theta}_m - L_m u \quad (۳-۱۸)$$

که در آن $u \in \mathbb{R}$ یک سیگنال کنترل جدید می باشد. با اعمال این قانون کنترل سیستم حلقه بسته می تواند به صورت یک سیستم خطی براساس خطای ردگیری جریان نوشته شود.

$$\dot{e}_I + \frac{R_m}{L_m} e_I = u \quad (۳-۱۹)$$

که در آن $e_I = (I_d - I)$ خطای ردگیری جریان موتور می باشد.

¹ Maximum Range of Motion

- نکته: تعریف نظریه غیرفعالی [۸۹]:

مفهوم نظریه غیرفعالی در [۸۹] با جزئیات کامل تشریح شده است. که در آن یک سیستم شبیه به:

$$\begin{cases} \dot{x} = f(x, u) \\ y = h(x, u) \end{cases} \quad (۲۰-۳)$$

که در آن $x \in \mathbb{R}^n$ یک بردار حالت، $u \in \mathbb{R}^p$ و $y \in \mathbb{R}^p$ به ترتیب متغیرهای ورودی و خروجی سیستم، $f: \mathbb{R}^n \times \mathbb{R}^p \rightarrow \mathbb{R}^n$ یک تابع لپشیتز محلی و $h: \mathbb{R}^n \times \mathbb{R}^p \rightarrow \mathbb{R}^p$ یک تابع پیوسته می باشند و در شرایط اولیه $f(0,0) = h(0,0) = 0$ است. اکنون اگر یک تابع انرژی یا به عبارت دیگر تابع ذخیره سازی به نام $F(x) \in \mathbb{R}$ را بتوان به صورت نیمه معین مثبت پیوسته و مشتق پذیر تعریف کرد، به نوعی که:

$$u^T y \geq \dot{F}(x) = \frac{\partial F}{\partial x} f(x, u), \quad \forall (x, y) \in \mathbb{R}^n \times \mathbb{R}^p, \quad (۲۱-۳)$$

آنگاه سیستم رابطه (۲۰-۳) یک سیستم غیرفعال نامیده می شود.

از آنجایی که سیستم های غیرفعال در نبود ورودی، به حالت کمینه انرژی خودشان همگرا می شوند [۸۹]، لذا نظریه غیرفعالی برای طراحی قانون کنترل در مقاله ها به کار گرفته شده است [۹۰] و [۹۱]. حالت کمینه انرژی سیستم حلقه بسته می تواند با پیشنهاد یک کنترل کننده ی پسخورد تناسبی ساده مانند $u = -K_{di}y$ تغییر داده شود که در آن $K_{di} = K_{di}^T$ ماتریس متقارن مثبت ضرایب پسخورد است، بنابراین در سیستم حلقه بسته $F(x) \geq 0$ و $\dot{F}(x) \leq u^T y = -y^T K_{di} y \leq 0$ و سیستم به حالت کمینه انرژی جدید همگرا خواهد شد.

با توجه به نظریه غیرفعالی، دینامیک خطای ردگیری جریان موتور که در رابطه (۳-۱۹) تشریح شد یک سیستم غیرفعال است [۹۲]. برای مطالعه ی غیرفعال بودن این رابطه یک تابع ذخیره سازی ساده به شکل زیر پیشنهاد می دهیم.

$$F = \frac{1}{2} e_I^2 \quad (۲۲-۳)$$

براساس رابطه (۳-۱۹)، از این تابع ذخیره سازی مشتق می گیریم:

$$\dot{F} = e_I(t)\dot{e}_I(t) = ue_I(t) - \left(\frac{R_m}{L_m}\right)e_I^2(t) \leq ue_I(t) \quad (23-3)$$

این تائید می‌کند که رابطه (۱۹-۳) یک سیستم غیر فعال است. بنابراین برای به‌دست آوردن کارایی مطلوب ردگیری، یک سیگنال کنترلی u می‌تواند به‌سادگی به شکل پس‌خورد حالت تعریف شود:

$$u = \left(\frac{R_m}{L_m} - \lambda\right)e_I \quad (24-3)$$

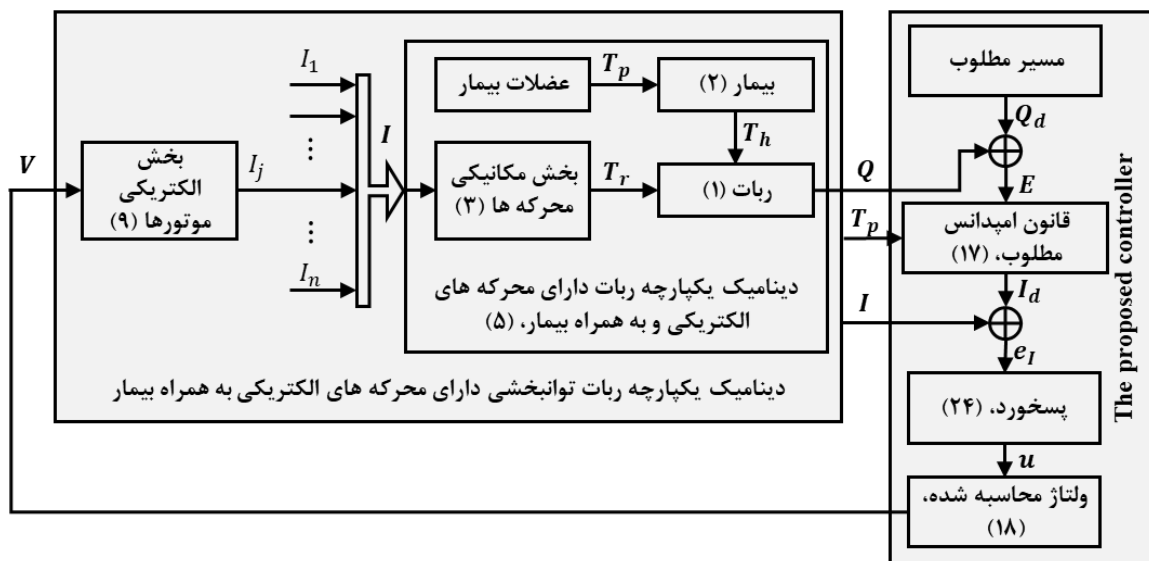
که در آن λ یک عدد حقیقی ثابت مثبت از پیش تعیین شده می‌باشد. با جایگذاری رابطه (۲۴-۳) در رابطه (۱۹-۳)، سیستم حلقه‌بسته به‌صورت زیر به‌دست می‌آید.

$$\dot{e}_I(t) + \lambda e_I(t) = 0 \quad (25-3)$$

پاسخ کامل سیستم حلقه‌بسته بالا به‌صورت $e_I(t) = e_I(0)e^{-\lambda t}$ بوده و لذا به‌صورت نمایی پایدار می‌باشد. برپایه‌ی مطالب گفته شده، قانون کنترل یکپارچه پیشنهادی به‌صورت زیر خواهد بود.

$$V = L_m \dot{I}_d + R_m I_d + K_b r^{-1} \dot{q} + (L_m \lambda - R_m) e_I \quad (26-3)$$

که در آن $\dot{I}_d$ از طریق تقریب مشتق پسرو اوایلر محاسبه می‌شود ($\dot{I}_d \triangleq \frac{I_d(t) - I_d(t-T_s)}{T_s}$) که در آن T_s زمان نمونه‌برداری سنسورهاست. شکل ۲-۳ طرح پیشنهادی را به‌صورت یک بلوک دیاگرام یکپارچه نمایش می‌دهد.



شکل ۲-۳: طرح پیشنهادی در یک نگاه

۳-۴- مدلسازی عدم قطعیت پارامتری

با اعمال قانون کنترل رابطه (۳-۲۶) به معادله الکتریکی محرکه‌ها در رابطه (۳-۹)، سیستم حلقه‌بسته رابطه (۳-۲۵) به دست می‌آید. اما به دلیل حرارت موجود، پارامترهای بخش الکتریکی موتور ممکن است به مرور تغییر نمایند. در نتیجه مقدار دقیق آن‌ها در یک زمان معین، معلوم و مشخص نمی‌باشد.

- فرض ۲ (تخمین پارامترها)

در این بخش پارامترهای بخش الکتریکی ثابت ولی نامعلوم فرض شده‌اند. دلیل اینکه در نهایت مقادیر این پارامترها ثابت فرض شده‌اند، این است که تغییرات این پارامترها که به دلیل حرارت رخ می‌دهد بسیار کند و آهسته می‌باشد. اما در مورد پارامترهای مکانیکی اگرچه ممکن است در طول زمان تغییر نمایند (مانند پارامترهای الکتریکی موتور) اما سیستم حلقه‌بسته به تغییر آن‌ها حساس نیست و همان‌طور که در رابطه (۳-۵) دیده می‌شود، پس‌خورد جریان تأثیرات دینامیکی آن‌ها را جبران می‌کند.

برپایه فرض ۲، کنترل‌کننده پیشنهادی در رابطه (۳-۲۶) باید به صورت زیر اصلاح شود.

$$V = \hat{L}_m \dot{I}_d + \hat{R}_m I_d + \hat{\alpha} \dot{q} + \lambda e_I \quad (3-27)$$

که در آن اعداد حقیقی مثبت از پیش تعیین شده‌ی $\hat{L}_m$ ، $\hat{R}_m$ و $\hat{\alpha}$ به ترتیب تخمین پارامترهای ثابت نامعلوم مثبت L_m ، R_m و $\alpha \triangleq K_b r^{-1}$ می‌باشند. با اعمال این قانون کنترل به سیستم رابطه (۳-۹) خواهیم داشت.

$$L_m \dot{I} + R_m I + \alpha \dot{q} = \hat{L}_m \dot{I}_d + \hat{R}_m I_d + \hat{\alpha} \dot{q} + \lambda e_I \quad (3-28)$$

بردار رگرسورها و پارامترها به صورت زیر تعریف می‌شوند:

$$\begin{cases} \theta \triangleq [L_m & R_m & \alpha]^T \in \mathbb{R}^{3 \times 1} \\ \hat{\theta} \triangleq [\hat{L}_m & \hat{R}_m & \hat{\alpha}]^T \in \mathbb{R}^{3 \times 1} \\ Y \triangleq [\dot{I} & I & \dot{q}]^T \in \mathbb{R}^{3 \times 1} \\ Y_d \triangleq [\dot{I}_d & I_d & \dot{q}]^T \in \mathbb{R}^{3 \times 1} \end{cases} \quad (3-29)$$

با جایگذاری این تعاریف در رابطه (۳-۲۸) خواهیم داشت:

$$\theta^T Y = V = \hat{\theta}^T Y_d + \lambda e_I \quad (30-3)$$

با کم کردن $\hat{\theta}^T Y$ از هردو طرف رابطه بالا خواهیم داشت:

$$\tilde{\theta}^T Y = \hat{\theta}^T \tilde{Y} + \lambda e_I \quad (31-3)$$

که در آن $\tilde{\theta} = \theta - \hat{\theta}$ و $\tilde{Y} = Y - \hat{Y}$ خطاهای تخمین و ردگیری هستند. سیستم حلقه بسته رابطه (31-3) به شکل زیر بازنویسی می شود.

$$\hat{L}_m \dot{e}_I + (\hat{R}_m + \lambda) e_I = \tilde{\theta}^T Y \quad (32-3)$$

برای غلبه بر تأثیرات عدم قطعیت پارامتری روی پایداری سیستم، یک مسئله بهینه سازی دو سطحی پیشنهاد شده است که در بخش بعد با جزئیات کامل مطرح می شود.

۳-۵- رویکرد بهینه سازی تطبیقی دو سطحی

روش های بهینه سازی تک سطحی نمی توانند به طور همزمان پایداری سیستم و بهینگی همگرایی تخمین پارامترها را در زمان اجرا در نظر بگیرند [۸۱]، [۸۲] و [۸۳]. به عبارت دیگر آنها نمی توانند کاهش خطای ردگیری سیستم را به همراه کاهش خطای تخمین پارامتر به طور همزمان ضمانت کنند چرا که یک وابستگی ذاتی بین این دو تابع هدف وجود دارد.

رویکردی که معمولاً در مقالات دنبال می شود این است که تنها یکی از دو هدف را در نظر می گیرند. اگر کارایی بالای ردگیری مورد نظر باشد از خطای تخمین پارامتر چشم پوشی خواهد شد، که ایراد اصلی این رویکرد این است که هرچند سیستم پایدار خواهد ماند اما رفتار دینامیکی آن به شدت به پارامترهای تنظیم وابسته خواهد بود. حال آنکه، اگر تخمین خوب پارامترها مدنظر باشد آنگاه پایداری سیستم مورد تأثیر قرار خواهد گرفت. با تکیه بر دانش ما، در حال حاضر پارامترهای تنظیم شامل بهره ی تطبیق، به صورت یک مقدار ثابت از پیش تعیین شده تنظیم می شوند که از طریق یکسری روش های سعی و خطا به دست آمده است [۸۱] و [۸۲]، [۸۳]. از پیش تعیین کردن پارامترهای تنظیم یک کار چالش برانگیز است چرا که این پارامترها

تأثیر جدی روی پایداری سیستم دارند، درحالیکه ممکن است شرایط سیستم در زمان اجرا تغییر کند. در این بخش به عنوان یک رویکرد نوآورانه ما یک روش برای پیدا کردن یک مقدار بهینه برای پارامتر بهره‌ی تطبیق پیشنهاد داده‌ایم. برای بهینه‌سازی هر دو هدف، باید هر دو مسئله به صورت مکرر و تودرتو حل شوند. بنابراین یک مسئله بهینه‌سازی دو سطحی پیشنهاد شده است که در آن مقادیر متغیرهای سطح پائین‌تر در زمان حل مسئله سطح بالاتر ثابت فرض شده و مقادیر متغیرهای سطح بالاتر در زمان حل مسئله سطح پائین‌تر ثابت فرض می‌شود. بنابراین نیازی به تنظیم بهره‌ی تطبیق پیش از زمان اجرا نیست، بلکه به صورت خودکار و روی خط در طول زمان اجرا تنظیم خواهد شد. در نتیجه، سیستم حلقه‌بسته هم پایداری لیاپانوفی دارد، هم به طور همزمان خطای ردگیری به صفر همگرا می‌شود و هم پارامترهای تخمینی به صورت بهینه به مقادیر صحیح خودشان همگرا می‌شوند. این درحالی است که پایداری سیستم در زمان همگرایی پارامترها دچار اختلال نمی‌شود. مسئله رسیدگی به عدم قطعیت‌های پارامتری و تنظیم بهره‌ی تطبیق می‌تواند به صورت یکپارچه در یک مسئله بهینه‌سازی دوسطحی به صورت زیر فرموله‌بندی شود:

$$\min_{\tilde{\theta}} J_1(e_I(t), \tilde{\theta}(t)) = \frac{1}{2} (\hat{L}_m e_I(t)^2 + \tilde{\theta}(t)^T \Omega^{-1} \tilde{\theta}(t)) \quad (3-33\text{ا})$$

Subject to

$$\hat{L}_m \dot{e}_I(t) + (\hat{R}_m + \lambda) e_I(t) = \tilde{\theta}^T(t) Y(t) \quad (3-33\text{ب})$$

$$\max_{\Omega} J_2(\tilde{\theta}(t)) = - \int_{\tau=t}^{\tau=t+T_w} \tilde{\theta}(\tau, \Omega)^T \tilde{\theta}(\tau, \Omega) d\tau \quad (3-33\text{ج})$$

Subject to

$$\Omega > 0 \quad (3-33\text{د})$$

که در آن، ماتریس بهره‌ی تنظیم، $\Omega \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ ، یک ماتریس مثبت معین قطری است. تابعی هزینه اول $J_1(e_I(t), \tilde{\theta}(t)) : \mathbb{R} \times \mathbb{R}^{3 \times 3} \rightarrow \mathbb{R}$ شاخصی است که کاهش خطای ردگیری را از طریق کاهش $\hat{L}_m e_I(t)^2$ و همگرایی تخمین را از طریق کاهش $\tilde{\theta}(t)^T \Omega^{-1} \tilde{\theta}(t)$ فراهم می‌آورد. قید اول یعنی رابطه (3-33-ب) بیانگر دینامیک سیستم حلقه‌بسته در حضور عدم قطعیت، یعنی رابطه (3-32) می‌باشد. تابعی

$J_2(\tilde{\theta}(t)): \mathbb{R}^{3 \times 1} \rightarrow \mathbb{R}$ یک تابع ارزش برای Ω برپایه‌ی مقدار خطای تخمین درطول یک پنجره متحرک پیش‌بین به طول T_w می‌باشد. قید دوم یعنی رابطه (۳-۳۳-ج) که خود یک مسئله بهینه‌سازی است، مقدار بیشینه‌ی تابعی ارزش $J_2(\tilde{\theta}(t))$ را یافته و پارامتر متناظر آن را با نام Ω^* ارائه می‌دهد. ماتریس بهره‌ی تنظیم Ω در رابطه (۳-۳۳-د) مقید شده است. در واقع $J_2(\tilde{\theta}(t))$ تابعی برپایه مقدار خطای تخمین پارامتر در یک پنجره پیش‌بین متحرک می‌باشد. مسئله سلسله مراتبی بالا، به عنوان یک مسئله بهینه‌سازی دو سطحی مطرح می‌شود، چراکه درحقیقت یک مسئله کمینه‌سازی است که مسئله بهینه‌سازی دیگر را به عنوان یک قید در درون خودش گنجانده است [۷۳].

۳-۶- فرایند حل مسئله بهینه‌سازی دوسطحی

برای حل مسئله بهینه‌سازی دوسطحی (رابطه‌های (۳-۳۳-آ) الی (۳-۳۳-د)) این مسئله به دو بخش مسئله اصلی و زیرمسئله تبدیل می‌شود. حل تکراری این دو مسئله به صورت پیوسته و پله‌پله تا همگرایی هر دو مسئله به مقدار بهینه ادامه پیدا می‌کند.

از آنجاکه مساله بهینه‌سازی دوسطحی ارائه شده یک مساله بهینه‌سازی محدب می‌باشد، لذا اثبات شده است که حل این مساله، در صورت داشتن زمان کافی، به یافتن پاسخ بهینه سراسری منجر می‌شود [۹۳]. این موضوع درباره کار ارائه شده در این رساله صادق است، چرا که زمان نمونه برداری و حل مساله بهینه‌سازی در اینجا بسیار کوچکتر از کوچکترین ثابت زمانی دینامیک لخت و کند سیستم تحت کنترل می‌باشد. این یعنی، پیش از اینکه سیستم تغییراتی داشته باشد، بهینه‌ساز توانسته است تکرارهای زیادی را به انجام رسانیده و پاسخ بهینه سراسری را ارائه نماید.

یک رویکرد مشابه در [۹۳] استفاده شده است که در آن بارینگو یک روش "تولید ستون وقید" [۹۴] را برای حل یک مسئله سه سطحی استفاده کرده است. مسئله داخلی به عنوان زیرمسئله نامیده می‌شود چراکه حل آن امکان حل مسئله بیرونی را فراهم می‌آورد که به نام مسئله اصلی نامیده می‌شود.

در روش پیشنهادی، ابتدا متغیر سطح پائینی (یعنی Ω) که راه حل مسئله داخلی می باشد به عنوان یک ثابت معلوم فرض می شود. لذا مسئله سطح بیرونی (رابطه (۳-۳۳-آ)) برای به دست آوردن قانون تطبیق پارامتر (رابطه (۳-۳۶)) حل می شود. قانون تطبیق حاصل به عنوان یک قید برای مسئله بهینه سازی تک سطحی جدید (رابطه (۳-۳۷)) که برپایه ی رابطه (۳-۳۳-ج) طراحی شده است، مطرح می شود.

۳-۶-۱- حل مسئله بهینه سازی اصلی

مسئله بهینه سازی اصلی یعنی روابط (۳-۳۳-آ) و (۳-۳۳-ب) یک بیان ساده تر از مسئله کامل یعنی رابطه های (۳-۳۳-آ) الی (۳-۳۳-د) می باشد. چرا که ماتریس بهره ی تنظیم، Ω ، در طول فرایند حل به عنوان یک ثابت معلوم فرض شده است. به جهت حل مسئله بهینه سازی اصلی برپایه ی روش دوم لیاپانوف مشتق تابع هزینه باید نیمه معین منفی شود.

$$\frac{d}{dt}J_1(e_I(t), \tilde{\theta}(t)) = \hat{L}_m e_I(t) \dot{e}_I(t) - \tilde{\theta}(t)^T \Omega^{-1} \dot{\tilde{\theta}}(t) \quad (3-34)$$

فرض شده است بردار پارامترهای موتور یعنی θ خیلی آهسته تغییر می کند و می تواند ثابت فرض شود بنابراین $\dot{\tilde{\theta}}(t) = -\dot{\hat{\theta}}(t)$.

با در نظر گرفتن قید اول مسئله بهینه سازی اصلی، به عنوان دینامیک سیستم حلقه بسته، رابطه (۳-۳۴) می تواند بازنویسی شود:

$$\frac{d}{dt}J_1(e_I(t), \tilde{\theta}(t)) = -(\hat{R}_m + \lambda)e_I(t)^2 + \tilde{\theta}(t)^T (Y(t)e_I(t) - \Omega^{-1}\dot{\hat{\theta}}(t)) \quad (3-35)$$

هدف این است که سمت چپ رابطه بالا منفی شود. اولین عبارت موجود منفی معین است اما به هر حال مقدار $\tilde{\theta}(t)$ نامعلوم می باشد، لذا ضریب $\tilde{\theta}(t)$ باید صفر شود.

$$\dot{\hat{\theta}}(t) = \Omega Y(t) e_I(t) \quad (3-36)$$

قانون تطبیق رابطه (۳-۳۶)، مقدار تخمینی پارامترها را به صورت روی خط به دست می آورد. اما مقدار بهره‌ی تنظیم Ω روی کارایی همگرایی پارامترها اثر می گذارد. به عبارت دیگر، برپایه‌ی رابطه‌ی (۳-۳۲)، سرعت کاهش خطای ردگیری به سرعت کاهش خطای تخمین پارامتر بستگی دارد که برپایه‌ی رابطه‌ی (۳-۳۶)، به اندازه Ω حساس می باشد. وجود این مشکل در قانون تطبیق، ما را بر آن داشت که مسئله بهینه سازی سطح دوم را معرفی کنیم. در حقیقت در رویکردهای کنترل تطبیقی، قوانین تطبیق همگرایی خطای ردگیری و خطای تخمین را به صفر تضمین می کنند، اما به بهینگی این همگرایی توجهی نمی کنند [۸۳]، [۸۲] و [۸۱]. در اینجا یک قانون تطبیقی بهینه برای تضمین همگرایی بهینه با کمک حل زیرمسئله پیشنهاد می شود.

