





دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی مکاترونیک

## کنترل تعاملی ربات توانبخشی با در نظر گرفتن ایمنی در ساختار

نگارنده

آنیسا سادات جهانی جوانمردی

استاد راهنما

دکتر مهدی بامداد

بهمن ۱۳۹۸

تقدیم بہ:

خانوادہ ام،

کہ عزیزترین کسان من، مستند،

آمانی کہ دلسوزان،

شکوہ خطاتم را بار نشانند.

از استاد کرانقدر آقای دکتر مهدی باداد به پاس رهنمودهای ایشان و تاسیس و تجهیز آزمایشگاه توانبخشی و حرکات اصلاحی بسیار سپاس گزارم. همچنین از استاد کرامی جناب دکتر علی یونسیان که در تاسیس این آزمایشگاه کمک های بسیار نمودند، کمال تشکر را دارم.

همچنین لازم می دانم از استاد کرامی آقای دکتر ناصرالدین سپهری تشکر نمایم که مشتاقانه مراد این مسیر همراهی کردند و خالصانه بذل دانش نمودند.

## تجدیدنامه

اینجانب آنیتا سادات جهانی جوانمردی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مکترونیک دانشکده مهندسی مکانیک و مکترونیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان‌نامه کنترل تعاملی ربات توانبخشی با در نظر گرفتن ایمنی در ساختار تحت راهنمایی دکتر مهدی بامداد متعهد می‌شوم.

- تحقیقات در این پایان‌نامه 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 پایان‌نامه 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 پایان‌نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان‌نامه رعایت می‌گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان‌نامه ، در مواردی که از موجود زنده ( یا بافتهای آنها ) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است .
- در کلیه مراحل انجام این پایان‌نامه، 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 پایان‌نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی‌باشد.

## چکیده:

بازیابی توانایی راه رفتن از اهداف اصلی تمامی تمرین‌های توانبخشی اندام تحتانی است. امروزه سیستم‌های رباتیک به علت کنترل دقیق حرکات کمکی-مقاومتی با دقت تکرار بالا، کاربرد وسیعی در زمینه توانبخشی پیدا کرده‌اند. تضمین ایمنی بیمار در تعامل با ربات از ضرورت‌های استفاده از سیستم‌های رباتیک به منظور توانبخشی می‌باشد. تامین ایمنی شامل راهکارهای متفاوت در زمینه طراحی و کنترل ربات است. در مرحله طراحی ساختار مکانیکی ربات، ایمنی ذاتی فراهم می‌شود به همین دلیل بسیار حائز اهمیت است. یکی از موثرترین راهکارهای ایجاد ایمنی ذاتی، کاهش وزن و اینرسی ربات است. به همین منظور ربات توانبخشی طراحی شده در این پایان‌نامه یک ربات کابلی می‌باشد. یکی از بهترین راهکارهای توانبخشی برای تمرین راه رفتن، راه رفتن روی تردمیل با استفاده از سیستم پشتیبان وزن است. بنابراین ربات کابلی طراحی شده باید مسیری مانند مسیر راه رفتن بیمار روی تردمیل را ایجاد کند. در توانبخشی غیرفعال که بیمار هیچ حرکتی نداشته و نیرویی به ربات وارد نمی‌کند از روش کنترل موقعیت گشتاور معکوس استفاده شده است. برای توانبخشی فعال از استراتژی‌های کنترل تعاملی مانند کنترل امپدانس و پراکسی اسلایدینگ مود استفاده شده است .

## کلمات کلیدی:

تمرین راه رفتن، ربات کابلی توانبخشی، کنترل تعاملی

# فهرست مطالب

فصل اول مقدمه .....	۱
۱-۱- مقدمه .....	۲
۲-۱- توانبخشی اندام تحتانی .....	۲
۳-۱- توانبخشی رباتیک .....	۳
۱-۳-۱- مروری بر رباتهای توانبخشی اندام تحتانی .....	۵
۲-۳-۱- ایمنی رباتها .....	۸
۴-۱- کنترل تعاملی .....	۹
۵-۱- مروری بر پایان نامه .....	۱۲
فصل دوم طراحی ربات کابلی توانبخشی پا .....	۱۳
۱-۲- استراتژی حرکتی ربات .....	۱۴
۲-۲- مکانیزم ربات .....	۱۶
۱-۲-۲- طراحی اولیه ربات .....	۱۸
۲-۲-۲- طراحی نهایی ربات .....	۲۱
۳-۲- سینماتیک و استاتیک ربات توانبخشی .....	۲۳
۴-۲- دینامیک ربات توانبخشی .....	۲۷
فصل سوم کنترل ربات کابلی .....	۳۱
۱-۳- استراتژیهای کنترل .....	۳۲
۲-۳- کنترل غیرفعال .....	۳۲
۱-۲-۳- کنترل دینامیک معکوس .....	۳۴
۳-۳- کنترل فعال .....	۳۷
۱-۳-۳- کنترل امپدانس .....	۳۷
۲-۳-۳- کنترل مود لغزشی مبتنی بر پراکسی .....	۴۵

فصل چهارم ساخت و کنترل ربات کابلی .....	۵۵
۱-۴- ساختار مکانیکی ربات .....	۵۶
۲-۴- سخت افزار .....	۵۸
۳-۴- نرم افزار .....	۶۲
۴-۴- نتایج کنترل موقعیت ربات کابلی .....	۶۴
فصل پنجم نتیجه گیری و پیشنهادات .....	۶۹
۱-۵- جمع بندی .....	۷۰
۲-۵- نتیجه گیری .....	۷۱
۳-۵- پیشنهادات .....	۷۳
مراجع .....	۷۵



# فهرست اشکال

- شکل (۱-۱) ربات توانبخشی پا G-EO ..... ۶
- شکل (۲-۱) ربات توانبخشی کابلی T-PAD ..... ۶
- شکل (۳-۱) ربات توانبخشی Lokomat ..... ۶
- شکل (۴-۱) ربات توانبخشی ALEX ..... ۶
- شکل (۵-۱) ساختار پایان نامه ..... ۱۲
- شکل (۱-۲) محل اتصال مارکرها به پا ..... ۱۴
- شکل (۲-۲) مسیر مارکرها هنگام راه رفتن روی تردمیل ..... ۱۵
- شکل (۳-۲) موقعیت و میزان چرخش ساق پا نسبت به افق ..... ۱۵
- شکل (۴-۲) فلوجارت نحوه تعیین محل اتصال موتور و کابلها ..... ۱۷
- شکل (۵-۲) موقعیت موتور و محل اتصال کابل در ربات دو کابلی ..... ۱۸
- شکل (۶-۲) زوایای ساق پا هنگام حرکت توسط ربات دو کابلی ..... ۲۱
- شکل (۷-۲) ربات سه کابلی توانبخشی طراحی شده ..... ۲۲
- شکل (۸-۲) موقعیت موتور و محل اتصال کابل در ربات سه کابلی ..... ۲۲
- شکل (۹-۲) طول کابلها هنگام حرکت ربات در مسیر مطلوب ..... ۲۴
- شکل (۱۰-۲) کشش استاتیکی کابلها هنگام حرکت ربات در مسیر مطلوب ..... ۲۶
- شکل (۱۱-۲) ارتباط گشتاور موتور و کشش کابل ..... ۲۹
- شکل (۱۲-۲) شتاب ساق پا در راستای X و Y هنگام راه رفتن در مسیر مطلوب ..... ۳۰
- شکل (۱۳-۲) کشش دینامیکی کابلها هنگام حرکت ربات در مسیر مطلوب ..... ۳۰
- شکل (۱-۳) فلوجارت کنترل حرکت ربات در فضای مفصل ..... ۳۳
- شکل (۲-۳) فلوجارت کنترل حرکت ربات در فضای ابزار ..... ۳۳
- شکل (۳-۳) فلوجارت کنترل حرکت ربات در فضای ابزار با اندازه گیری موقعیت مفصل ..... ۳۳
- شکل (۴-۳) نتیجه ردیابی مسیر مطلوب توسط کنترل کننده دینامیک معکوس ..... ۳۵
- شکل (۵-۳) گشتاور کنترل کننده دینامیک معکوس ..... ۳۶
- شکل (۶-۳) میزان کشش کابلها هنگام ردیابی مسیر توسط کنترل کننده CTC ..... ۳۶
- شکل (۷-۳) فلوجارت کنترل امپدانس ربات کابلی ..... ۳۸

- شکل (۸-۳) عملکرد ردیابی مسیر با کنترلر امپدانس ..... ۳۹
- شکل (۹-۳) مسیر مجرینهایی ربات کابلی (ساق پا) ..... ۴۰
- شکل (۱۰-۳) کشش کابلها هنگام ردیابی مسیر توسط کنترل کننده امپدانس ..... ۴۰
- شکل (۱۱-۳) نیروهای تعامل بیمار و ربات-کنترل کننده امپدانس ..... ۴۱
- شکل (۱۲-۳) گشتاور وارد به زانو از طریق کنترل کننده امپدانس ..... ۴۱
- شکل (۱۳-۳) فلوجارت کنترل امپدانس ربات کابلی بر اساس زاویه زانو ..... ۴۲
- شکل (۱۴-۳) شماتیک پا و زاویه زانو ..... ۴۳
- شکل (۱۵-۳) عملکرد ردیابی مسیر با کنترلر امپدانس بر اساس زاویه زانو ..... ۴۳
- شکل (۱۶-۳) گشتاور اعمال شده به زانو توسط کنترل کننده امپدانس بر اساس زاویه زانو ..... ۴۴
- شکل (۱۷-۳) کشش کابل هنگام کنترل ربات توسط کنترل کننده امپدانس بر اساس زاویه زانو ..... ۴۴
- شکل (۱۸-۳) نیروهای تعامل بیمار و ربات-کنترل کننده امپدانس بر اساس زاویه زانو ..... ۴۵
- شکل (۱۹-۳) تفسیر فیزیکی PSMC ..... ۴۶
- شکل (۲۰-۳) عملکرد ردیابی مسیر با کنترلر PSMC ..... ۴۹
- شکل (۲۱-۳) عملکرد ردیابی مسیر با کنترلر PSMC به ازای مقادیر مختلف  $\lambda$  ..... ۵۰
- شکل (۲۲-۳) میزان کشش کابلها هنگام کنترل ربات توسط کنترل کننده PSMC ..... ۵۲
- شکل (۲۳-۳) گشتاور اعمال شده به زانو توسط کنترل کننده PSMC ..... ۵۲
- شکل (۲۴-۳) عملکرد ردیابی مسیر با کنترلر PSMC با در نظر گرفتن عدم قطعیت ..... ۵۳
- شکل (۲۵-۳) مسیر مجرینهایی ربات کابلی (ساق پا) ..... ۵۴
- شکل (۲۶-۳) میزان کشش کابلها هنگام کنترل ربات توسط کنترل کننده PSMC با وجود عدم قطعیت ..... ۵۴
- شکل (۱-۴) فریم ربات کابلی نصب شده روی تردمیل ..... ۵۶
- شکل (۲-۴) موتور و پولی هادی کابل ..... ۵۷
- شکل (۳-۴) نحوه حرکت پولی در دو محور ..... ۵۷
- شکل (۴-۴) ربات کابلی متصل به پروفیل ..... ۵۷
- شکل (۵-۴) موتور پلهای تک قطبی ..... ۵۹
- شکل (۶-۴) موتور پلهای دو قطبی ..... ۵۹
- شکل (۷-۴) شماتیک مدار راه اندازی موتور ..... ۶۱
- شکل (۸-۴) باکس کنترل ربات کابلی ..... ۶۱
- شکل (۹-۴) فلوجارت کنترل موتور ربات کابلی ..... ۶۲

- شکل (۴-۱۰) شبه کد کنترل موتور ربات کابلی ..... ۶۳
- شکل (۴-۱۱) ردیابی مسیر مارکر توسط دوربین ثبت حرکت ..... ۶۴
- شکل (۴-۱۲) نتیجه کنترل موقعیت ربات کابلی ..... ۶۵
- شکل (۴-۱۳) زاویه مجرینهایی نسبت به افق ..... ۶۵
- شکل (۴-۱۴) طول کابلها و میزان خطای ناشی از گرد شدن میزان پالس ..... ۶۷
- شکل (۴-۱۵) نتیجه کنترل موقعیت در صورت اعمال پالس درست ..... ۶۷
- شکل (۴-۱۶) سرعت ساق پا هنگام راه رفتن روی تردمیل ..... ۶۸
- شکل (۴-۱۷) سرعت مجری نهایی هنگام حرکت در مسیر مطلوب ..... ۶۸

## فهرست جداول

- جدول (۱-۱) خلاصه ای از چند نمونه توانبخشی رباتیک بیماران سکنه مغزی ..... ۷
- جدول (۲-۱) خلاصه ای از استراتژیهای کنترل تعاملی ..... ۱۱
- جدول (۱-۴) مشخصات استپر موتور ..... ۵۹
- جدول (۲-۴) مشخصات درایور استپر موتور ..... ۶۰

# فصل اول

مقدمه

## ۱-۱- مقدمه

سکته مغزی یکی از عوامل اصلی در ایجاد ناتوانی جسمی در جهان است. اختلال در راه رفتن همی-پارتیک عارضه ای مشخص در قربانیان سکته است و بر کیفیت زندگی تاثیر می‌گذارد. هم‌چنین با افزایش سن درصد ابتلا به ناتوانی های حرکتی افزایش می‌یابد. بنابراین بهبود کارایی روش‌های توانبخشی جهت حفظ سلامتی افراد جامعه، یکی از مسائل مهم اجتماع است. توانبخشی مجموعه ای از روش‌های درمانی برای بازگرداندن توانایی‌های جسمی از دست رفته، به دلایلی مانند سکته مغزی، آسیب نخاعی و ... است. فیزیوتراپی حیطه ای از پزشکی با هدف توانبخشی و بالا بردن سطح سلامت افراد است. یکی از روش‌های اصلی در فیزیوتراپی، تمرین درمانی است که در آن فرد با انجام مجموعه ای از فعالیت‌های تکراری عادی طی جلسات نسبتاً طولانی زیر نظر فیزیوتراپیست، توان حرکتی خود را مجدداً بدست می‌آورد.

انجام فرایند توانبخشی برای فیزیوتراپ‌ها خسته کننده و زمان بر است، هم‌چنین نیاز به دقت و هزینه بالایی دارد. بنابراین ضرورت استفاده از ربات‌های توانبخشی کاملاً مشهود است.

## ۱-۲- توانبخشی اندام تحتانی

بیماران سکته مغزی همی‌پلژی (دچار ضعف در نیمی از بدن) مستعد عوارضی همچون خشکی مفاصل<sup>۱</sup> به علت بی‌حرکی هستند. حرکات کششی منظم توسط درمانگر و جابه‌جایی اندام در سطوح مفاصل حداقل دو بار در روز اثرات پیشگیری کننده دارد. شروع توانبخشی هرچه سریع‌تر در کاهش ریسک بروز DVT (ترمبوز یا لخته سیاهرگی عمقی)، خشکی مفاصل، عدم تحمل ارتواستاتیک<sup>۲</sup> بسیار موثر است. توانبخشی در اصل شامل مجموعه‌ای از فعالیت‌ها است که ابتدا توسط شخص دیگر، در اصل به صورت غیرفعال و در ادامه به صورت فعال توسط خود بیمار انجام می‌شود. جابه‌جایی در طرفین در تخت و تغییر حالت نشستن در تخت، انتقال به ویلچر، ایستادن و سپس راه رفتن جز این فعالیت‌ها می‌باشد. پروتکل توانبخشی باید در همان چند روز اول بعد از وقوع سکته تعیین گردد. زیرا بیماران سکته مغزی بیشترین سود را در شروع هرچه سریع‌تر برنامه فشرده توانبخشی خواهند برد. البته در برخی بیماران شرایط به گونه‌ای است که برنامه سبک‌تر و طولانی مدت تری تحت عنوان برنامه تحت حاد توانبخشی پیشنهاد می‌شود.

<sup>1</sup> contracture

<sup>2</sup> Orthostatic intolerance

توانبخشی و آموزش راه رفتن بر اساس روش‌های زیر انجام می‌شود:

### الف- آموزش با روش‌های سنتی

در این حالت، تمرین‌های ورزشی و آموزش راه رفتن بر روی زمین انجام می‌شود و اصلاح الگوهای حرکتی از طریق تکنیک‌های دستی انجام می‌شود.

### ب- آموزش با استفاده از تردمیل و سیستم پشتیبان وزن (BWSTT)

بیمارانی که به علت آسیب مغزی از ناتوانی در راه رفتن رنج می‌برند و قادر به ایستادن و راه رفتن بدون کمک نیستند، نیاز به استفاده از یک سیستم حمایتی دارند تا بدون نگرانی از افتادن و خطرات ناشی از آن قادر به انجام تمرینات راه رفتن باشند. با به کارگیری سیستم پشتیبان وزن (BWS) و تردمیل قادر به انجام کلیه تمرینات توانبخشی در زمینه راه رفتن بدون خطر سقوط و عوارض احتمالی هستیم. این نوع تمرین توانبخشی یکی از تفاسیر مفهوم درمان با تکرار کاری خاص<sup>۱</sup> در توانبخشی راه رفتن بعد از سکته مغزی می‌باشد. مارکو و همکارانش ۹۷ نفر بر اساس دو روش متفاوت توانبخشی طی ۶ ماه مورد بررسی قرار دادند. ۵۲ نفر با روش‌های سنتی توانبخشی و آموزش روی زمین و ۴۵ نفر با استفاده از تردمیل و سیستم BWS تحت آموزش قرار گرفتند. بر اساس این تحقیق توانبخشی با BWSTT در بیماران سکته مغزی تحت حاد موثرتر از آموزش راه رفتن بر روی زمین می‌باشد [۱].

## ۱-۳- توانبخشی رباتیک

امروزه ربات‌ها کاربرد وسیعی برای استفاده در علوم پزشکی پیدا کرده‌اند. یکی از گسترده‌ترین کاربردهای ربات‌ها در زمینه پزشکی، ربات‌های توانبخشی می‌باشند. توانبخشی رباتیک امکان انجام تمرینات فشرده و دقیق را به منظور اصلاح الگوهای حرکتی افراد دارای آسیب عصبی خفیف تا شدید فراهم می‌کند. توانبخشی با استفاده از دستگاه‌های رباتیک شامل مزایایی از قبیل کنترل دقیق حرکات کمکی و یا مقاومتی، دقت تکرار بالا، افزایش انگیزه آموزش با استفاده از بازخوردهای تعاملی (زیستی) می‌باشد. این رویکرد با کاهش میزان کمک‌های انسانی لازم برای راه رفتن، هزینه‌های مراقبت و درمان را کاهش می‌دهد. همچنین با ارائه داده‌های سینماتیک و جنبشی امکان کنترل و بررسی کیفیت شدت تمرین را فراهم می‌کند [۲].

<sup>1</sup> Body weight supported treadmill training

<sup>2</sup> Task-specific repetitive treatment

ربات‌ها معمولاً به سه دسته ربات‌های سری، موازی، کابلی و یا ترکیبی از این گروه‌ها تقسیم می‌شوند. این دسته بندی براساس آرایش لینک‌ها و مفاصل انجام می‌شود.

**الف- ربات سری:** این ربات دارای زنجیره‌ی سینماتیکی باز است. در این ربات‌ها تمامی مفاصل باید حرکت داشته باشند و اگر یک مفصل از کار بیفتد یا آزاد گذاشته شود، ساختار ربات بهم می‌ریزد. به دلیل پشت سرهم قرار گرفتن مفاصل، سینماتیک مستقیم در این گروه ربات‌ها به سادگی قابل حل است ولی سینماتیک معکوس غالباً جواب یکتا ندارد.

**ب- ربات موازی:** این ربات دارای زنجیره سینماتیکی بسته است به همین علت سفتی آن افزایش یافته و حرکت‌های کوچک ناخواسته در این گروه به حداقل مقدار می‌رسد. در این ربات‌ها به دلیل اینکه مفاصل شتاب بیشتری دارند، موتورهای خارج از مفاصل ربات قرار داده می‌شوند. در این ربات‌ها برای اینکه مجری نهایی به موقعیت مطلوب برسد باید تمامی موتورها به صورت همزمان و موازی عمل کنند. ربات‌های موازی برخلاف ربات‌های سری غالباً درجه افزونگی دارند (تعداد مفاصل بیشتر از تعداد درجه آزادی) از همین رو می‌توانند مجموعه‌ای از مفاصل را حرکت ندهند و یا حرکت آن‌ها مقید به حرکت سایر عضوها باشد. برخلاف ربات‌های سری سینماتیک معکوس به سادگی محاسبه می‌شود ولی حل سینماتیک مستقیم پیچیده و زمان بر است.

**ج- ربات کابلی:** این ربات زیر مجموعه‌ای از ربات‌های موازی است که در آن کابل‌ها جایگزین لینک‌های صلب شده‌اند. از مهم ترین چالش‌های این گروه عدم تداخل و همواره در حالت کشش قرار داشتن کابل‌ها است. این ربات‌ها دارای فضای کاری بزرگ و وزن کم‌تر نسبت به ربات‌های موازی هستند. ساختار مکانیکی این گروه ساده و ساخت آن کم هزینه تر است. ربات‌های کابلی بر اساس تعداد درجات آزادی ( $n$ ) و تعداد کابل‌ها ( $m$ ) به صورت زیر به سه دسته تقسیم می‌شوند:

۱- اگر  $m \leq n$  باشد، ربات مقید ناقص<sup>۱</sup> است. زیرا در این حالت حرکت مجری نهایی به طور کامل قابل کنترل نیست. در برخی کاربردها از نیروی وزن به عنوان نیروی کنترلی مورد نیاز استفاده می‌شود.

۲- اگر  $m = n + 1$  باشد، ربات مقید کامل<sup>۲</sup> است. در این حالت حرکت مجری نهایی با حداقل تعداد کابل‌ها قابل کنترل است.

۳- اگر  $m > n + 1$  باشد، ربات مقید افزونه است. در این حالت حرکت مجری نهایی به طور کامل قابل کنترل است. معمولاً از کابل‌های اضافی برای تضمین برقراری شرط کشش کابل و جلوگیری از تکینگی در مسیر حرکت استفاده می‌شود.

<sup>1</sup> Under-constrained

<sup>2</sup> Fully-constrained



### ۱-۳-۱- مروری بر ربات‌های توانبخشی اندام تحتانی

ربات‌های توانبخشی برای تمرینات راه رفتن به دو دسته مجری نهایی<sup>۱</sup> و اسکلت خارجی<sup>۲</sup> تقسیم می‌شوند. در مجری نهایی پاها روی صفحه طراحی شده برای پا قرار می‌گیرند، فازهای نوسانی<sup>۳</sup> و ایستایی<sup>۴</sup> راه رفتن توسط این صفحه شبیه سازی می‌شود. از مزایای گروه مجری نهایی تنظیم آسان، فضای کاری بزرگ، انعطاف پذیری بالا و ساختار مکانیکی ساده است. از معایب گروه مجری نهایی کنترل محدود مفاصل پروگزیمال<sup>۵</sup> است که می‌تواند منجر به الگوهای حرکتی غیرطبیعی شود [۳]. اسکلت‌های خارجی شامل درایوهای قابل برنامه ریزی و یا عناصر غیرفعالی هستند که مفاصل پا را هنگام راه رفتن حرکت می‌دهند. اسکلت‌های خارجی با محورهایی مطابق با محورهای آناتومیکی فرد، مفاصل را به صورت مستقیم کنترل می‌کنند، در نتیجه از ایجاد حرکات غیرطبیعی جلوگیری می‌شود. از معایب این دسته ربات‌ها اینرسی بالای اجزای آنها است که این موضوع باعث کاهش مشارکت کامل بیمار و ربات می‌شود [۴].

ربات Gait trainer (GT) یک نمونه از ربات‌های مجری نهایی است که شامل دو صفحه برای قرارگیری پا می‌باشد [۵]. اخیراً هس و همکارانش یک ربات توانبخشی برای اندام تحتانی به نام Haptic walker را طراحی کرده‌اند که شامل دو صفحه مکانیکی است که به پای بیمار متصل می‌شود تا آن را در مسیر مورد نظر حرکت دهد [۶]. ربات G-EO نیز برای شبیه سازی راه رفتن و تمرینات بالارفتن از پله طراحی شده است [۷]. این ربات با اهدافی شبیه به Haptic walker اما با ابعادی کوچک تر طراحی شده است (شکل ۱-۱). وو و همکارانش ربات کابلی CaLT را برای آموزش گام برداشتن بیماران نخاعی طراحی کرده‌اند [۸]. این ربات شامل چهار کابل است که به هر پا دو کابل از جلو و پشت مچ پا متصل می‌شود. طراحی سیستم به گونه ای است که با اعمال نیروی کمکی و مقاوم، از طریق کابل‌های متصل به مچ پا، بیمار را به مشارکت فعال در گام برداشتن روی تردمیل تشویق می‌کند (شکل ۱-۲). واشیتا و همکارانش ربات کابلی T-PAD را برای بهبود گام برداشتن ارائه کردند که در آن هر کابل با یک فنر سری شده است، با افزایش سختی فنرها، محدوده‌ی حرکتی لگن کاهش می‌یابد [۹]. این ربات به دو صورت شش کابلی و چهار کابلی است که در هر دو مدل، دو کابل از پایین به لگن متصل می‌شود. بدن انسان در این سیستم، نقش مجری نهایی را ایفا می‌کند (شکل ۱-۲). ربات Lokomat که یکی از موفق‌ترین کارها در زمینه توانبخشی است، از دسته اسکلت‌های خارجی می‌باشد. این ربات دارای یک درجه آزادی برای مفصل ران (چرخش در صفحه ساجیتال)، یک درجه آزادی برای مفصل زانو (چرخش در صفحه ساجیتال)

<sup>1</sup> End-effector

<sup>2</sup> Exoskeleton

<sup>3</sup> Swing

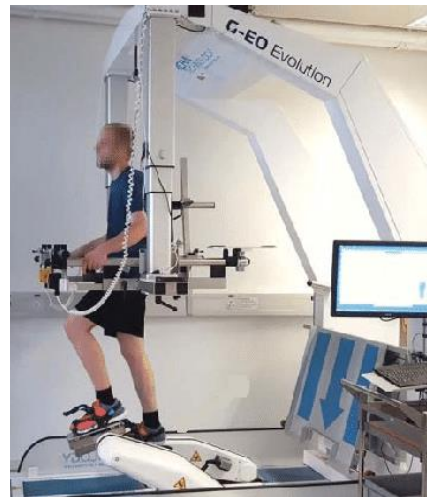
<sup>4</sup> Stance

<sup>5</sup> Proximal

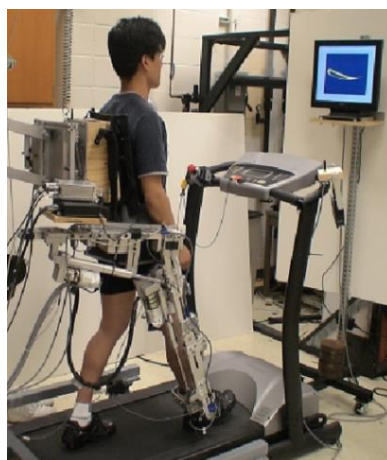
و یک درجه آزادی برای بالا تنه (حرکت به بالا و پایین در صفحه کروئال) است [۱۰]. در این ربات از موتورهای DC برای حرکت مفاصل ران و زانو استفاده شده است (شکل ۱-۳). ربات Lopes نیز با هدف آموزش گام برداشتن طراحی شده است و به منظور آنکه تمامی حرکات مورد نیاز در راه رفتن تامین شود ۹ درجه آزادی برای این ربات در نظر گرفته شده است. در این ربات به دلیل استفاده از محرکه های الاستیک سری و جدا کردن موتور ها از اسکلت خارجی، پهنای باند نیرویی ربات از سایر ربات های توانبخشی بالاتر است [۱۱]. اسکلت خارجی فعال ALEX با الگو گرفتن از بازوی کمکی غیر فعال با نام جبران ساز جاذبه طراحی شده است و ۸ درجه آزادی دارد [۱۲]. این ربات علاوه بر پوشش درجات آزادی ربات های قبلی، امکان چرخش بالا تنه و چرخش به جلو و عقب در صفحه ساجیتال را نیز فراهم می کند (شکل ۱-۴).



شکل (۱-۲) ربات توانبخشی کابلی T-PAD



شکل (۱-۱) ربات توانبخشی پا G-EO



شکل (۱-۴) ربات توانبخشی ALEX



شکل (۱-۳) ربات توانبخشی Lokomat

چند نمونه آزمایش که به مقایسه درمان با کمک ربات و فیزیوتراپی معمولی پرداخته‌اند و نتیجه را در توانبخشی با کمک ربات موثرتر یافتند، در جدول (۱-۱) گردآوری شده‌اند. براساس بررسی‌های صورت گرفته به‌طور کامل قادر به بیان این نیستیم که بیمارانی که تحت آموزش با ربات‌های نوع مجری نهایی قرار گرفته‌اند نتایج بهتری نسبت به بیماران تحت آموزش با اگزاسکلتون‌ها داشته باشند. هم‌چنین هیچ یک از ربات‌ها نمی‌توانند جایگزین فیزیوتراپی معمولی شوند و برای اثر بخشی بیشتر در عملکرد راه رفتن لازم است، حرکات درمانی با استفاده از ربات و فیزیوتراپی معمولی با یکدیگر ترکیب شوند [۱۳].

جدول (۱-۱) خلاصه‌ای از چند نمونه توانبخشی رباتیک بیماران سکته مغزی

نویسندگان	دستگاه رباتیک	تعداد نمونه‌ها	مرحله سکته	دوره درمان
Geroin و همکاران	Gait trainer	۳۰	مزمن <sup>۱</sup>	۵ روز در هفته به مدت دو هفته، ۵۰ دقیقه
Ng و همکاران	Gait trainer	۵۴	تحت حاد <sup>۲</sup>	۵ روز در هفته به مدت چهار هفته، ۲۰ دقیقه
Hesse و همکاران	G-EO	۳۰	تحت حاد	۵ روز در هفته به مدت چهار هفته، ۳۰ دقیقه
Picelli و همکاران	G-EO	۲۲	مزمن	۵ روز در هفته به مدت چهار هفته، ۳۰ دقیقه
Patten و Westlake	Lokomat	۱۶	مزمن	۳ روز در هفته به مدت چهار هفته، ۳۰ دقیقه
Chang و همکاران	Lokomat	۳۷	تحت حاد	۵ روز در هفته به مدت دو هفته، ۴۰ دقیقه
Shin و Bang	Lokomat	۱۸	مزمن	۵ روز در هفته به مدت پنج هفته، ۶۰ دقیقه
Kim و همکاران	Walkbot	۳۰	مزمن	۵ روز در هفته به مدت چهار هفته، ۴۰ دقیقه

<sup>1</sup> chronic

<sup>2</sup> subacute

## ۱-۳-۲- ایمنی ربات‌ها

ایمنی بیمار در تعامل با ربات ضرورتی غیرقابل چشم پوشی است. اثربخشی درمان توانبخشی رباتیک وابسته به تضمین ایمنی بیمار در تعامل با ربات است. تعامل فیزیکی بیمار و ربات<sup>۱</sup> که تبادل نیروها و حرکت را در بر دارد باید برای تضمین ایمنی بیمار مد نظر قرار گرفته شود. از این رو شناسایی پتانسیل-های آسیب و تهدید ایمنی بیمار در تعامل با ربات به‌عنوان اولین گام در نظر گرفته شده است. استراتژی-های تامین ایمنی راه‌کارهای متفاوتی در زمینه طراحی، تجهیزات و کنترل ربات‌های توانبخشی معرفی کرده است. مفهوم ایمنی در حوزه توانبخشی بدین صورت تعریف شده است: ایمنی در تعامل میان بیمار و انسان هنگامی تضمین شده است که ربات همواره نسبت به تمایل بیمار کاملاً منعطف بوده و قوای مکانیکی فعال آن در کمترین حد ممکن باشد [۱۴]. انعطاف ربات نسبت به خواست بیمار به این معناست که ربات همواره تمایل بیمار را در همراهی با خود زیر نظر بگیرد. بر مبنای این تعریف عدم تمایل بیمار در همراهی با ربات باعث آسیب به بیمار می‌شود. منابع ایجاد ناهماهنگی بین ربات و بیمار را در سه گروه کلی می‌توان دسته بندی کرد:

### ۱- عوامل محیطی      ۲- عملکرد ربات      ۳- عملکرد بیمار

عوامل محیطی در واقع مربوط به ناپایداری محیط پیرامون ربات و بیمار می‌شود. تامین محیط ایمن برای درمان توانبخشی رباتیک ضرورتی است که باید پیش از آغاز فرایند فراهم شده باشد. تعامل نامناسب کاربر با ربات از مهم‌ترین عوامل تهدید ایمنی بیمار به شمار می‌رود. دستورالعمل کار با ربات باید کاملاً برای بیمار تشریح شود تا بیمار با رفتار ربات آشنایی داشته باشد. حتی پس از اطلاع و آموزش به بیمار، همچنان احتمال بروز مشکلات وجود دارد به این دلیل انتظار می‌رود که ربات قابلیت تضمین ایمنی بیمار را در همه شرایط داشته باشد. با توجه به اینکه ربات توانبخشی تلفیقی از سیستم‌های مکانیکی، سیستم‌های کنترلی و بخش نرم افزاری است، لذا بررسی راهکارهای تامین ایمنی در ربات‌های توانبخشی معطوف به سه دسته اصلی زیر می‌شود:

### ۱- ساختار مکانیکی ربات (سازه و محرکه)      ۲- بخش نرم افزاری ربات (تجهیزات سنسوری و نرم افزاری) ۳- کنترل کننده ربات

راهکارهایی که در مرحله ساختار مکانیکی به کار گرفته می‌شود به نوعی ایمنی ذاتی برای ربات فراهم می‌کند و به همین دلیل بسیار با اهمیت است. زیرا هنگامی که سیستم کنترل کننده یا بخش نرم افزاری دچار خطا می‌شوند، امنیت ذاتی در ساختار مکانیکی ربات مراقبت از بیمار را در برابر آسیب‌ها

<sup>1</sup> Patient-Robot physical interaction

فراهم می‌کند. کاهش وزن و اینرسی ربات، مهم ترین راهکار برای کاهش انرژی جنبشی ربات در مرحله طراحی است [۱۵]. استفاده از سیستم‌های انتقال قدرت کابلی تاثیر چشم‌گیری در کاهش وزن و اینرسی ربات‌های توانبخشی داشته است.

## ۴-۱- کنترل تعاملی

استفاده از دستگاه‌های رباتیک برای کمک به تمرینات حرکتی به دنبال آسیب‌های عصبی مانند سکته مغزی و آسیب نخاعی رو به افزایش است. در بحث تعامل انسان و ربات، کنترل نیروی تعامل میان انسان و ربات بسیار مهم بوده و تامین ایمنی و موثر بودن توانبخشی در گرو تحقق کامل آن است. برای کنترل نیروی تعامل بین انسان و ربات روش‌های کنترل ترکیبی نیرو-موقعیت و کنترل امپدانس در فعالیت‌های اخیر به طور گسترده مورد استفاده قرار گرفته است. کنترل‌کننده‌ها برای تنظیم امپدانس مکانیکی ربات به صورت فعال با بهره‌های کنترلی به کار می‌روند تا با تامین سفتی<sup>۱</sup> مناسب احساس راحتی برای بیمار ایجاد کرده و اندام بیمار را در برابر آسیب‌های عضلانی محافظت کنند. استراتژی‌های کنترل تعاملی بر روی یک ایده مشترک متمرکز شده‌اند. زمانی که بیمار در امتداد مسیر مورد نظر حرکت می‌کند ربات نباید مداخله کند و اگر بیمار از مسیر مورد نظر منحرف شود، ربات باید یک نیروی بازگرداننده که با استفاده از امپدانس مکانیکی مناسب طراحی شده، ایجاد کند. در یک جمع بندی کلی روش‌های کنترل مناسب برای توانبخشی فعال را در قالب سه گروه می‌توان بیان کرد:

۱- کنترل امپدانس مبتنی بر کنترل موقعیت

۲- کنترل امپدانس مبتنی بر کنترل نیرو

۳- روش‌های حلقه بسته مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل

کنترل موقعیت در مرحله توانبخشی اولیه در حالت "غیرفعال" ضروری است و می‌توان با آموزش مداوم و تکراری به اندام‌های ناتوان کمک کرد. مسئله اصلی که باید در کنترل موقعیت مورد بررسی قرار گیرد، نحوه تولید یک مسیر مناسب است. اخیراً روش جدیدی به نام (CLME) مکمل تخمین حرکت اندام برای تولید مسیر توسط طراح ربات Lopes معرفی شده است [۱۶]. در این مطالعه مسیر مرجع برای پای آسیب دیده بر اساس نگاشتی از حرکات پای سالم بیمار ایجاد می‌شود. اگرچه این الگوریتم تولید مسیر فقط برای افراد همی پارتیک<sup>۲</sup> استفاده می‌شود. سرعت راه رفتن متغیر ممکن است باعث ایجاد

<sup>1</sup> Stiffness

<sup>2</sup> Hemipartic

ناپایداری و ایمن نبودن در ربات شود، همچنین خطاهای انحراف از مسیر در این شرایط بزرگ خواهد بود. با توجه به نیازهای ایمنی برای آموزش در ربات‌های توانبخشی، یک کنترل کننده مود لغزشی مبتنی بر پراکسی<sup>۱</sup> توسط کیکوه و فوجیموتو ارائه شده است [۱۷]. کنترل PSMC به طور بالقوه یک استراتژی کنترل ایمن است، زیرا دقت ردیابی خوبی دارد و در برابر خطاهای بزرگ موقعیت، پاسخ ایمن می‌دهد. بیماران معمولاً به صورت غیرفعال آموزش دیده و در کنترل موقعیت ابتکار عمل و انگیزه ندارند. آموزش ثابت و تکراری ممکن است منجر به اثرات منفی در آموزش شود. از این رو کنترل ترکیبی موقعیت-نیرو<sup>۲</sup> با توجه به تعامل میان انسان و ربات، نقش مهمی در آموزش دارد. این روش می‌تواند برای تمرینات تقویتی اعمال شود [۱۸]. جوت و همکارانش یک کنترل کننده ترکیبی موقعیت-نیرو طراحی کرده‌اند که می‌تواند بیمار را به حرکت در امتداد مسیر خطی یا دایره‌ای راهنمایی کند و یک نیروی تماس مشخص را میان انسان و ربات حفظ کند که این امر می‌تواند به تقویت عضلات و بهبود عملکرد بیمار کمک کند [۱۹]. سایمون و همکارانش روش جدیدی را برای کنترل نیروی تعاملی هنگام کشش اندام تحتانی ارائه کرده‌اند. هدف از این تحقیق تامین نیروی مقاوم هدف<sup>۳</sup> در اندام‌های ناتوان بیمار برای بهبود تقارن نیرو در اندام است [۲۰]. یک مزیت بارز استراتژی کنترل ترکیبی موقعیت-نیرو این است که می‌توان ربات را به گونه‌ای کنترل کرد که در امتداد مسیر مورد نظر حرکت کند و یک نیروی تماس مشخص را میان انسان و ربات حفظ کند. با این حال این استراتژی کنترل فقط به بیمار اجازه می‌دهد نیروی مقاوم مشخصی را در امتداد یک مسیر ثابت اعمال کند و اجازه نمی‌دهد بیمار حرکات فعال داوطلبانه داشته باشد. گروه رینر برای تقویت سهم فعال بیمار در راه رفتن، یک ساختار کنترل جدید نیرو-موقعیت را برای ربات لوکومات ارائه کرده است [۲۱]. این ساختار کنترل متشکل از یک کنترل موقعیت PD با حلقه بسته و یک کنترل کننده نیرو است که این دو حلقه بین فازهای چرخش<sup>۴</sup> و ایستایی<sup>۵</sup> سوییچ می‌شود. نیروی کمکی ربات برای مشارکت فعال بیمار، با درصد مشخصی کاهش می‌یابد. مزیت بزرگ این استراتژی این است که بیمار حداکثر آزادی را برای تغییر مسیر راه رفتن دارد. با این حال باید توجه داشت که تغییر دلخواه الگوی راه رفتن ممکن است به یک مسیر غیر فیزیولوژیکی منجر شود که ممکن است باعث آسیب‌های ثانویه به اندام بیمار شود. روش جدید کنترل نیرو-موقعیت که قادر به حرکت بیمار در طول مسیر فیزیولوژیکی و هم‌چنین اعمال نیرو است، این مشکل را برطرف می‌کند. ALEX یک اسکلت خارجی فعال پا، برای توانبخشی و آموزش راه رفتن است که با چنین رویکردی کنترل می‌شود [۱۲]. برای کنترل این ربات از یک کنترل کننده میدان نیرو، برای اعمال نیروی تعامل مناسب بین بیمار و ربات برای کمک به حرکت پا در مسیر مطلوب، استفاده شده

<sup>1</sup> Proxy based sliding mode control

<sup>2</sup> Hybrid position-force control

<sup>3</sup> Target resistance force

<sup>4</sup> swing

<sup>5</sup> stance

است. هدف این کنترل کننده حرکت کمکی یا مقاومتی پا، با ایجاد مقاومت کمتر هنگام حرکت بیمار در مسیر مطلوب و امیدانس بالاتر در صورت انحراف از آن است. این نوع روش را می‌توان رویکرد تونل مجازی<sup>۱</sup> نیز نامید، زیرا در این روش نیروی مماسی کنترل می‌شود تا اندام بیمار در طول مسیر حرکت کند و از نیروی عمودی برای نگه داشتن اندام در یک دیواره ی مجازی استفاده می‌شود [۲۲]. یک استراتژی مشابه تونل مجازی توسط دوشوویکه و همکارانش بر روی ربات لوکومات پیاده سازی شده است [۲۳]. در این روش کنترل مسیر<sup>۲</sup> با دیواره‌های مجازی برای محدود کردن حرکت پای بیمار در تونل اطراف مسیر مطلوب ارائه شده است. در حقیقت این روش نوعی استراتژی مشارکت با بیمار است که به بیماران امکان می‌دهد تا بر الگوی راه رفتن خود تاثیر بگذارند، هم چنین تضمین می‌کند که مسیر را در محدوده ی معنادار بودن فیزیولوژیکی محدود کند [۲۴]. برای مشارکت فعال و ایجاد امکان تغییر پذیری طبیعی بیمار، تنظیم ارتباط دینامیکی مطلوب بین موقعیت ربات و نیروی تماسی ضروری است. استراتژی کنترل امیدانس یکی از مناسب‌ترین رویکردها برای دستیابی به این هدف است [۲۵]. امروزه بیشتر ربات‌ها با استفاده از الگوریتم‌های کنترل امیدانس، نیروهای تعامل را کنترل می‌کنند. در چارچوب مشارکت بیمار<sup>۳</sup>، یک کنترل کننده امیدانس تطبیقی برای ربات لوکومات ارائه شده است. زمانی که تلاش بیمار کم شود امیدانس ربات افزایش می‌یابد و با شناسایی بیشتر شدن تلاش شرکت کننده، امیدانس ربات کاهش می‌یابد [۲۶]. خلاصه ای از استراتژی های استفاده شده در تحقیقات اخیر در جدول (۱-۲) آورده شده است.

جدول (۱-۲) خلاصه ای از استراتژی‌های کنترل تعاملی

توضیحات روش	استراتژی کنترل
با این استراتژی می‌توان تمرینات غیرفعال تکراری را انجام داد. تولید مسیر و دقت بالای کنترل از مسائل مهم است. این روش برای توانبخشی اولیه مناسب می‌باشد.	کنترل موقعیت
این استراتژی برای تمارین تقویتی مناسب است. نیروی تعاملی مشخصی هنگام ردیابی مسیر مورد نظر حفظ می‌شود و بیمار فاقد ابتکار عمل است.	کنترل نیرو-موقعیت
با این روش می‌توان رابطه دینامیکی بین موقعیت ربات و نیروی تعاملی را تنظیم کرد. در این روش بیمار در تمارین مشارکت فعال دارد.	کنترل امیدانس

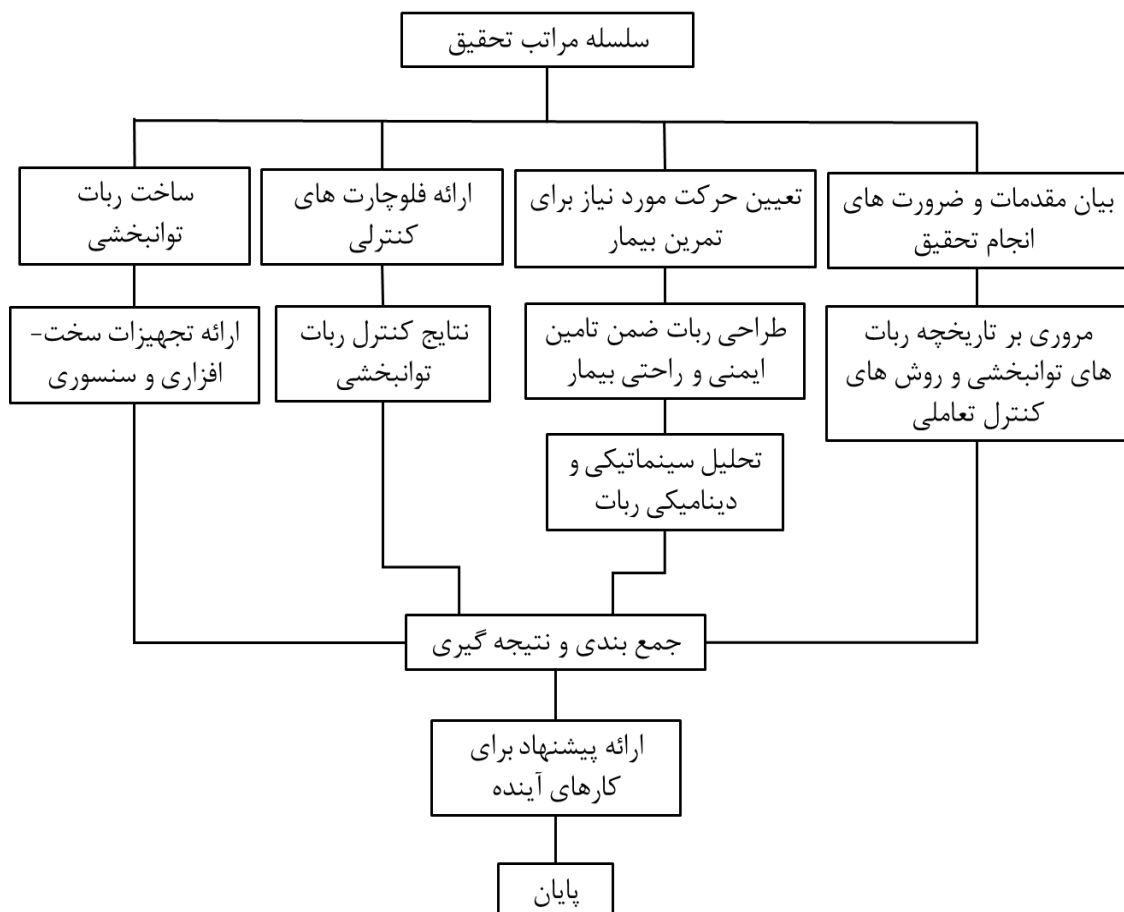
<sup>1</sup> Virtual tunnel

<sup>2</sup> Path control

<sup>3</sup> Patient cooperative

## ۱-۵- مروری بر پایان نامه

در این پایان نامه هدف طراحی یک ربات توانبخشی پا و کنترل آن با تامین ایمنی بیمار است. برای فراهم آوردن روشی موثر در توانبخشی، از ترکیب دو روش توانبخشی BWSTT و آموزش به کمک ربات، استفاده خواهد شد. به منظور داشتن ساختاری انعطاف پذیر و ایمن، یک ربات موازی کابلی برای توانبخشی پا طراحی خواهد شد. در طراحی این ربات کابلی فاکتورهایی نظیر ایمنی ربات، کمینه بودن کشش کابل ها و عدم تداخل کابل ها با یکدیگر و بیمار در نظر گرفته خواهد شد. پس از تعیین حرکت مورد نیاز برای تمرین بیمار، تعداد درجات آزادی ربات تعیین شده و طراحی ربات صورت می پذیرد. سپس به تحلیل های سینماتیک و دینامیک ربات پرداخته می شود و در ادامه کنترل ربات توانبخشی مورد بررسی قرار خواهد گرفت. در آخر به ساخت سخت افزاری ربات و تکنولوژی های استفاده شده در آن پرداخته خواهد شد. ساختار پایان نامه در نمودار درختی شکل (۱-۵) به طور خلاصه نشان داده شده است.



شکل (۱-۵) ساختار پایان نامه

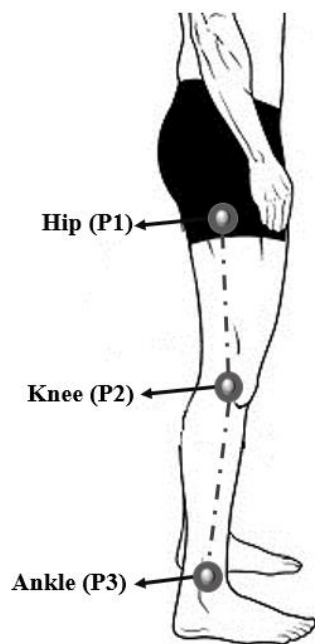


## فصل دوم

طراحی ربات کابلی توانبخشی پا

## ۲-۱- استراتژی حرکتی ربات

یکی از موثرترین روش‌های توانبخشی پا، انجام تمرین آموزش راه رفتن با استفاده از سیستم BWS و تردمیل است [۲۷]. بنابراین ربات توانبخشی پا باید مسیری مانند مسیر راه رفتن بیمار روی تردمیل ایجاد کند. با توجه به اینکه بیماران همی‌پلژی نیمی از بدنشان ناتوان و نیمی دیگر توانمند است. مناسب ترین مسیر برای تمرین راه رفتن، الگو برداری از مسیر راه رفتن پای سالم بیمار است. با توجه به اینکه اکثر حرکات روزانه بدن در صفحه ساجیتال صورت می‌گیرد، انجام تمرین ورزشی در این صفحه نسبت به صفحات فرانتال و ترنسورس رایج‌تر است. بنابراین صفحه ساجیتال مبنای آنالیز حرکت پا هنگام راه رفتن روی تردمیل، است. برای آنالیز حرکت و بدست آوردن مسیر حرکت پا، لازم است از دوربین‌های ثبت حرکت<sup>۱</sup> استفاده شود. برای ثبت مسیر حرکت، مارکرها به مفاصل ران، زانو و مچ پا، مطابق شکل (۱-۲) متصل شده و برای یک بار گام برداشتن روی تردمیل مختصات مارکرها در هر لحظه در صفحه X-Y ثبت شده است. با داشتن مسیر دو نقطه P2 و P3 می‌توان موقعیت و چرخش ساق پا در مسیر مطلوب را مطابق با روابط (۱-۲) بدست آورد [۲۸].



$$G_x = \frac{P_{2x} + P_{3x}}{2}$$

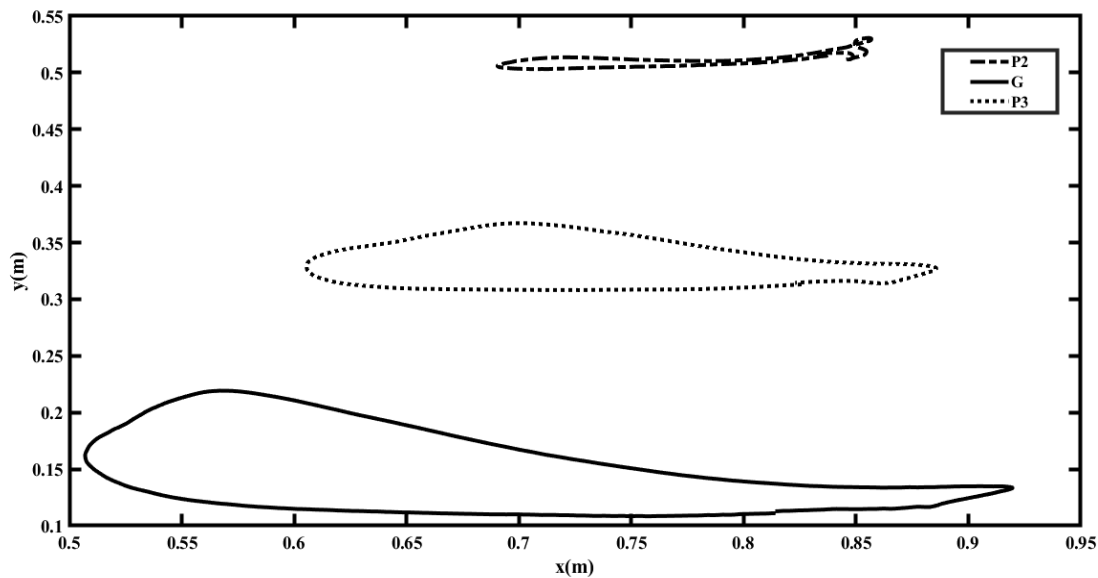
$$G_y = \frac{P_{2y} + P_{3y}}{2} \quad (1-2)$$

$$\theta_{shank} = \arctan\left(\frac{P_{2y} - P_{3y}}{P_{2x} - P_{3x}}\right)$$

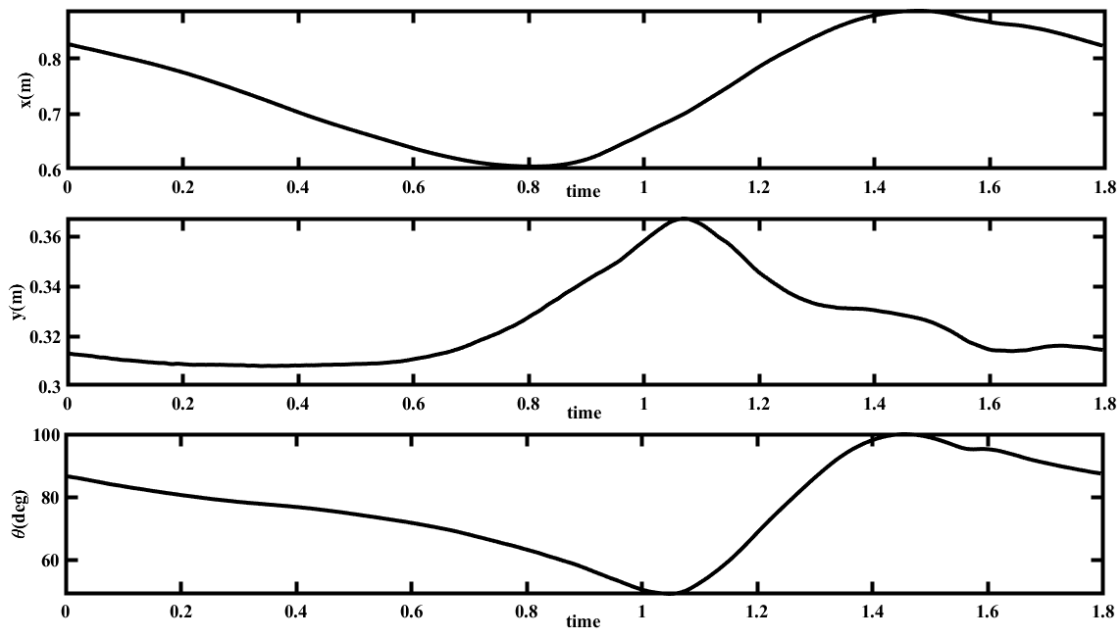
شکل (۱-۲) محل اتصال مارکرها به پا

<sup>1</sup> Motion capture camera

برای ثبت موقعیت نقاط مشخص شده از دوربین‌های ثبت حرکت Basler و نرم افزار simi Motion استفاده شده است. مسیر سه نقطه (P3- G- P2) در صفحه ساجیتال و موقعیت و چرخش نقطه G در مسیر مطلوب، در شکل (۲-۲) و (۳-۲) آورده شده است.



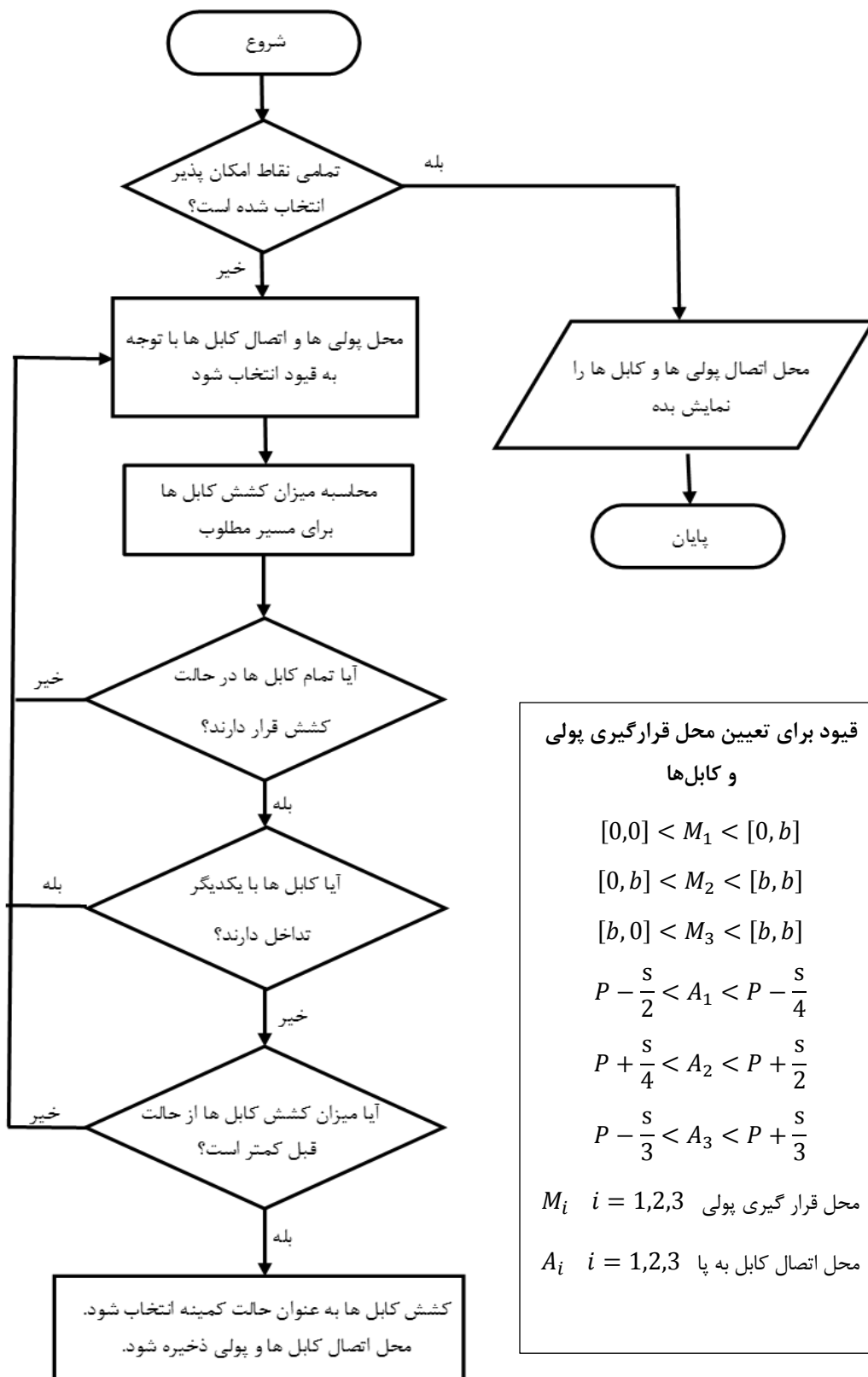
شکل (۲-۲) مسیر مارکرها هنگام راه رفتن روی تردمیل



شکل (۳-۲) موقعیت و میزان چرخش ساق پا نسبت به افق

## ۲-۲- مکانیزم ربات

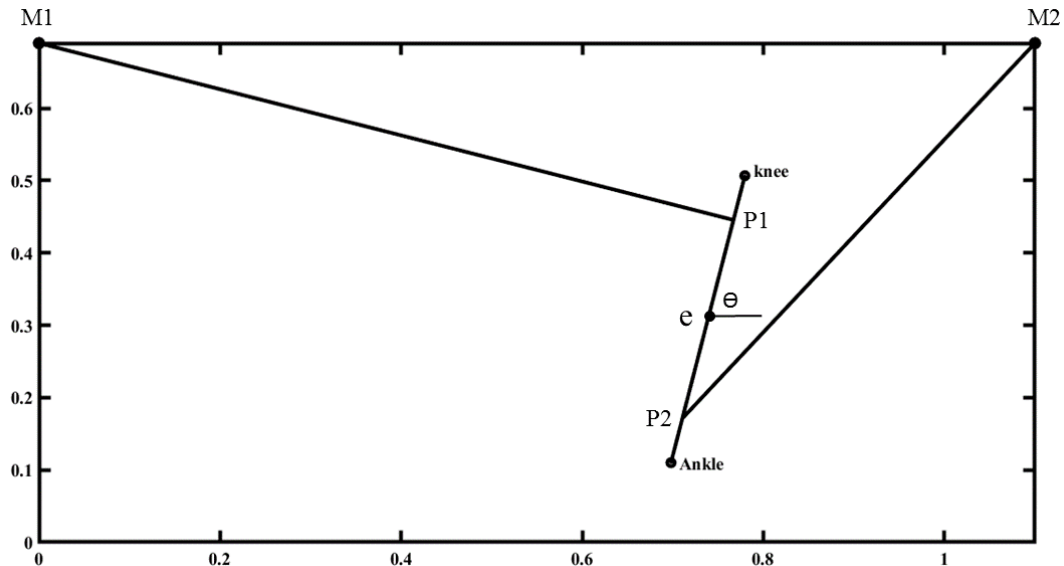
سیستم‌های رباتیکی که معمولاً برای توانبخشی استفاده می‌شوند، دارای لینک‌های صلب هستند که باعث افزایش جرم روی سیستم می‌شود، در نتیجه این سیستم‌ها نیازمند محرکه‌های قدرتمندی هستند. این موضوع باعث ایجاد نگرانی‌هایی در رابطه با تعامل ایمن بین انسان و ربات می‌شود. استفاده از المان کابل باعث می‌شود موتورهای نسبتاً سنگین از مفاصل به پایه منتقل شود، این مسئله باعث کاهش جرم اجسام متحرک و بالا بردن ایمنی بیمار می‌شود. همچنین با توجه به فضای کاری بزرگ ربات‌های کابلی، به سادگی قابلیت انطباق برای بیماران مختلف را دارد [۲۹،۳۰]. به دلیل انعطاف‌پذیر بودن کابل، برخلاف لینک‌های صلب که قیود بسیاری را به بیمار القا می‌کنند، بیمار احساس راحتی بیشتری در طی دوره درمان با ربات خواهد داشت [۳۱]. بنابراین طرح پیشنهادی ربات برای توانبخشی پا، یک ربات کابلی صفحه‌ای است که صفحه ثابت ربات به کنار تردمیل متصل می‌شود. این ربات جز دسته بندی ربات‌های مجری نهایی است که در اینجا مجری نهایی پای بیمار است. طراحی مکانیزم ربات به گونه‌ای است که کابل‌ها و پای بیمار در یک صفحه قرار بگیرند. تعداد کابل‌ها، محل اتصال کابل‌ها به صفحه ثابت و پا، به مسیر حرکت ربات، درجه آزادی لازم و شرط کشش کابل‌ها بستگی دارد. از مهم‌ترین چالش‌های ربات‌های کابلی این است که کابل‌ها همواره باید در حالت کشش قرار داشته باشند. همچنین کابل‌ها با یکدیگر و یا با مجری نهایی هنگام حرکت در مسیر مورد نظر برخورد نداشته باشند [۳۲]. فلوچارت نحوه‌ی تعیین محل موتورها و محل اتصال کابل‌ها به پا در شکل (۲-۴) نمایش داده شده است. براساس قیود در نظر گرفته شده برای محل قرارگیری پولی‌ها و نقاط اتصال کابل به پا، یک حالت انتخاب می‌شود. برای حالت در نظر گرفته شده طبق مسیر مطلوب کشش کابل‌ها محاسبه می‌شود. در صورتیکه تمامی کابل‌ها در حالت کشش قرار داشته باشند و با یکدیگر تداخل نداشته باشند، حالت هندسی در نظر گرفته شده مورد قبول است. براساس کمترین میزان کشش کابل‌ها در بین حالت‌های مورد قبول، بهینه‌ترین حالت انتخاب می‌شود. برای بررسی شرط تداخل کابل‌ها با یکدیگر، در هر لحظه از مسیر مطلوب، روی هر کابل چندین نقطه به صورت تصادفی انتخاب می‌شود. حول هر نقطه دایره‌ای به قطر ۰/۰۵ متر در نظر گرفته می‌شود، اگر این نقاط و نقاط روی دایره، روی کابل‌های دیگر قرار داشته باشد، تداخل صورت گرفته است.



شکل (۲-۴) فلوچارت نحوه‌ی تعیین محل اتصال موتور و کابل‌ها

## ۲-۲-۱- طراحی اولیه ربات

برای طراحی اولیه، یک ربات صفحه ای دو کابلی در نظر گرفته شده است. موقعیت موتورها و محل اتصال کابل‌ها به ساق پا در شکل (۲-۵) نشان داده شده است.