۳-۶-۲- زیر مسئله

باجایگذاری مسئله بهینه ساز اصلی در رابطه (۳-۳۳-ج) با راه حل آن از رابطه (۳-۳۶) و بازنویسی روابط (۳-۳۳-آ) الی (۳-۳۳-د) می توانیم به عنوان دوگان مسئله اصلی، یک مسئله بهینه سازی تک سطحی را بر پایه‌ی $\tilde{\theta}(t)$ روی Ω شکل دهیم. در حقیقت فرآیند تطبیق بیان شده (راه حل مسئله اصلی) به عنوان یک کاهش دهنده‌ی سطح عمل کرده و مسئله اولیه‌ی دوسطحی را به مسئله بهینه سازی تک سطحی زیر روابط تبدیل می کند.

$$\max_{\Omega} J_2(\tilde{\theta}(t)) = - \int_{\tau=t}^{\tau=t+T_w} \tilde{\theta}(\tau, \Omega)^T \tilde{\theta}(\tau, \Omega) d\tau \quad (۳-۳۷-آ)$$

Subject to

$$\tilde{\theta}^T(t, \Omega) Y(t) = \hat{\theta}^T(t, \Omega)^T \tilde{Y}(t) + \lambda e_I(t) \quad (۳-۳۷-ب)$$

$$\dot{\tilde{\theta}}(t, \Omega) = -\Omega Y(t) e_I(t) \quad (۳-۳۷-ج)$$

$$\Omega > 0 \quad (۳-۳۷-د)$$

زیرمسئله، یعنی روابط (۳-۳۳-ج) و (۳-۳۳-د)، ارزش Ω را در طول یک پنجره‌ی متحرک پیش‌بین ارزیابی می‌کند و بنابراین روابط (۳-۳۷-آ) الی (۳-۳۷-د) یک تابع ارزش می‌باشد. حل کردن این مسئله بهینه‌سازی پیش‌بین در زمان پیوسته پیچیده می‌باشد بنابراین بازنویسی زمان گسسته آن $(J_{2d}(\tilde{\theta}(k, \Omega)))$ به صورت زیر ارائه می‌شود.

$$\min_{\Omega} J_{2d}(\tilde{\theta}(k, \Omega)) = \sum_{n=k+1}^{n=k+N} \tilde{\theta}(n, \Omega)^T \tilde{\theta}(n, \Omega) \quad (۳-۳۸-آ)$$

Subject to

$$\tilde{\theta}(k, \Omega)^T Y(k) = \hat{\theta}(k, \Omega)^T \tilde{Y}(k) + \lambda e_I(k) \quad (۳-۳۸-ب)$$

$$\tilde{\theta}(k+1, \Omega) = \tilde{\theta}(k, \Omega) - T_s \Omega Y(k) e_I(k) \quad (۳-۳۸-ج)$$

$$\Omega > 0 \quad (۳-۳۸-د)$$

که در آن T_s زمان نمونه‌برداری و N تعداد نمونه‌ها در پنجره متحرک پیش‌بین می‌باشد. اگر $N = 1$ فرض شود، تابع هزینه به صورت زیر به دست می‌آید.

$$J_{2d}(\tilde{\theta}(k, \Omega)) = \tilde{\theta}(k+1, \Omega)^T \tilde{\theta}(k+1, \Omega) \quad (۳-۳۹)$$

با جایگذاری رابطه (۳-۳۸-ج) در رابطه (۳-۳۹) خواهیم داشت:

$$\begin{aligned} J_{2d}(\tilde{\theta}(k, \Omega)) &= \left(\tilde{\theta}(k, \Omega) - T_s \Omega Y(k) e_I(k) \right)^T \times \left(\tilde{\theta}(k, \Omega) - T_s \Omega Y(k) e_I(k) \right) \\ &= \tilde{\theta}(k, \Omega)^T \tilde{\theta}(k, \Omega) - 2T_s e_I(k) Y(k)^T \Omega^T \tilde{\theta}(k, \Omega) \\ &\quad + T_s^2 e_I(k)^2 Y(k)^T \Omega^T \Omega Y(k) \end{aligned} \quad (۳-۴۰)$$

برای به دست آوردن مقدار بهینه‌ی Ω ، مشتق $J_{2d}(\tilde{\theta}(k, \Omega))$ نسبت به Ω محاسبه می‌شود.

$$\nabla_{\Omega}(J_{2d}) = 2T_s e_I(k) \left(\mathbb{I}_{3 \times 3} \cdot (\mathbb{1}_{3 \times 1}^T \otimes Y(k)) \right) \left(T_s \Omega Y(k) e_I(k) - \tilde{\theta}(k) \right) \quad (۳-۴۱)$$

که در آن $\nabla_{\Omega}(J_{2d})$ بردار گرادیان تابع هزینه $J_{2d}(\tilde{\theta}(k, \Omega))$ روی Ω می‌باشد، $\mathbb{I}_{3 \times 3} \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ ماتریس همانی، نقطه به معنای عملگر ضرب داخلی، $\mathbb{I}_{3 \times 1}^T$ یک بردار سطری تماماً یک و $\otimes$ عملگر ضرب تنسور کرنوکر می‌باشند. ماتریس هسیان تابع هزینه $J_{2d}(\tilde{\theta}(k, \Omega))$ روی Ω به صورت زیر است:

$$\mathcal{H}_{\Omega}(J_{2d}) = 2T_s^2 e_I^2(k) \left(\mathbb{I}_{3 \times 3} \cdot (Y(k)^T \otimes Y(k)) \right) \quad (42-3)$$

ماتریس هسیان $\mathcal{H}_{\Omega}(J_{2d})$ یک ماتریس مثبت معین می‌باشد، بنابراین $J_{2d}(\tilde{\theta}(k, \Omega))$ یک تابعی محدب بوده و ریشه گرادیان آن مینیمم سراسری می‌باشد. بنابراین با قراردادن گرادیان آن برابر صفر، مقدار بهینه Ω به دست می‌آید.

$$\Omega^* = \left(T_s e_I(k) \left(\mathbb{I}_{3 \times 3} \cdot (\mathbb{I}_{3 \times 1}^T \otimes Y(k)) \right) \right)^{-1} \left(\mathbb{I}_{3 \times 3} \cdot (\mathbb{I}_{3 \times 1}^T \otimes \tilde{\theta}(k)) \right) \quad (43-3)$$

در اینجا یک روش ساده‌ی حداقل مربعات بازگشتی (RLS^1) برپایه‌ی رابطه (3-30) برای تخمین مقدار ثابت نامعلوم θ استفاده می‌شود، توجه شود که $Y(k)^T \theta = V(k)$ است. سیستم معادلات این تخمینگر در زیر با جزئیات بیان می‌شود.

$$K(k) = P(k-1)Y(k)(1 + Y(k)^T P(k-1)Y(k))^{-1} \quad (44-3)$$

$$P(k) = (\mathbb{I}_{3 \times 3} - K(k)Y(k)^T)P(k-1) \quad (45-3)$$

$$\theta_{rls}(k) = \theta_{rls}(k-1) + K(k)(V(k) - Y(k)^T \theta_{rls}(k-1)) \quad (46-3)$$

که در آن $K \in \mathbb{R}^{3 \times 1}$ و $P \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ ماتریس‌های کمکی می‌باشند و متغیرها با مقادیر $P(0) = \mathbb{I}_{3 \times 3}$ و $\theta_{rls}(0) = 0_{3 \times 1}$ مقداردهی اولیه شده‌اند، بنابراین تخمین $\theta \approx \theta_{rls}(k)$ لحاظ شده است، در نتیجه:

$$\begin{aligned} \Omega^* &= \left(T_s e_I(k) \left(\mathbb{I}_{3 \times 3} \cdot (\mathbb{I}_{3 \times 1}^T \otimes Y(k)) \right) \right)^{-1} \\ &\times \left(\mathbb{I}_{3 \times 3} \cdot (\mathbb{I}_{3 \times 1}^T \otimes (\theta_{rls}(k) - \hat{\theta}(k, \Omega))) \right) \end{aligned} \quad (47-3)$$

¹ Recursive Least Square

بنابراین قانون تطبیق بهینه‌ی زیر برای تخمین پارامترها، براساس قانون تطبیق رابطه (۳-۳۶) به‌دست می‌آید و نمایش زمان پیوسته بهره‌ی تطبیق بهینه به‌صورت زیر است.

$$\hat{\theta}^*(t) = \Omega^* Y(t) e_I(t) \quad (۳-۴۸)$$

۳-۶-۳- الگوریتم

کنترل‌کننده امپدانس جریان محاسبه‌شده تطبیقی بهینه‌ی پیشنهادی از طریق گام‌های زیر به‌دست می‌آید:

الف) مقادیر اولیه متغیرها را به‌صورت مقابل تنظیم شود $\mathbf{P}(0) = \mathbb{I}_{3 \times 3}$ و $\theta_{rls}(0) = 0_{3 \times 1}$.

ب) شمارنده مساوی $k = 0$ قرار داده شود.

ج) $\theta_{rls}(k)$ براساس روابط (۳-۴۴) الی (۳-۴۶) تخمین زده شود.

د) مقدار بهینه بهره‌ی تنظیم برای گام بعدی $\Omega^*(k)$ بر پایه رابطه‌ی (۳-۴۷) محاسبه شود.

ر) مقدار بهینه $\hat{\theta}^*(t)$ با استفاده از رابطه (۳-۴۸) چنان به‌دست آید که پایداری سیستم حلقه‌بسته و صحت تخمین پارامترها تضمین شود.

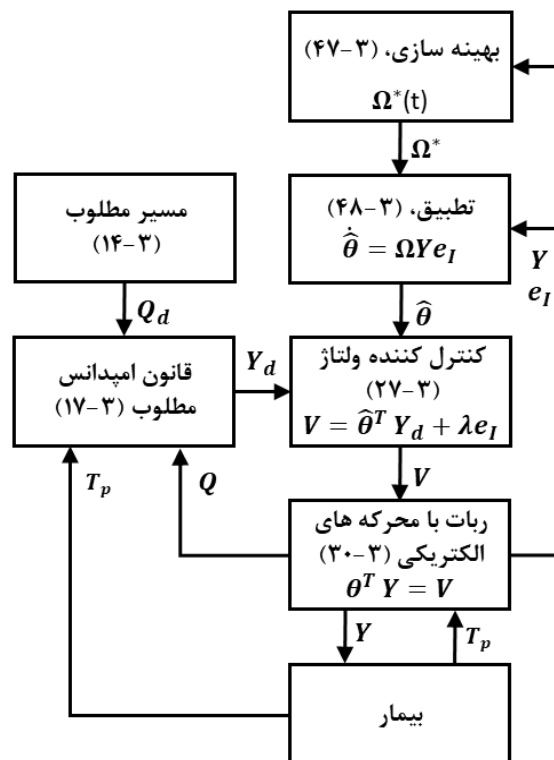
س) مقدار مطلوب جریان الکتریکی بر پایه‌ی قانون امپدانس با کمک رابطه (۳-۱۷) محاسبه شود.

ص) ولتاژ ترمینال موتورها به عنوان قانون کنترل براساس رابطه (۳-۲۷) محاسبه شود.

ه) ولتاژ به‌دست آمده به ربات (رابطه‌های (۳-۵) و (۳-۹)) اعمال شود و خطای ردگیری رابطه (۳-۱۵) محاسبه شود.

و) اگر $k < k_{max}$ آنگاه $k = k + 1$ و به گام (ج) برگشت شود.

بنابراین، طرح پیشنهادی از ۴ قسمت اصلی شامل موارد زیر تشکیل شده است: جریان مطلوب (رابطه (۳-۱۷))، کنترل‌کننده ولتاژ (رابطه (۳-۲۷))، قانون تطبیق پارامتر (رابطه (۳-۴۸)) و بهینه‌سازی برخط بهره‌ی تنظیم (رابطه (۳-۴۷)). برای شفاف‌سازی بیشتر فلوچارت طرح پیشنهادی در شکل ۳-۳ نمایش داده‌شده است.



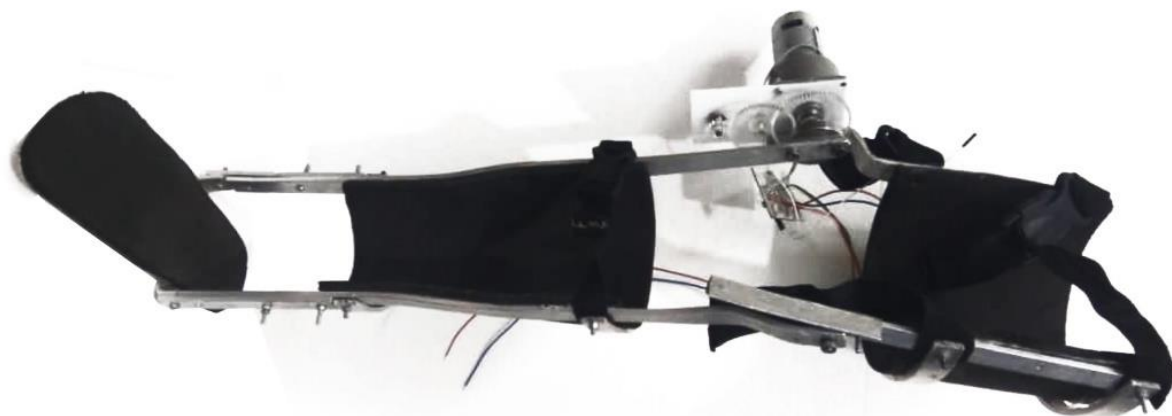
شکل ۳-۳: بلوک دیاگرام سیستم با تخمین پارامتر تطبیقی بهینه

برای ارزیابی کارایی کنترل کننده پیشنهادی آن را در حضور عدم قطعیت شامل نادقیقی مدل و اغتشاش خارجی پیاده سازی کرده ایم. نتایج در بخش بعدی شرح داده خواهد شد.

۳-۷- پیاده سازی و نتایج

طرح کنترل امپدانش پیشنهادی به ربات توانبخشی دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت، که در شکل ۱-۳ نشان داده شد، برای فراهم آوردن تمرین های فعال مشارکتی توانبخشی زانو اعمال شده است. لازم به ذکر است که این ربات مختص انجام تمرین های توانبخشی زانو با روش کنترل پیشنهادی در این فصل، به دست دانشجو طراحی و ساخته شده است. این ربات در شکل زیر نمایش داده می شود. از خصوصیات عملیاتی این ربات می شود به موارد زیر اشاره کرد: ۱- این ربات از موتور جریان مستقیم با آهنربای دائم دارای گیربکس کاهنده استفاده می کند. ۲- سنسورهای به کارگرفته شده متغیرهای ولتاژ، جریان، موقعیت، گشتاور مفصل و گشتاور بیمار را اندازه گیری می کنند. ۳- طول ساق ربات قابل تنظیم با

توجه به مشخصات فیزیکی بیمار است. ۴- در دوطرف حداکثر بازه حرکتی مفصل زانو، ربات دارای محدودیت فیزیکی است، که در صورت هرگونه خطا به مفصل زانو فشاری وارد نشود.

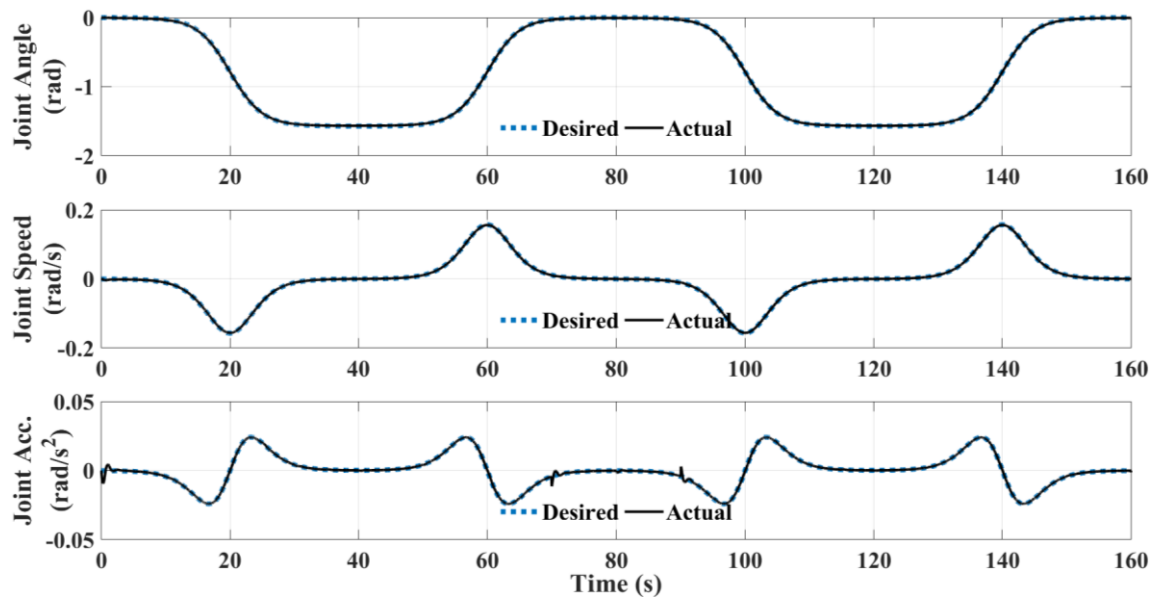


شکل ۳-۴: طرح اولیه ربات ساخته شده برای توانبخشی زانو

ابتدا، مسیر مطلوب شکل ۳-۵ برای مفصل زانو در فضای مفصل طراحی شده است به گونه ای که در هر انتهای مسیر، زمان کافی برای استراحت را فراهم آورده و در داخل بازه ی "حداکثر بازه ی حرکتی" باقی بماند. به علاوه مسیر مطلوب پیشنهادی مشتق پذیر و نرم باشد. مقدار دقیق بازه ی حرکتی برای مفصل زانو، برابر بازه ی بسته ی [۰ و ۹۰] درجه، در نظر گرفته شده است [۱].

برای تحلیل رفتار ربات، زاویه، سرعت و شتاب واقعی مفصل و همچنین گشتاور اعمالی توسط مفصل، ولتاژ موتور و جریان آن ثبت شده اند. پارامترهای امپدانس مطلوب همانند مقاله مشابه برابر $B_d = 100$ و $K_d = 4$ تنظیم شده اند [۱۶]. شکل ۳-۵ مقدار واقعی و مطلوب را به ترتیب به صورت خط چین و خط توپر، برای زاویه، سرعت و شتاب مفصل نشان می دهد.

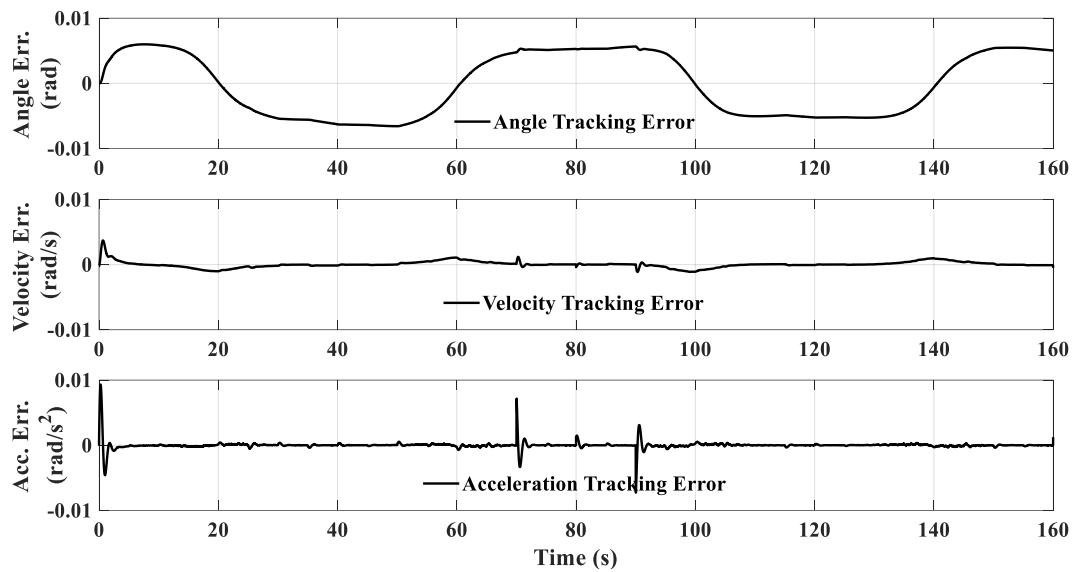
همانطور که در شکل ۳-۵ دیده می شود مفصل زانوی بیمار مسیر مطلوب را ردگیری می کند و خطای ردگیری قابل چشم پوشی است. شکل ۳-۶، خطای ردگیری را برای درک بهتر نمایش می دهد.



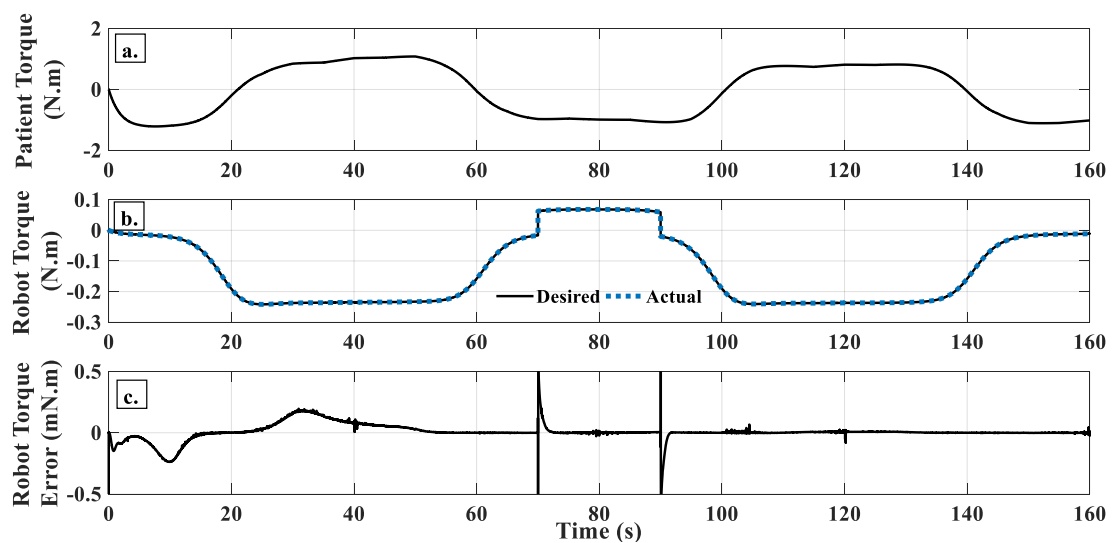
شکل ۳-۵: مقادیر مطلوب و واقعی زاویه، سرعت و شتاب مفصل

اغتشاش خارجی در طول پیاده‌سازی بین زمان‌های ۷۰ تا ۹۰ ثانیه به صورت یک پالس ثابت با دامنه یک دهم نیوتن-متر اعمال شده‌است. تأثیر اغتشاش خارجی روی زاویه، سرعت و شتاب قابل چشم‌پوشی است. این اثبات می‌کند که ربات توانسته است به بیمار برای ردگیری مسیر مطلوب کمک کند، درحالی‌که امیدانس مکانیکی بین بیمار و ربات به صورت مطلوب باقی مانده است. مدت زمان تمرین‌های توانبخشی خیلی بیشتر از زمان ارائه شده یعنی ۱۶۰ ثانیه است که برای دید بهتر تنها این مقدار از تمرین نمایش داده شده است.

همانطور که در شکل ۳-۶ دیده می‌شود از آنجا که مقدار ثابت سختی به اندازه کافی بزرگ است، خطای ردگیری زاویه قابل چشم‌پوشی و برابر کمتر از ۰/۸٪ (کمتر از ۰/۰۱ رادیان یا نیم درجه) می‌باشد. در ثانیه‌های ۷۰ و ۹۰ دو نوسان کوچک و قابل چشم‌پوشی در خطای شتاب و خطای سرعت دیده می‌شود که حاصل غلبه بر عدم قطعیت می‌باشد. گشتاور اعمالی بیمار، مقدار واقعی و مطلوب گشتاور ربات و خطای ردگیری گشتاور در شکل ۳-۷ به ترتیب نشان داده شده‌اند.