شکل (۲-۵) موقعیت موتور و محل اتصال کابل در ربات دو کابلی

با توجه به تعداد کابل‌ها و درجات آزادی مسیر، این ربات مقید ناقص<sup>۱</sup> است. سینماتیک معکوس رابطه‌ای است که متغیرهای مفاصل را برحسب متغیرهای فضای ابزار بیان می‌کند. به عبارت دیگر سینماتیک معکوس در ربات کابلی موازی، بیان طول کابل‌ها بر اساس موقعیت مجری نهایی است. معادلات سینماتیک معکوس با نوشتن روابط هندسی بین متغیرها مطابق با روابط زیر به دست خواهد آمد [۳۳]:

$$x_{p1} = x_e - l \cos \theta_e, y_{p1} = y_e - l \sin \theta_e$$

$$x_{p2} = x_e + l \cos \theta_e, y_{p2} = y_e + l \sin \theta_e$$

(۲-۲)

$$\cos \theta_{p1} = (M_{1x} - x_{p1}) / l_{p1}, \sin \theta_{p1} = (M_{1y} - y_{p1}) / l_{p1}$$

$$\cos \theta_{p2} = (M_{2x} - x_{p2}) / l_{p2}, \sin \theta_{p2} = (M_{2y} - y_{p2}) / l_{p2}$$

<sup>1</sup> Under-constrained

$$l_{p1}^2 = (x_e - l \cos \theta_e - M_{1x})^2 + (y_e - l \sin \theta_e - M_{1y})^2$$

$$l_{p2}^2 = (x_e - l \cos \theta_e - M_{2x})^2 + (y_e - l \sin \theta_e - M_{2y})^2 \quad (3-2)$$

بر اساس معادلات تعادل استاتیکی خواهیم داشت:

$$T_{P1} \cos \theta_{P1} + T_{P2} \cos \theta_{P2} = 0$$

$$T_{P1} \sin \theta_{P1} + T_{P2} \sin \theta_{P2} + mg = 0 \quad (4-2)$$

$$-T_{P1} l \sin(\theta_{P1} - \theta_e) + T_{P2} l \sin(\theta_{P2} - \theta_e) = 0$$

بنابراین سه معادله و  $(m+n)$  مجهول داریم که  $m$  تعداد کابل‌ها و  $n$  تعداد درجات آزادی است. معادلات (3-2) را می‌توان به فرم ماتریسی زیر نوشت:

$$Ax = b$$

$$A = \begin{bmatrix} \cos \theta_{P1} & \cos \theta_{P2} \\ \sin \theta_{P1} & \sin \theta_{P2} \\ l \sin(\theta_{P1} - \theta_e) & l \sin(\theta_{P2} - \theta_e) \end{bmatrix} \quad (5-2)$$

$$x = \begin{bmatrix} T_{P1} \\ T_{P2} \end{bmatrix}, b = \begin{bmatrix} 0 \\ -mg \\ 0 \end{bmatrix}$$

روابط بالا را می‌توان با استفاده از رابطه بین تغییر طول کابل‌ها یا به عبارتی سرعت در فضای مفاصل  $\dot{q}$  و سرعت در فضای کارتیزین (ابزار)  $t$  نیز بدست آورد. با مشتق‌گیری از معادلات (3-2) نسبت به زمان و ساده‌سازی خواهیم داشت:

$$\dot{q} = Gt$$

$$G = \begin{bmatrix} \cos \theta_{P1} & \sin \theta_{P1} & l \sin(\theta_{P1} - \theta_e) \\ \cos \theta_{P2} & \sin \theta_{P2} & l \sin(\theta_{P2} - \theta_e) \end{bmatrix} \quad (6-2)$$

$$\dot{q} = [\dot{l}_{p1}, \dot{l}_{p2}]^T, t = [\dot{x}_e, \dot{y}_e, \dot{\theta}_e]^T$$

ماتریس  $G$  ماتریس ژاکوبین است که بین سرعت در حوزه‌ی مفاصل و سرعت در حوزه‌ی ابزار رابطه‌ای مطابق (۶-۲) ایجاد می‌کند. با مقایسه آن با رابطه (۴-۲)، نتیجه‌گیری می‌شود که:  $G = A^T$  که به عنوان دوگان<sup>۱</sup> سینماتیک و استاتیک در ربات شناخته می‌شود.

با توجه به ابعاد ماتریس‌ها و تعداد معادلات و مجهولات، معادله (۴-۲) یک سیستم فرامعین<sup>۲</sup> است و تنها یک پاسخ یکتا دارد به شرط آن که رابطه زیر را ارضا کند:

$$l \sin \theta_{p1} \sin(\theta_{p2} - \theta_e) + l \sin(\theta_{p1} - \theta_e) \cos \theta_{p2} = 0 \quad (7-2)$$

سپس مقدار دقیق نیروهای  $T_{p1}$  و  $T_{p2}$  از طریق شبه معکوس ماتریس  $A$  مطابق رابطه (۸-۲) بدست آورده می‌شود.

$$T = (A^T A)^{-1} A^T b$$

$$T_{p1} = \frac{mgl_1(x_e + l \cos \theta_e - d)}{2ly_e \cos \theta_e - 2lx_e \sin \theta_e - dy_e + ld\theta_e} \quad (8-2)$$

$$T_{p2} = -\frac{mgl_2(x_e - l \cos \theta_e)}{2ly_e \cos \theta_e - 2lx_e \sin \theta_e - dy_e + ld\theta_e}$$

شرط قیدی (۷-۲) را می‌توان به صورت زیر ساده سازی کرد:

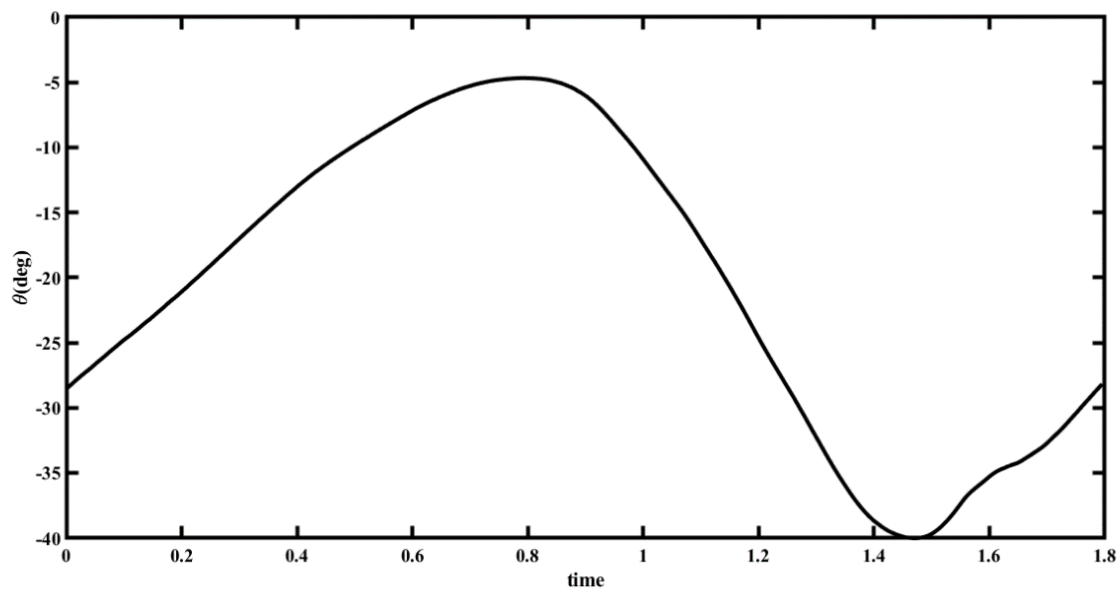
$$-2 \sin \theta_e x_e^2 + 2x_e y_e \cos \theta_e + 2dx_e \sin \theta_e - dy_e \cos \theta_e - ld \sin \theta_e \cos \theta_e = 0 \quad (8-2)$$

بنابراین فضای کاری ربات با توجه به  $T_{p1} \geq 0$  و  $T_{p2} \geq 0$  و شرط بالا مشخص می‌شود. فضای کاری به موقعیت مرکز مجری نهایی و چرخش آن وابسته است. با توجه به مشخص بودن موقعیت مطلوب ساق پا چرخش مجاز به ازای هر نقطه از مسیر با استفاده از شرط قیدی (۸-۲) به دست آورده می‌شود. نمودار زوایای ساق پا هنگام حرکت توسط ربات دو کابلی در مسیر مطلوب (X و Y) در شکل (۶-۲) نشان داده شده است. با مقایسه این زوایا و زوایای مطلوب به دست آمده مطابق با شکل (۳-۲) نتیجه‌گیری می‌شود که ربات دو کابلی مذکور نمی‌تواند زوایایی مطابق زوایای ساق پا هنگام راه رفتن روی تردمیل ایجاد کند.

<sup>1</sup> Dual

<sup>2</sup> Over-determined



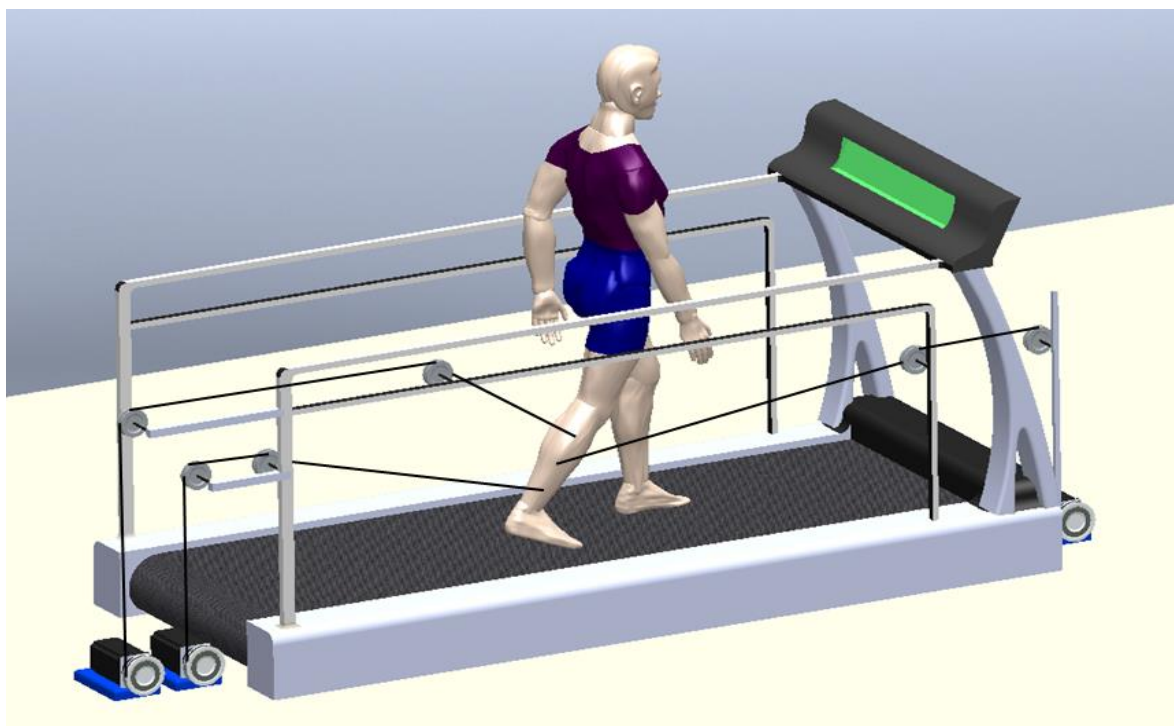


شکل (۲-۶) زوایای ساق پا هنگام حرکت توسط ربات دو کابلی

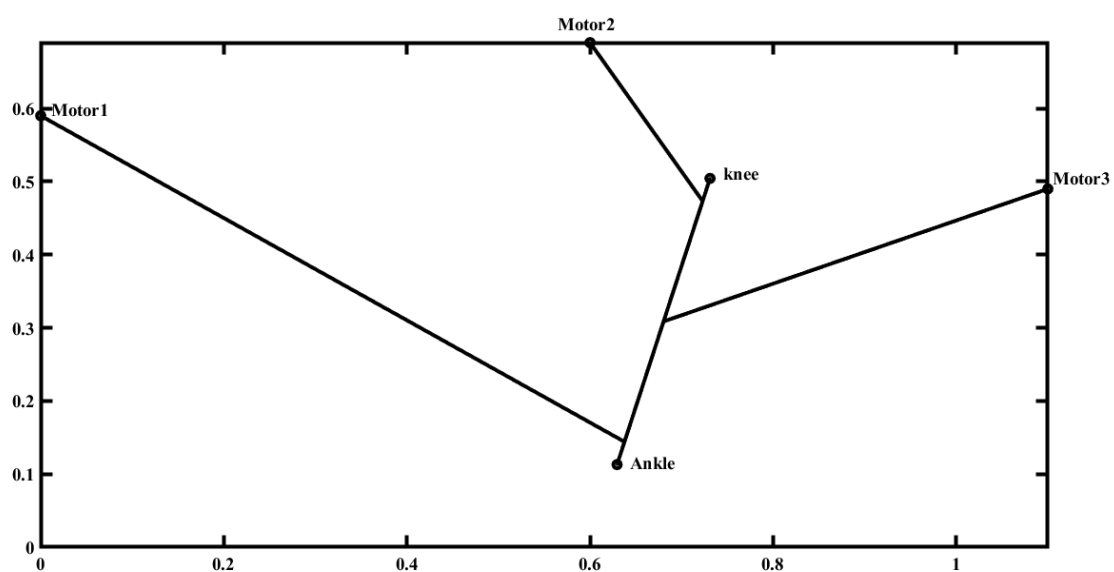
## ۲-۲-۲- طراحی نهایی ربات

با توجه به بخش قبل، طرح جدید ربات کابلی توانبخشی شامل سه کابل و سه درجه آزادی  $(x, y, \theta)$  در نظر گرفته شده است. موقعیت موتورها و محل اتصال کابل‌ها به پا مطابق با فلوچارت مذکور تعیین شده است. ساختار ربات توانبخشی طراحی شده، نحوه‌ی قرارگیری آن روی تردمیل در نرم افزار Solidworks رسم شده و در شکل (۲-۷) نشان داده شده است.

محل قرارگیری پولی‌ها و اتصال کابل‌ها به پای بیمار در شکل (۲-۸) نشان داده شده است. همانطور که در شکل مشخص است برای کاهش وزن ساختار ربات، موتورها روی زمین قرار گرفته و پولی‌های هرزگرد کابل‌ها را از موتور به پای بیمار هدایت می‌کنند. با توجه به ثابت بودن محل پولی‌های هادی و موتورها، طول کابل بین موتور و پولی هادی تغییری نمی‌کند و طی حرکت ربات در مسیر مورد نظر، طول کابل هدایت شده از پولی به پای بیمار تغییر می‌کند.



شکل (۷-۲) ربات سه کابلی توانبخشی طراحی شده



شکل (۸-۲) موقعیت موتور و محل اتصال کابل در ربات سه کابلی

## ۲-۳- سینماتیک و استاتیک ربات توانبخشی

موقعیت موتورها و محل اتصال کابلها به صورت زیر می باشد که  $B_i$  محل قرارگیری موتورها و  $A_i$  محل اتصال کابلها به ساق پا است. مختصات نقطه  $A_i$  در دستگاه مختصات متحرک و  ${}^f A_i$  مختصات نقطه  $A_i$  در دستگاه مختصات ثابت است.

$${}^m A_1 = \left[ -\frac{a}{2} \quad 0 \right]^T; \quad {}^m A_2 = \left[ \frac{a}{2} \quad 0 \right]^T; \quad {}^f A_3 = [x_e \quad y_e]^T$$

$${}^f B_1 = [0 \quad b - 0.1]^T; \quad {}^f B_2 = [0.6 \quad b]^T; \quad {}^f B_3 = [1.1 \quad b - 0.2]^T \quad (9-2)$$

مختصات در دستگاه ثابت را می توان از طریق ضرب ماتریس انتقال  ${}^f T_m$  در مختصات متحرک، مطابق با روابط زیر به دست آورد:

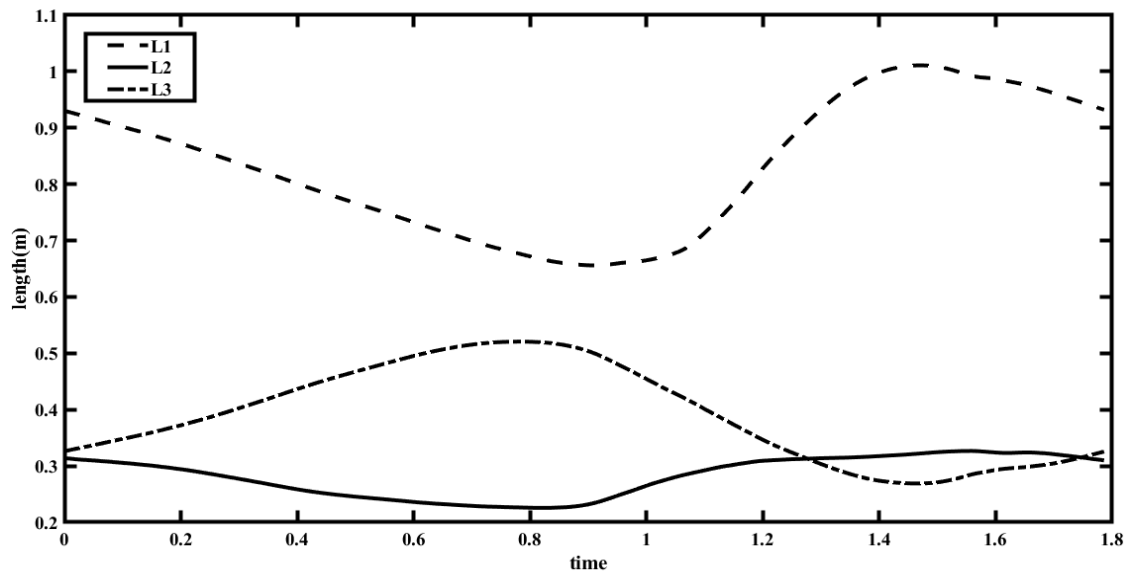
$${}^f T_m = \begin{bmatrix} \cos\theta_e & -\sin\theta_e & x_e \\ \sin\theta_e & \cos\theta_e & y_e \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; \quad {}^f A = {}^f T_m {}^m A$$

$${}^f A_1 = \begin{bmatrix} x_e - (a/2)\cos\theta_e \\ y_e - (a/2)\cos\theta_e \\ 1 \end{bmatrix}; \quad {}^f A_2 = \begin{bmatrix} x_e + (a/2)\cos\theta_e \\ y_e + (a/2)\cos\theta_e \\ 1 \end{bmatrix} \quad (10-2)$$

طول کابلها با استفاده از روابط (۹-۲) و (۱۰-۲) به صورت زیر محاسبه می شود:

$$l_i = \sqrt{({}^f A_{ix} - {}^f B_{ix})^2 + ({}^f A_{iy} - {}^f B_{iy})^2} = \sqrt{l_{ix}^2 + l_{iy}^2} \quad i = 1, 2, 3 \quad (11-2)$$

نتایج سینماتیک معکوس (طول کابلها) به ازای مسیر مطلوب در شکل (۹-۲) نشان داده شده است. تغییرات طول کابلها با توجه به نحوه حرکت مدل به راحتی قابل تحلیل است. برای مثال کابل ۳ که توسط پولی قرار گرفته در بخش جلویی پا، به مرکز ساق پا متصل شده است، در گام اول روند افزایشی و در گام بعدی روند کاهشی دارد، زیرا مدل روی تردمیل به سمت عقب حرکت می کند و باعث می شود طول کابل در گام اول افزایش و در گام بعدی کاهش یابد.



شکل (۹-۲) طول کابل‌ها هنگام حرکت ربات در مسیر مطلوب

آنالیز ماتریس ژاکوبین نقشی اساسی در تحلیل و به‌دست آوردن فضای کاری ربات دارد. همانطور که در بخش طراحی اولیه ربات ذکر شد، یکی از روش‌های به‌دست آوردن ژاکوبین ربات، مشتق‌گیری از طول کابل‌ها است. ماتریس ژاکوبین ربات سه کابلی و نحوه‌ی به‌دست آوردن آن به‌صورت زیر است:

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial l_1}{\partial x_e} & \frac{\partial l_1}{\partial y_e} & \frac{\partial l_1}{\partial \theta_e} \\ \frac{\partial l_2}{\partial x_e} & \frac{\partial l_2}{\partial y_e} & \frac{\partial l_2}{\partial \theta_e} \\ \frac{\partial l_3}{\partial x_e} & \frac{\partial l_3}{\partial y_e} & \frac{\partial l_3}{\partial \theta_e} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_{1x}/l_1 & l_{1y}/l_1 & al_{1\theta}/2l_1 \\ l_{2x}/l_2 & l_{2y}/l_2 & -al_{2\theta}/2l_2 \\ l_{3x}/l_3 & l_{3y}/l_3 & -al_{3\theta}/2l_3 \end{bmatrix} \quad (۱۲-۲)$$

با استفاده از رابطه (۱۱-۲)، پارامترهای رابطه (۱۲-۲) به‌صورت زیر به‌دست می‌آید:

$$l_{ix} = ({}^fA_{ix} - {}^fB_{ix}) ; l_{iy} = ({}^fA_{iy} - {}^fB_{iy}) \quad i = 1,2,3$$

$$l_{1\theta} = x_e \sin \theta_e - (y_e - b + 0.1) \cos \theta_e \quad (۱۳-۲)$$

$$l_{2\theta} = (x_e - 0.6) \sin \theta_e - (y_e - b) \cos \theta_e$$

$$l_{3\theta} = 0$$

در ربات‌های موازی دو نوع ژاکوبین وجود دارد: ژاکوبین در حوزه مفصل و ژاکوبین در حوزه ابزار. رابطه ژاکوبین‌ها و ماتریس کلی ژاکوبین مطابق با روابط زیر است:

$$J_x \dot{x} = J_q \dot{q} \quad ; \quad J = J_q^{-1} J_x \quad (14-2)$$

بنابراین برای ربات کابلی طراحی شده، ماتریس ژاکوبین در حوزه مفصل ماتریس واحد است. با توجه به انواع ژاکوبین در ربات‌های موازی، تکینگی<sup>۱</sup> در این ربات‌ها نیز انواع مختلفی دارد.

### ۱- تکینگی در سینماتیک معکوس:

در این حالت  $\det(J_q)=0$  است. چنین حالتی معمولاً در مرز فضای کاری ربات موازی و یا در داخل فضای کاری اتفاق می‌افتد. در این حالت ربات یک یا چند درجه آزادی از دست می‌دهد. در چنین وضعیتی راستایی وجود دارد که به ازای اعمال نیرو توسط عملگرهای مفصل، حرکتی در آن راستا انجام نمی‌پذیرد. به این حالت تکینگی سری نیز گفته می‌شود.

### ۲- تکینگی در سینماتیک مستقیم:

در چنین حالتی  $\det(J_q)=0$  است. این کاهش مرتبه ربات در فضای کارترین اتفاق می‌افتد و مطابق با شرایطی است که دو مجموعه از جواب‌های سینماتیک مستقیم به هم می‌رسند. به همین علت این نوع تکینگی در ربات‌های سری وجود ندارد زیرا این ربات‌ها برای سینماتیک مستقیم همواره دارای جواب یکتا هستند. به این حالت تکینگی موازی نیز گفته می‌شود. در این حالت به ازای ساکن بودن مفصل ممکن است مجری نهایی حرکت داشته باشد، به عبارت دیگر به ازای صفر بودن سرعت در حوزه مفصل، سرعت غیرصفر در حوزه ابزار امکان پذیر است. در این حالت ربات درجه آزادی بدست می‌آورد.

برای تحلیل استاتیکی باید رابطه‌ای بین نیروی مفصل و نیروی ابزار یافت. با استفاده از اصل کار مجازی مطابق با رابطه (۱۵-۲) می‌توان رابطه استاتیکی کاملی برای ربات نوشت:

$$\delta w = \sum F \cdot \delta r \quad ; \quad dw = F \cdot dx \quad ; \quad dw = \tau \cdot dq \quad \rightarrow \quad F \cdot dx = \tau \cdot dq \quad (15-2)$$

بر اساس رابطه بین سرعت مفصل و سرعت ابزار و رابطه (۱۵-۲)، می‌توان رابطه بین نیرو و گشتاورهای مفصل و ابزار را مطابق رابطه زیر بدست آورد. همانطور که در بخش قبل ذکر شد، ژاکوبین دوگان

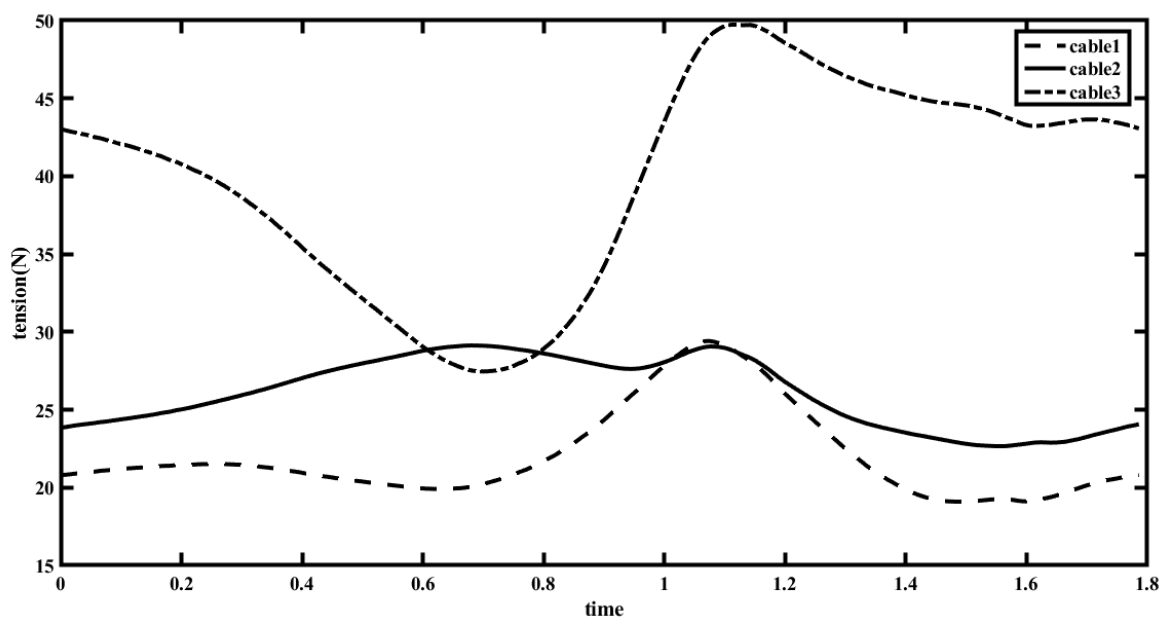
<sup>1</sup> singularity

سینماتیک و استاتیک است. رابطه بین نیرو-گشتاورهای وارد به ابزار و کشش کابل‌ها مطابق رابطه زیر است:

$$dq = J^T dx \rightarrow F \cdot dx = \tau \cdot (J^T dx) \rightarrow F = J^T \tau \quad (۱۶-۲)$$

فضای کاری ربات کابلی موازی شامل قسمت‌هایی است که در آن نقاط ربات دچار تکینگی نمی‌شود و تمامی کابل‌ها همواره در حالت کشش قرار دارند. ربات سه کابلی طراحی شده در هیچ یک از نقاط داخل صفحه ثابت دچار تکینگی نمی‌شود، همچنین در تمامی نقاط شرط کشش کابل‌ها برقرار است. بنابراین تمام فضای داخلی صفحه ثابت ربات، جز فضای کاری ربات محسوب می‌شود.

با استفاده از رابطه (۱۶-۲) می‌توان کشش کابل‌ها را طی حرکت ربات در مسیر مطلوب بدست آورد. میزان کشش کابل‌ها با فرض اینکه تنها نیروی وارد به مجری نهایی ربات، نیروی ناشی از وزن ساق پای بیمار است، در شکل (۱۰-۲) آورده شده است. در ربات کابلی توانبخشی طراحی شده نیروی گرانش همواره در طول مسیر به عنوان یک نیروی غیرفعال عمل نموده و باعث می‌شود تا کابل‌ها به دلیل وزن پای بیمار همواره در حال کشش باشند.



شکل (۱۰-۲) کشش استاتیکی کابل‌ها هنگام حرکت ربات در مسیر مطلوب

## ۲-۴- دینامیک ربات توانبخشی

رفتار دینامیکی به نرخ تغییرات حالت مکانیزم نسبت به نیرو و گشتاور اعمالی توسط عملگرها گفته می‌شود. این ارتباط در قالب معادلات دیفرانسیل بیان می‌شود که به آن معادلات حرکت نیز گفته می‌شود. از معادلات حرکت می‌توان برای کنترل و شبیه سازی حرکت ربات بهره برد. برای به دست آوردن معادلات حرکت ربات‌های کابلی، تاکنون سه روش مدل سازی برای کابل ارائه شده است. ساده ترین روش مدل بدون جرم و غیرالاستیک (کابل ایده آل) است. روش دیگر کابل الاستیک بدون جرم است [۳۴]. در روش دیگر علاوه بر الاستیسیته، جرم کابل نیز در نظر گرفته شده است [۳۵]. اگر در الگوریتم کنترلی کشش کابل‌ها تا حد قابل قبولی تامین شود، در نظر نگرفتن رفتار الاستیک کابل در مدلسازی دینامیکی مشکلی ایجاد نمی‌کند. از طرفی، با توجه به اینکه معمولاً جرم کابل‌ها در مقایسه با پلتفرم کم تر است، می‌توان کابل‌ها را بدون جرم در نظر گرفت. در مدلسازی دینامیکی ربات کابلی توانبخشی طراحی شده کابل‌ها ایده‌آل، یعنی بدون جرم و الاستیسیته، در نظر گرفته شده است.

برخلاف ربات‌های سری، مدلسازی دینامیکی ربات‌های موازی با توجه به ساختار حلقه بسته و قیود حرکتی، پیچیده است. رایج ترین روش برای به دست آوردن معادلات حرکت ربات‌های موازی روش نیوتون-اولر است. در این دیاگرام آزاد مجری نهایی و لینک‌ها رسم شده و قوانین نیوتون-اولر به هر یک از اجزا به طور مجزا اعمال می‌شوند [۳۶]. یکی از مزیت‌های استفاده از این روش در مدلسازی دینامیک ربات، عدم وابستگی به انتخاب سیستم مختصات و درک شهودی بهتر از فیزیک مسئله (به دلیل مشخص کردن تمامی نیروهای داخلی و قیدی و ...) است. اما به علت پیچیدگی و حجم زیاد معادلات، نمی‌توان به سادگی به شکل دلخواهی از معادلات دست یافت.

از دیگر روش‌های مدلسازی دینامیک ربات‌ها، روش لاگرانژ است که با استفاده از مفاهیم کار و انرژی دینامیک سیستم را توصیف می‌کند [۳۷]. از آن جا که در این روش، نیروهای قیدی وارد معادلات نمی‌شوند از نظر حجم محاسباتی نسبت به روش نیوتون-اولر کارآمدتر است.

با صرف نظر کردن از جرم و الاستیسیته کابل‌ها، مدل دینامیکی ربات به مدل دینامیکی پلتفرم محدود می‌شود، که به صورت زیر تعریف می‌شود [۳۸]:

$$M(X)\ddot{X} + C(X, \dot{X})\dot{X} + G(X) = F = J^T \tau \quad (۱۷-۲)$$

که در آن  $M(X)$ : ماتریس اینرسی سیستم،  $C(X, \dot{X})$ : ترم‌های غیرخطی مانند شتاب کوریولیس،  $G(X)$ : بردار ترم‌های گرانش،  $J$ : ماتریس ژاکوبین،  $\tau$ : بردار کشش کابل‌ها و  $X$ : بردار مختصات تعمیم یافته برای موقعیت و چرخش مجری نهایی ربات است و به صورت زیر تعریف می‌شوند (از  $C$  صرف نظر می‌شود):

$$M = \begin{bmatrix} m & 0 & 0 \\ 0 & m & 0 \\ 0 & 0 & I_z \end{bmatrix}; \quad G = \begin{bmatrix} 0 \\ -mg \\ 0 \end{bmatrix}; \quad X = \begin{bmatrix} x_e \\ y_e \\ \theta_e \end{bmatrix} \quad (۱۸-۲)$$

با توجه به رابطه (۱۷-۲) و با فرض آن که تنه‌های نیروی وارد به مجری نهایی نیروی ناشی از وزن پا است، کشش دینامیکی کابل‌ها طی حرکت ربات در مسیر مورد نظر طبق رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$\tau = J^{-T} (M(X)\ddot{X} + G(X)) \quad (۱۹-۲)$$

معادلات و ماتریس‌های دینامیک ربات در فضای مفصل به صورت زیر به دست آورده می‌شود:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau \quad (۲۰-۲)$$

$$\dot{q} = J\dot{x} \rightarrow \dot{x} = J^{-1}\dot{q} \quad (۲۱-۲)$$

$$\ddot{q} = J\ddot{x} + \dot{J}\dot{x} \rightarrow \ddot{x} = J^{-1}\ddot{q} - J^{-1}\dot{J}\dot{x} = J^{-1}\ddot{q} - J^{-1}\dot{J}J^{-1}\dot{q}$$

با جایگذاری رابطه (۲۱-۲) در معادله (۱۷-۲) خواهیم داشت:

$$M(J^{-1}\ddot{q} - J^{-1}\dot{J}\dot{x}) + CJ^{-1}\dot{q} + G = J^T \tau \quad (۲۲-۲)$$

با ضرب  $J^{-T}$  در معادله (۲۲-۲) معادله به صورت زیر بازنویسی خواهد شد:

$$(J^{-T}MJ^{-1})\ddot{q} + J^{-T}(C - MJ^{-1}\dot{J})J^{-1}\dot{q} + J^{-T}G = \tau \quad (۲۳-۲)$$

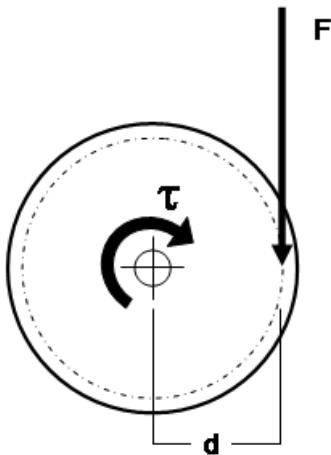


بنابراین ماتریس‌های دینامیک ربات در فضای مفصل به صورت زیر است:

$$M(q) = (J^{-T}MJ^{-1}) ; C(q, \dot{q}) = J^{-T}(C - MJ^{-1}\dot{J})J^{-1} ; G(q) = J^{-T}G \quad (2-24)$$

گشتاور موتورها با توجه به شکل (۲-۱۱) از طریق رابطه زیر به دست آورده می‌شود:

$$\tau = F \cdot d \quad (2-25)$$



F کشش کابل اعمال شده به پولی موتور و d شعاع پولی است.