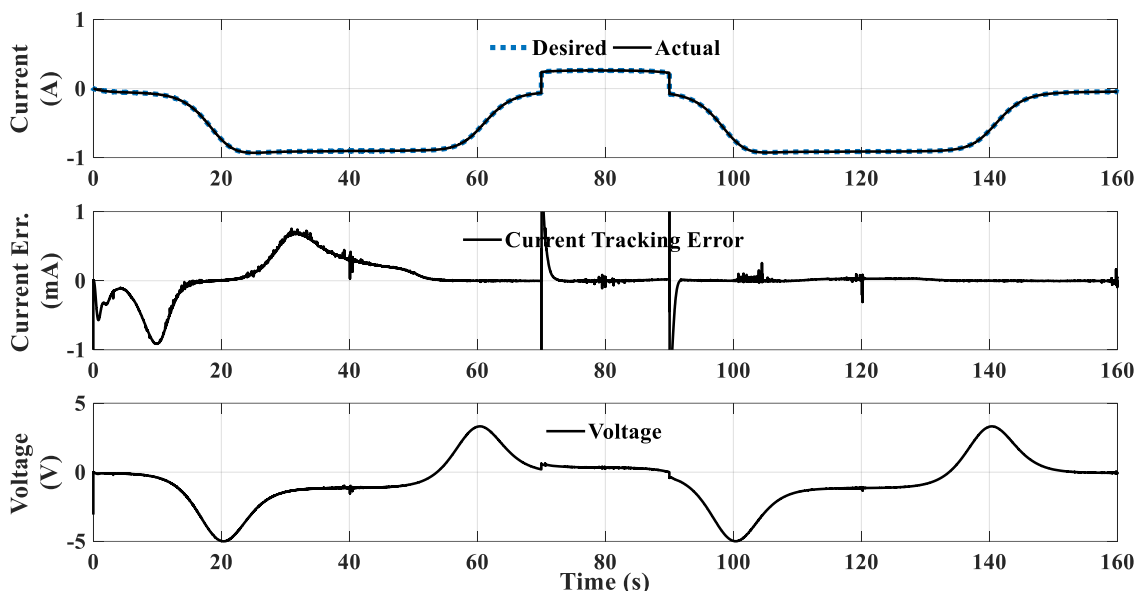
شکل ۳-۶: خطای ردگیری زاویه، سرعت و شتاب مفصل



شکل ۳-۷: الف) گشتاور اعمالی بیمار ب) مقادیر مطلوب گشتاور ربات ج) خطای ردگیری گشتاور ربات

همانطور که در شکل ۳-۷ دیده می‌شود، ربات به بیمار کمک می‌کند تا امپدانس مطلوب را تبعیت کند. گشتاور ربات مقدار مطلوب خودش را به خوبی دنبال کرده‌است، چنانکه میانگین مربعات خطای ردگیری کمتر از ۰/۰۱۵٪ می‌باشد. به‌علاوه لازم به‌ذکر است که تأثیر اغتشاش خارجی، که در ثانیه‌های ۷۰ و ۹۰ قابل مشاهده می‌باشد، به‌خوبی میرا شده‌است. برای این تمرین‌های توانبخشی مشارکتی، جریان الکتریکی مطلوب

و واقعی در شکل ۳-۸ مقایسه شده‌اند. همچنین، خطای ردگیری جریان و ولتاژ ترمینال موتورهای جریان مستقیم نیز نشان داده شده‌اند.



شکل ۳-۸: الف) مقادیر مطلوب و واقعی جریان الکتریکی، ب) خطای ردگیری جریان، ج) ولتاژ

همانطور که انتظار می‌رود جریان الکتریکی مقدار مطلوبش را به‌خوبی دنبال کرده درحالی‌که ولتاژ ترمینال نرم و محدود باقی مانده‌است. دیده می‌شود که اغتشاش خارجی در مقدار مطلوب و واقعی گشتاور، جریان و ولتاژ قابل رویت است. توجه شود که ازطرفی، اغتشاش خارجی از جنبش گشتاور بوده و در گشتاور مفاصل رویت‌پذیر است، از طرف دیگر، جریان الکتریکی موتورها و گشتاور مفاصل رابطه خطی دارند، لذا، اغتشاش خارجی بخش مکانیکی به راحتی در جریان موتورها رویت‌پذیر و از همین طریق قابل جبران است. همانطور که بیان شد، روش بهینه‌سازی پیشنهادی یک مقدار بهینه برای بهره‌ی تطبیق، Ω ، برپایه شرایط موجود سیستم کنترل پیدا می‌کند.

اما به‌هرحال، تأثیر آن روی کارایی کلی سیستم می‌تواند از طریق یک مقایسه با روش‌های مقالات پیشین، که درآنها بهره‌ی تطبیق به‌صورت ثابت و از پیش‌تعیین شده، بدون مشاهده روی خط ورودی‌های غیرقابل کنترل سیستم مانند اغتشاش خارجی و گشتاور اعمالی بیمار، درنظر گرفته می‌شده است، بررسی شود. با یک Ω ثابت، کارایی سیستم به بهره‌های کنترل‌کننده ولتاژ، λ ، به شدت حساس می‌شود. برای مثال اگر

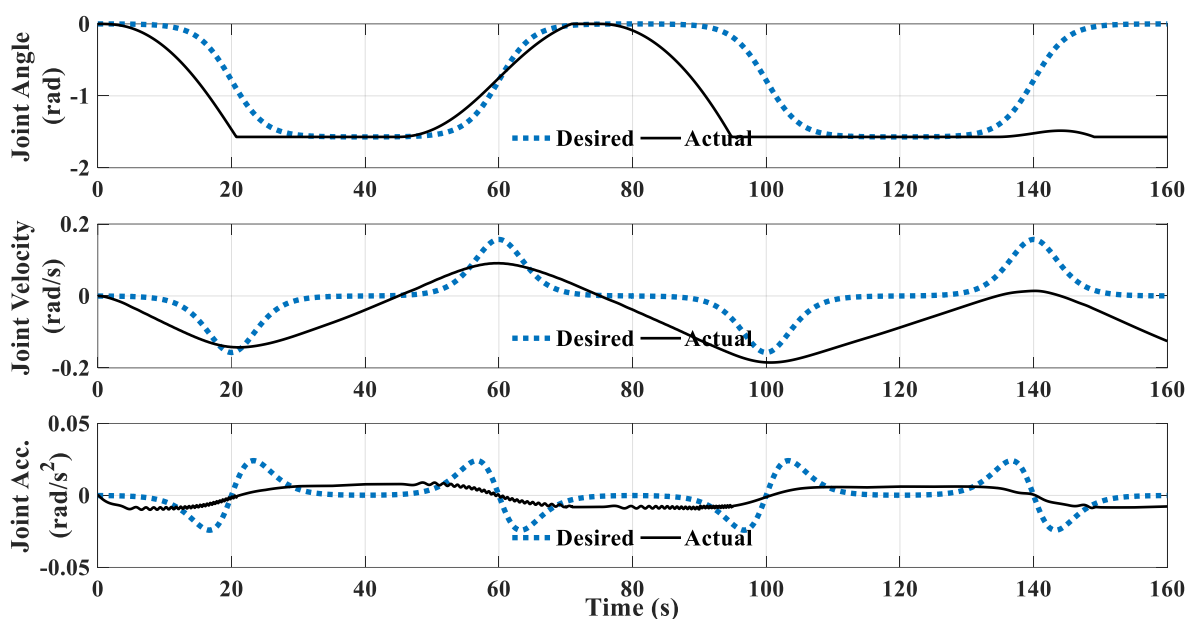
طراح مقدار λ را از ۵ به ۴/۵ تغییر دهد، نتایج پیاده‌سازی به صورت خلاصه در جدول ۳-۱ گزارش شده است.

جدول ۳-۱: مطالعه‌ی مقایسه‌ای (Ω ثابت در مقابل Ω^*)

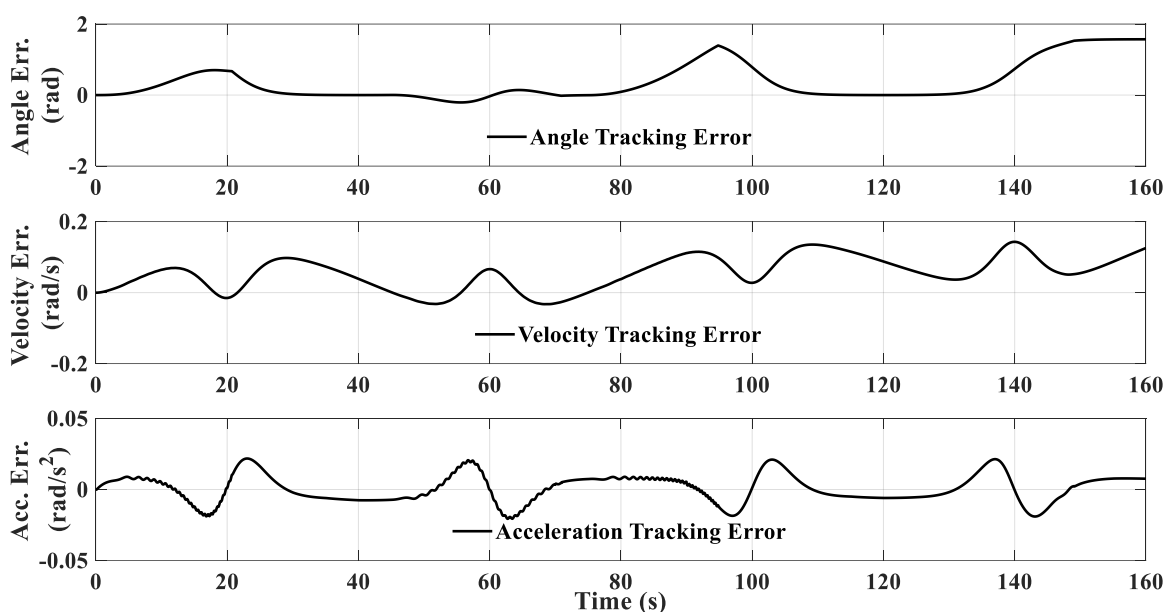
Ω^* بهینه		Ω ثابت		
$\lambda = 5$	$\lambda = 4/5$	$\lambda = 5$	$\lambda = 4/5$	
۷/۱۱۳۱e-۵	۷/۴۰۸۱e-۵	۰/۱۸۸۲	۰/۲۱۹۸	میانگین مربعات خطای تخمین پارامتر
۶/۱۱۰۷e-۷	۷/۷۵۲۵e-۷	۹/۴۷۴۸e-۷	۰/۰۱۱۷	میانگین مربعات خطای ردگیری جریان
۲/۰۷۹۱e-۵	۲/۰۹۸۵e-۵	۲/۹۶۷۳e-۵	۲/۰۲۶۵e-۴	میانگین مربعات خطای ردگیری امپدانس

در جدول بالا سه شاخص میانگین مربعات خطاهای (۱) تخمین پارامتر (MSPEE)، (۲) ردگیری جریان (MSCTE)، (۳) ردگیری امپدانس (MSITE)، ارزیابی شده‌اند. شاخص‌ها برای Ω^* بهینه پیشنهادی و Ω_{fix} ثابت هر کدام برای $\lambda = 5$ و $\lambda = 4/5$ گزارش شده‌اند.

در جدول ۳-۱ هر ستون نتیجه‌ی یک حالت خاص را گزارش می‌کند و هر سطر مقدار شاخص‌ها را در شرایط متفاوت بررسی می‌کند. همانطور که قابل پیش‌بینی بود، میانگین مربعات خطای تخمین پارامتر در مورد Ω^* بهینه خیلی بهتر از حالت Ω_{fix} می‌باشد. به علاوه در حالت Ω^* بهینه حساسیت نسبت به هر تغییری در ضرائب، خیلی کمتر از حالت دیگر (Ω_{fix}) می‌باشد. این دو واقعیت در مورد شاخص‌های دیگر نیز صادق می‌باشند. علاوه بر آن برای رویت تأثیر تلاش‌های ربات، در اینجا حالتی را که ربات غیر فعال شود، بررسی کرده‌ایم. کارایی ردگیری در شکل ۳-۹ و خطای ردگیری در شکل ۳-۱۰ نمایش داده شده‌اند.



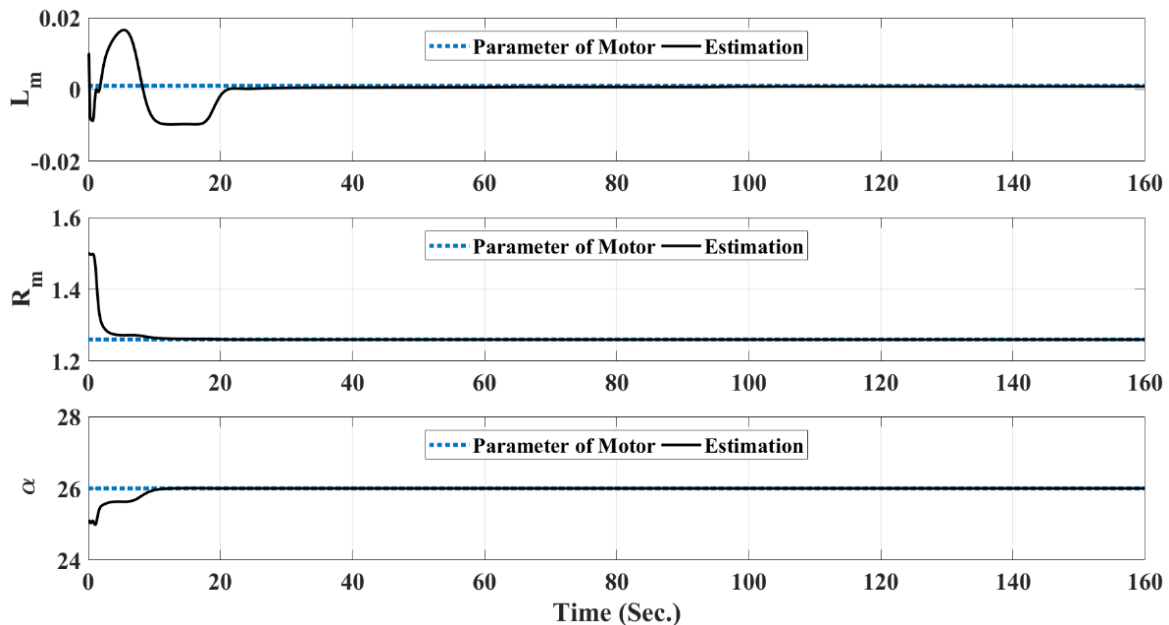
شکل ۳-۹: مقادیر مطلوب و واقعی زاویه، سرعت و شتاب مفصل بدون تلاش‌های کمکی



شکل ۳-۱۰: خطای ردگیری زاویه، سرعت و شتاب مفصل بدون تلاش‌های مشارکتی

بدون کمک ربات توانبخشی از آنجا که تنها منبع نیرو عضله‌های ضعیف بیمار هستند، کارایی ردگیری کاهش پیدا می‌کند، یعنی خطای ردگیری افزایش می‌یابد. وقتی که بیماران قادر به تکمیل تمرین‌ها نمی‌باشند، آنها امید و اعتماد به نفس خود را از دست می‌دهند. در نتیجه فرآیند درمان بدون ربات‌ها زمان‌بر

خواهد بود. کنترل کننده پیشنهادی روی ربات توانبخشی دارای محرکه‌های الکتریکی برای تمرین‌های فعال مشارکتی به بیمار کمک می‌کند که نه تنها مسیر مطلوب را دنبال کند بلکه سطح امید و مصمم بودن آنها افزایش یابد.



شکل ۳-۱۱: همگرایی تخمین پارامترهای موتور $(\hat{\theta}^*(t))$

شکل ۳-۱۱ همگرایی تخمین پارامترها را نشان می‌دهد. حدوداً پس از ۲۰ ثانیه، تخمین بهینه‌ی پارامترهای موتور به مقادیر صحیح آن همگرا می‌شود. به علاوه، اغتشاش خارجی تأثیری روی تخمین پارامتر نشان نمی‌دهد. به عنوان یک خلاصه، این مطالعه یک کنترل کننده امیدانس برپایه‌ی نظریه غیرفعالی و یک کنترل کننده جریان محاسبه شده نوآورانه برای ربات‌های توانبخشی دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت به منظور انجام تمرین‌های فعال مشارکتی فراهم می‌آورد. سپس در یک ملاحظه عملی فرض شده است که پارامترهای موتور در طول زمان تغییر می‌کنند. بنابراین یک مسئله بهینه‌سازی دوسطحی برای تضمین همگرایی بهینه تخمین پارامترها در کنار پایداری سیستم تعریف شده است. در کارهای پیش از این مطالعه، در یک طرف، قوانین تطبیق پارامترها مثل رابطه (۳-۳۶) پایداری لیاپانوفی سیستم را ضمانت می‌کنند اما به همگرایی پارامترها توجهی نمی‌کنند. در طرف دیگر، روش‌های تخمین

بازگشتی مانند روابط (۳-۴۴) الی (۳-۴۶) تخمین پارامترها را بدون توجه به پایداری سیستم در نظر می‌گیرد. در اینجا، یک روش ترکیبی ارائه می‌شود که به‌طور همزمان پایداری لیاپانوفی سیستم را در کنار همگرایی تخمین بهینه پارامترها در نظر می‌گیرد. اگرچه تخمین غیرصحيح پارامترها روی پایداری سیستم تاثیر می‌گذارد، روش پیشنهادی در مسئله بهینه‌سازی سطح دوم، پایداری سیستم حلقه‌بسته با معنای لیاپانوف را ضمانت می‌کند. نتایج پیاده‌سازی کارایی روش کنترل‌کننده پیشنهادی را تأیید می‌کند.

۳-۸- نتیجه‌گیری

در این فصل، یک کنترل‌کننده امیدانس جریان محاسبه شده‌ی تطبیقی بهینه طراحی شده و برای کنترل یک ربات توانبخشی پائین‌تنه‌ی دارای محرکه‌های الکتریکی، از نوع موتورهای جریان مستقیم آهنربای ثابت، برای انجام تمرین‌های فعال مشارکتی به‌کارگرفته شده‌است. یک مسئله بهینه‌سازی دوسطحی با دو هدف غلبه بر عدم قطعیت پارامتری و تعیین بهره‌ی تنظیم در قانون تطبیق توسعه داده شده‌است. پایداری سیستم حلقه‌بسته با کمک روش تطبیقی برپایه‌ی لیاپانوف اثبات شده‌است، درحالی‌که همگرایی پارامترها به مقدار حقیقی‌شان در حضور عدم قطعیت مدنظر قرارگرفته شده‌است. نشان داده شده‌است که یک ربات توانبخشی دارای موتورهای جریان مستقیم آهنربای ثابت که از کنترل‌کننده امیدانس پیشنهادی بهره می‌برد، یک سیستم غیرفعال اتلافی است، بنابراین توسط یک پسخورد منفی ساده قابل کنترل است. با بکارگیری قضیه‌ی غیرفعالی در طراحی کنترل امیدانس، یک قانون کنترل بر پایه‌ی جریان ارائه شده‌است. بدون استفاده از کنترل‌کننده‌های بر پایه‌ی جریان، مدل سیستم تحت کنترل یک مدل غیرخطی پیچیده‌ی چندمتغیره می‌باشد که محاسبه مشتق تابع ذخیره‌سازی آن بسیار سخت است و در نتیجه ضمانت پایداری سیستم بسیار سخت خواهد بود. مزیت اصلی کنترل‌کننده پیشنهادی یک راه‌حل ساده برای این مشکلات می‌باشد. نتایج پیاده‌سازی کارایی بالا و راندمان خوب طرح کنترل‌کننده پیشنهادی را به ترتیب از طریق خطای ردگیری کوچک و همگرایی بهینه‌ی تخمین پارامترها تأیید می‌کند. در طراحی کنترل‌کننده معرفی

شده در این فصل، فرض شده است که قید محدودیت ورودی برای محرکه‌های ربات مذکور وجود ندارد، اما در مواردی محدودیت ورودی برای محرکه‌ها وجود دارد، لذا در فصل بعد یک روش کنترل امپدانس بهینه برپایه‌ی کنترل ولتاژ با در نظر گرفتن این قید پیشنهاد می‌شود.

فصل چهارم

کنترل و تاثیر امپدانس بهینه برای

ربات های دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با

آهنربای ثابت

۴-۱- مقدمه

این فصل یک کنترل کننده امیدانس بهینه‌ی بر پایه‌ی ولتاژ را برای کنترل یک ربات توانبخشی پائین‌تنه‌ی دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت، دارای قید محدودیت ولتاژ ورودی ارائه می‌کند. برای غلبه بر پیچیدگی دینامیکی و عدم قطعیت (شامل دینامیک‌های مدل نشده، عدم قطعیت پارامتری و اغتشاش خارجی) روش پیشنهادی یک مدل داخلی برای معادلات الکتریکی محرکه‌ها را به کار می‌گیرد. در سال‌های اخیر تحقیقات زیادی در جهت طراحی کنترل کننده برای سیستم‌های رباتیک دارای موتورهای الکتریکی برپایه‌ی راهبرد کنترل ولتاژ ارائه شده، اما تعداد کمی موفق به تولید یک قانون کنترل ساده شده‌اند. پس از سال‌ها تحقیقات در حوزه‌ی طراحی کنترل کننده‌ی برپایه‌ی ولتاژ برای سیستم‌های رباتیک، تایید می‌شود که مشتق جریان الکتریکی در پیچیدگی طراحی قانون کنترل برپایه‌ی ولتاژ نقش جدی ایفا می‌کند. برپایه‌ی دانش ما، در حال حاضر تغییرات پارامترهای موتور در طول زمان اجرا در این مقالات در نظر گرفته نشده است. به علاوه، تخمین مشتق مرتبه اول جریان روش‌های موجود را پیچیده یا غیر عملی می‌کند. همچنین، در کاربردهای توانبخشی در عمل روش‌های برپایه‌ی مدل مانند کنترل گشتاور محاسبه شده و کنترل دینامیک مجتمع به دلیل پیچیدگی محاسبات و مدل دینامیکی غیر دقیق عضلات بیمار غیر قابل استفاده هستند.

برای غلبه بر این چالش‌ها یک کنترل کننده جدید برپایه‌ی ولتاژ در این فصل ارائه می‌شود. روش پیشنهادی با استفاده از یک مدل داخلی برای محرکه‌ها، پاسخ مورد انتظار سیستم تحت کنترل را برای تخمین تأثیرات عدم قطعیت روی خروجی سیستم شبیه‌سازی می‌کند. این تخمین به سادگی برای جبران عدم قطعیت در یک الگوریتم پیشنهادی به کار گرفته می‌شود. در مقاله [۹۵] یک مدل داخلی برای کنترل یک اسکلت خارجی پائین‌تنه به کار گرفته شده است. اما با توجه به استفاده از مدل دینامیکی ربات، قانون کنترل نهایی، یک سیستم به شدت پیچیده مزدوج غیر خطی می‌باشد. در این فصل، برای به دست آوردن یک کنترل کننده نهایی ساده، از راهبرد کنترل ولتاژ استفاده می‌شود. در این استفاده نوآورانه از "اصل مدل داخلی" کنترل کننده پیشنهادی از بخش‌های معلوم سیستم به عنوان یک مدل برای تخمین بخش‌های نامعلوم آن استفاده

می‌کند. در نهایت، کنترل‌کننده پیشنهادی، برای کنترل موقعیت و امپدانس مکانیکی ربات‌های توانبخشی دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت در حضور عدم قطعیت به کار گرفته می‌شود. در این فصل، کنترل‌کننده به نوعی طراحی شده است که سیستم حلقه بسته تاثیر کمی از عدم قطعیت و اغتشاش خارجی می‌پذیرد. براین اساس، قابلیت استفاده از الگوریتم‌های خارج خط، برای بهینه‌سازی سیستم کنترل حلقه بسته حاصل بررسی می‌شود. علاوه بر این برپایه‌ی مشخصات ذاتی ربات‌های توانبخشی پائین تنه یک مسیر مطلوب ویژه در اینجا طراحی می‌شود که مشتق پذیر و محدود در بیشینه‌ی بازه‌ی حرکتی و دارای استراحت کافی در هر تناوب می‌باشد. مزایای رویکرد پیشنهادی محاسبات کم با پاسخ سریع و توانایی استفاده در ردگیری مسیرهای سرعت بالا، کارایی بالا، پایداری تضمین شده سیستم حلقه بسته، سادگی طراحی، سادگی اجرا و ساختار مفصل مستقل کنترل‌کننده می‌باشد. به علاوه، عدم حساسیت سیستم حلقه بسته به عدم قطعیت در پارامترهای سیستم مکانیکی و الکتریکی، در این رویکرد قابل ذکر می‌باشد.

۴-۲- مدل ربات توانبخشی پائین تنه دارای موتورهای الکتریکی

جریان مستقیم با آهنربای ثابت

ربات توانبخشی دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت که در این فصل استفاده می‌شود یک ربات دو درجه آزادی شبیه به پا می‌باشد که برای فراهم کردن تمرین‌های توانبخشی پائین تنه‌ی انسان طراحی شده است. این ربات که در شکل اول فصل سوم نشان داده شده است، برای اجرای تمرین‌های توانبخشی پائین تنه‌ی در صفحه‌ی طولی، مربوط به باز شدن - بسته شدن مفاصل زانو و لگن، طراحی شده است (برای اطلاعات بیشتر به پیوست و یا مقاله‌های [۳] و [۴] رجوع کنید). همانطور که بیان شد، معادلات حرکت ربات توانبخشی دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت به صورت زیر نوشته می‌شود [۸].

$$M(q)\ddot{q} + H(q, \dot{q}) + J(q)^T F_e + d = T_r \quad (۱-۴)$$

که در آن $q = [q_1, q_2, \dots, q_n]^T$ بردار زوایای مفاصل، n درجه آزادی ربات، $M(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ ماتریس اینرسی، $H(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ بردار شامل عبارات نیرو، جانب مرکز، کوریولیس، گرانش و اصطکاک دینامیکی، $J(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ ماتریس ژاکوبین ربات، $F_e \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ بردار نیروهای تماسی اعمال شده توسط عضلات بیمار در طول تمرین‌های توانبخشی، $T_r \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ بردار گشتاور مفاصل و $d \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ عدم قطعیت محدود فشرده شامل عدم قطعیت خارجی، اصطکاک مفاصل و عدم دقت مدل می‌باشد. در نوشتار این فصل ماتریس‌ها و بردارها با حروف توپر و متغیرهای اسکالر با حروف نازک نوشته شده‌اند.

گشتاور هر مفصل از طریق یک موتور جریان مستقیم دارای یک گیربکس با ضریب تبدیل r_i فراهم می‌شود:

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

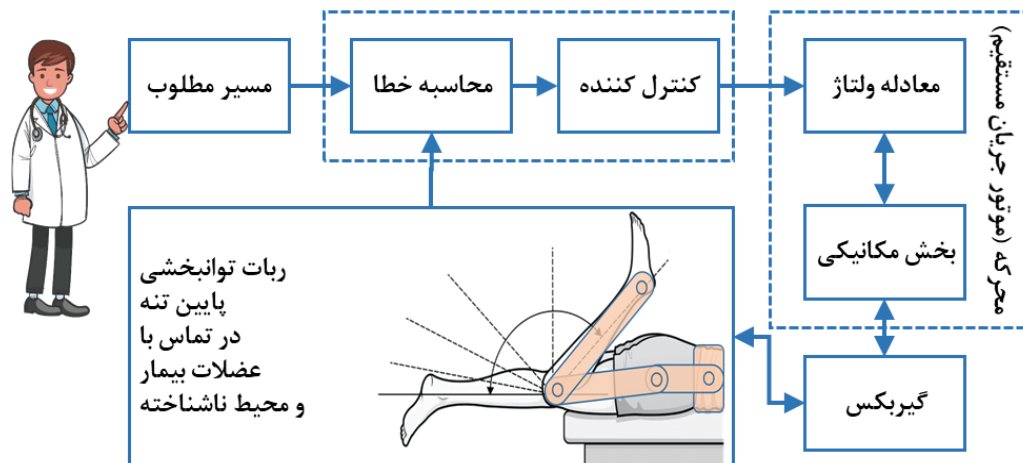
که در آن i زیرنویس شماره‌ی مفاصل و θ_i سرعت زاویه‌ای شفت موتور می‌باشند. معادلات دینامیکی موتور جریان مستقیم الکتریکی شامل دو بخش مکانیکی و الکتریکی می‌باشد. معادلات دینامیکی موتور مفصل i ام می‌تواند به صورت زیر نوشته شود.

$$J_{m,i} \ddot{\theta}_i + B_{m,i} \dot{\theta}_i + r_i T_{r,i} = K_{m,i} I_i \quad (۳-۴)$$

$$L_i \dot{I}_i + R_i I_i + K_{b,i} \dot{\theta}_i = V_i \quad (۴-۴)$$

که در آن، $J_{m,i}$ و $B_{m,i}$ به ترتیب مقدار اینرسی و چسبندگی بخش مکانیکی موتور می‌باشند. مقدار $T_{r,i}$ مقدار گشتاور مفصل، I_i جریان آرمیچر و $K_{m,i}$ ثابت انتقال گشتاور موتور است. در دینامیک موتور، جریان بخش الکتریکی را به بخش مکانیکی ارتباط می‌دهد. در معادلات الکتریکی، L_i اندوکتانس محرکه، R_i مقاومت آرمیچر و $K_{b,i}$ ثابت نیروی ضد محرکه می‌باشند.

دیاگرام بلوکی فرآیند توانبخشی پائین‌تنه به کمک ربات در شکل ۱-۴ ترسیم شده است. فیزیوتراپیست مشخصات تمرین درمانی را تنظیم کرده و کنترل‌کننده محرکه‌ها را چنان کنترل می‌کند که ربات و بدن بیمار این مشخصات را ردگیری کنند.



شکل ۴-۱: دیاگرام بلوکی توانبخشی به کمک ربات

اگر تمامی بخش‌های مکانیکی معادلات دینامیکی یعنی روابط (۴-۱) الی (۴-۳) را باهم ترکیب کنیم، خواهیم داشت:

$$\begin{aligned} & (r_M M(q) + r_M^{-1} J_M) \ddot{q} + r_M^{-1} B_M \dot{q} + r_M H(q, \dot{q}) \\ & + r_M J(q)^T F_e + r_M d = r_M^{-1} K_M I \end{aligned} \quad (4-5)$$

که در آن r_M و K_M, B_M, J_M ماتریس‌های $n \times n$ قطری بخش‌های مکانیکی موتورها می‌باشند.

- ویژگی ۱ (معکوس‌پذیری ماتریس اینرسی):

ماتریس $M(q)$ یک ماتریس مثبت معین متقارن می‌باشد، به دلیل استفاده از توابع مثلثاتی بر حسب q حتی اگر q نامحدود باشد همواره ماتریس $M(q)$ محدود است. بنابراین، ماتریس اینرسی مجتمع، یعنی ماتریس $\bar{M}(q) = (r_M M(q) + r_M^{-1} J_M)$ یک ماتریس همواره محدود مثبت معین می‌باشد. در نتیجه، معکوس آن موجود، غیر صفر و محدود است [۴۸].

با در نظر گرفتن ویژگی ۱، بخش مکانیکی می‌تواند به صورت زیر بازنویسی شود:

$$\ddot{q} = \bar{M}(q)^{-1} \left(r_M^{-1} K_M I - (r_M^{-1} B_M \dot{q} + r_M H(q, \dot{q}) + r_M J(q)^T F_e + r_M d) \right) \quad (4-6)$$

در این فصل ولتاژ ترمینال موتور به عنوان سیگنال کنترل در نظر گرفته شده است. لذا مسئله کنترل سعی در یافتن ولتاژ موتور به گونه‌ای دارد که منجر به ردگیری مسیر مطلوب شود. تعدادی محدودیت و فرض در نظر گرفته می‌شود:

- فرض ۱ (مسیر مطلوب):

مقدار مطلوب موقعیت زاویه‌ای ($q_d \in \mathbb{R}^{n \times 1}$)، سرعت زاویه‌ای ($\dot{q}_d \in \mathbb{R}^{n \times 1}$) و شتاب زاویه‌ای ($\ddot{q}_d \in \mathbb{R}^{n \times 1}$) محدود هستند.

- فرض ۲ (منبع ولتاژ):

بسیاری از ربات‌های کنترل شده در مد گشتاور، از محدود کننده جریان در سروو سیستم برای محافظت از اضافه جریان استفاده می‌کنند [۴۸] و لازم است گشتاور یا جریان ورودی موتور محدود شود. برای محرکه‌های الکتریکی که توسط ولتاژ کنترل می‌شوند نیز لازم است که ولتاژ ترمینال موتور محدود می‌باشد. این واقعیت برای محافظت از محرکه‌ها در مقابل اضافه ولتاژ لازم است.

$$|V| \leq V_{max} \quad (۷-۴)$$

- فرض ۳ (نیروی بیمار):

نیروی اعمالی بیمار ($F_e \in \mathbb{R}^{n \times 1}$)، توسط عضلات انسان تولید شده لذا نمی‌تواند مقداری نامحدود داشته باشد و در نتیجه محدود می‌باشد.

- فرض ۴ (اغتشاش خارجی):

اغتشاش خارجی d به صورت محدود در نظر گرفته شده است.

- فرض ۵ (نویز اندازه‌گیری):

فرض شده است که هر سیگنال اندازه‌گیری شده از یک فیلتر پائین‌گذر عبور داده شده و در نتیجه نویز اندازه‌گیری در محاسبات این بخش در نظر گرفته نخواهد شد.

۴-۳- کنترل‌کننده موقعیت پیشنهادی

برای طراحی یک کنترل‌کننده مفصل مستقل، معادله ولتاژ محرکه‌ها بدون از دست‌دادن کلیت به‌صورت مستقل در نظر گرفته می‌شوند. برای سادگی نوشتار، زیرنویس i از این پس حذف شده و پارامتر $\alpha \triangleq K_b r^{-1}$ تعریف و استفاده می‌شود. بنابراین رابطه‌ی هر مفصل می‌تواند به‌صورت زیر بازنویسی شود.

$$\alpha \dot{q} + L\dot{I} + RI = V = \text{sat}(u) \quad (۸-۴)$$

که در آن $\text{sat}(\cdot)$ تابع اشباع با رابطه $\text{sat}(u) = \begin{cases} u & |u| \leq V_{\max} \\ V_{\max} \text{sign}(u) & |u| > V_{\max} \end{cases}$ و $V_{\max}$ بیشینه

ولتاژ قابل تحمل پایانه‌ی موتور می‌باشد. بر اساس رابطه (۴-۵)، جریان موتور تأثیرات دینامیکی کل بخش‌های مکانیکی ربات را در تماس با محیط، اغتشاش خارجی و عدم قطعیت، نمایندگی می‌کند. بنابراین به‌جای در نظر گرفتن معادلات دینامیکی کل ربات (که پیچیده، چندمتغیره، مزدوج و غیرخطی است)، رابطه ولتاژ محرکه، یعنی رابطه (۴-۸)، می‌تواند برای طراحی کنترل‌کننده ساختار مفصل مستقل به‌کار گرفته شود. به عنوان مثال، [۴۰] فرض کرده است که پارامترهای موتور ثوابت معلوم بوده و یک قانون کنترل ساده را پیشنهاد داده است که به یک سیستم حلقه‌بسته پایدار منجر شده است. اما به‌هر حال پارامترهای موتور ممکن است در طول زمان اجرا به دلیل حرارت دچار تغییر شوند [۴۱]. عبارت $(L\dot{I} + RI)$ شامل مشاهده دینامیک بار می‌باشد که راهبرد کنترل ولتاژ را قادر می‌سازد دینامیک‌های بخش مکانیکی را حذف کند. اما اندازه‌گیری مشتق جریان با دقت بالا کار سختی می‌باشد، حذف این عبارت یک روش مرسوم در مقالات می‌باشد چراکه ثابت زمانی در معادلات الکتریکی بسیار کوچکتر از ثابت زمانی بخش‌های مکانیکی می‌باشد

[۴۸]. اما حذف $L\dot{I}$ از قانون کنترل منجر به از دست دادن بخشی از اطلاعات بسیار مهم خواهد شد. برای غلبه بر این چالش‌ها، روش پیشنهادی این فصل، نه عبارت مشتق را حذف کرده و نه آن را در قانون کنترل به کار می‌گیرد.

۴-۳-۱- پیشنهاد راهبرد کنترل براساس مدل داخلی با فرض پارامترهای ثابت

روش پیشنهادی یک مدل مستقیم ساده را برای سیستم (۴-۸) به شکل زیر تعریف می‌کند:

$$\dot{q}(t) = \alpha^{-1}(V(t - \varepsilon) - RI(t)) \quad (۹-۴)$$

که در آن ε یک مقدار مثبت بسیار کوچک به عنوان تأخیر زمانی، و $\alpha \triangleq K_b r^{-1}$ می‌باشند. بخش نامعلوم سیستم می‌تواند با توجه به روابط (۴-۸) و (۴-۹) به صورت زیر محاسبه شود:

$$\psi \triangleq \dot{q} - \dot{q} \equiv \alpha^{-1}(L\dot{I} - \delta(t)) \quad (۱۰-۴)$$

که در آن $\delta(t) = (V(t) - V(t - \varepsilon))$. سپس قانون کنترل به شکل زیر پیشنهاد می‌شود:

$$u(t) = RI + \alpha(\dot{q}_d + \lambda e + \psi) \quad (۱۱-۴)$$

که در آن $e \triangleq q_d - q$ خطای ردگیری زاویه مفصل و λ یک پارامتر طراحی از پیش تعیین شده مثبت می‌باشد. به طور مشخص، مقدار متغیرهای سمت راست رابطه (۴-۱۱) از طریق اندازه‌گیری I ، e ، $\dot{q}$ و $\dot{q}$ ، و در نتیجه محاسبه ψ معلوم می‌باشد. در این بخش، پارامترهای R و α در طول زمان اجرا ثابت و به دقت معلوم فرض شده‌اند. دینامیک خطای ردگیری سیستم حلقه بسته معادل $\dot{e} + \lambda e = \alpha^{-1}\delta(t)$ می‌باشد، که در آینده با جزئیات شرح داده می‌شود.

۴-۳-۲- راهبرد کنترل ولتاژ بر پایه‌ی مدل داخلی با در نظر گرفتن تغییرات پارامترها

پارامترهای موتور ممکن است در طول زمان اجرا به دلیل حرارت موتور و تغییرات دمای محیط، تغییر کنند [۴۱]. بنابراین پارامترهای R و α از این پس در این فصل نامعلوم فرض شده است و دو پارامتر طراحی $\hat{R}$ و

$\hat{\alpha}$ در مدل و قانون کنترل به جای آنها استفاده می‌شود. براین اساس، یک مدل جدید به صورت زیر پیشنهاد داده شده است:

$$\dot{\hat{q}}(t) = \hat{\alpha}^{-1} (V(t - \varepsilon) - \hat{R}I(t)) \quad (12-4)$$

با استفاده از مدل داخلی جدید، یعنی رابطه (12-4)، عدم قطعیت کلی به صورت زیر قابل اندازه‌گیری می‌باشد.

$$\psi(t) \triangleq \dot{\hat{q}}(t) - \dot{q}(t) \quad (13-4)$$

عدم قطعیت فشرده (ψ) در داخل پردازشگر با تفریق سرعت دورانی اندازه‌گیری شده ($\dot{q}$) از مقدار تخمینی آن ($\dot{\hat{q}}$) با استفاده از رابطه (13-4) محاسبه می‌شود. به صورت تحلیلی این عبارت معادل مقدار زیر می‌باشد.

$$\psi \equiv \alpha^{-1} (L\dot{I} + RI) - \hat{\alpha}^{-1} \hat{R}I - \xi \quad (14-4)$$

که در آن $\xi = (\alpha^{-1}V(t) - \hat{\alpha}^{-1}V(t - \varepsilon))$. در نتیجه یک قانون کنترل جدید به صورت زیر قابل پیشنهاد است:

$$u(t) = \hat{R}I + \hat{\alpha}(\dot{q}_d + \lambda e + \psi) \quad (15-4)$$

با اعمال قانون کنترل پیشنهادی رابطه (15-4) به معادله الکتریکی محرکه یعنی رابطه (4-8)، خواهیم داشت:

$$\dot{q} = \alpha^{-1} \left((\hat{R}I + \hat{\alpha}(\dot{q}_d + \lambda e + \psi)) - L\dot{I} - RI \right) \quad (16-4)$$

برای تحلیل سیستم حلقه بسته، عبارت عدم قطعیت (ψ) می‌تواند با مقدار معادل تحلیلی آن یعنی رابطه (4-14) جایگزین شود:

$$\alpha \dot{q} = \hat{\alpha}(\dot{q}_d + \lambda e) + \hat{R}I - (L\dot{I} + RI) + \hat{\alpha}(\alpha^{-1}(L\dot{I} + RI) - \hat{\alpha}^{-1}\hat{R}I - \xi) \quad (17-4)$$

در نتیجه:

$$(\dot{e} + \lambda e) = (\hat{\alpha}^{-1} \alpha - 1) \dot{q} + (\hat{\alpha}^{-1} - \alpha^{-1})(L\dot{I} + RI) + \xi \quad (18-4)$$

با اعمال یکسری محاسبات ریاضیاتی و جایگذاری ξ خواهیم داشت

$$(\dot{e} + \lambda e) = (\hat{\alpha}^{-1} - \alpha^{-1})(\alpha \dot{q} + L\dot{I} + RI) + (\alpha^{-1}V(t) - \hat{\alpha}^{-1}V(t - \varepsilon)) \quad (19-4)$$

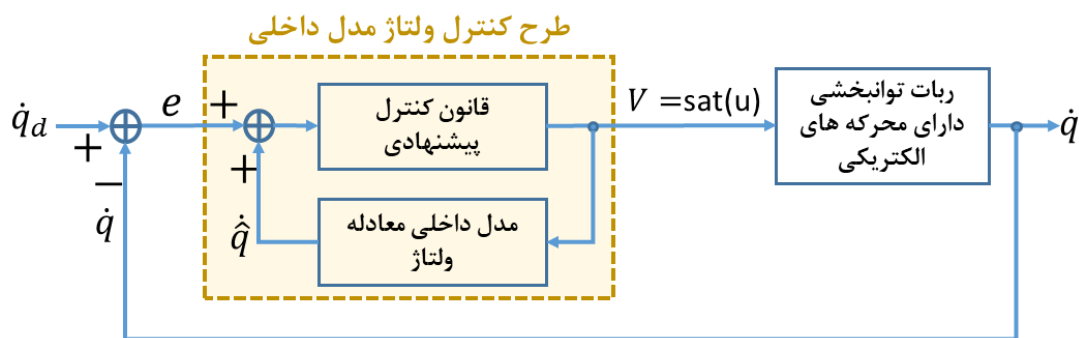
با در نظر گرفتن رابطه (۸-۴) خواهیم داشت:

$$(\dot{e} + \lambda e) = \hat{\alpha}^{-1}(V(t) - V(t - \varepsilon)) \quad (20-4)$$

بنابراین، سیستم حلقه بسته با توجه به $\delta(t) = (V(t) - V(t - \varepsilon))$ می تواند به صورت زیر بازنویسی شود:

$$(\dot{e} + \lambda e) = \hat{\alpha}^{-1}\delta(t) \quad (21-4)$$

لازم به ذکر است که پارامترهای از پیش تعیین شده طراحی ($\hat{\alpha}$ و $\hat{R}$) در حقیقت مقدار پارامترهای حقیقی سیستم را تخمین می زنند. حال اگر چه $\hat{\alpha}$ در رابطه (۲۱-۴) وجود دارد اما خطاهای تخمین، $\tilde{R} \triangleq (R - \hat{R})$ و $\tilde{\alpha} \triangleq (\alpha - \hat{\alpha})$ در دینامیک سیستم حلقه بسته نقشی ایفا نمی کنند. راهبرد پیشنهادی در این بخش در شکل ۲-۴ ترسیم شده است.



شکل ۲-۴: طرح کنترل پیشنهادی

طرح کنترل پیشنهادی به صورت شبه کد در شکل ۳-۴ با جزئیات آمده است

۱- مقداردهی اولیه پارامترهای کنترل کننده ($\hat{R}$ and $\hat{\alpha}$)

۲- مقداردهی اولیه شاخص ناکاملی (ψ)

۳- حلقه تا زمان پایان کنترل

۱-۳- محاسبه سیگنال کنترل (V)

۲-۳- اعمال سیگنال کنترل به سیستم

۳-۳- اندازه گیری متغیرهای پسخورد (I and $\dot{q}$)

۴-۳- محاسبه خروجی مدل مستقیم ($\hat{q}$)

۵-۳- محاسبه شاخص ناکاملی (ψ)

۴- پایان حلقه

شکل ۴-۳: شبه کد کنترل کننده پیشنهادی

پایداری سیستم حلقه بسته در اینجا بررسی می شود. سیستم حلقه بسته نهایی، یعنی رابطه (۴-۲۱) یک معادله دیفرانسیل خطی مرتبه یک با ضرایب ثابت مثبت می باشد. به علاوه از آنجایی که $V(t)$ محدود است دو وضعیت در تحلیل پایداری سیستم به وجود می آید. در وضعیت اول ولتاژ ترمینال به مقدار اشباع خود رسیده است که در این حالت با توجه به اثبات پایداری ارائه شده در [۹۶]، در ربات های توانبخشی پائین تنه با مفاصل لولایی که توسط موتورهای الکتریکی dc با ولتاژ ترمینال محدود تحریک می شوند، جریان الکتریکی، مشتق آن و سرعت خطی موتورهای محدود باقی می ماند. از آنجایی که ولتاژ در حالت اشباع باقی می ماند لذا $\delta(t) = 0$ و خطا شروع به کوچک شدن می کند. در وضعیت دوم ولتاژ در درون باند محدود خودش می ماند، در این وضعیت از آنجایی که ولتاژ محدود است، لذا طبق تعریف $\delta(t)$ محدود بوده و مقدار ورودی رابطه (۴-۲۱) محدود می باشد. در نتیجه محدود بودن خطا e و مشتق آن $\dot{e}$ ضمانت می شود. در نتیجه با توجه به فرض ۱، موقعیت و سرعت واقعی مفاصل (q و $\dot{q}$) محدود می باشند. لازم به ذکر است که موقعیت و سرعت دورانی موتور (θ و $\dot{\theta}$) به صورت ثابت به موقعیت و سرعت دورانی مفصل مقید بوده و لذا آنها نیز محدود باقی می مانند. با داشتن فرض ۲ و رابطه ی (۴-۸) عبارت زیر را خواهیم داشت:

$$L\dot{I} + RI = v \quad (4-22)$$

که در آن، $v = (V - \alpha\dot{q})$ همانطور که اثبات شد یک مقدار محدود می باشد. رابطه (۴-۲۲) یک معادله دیفرانسیل خطی مرتبه اول با ضرایب ثابت مثبت می باشد در نتیجه براساس معیار راث هرویتز پایدار است. از

آنجایی که ورودی آن محدود است پاسخ آن (I و $\dot{I}$) محدود خواهد بود [۹۶]. لازم به ذکر است، اگرچه پارامترهای موتور در طول زمان تغییر می‌کند اما آنها همواره به دلیل قیدهای فیزیکی محدود و مثبت هستند. در نتیجه رابطه (۴-۱۲) نشان می‌دهد $\hat{q}$ محدود و همچنین رابطه (۴-۱۳) نشان می‌دهد ψ محدود می‌باشد. در نتیجه با استفاده از قانون کنترل پیشنهادی و رابطه (۴-۶) شتاب دورانی واقعی برای مفاصل و محور موتورها ($\ddot{q}$ و $\ddot{\theta}$) نیز محدود می‌باشند. علاوه بر آن رابطه (۴-۱) نشان می‌دهد گشتاور تولیدی مفاصل T_r نیز محدود است. در نتیجه اثبات شده است که تمامی متغیرها محدود می‌باشد و اندازه‌ی خطا به سمت صفر کوچک می‌شود، در نتیجه سیستم حلقه‌بسته پایدار خواهد بود. $\square$

۴-۴- طراحی کنترل امپدانس

در توانبخشی پائین‌تنه، ربات به بدن بیمار متصل می‌باشد. در چنین وضعیتی، رفتار تعاملی ربات به خوبی و با حساسیت بالا مدنظر قرار می‌گیرد [۸]. در واقع ارتباط دینامیکی بین نیروهای تماسی و خطای موقعیت، به عنوان امپدانس مکانیکی، کنترل می‌شود [۸] و [۲۵]. قانون امپدانس مطلوب برای هر مفصل معمولاً به صورت یک معادله دینامیکی مرتبه‌دو توصیف می‌شود [۹].