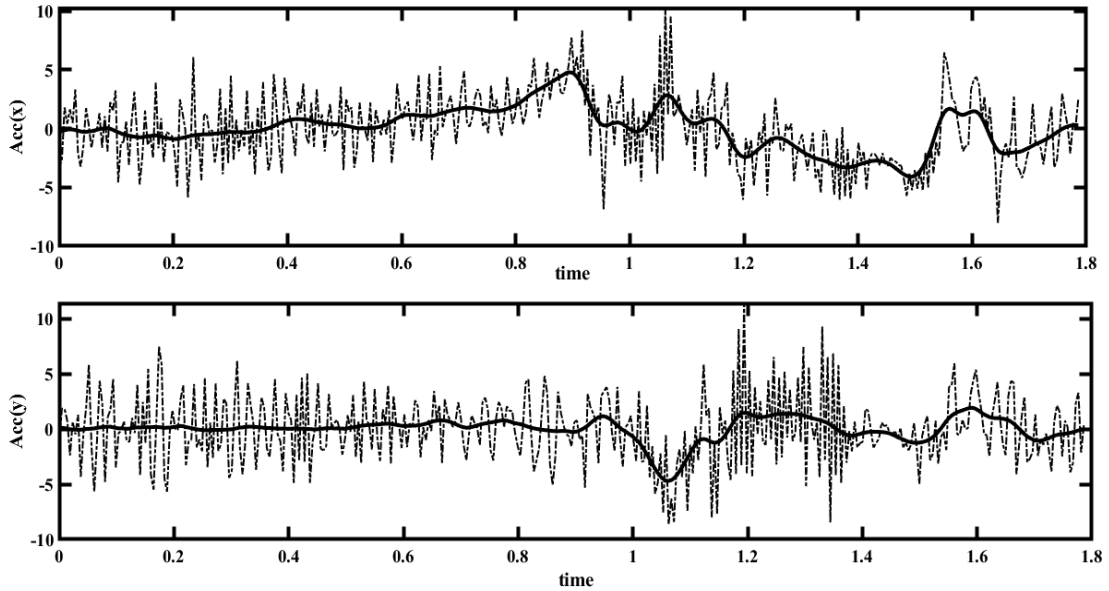
شکل (۲-۱۱) ارتباط گشتاور موتور و کشش کابل

با توجه به آنکه شتاب راه رفتن فرد روی تردمیل بسیار نویزی است، مطابق با رابطه (۲-۲۶) ابتدا بر روی شتابها فیلتر اعمال شده و سپس از شتابهای فیلتر شده برای به دست آوردن کشش دینامیکی کابلها استفاده شده است.

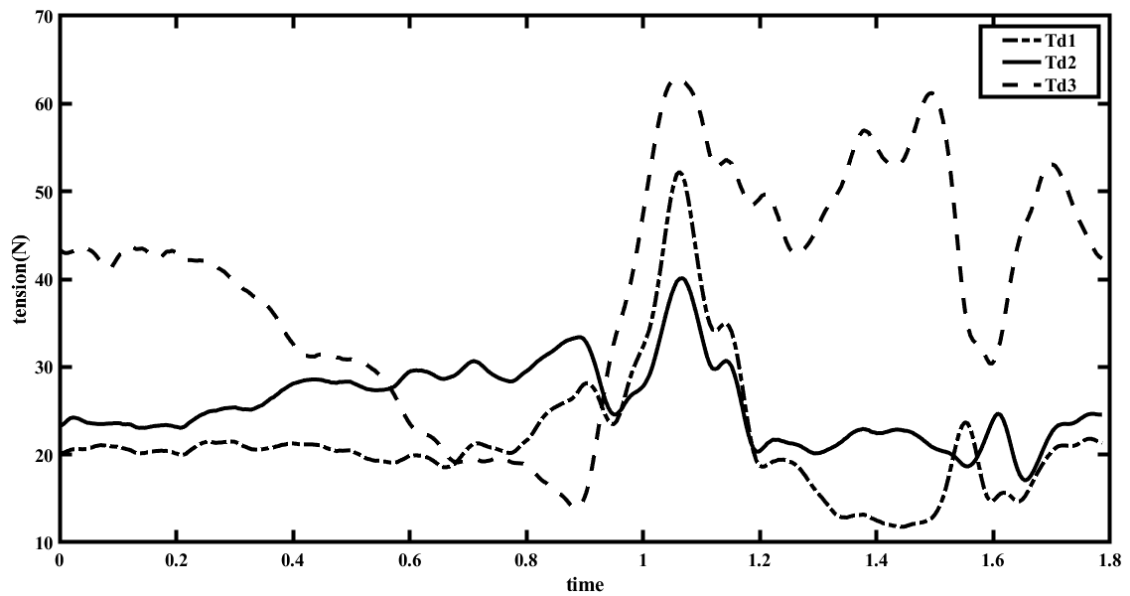
$$A'(n) = \sum A(n)h(m-n) \quad (2-26)$$

h ضرایب فیلتر است که به صورت تابع گوسین در نظر گرفته شده است.

شتاب واقعی، شتاب فیلتر شده و میزان کشش دینامیکی کابل‌ها به ترتیب در شکل‌های (۱۱-۲) و (۱۲-۲) آورده شده است.



شکل (۱۲-۲) شتاب ساق پا در راستای x و y هنگام راه رفتن در مسیر مطلوب



شکل (۱۳-۲) کشش دینامیکی کابل‌ها هنگام حرکت ربات در مسیر مطلوب

فصل سوم

کنترل ربات کابلی

### ۳-۱- استراتژی‌های کنترل

طراحی کنترل کننده یکی از چالش‌های اصلی توسعه ربات‌ها است. نوع کنترل کننده نقش مهمی در کارایی سیستم و افزایش بهبود بیمار دارد. بنابراین پس از طراحی مکانیزم ربات، لازم است کنترل کننده مناسبی طراحی شود. استراتژی کنترل ربات توانبخشی بر اساس نوع عملکرد به دو دسته کنترل غیر فعال و کنترل فعال تقسیم می‌شود. این دسته بندی با توجه به انواع تمارین توانبخشی است. در توانبخشی غیرفعال، بیمار نقشی در انجام تمارین نداشته و اندام ناتوان با توجه به محدوده حرکتی<sup>۱</sup> مفصل مربوطه توسط فیزیوتراپ حرکت داده می‌شود. این نوع تمارین برای بیماران همی‌پلژی مناسب است زیرا نوروپلاستیسیته را فعال می‌کند، مکانیزمی که مغز از آن استفاده می‌کند تا بعد از آسیب مجدداً خود را به دست آورد. از تمرینات غیرفعال نیز می‌توان برای درمان اسپاسم، وضعیت سفتی عضلات بعد از سکته مغزی استفاده کرد. در توانبخشی فعال بیمار در انجام تمارین مشارکت دارد. در حین بهبود سکنه مغزی، تمرینات توانبخشی فعال به تقویت مسیرهای عصبی در مغز کمک کرده و فرد را قادر به انجام حرکت به صورت مستقل می‌سازد. در حقیقت، تمارین فعال تنها راه برای بازیابی حرکت از دست رفته بعد از سکته مغزی است، زیرا انجام حرکت تنها با فعال سازی ارتباط بین مغز و عضلات امکان پذیر است.

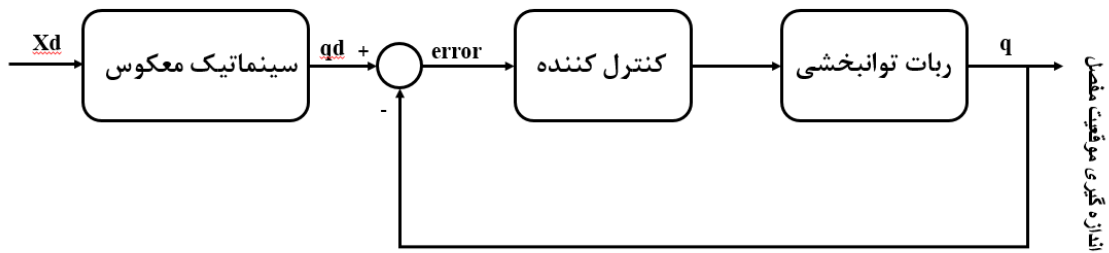
### ۳-۲- کنترل غیرفعال

حرکت ربات در مسیری از پیش تعیین شده بدون در نظر گرفتن نیروهای تعاملی، به عبارت دیگر کنترل موقعیت ربات، استراتژی کنترل غیرفعال نام دارد. در این استراتژی اندام ناتوان بیمار تنها توسط ربات حرکت می‌کند. این استراتژی معمولاً برای مراحل اولیه توانبخشی که اندام کاملاً منفعل است، استفاده می‌شود.

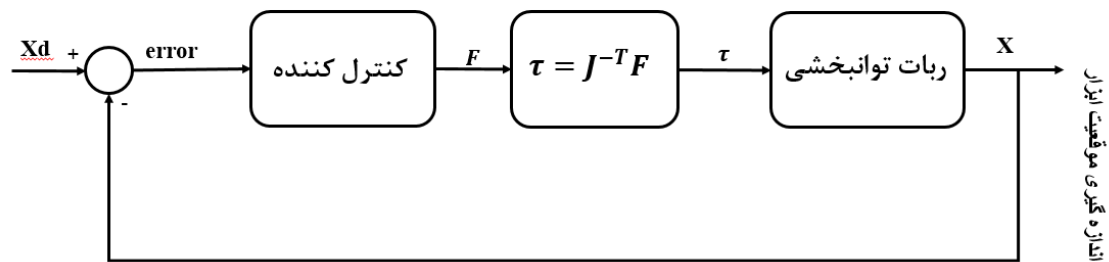
کنترل پیروی مسیر یا کنترل حرکت در دو حالت کنترل در فضای مفصل و کنترل در فضای ابزار امکان پذیر است. فلوچارت کنترل مسیر در فضای مفصل و فضای ابزار به ترتیب در شکل‌های (۳-۱) و (۳-۲) آورده شده است. برای پیاده سازی کنترل در فضای ابزار نیاز به سنسورهای تشخیص موقعیت و یا دوربین‌های تشخیص حرکت با امکان ارسال داده به صورت آنلاین است، این نوع تجهیزات که برای اندازه‌گیری موقعیت ابزار لازم است، بسیار گران قیمت می‌باشد در حالی که اندازه‌گیری موقعیت مفاصل (در ربات کابلی، اندازه‌گیری طول کابل‌ها) هزینه کمتری در برخواهد داشت. با توجه به شکل (۳-۳) می‌توان کنترل در فضای ابزار را به نحوی انجام داد که نیازی به اندازه‌گیری موقعیت ابزار نباشد، در این صورت باید از سینماتیک مستقیم برای تبدیل موقعیت مفاصل به موقعیت ابزار استفاده کرد اما

<sup>1</sup> Range of motion

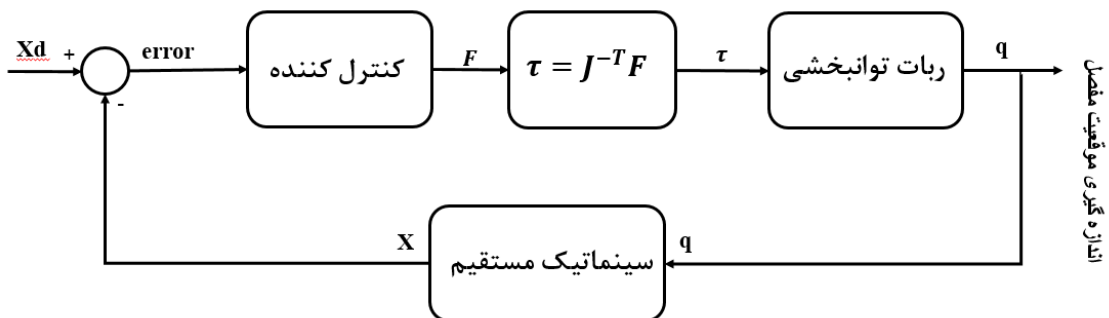
در ربات‌های موازی همانطور که در بخش‌های قبل به آن اشاره شد محاسبات سینماتیک مستقیم پیچیده و زمان‌بر خواهد بود. بنابراین کنترل در فضای مفصل مناسب‌تر است [۳۹]. در ادامه از کنترل دینامیک معکوس<sup>۱</sup> برای کنترل موقعیت ربات کابلی توانبخشی استفاده خواهد شد.



شکل (۱-۳) فلوجارت کنترل حرکت ربات در فضای مفصل



شکل (۲-۳) فلوجارت کنترل حرکت ربات در فضای ابزار



شکل (۳-۳) فلوجارت کنترل حرکت ربات در فضای ابزار با اندازه گیری موقعیت مفصل

<sup>1</sup> Inverse dynamic control

### ۳-۲-۱- کنترل دینامیک معکوس

کنترل دینامیک معکوس که با عنوان کنترل گشتاور محاسبه شده<sup>۱</sup> نیز شناخته می‌شود، یک روش کنترلی برای خطی سازی و تزویج دینامیک ربات با استفاده از مدل‌های دینامیکی کامل ربات است که می‌تواند حرکت هر مفصل را به صورت جداگانه با استفاده از دیگر استراتژی‌های خطی توسعه یافته کنترل کند. این روش بر اساس پس‌خورد معکوس دینامیک ربات است. مشکلات این استراتژی کنترلی عبارت است از:

۱- نیاز به دانستن دقیق دینامیک ربات که در شرایط عملی غیرممکن است.

۲- در برابر عدم قطعیت‌ها مقاوم نیست بنابراین از ارزش عملکرد آن کاسته می‌شود.

قانون کنترلی و ورودی کنترلی به صورت زیر تعریف شده است:

$$\tau = \hat{M}(q)u_0 + \hat{C}(q, \dot{q})\dot{q} + \hat{G}(q) \quad ; \quad u_0 = \ddot{q} \quad (۱-۳)$$

$$u_0 = \ddot{q}_d + K_p(q_d - q) + K_d(\dot{q}_d - \dot{q}) + K_i \int (q_d - q) \quad (۲-۳)$$

$$\begin{aligned} M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) &= \tau \\ &= \hat{M}(q)u_0 + \hat{C}(q, \dot{q})\dot{q} + \hat{G}(q) \\ &= \hat{M}(q)(\ddot{q}_d + K_p e_q + K_d \dot{e}_q + K_i \int e_q \\ &\quad + \hat{C}(q, \dot{q})\dot{q} + \hat{G}(q) \end{aligned} \quad (۳-۳)$$

دینامیک حلقه بسته ربات مطابق با رابطه (۳-۳) است. معمولاً  $k_i$  صفر در نظر گرفته می‌شود [۴۰]. با ساده سازی دینامیک حلقه بسته به صورت زیر خواهد شد:

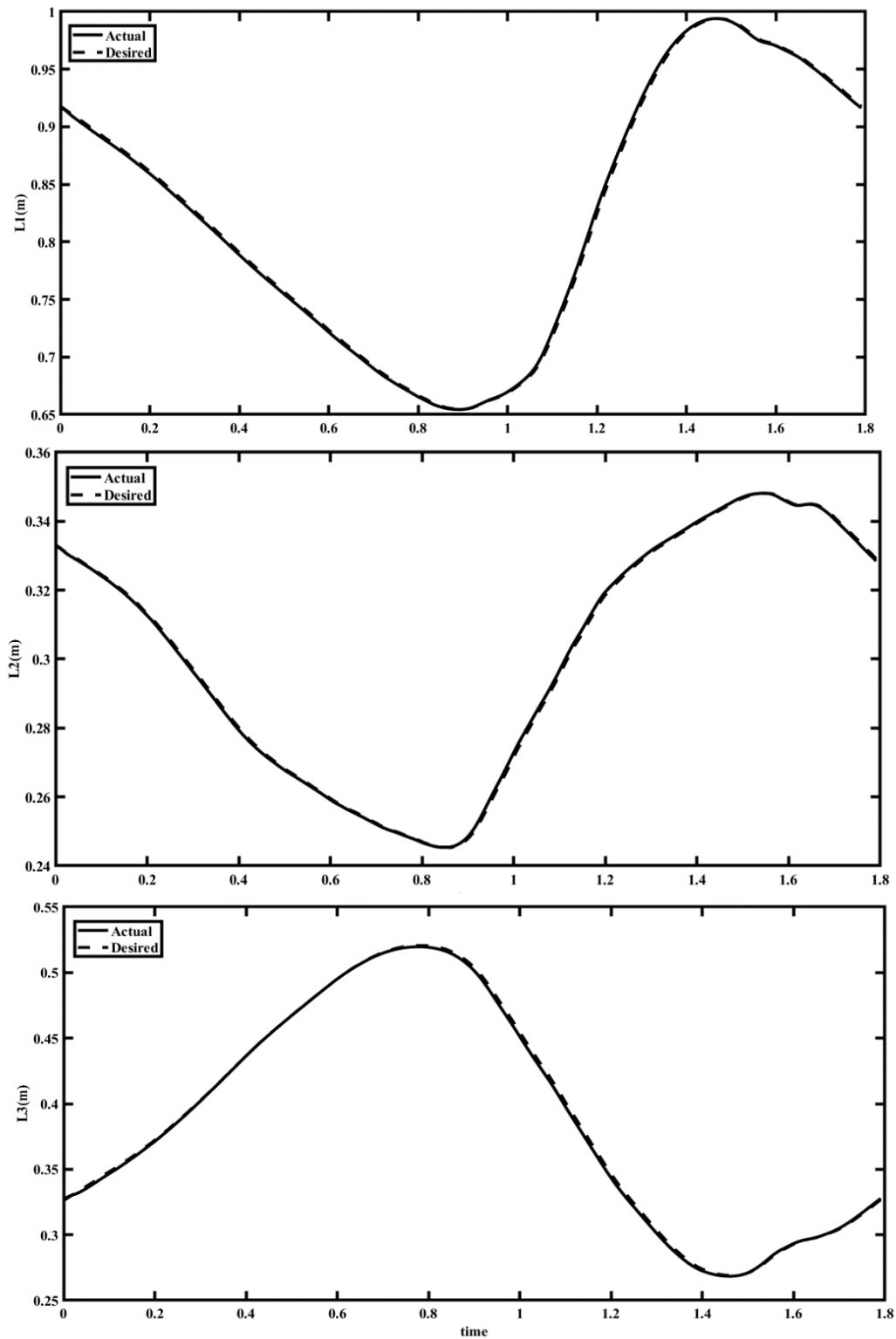
$$\hat{M}(q)(\ddot{e}_q + K_p e_q + K_d \dot{e}_q) = 0 \quad (۴-۳)$$

$\hat{M}$ ،  $\hat{C}$  و  $\hat{G}$  تخمین ماتریس‌های دینامیک ربات است. در صورتی که اطلاعات دقیقی از ماتریس‌های دینامیک داشته باشیم می‌توان فرض کرد که  $\hat{M} = M$ ،  $\hat{C} = C$  و  $\hat{G} = G$  با توجه به روابط بالا دینامیک خطا به صورت زیر است:

$$\ddot{q} = \ddot{q}_d - \ddot{q} \quad ; \quad \ddot{q} + K_d \dot{q} + K_p q = 0 \quad (۵-۳)$$

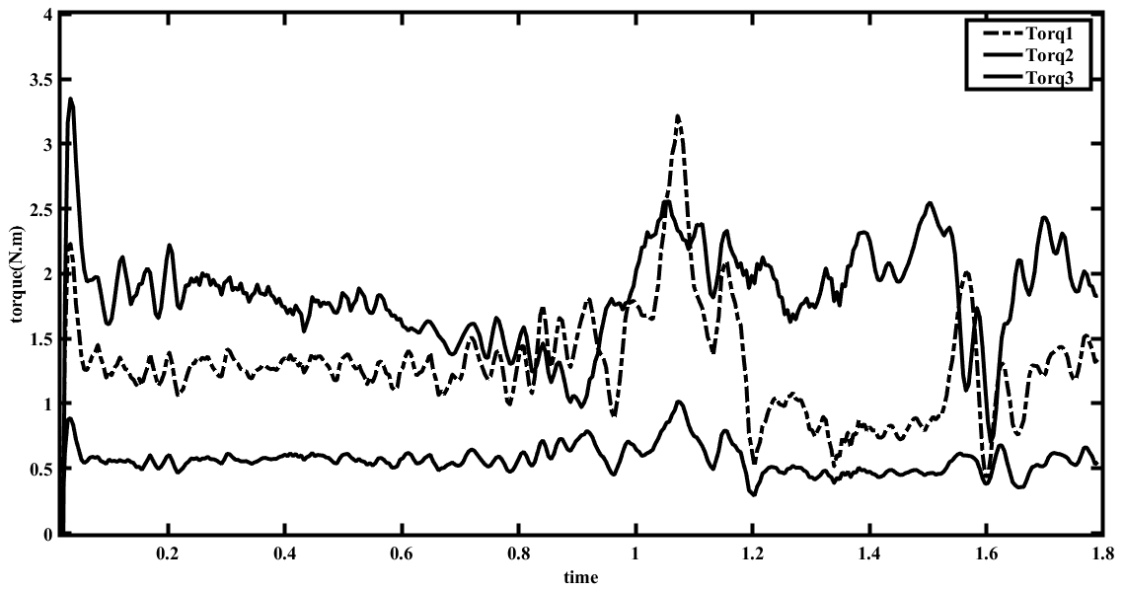
<sup>1</sup> Computed torque control

نتیجه ردیابی مسیر مطلوب توسط کنترل کننده دینامیک معکوس در شکل (۳-۴) آورده شده است.

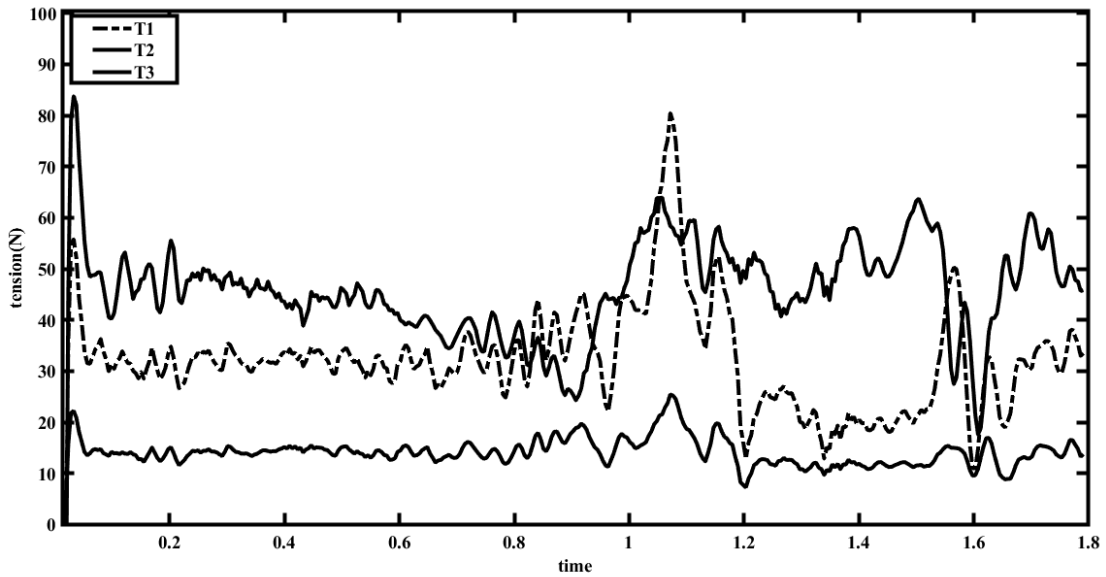


شکل (۳-۴) نتیجه ردیابی مسیر مطلوب توسط کنترل کننده دینامیک معکوس

میزان گشتاور کنترل کننده دینامیک معکوس و کشش کابل‌ها مطابق با شکل‌های زیر است.



شکل (۳-۵) گشتاور کنترل کننده دینامیک معکوس



شکل (۳-۶) میزان کشش کابل‌ها هنگام ردیابی مسیر توسط کنترل کننده CTC



### ۳-۳- کنترل فعال

در این حالت بیمار در انجام تمرین مشارکت داشته و با ربات توانبخشی در تعامل است. بنابراین بیمار طی فرایند توانبخشی به ربات نیرو وارد می‌کند. اعمال نیرو توسط بیمار باعث ایجاد اختلاف در تولید مسیر مطلوب توسط ربات می‌شود. کنترل کننده با اعمال نیرو به بیمار، این خطا را کاهش داده و در جهت پیروی از مسیر مطلوب عمل می‌کند. بنابراین باید دقت داشت که برای برقراری ایمنی و تعامل مناسب میان انسان و ربات، طراحی کنترل کننده ای به گونه ای باشد که به علت خطای زیاد، نیروی زیادی را به بیمار اعمال نکند. استراتژی کنترل امپدانس یکی از روش های کنترل فعال است، در اکثر تحقیقات گذشته در زمینه کنترل تعاملی از کنترل امپدانس استفاده شده است. از دیگر روش های کنترل تعاملی، روش جدید اسلایدینگ مود مبتنی بر پراکسی است. در ادامه به شرح استراتژی های کنترلی مذکور پرداخته خواهد شد.

### ۳-۳-۱- کنترل امپدانس

کنترل امپدانس یک روش برای تنظیم ارتباط دینامیکی بین متغیرهای نیرو و حرکت است. در شرایطی که ربات با محیط در تعامل باشد و رابطه موقعیت و نیرو اهمیت دارد، از این روش استفاده می‌شود. امپدانس مکانیکی نسبت نیرو به حرکت است. کنترل امپدانس به مفهوم کنترل نیروی مقاومتی<sup>۱</sup> (نیروی مخالف) در برابر حرکات خارجی که توسط محیط اعمال می‌شود، است. کنترل امپدانس فقط نیروی یا موقعیت مکانیزم را تنظیم نمی‌کند بلکه، رابطه ی نیرو و موقعیت را از یک سو و سرعت و شتاب را از سوی دیگر، یعنی امپدانس مکانیزم تنظیم می‌کند. ورودی کنترل امپدانس موقعیت (سرعت یا شتاب) و خروجی آن نیرو است [۴۱]. بنابراین در واقع کنترل کننده با حفظ یک رابطه دینامیکی بین موقعیت و نیرو، رفتار جرم-فنر-دمپر را روی مکانیزم اعمال می‌کند:

$$F=Ma+Cv+Kx+friction+static\ force \quad (۳-۶)$$

جرم و فنر (با سختی<sup>۲</sup>) المان های ذخیره انرژی و دمپر المان از بین رفتن انرژی است. با کنترل امپدانس می‌توان تبادل انرژی را هنگام تعامل کنترل کرد. بنابراین کنترل امپدانس یک کنترل تعاملی است.

<sup>1</sup> Resistance force

<sup>2</sup> stiffness

کنترل امپدانس یکی از استراتژی‌های کنترل تعاملی است که رفتار دینامیکی مطلوب را برای ربات مشخص می‌کند. امپدانس مطلوب مطابق با رابطه (۷-۳) تعریف شده می‌شود، بطور کلی لازم است امپدانس مطلوب رابطه (۸-۳) را تایید کند. با جایگذاری رابطه (۷-۳) در (۸-۳) خواهیم داشت:

$$Z_d = F_{int}/x_d - x \quad (7-3)$$

$$Z_d = Ms^2 + Bs + K \quad (8-3)$$

$$F_{int} = M(\ddot{X}_d - \ddot{X}) + B(\dot{X}_d - \dot{X}) + K(X_d - X) \quad (9-3)$$

تعامل ربات با محیط، زمانی که با آن در تماس باشد بر اساس یک رابطه دینامیکی مرتبه دوم با ضرایب معین مطابق رابطه (۳-۳) می‌باشد. قانون کنترل امپدانس بصورت زیر تعریف خواهد شد:

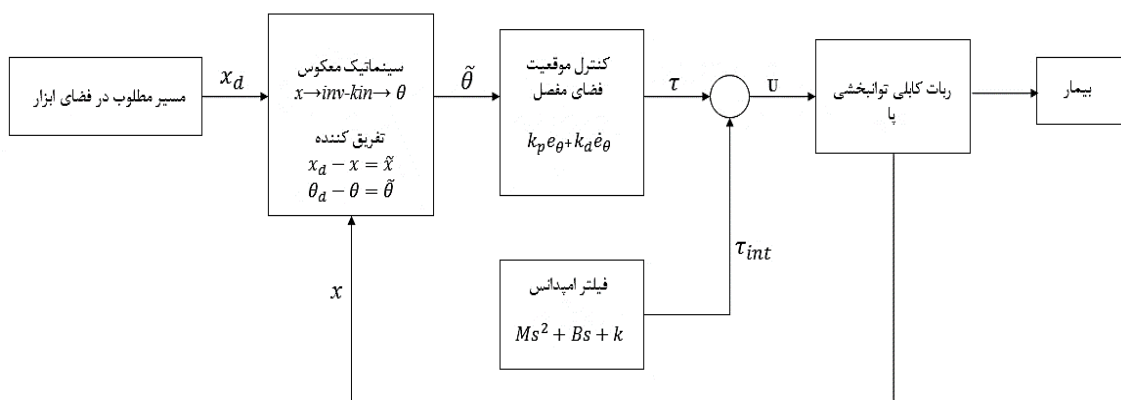
$$U = K_p(X_d - X) + K_d(\dot{X}_d - \dot{X}) + F_{int} \quad (10-3)$$

روابط کنترل امپدانس در فضای مفصل به صورت زیر تعریف خواهد شد [۲۵]:

$$\tau_{int} = M(\ddot{q}_d - \ddot{q}) + B(\dot{q}_d - \dot{q}) + K(q_d - q) \quad (11-3)$$

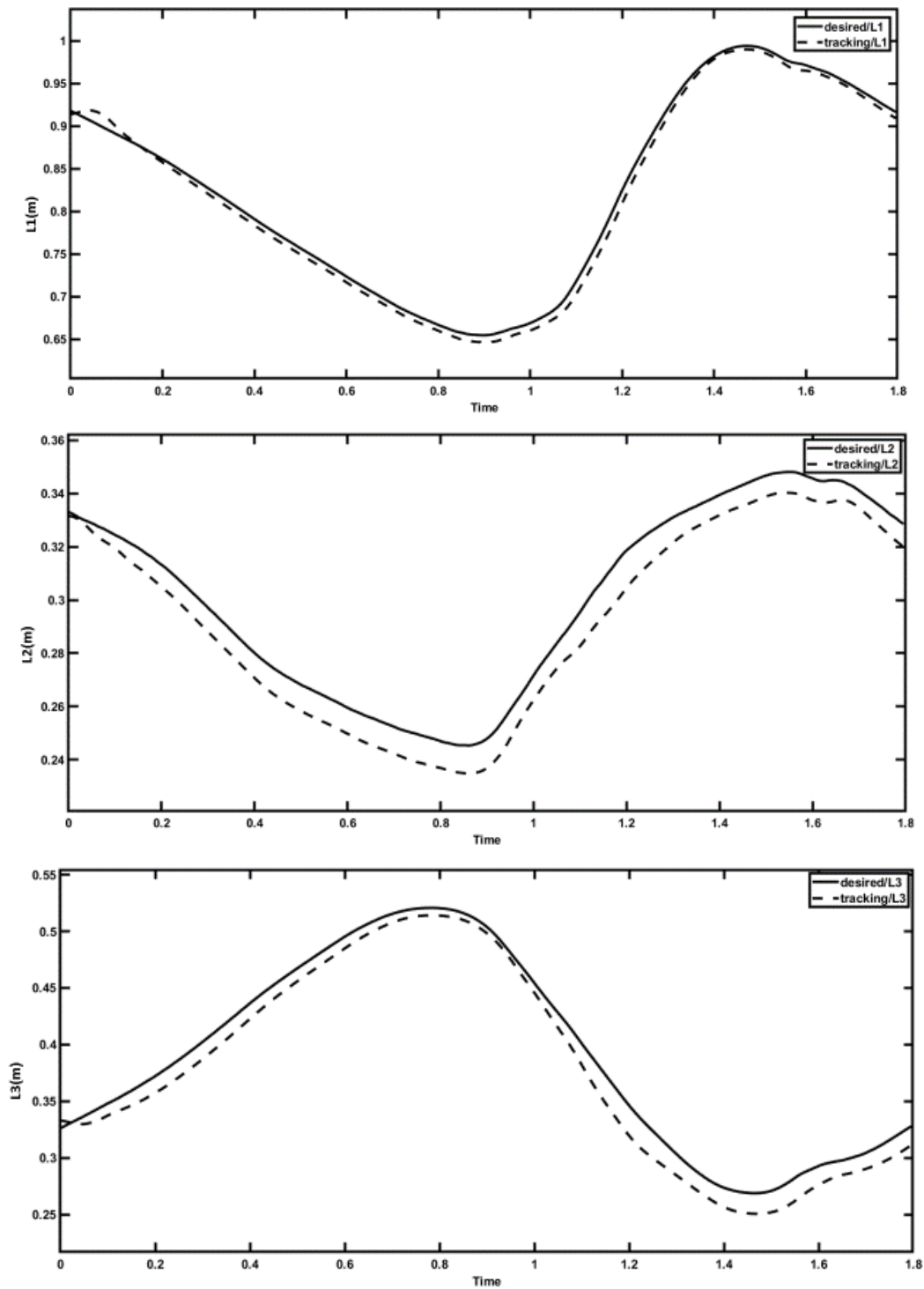
$$U = K_p(q_d - q) + K_d(\dot{q}_d - \dot{q}) + \tau_{int} \quad (12-3)$$

فلوچارت کنترل امپدانس ربات کابلی توانبخشی در شکل (۷-۳) نشان داده شده است. در این فلوچارت باز خوردی که از تعامل بیمار و ربات گرفته می‌شود موقعیت در فضای مفصل است. براساس اختلاف موقعیت حاضر و موقعیت مطلوب، تابع امپدانس نیروهای تعامل مابین ربات و انسان را تخمین می‌زند.



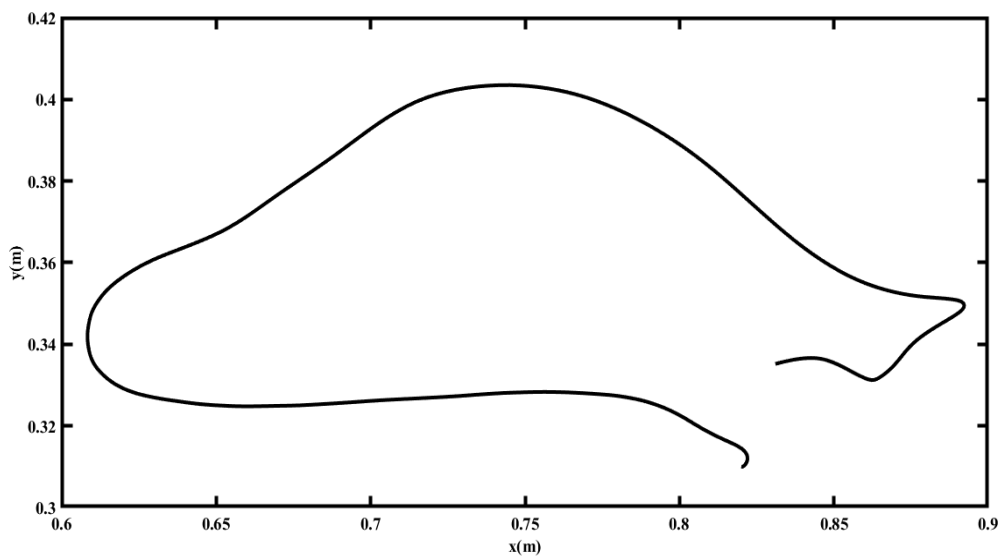
شکل (۷-۳) فلوچارت کنترل امپدانس ربات کابلی

عملکرد ردیابی مسیر مطلوب ربات توانبخشی بر اساس فلوجارت کنترلی ارائه شده در شکل (۸-۳) نشان داده شده است.

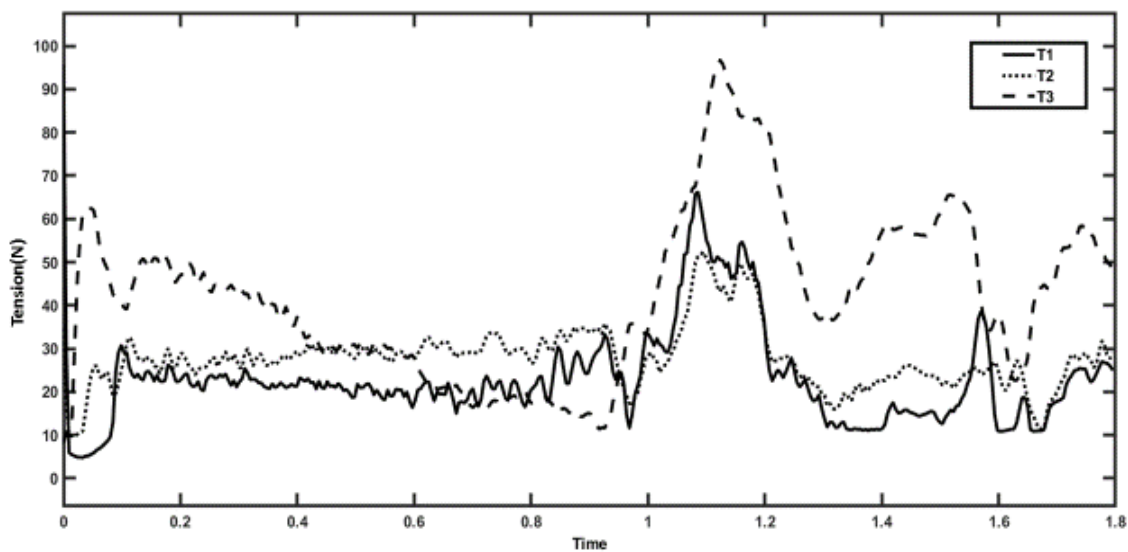


شکل (۸-۳) عملکرد ردیابی مسیر با کنترلر امیدانس

مسیر مجری نهایی و کشش کابل ها در شکل (۳-۹) و (۳-۱۰) نشان داده شده است.

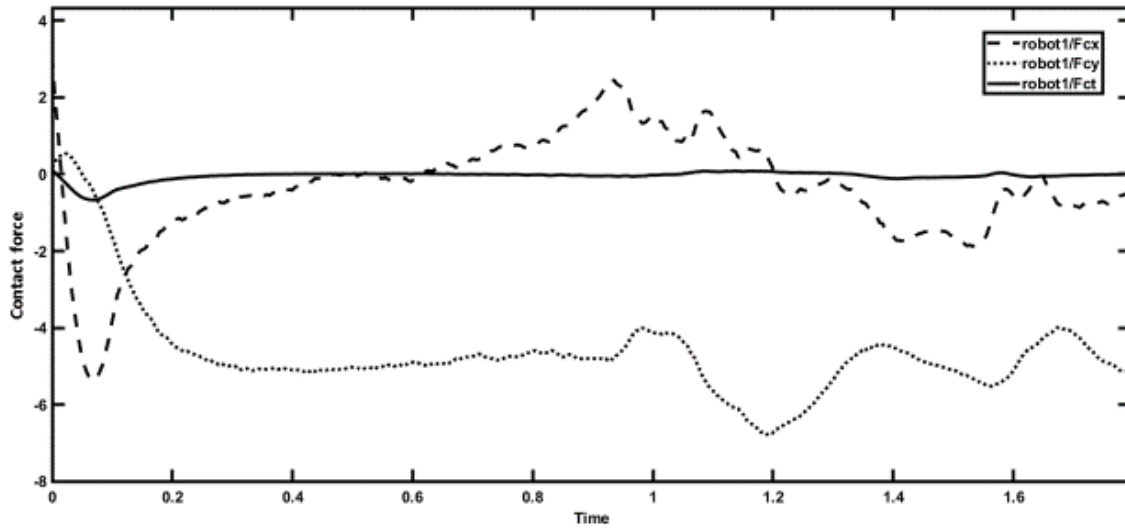


شکل (۳-۹) مسیر مجری نهایی ربات کابلی (ساق پا)



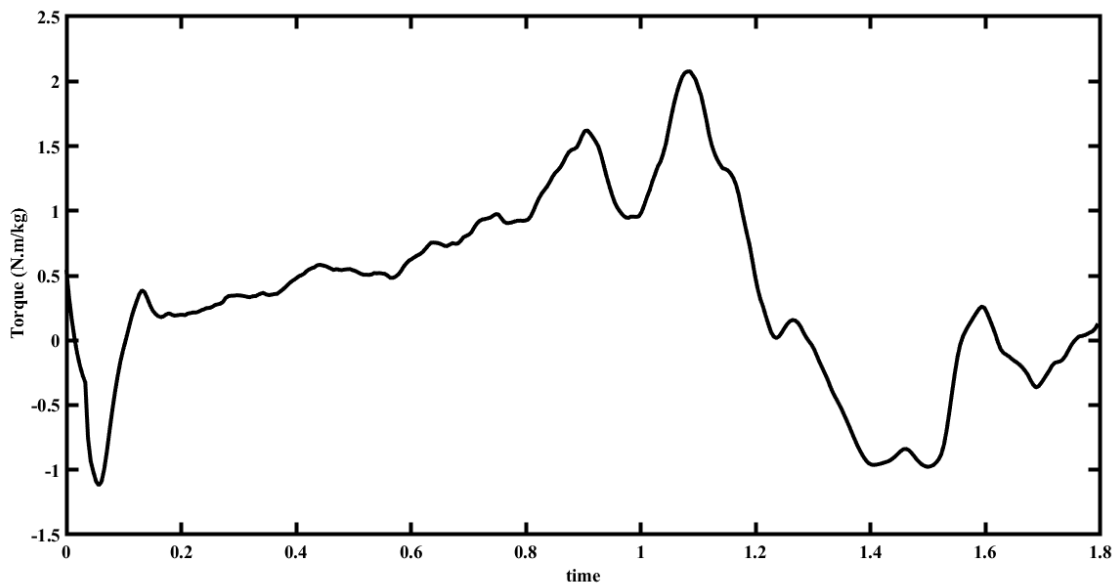
شکل (۳-۱۰) کشش کابل ها هنگام ردیابی مسیر توسط کنترل کننده امیدانس

نیروهای تعامل ربات و بیمار در فضای سه بعدی حرکت در شکل (۳-۱۱) نشان داده شده‌اند.



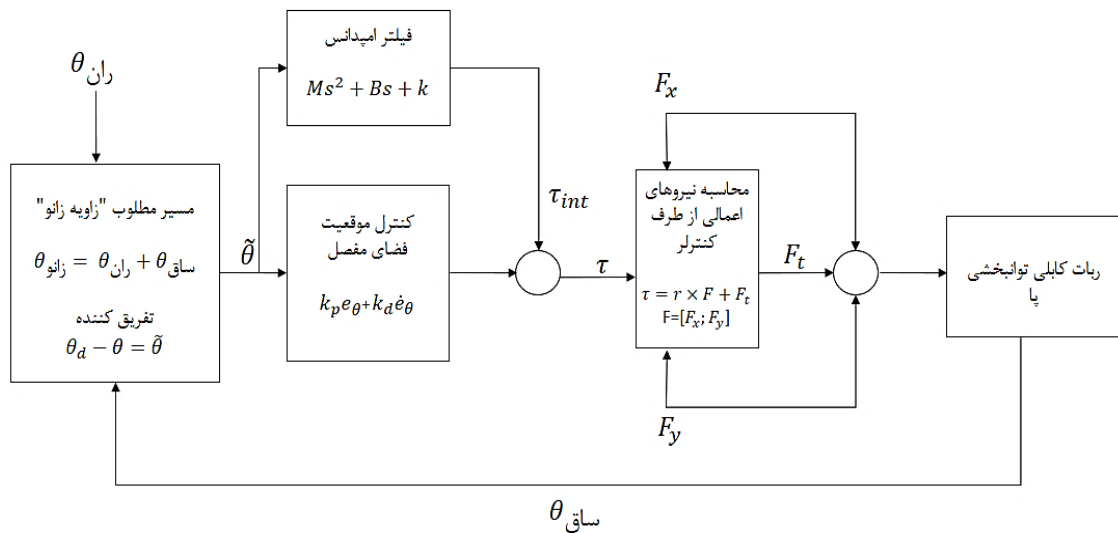
شکل (۳-۱۱) نیروهای تعامل بیمار و ربات-کنترل کننده امیدانس

براساس گشتاور کنترل کننده امیدانس می‌توان نیروهای وارد به ساق پا را در فضای سه بعدی حرکت بدست آورد (با استفاده از ماتریس ژاکوبین). نیروهای وارد به ساق پا گشتاوری را به زانو وارد می‌کند، این گشتاور در شکل (۳-۱۲) نشان داده شده است.



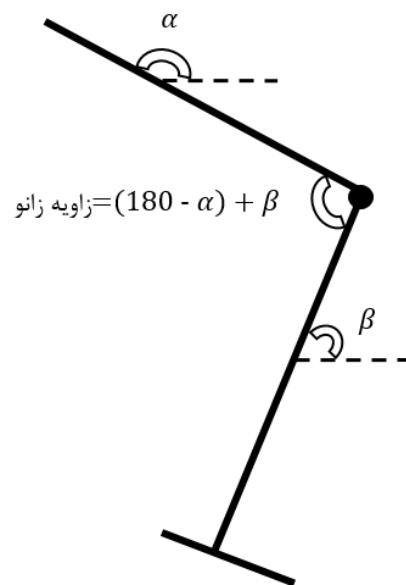
شکل (۳-۱۲) گشتاور وارد به زانو از طریق کنترل کننده امیدانس

برای آن که ربات بتواند امپدانس معادل امپدانس واقعی زانو هنگام راه رفتن را ایجاد کند، از بازخورد زاویه زانو استفاده شده است. فلوجارت کنترل امپدانس با در نظر گرفتن امپدانس زانو در شکل (۳-۱۳) نمایش داده شده است. زاویه زانو بر اساس زاویه ران و زاویه ساق پا به دست آورده شده است. با توجه به محل اتصال کابل ها ربات توانبخشی ساق پای بیمار را حرکت می دهد و فرض بر آن است که زاویه ران مطلوب و مقدار واقعی برابر است. در این حالت گشتاور کنترلر امپدانس به زانو اعمال می شود. با توجه به آنکه کابل ها به ساق پا متصل هستند و معادلات دینامیکی ربات بر اساس موقعیت ساق پا است، لازم است گشتاور اعمال شده به زانو به نیرو-گشتاورهای اعمال شده به ساق پا تبدیل شود. فرض داشتن نیرو اعمال شده به ساق پا در جهت X و Y گشتاور حول محور Z محاسبه می شود.



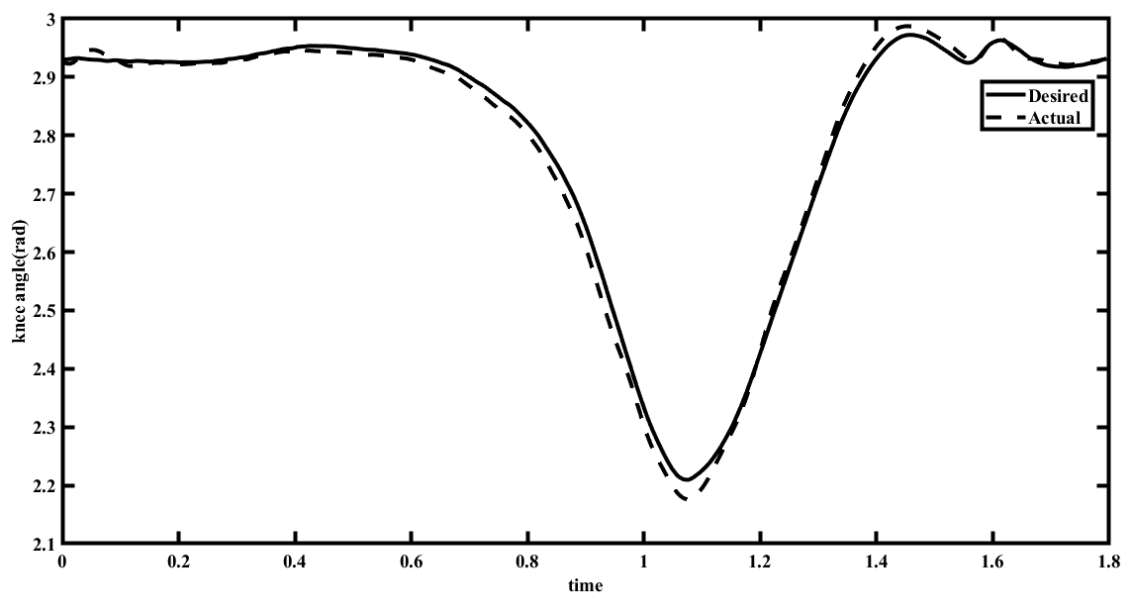
شکل (۳-۱۳) فلوجارت کنترل امپدانس ربات کابلی بر اساس زاویه زانو

همانطور که گفته شد برای استفاده از فلوجارت کنترلی (۳-۱۳) باید بازخورد زاویه زانو به کار گرفته شود. با داشتن زاویه ران و ساق پا نسبت به افق، مطابق با شکل (۳-۱۴) زاویه زانو را می توان محاسبه کرد. با داشتن موقعیت مفاصل ران، زانو و مچ پا می توان زاویه ران و ساق پا را نسبت به افق با استفاده از رابطه (۲-۱) به دست آورد. بنابراین زاویه زانو هنگام حرکت در مسیر مطلوب راه رفتن روی تردمیل به دست آورده می شود. امپدانس مفاصل در زوایای مختلف مقادیر متفاوتی دارند بازه تغییرات امپدانس زانو (۵۰۰-۱۰۰) است. برای حالت راه رفتن روی تردمیل مقادیر گزارش شده در بازه (۳۰۴-۲۶۳) است. در اینجا از استراتژی کنترل امپدانس متغیر استفاده نشده و به همین علت امپدانس زانو را به صورت عدد ثابت برابر  $300 \text{ Nm/rad}$  در نظر می گیریم [۴۲، ۴۳].



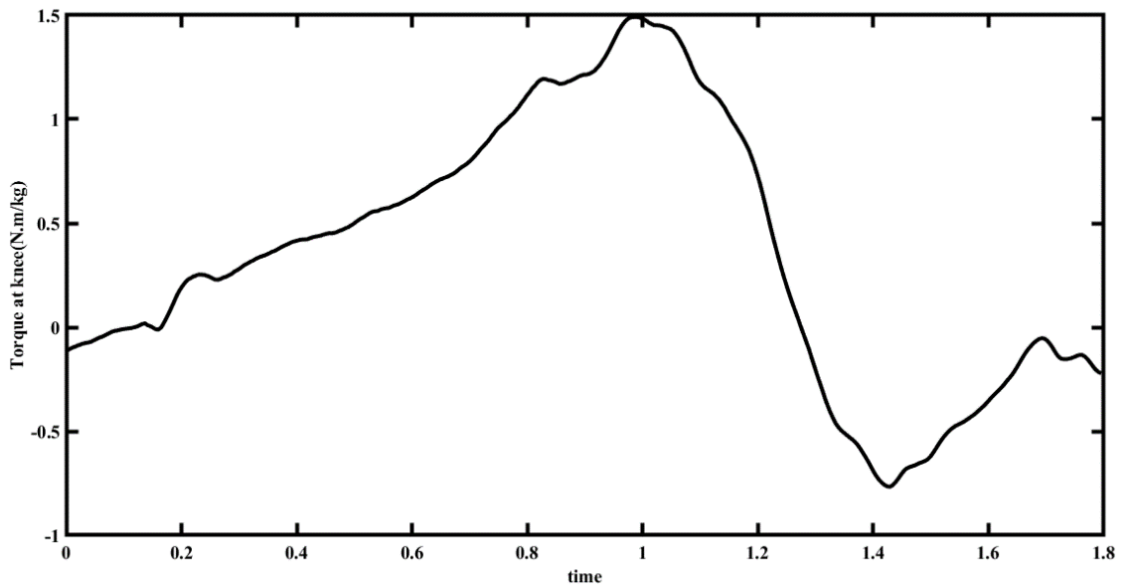
شکل (۳-۱۴) شماتیک پا و زاویه زانو

عملکرد ردیابی مسیر مطلوب ربات توانبخشی بر اساس فلو چارت کنترلی ارائه شده، در شکل (۳-۱۵) نشان داده شده است.



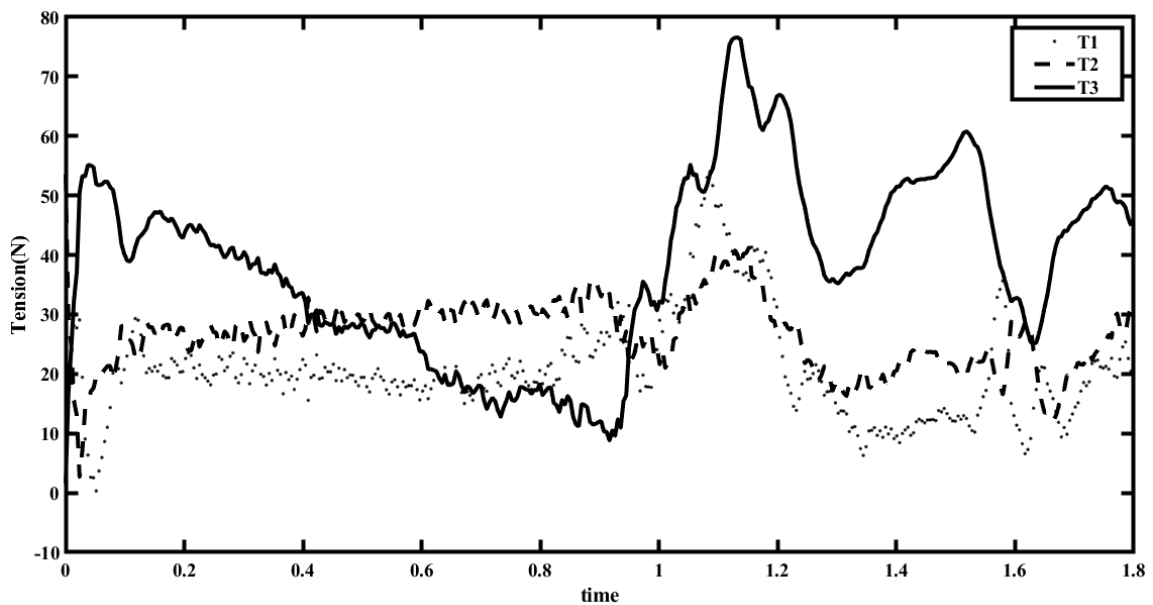
شکل (۳-۱۵) عملکرد ردیابی مسیر با کنترلر امپدانس بر اساس زاویه زانو

گشتاور کنترل کننده امیدانس که به زانو اعمال می‌شود در شکل (۳-۱۶) نشان داده شده است.



شکل (۳-۱۶) گشتاور اعمال شده به زانو توسط کنترل کننده امیدانس بر اساس زاویه زانو

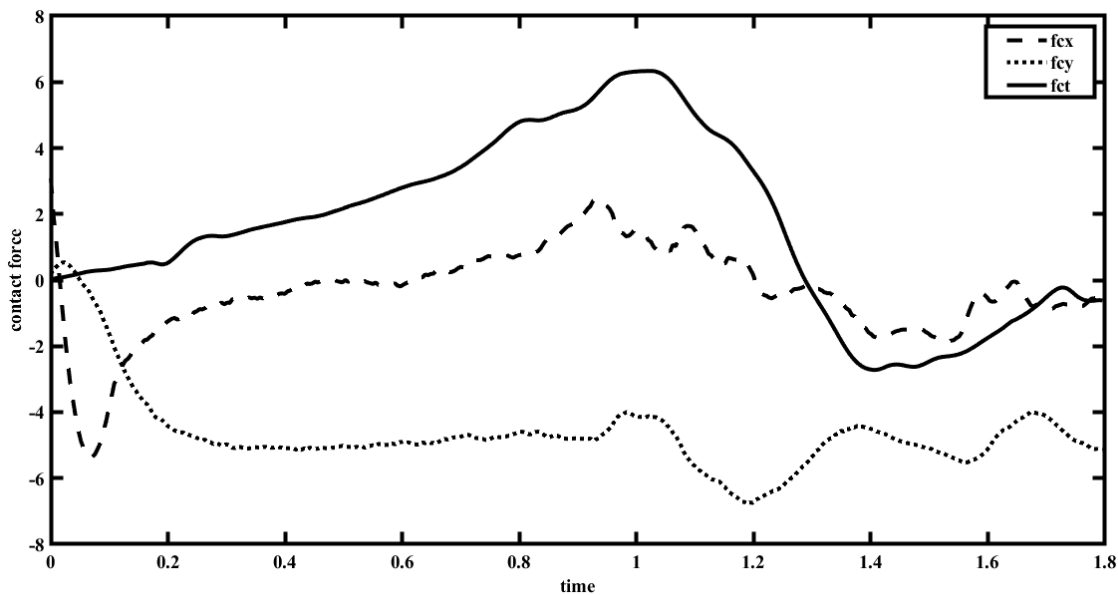
مطابق با توضیحات ذکر شده در صفحات قبل نیروهای اعمال شده به ساق پا بر اساس گشتاور کنترلر امیدانس بدست آمده و کشش کابل‌ها محاسبه می‌شود. کشش کابل‌ها در شکل (۳-۱۷) نشان داده شده است.



شکل (۳-۱۷) کشش کابل هنگام کنترل ربات توسط کنترل کننده امیدانس بر اساس زاویه زانو



نیروهای تعامل ربات و بیمار در فضای سه بعدی حرکت در شکل (۳-۱۸) نشان داده شده‌اند.



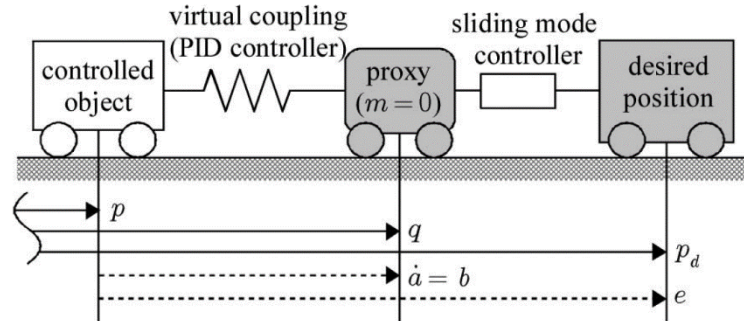
شکل (۳-۱۸) نیروهای تعامل بیمار و ربات-کنترل کننده امپدانس بر اساس زاویه زانو

### ۳-۳-۲- کنترل مود لغزشی مبتنی بر پراکسی<sup>۱</sup>

استراتژی کنترل PSMC توسط کیکوه و فوجیموتو (۲۰۰۶) به عنوان یک روش کنترل ربات معرفی شد که ترکیبی از ردیابی دقیق و پاسخ روان و ایمن در برابر خطاهای بزرگ موقعیت را ارائه می‌کند. همچنین باعث می‌شود سیستم به صورت تطبیقی با اغتشاشات خارجی رفتار کند. ایده اصلی PSMC برای سیستم رباتیک، اتصال یک شیء مجازی، با عنوان پراکسی، به مجری نهایی ربات است که این اتصال با استفاده از کوپلینگ مجازی از نوع PID صورت می‌گیرد (شکل ۳-۱۹). مسیر پراکسی توسط یک کنترل کننده مود لغزشی کنترل می‌شود که نیروی  $a$  را اعمال می‌کند. با توجه به موقعیت نسبی آن‌ها، کوپلینگ مجازی PID باعث ایجاد نیروی تعاملی  $c$  بین مجری نهایی و پراکسی می‌شود. برای یک سیستم رباتیک که فضای کاری خود را با انسان به اشتراک گذاشته و با آن در ارتباط است، ایمنی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. همانطور که قبلاً هم اشاره شده برای ساختن یک سیستم ایمن، ایمنی باید در سخت افزار و نرم افزار (کنترل) در نظر گرفته شود. با توجه به مکانیزم ربات توانبخشی طراحی شده، سخت افزار سیستم از ایمنی ذاتی برخوردار است. در روش‌های کنترل سنتی، ترکیب ایمنی و ردیابی خوب

<sup>1</sup> Proxy-based sliding mode control

اغلب غیرممکن است. این مشکل در کنترل PSMC رفع شده است و با بروز خطاهای بزرگ موقعیت، ایمنی را در تعامل با انسان حفظ می‌کند [۴۴].



شکل (۳-۱۹) تفسیر فیزیکی PSMC

گشتاورهای (استاتیکی) ایجاد شده در مفاصل ربات در صورت وجود  $F_c$  مطابق با رابطه  $\tau = J^{-T}F$  بدست آورده می‌شود. در واقع اعمال این گشتاورها باعث می‌شود موقعیت مجری نهایی برای پیروی از موقعیت پراکسی، کنترل شود. اگر  $\dot{r}_p, r_p$  موقعیت و سرعت پراکسی و  $\dot{r}_d, r_d$  موقعیت و سرعت مطلوب باشند. قانون کنترل مود لغزشی که می‌تواند برای کنترل پراکسی (به صورت جرم نقطه ای در نظر گرفته شده است) به کار گرفته شود، به صورت زیر است [۴۴، ۴۵]:

$$F_a = F \operatorname{sgn}(s) \quad (۳-۱۳)$$

$$s = (r_d - r_p) + \lambda(\dot{r}_d - \dot{r}_p) \quad (۳-۱۴)$$

$F$  ماکزیمم نیروهای محرکه‌ها است. هنگامی که پراکسی به سطح لغزش برسد  $s=0$  دینامیک خطاها مطابق با رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$\dot{r}_e + \frac{1}{\lambda} r_e = 0 \quad ; \quad r_e = r_d - r_p \quad (۳-۱۵)$$

خطاهای سرعت و موقعیت به صورت نمایی با ثابت زمانی  $\lambda > 0$  به صفر میل خواهند کرد. بنابراین پراکسی به آرامی به سمت مسیر مطلوب همگرا می‌شود.

نیروی ایجاد توسط کوپلینگ مجازی به صورت زیر است:

$$F_c = K_p(r_p - r) + K_d(\dot{r}_p - \dot{r}) + K_i \int (r_p - r) dt \quad (۳-۱۶)$$

که  $r, \dot{r}$  موقعیت و سرعت واقعی مجری نهایی است.