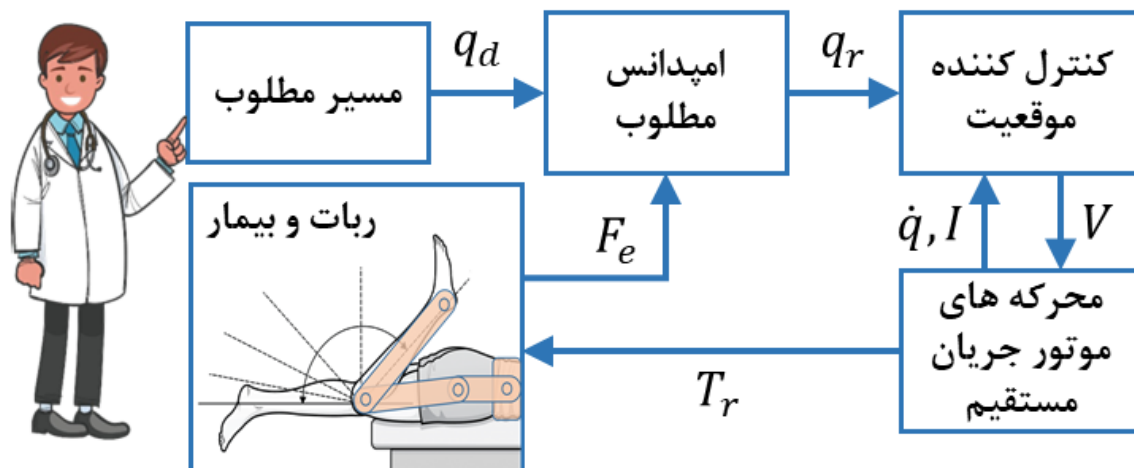
$$M_d(\ddot{q}_d - \ddot{q}_r) + B_d(\dot{q}_d - \dot{q}_r) + K_d(q_d - q_r) = J(q)^T F_e \quad (۴-۲۳)$$

که در آن M_d ، B_d و K_d به ترتیب ضرائب اینرسی، میرایی و سختی مطلوب می‌باشند. q_d مسیر مطلوب بوده که توسط یک خبره یعنی فیزیوتراپیست داده شده است. علاوه بر آن، q_r مسیر بازتولیدی زاویه‌ی مفاصل بر اساس قانون امپدانس مطلوب می‌باشد که به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\ddot{q}_r = \ddot{q}_d + M_d^{-1}[B_d(\dot{q}_d - \dot{q}_r) + K_d(q_d - q_r) - J(q)^T F_e] \quad (۴-۲۴)$$

لازم به ذکر است از آنجا که نیروی بیمار و مقادیر زاویه، سرعت و شتاب مطلوب محدود می‌باشند و ضرائب امپدانس مطلوب مثبت می‌باشند، لذا q_r نیز محدود می‌باشد. برای کنترل امپدانس ربات، مسیر بازتولیدی

مذکور به طرح کنترل پیشنهادی به عنوان موقعیت دورانی مطلوب مفاصل داده می‌شود. دیاگرام بلوکی روش کنترل امپدانس پیشنهادی در شکل زیر ارائه شده است:



شکل ۴-۴: دیاگرام بلوکی استفاده از کنترل امپدانس در توانبخشی

دفع اغتشاش موفق یکی از مزایای طرح پیشنهادی می‌باشد که طراح را قادر به استفاده از الگوریتم‌های بهینه‌سازی خارج خط برای تنظیم پارامترهای کنترل کننده می‌سازد.

- نکته ۱:

به طور عام، در مورد سیستم‌های دینامیکی که در معرض عدم قطعیت و اغتشاش خارجی هستند، به دلیل ذات متغیر پاسخ آنها روش‌های خارج خط توانایی بهینه‌سازی پارامترهای کنترل را نخواهند داشت. حال اگر کنترل کننده بتواند بخش عمده این تاثیرات را حذف نماید، به طوریکه تنها بخش بسیار کوچکی از این تاثیرات در سیستم حلقه بسته باقی بماند، الگوریتم‌های خارج خط می‌توانند برای بهینه‌سازی پارامترهای تنظیم به کار گرفته شوند، چراکه در این صورت، عدم قطعیت و اغتشاش خارجی تأثیر قابل توجهی روی نتایج بهینه‌سازی نخواهد داشت.

- نکته ۲:

اگر چه ربات دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت که با کنترل کننده‌ی پیشنهادی در این فصل کنترل شده است در معرض عدم قطعیت و اغتشاش خارجی می باشد، اما با توجه به سیستم حلقه بسته (۴-۲۱)، تاثیرات آنها در سیستم حلقه بسته قابل چشم پوشی و اندک است و لذا الگوریتم های خارج خط می توانند برای بهینه سازی پارامترهای کنترل کننده به کار گرفته شوند.

۴-۵- شبیه سازی

در این بخش سه طرح شبیه سازی مورد مطالعه قرار خواهند گرفت. در مورد اول طرح پیشنهادی به کنترل موقعیت ربات توانبخشی پائین تنه اعمال شده و سپس در بخش دوم نتایج آن با دو کنترل کننده شبیه به آن مقایسه خواهد شد. در نهایت سناریوی سوم به کنترل امیدانس بهینه شده ی ربات توانبخشی پائین تنه اختصاص داده شده است.

۴-۵-۱- طراحی مسیر:

برای انجام تمرین های غیرفعال بازه ی حرکتی برای توانبخشی پائین تنه، کارهای علمی پیش از این مسیر مطلوب مفاصل را به صورت یک مسیر متناوب چهار بخشی تکه ای خطی که ساده بوده اما نرم نیستند [۱] و [۲] یا به صورت یک مسیر سینوسی که در هر رأس برای بیمار زمان استراحت کافی ندارد [۹۷]، در نظر گرفته اند. این مطالعه یک مسیر پیوسته نرم و قابل تنظیم که مشتق آن به صورت تحلیلی قابل محاسبه است را پیشنهاد می دهد. بنابراین موقعیت و سرعت زاویه ای به صورت مطلوبی قابل تنظیم می باشند. از آنجا که این تمرین ها تناوبی می باشند در ابتدا زمان درون هر تناوب به صورت $\eta = Rem\left(\frac{time}{T_{prd}}\right)$ تعریف می شود که در

آن T_{prd} زمان تناوب از پیش داده شده، می باشد و $Rem(.)$ مقدار باقی مانده تقسیم را محاسبه می کند. مسیر مطلوب بر اساس η به صورت زیر پیشنهاد می شود.

$$q_a(\eta) = (max(ROM) - min(ROM)) \times (y(\eta, \eta_1) - y(\eta, \eta_2)) + min(ROM) \quad (25-4)$$

که در آن $y(\eta, \eta_i) = \left(1 + e^{\left(-\frac{\eta - \eta_i}{a}\right)}\right)^{-1}$ ، پارامتر تنظیم برای حداکثر سرعت زاویه ای (MAS^1) و ROM^2 بازه حرکتی می باشد. حداکثر سرعت زاویه ای مسیر مطلوب در دو نقطه ای $\eta = \{\eta_1, \eta_2\}$ به وجود می آیند، بنابراین آستانه ای حداقل برای مقدار a برابر $a > (max(ROM) - min(ROM))(4 \times)$ می باشد. $(MAS)^{-1}$

۴-۵-۲- کنترل موقعیت:

کنترل کننده مفصل مستقل پیشنهادی به کنترل یک ربات توانبخشی دو درجه آزادی دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت برای تمرین های درمانی زانو و لگن اعمال شده است. مهمترین مسئله در زمینه ربات های توانبخشی امنیت فیزیکی بیمار می باشد. مفاصل انسان یک بازه حرکتی محدود دارند در نتیجه ربات های درمانی باید این محدودیت های فیزیکی را در نظر بگیرند و تمام این ملاحظات عملی به مسیرهای مطلوب نیز اعمال می شود. حداکثر بازه حرکتی و حداکثر سرعت دورانی برای مفاصل زانو و لگن در عضلات پائین تنه ای انسان همانند جدول ۴-۱ با توجه به مقاله های [۱]، [۲۹] و [۹۸] در نظر گرفته می شود. بنابراین مسیر مطلوب باید حداکثر بازه حرکتی و حداکثر سرعت دورانی هر مفصل را در نظر بگیرد.

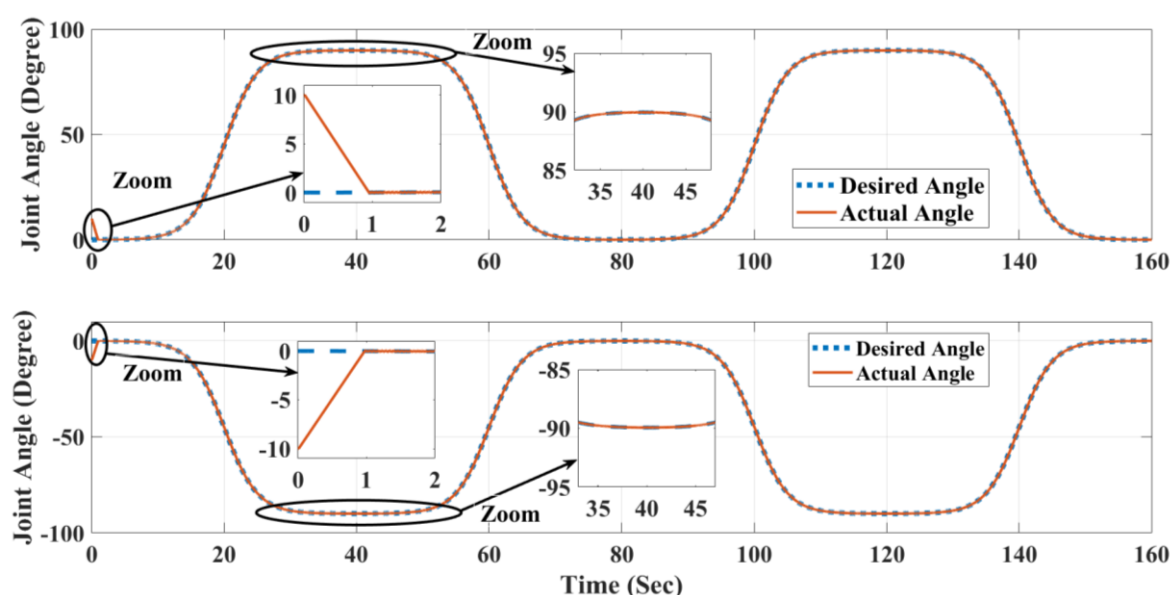
مسیر مطلوب با کمک روش کنترل موقعیت پیشنهادی به ربات اعمال شده است. کارایی ردگیری مفاصل زانو و لگن در شکل (۴-۵) آمده است.

¹ Maximum Angular Speed

² Range of Motion

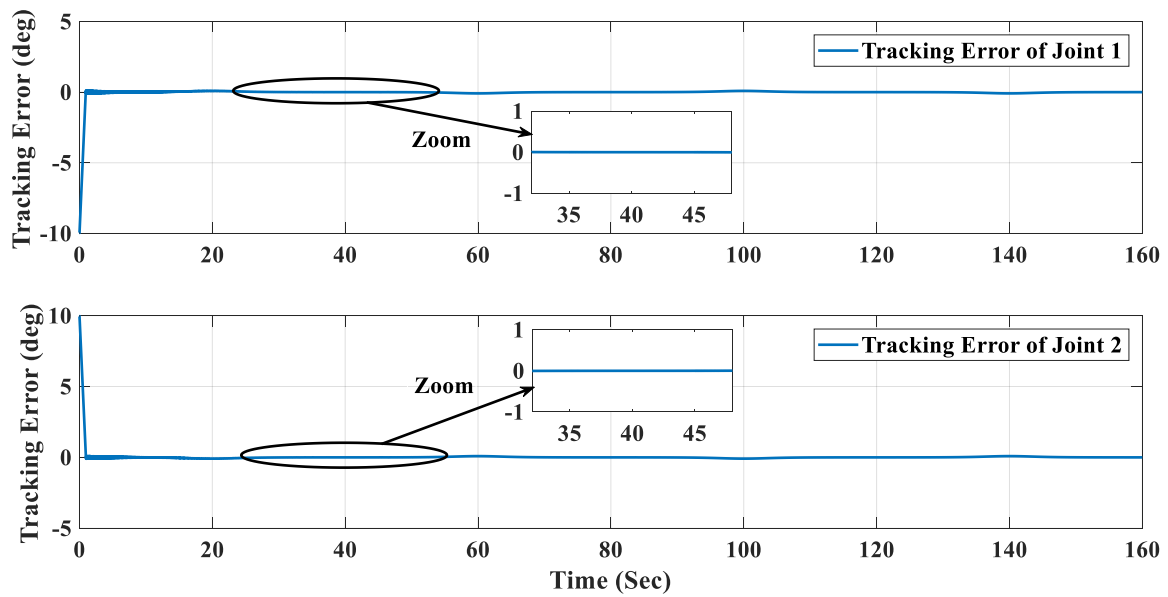
جدول ۴-۱: حداکثر بازهی حرکتی و حداکثر سرعت دورانی برای ربات توانبخشی مفاصل لگن و زانو

مفصل	حداکثر بازهی حرکتی (درجه)	حداکثر سرعت زاویه‌ای (درجه در ثانیه)
لگن	(-۳۰، +۱۲۰)	۳۰
زانو	(-۹۰، ۰)	۳۰



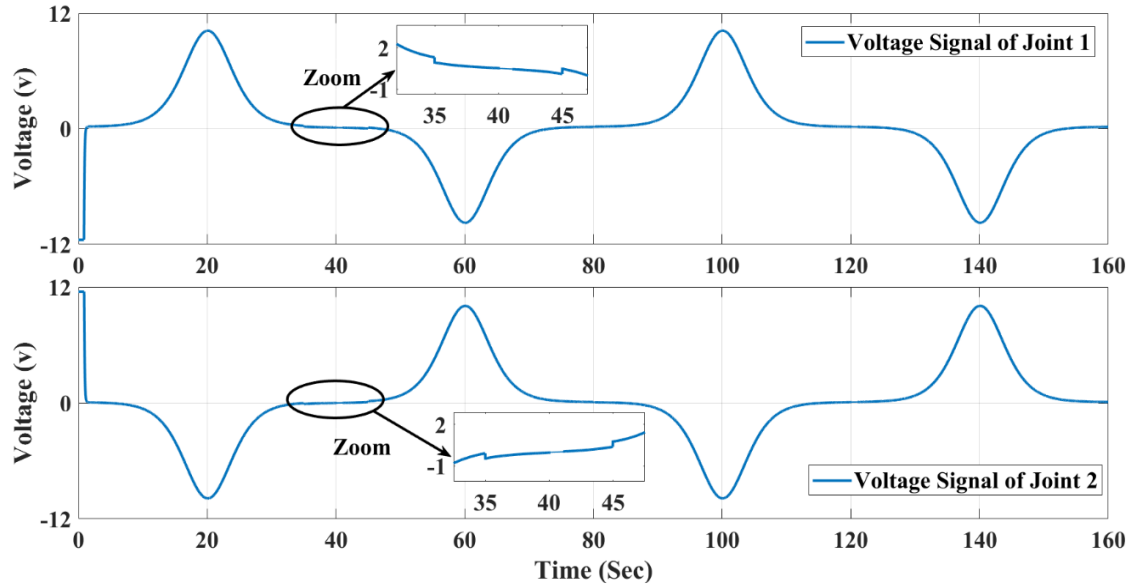
شکل ۴-۵: کارایی ردگیری PROM برای مفاصل زانو و لگن

با توجه به شکل ۴-۵ کنترل‌کننده پیشنهادی کارایی قابل قبولی را در ردگیری موقعیت مطلوب نشان می‌دهد. یک خطای زاویه‌ای اولیه وجود دارد که کنترل‌کننده کمتر از ۲ ثانیه به آن غلبه کرده‌است (اولین فضای بزرگنمایی شده در شکل بالا). برای مطالعه کارایی کنترل‌کننده یک اغتشاش خارجی ($d = 2N$) به ربات بین ثانیه‌های ۳۵ و ۴۵ اعمال شده است که کنترل‌کننده موفق شده است اثر آنرا تا حدود زیادی خنثی کند (دومین فضای بزرگنمایی شده). خطای ردگیری در شکل ۴-۶ آمده است که در آن خطاها در زانو و لگن به جز وضعیت اولیه کوچک می‌باشند و اغتشاش خارجی تأثیری روی خطای سیستم حلقه‌بسته نداشته است.



شکل ۴-۶: خطای ردگیری PROM برای مفاصل زانو و لگن

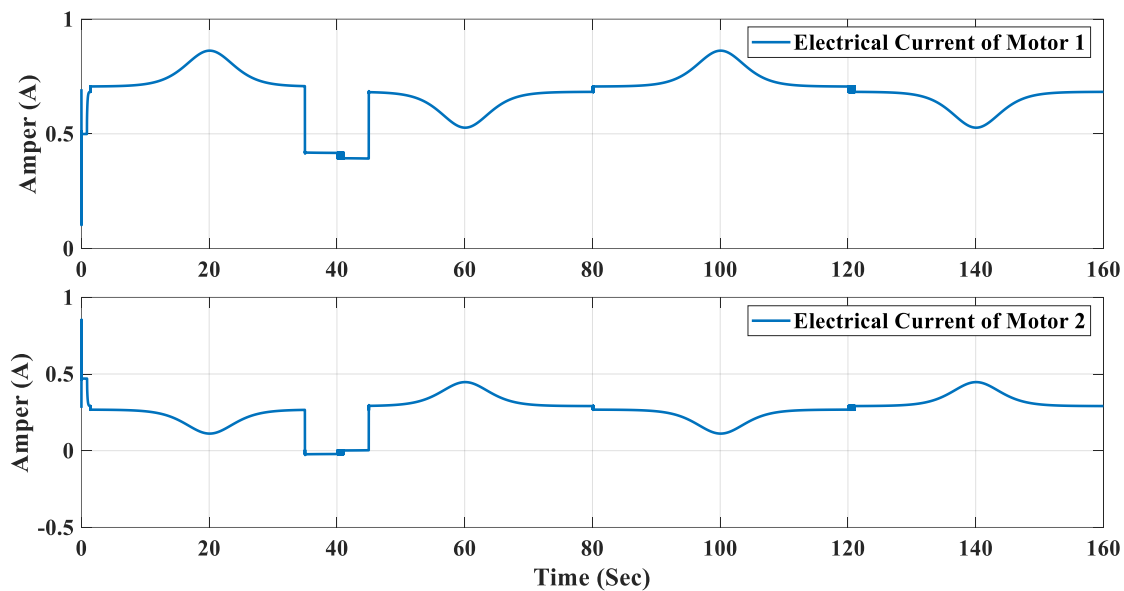
سیگنال کنترل یعنی ولتاژ ترمینال موتورها در شکل ۴-۷ نشان داده شده است.



شکل ۴-۷: ولتاژ موتورها (سیگنال کنترل) برای مفاصل زانو و لگن

همانطور که دیده می‌شود، وقتی که خطا در ابتدا بزرگ می‌باشد ولتاژ اشباع شده، اما کنترل‌کننده بر این موضوع غلبه کرده و سیگنال کنترل با حداکثر سرعت ممکن به مقدار اشباع نشده و نرم برگردانده شده است.

این مقدار از خطای اولیه به ندرت در واقعیت رخ خواهد داد، به علاوه تأثیر اغتشاش خارجی روی ولتاژ موتورها می‌تواند در ناحیه بزرگنمایی شده در شکل ۴-۷ دیده شود. جریان موتورها در شکل زیر نشان داده شده‌اند.



شکل ۴-۸: جریان موتورهای DC

شکل ۴-۸ نشان می‌دهد که منحنی جریان کوچک و نرم می‌باشد. برپایه‌ی اصل بیان شده در راهبرد کنترل ولتاژ رفتار دینامیکی بخش‌های مکانیکی شامل اغتشاش خارجی، می‌تواند در جریان الکتریکی موتورها رویت شود. این حقیقت در شکل بالا دیده می‌شود.

۴-۵-۳- مطالعه‌ی مقایسه‌ای کنترل موقعیت:

برای مطالعه بیشتر مزایای کنترل‌کننده پیشنهادی، این روش با دو کنترل‌کننده مشابه یعنی یک زیرکنترل‌کننده مقاوم تطبیقی [۱] و یک کنترل مقاوم تطبیقی براساس سری‌های تیلور [۳۶] مقایسه شده است. کارایی ردگیری کنترل‌کننده‌ها در این مقایسه در شکل زیر نشان داده می‌شود.

به جهت بررسی پیچیدگی محاسبات و در نتیجه شفافیت موضوع سادگی قانون کنترل پیشنهادی، کنترل کننده مقاوم تطبیقی ارائه شده در [۱] که برای مقایسه در شبیه‌سازی‌ها نیز به کار گرفته شده است در این قسمت تشریح می‌شود.

قانون کنترل [۱] به صورت زیر تعریف شده است (تمام متغیرها اسکالر است مگر بیان شود):

$$U_m = k_1 i_e + k_2 \int i_e dt + K_v \omega$$

که در آن U_m سیگنال اعمالی به ولتاژ موتور، ω سرعت زاویه‌ای مفصل، k_1 ، k_2 و K_v ثوابت طراحی کنترل کننده و $i_e = i_{m,d} - i_m$ می‌باشد. i_m جریان موتور است و با داشتن K_m به عنوان ضریب گشتاور موتور و K_g به عنوان ضریب تبدیل گیربکس، مقدار مطلوب جریان به صورت زیر محاسبه می‌شود.

$$i_{m,d} = \frac{T_{m,d}}{K_m} \rightarrow T_{m,d} = \frac{1}{K_g} (T_{sd} + T_f + T_c)$$

$$T_f = \begin{cases} F_c \operatorname{sgn}(\dot{\theta}) + \partial \dot{\theta}, & \dot{\theta} \neq 0 \\ T_m, & (|T_m| < F_s) \& (\dot{\theta} = 0) \\ F_s, & (|T_m| \geq F_s) \& (\dot{\theta} = 0) \end{cases}$$

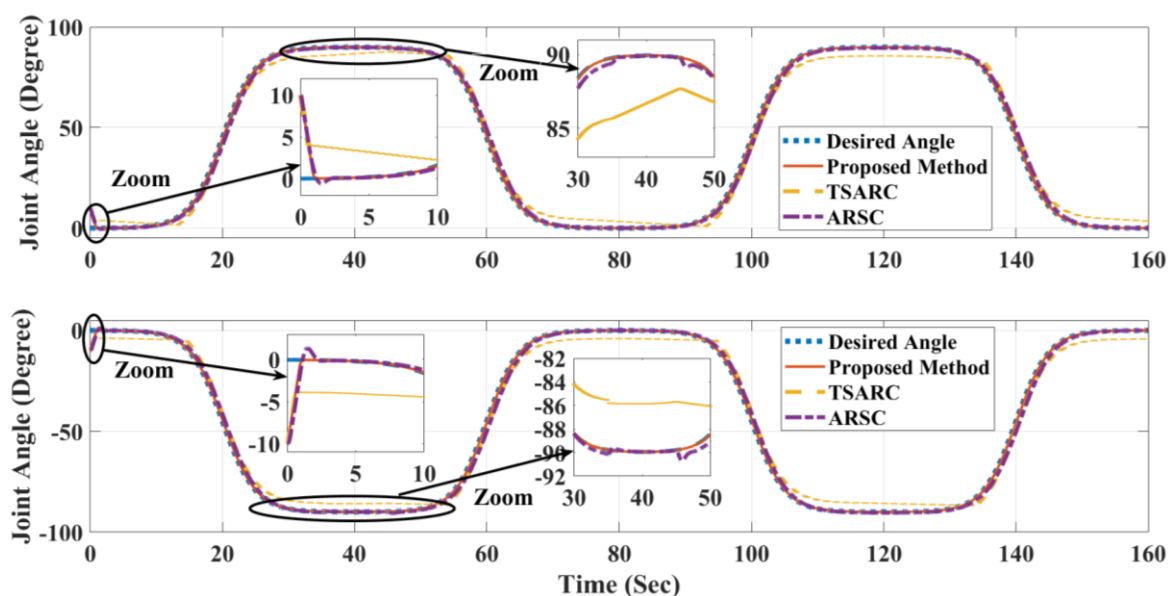
$$T_{sd} = M(\theta) (\ddot{\theta}_d + K_D(\dot{\theta}_d - \dot{\theta}) + K_P(\theta_d - \theta)) + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + G(\theta)$$

$$T_c = \hat{d} - \rho(S) \frac{B^T P S}{\|B^T P S\|}, \quad \dot{\hat{d}} = \Gamma^T B^T P S, \quad S = \dot{e} + \lambda e$$

$$D = \begin{bmatrix} \lambda I^{3 \times 3} & 0 \\ 0 & I^{3 \times 3} \end{bmatrix}, \quad A = D \begin{bmatrix} 0 & I^{3 \times 3} \\ -K_P I^{3 \times 3} & -K_D I^{3 \times 3} \end{bmatrix} D^{-1}, \quad B = D \begin{bmatrix} 0 \\ -M^{-1} \end{bmatrix}$$

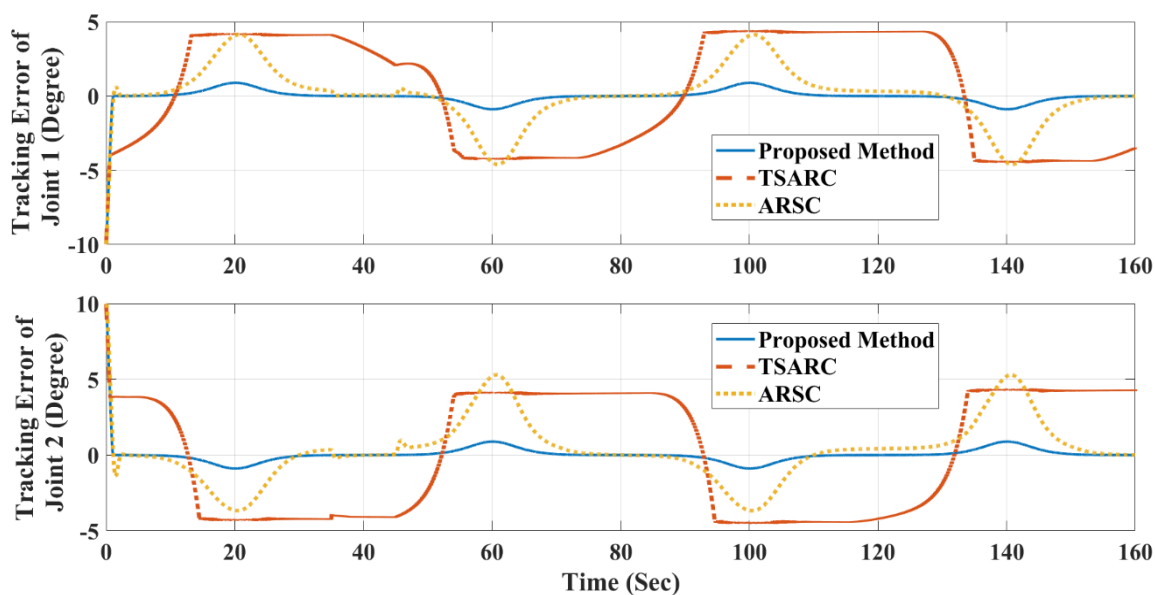
که در آن F_c ضریب اصطکاک کولمب، F_s ضریب اصطکاک ایستایی، $\dot{\theta}$ سرعت زاویه‌ای موتور، T_m گشتاور موتور، M ، C ، G ماتریسها و بردار دینامیک ربات [۱]، K_P و K_D ضرایب تنظیم، $\rho(S)$ بهره مثبت که می‌تواند با توجه به S تعیین شود، Γ و λ ضرایب مثبت، $e = \theta_d - \theta$ خطای موقعیت، و P از رابطه $A^T P + PA = -Q$ بدست می‌آید که در آن Q یک ماتریس مثبت معین است.

نتایج مقایسه روش پیشنهادی با کنترل‌کننده‌های ذکر شده، در شکل‌های زیر تشریح می‌شود.



شکل ۴-۹: مقایسه کارایی ردگیری

کنترل پیشنهادی کارایی ردگیری بهتری را به دلیل خطای کوچکتر و نداشتن فراجهش نشان داده است برای مقایسه بهتر خطای ردگیری در شکل زیر آمده است.



شکل ۴-۱۰: مقایسه خطای ردگیری

با مقایسه خطاهای ردگیری نشان داده شده در شکل ۴-۱۰ برتری روش پیشنهادی به دلیل اندازه‌ی خطای کوچکتر در مقایسه با دو روش دیگر و عدم مشاهده نوسان در پاسخ آن اثبات می‌شود. چند شاخص برای مقایسه عددی در جدول ۴-۲ مورد مطالعه قرار گرفته‌اند.

جدول ۴-۲: مقایسه عددی

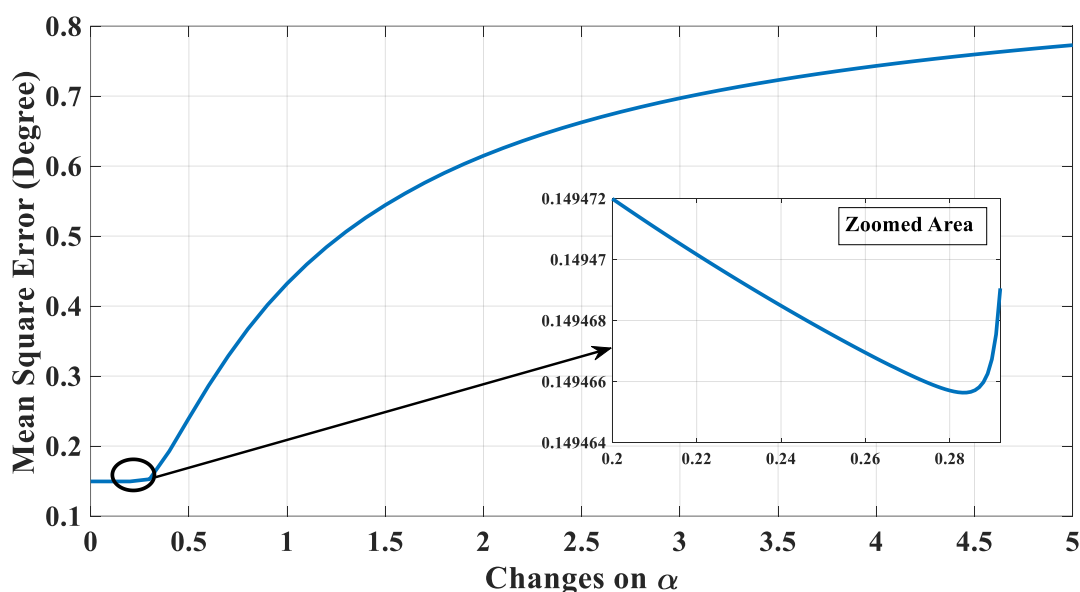
کنترل کننده پیشنهادی		کنترل مقاوم تطبیقی براساس سری‌های تیلور		کنترل کننده مقاوم تطبیقی		
مفصل لگن	مفصل زانو	مفصل لگن	مفصل زانو	مفصل لگن	مفصل زانو	
۱/۲۲e-۵		۳/۷۸e-۵		۱/۶۰e-۴		میانگین زمان سیکل کنترل
۱/۶۰e-۴		۲/۹۰e-۳		۴/۲۰e-۳		حداکثر زمان سیکل کنترل
۱۱/۱۱	۱۱/۱۴	۱۵/۸۳	۱۵/۸۹	۱۱/۴۰	۱۲/۴	میانگین اندازه ولتاژ
۰/۶۶	۰/۲۶	۰/۸۲	۰/۴۹	۰/۶۸	۰/۲۸	میانگین اندازه جریان
۸/۶۸e۲	۸/۷۸e۲	۵/۸۰e۴	۶/۱۰e۴	۱/۹۰e۴	۲/۱۰e۴	مجموع اندازه خطا
۰/۲۱	۰/۲۱	۷/۳۹	۷/۶۱	۳/۵۳	۴/۰۱	میانگین مربعات خطا

از منظر کارایی، خطای ردگیری کنترل کننده پیشنهادی در هر دو شاخص "مجموع اندازه خطا" و "میانگین مربعات خطا" کوچکتر از دو کنترل کننده دیگر می‌باشد، به علاوه ولتاژ و جریان موتور و میانگین زمان محاسبات کنترل کننده مورد مطالعه قرار گرفته است که در مقایسه، راندمان کنترل کننده پیشنهادی از دو مورد دیگر بهتر بوده است. لذا کنترل کننده پیشنهادی در کارایی و راندمان برتری خود را نشان داده است. علاوه بر آن سادگی طراحی و پیاده‌سازی آن به صورت چشمگیری قابل مقایسه است. به علاوه، ساختار پیشنهادی به خطای تخمین پارامتر حساس نبوده و تنها دو پارامتر طراحی دارد که تغییرات آنها به عنوان عدم قطعیت مدل داخلی در نظر گرفته شده و جبران سازی می‌شود. در مقابل اکثر کنترل کننده‌ها تعداد زیادی پارامترهای طراحی دارند و به شکل چشمگیری به مقدار آنها حساس می‌باشند و این پارامترها باید در صورت تغییر مسیر مطلوب مجدداً تنظیم شوند در نقطه مقابل پارامترهای طراحی کنترل کننده پیشنهادی تنها

یکبار در اولین اجرا بدون در نظر گرفتن مقادیر اولیه و بدون نیاز به تنظیم مجدد در اجراهای دیگر تعیین می‌شوند.

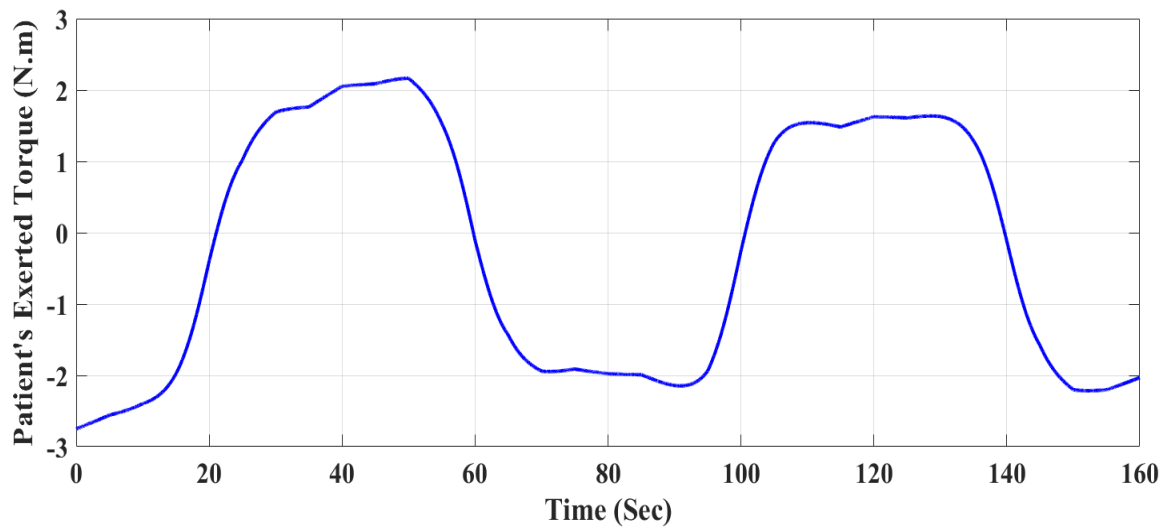
۴-۵-۴- کنترل امپدانس بهینه:

طرح پیشنهادی که در شکل ۴-۵ نشان داده شده است، برای کنترل امپدانس برای ربات توانبخشی پائین‌تنه در حضور عدم قطعیت و اغتشاش خارجی به کار گرفته شده است. در اینجا تأثیر تغییرات $\hat{R}$ و $\hat{\alpha}$ روی کارایی سیستم از طریق بهینه‌سازی مورد مطالعه قرار گرفته است. برپایه‌ی نکات ۱ و ۲، الگوریتم ژنتیک برای کاهش میانگین مربعات خطای ردگیری مورد استفاده قرار گرفته است. همانطور که انتظار می‌رود تغییرات $\hat{R}$ هیچ تأثیری روی کارایی سیستم ندارد. اما تأثیرات تغییرات $\hat{\alpha}$ روی خطای امپدانس بایستی در نظر گرفته شود، که در شکل ۴-۱۱ نشان داده شده است.



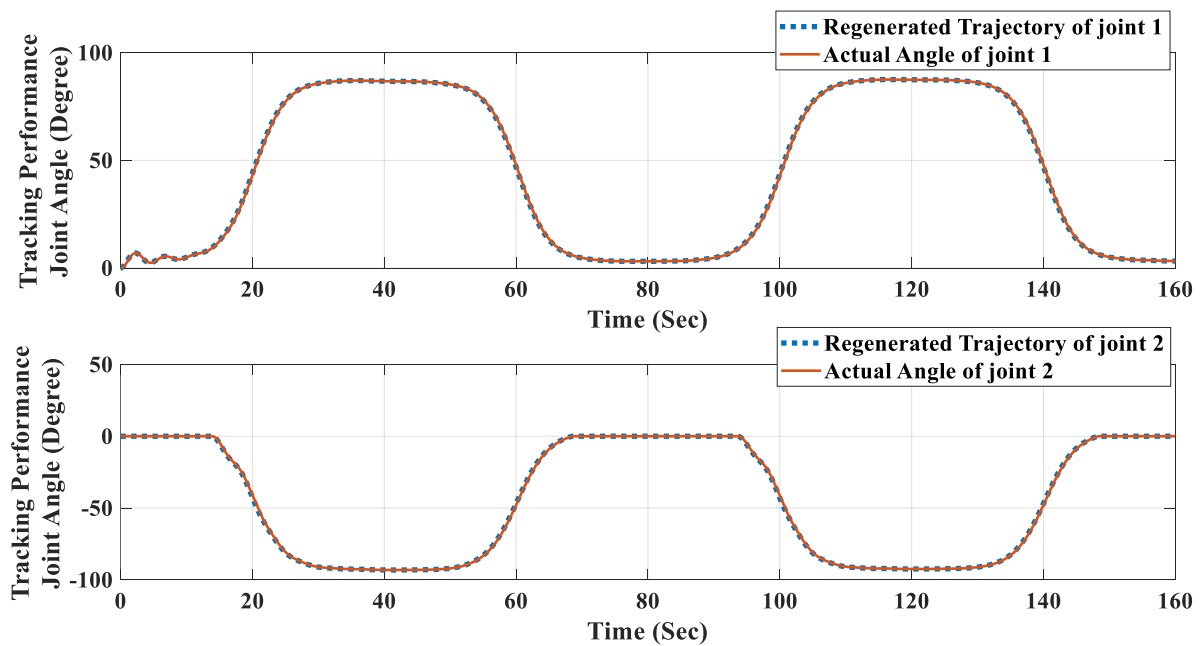
شکل ۴-۱۱: تأثیر تغییرات $\hat{\alpha}$ روی خطای امپدانس

در این بخش $\hat{\alpha}$ بهینه برای کاهش خطا به کار گرفته می‌شود. نیروی اعمالی بیمار در شکل ۴-۱۲ نشان داده شده است.



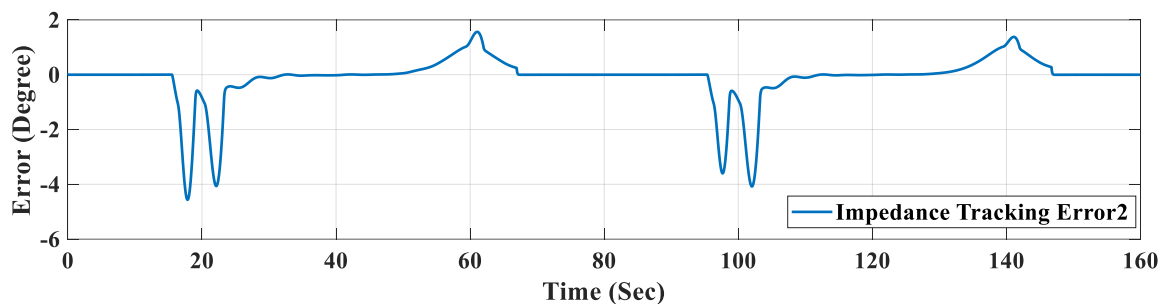
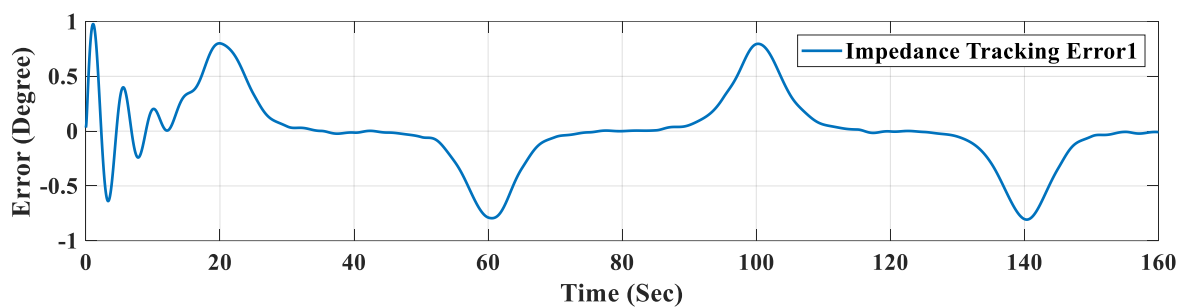
شکل ۴-۱۲: نیروی اعمالی بیمار

کارایی ردگیری نیز در شکل ۴-۱۳ به همراه مسیرهای واقعی و بازتولیدی نمایش داده شده‌اند.



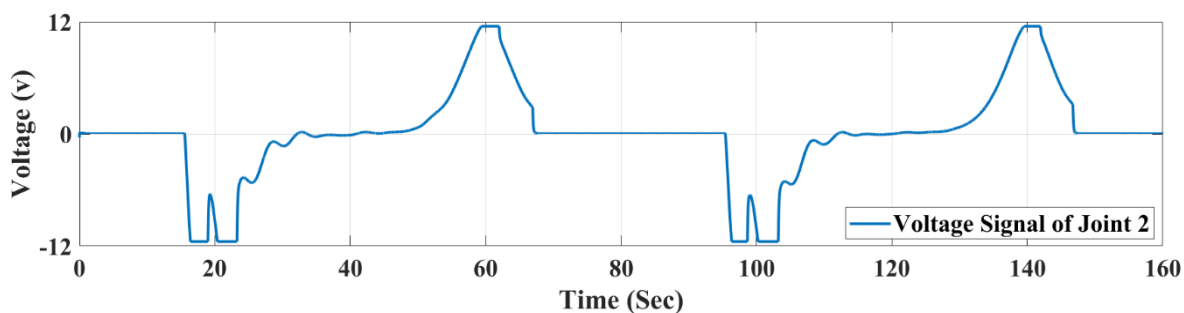
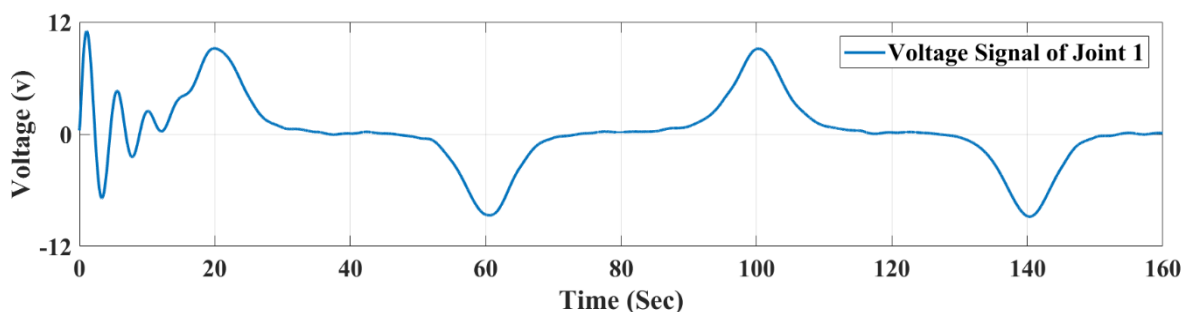
شکل ۴-۱۳: کارایی ردگیری (مسیرهای واقعی و بازتولیدی)

این شکل نشان می‌دهد که زوایای واقعی مفاصل، مسیرهای بازتولیدی را ردگیری می‌کنند اما تفاوت بین آنها به عنوان خطای امیدانس در شکل زیر به نمایش گذاشته شده است.



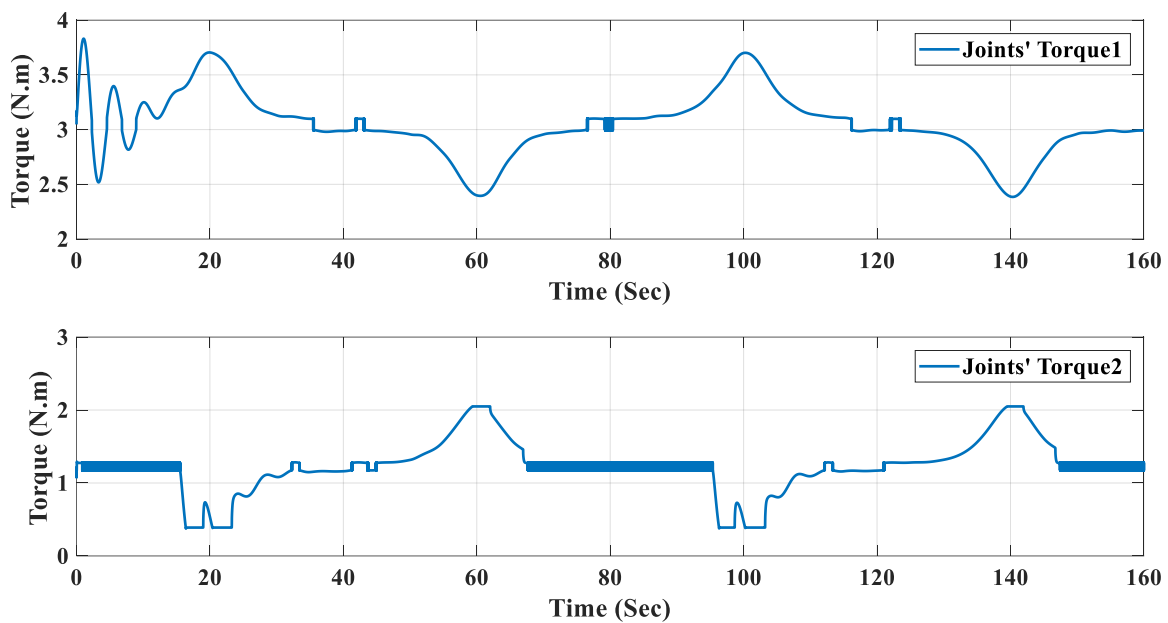
شکل ۴-۱۴: تفاوت بین خطای اندازه‌گیری شده و مطلوب

خطای ردگیری امپدانس کمتر از چند درجه و قابل چشم‌پوشی است. ولتاژ اعمالی به محرکه‌ها در شکل زیر آمده است.