معادلات حرکت پراکسی مطابق با رابطه زیر است:

$$m\ddot{r}_p = F_a - F_c \quad (۱۷-۳)$$

با تعریف  $a$  و  $\sigma$  به صورت زیر و جایگذاری رابطه (۱۴-۳) در معادلات (۱۳-۳) و (۱۶-۳)، معادلات به صورت زیر خواهد شد:

$$a = \int (r_p - r) dt \quad (۱۸-۳)$$

$$\sigma = (r_d - r) + \lambda(\dot{r}_d - \dot{r}) \quad (۱۹-۳)$$

$$F_c = K_p \dot{a} + K_d \ddot{a} + K_i a \quad (۲۰-۳)$$

$$F_a = F \operatorname{sgn}(\sigma - \dot{a} - \lambda \ddot{a}) \quad (۲۱-۳)$$

با صفر در نظر گرفتن جرم پراکسی، براساس معادله (۱۷-۳) می توان نتیجه گرفت  $F_a = F_c \equiv f$  بنابراین خواهیم داشت:

$$f = F \operatorname{sgn}(\sigma - \dot{a} - \lambda \ddot{a}) = K_p \dot{a} + K_d \ddot{a} + K_i a \quad (۲۲-۳)$$

با گسسته سازی معادلات (۱۹-۳) و (۲۲-۳) و حل معادلات بدست آمده برای یافتن مجهولات  $(f, a)$  معادلات کنترل کننده PSMC به دست خواهد آمد، معادلات گسسته شده به صورت زیر است:

$$\sigma(k) = (r_d(k) - r(k)) + \lambda(\dot{r}_d(k) - \dot{r}(k)) \quad (۲۳-۳)$$

$$f^*(k) = \frac{(k_d + k_p T + k_i T^2)}{(\lambda + T)} \sigma(k) + k_i a(k-1) \quad (۲۴-۳)$$

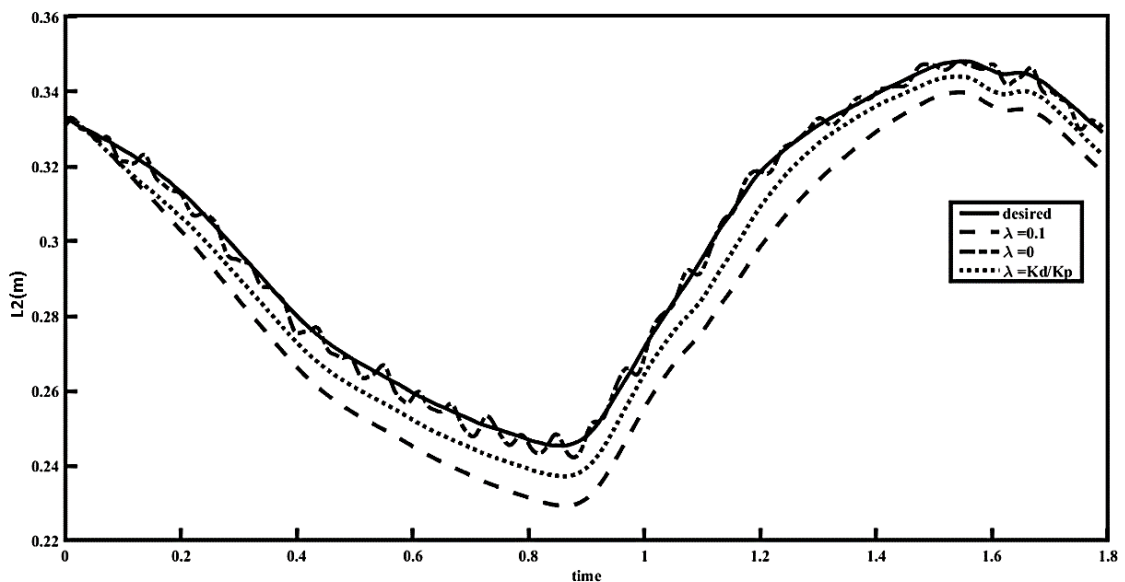
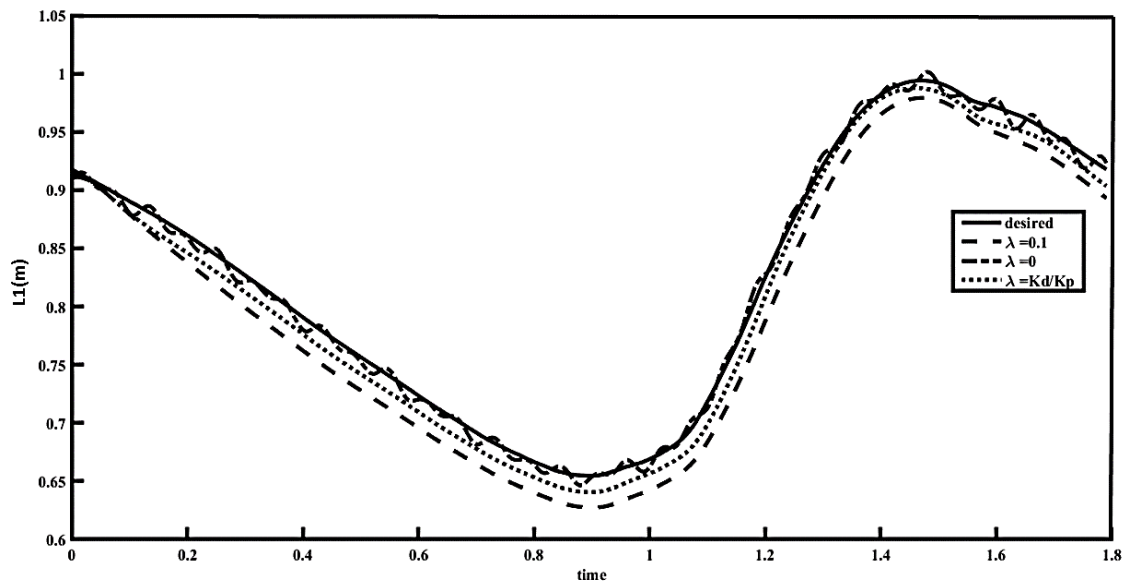
$$+ \frac{(k_p + k_i)\lambda - k_d}{(\lambda + T)T} \nabla a(k-1)$$

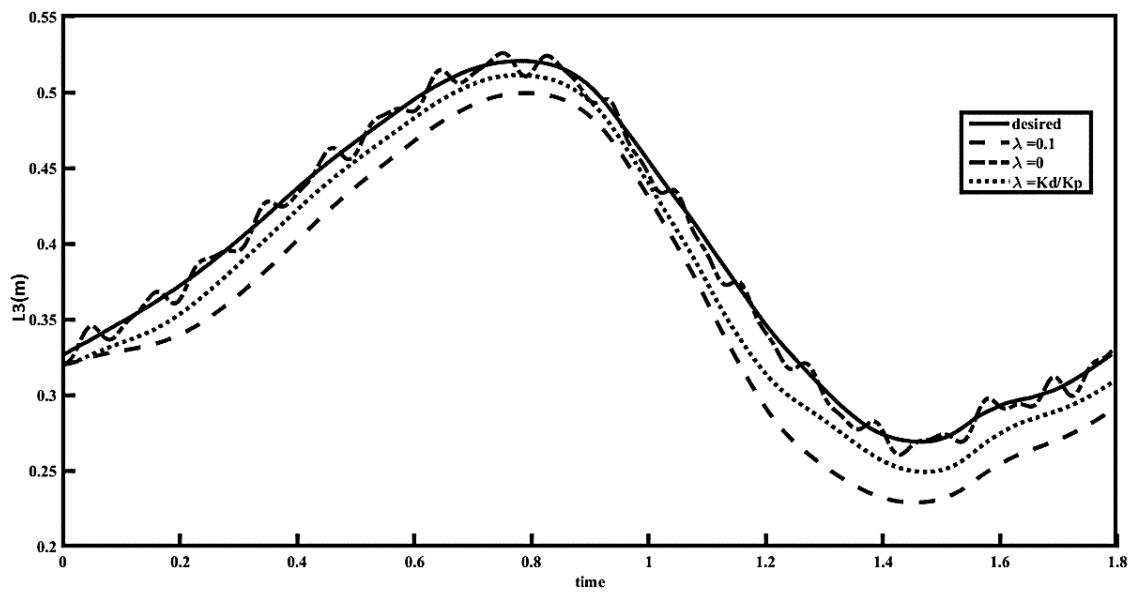
$$f(k) = \begin{cases} f^*(k) & \text{if } |f^*(k)| \leq F \\ F f^*(k) / \|f^*(k)\| & \text{if } |f^*(k)| > F \end{cases} \quad (۲۵-۳)$$

$$a(k) = \frac{1}{k_d + k_p T + k_i T^2} \left( (k_d + k_p T) a(k-1) + k_d \nabla a(k-1) + T^2 f(k) \right) \quad (۲۶-۳)$$

در این معادلات  $T$  نرخ نمونه برداری و  $\nabla$  عملگر تفاضل کننده است که به صورت  $\nabla x(k) = x(k) - x(k-1)$  تعریف می‌شود. با تنظیم  $\lambda = 0$  و  $F \rightarrow \infty$  معادلات (۳-۲۳) تا (۳-۲۶) معادل کنترلر PID با زمان گسسته خواهد شد. تنظیم  $k_i = 0$  و  $\lambda = k_d/k_p$  معادلات معادل کنترلر PID با محدودیت نیرو و یا کنترلر مود لغزشی با یک لایه مرزی خواهد شد.

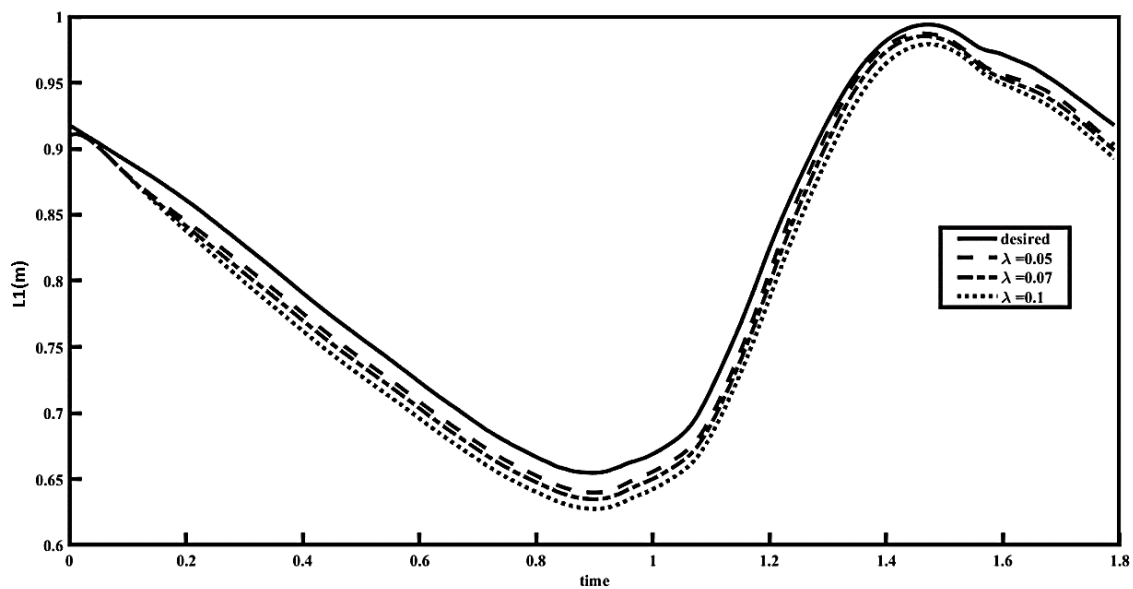
عملکرد ردیابی مسیر مطلوب ربات توانبخشی بر اساس کنترل PSMC برای سه حالت توضیح داده شده، در شکل (۳-۲۰) نشان داده شده است.

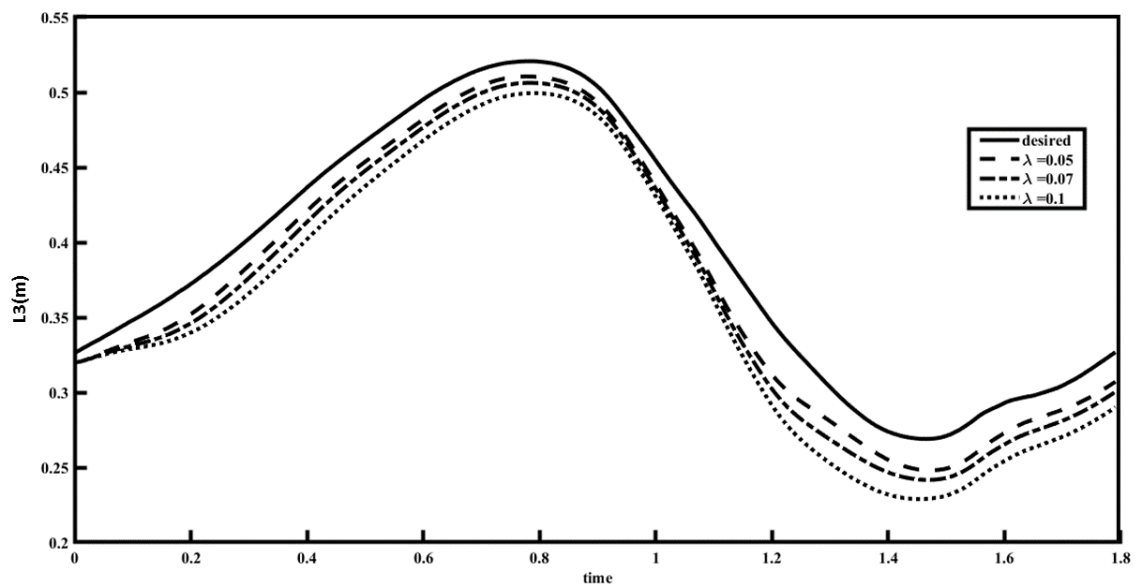
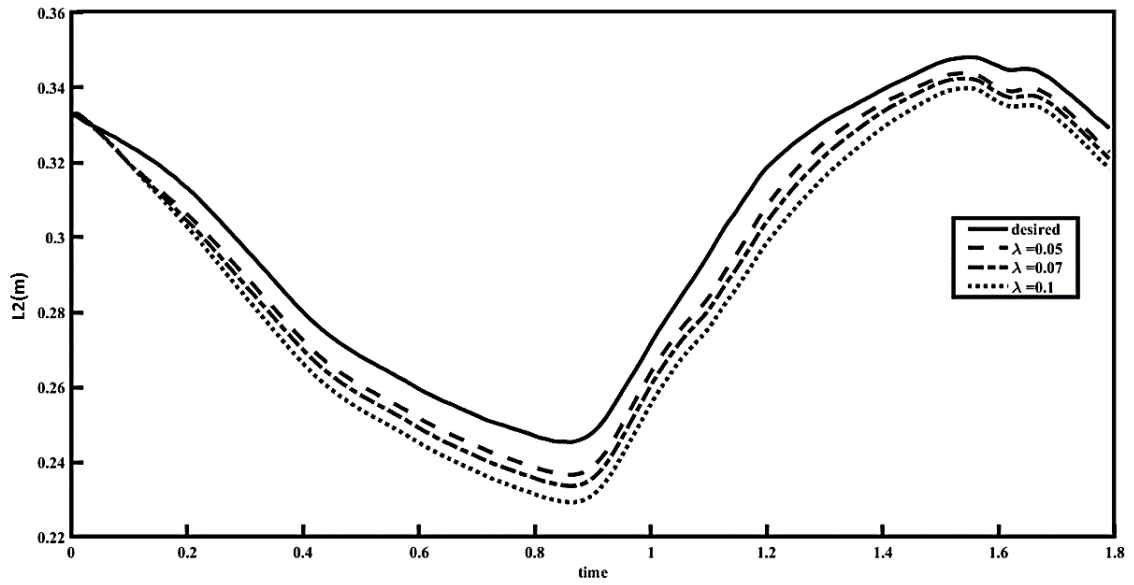




شکل (۳-۲۰) عملکرد ردیابی مسیر با کنترلر PSMC

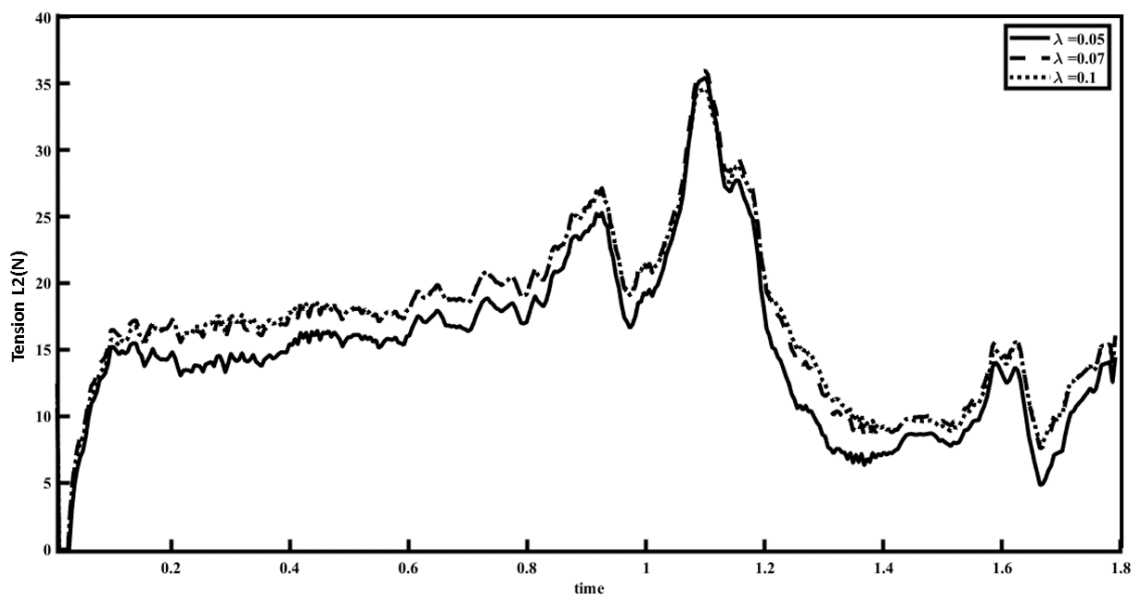
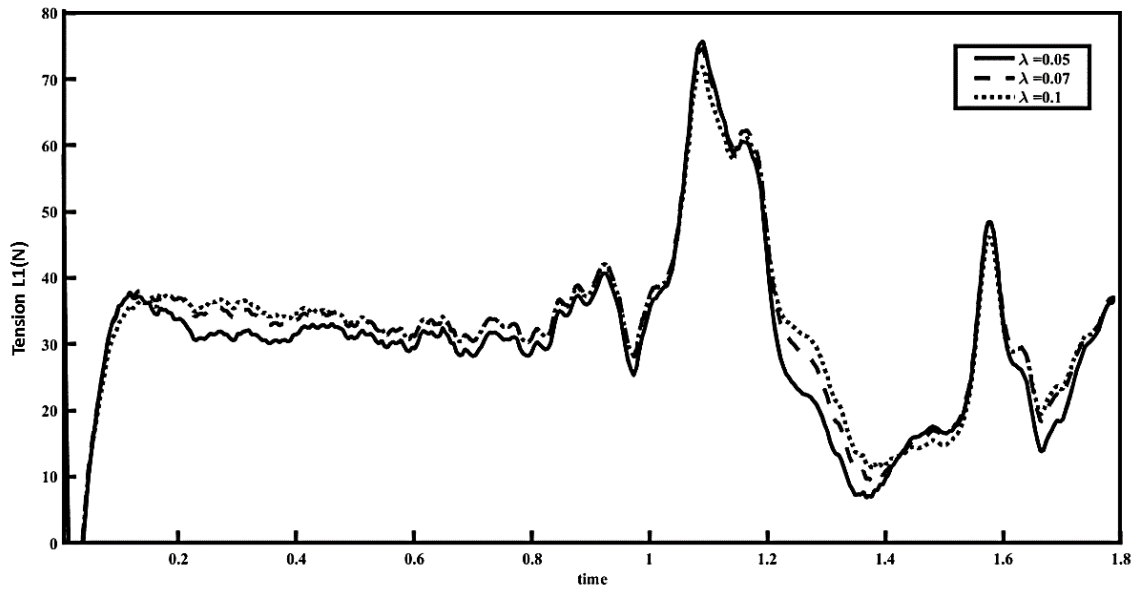
عملکرد ردیابی مسیر مطلوب ربات توانبخشی بر اساس کنترل PSMC به ازای مقادیر مختلف  $\lambda$ ، در شکل (۳-۲۱) نشان داده شده است.

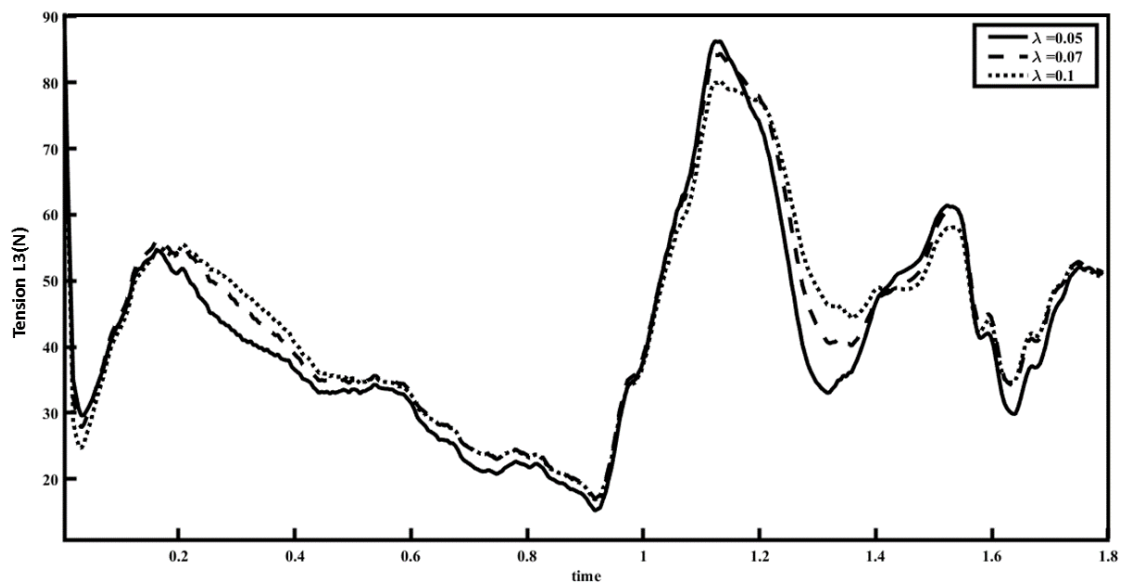




شکل (۳-۲۱) عملکرد ردیابی مسیر با کنترلر PSMC به ازای مقادیر مختلف  $\lambda$

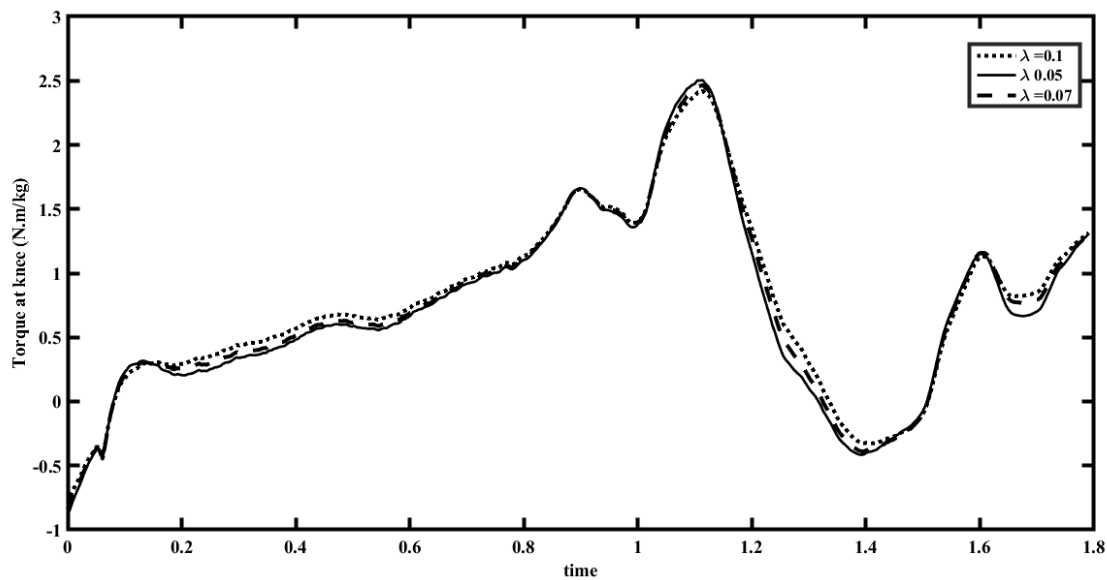
کشش کابل های بدست آمده با استفاده از کنترل کننده PSMC به ازای مقادیر مختلف  $\lambda$  در شکل (۲۲-۳) نشان داده شده است.





شکل (۳-۲۲) میزان کشش کابل‌ها هنگام کنترل ربات توسط کنترل کننده PSMC

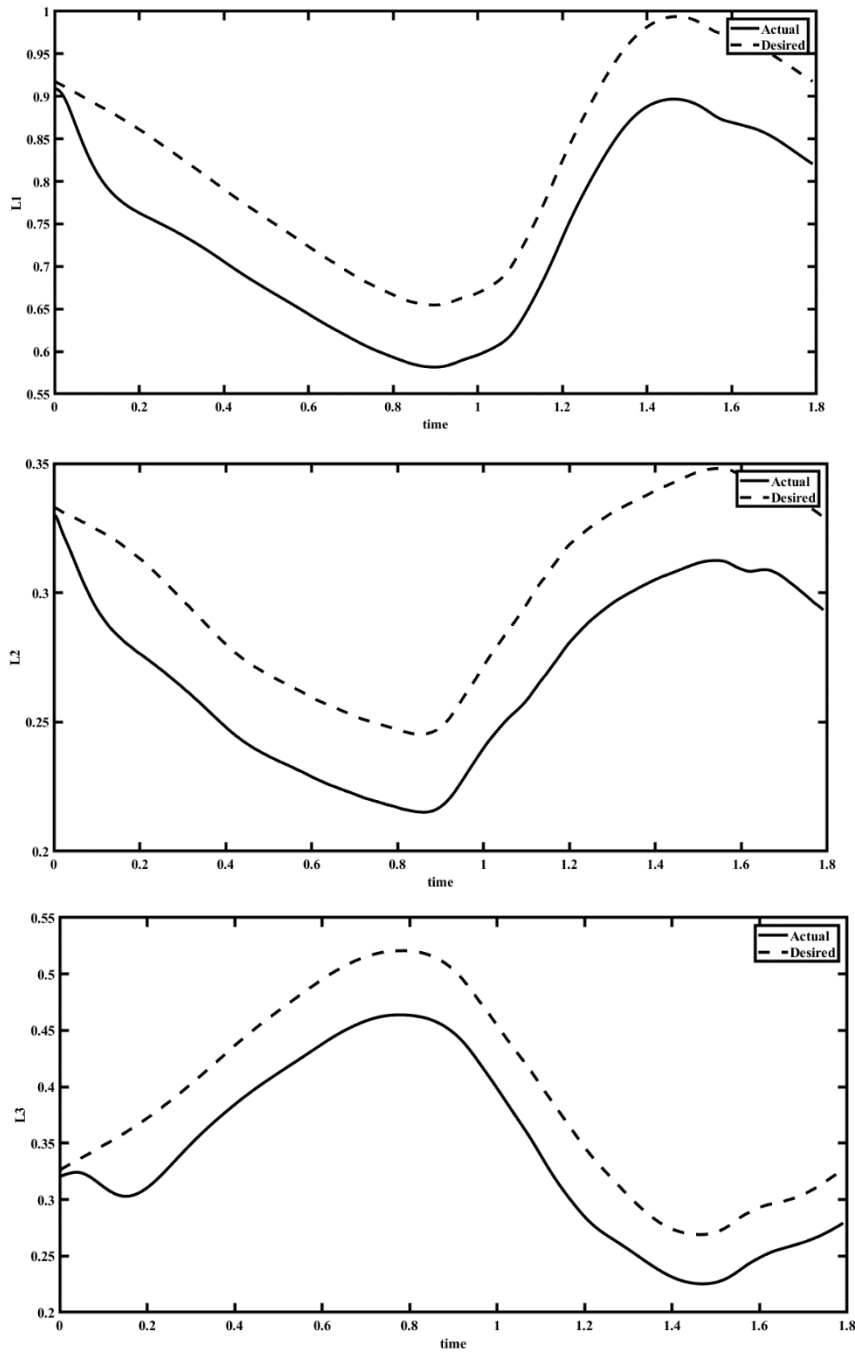
گشتاور کنترل کننده PSMC که به زانو اعمال می‌شود در شکل (۳-۲۳) نشان داده شده است.



شکل (۳-۲۳) گشتاور اعمال شده به زانو توسط کنترل کننده PSMC

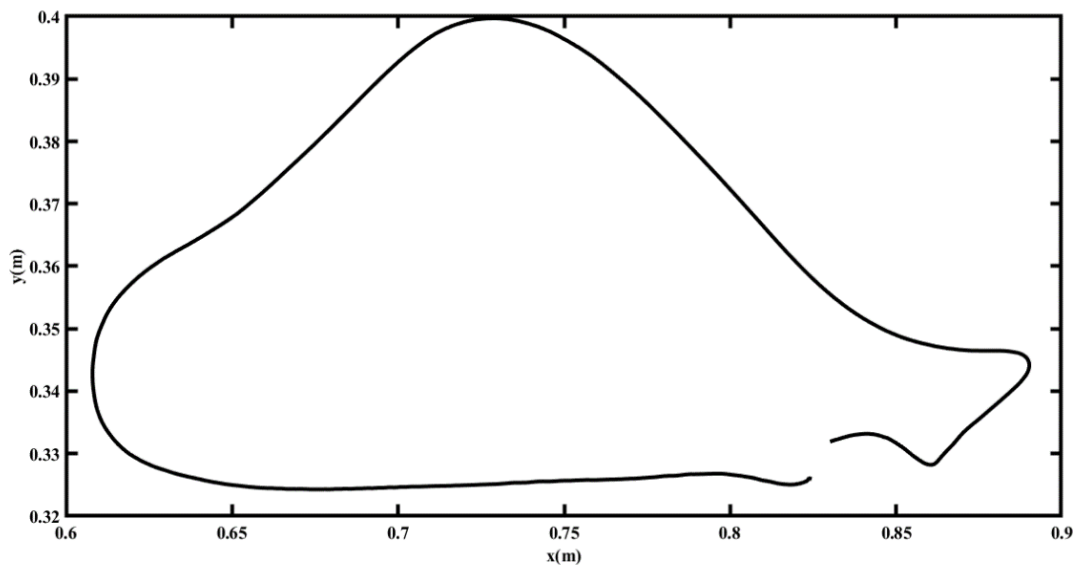


با در نظر گرفتن عدم قطعیت در مقادیر فیدبک‌های اندازه‌گیری شده، نتایج ردیابی مسیر کنترلر PSMC با ضریب  $\lambda=0/05$  به صورت زیر تغییر خواهد کرد:

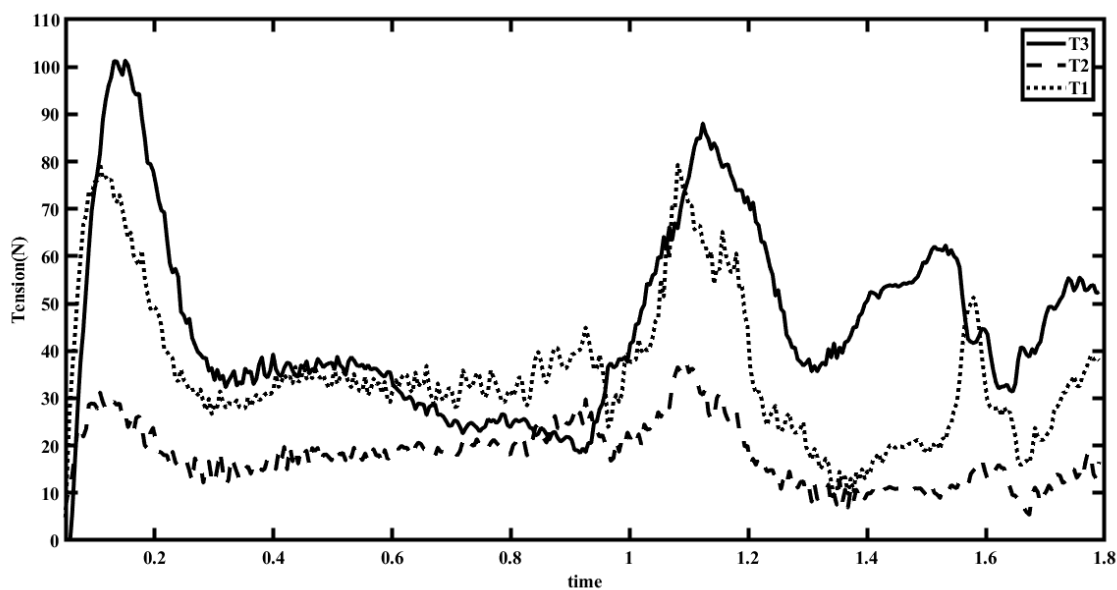


شکل (۳-۲۴) عملکرد ردیابی مسیر با کنترلر PSMC با در نظر گرفتن عدم قطعیت

مسیر مجری نهایی و میزان کشش کابل‌ها در شکل (۳-۲۵) و (۳-۲۶) آورده شده است:



شکل (۳-۲۵) مسیر مجری نهایی ربات کابلی (ساق پا)



شکل (۳-۲۶) میزان کشش کابل‌ها هنگام کنترل ربات توسط کنترل کننده PSMC با وجود عدم قطعیت

## فصل چهارم

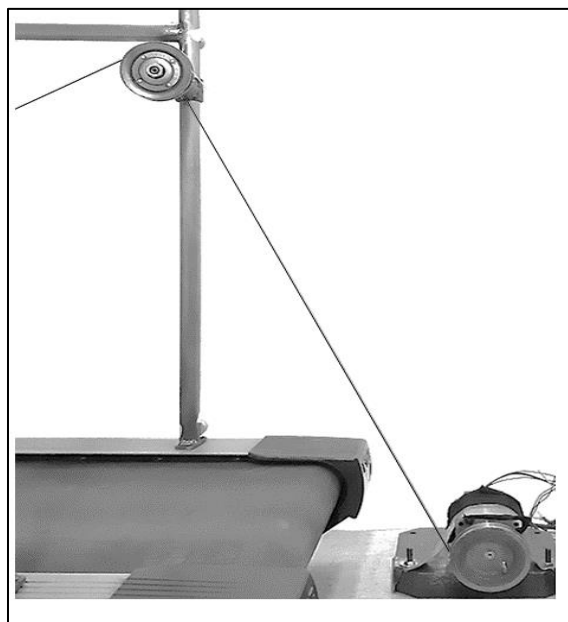
ساخت و کنترل ربات کابلی

## ۴-۱- ساختار مکانیکی ربات

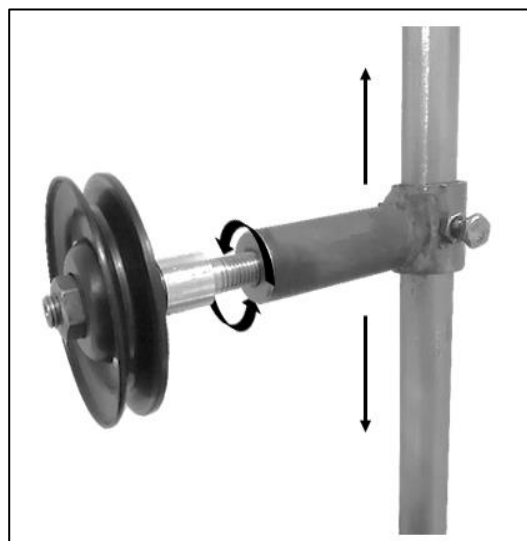
براساس طراحی صورت گرفته و با توجه به شکل (۴-۱) فریم اصلی ربات کابلی که شامل پولی‌های هادی است، روی لبه‌ی کناری تردمیل قرار می‌گیرد همچنین لازم است برای حفظ تعادل و تامین ایمنی بیمار دسته‌هایی بلند تا انتهای تردمیل ساخته شود. برای ساخت فریم ربات و دسته‌های تردمیل از لوله گاز فلزی نوع سیاه، به جهت برخورداری از استحکام کافی و قیمت مناسب استفاده شده است. برای کاهش وزن ربات، موتورها روی زمین قرار گرفته و کابل‌ها از طریق پولی‌های هرزگرد به پای بیمار هدایت می‌شوند (شکل ۴-۲). محل قرار گیری پولی‌ها در شبیه سازی فصل دوم به دست آورده شده است. با توجه به متفاوت بودن مسیر راه رفتن در هر فرد و امکان تغییر محل قرار گیری پولی، باید پولی‌ها امکان جابه‌جایی در راستای محورهای X و Y را داشته باشند. با توجه به اینکه ربات کابلی صفحه‌ای است باید پای بیمار، پولی‌ها و کابل‌ها در یک صفحه قرار گیرند. به دلیل متفاوت بودن پارامتر-های آنتروپومتری بدن هر فرد، صفحه‌ی قرار گیری پا هنگام راه رفتن روی تردمیل برای هر فرد ممکن است متفاوت باشد، بنابراین پولی باید امکان جابه‌جایی در راستای محور Z را داشته باشد. برای فراهم کردن امکان این جابه‌جایی باید طول شفت نگهدارنده پولی متغیر باشد (شکل ۴-۳).