شکل ۴-۱۵: ولتاژ محرکه‌ها (سیگنال کنترل)

این ولتاژها گشتاور مفاصل را فراهم می‌کند که در شکل ۴-۱۶ آمده است:



شکل ۴-۱۶: گشتاور مفاصل

دیده می‌شود که ولتاژ محرکه‌ها نرم و محدود است به عبارت دیگر سیستم حلقه‌بسته که شامل ربات، بیمار و محیط می‌باشد، کاملاً مشابه قانون امپدانس مطلوب مرجع رفتار می‌کند.

۴-۶- نتیجه‌گیری

ربات‌های توانبخشی پائین‌تنه دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت مشخصات ویژه‌ای دارند که کنترل‌کننده را قادر می‌سازد به جای درگیر شدن با مدل دینامیک پیچیده و چندمتغیره‌ی سیستم، ولتاژ ترمینال هر مفصل را به صورت مستقل کنترل کند. اما پارامترهای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت ممکن است در طول زمان تغییر کرده و مقدار مشتق جریان موتورهای غیرقابل اندازه‌گیری است. در این فصل یک رویکرد جدید برای غلبه بر این چالش‌ها ارائه شده است. همانطور که مدنظر بود روش کنترل پیشنهادی بر عدم قطعیت و پیچیدگی دینامیک ربات غلبه کرده است. روش پیشنهادی به کنترل موقعیت و کنترل امپدانس بهینه‌ی ربات توانبخشی پائین‌تنه دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت اعمال شده است. محاسبات سریع، کارایی و راندمان بالا، مقاوم بودن و پایداری ضمانت شده،

مزایای اصلی روش پیشنهادی می‌باشد. به‌طور مقایسه‌ای کارایی بالاتر روش پیشنهادی با نشان دادن خطای ردگیری کمتر تأیید شده است. به‌طور همزمان راندمان بالاتر از طریق محاسبات کوچکتر، سیگنال کنترل کوچکتر (ولتاژ کمتر) و توان مصرفی پایین‌تر که منجر به کوچک شدن سائز موتورهای می‌شود، به‌دست آمده است. به‌علاوه، مزایای چشم‌گیر روش پیشنهادی، سادگی طراحی و پیاده‌سازی و ساختار مفصل مستقل آن می‌باشد. روش پیشنهادی نه تنها در کنترل ربات‌های توانبخشی دارای موتورهای الکتریکی جریان مستقیم با آهنربای ثابت، بلکه در کنترل هر سیستم الکترومکانیکی که توسط موتورهای الکتریکی کار می‌کند، قابل استفاده است. روش پیشنهادی، با دو کنترل‌کننده مشابه دیگر یعنی یک زیرکنترل‌کننده مقاوم تطبیقی و یک کنترل‌کننده مقاوم بر پایه‌ی سری‌های تیلور از طریق شبیه‌سازی مقایسه شده است. نتایج شبیه‌سازی و مقایسه‌ها مزایای گفته‌شده را تأیید می‌کنند.

نوآوری‌های اصلی این فصل شامل موارد زیر می‌باشد: (۱) تخمین عدم قطعیت با کمک خروجی مدل داخلی، (۲) غلبه بر تغییرات پارامترهای الکتریکی موتور، (۳) دفع اثرات اغتشاش خارجی و عدم قطعیت در رفتار سیستم حلقه‌بسته، (۴) طراحی یک کنترل‌کننده امیدانس بر پایه‌ی ولتاژ که به تغییرات پارامترها حساس نیست. (۵) در نظر گرفتن قید محدودیت ولتاژ ورودی در کنترل امیدانس بهینه مبتنی بر کنترل ولتاژ. دستاوردهای اساسی این رویکرد شامل محاسبات سریع و ساده، راندمان بالا، مقاوم بودن و پایداری تضمین‌شده می‌باشد. به‌علاوه، روش پیشنهادی به‌دلیل پاسخ سریعی که تولید می‌کند، می‌تواند در ردگیری مسیرهای سرعت بالا نیز به‌کار گرفته شود. همچنین، طراحی و پیاده‌سازی ساده و ساختار مفصل مستقل بدون احتیاج به مدل در رویکرد پیشنهادی قابل ذکر است. روش ارائه شده با یک زیرکنترل‌کننده مقاوم تطبیقی و یک کنترل‌کننده مقاوم تطبیقی بر پایه‌ی سری‌های تیلور در سناریوهای شبیه‌سازی روی تمرین‌های غیرفعال بازه‌ی حرکتی و فعال مشارکتی توانبخشی مقایسه شده است. نتایج این مقایسه برتری روش پیشنهادی را در کارایی ردگیری و زمان محاسبات نشان می‌دهد.

فصل پنجم

تجربہ گیری و بیسہادات

۵-۱- نتیجه گیری

در این رساله، روش‌های بهینه‌سازی کنترل‌کننده امپدانس ربات توانبخشی پائین‌تنه مورد توجه قرار گرفته است. با توجه به اینکه ربات‌های توانبخشی می‌توانند از محرکه‌های الکتریکی، پیزوالکتریک، روغنی یا بادی بهره بگیرند، در این رساله، روش پیشنهادی فصل دوم برای ربات‌های عام و روش‌های دیگر برای ربات‌های دارای محرکه‌های موتور الکتریکی جریان مستقیم آهنربای ثابت ارائه شده است. روش‌های کنترل امپدانس ربات‌های توانبخشی از منظر استفاده از معادلات حرکت ربات و محرکه‌ها، به چهار دسته کلی شامل بدون‌نیاز به مدل، برپایه مدل ربات، دینامیک مجتمع و راهبرد کنترل ولتاژ تقسیم شده‌اند و برای هر کدام از این دسته‌ها یک کنترل‌کننده طراحی شده است. بنابراین روش‌های ارائه شده از نظر معادلات حرکت، دارای تنوع هستند و تمام وضعیت‌های موجود را پوشش داده‌اند. در تمام موارد کنترل‌کننده در فضای مفصل و با ساختار مفصل مستقل ارائه شده است، که این خود باعث اجتناب از پیچیدگی‌های حاصل از مدل دینامیکی چندمتغیره و در نتیجه کاهش به سزای حجم محاسبات کنترل‌کننده بوده است. برای غلبه بر پیچیدگی دینامیکی و عدم قطعیت (شامل دینامیک‌های مدل‌نشده، عدم قطعیت پارامتری و اغتشاش خارجی) چندین روش متفاوت شامل استفاده از مدل داخلی سیستم، تخمین عدم قطعیت برپایه مکانیزم پیش‌بین و استفاده از بهینه‌سازی دوسطحی برای تطبیق بهینه پارامترهای کنترل‌کننده، ارائه شده است. در تمام روش‌های پیشنهادی، فرض شده است که پارامترهای سیستم دارای عدم قطعیت و تغییر در طول زمان اجرا می‌باشند، در نتیجه کنترل‌کننده طوری طراحی شده است که خطای سیستم حلقه‌بسته نسبت به تغییرات پارامترهای سیستم حساس نباشد. نتایج پیاده‌سازی کنترل‌کننده در مقایسه با روش‌های مشابه نشان می‌دهد که روش‌های پیشنهادی با اینکه بسیار ساده‌تر از روش‌های مشابه دیگر می‌باشند، اما از نظر کارایی و بهره‌وری نسبت به دیگر کنترل‌کننده‌ها مزیت دارند. همچنین، از آنجا که در ربات‌های توانبخشی پایین تنه، ربات به‌صورت کامل به بدن انسان چسبیده است و برای بدن انسان مدل صریح و دقیقی وجود ندارد لذا روش‌های کنترلی وابسته به مدل دینامیکی، در عمل برای کنترل این ربات‌ها ناتوان هستند. که در این زمینه هم روش پیشنهادی برتری چشمگیری دارد. همچنین، روش‌های کنترل تطبیقی مرسوم، نمی‌توانند همزمان با پایداری کنترل‌کننده، بهینگی همگرایی خطای تخمین پارامتر به صفر را نیز در نظر بگیرند، لذا برای حل این مشکل یک مسئله بهینه‌سازی دوسطحی

برای تنظیم بهره تطبیق در این کنترل‌کننده‌ها ارائه شده است. پیاده‌سازی کنترل‌کننده مربوط نشان داده است که این راهبرد در عمل موفق بوده است و علاوه بر پایداری سیستم حلقه‌بسته و عدم حساسیت به تغییرات پارامترهای سیستم، توانسته است تخمین صحیح پارامتر را نیز با سرعت بهینه ارائه کند.

در این رساله تمرکز ما بر روش‌های بهینه‌سازی در کنترل امپدانس یک ربات توانبخشی پائین‌تنه بوده است. لذا، از انواع تمرین‌های توانبخشی بیشتر روی تمرین "بازه حرکتی غیرفعال" و تمرین "فعال مشارکتی" تمرکز داشته‌ایم و از انواع روش‌های کنترلی، برحسب نحوه استفاده از معادلات حرکتی ربات و محرکه‌ها، روش‌های "بدون نیاز به مدل"، "گشتاور محاسبه شده" و "کنترل ولتاژ" به کار گرفته شده‌اند. مقاله‌های نوشته شده براساس این رساله نیز همین موارد را پوشش داده‌اند. جدول ۵-۱ نحوه استفاده از انواع تمرین‌ها و روش‌های کنترلی در مقالات مستخرج از رساله را به اختصار نشان می‌دهد.

جدول ۵-۱: دسته‌بندی مقاله‌های مستخرج از رساله برحسب تمرین‌ها، کنترل‌کننده و بهینه‌ساز

مقاله	قید اشباع ورودی	نوع تمرین توانبخشی	کنترل‌کننده	روش کنترل	بهینه‌سازی
[۹۹]	ندارد	فعال مشارکتی	کنترل امپدانس مدل داخلی	گشتاور محاسبه شده	تخمین و جبران‌سازی بهینه عدم قطعیت
[۱۰۰]	ندارد	بازه حرکتی	کنترل فازی عصبی رشدکننده پویا	بدون نیاز به مدل	بهینه‌سازی ساختار کنترل‌کننده
[۱۰۱]	ندارد	بازه حرکتی / فعال مشارکتی	کنترل امپدانس بهینه پیش‌بین	گشتاور محاسبه شده	جبران‌سازی عدم قطعیت به صورت پیش‌بین
[۱۰۲]	دارد	بازه حرکتی / فعال مشارکتی	کنترل امپدانس بهینه مبتنی بر ولتاژ	کنترل ولتاژ	بهینه‌سازی خارج خط پارامترهای کنترل‌کننده
[۱۰۳]	ندارد	فعال مشارکتی	کنترل امپدانس جریان محاسبه شده تطبیقی بهینه	کنترل ولتاژ	بهینه‌سازی دوسطحی روی خط پارامترهای کنترل‌کننده

همانطور که در جدول فوق دیده می‌شود، سعی شده است که نوآوری‌های مطرح شده در این رساله که در مقاله مربوطه به چاپ رسیده‌اند، انواع تمرین‌های توانبخشی را پوشش داده باشند. همچنین روش‌های کنترلی انتخاب شده به گونه‌ای هستند که برای تمامی حالت‌های رباتیک توانبخشی قابل استفاده هستند. نوآوری‌های انجام شده شامل موارد زیر است: (۱) تخمین و جبران‌سازی عدم قطعیت فشرده با استفاده از خروجی مورد انتظار مدل داخلی سیستم، (۲) استفاده از یک کنترل‌کننده دارای ساختار بهینه بدون نیاز به مدل برای کنترل امپدانس ربات، (۳) تخمین و جبران‌سازی عدم قطعیت فشرده به صورت پیش‌بین، (۴) تخمین و جبران‌سازی عدم قطعیت فشرده برپایه مدل داخلی مدار الکتریکی محرکه، (۵) دفع اثرات اغتشاش خارجی و عدم قطعیت بر سیستم حلقه بسته و در نتیجه امکان بهینه‌سازی خارج خط پارامترهای کنترل‌کننده، (۶) استفاده از قضیه غیرفعالی برای تعریف قانون کنترل امپدانس سیستم و سپس استفاده از روش بهینه‌سازی دوسطحی برای بهینه‌سازی پارامتری کنترل‌کننده امپدانس.

همچنین، در این رساله یک مسیر مطلوب برای ربات‌های توانبخشی ارائه شده است که ملاحظات عملی مرتبط با توانبخشی را به طور کامل پوشش خواهد داد. درواقع مسیرهای مرجع که تاکنون در مقالات استفاده شده است، به طور عام دچار چند ایراد اساسی بوده‌اند. برخی از آنها دارای استراحت کافی برای بیمار نبوده و لذا بیمار رفته‌رفته دچار خستگی شده و کارایی خودش را از دست می‌دهد، در نتیجه توانبخشی با این مسیرها برای بیمار یک فرآیند سخت و فرسایشی به حساب می‌آید. برخی دیگر از مسیرهای مرجع تکه‌ای پیوسته بوده و در نتیجه در برخی نقاط دارای مشتق قابل محاسبه نیستند و حرکت پیوسته و نرمی ندارند. همچنین، تنظیم همزمان زاویه، سرعت و شتاب برای کاربر راحت نخواهد بود. در مسیر ارائه شده در این رساله، همه این موارد به خوبی رعایت شده است، به عبارت دیگر، یک مسیر نرم، دارای استراحت کافی در هر دوطرف مسیر در هر تکرار و دارای معادله تحلیلی است که تنظیم حدآستانه شتاب و سرعت را نیز همزمان فراهم می‌آورد.

۵-۲- پیشنهادات

در نهایت برای ادامه تحقیقات ارائه شده در این رساله موارد زیر پیشنهاد می‌شود:

۵-۲-۱- استفاده کلینیکال از روش‌های ارائه شده تحت نظر یک متخصص در دانشکده توانبخشی

۵-۲-۲- پیاده‌سازی روش کنترل تطبیقی بهینه با استفاده از بهینه‌سازی دوسطحی که در فصل سوم ارائه

شده است برای دیگر حوزه‌های مهندسی کنترل تطبیقی

۵-۲-۳- فازی‌سازی جبرانساز پیش‌بین ارائه شده در فصل دوم و بررسی تاثیر آن روی نرم شدن سیگنال

کنترل

۵-۲-۴- استفاده از یک شبکه عصبی مصنوعی بجای مدل داخلی مدنظر در فصل چهارم

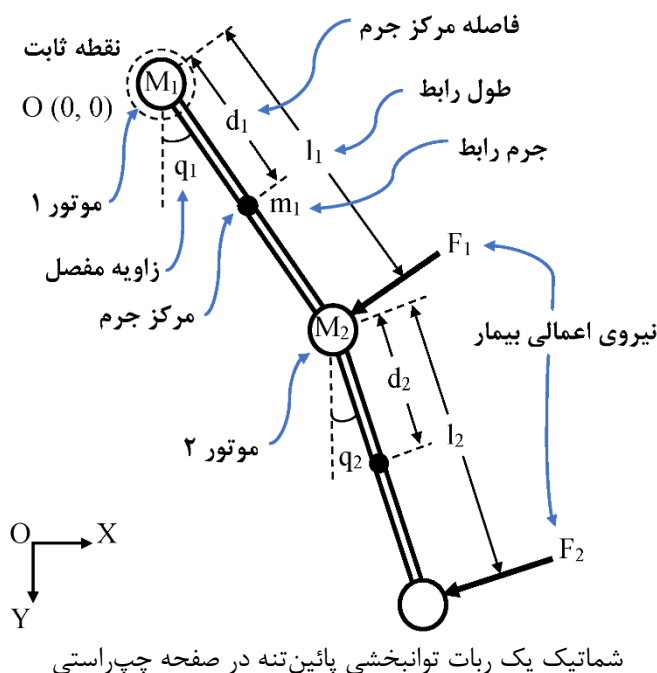
پوست

مشخصات و معادلات حرکت ربات مورد مطالعه

(سینماتیک و دینامیک)

معادلات حرکت و مشخصات ربات استفاده شده در این رساله

همانطور که در فصل یک توضیح داده شد، ربات استفاده شده در این رساله شامل دو لینک، دو مفصل و یک بدنه ثابت است که می‌تواند برای توانبخشی مفاصل لگن و زانو در صفحه‌ی طولی به کار گرفته شود. شماتیک این ربات در شکل زیر نشان داده شده است.



برای به دست آوردن معادلات حرکتی یک سیستم مکانیکی نظیر شکل بالا به روش لاگرانژ، ابتدا بایستی سینماتیک مستقیم ربات به دست آید (برای مطالعه بیشتر درباره سینماتیک و دینامیک یک ربات توانبخشی پایین تنه، خواننده مشتاق میتواند به مقاله [۱] یا دیگر کتب و مقالات علم رباتیک مراجعه نماید). سینماتیک مستقیم ربات بالا با روابط زیر به دست می‌آیند.

$$\begin{cases} x_i = \sum_{j=1}^i (l_j \sin(q_j)) \\ y_i = \sum_{j=1}^i (l_j \cos(q_j)) \end{cases}$$

که در آن (x_i, y_i) مختصات مفاصل ربات می‌باشد. برای محاسبه انرژی جنبشی ربات، نیاز به دانستن سرعت خطی و زاویه‌ای مفاصل ربات و برای محاسبه سرعت نیاز به مشتق روابط فوق یا به عبارت دیگر سینماتیک سرعت می‌باشد.

$$\begin{cases} \dot{x}_i = \sum_{j=1}^i (l_j \dot{q}_j \cos(q_j)) \\ \dot{y}_i = - \sum_{j=1}^i (l_j \dot{q}_j \sin(q_j)) \end{cases}$$

سرعت خطی و زاویه‌ای مفاصل ربات به صورت زیر قابل محاسبه می‌باشند.

$$\begin{cases} V_i = \sqrt{\dot{x}_i^2 + \dot{y}_i^2} \\ \omega_i = \dot{q}_i \end{cases}$$

حال آمادگی محاسبه انرژی جنبشی و انرژی پتانسیل را برای ربات داریم:

$$\begin{cases} E_p = \sum_{i=1}^2 m_i g y_i \\ E_k = \sum_{i=1}^2 \left[\frac{1}{2} m_i V_i^2 + \frac{1}{2} I_i \omega_i^2 \right] \end{cases}$$

بنابراین معادله لاگرانژین به صورت زیر قابل محاسبه خواهد بود:

$$L = E_k - E_p$$

در نهایت معادله دینامیک ربات بالا به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$T_s = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \left(\frac{\partial L}{\partial q_i} \right)$$

در نتیجه معادله دینامیک ربات به صورت ماتریسی قابل نوشتن می‌باشد:

$$M(q)\ddot{q} + V(q, \dot{q}) + G(q) = T_s$$

با انجام محاسبات بالا برای ربات مورد استفاده در این رساله، ماتریس‌های دینامیک ربات به صورت زیر به دست می‌آید:

$$M(q) = \begin{bmatrix} (m_1 + m_2)l_1^2 + I_1 + m_2l_1l_2\cos(q_2 - q_1) & m_2l_2^2 + m_2l_1l_2\cos(q_2 - q_1) \\ m_2l_1l_2\cos(q_2 - q_1) & I_2 + m_2l_2^2 \end{bmatrix}$$

$$V(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} -m_2l_1l_2(\dot{q}_2^2 - \dot{q}_1^2)\sin(q_2 - q_1) \\ m_2l_1l_2\dot{q}_1^2\sin(q_2 - q_1) \end{bmatrix}$$

$$G(q) = \begin{bmatrix} (m_1 + m_2)gl_1\cos(q_1) + m_2gl_2\cos(q_2) \\ m_2gl_2\cos(q_2) \end{bmatrix}$$

برای سادگی نوشتار در این رساله بردار $H(q, \dot{q}) = V(q, \dot{q}) + G(q)$ تعریف شده است. همچنین، T_r بردار گشتاور مفاصل و d عدم قطعیت محدود فشرده، شامل اغتشاش خارجی، اصطکاک مفاصل و دینامیک‌های مدل نشده می‌باشد. همچنین، $T_p = J(q)^T F_e$ گشتاور اعمالی بیمار را نمایندگی می‌کند، که در آن $J(q)$ ماتریس ژاکوبین ربات و F_e یک بردار $n \times 1$ شامل نیروهای تماسی بین بیمار و ربات در طول تمرین‌های توانبخشی می‌باشد [۲۲]. با در نظر گرفتن تعاریف بالا و ترکیب دینامیک عضلات بیمار با دینامیک ربات و در نظر گرفتن اصطکاک و دیگر عدم قطعیت‌ها، معادله کلی ربات توانبخشی را می‌توان به صورت زیر بازنویسی کرد:

$$M(q)\ddot{q} + H(q, \dot{q}) + T_p + d = T_r$$

که در آن $q = [q_1, q_2]^T$ بردار زوایای مفاصل، $n = 2$ درجه آزادی ربات، $M(q) \in \mathbb{R}^{2 \times 2}$ ماتریس اینرسی ربات، $H(q, \dot{q})$ طبق تعریف بردار ستونی شامل نیروهای جانب مرکز، کوریولیس، گرانش و اصطکاک است.

مشخصات ربات استفاده شده در این رساله، در جدول زیر آمده است. خواننده مشتاق می‌تواند برای مطالعه معادلات حرکتی باجزئیات کامل به [۱] رجوع نماید. همچنین، در همین جدول مشخصات اصطکاک در نظر گرفته شده و محرکه‌های الکتریکی استفاده شده نیز لحاظ شده است.

پارامتر	شرح	یکا	مقدار در مفصل ۱	مقدار در مفصل ۲
m	جرم رابط	kg	۵/۵	۵
l	طول رابط	m	۰/۵	۰/۴۵
d	فاصله مرکز جرم از مفصل	m	۰/۳۵	۰/۲۵
I	ممان اینرسی دورانی	$kg.m^2$	۰/۲۵	۰/۲۰
F_s	گشتاور اصطکاک ایستایی	$N.m$	۰/۹	۰/۹
F_c	گشتاور اصطکاک کولمب	$N.m$	۰/۸	۰/۸
σ	ضریب اصطکاک چسبندگی	$N.m/rad.s^{-1}$	۱/۲	۱/۲
J_m	ممان اینرسی دورانی روتور	$kg.m^2$	۶/۶e-۴	۶/۶e-۴
B_m	ضریب اصطکاک	$N.m/rad.s^{-1}$	۱e-۶	۱e-۶
R_i	مقاومت آرمیچر	Ω	۴	۴
L_m	اندوکتانس موتور	H	۲/۵e-۳	۲/۵e-۳
K_m	ثابت گشتاور موتور	$N.m/A$	۴/۳۲	۴/۳۲
K_v	ثابت نیروی ضد محرکه	$v/rad.s^{-1}$	۰/۲۸۷	۰/۲۸۷
$K_g = r^{-1}$	ضریب گیربکس	-	۱۶	۱۶

مراجع

- [1] Wu J., Gao J., Song R., Li R., Li Y. and Jiang L., (2016) "The design and control of a 3DOF lower limb rehabilitation robot", **Mechatronics.**, **33**, **13**, pp 13-22.
- [2] Akdoğan E. and Adli M. A. (2011) "The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherabot", **Mechatronics.**, **21**, pp 509–522.
- [3] Mohanta J. K., Mohan S., Deepasundar P., and Kiruba-Shankar R., (2017) "Development and control of a new sitting-type lower limb rehabilitation robot," **Comput. Electr. Eng.**, **67**, pp 330-347.
- [4] Meng W., Liu Q., Zhou Z., Ai Q., Sheng B. and Xie S.Q., (2015) "Recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation", **Mechatronics.**, **31**, pp 132-145.
- [5] Atashzar S. F., Shahbazi M., and Patel R. V., (2019) "Haptics-enabled Interactive NeuroRehabilitation Mechatronics: Classification, Functionality, Challenges and Ongoing Research", **Mechatronics.**, **57**, pp 1-19.
- [6] Eiammanussakul T. and Sangveraphunsiri V., (2018) "A Lower Limb Rehabilitation Robot in Sitting Position with a Review of Training Activities", **J Healthc Eng** Article ID 1927807, pp 18.
- [7] Molteni F., Gasperini G., Cannaviello G., and Guanziroli E., (2018) "Exoskeleton and End-Effector Robots for Upper and Lower Limbs Rehabilitation: Narrative Review", **PM and R.**, **10**, **9**, pp 174-188.
- [8] Huang H., Crouch D. L., Liu M., Sawicki G. S., and Wang D., (2016) "A Cyber Expert System for Auto-Tuning Powered Prosthesis Impedance Control Parameters", **Ann. Biomed. Eng.**, **44**, **5**, pp 1613–1624.
- [9] Akdoğan E., Aktan M. E., Koru A. T., Selçuk Arslan M., Atlıhan M., and Kuran B. (2018) "Hybrid impedance control of a robot manipulator for wrist and forearm rehabilitation: Performance analysis and clinical results", **Mechatronics.**, **49**, pp 77–91.
- [10] Erdogan H., Y. Palaska, Masazade E., Erol Barkana D., and Ekenel H. K., (2018) "Vision-based game design and assessment for physical exercise in a robot-assisted rehabilitation system", **IET Comput. Vis.**, **12**, **1**, pp 59-68.
- [11] Hubicki C. et al., (2018) "Walking and Running with Passive Compliance: Lessons from Engineering: A Live Demonstration of the ATRIAS Biped", **IEEE Robotics and Automation Magazine.**, **25**, **3**, pp 23–39.
- [12] Calanca A., Muradore R., and Fiorini P., (2016) "A review of algorithms for compliant control of stiff and fixed-compliance robots", **IEEE/ASME Trans. Mechatronics.**, **21**, pp. 613–624.
- [13] Ghajar M. H., Keshmiri M., and Bahrami J., (2018) "Neural-network-based robust hybrid force/position controller for a constrained robot manipulator with uncertainties", **Trans. Inst. Meas. Control**, **40**, **5**, pp 1625–1636.
- [14] Le Flohic J., Paccot F., Bouton N., and Chanal H., (2018) "Application of hybrid force/position control on parallel machine for mechanical test", **Mechatronics.**, **49**, pp 168–176.
- [15] Raibert M. H. and Craig J. J., (1981) "Hybrid Position/Force Control of Manipulators", **J. Dyn. Syst. Meas. Control.**, **103**, **2**, pp 126.
- [16] Khoshdel V., Akbarzadeh A., Naghavi N., Sharifnezhad A., and Souzanchi-Kashani M., (2017) "sEMG-based impedance control for lower-limb rehabilitation robot," **Intell Serv Robot.**, **11**, **1**, pp 97-108.
- [17] Souzanchi M. K., Arab A., Akbarzadeh M. R. T., and Fateh M. M., (2018) "Robust Impedance Control of Uncertain Mobile Manipulators Using Time-Delay Compensation", **IEEE Trans Control Syst Technol.**, **26**, **6**, pp 1942-1953.
- [18] Hogan N., (1984) "Impedance control of industrial robots", **Robot. Comput. Integr. Manuf.**, **1**, **1**, pp 97–113.
- [19] Zhang X., Yue Z., and Wang J., (2017) "Robotics in Lower-Limb Rehabilitation after Stroke", **Behavioural Neurology.**, **2017**;2017:3731802.
- [20] Ayasi M. S., Atlas S. H., (2017) "Fuzzy logic based adaptive admittance control of a redundantly actuated ankle rehabilitation robot," **Control Eng. Practice**, **59**, pp. 44-54.

- [21] Khoshdel V., and Moeenfarid H., (2015) "Variable Impedance Control for Rehabilitation Robot using Interval type-2 fuzzy logic," **Int J Robot Theory Appl.**, **4**, 3, pp 46-54.
- [22] Fateh M. M and Khoshdel V., (2015) "Voltage-based adaptive impedance force control for a lower-limb rehabilitation robot", **Adv. Robot.**, **29**, 15, pp 1003–1013.
- [23] Jamwal P. K., Hussain S., Ghayesh M. H., and Rogozina S. V., (2016) "Impedance Control of an Intrinsically Compliant Parallel Ankle Rehabilitation Robot", **IEEE Trans. Ind. Electron.**, **63**, 6, pp 3638–3647.
- [24] Kalani H., Moghimi S., and Akbarzadeh A. (2016) "Towards an SEMG-based tele-operated robot for masticatory rehabilitation", **Comput. Biol. Med.**, **75**, pp 243–256.
- [25] Guo C., Guo S., Ji J., and Xi F., (2017) "Iterative Learning Impedance for Lower Limb Rehabilitation Robot", **J. Healthc. Eng.**, 2017, Article ID 6732459.
- [26] Li X., Liu Y. H., and Yu H., (2018) "Iterative learning impedance control for rehabilitation robots driven by series elastic actuators", **Automatica.**, **90**, pp 1–7.
- [27] Towhidkhah F., Gander R. E., and Wood H. C., "Model predictive impedance control: A model for joint movement", **J. Mot. Behav.**, **29**, 3, pp 209–222.
- [28] Karimian M., Towhidkhah F., and Rostami M., (2006) "Application of Model Predictive Impedance Control (MPIC) in analysis of human walking on rough terrains", **Int. J. Appl. Electromagn. Mech.**, **24**, 2005, pp 147–162..
- [29] Veneman J. F., Kruidhof R., Hekman E. E. G., Ekkelenkamp R., E. H. Van Asseldonk F., and Van Der Kooij H., (2007) "Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation", **IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.**, **15**, 1, pp 379–386.
- [30] Meuleman J., Van Asseldonk E., Van Oort G., Rietman H., and Van Der Kooij H., (2016) "LOPES II - Design and Evaluation of an Admittance Controlled Gait Training Robot with Shadow-Leg Approach", **IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.**, **24**, 3, pp 352–363.
- [31] van der Kooij H., Koopman B., and van Asseldonk E. H. F., (2008) "Body weight support by virtual model control of an impedance controlled exoskeleton (LOPES) for gait training", **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.**, pp 1969–1972.
- [32] Chen Y., Hu J., Peng L., and Hou Z. (2014) "The FES-assisted control for a lower limb rehabilitation robot: simulation and experiment", **Robot. Biomimetics.**, **1**, 1, pp 2.
- [33] Gendrin M., Gauthier J., and Lin-Shi X., (2015) "An impedance control using a Finite Control Set Model Predictive Controller", **IEEE International Symposium on Predictive Control of Electrical Drives and Power Electronics (PRECEDE)**, 5-6 Oct. 2015, Chile, pp 85–90.
- [34] Zhakatajev A., Rubagotti M., and Varol H. A., (2015) "Closed-Loop Control of Variable Stiffness Actuated Robots via Nonlinear Model Predictive Control", **IEEE Access.**, **3**, pp 235–248.
- [35] Teramae T., Noda T., and Morimoto J., (2018) "EMG-Based Model Predictive Control for Physical Human- Robot Interaction: Application for Assist-As-Needed Control", **IEEE Robot Autom Lett.**, **3**, pp 210-217.
- [36] Ahmadi S. M. and Fateh M. M. (2016) "Robust control of electrically driven robots using adaptive uncertainty estimation", **Comput. Electr. Eng.**, **56**, pp 674–687.
- [37] Rahman S. M. M. and Ikeura R., (2016) "Weight-Prediction-Based Predictive Optimal Position and Force Controls of a Power Assist Robotic System for Object Manipulation", **IEEE Trans. Ind. Electron.**, **63**, 9, pp 5964–5975.
- [38] Mohebbi, A. (2020) "Human-Robot Interaction in Rehabilitation and Assistance: a Review" **Curr Robot Rep** **1**, pp 131–144.
- [39] Mohan S., Mohanta J. K., KurtenbacS. h, Paris J., Corves B., and Huesing M., (2017) "Design, development and control of a 2PRP-2PPR planar parallel manipulator for lower limb rehabilitation therapies", **Mech. Mach. Theory.**, **112**, pp 272-294.
- [40] Fateh M. M., (2008) "On the Voltage-Based Control of Robot Manipulators", **Int J Control Autom Syst.** **6**, 5, pp 702-712.

- [41] Shanmugasundram R., Zakaraiah K.M., and Yadaiah N., (2013) "Effect of parameter variations on the performance of direct current (DC) servomotor drives", **JVC/Journal Vib Control.**, **19**, **10**, pp 1575-1586.
- [42] Khorashadizadeh S. and Sadeghijaleh M., (2018) "Adaptive fuzzy tracking control of robot manipulators actuated by permanent magnet synchronous motors", **Comput. Electr. Eng.**, **72**, pp 100-111.
- [43] P. Kheirkhahan, "Robust Fractional-order Control of Flexible-Joint Electrically Driven Robots," J. Mod. Process. Manuf. Prod., vol. 7, no. 1, pp. 5–19, Feb. 2018.
- [44] Izadbakhsh A. and Kheirkhahan P. (2018) "On the Voltage-based Control of Robot Manipulators Revisited", **Int J Control Autom Syst.**, **16**, **4**, pp 1887-1894.
- [45] Hasan, S., & Dhingra, A. K. (2020) "8 Degrees of freedom human lower extremity kinematic and dynamic model development and control for exoskeleton robot based physical therapy" **International Journal of Dynamics and Control**, **8**, pp 867–886
- [46] Shi J., (2007), Ph.D. Thesis, "Finite element analysis of total knee replacement considering gait cycle load and malalignment", University of Wolverhampton.
- [47] Sharifi I., Doustmohammadi A., and Talebi H. A., (2015) "A Safe Interaction of Robot Assisted Rehabilitation, Based on Model-Free Impedance Control with Singularity Avoidance", **IAES Int. J. Robot. Autom.**, **4**, **2**, pp 98-108.
- [48] Spong M. W., Hutchinson S., and Vidyasagar M., (2006) "Robot modeling and control", **IEEE Control Systems.**, **26**, **6**, pp 113–115.
- [49] Zou D., Gong C., and Xu Z., (2018) "Signal Detection under Short-Interval Sampling of Continuous Waveforms for Optical Wireless Scattering Communication", **IEEE Trans Wirel Commun.**, **17**, **5**, pp 3431-3443.
- [50] Lin F.J., Chang C.K., and Huang P.K., (2007) "FPGA-Based Adaptive Backstepping Sliding-Mode Control for Linear Induction Motor Drive", **IEEE Trans. Power Electron.**, **22**, **4**, pp 1222–1231.
- [51] Lin F.J. and Lee C.C., (2000) "Adaptive backstepping control for linear induction motor drive to track periodic references", **Electr. Power Appl. IEE Proc.**, **147**, **6**, pp 449–458.
- [52] Lin F.J., Chen S.G., and Sun I.F., (2017) "Intelligent Sliding-Mode Position Control Using Recurrent Wavelet Fuzzy Neural Network for Electrical Power Steering System", **Int J Fuzzy Syst.**, **19**, pp 1344-1361.
- [53] Zhang R., Wu S., Gao F., (2017), "State Space Model Predictive Control for Advanced Process Operation: A Review of Recent Development, New Results, and Insight", **Ind. Eng. Chem. Res.**, **56**, **18**, pp 5360-94.
- [54] Song P., Yu Y. and Zhang X. A., (2019) "Tutorial Survey and Comparison of Impedance Control on Robotic Manipulation", **Robotica.**, **37**, **5**, pp 801-836.
- [55] Hogan N., (1985) "Impedance Control: An Approach to Manipulation: Part I[Theory]", **J Dyn Syst Meas Control.**, **107**, **1**, pp 1-7.
- [56] Mohanta J. K., Mohan S., Deepasundar P., and Kiruba-Shankar R., (2018) "Development and control of a new sitting-type lower limb rehabilitation robot," **Comput Electr Eng.**, **67**, pp 330-347.
- [57] Ayas M.S., Altas I.H., and Sahin E., (2018) "Fractional order based trajectory tracking control of an ankle rehabilitation robot", **Trans Inst Meas Control.**, **40**, **2**, pp 550-564.
- [58] Kammen K. van, Boonstra A.M., Woude L.H.V. van der, Visscher C., Reinders-Messelink H.A., and den Otter R. (2019) "Lokomat guided gait in hemiparetic stroke patients: the effects of training parameters on muscle activity and temporal symmetry", **Disabil Rehabil.**, **11**, pp 1-9.
- [59] Guzmán-Valdivia C.H., Blanco-Ortega A., Oliver-Salazar M.A., Gómez-Becerra F.A., and Carrera-Escobedo J.L, (2015) "HipBot - The design, development and control of a therapeutic robot for hip rehabilitation", **Mechatronics.**, **30**, pp 55-64.
- [60] Sharkawy, A., Koustoumpardis, P.N., and Aspragathos, N. (2020) "A neural network-based approach for variable admittance control in human–robot cooperation: online adjustment of the virtual inertia" **Intel Serv Robotics**, Article in press.

- [61] Lewis F.L., Dawson D.M., and Abdallah C.T., (1993) **“Control of Robot Manipulators”** 1st ed. Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice Hall PTR.,
- [62] Liu C., Cheah C.C., and Slotine J.J.E., (2006) “Adaptive Jacobian tracking control of rigid-link electrically driven robots based on visual task-space information”, **Automatica.**, **42**, 9, pp **1461-1501**.
- [63] Ahmadipour M., Khayatian A., and Dehghani M. (2014) “Adaptive control of rigid-link electrically driven robots with parametric uncertainties in kinematics and dynamics and without acceleration measurements”, **Robotica**, **32**, 7, pp 1153-1169.
- [64] Xu L., Hu Q., and Zhang Y., (2017) “L2 performance control of robot manipulators with kinematics, dynamics and actuator uncertainties”, **Int J Robust Nonlinear Control.**, **27**, 6, pp **875-893**.
- [65] Ahmadi S. M. and Fateh M. M. (2019) “On the Taylor series asymptotic tracking control of robots”, **Robotica.**, **37**, 3, pp **405-427**.
- [66] Fateh M. M., and Babaghasabha R., (2013) “Impedance control of robots using voltage control strategy”, **Nonlinear Dyn.**, **74**, 1, pp **277-286**.
- [67] Fliege J., and Vicente L.N., (2006) “Multicriteria approach to bilevel optimization”, **J Optim Theory Appl.**, **131**, 2, pp **209-225**.
- [68] Izadbakhsh A., Kheirkhahan P., and Khorashadizadeh S., (2019) “FAT-Based Robust Adaptive Control of Electrically Driven Robots in Interaction with Environment”, **Robotica.**, **37**, 5, pp **779-800**.
- [69] Shahhosseini M., (2019) “Impedance Control of Robots Using Voltage Control Strategy Revisited”, **J Mod Process Manuf Prod.**, **7**, 1, pp **49-66**.
- [70] Nazmara G., Fateh M.M., and Ahmadi S.M., (2018) “A model-reference impedance control of robot manipulators using an adaptive fuzzy uncertainty estimator”, **Int J Comput Intell Syst.**, **11**, 1, pp **979-990**.
- [71] Stackelberg H. Von, (1952) **“The Theory of the Market Economy”**, New York, NY, USA: Oxford Univ. Press.
- [72] Dempe S. (2018) **“Bilevel optimization: theory, algorithms and applications”**, TU Bergakademie Freiberg.
- [73] Sinha A., Malo P., and Deb K., (2018) “A Review on Bilevel Optimization: From Classical to Evolutionary Approaches and Applications”, **IEEE Trans Evol Comput.**, **22**, 2, pp **276-295**.
- [74] Lee J.H., (1999) “Model predictive control: past, present and future,” **Computers and Chemical Engineering.**, **23**, 4-5, pp **667-682**.
- [75] Chen Y., and Hu M., (2019) “Swarm Intelligence-based Distributed Stochastic Model Predictive Control for Transactive Operation of Networked Building Clusters”, **Energy & Buildings.**, **198**, 1, pp **207-215**.
- [76] Saraeian S., Shirazi B., and Motameni H., (2019) “Optimal autonomous architecture for uncertain processes management”, **Information Sciences.**, **501**, pp **84-99**.
- [77] Tilahun S.L., (2019) “Feasibility reduction approach for hierarchical decision making with multiple objectives”, **Operations Research Perspectives.**, **6**, pp **8**.
- [78] Benita F., Dempe S., and Mehrlitz P., (2016) “Bilevel Optimal Control Problems With Pure State Constraints And Finite-Dimensional Lower Level”, **Society for Industrial and Applied Mathematics.**, **26**, 1, pp **564-588**.
- [79] Du G., Zhang Y., Liu X., Jiao R.J., Xia Y., and Li Y., (2019) “A review of leader-follower joint optimization problems and mathematical models for product design and development”, **The International Journal of Advanced Manufacturing Technology.**, **103**, pp **3405-3424**.
- [80] D'Amato E., Mattei M., and Notaro I., (2020) “Distributed Reactive Model Predictive Control for Collision Avoidance of Unmanned Aerial Vehicles in Civil Airspace”, **Journal of Intelligent & Robotic Systems.**, **97**, pp **185-203**.
- [81] Tao G., (2014) “Multivariable adaptive control: A survey”, **Automatica.**, **50**, 11, pp **2737-2764**.

- [82] Arteaga M. A. Perez, Pliego-Jimenez J., and Romero J.G., (2019) "Experimental Results on the Robust and Adaptive Control of Robot Manipulators Without Velocity Measurements", **IEEE Transactions on Control Systems Technology**, early access.
- [83] Zeng C., Shen D., and Wang J., (2019) "Adaptive learning tracking for robot manipulators with varying trial lengths", **Journal of the Franklin Institute** 356., 12, pp 5993-6014.
- [84] Jamwal P. K., Hussain S., Ghayesh M. H., and Rogozina S. V., (2017) "Adaptive Impedance Control of Parallel Ankle Rehabilitation Robot", **J Dyn Syst Meas Control**., 139, 11, pp 77.
- [85] Hussain S., Jamwal P.K., Ghayesh M.H., and Xie S.Q., (2017) "Assist-as-needed control of an intrinsically compliant robotic gait training orthosis", **IEEE Trans Ind Electron**., 64, 2, pp 1675-1685.
- [86] Rahimi H.N., Howard I., and Cui L., (2018) "Neural impedance adaption for assistive human-robot interaction", **Neurocomputing**., 290, pp 50-59.
- [87] Lee J., Chang P.H., and Jamisola R.S., (2014) "Relative impedance control for dual-arm robots performing asymmetric bimanual tasks," **IEEE Trans Ind Electron**., 61, 7, pp 3786-3796.
- [88] Taherifar A., Vossoughi G., and Ghafari A.S., (2018) "Assistive-compliant control of wearable robots for partially disabled individuals", **Control Eng Pract.**, 74, pp 177-190.
- [89] H.K. Khalil, "Nonlinear systems (3rd ed.)," New Jersey: Prentice Hall (2001).
- [90] Zhang Y., Li S., Zou J., and Khan A.H., (2019) "A Passivity-Based Approach for Kinematic Control of Manipulators with Constraints", **IEEE Transactions on Industrial Informatics**., 16, 5, pp 3029-3038.
- [91] Kim M.J., Leea W., Choic J.Y., Chungc G., Hand K.L., Choie I.S., Ottb C., and Chung W.K., (2019) "A Passivity-based Nonlinear Admittance Control with Application to Powered Upper-limb Control under Unknown Environmental Interactions," **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**., 24, 4, pp 1473-1484.
- [92] Calanca A., Muradore R., and Fiorini P. (2017) "Impedance control of series elastic actuators: Passivity and acceleration-based control", **Mechatronics**., 47, pp 37-48 .
- [93] Baringo A. and Baringo L., (2017) "A Stochastic Adaptive Robust Optimization Approach for the O_ring Strategy of a Virtual Power Plant", **IEEE Trans Power Syst**., 32, 5, pp 3492-3504.
- [94] Zeng B., and Zhao L., (2013) "Solving two-stage robust optimization problems using a column-and- constraint generation method", **Oper Res Lett**., 41, 5, pp 457-461.
- [95] Wang L., Du Z., Dong W., Shen Y., and Zhao G., (2018) "Intrinsic sensing and evolving internal model control of compact elastic module for a lower extremity exoskeleton", **Sensors (Switzerland)**, 18, 3, pp 909.
- [96] Fateh M. M., (2012) "Robust control of flexible-joint robots using voltage control strategy", **Nonlinear Dyn**., 67, 2, pp 1525-1537.
- [97] Zhang F. et al., (2010) "An adaptive RBF neural network control strategy for lower limb rehabilitation robot", in Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics).
- [98] Turley G. A., Williams M. A., Wellings R. M., and Griffin D. R., (2013) "Evaluation of range of motion restriction within the hip joint", **Med. Biol. Eng. Comput.**, 51, 4, pp 467-477.
- [99] Jalaeian-F. M., Fateh M. M., and Rahimiyan M. (2018) "Internal Model Impedance Control for a Lower Limb Rehabilitation Robot in the Presence of Uncertainty" 26th Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE2018), 8-10 May 2018, Mashhad, Iran. <https://doi.org/10.1109/ICEE.2018.8472683>
- [100] Jalaeian-F. M., Fateh M. M., and Rahimiyan M. (2018) "Dynamic-Growing Fuzzy-Neural Acceleration-Based Impedance Controller for a Lower Limb Rehabilitation Robot" 26th Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE2018), 8-10 May 2018, Mashhad, Iran. <https://doi.org/10.1109/ICEE.2018.8472475>
- [101] Jalaeian-F. M., Fateh M. M., and Rahimiyan M. (2020) "Optimal Predictive Impedance Control in the Presence of Uncertainty for a Lower Limb Rehabilitation Robot" **Journal of Systems Science & Complexity (JSSC)**. <https://doi.org/10.1007/s11424-020-8335-5>

- [102] Jalaeian-F. M., Fateh M. M., and Rahimiyan M. (2020) “Bi-Level Adaptive Computed-Current Impedance Controller for Electrically Driven Robots” **Robotica**, <http://dx.doi.org/10.1017/S0263574720000314>
- [103] Jalaeian-F. M., Fateh M. M., and Rahimiyan M. (2020) “Optimal Impedance Voltage-Controller for Electrically Driven Robots” **International Journal of Industrial Electronics, Control and Optimization (IECO)**, Vol. 3, No. 4, pp. 483-490, Sep (2020). <https://doi.org/10.22111/ieco.2020.33183.1247>

Abstract

This thesis proposes novel approaches to optimize the impedance control of lower limb rehabilitation robots. Since the rehabilitation robots are completely in contact to the patient's body, they are subjected to uncertainty. Therefore, on the one hand, there is no exact model for the whole system and on the other hand, the dynamic behavior of this robot is of great importance and sensitivity. To compensate for the uncertainty, the first proposed impedance control method uses the output of an expected internal model and predicts the uncertainty in a finite horizon. In the second proposed method, to adjust the parameters of the proposed impedance controller, a bi-level optimization problem is designed, by solving which, the parameter adaptation law and the optimal adaptation gain are obtained, simultaneously. It should be noted that the existed adaptive methods do not pay attention to system stability and optimal parameter adaptation, at the same time, however, in the proposed structure, this is achieved through the bi-level optimization. The third proposed method is to use the offline method to optimize the controller's parameters, based on the voltage control strategy, which is not already possible in the conventional methods. Moreover, a specific desired trajectory is designed for rehabilitation robots, which fully covers the practical considerations related to rehabilitation, and provides a smooth path with sufficient rest on both ends and an analytical equation with the ability to adjust the acceleration and speed thresholds. The comparison studies confirm the superiority of the proposed methods over similar control methods. Finally, in this research, the proposed control methods have been successfully implemented for the first time on a knee joint rehabilitation robot designed and built by the student.

Keywords: lower limb rehabilitation robot, electrically driven robots, optimal impedance control, bi-level optimization problems, computed-current impedance control, optimization in impedance control of rehabilitation robots, voltage control strategy



Shahrood University of
Technology

Faculty of Robotics and Electrical Engineering

Ph.D. Thesis in Control Engineering

Optimization in Impedance Control of Lower Limb Rehabilitation Robots

By: Mohsen Jalaeian Farimani

Supervisor:
Dr. Mohammad Mehdi Fateh

Advisor:
Dr. Morteza Rahimiyan

September, 2020