شکل (۴-۱) فریم ربات کابلی نصب شده روی تردمیل

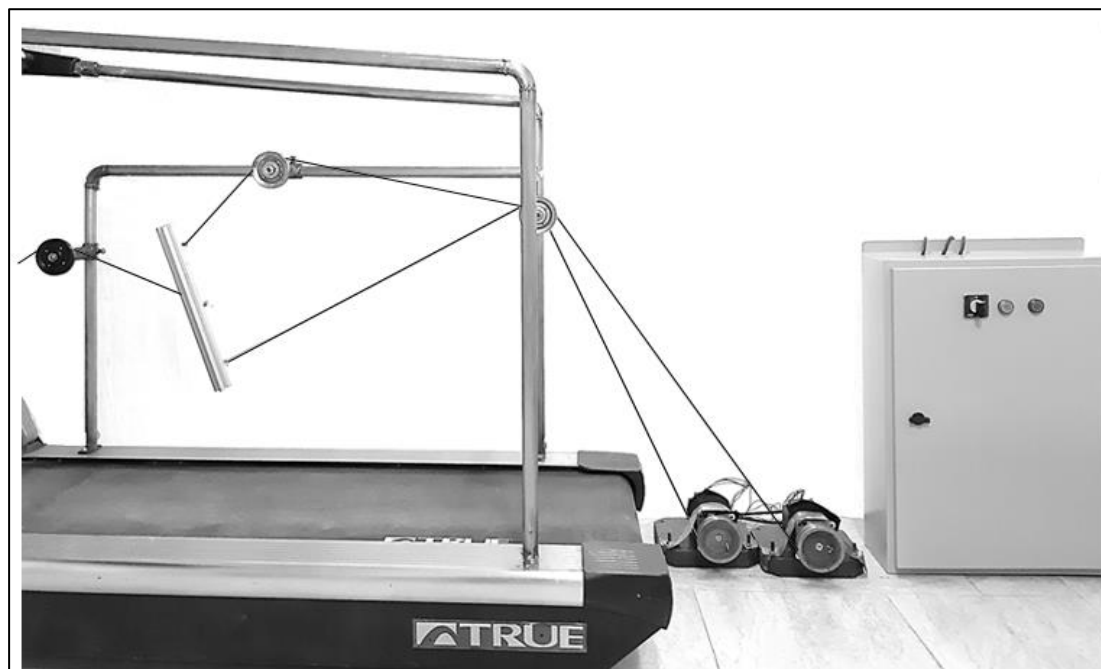


شکل (۲-۴) موتور و پولی هادی کابل



شکل (۳-۴) نحوه‌ی حرکت پولی در دو محور

یک پروفیل آلومینیومی T-slot به عنوان ساق پا در نظر گرفته شده است. کابل‌ها از طریق قلاب‌های تعبیه شده روی پروفیل (محل قلاب‌ها براساس محل اتصال کابل به پا است) مطابق شکل (۴-۴) به پروفیل متصل شده است.



شکل (۴-۴) ربات کابلی متصل به پروفیل

## ۲-۴- سخت افزار

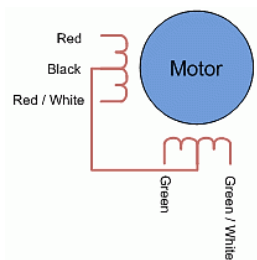
برای تغییر طول کابل و حرکت ربات در مسیر مورد نظر، می‌توان از محرکه‌های خطی و دورانی بهره برد. در این پایان نامه از موتور پله‌ای<sup>۱</sup> برای تغییر طول کابل‌ها استفاده شده است. موتور پله‌ای یک موتور الکتریکی DC فاقد جاروبک است که یک دور کامل (۳۶۰ درجه) را به تعدادی پله یا استپ مساوی تقسیم می‌نماید. کنترل موقعیت موتور پله‌ای برای رفتن به یک پله خاص یا ماندن در آن پله بدون استفاده از سیستم فیدبک می‌باشد و این نشانه دقت بالای این موتورها است. عدم وجود جاروبک در موتورهای پله‌ای یک مزیت محسوب می‌شود، زیرا طول عمر کلی موتور افزایش پیدا می‌کند.

موتورهای DC جاروبک دار مادامی که به ترمینال‌های آنها ولتاژ اعمال شود به حرکت پیوسته ادامه می‌دهند. اما بر خلاف آن‌ها، موتورهای پله‌ای فاقد جاروبک یا براشلس هستند و مشخصه اصلی آن‌ها این است که با اعمال پالس به ترمینال‌های آن (عموما پالس‌های موج مربعی) موقعیت شفت موتور به میزان مشخص و از پیش تعیین شده‌ای (در هنگام تولید موتور) دوران می‌کند. هر پالس به میزان مشخصی زاویه محور را تغییر می‌دهد.

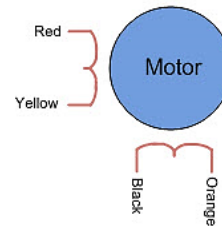
در استپر موتورها در اطراف هسته مرکزی چندین الکترومگنت (آهنربای‌های الکتریکی) دندانه داری قرار دارند و در مرکز نیز یک سیلندر آهنی دندانه دار (به شکل چرخ دنده) وجود دارد. این الکترومگنت‌ها به‌وسیله‌ی یک کنترلر خارجی فعال و غیر فعال می‌شوند. با برانگیخته شدن اولین الکترومگنت، سیلندر مرکزی دندانه دار شروع به چرخش می‌کند تا دندانه‌های روی سیلندر دقیقاً مقابل دندانه‌های اولین الکترومگنت قرار بگیرند (در این حالت دندانه‌های سیلندر مرکزی فقط با دندانه‌های اولین الکترومگنت مطابقت می‌نماید و با دندانه‌های سایر الکترومگنت‌ها انطباق ندارد). با فعال شدن الکترومگنت بعدی و غیر فعال شدن اولین الکترومگنت، دندانه‌های روی روتر با دندانه‌های الکترومگنت بعدی منطبق می‌شود. به هر یک از این چرخش‌ها یک پله یا یک استپ می‌گویند و بدین شکل یک استپ به جلو یا عقب حرکت می‌کند. با ادامه این فرآیند موتور به چرخش ادامه می‌دهد. از آنجا که موقعیت و سرعت این موتورها با کمک سیستم‌های کنترل پیشرفته به دقت قابل کنترل است، در بسیاری از کاربردهای مرتبط با کنترل دقیق موقعیت، مانند رباتیک، مورد استفاده قرار می‌گیرند.

<sup>1</sup> Stepper motor

موتورهای پله‌ای براساس نوع آرایش سیم پیچ پایه دو فاز آن‌ها، به دو دسته تک قطبی و دو قطبی تقسیم می‌شوند. عملکرد موتور تک قطبی با یک پلاریته است درحالی که موتور دو قطبی در هر دو ولتاژ مثبت و منفی کار می‌کند. در موتورهای تک قطبی یک سیم جدا برای هر یک از سیم‌پیچی‌ها مورد نیاز است تا جریان از یک سمت به یک انتهای دیگر سیم‌پیچ منتقل شود. در موتور پله‌ای تک قطبی دو سیم‌پیچی برای هر فاز وجود دارد. دو سیم‌پیچی هر قطب ممکن است سیم‌های مشترکی داشته باشند و از میان آن‌ها انشعاب گرفته شود (شکل ۴-۵). موتور تک قطبی عملکرد ساده‌ای دارد، زیرا در آن نیازی به معکوس کردن جریان با یک مدار درایور خارجی نیست. در موتورهای پله‌ای دو قطبی، یک سیم‌پیچی برای هر فاز وجود دارد (شکل ۴-۶). بنابراین، باید جهت جریان را با یک مدار درایور تغییر داد که کار نسبتاً پیچیده‌ای است. نداشتن سیم مشترک هر فاز یکی از مزیت‌های موتورهای دو قطبی است به این علت که جریان از تمام سیم پیچ یک فاز عبور کرده و در نتیجه میدان مغناطیسی قوی تری ایجاد می‌شود که این مسئله باعث افزایش گشتاور ایجاد شده توسط موتور می‌شود.



شکل (۴-۵) موتور پله‌ای تک قطبی



شکل (۴-۶) موتور پله‌ای دو قطبی

مدل و مشخصات موتور پله‌ای استفاده شده در جدول (۴-۱) آورده شده است:

جدول (۴-۱) مشخصات استپر موتور

<b>Two-Phase Stepper Motor (Kinco-2S86Q-051F6)</b>	
Step angle	<b>1.8°</b>
Number of lead wires	<b>4</b>
Max. axial load	<b>60N</b>
Max. radial load	<b>220N</b>
Holding Torque	<b>12.8 N.m</b>

درایور موتور به عنوان واسط بین موتورها و مدارهای کنترل عمل می کند. موتور به مقدار زیادی جریان نیاز دارد در حالی که مدار کنترل کننده بر روی سیگنالهای جریان کم کار می کند. بنابراین عملکرد درایور موتور این است که یک سیگنال کنترل جریان کم را به یک سیگنال با جریان بالاتر که می تواند موتور را هدایت کند، تبدیل کند. مشخصات و مدل درایور استفاده شده در جدول (۲-۴) آورده شده است.

جدول (۲-۴) مشخصات درایور استپر موتور

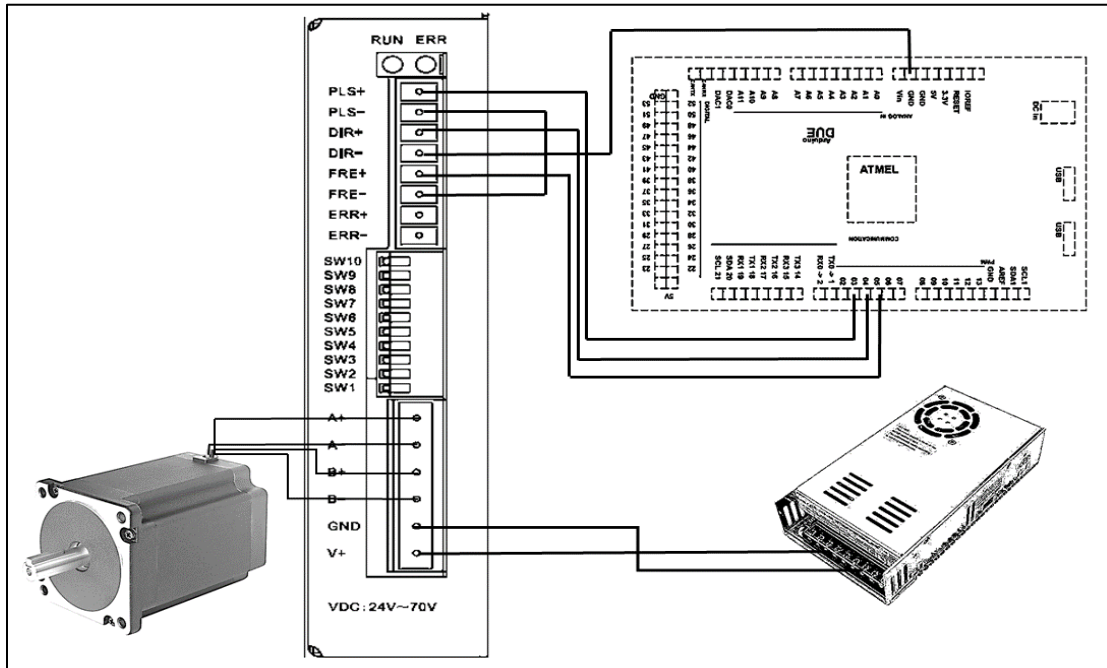
<b>Stepper driver 2CM880</b>	
Input voltage	<b>24~70VDC</b>
Over-voltage protection	<b>85VDC</b>
Under-voltage protection	<b>15VDC</b>
Phase current	<b>2.4/3.2/4/4.8/5.6/6.4/7.2/8, 8</b>
Micro step	<b>200/400...25600</b>

منبع تغذیه دستگاهی برای تامین انرژی الکتریکی مصرف کننده (در اینجا موتور) است. وظیفه منبع تغذیه دریافت انرژی الکتریکی از منبع انرژی و تبدیل آن به جریان و ولتاژ مناسب برای تغذیه بار مصرفی است. یک منبع تغذیه تنظیم شده، می تواند ولتاژ یا جریان خروجی خود را تا حد معینی ثابت نگه دارد. در این جا از منبع تغذیه برای تبدیل ولتاژ AC به DC با مقدار ولتاژ ۲۴ ولت استفاده شده است.

انتخاب پولی متصل به شفت موتور، یکی از بخش های مهم است زیرا شعاع پولی تعیین کننده گشتاور وارد به موتور است. مطابق با رابطه (۲-۲۴) می توان گشتاور ناشی از کشش کابل ها که به موتور وارد می شود را محاسبه کرد. در این جا از پولی با شعاع ۰/۰۴ سانتی متر استفاده شده است. قطر کابل باید متناسب با قطر و عرض پولی باشد تا میزان خطا به حداقل خود برسد، در این جا از کابل با قطر ۱/۵ میلی متر استفاده شده است. از دیگر سخت افزارهای مهم، میکروکنترلر است که وظیفه پردازش و کنترل موتور را بر عهده دارد. در این جا از برد Arduino Due که بر پایه SAM3X8E ARM Cortex-M3 CPU با هسته arm است، استفاده شده است. نحوه ی کنترل موتورها در بخش بعدی شرح داده شده است.

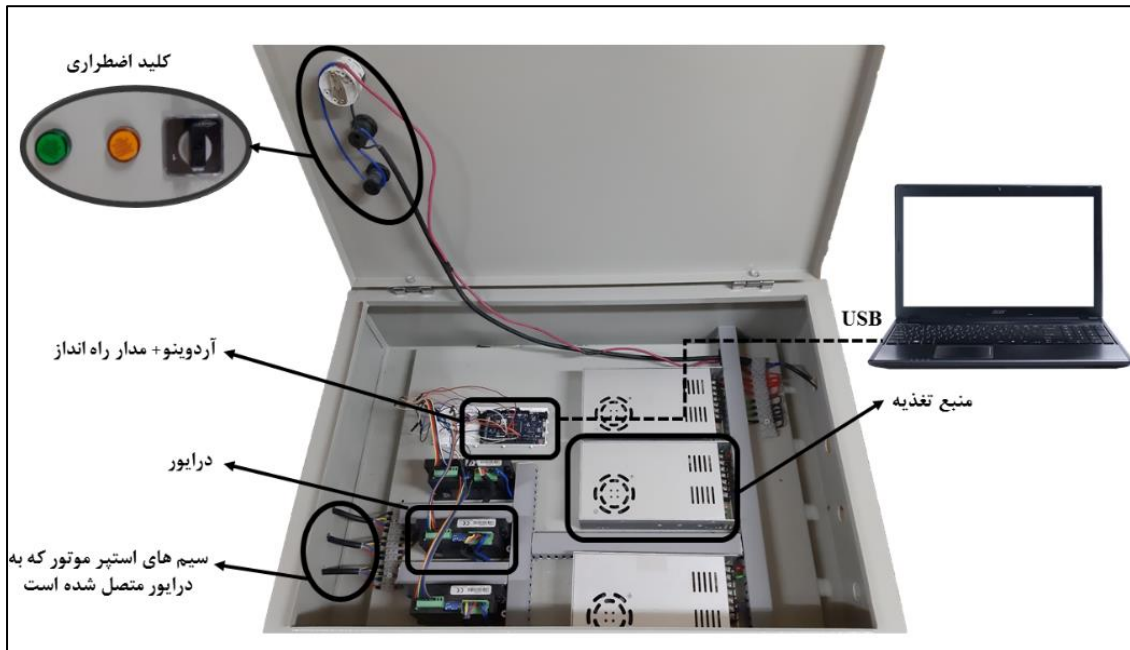


شماتیک مدار راه اندازی یک موتور در شکل (۷-۴) آورده شده است.



شکل (۷-۴) شماتیک مدار راه اندازی موتور

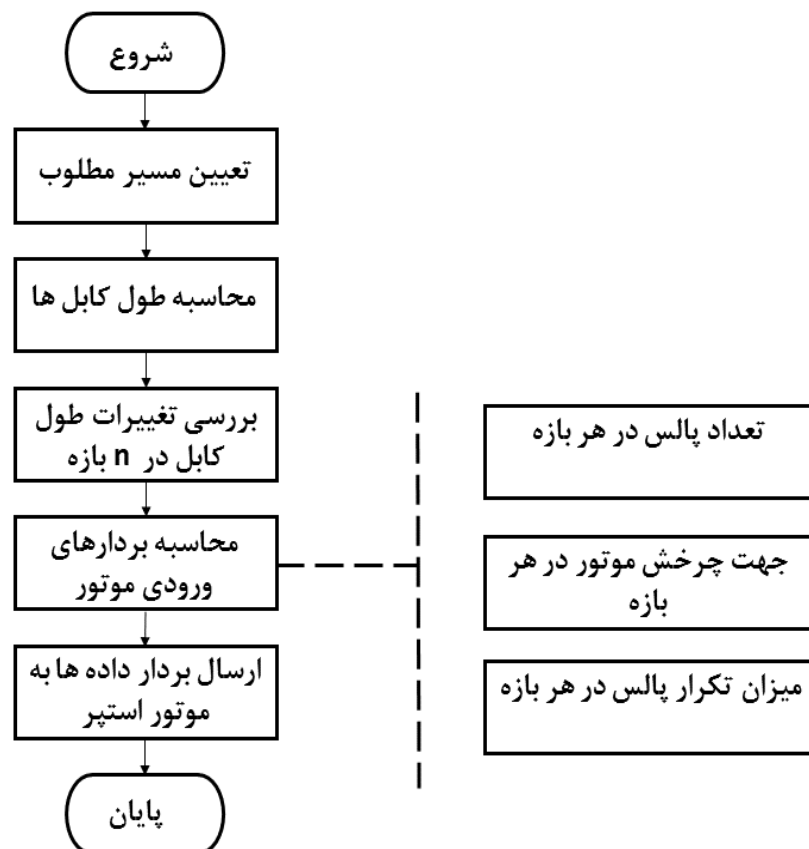
باکس مدار راه انداز و کنترل موتور مطابق شکل (۸-۴) است.



شکل (۸-۴) باکس کنترل ربات کابلی

### ۴-۳- نرم افزار

کنترل موتورها براساس حالت PLS+DIR (پالس +جهت) و به صورت میکرواستپینگ انجام شده است. با اعمال پالس موج مربعی و جهت چرخش مطلوب که بر اساس مسیر مطلوب محاسبه شده است، کنترل موتور انجام می‌گیرد. داده‌های لازم برای کنترل موتور پله‌ای شامل پالس، جهت چرخش، میزان تکرار پالس با استفاده از نرم‌افزار Matlab محاسبه شده است. کنترل موتور با استفاده از داده‌های به‌دست آمده با استفاده از نرم‌افزار Arduino صورت گرفته است. فلوچارت کنترل موتور و شبه‌کد نحوه‌ی تولید پالس به ترتیب در شکل‌های (۴-۹) و (۴-۱۰) آورده شده است.



شکل (۴-۹) فلوچارت کنترل موتور ربات کابلی

**Require:**

- Number of cables (m)
- Cable length ( $L_m$ )
- Number of intervals (N)
- Coefficient of variation of the length changes per pulse (h)
- Number of pulse array elements(T)

**Assumption:**

Motor rotated cw = cable length increase

Motor rotated ccw = cable length decrease

**for** i=1:N **do**

$\Delta L_m = L_m(i+1) - L_m(i)$

**if**  $\Delta L_m > 0$

dir<sub>m</sub> = cw

**else**

dir<sub>m</sub> = ccw

**end if**

$E \leftarrow \min(\Delta L_m)$  of three cables

$r_m = |\Delta L_m|/E \leftarrow$  number of pulse

tf =  $E \times h \leftarrow$  number of repeat of each interval

$K \leftarrow$  least common multiple of  $r_m$

$Q_m = [1, \dots, 1]_{1 \times p}$  ;  $p = K/r_m$

**if**  $r_m = 1$

S =  $Q_m$

**else**

**for** d=1:T(i) **do**

S = [S,  $Q_m$ ]

$Q_m = \text{not}(Q_m)$

**end for**

**end if**

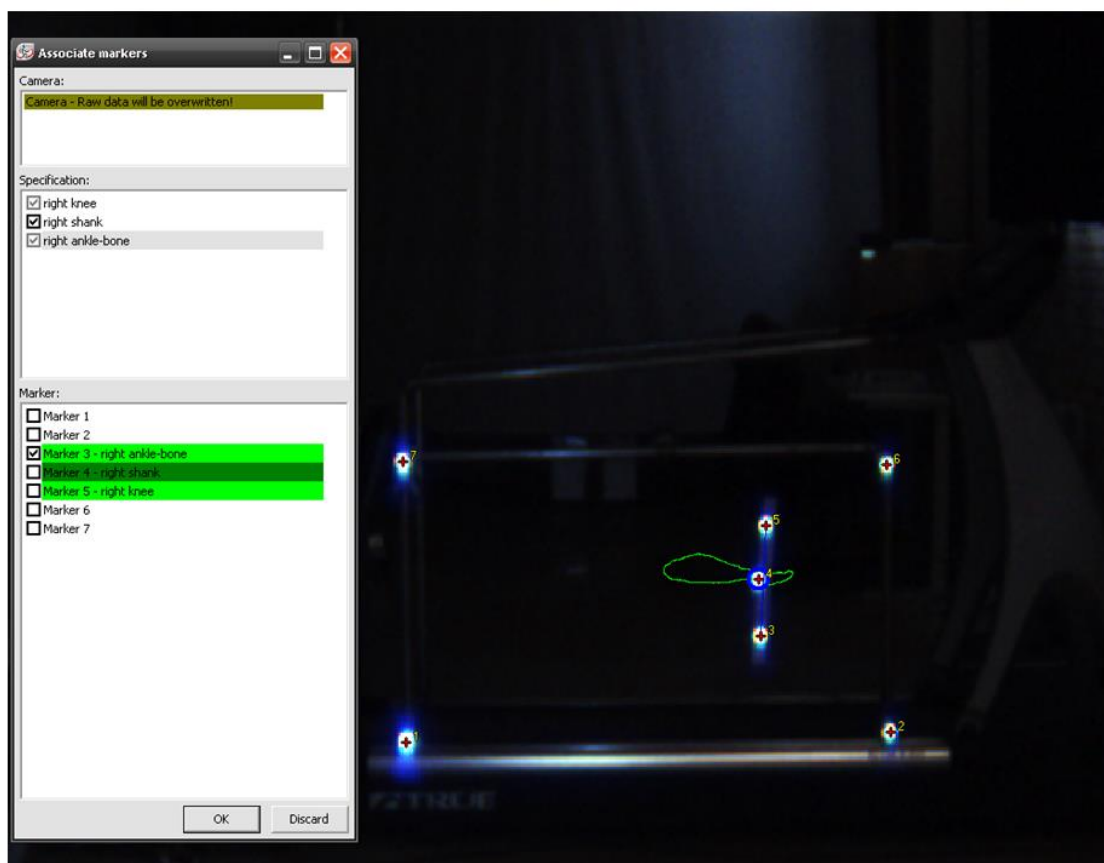
**end for**

شکل (۴-۱۰) شبه کد کنترل موتور ربات کابلی

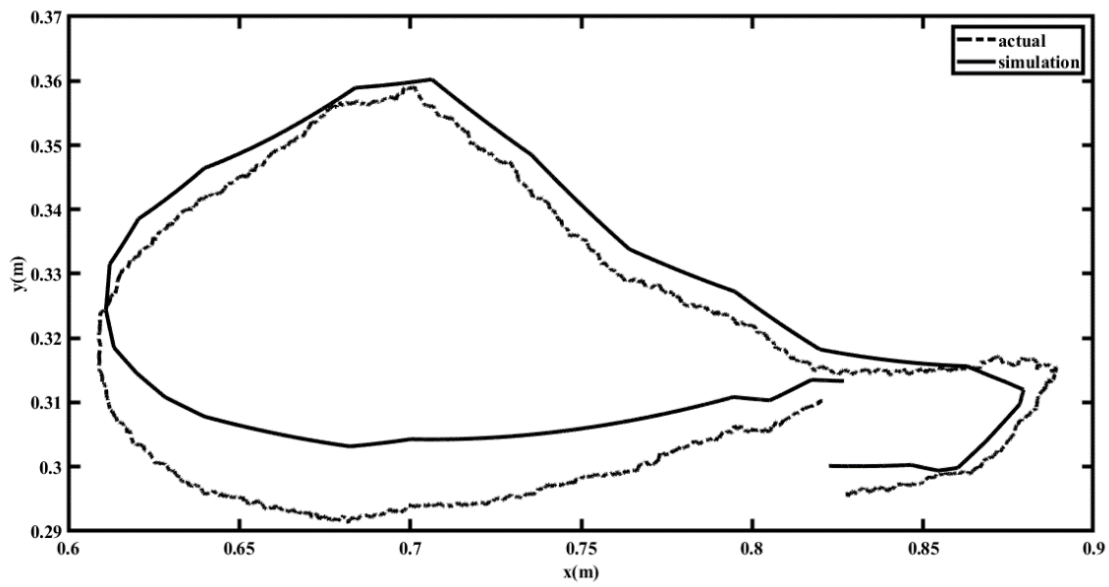
برای کنترل همزمان سه موتور، پالس‌های هر سه موتور باید در یک زمان اعمال شود. به این منظور به موتور مربوط به کابلی که کمترین میزان تغییر در طول را دارد یک پالس اعمال می‌شود. پالس‌های ارسال شده به موتور به صورت بردارهای حاوی ۰ و ۱ می‌باشد.

## ۴-۴- نتایج کنترل موقعیت ربات کابلی

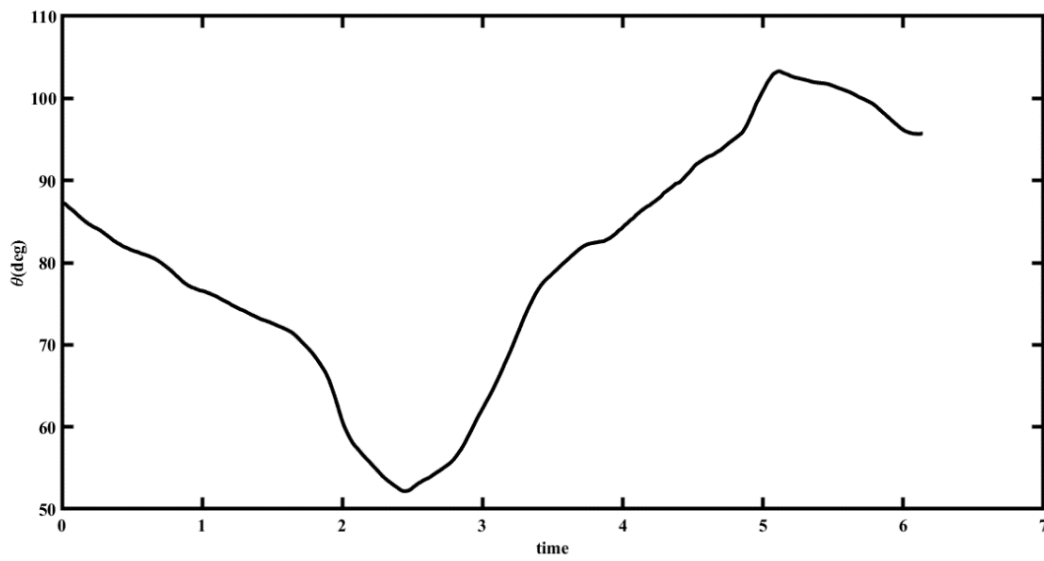
کنترل موقعیت ربات کابلی به صورت حلقه باز یا به عبارت دیگر، بدون فیدبک انجام شده است. در ابتدا، قبل از حرکت موتورها لازم است موقعیت اولیه ربات تنظیم شود. بنابراین طول کابل‌ها مطابق با طول اولیه مطلوب محاسبه شده در فصل دوم تنظیم می‌شود. سپس کنترلر مطابق با برنامه از پیش تعیین شده عمل می‌کند. مسیر مجری نهایی توسط دوربین‌های ثبت حرکت، به دست آورده می‌شود (شکل ۴-۴-۱۱). مسیر مجری نهایی در حالت عملی و مسیر و زاویه مطلوب ساق پا به ترتیب در شکل (۴-۱۲) و (۴-۱۳) آورده شده است. از مقایسه شکل (۴-۱۳) با (۲-۳) مشخص است که مجری نهایی ربات با اختلاف کمی ردیابی زاویه ساق را ردیابی کرده است. از مهم‌ترین علت‌های ردیابی ضعیف مسیر، عدم اعمال پالس صحیح به موتور است که این خطا ناشی از ساختار موتور است. زیرا تعداد پالس باید به صورت عدد صحیح باشد، بنابراین باید تعداد پالس محاسبه شده، گرد شود. خطای تعداد پالس باعث بروز خطا در طول کابل شده و خطا در طول کابل موجب ایجاد خطا در موقعیت خواهد شد.



شکل (۴-۱۱) ردیابی مسیر مارکر توسط دوربین ثبت حرکت

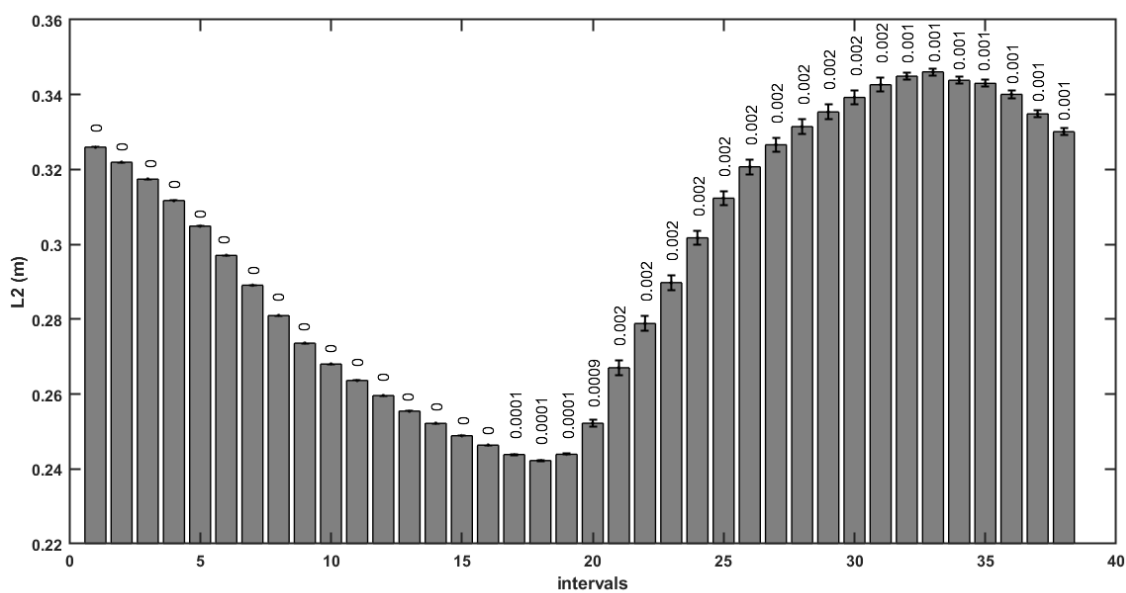
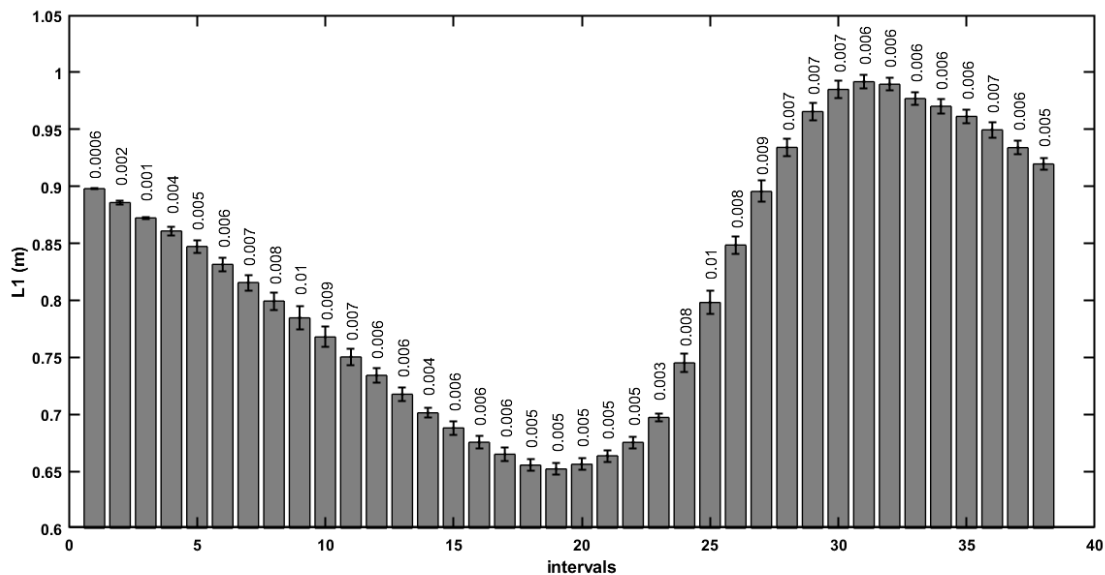


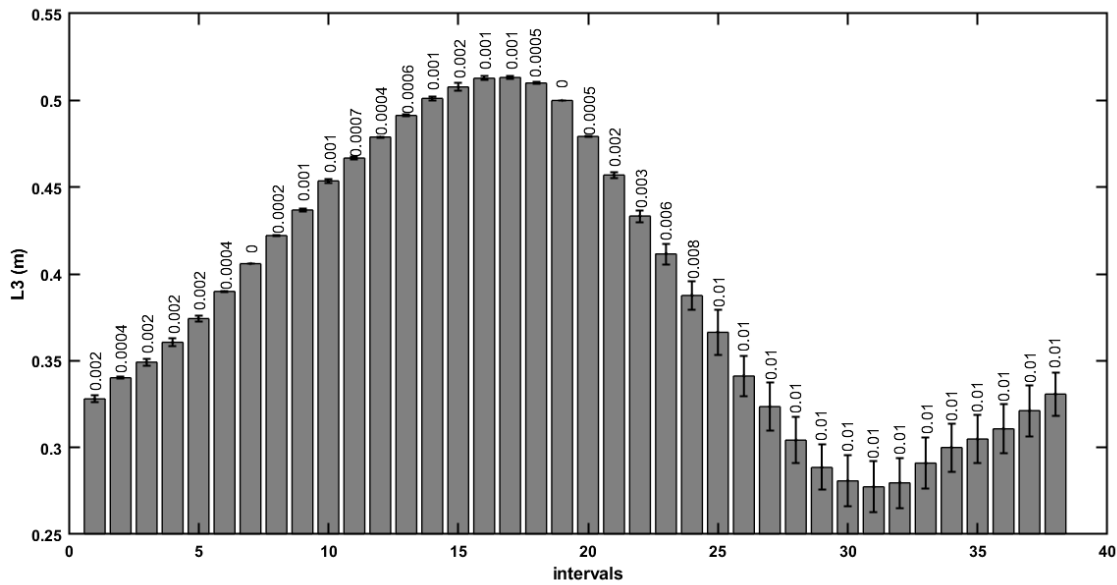
شکل (۴-۱۲) نتیجه کنترل موقعیت ربات کابلی



شکل (۴-۱۳) زاویه مجری نهایی نسبت به افق

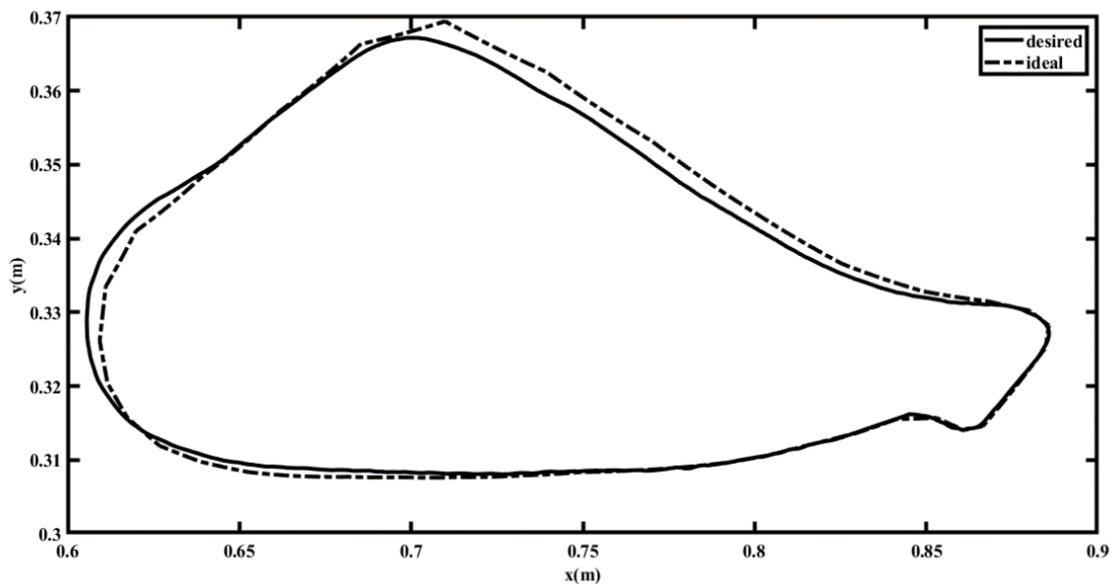
نمودار میله‌ای طول کابل‌ها در هر بازه و خطای طول کابل‌ها به ازای گرد کردن میزان پالس، در شکل (۴-۱۴) آورده شده است.





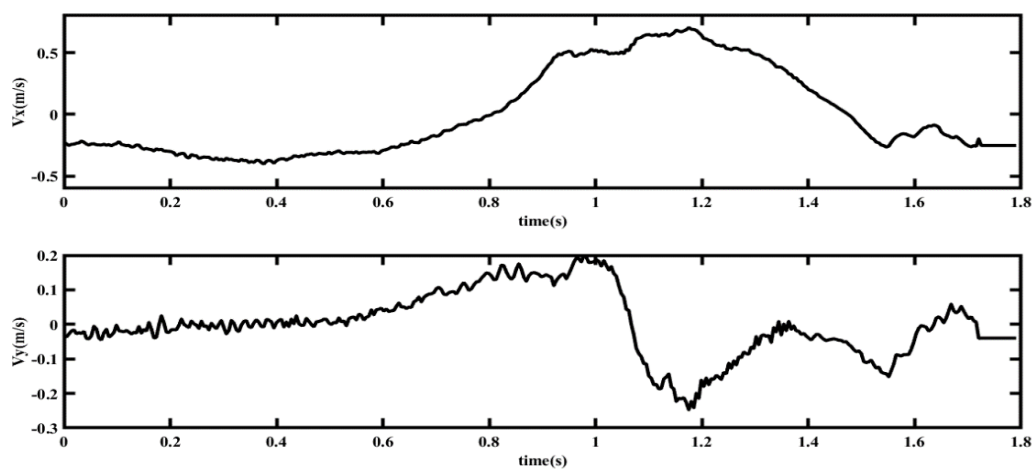
شکل (۴-۱۴) طول کابل‌ها و میزان خطای ناشی از گرد شدن میزان پالس

شکل (۴-۱۵) مسیر محاسبه شده بدون گرد کردن پالس و مسیر مطلوب را نشان می‌دهد. با توجه به شکل و شکل (۴-۱۲) علت ردیابی ضعیف ربات که ناشی از اعمال پالس به صورت عدد صحیح به موتورها است، مشخص می‌شود.

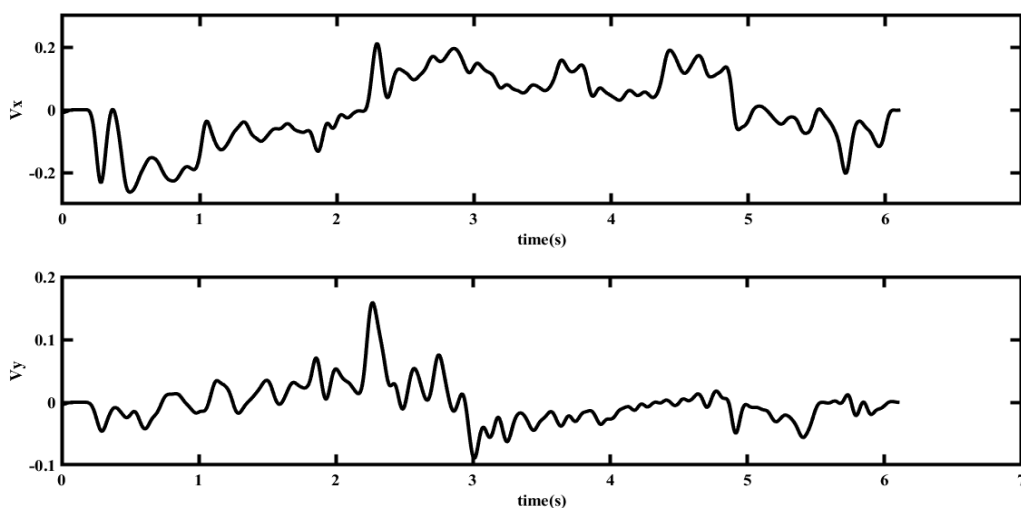


شکل (۴-۱۵) نتیجه کنترل موقعیت در صورت اعمال پالس درست

سرعت مجری نهایی با تنظیم سرعت موتورها قابل تنظیم است. با توجه به شکل (۴-۱۵) سرعت مجری نهایی مطلوب ثابت نبوده بنابراین سرعت موتورها نیز نباید ثابت باشد. سرعت مجری نهایی در شکل (۴-۱۶) آورده شده است. همانطور که از شکل ها مشخص است روند پروفیل سرعت با حالت مطلوب یکسان است اما میزان سرعت متفاوت است به ازای سرعت بیشتر موتورها، مسیر مجری نهایی ناهموار بوده و موجب وارد کردن آسیب به فرد می شود. بنابراین ربات برای سرعت ها کمتر از  $0/8$  تردمیل مناسب است.



شکل (۴-۱۶) سرعت ساق پا هنگام راه رفتن روی تردمیل



شکل (۴-۱۷) سرعت مجری نهایی هنگام حرکت در مسیر مطلوب



فصل پنجم

نتیجہ گیری و مشاہدات

## ۵-۱- جمع بندی

امروزه استفاده از ربات‌ها در زمینه علوم پزشکی افزایش چشم‌گیری داشته است. یکی از گسترده‌ترین کاربردهای ربات‌های پزشکی، توانبخشی می‌باشد. در بحث ربات‌های توانبخشی که با انسان در تعامل هستند، تامین ایمنی فرد یکی از مهم‌ترین مسائل است. اکثر سیستم‌های رباتیکی دارای لینک‌های صلب بوده و باعث افزایش جرم روی سیستم می‌شوند، یکی از راهکارهای رفع این مشکل استفاده از المانی الاستیک مانند کابل است. ربات‌های کابلی به جهت برخورداری از وزن کم، اینرسی پایینی داشته و دارای ایمنی ذاتی می‌باشند. از دیگر مزایای این ربات‌ها ساختار ساده، هزینه ساخت پایین، فضای کاری بزرگ نسبت به دیگر ربات‌ها است. در این پایان‌نامه از ربات موازی کابلی به منظور توانبخشی پا استفاده شده است. هدف اصلی توانبخشی پا، بازیابی توانایی راه رفتن می‌باشد. ربات کابلی بر این اساس طراحی شده است.

به منظور تمرین راه رفتن روی تردمیل، یک ربات با ۳ کابل و ۳ موتور طراحی شده و با تحلیل استاتیکی و دینامیکی، محل قرارگیری کابل روی فریم اصلی ربات و اتصال آن به پا به دست آورده شد. به منظور کاهش وزن ربات، موتورها روی زمین قرار گرفته و کابل‌ها از طریق پولی‌های هادی به پا متصل شده است. مسیر یک گام روی تردمیل توسط دوربین‌های ثبت حرکت، به دست آمده و به‌عنوان مسیر مطلوب در نظر گرفته شده است. با توجه به متفاوت بودن پارامترهای آنروپومتری هر فرد، مسیر راه رفتن روی تردمیل برای هر شخص متفاوت خواهد شد. به همین علت مکانیزم ربات به گونه‌ای طراحی شده که محل قرارگیری پولی‌های هادی قابل تغییر باشد. از مهم‌ترین چالش‌های ربات کابلی، همواره در حالت کشش بودن کابل‌ها و عدم تداخل کابل‌ها با یکدیگر است. ربات کابلی به گونه‌ای طراحی شده که شرایط بالا در آن برقرار باشد.

برای کنترل ربات از روش‌های کنترل گشتاور معکوس، کنترل امپدانس و کنترل پراکسی اسلایدینگ مود استفاده شده است. در ادامه ربات کابلی طراحی شده، ساخته شده و کنترل موقعیت بدون فیدبک روی آن پیاده سازی شد.

## ۵-۲- نتیجه‌گیری

همانطور که قبلا به آن اشاره شد، هنگام طراحی ربات کابلی باید شرط همواره در حالت کشش بودن کابل‌ها در نظر گرفته شود. ربات دو کابلی طراحی شده به دلیل اینکه یک سیستم فرامعین است توانایی ایجاد سه درجه آزادی  $x, y, \theta$  را به صورت مستقل از هم نداشته و تنها  $\theta$  های به دست آمده از شرط قیدی را می‌تواند ایجاد کند. با توجه به نمودار (۲-۶) زوایای به دست آمده از شرط قیدی با زوایای مطلوب کاملا متفاوت است بنابراین ربات دو کابلی مناسب ایجاد مسیر گام برداشتن نمی‌باشد.

برای ایجاد هر سه درجه آزادی ربات کابلی باید حداقل دارای سه کابل باشد، بنابراین ربات به صورت سه کابلی طراحی شد، با تحلیل استاتیکی و دینامیکی برای مسیر مطلوب راه رفتن، شرط لازم برای ربات کابلی برقرار بوده و با جابه‌جایی محل پولی‌ها، موقعیت قرارگیری پولی‌ها با کمترین میزان کشش کابل به دست آورده می‌شود.

برای کنترل موقعیت ربات کابلی بدون در نظر گرفتن تعامل انسان و بیمار، روش کنترل دینامیک معکوس استفاده شده است. مقدار بیشینه خطا ردیابی در حوزه مفاصل  $(m)$   $L_1=0/003$ ،  $L_2=7e-4$ ،  $L_3=0/002$  می‌باشد و مسیر ایجاد شده توسط مجری نهایی دارای بیشینه خطای  $(m)$   $x=3e-4$ ،  $y=0/001$  می‌باشد.

از روش کنترل پراکسی اسلایدینگ مود به دلیل دقت خوب در ردیابی و پاسخ روان استفاده شده است. در این روش با تنظیم ضریب  $\lambda$  می‌توان دقت ردیابی را تنظیم کرد. باید توجه داشت هرچه میزان خطای ردیابی کمتر باشد نیروی اعمال شده از سوی ربات به انسان بیشتر خواهد شد. در این روش می‌توان حد مجازی برای مقدار بیشینه نیرو تعیین کرد. کمترین میزان خطا در این روش به ازای  $\lambda=0/005$  می‌باشد، مقادیر بیشینه خطا در این حالت  $(m)$   $L_1=0/012$ ،  $L_2=0/007$ ،  $L_3=0/022$  است و مسیر مجری نهایی دارای بیشینه خطای  $(m)$   $x=0/008$ ،  $y=0/02$  می‌باشد.

برای مشارکت فعال بیمار و کنترل نیروی تعاملی بین انسان و ربات از استراتژی کنترل امپدانس استفاده شده است. مقادیر بیشینه خطا در این حالت  $(m)$   $L_1=0/007$ ،  $L_2=0/006$ ،  $L_3=0/01$  است.

برای ایجاد امپدانس معادل امپدانس واقعی زانو توسط ربات، زاویه زانو هنگام راه رفتن به عنوان مسیر مطلوب در نظر گرفته می‌شود. مسیر ایجاد شده توسط مجری نهایی دارای بیشینه خطا  $0/04$  رادیان است.

روش کنترل دینامیک معکوس کمترین میزان خطای ردیابی را داشته و مسیری ایجاد شده توسط آن تقریباً منطبق بر مسیر مطلوب است اما در این استراتژی و هدف اصلی ردیابی دقیق بدون در نظر گرفتن ایمنی است و نیروی تعاملی قابل کنترل نیست. در روش پراکسی اسلایدینگ مود نیز نیروی تعاملی قابل کنترل نمی‌باشد اما مزیت این روش نسبت به روش دینامیک معکوس این است که در صورت بروز خطاهای بزرگ ردیابی ربات نیروی بزرگی که منجر به آسیب در انسان شود، اعمال نخواهد کرد زیرا مقدار بیشینه نیرو در این حالت قابل تنظیم است. در روش کنترل امپدانس مقدار نیروی تعاملی قابل کنترل است اما ردیابی ضعیف ممکن است باعث ایجاد مسیری متفاوت با مسیر مطلوب شود. زمانی این تفاوت مشکل ساز است که مجری نهایی مسیری غیرفیزیولوژیکی ایجاد کند. چنانچه هدف ایجاد مسیر گام برداشتن و کنترل نیروی تعامل انسان و ربات باشد استراتژی اول کنترل امپدانس مناسب است و اگر هدف ایجاد امپدانس معادل امپدانس حقیقی زانو و کنترل گشتاور تعاملی وارد شده به زانو باشد، استراتژی دوم کنترل امپدانس مناسب است.

در بخش ساخت ربات کابلی و با توجه به نمودار مسیر ایجاد شده توسط مجری نهایی، ابتدا و انتهای مسیر از هم فاصله دارند. لازم به ذکر است که در ربات‌های کابلی چنانچه طول کابل‌ها در ابتدا و انتهای مسیر با یکدیگر برابر نباشند، ابتدا و انتهای موقعیت مجری نهایی نیز برابر نخواهد بود. مقادیر بیشینه خطای طول کابل‌ها (m)  $L_1=0/01$ ،  $L_2=0/001$ ،  $L_3=0/014$  می‌باشد. این خطا ناشی از خطای پالس اعمال شده به موتورها است زیرا در موتور پله‌ای پالس باید به صورت عدد صحیح اعمال شود بنابراین باید پالس‌های محاسبه شده گرد شود.

با توجه به نمودار (۴-۱۷) سرعت مجری نهایی تقریباً ۱/۲ سرعت مطلوب است. با توجه به اینکه سرعت مطلوب متناسب با سرعت تردمیل است باید از سرعت‌های کمتر از ۰/۸ در تردمیل استفاده کرد.

## ۵-۳- پیشنهادات

به منظور بهبود کار ارائه شده، انجام ایده‌های زیر پیشنهاد می‌شود:

- در نظر گرفتن دینامیک عملگرها در مدلسازی ربات
- در نظر گرفتن جرم و الاستیسیته کابل‌ها
- افزایش تعداد کابل‌ها و طراحی ربات به گونه‌ای که کابل‌ها به ران، ساق و مچ به منظور کنترل این مفاصل متصل شوند.
- کنترل میزان کشش کابل‌ها توسط فضای پوچی ایجاد شده ناشی از افزایش کابل‌ها
- استفاده از استراتژی AAN
- در نظر گرفتن میزان مشارکت بیمار با ربات در کنترل امپدانس
- کنترل امپدانس زانو با ضرایب امپدانس متغیر
- کنترل موقعیت با مسیر مرجع بر اساس فازهای گام برداشتن و بدون وابستگی به زمان
- استفاده از سنسور نیروسنج در کف پا به منظور تشخیص فازهای گام برداشتن و کنترل مچ پا با استفاده از داده‌های سنسور
- ایجاد الگوریتم تشخیص فاز گام برداشتن با شبکه عصبی
- استفاده از لودسل به منظور اندازه‌گیری نیروی کشش کابل‌ها



مراجع

- [١] Franceschini, M., Carda, S., Agosti, M., Antenucci, R., Malgrati, D., and Cisari, C., (2009), "Walking after Stroke: What Does Treadmill Training with Body Weight Support Add to Overground Gait Training in Patients Early after Stroke?: A Single-Blind, Randomized, Controlled Trial.," *Stroke*, **40**(9), pp. 3079–3085.
- [٢] Belda-Lois, J. M., Mena-Del Horno, S., Bermejo-Bosch, I., Moreno, J. C., Pons, J. L., Farina, D., Iosa, M., Molinari, M., Tamburella, F., Ramos, A., Caria, A., Solis-Escalante, T., Brunner, C., and Rea, M., (2011), "Rehabilitation of Gait after Stroke: A Review towards a Top-down Approach," *J. Neuroeng. Rehabil.*, **8**(1), p. 66.
- [٣] Schwartz, I., and Meiner, Z., (2015), "Robotic-Assisted Gait Training in Neurological Patients: Who May Benefit?," *Ann. Biomed. Eng.*, **43**(5), pp. 1260–1269.
- [٤] Bruni, M. F., Melegari, C., De Cola, M. C., Bramanti, A., Bramanti, P., and Calabrò, R. S., (2018), "What Does Best Evidence Tell Us about Robotic Gait Rehabilitation in Stroke Patients: A Systematic Review and Meta-Analysis," *J. Clin. Neurosci.*, **48**, pp. 11–17.
- [٥] Schmidt, H., Werner, C., Bernhardt, R., Hesse, S., and Krüger, J., (2007), "Gait Rehabilitation Machines Based on Programmable Footplates," *J. Neuroeng. Rehabil.*, **4**(February 2007).
- [٦] Schmidt, H., Hesse, S., Bernhardt, R., and Krüger, J., (2005), "Haptic Walker—A Novel Haptic Foot Device," *ACM Trans. Appl. Percept.*, **2**(2), pp. 166–180.
- [٧] Hesse, S., Waldner, A., and Tomelleri, C., (2010), "Innovative Gait Robot for the Repetitive Practice of Floor Walking and Stair Climbing up and down in Stroke Patients," *J. Neuroeng. Rehabil.*, **7**(1), pp. 1–10.
- [٨] Wu, M., Hornby, T. G., Landry, J. M., Roth, H., and Schmit, B. D., (2011), "A Cable-Driven Locomotor Training System for Restoration of Gait in Human SCI," *Gait Posture*, **33**(2), pp. 256–260.
- [٩] Vashista, V., Mustafa, S. K., and Agrawal, S. K., (2011), "Experimental Studies on the Human Gait Using a Tethered Pelvic Assist Device (T-PAD)," *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*
- [١٠] Nam, K. Y., Kim, H. J., Kwon, B. S., Park, J. W., Lee, H. J., and Yoo, A., (2017), "Robot-Assisted Gait Training (Lokomat) Improves Walking Function and Activity in People with Spinal Cord Injury: A Systematic Review," *J. Neuroeng. Rehabil.*, **14**(1), pp. 1–13.
- [١١] Veneman, J. F., Kruidhof, R., Hekman, E. E. G., Ekkelenkamp, R., Van Asseldonk, E. H. 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**(3), pp. 379–386.
- [١٢] Banala SK, Agrawal SK, S. S., (2007), "Banala SK, Agrawal SK, Scholz SP. Active Leg Exoskeleton (ALEX) for Gait Rehabilitation of Motor-Impaired Patients. IEEE Int Conf Rehabil Robot 2007, 401--7," *Rehabil. Robot. ....*, **00**(c).



- [۱۳] Park, S., Lee, J., Lee, E., Song, J., Park, H., Hwang, S., Lee, M., Park, S., Lee, J., Lee, E., Park, H., and Lee, M., (2018), "Pr Ov Isi Pr Ov Isi on Al Pr Ov Isi Pr Ov Isi," *Asia Pac Allergy*, **33**(3), pp. 1–11.
- [۱۴] پریوش ف، (۱۳۹۴)، پایان‌نامه ارشد، "ارزیابی ایمنی در طراحی و کنترل ربات‌های توانبخشی"، دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک، دانشگاه صنعتی شاهرود
- [۱۵] Parivash, F., Bamdad, M., and Ahmadi, H., (2015), "Gravity Compensation Improvement for Cable-Actuated Elbow Rehabilitation Robot Using Sliding Mode Control," **15**(11), pp. 117–126.
- [۱۶] Vallery, H., Van Asseldonk, E. H. F., Buss, M., and Van Der Kooij, H., (2009), "Reference Trajectory Generation for Rehabilitation Robots: Complementary Limb Motion Estimation," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, **17**(1), pp. 23–30.
- [۱۷] Kikuuwe, R., and Fujimoto, H., (2006), "Proxy-Based Sliding Mode Control for Accurate and Safe Position Control," *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, **2006**(May), pp. 25–30.
- [۱۸] Meng, W., Liu, Q., Zhou, Z., Ai, Q., Sheng, B., and Xie, S. S., (2015), "Recent Development of Mechanisms and Control Strategies for Robot-Assisted Lower Limb Rehabilitation," *Mechatronics*, **31**, pp. 132–145.
- [۱۹] Ju, M. S., Lin, C. C. K., Lin, D. H., Hwang, I. S., and Chen, S. M., (2005), "A Rehabilitation Robot with Force-Position Hybrid Fuzzy Controller: Hybrid Fuzzy Control of Rehabilitation Robot," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, **13**(3), pp. 349–358.
- [۲۰] Simon, A. M., Brent Gillespie, R., and Ferris, D. P., (2007), "Symmetry-Based Resistance as a Novel Means of Lower Limb Rehabilitation," *J. Biomech.*, **40**(6), pp. 1286–1292.
- [۲۱] Bernhardt, M., Frey, M., Colombo, G., and Riener, R., (2005), "Hybrid Force-Position Control Yields Cooperative Behaviour of the Rehabilitation Robot LOKOMAT," *Proc. 2005 IEEE 9th Int. Conf. Rehabil. Robot.*, **2005**, pp. 536–539.
- [۲۲] Koopman, B., Van Asseldonk, E. H. F., and Van Der Kooij, H., (2013), "Selective Control of Gait Subtasks in Robotic Gait Training: Foot Clearance Support in Stroke Survivors with a Powered Exoskeleton," *J. Neuroeng. Rehabil.*, **10**(1).
- [۲۳] Duschau-Wicke, A., Von Zitzewitz, J., Caprez, A., Lünenburger, L., and Riener, R., (2010), "Path Control: A Method for Patient-Cooperative Robot-Aided Gait Rehabilitation," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, **18**(1), pp. 38–48.
- [۲۴] Hussain, S., Xie, S. Q., and Liu, G., (2011), "Robot Assisted Treadmill Training: Mechanisms and Training Strategies," *Med. Eng. Phys.*, **33**(5), pp. 527–533.
- [۲۵] Mehdi, H., and Boubaker, O., (2012), "Stiffness and Impedance Control Using Lyapunov Theory for Robot-Aided Rehabilitation," *Int. J. Soc. Robot.*, **4**(SUPPL.1), pp. 107–119.
- [۲۶] Marchal-Crespo, L., and Reinkensmeyer, D. J., (2009), "Review of Control Strategies for Robotic Movement Training after Neurologic Injury," *J. Neuroeng. Rehabil.*, **6**(1).

- [٢٧] Mao, Y. R., Lo, W. L., Lin, Q., Li, L., Xiao, X., Raghavan, P., and Huang, D. F., (2015), "The Effect of Body Weight Support Treadmill Training on Gait Recovery, Proximal Lower Limb Motor Pattern, and Balance in Patients with Subacute Stroke," *Biomed Res. Int.*, 2015.
- [٢٨] Abbasnejad, G., Yoon, J., and Lee, H., (2016), "Optimum Kinematic Design of a Planar Cable-Driven Parallel Robot with Wrench-Closure Gait Trajectory," *Mech. Mach. Theory*, 99, pp. 1–18.
- [٢٩] Tavolieri, C., (2008), "Design of a Cable-Based Parallel Manipulator for Rehabilitation," *PHD Thesis*, (October).
- [٣٠] Ottaviano, E., Ceccarelli, M., and De Ciantis, M., (2007), "A 4-4 Cable-Based Parallel Manipulator for an Application in Hospital Environment," *2007 Mediterr. Conf. Control Autom. MED*, (May 2014).
- [٣١] Homma, K., Fukuda, O., Nagata, Y., and Usuba, M., (2004), "Study of a Wire-Driven Leg Rehabilitation System - Human Subject Experiments Using a 4-DOF Experimental System," *2004 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, 2, pp. 1668–1673.
- [٣٢] Williams, R. L., and Gallina, P., (2003), "Translational Planar Cable-Direct-Driven Robots," *J. Intell. Robot. Syst. Theory Appl.*, 37(1), pp. 69–96.
- [٣٣] Fattah, A., and Agrawal, S. K., (2002), "Workspace and Design Analysis of Cable-Suspended Planar Parallel Robots," *Proc. ASME Des. Eng. Tech. Conf.*, 5 B, pp. 1095–1103.
- [٣٤] Khosravi, M. A., and Taghirad, H. D., (2015), "Dynamic Analysis and Control of Fully-Constrained Cable Robots with Elastic Cables: Variable Stiffness Formulation," *Mech. Mach. Sci.*, 32(4), pp. 161–177.
- [٣٥] Kingdom, U., (2000), "High-Speed Manipulation by Using Parallel Wire-Driven Robots Sadao Kawamura†, Hitoshi Kino†† and Choe Won†††," *Robotica*, 18, pp. 13–21.
- [٣٦] Khalil, W., (2011), "Dynamic Modeling of Robots Using Newton-Euler Formulation," *Lect. Notes Electr. Eng.*, 89 LNEE, pp. 3–20.
- [٣٧] Zi, B., Duan, B. Y., Du, J. L., and Bao, H., (2008), "Dynamic Modeling and Active Control of a Cable-Suspended Parallel Robot," *Mechatronics*, 18(1), pp. 1–12.
- [٣٨] Oh, S. R., and Agrawal, S. K., (2005), "Cable Suspended Planar Robots with Redundant Cables: Controllers with Positive Tensions," *IEEE Trans. Robot.*, 21(3), pp. 457–465.
- [٣٩] Taghirad, H. d., (2013), *Parallel Robots*, Taylor & Francis Group.
- [٤٠] Lynch, K. M., and Park, F. C., (2006), *Modern Robotics - Mechanics, Planning and Control*.
- [٤١] Neville Hogan, (1985), "IEEE Xplore Document - Impedance Control: An Approach to Manipulation," (March).
- [٤٢] Alamdari, A., and Krovi, V., (2016), "Design and Analysis of a Cable-Driven Articulated Rehabilitation System for Gait Training," *J. Mech. Robot.*, 8(5).

- 
- [٤٣] Taherifar, A., Vossoughi, G., and Selk Ghafari, A., (2017), “Optimal Target Impedance Selection of the Robot Interacting with Human,” *Adv. Robot.*, **31**(8), pp. 428–440.
- [٤٤] Kikuuwe, R., Yasukouchi, S., Fujimoto, H., and Yamamoto, M., (2010), “Proxy-Based Sliding Mode Control: A Safer Extension of PID Position Control,” *IEEE Trans. Robot.*, **26**(4), pp. 670–683.
- [٤٥] Kikuuwe, R., (2017), “Some Stability Proofs on Proxy-Based Sliding Mode Control,” pp. 1–23.

## **Abstract:**

Restoring the ability to walk is one of the main goals of all lower extremity rehabilitation exercises. Today, robotic systems have become widely used in the field of rehabilitation because of their precise control of assistive-resistive movements with high repeat ability. Ensuring patient safety in interacting with the robot is one of the necessities of using robotic systems for rehabilitation. Safety includes a variety of robot design and control solutions. In the design phase of the robot's mechanical structure, inherent safety is provided, which is so important. One of the most effective ways to build innate immunity is to lose weight and inertia of the robot. For this reason, the rehabilitation robot designed in this thesis is a cable robot. One of the best rehabilitation strategies for walking practice is treadmill walking using a body weight support system. Therefore, the designed cable robot must remain a pathway for the patient to walk on the treadmill. In passive rehabilitation, where the patient has no movement and doesn't apply any force to the robot, the method of computed torque control is used for position control. Interactive control strategies such as impedance control and proxy sliding modes have been used for active rehabilitation.

**Keywords:** Walking exercises, Rehabilitation cable robot, interaction control



**Shahrood University of  
Technology**

Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering

M.Sc Thesis in Mechatronics Engineering

# Interaction control of rehabilitation robot with safety consideration at Structure

**By:**

Anita Sadat Jahani Javanmardi.

**Supervisor:**

Dr Mahdi Bamdad

January 2020