





دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی مکاترونیک

طراحی و کنترل یاری گر فعال یک ربات پوشیدنی خارجی زانو

نگارنده: مونا سادات اشرفی

استاد راهنما:

دکتر مسعود مهدی زاده رخی

اساتید مشاور:

دکتر مصطفی نظری

دکتر ناصرالدین سپهری

بهمن ۱۳۹۹

شماره: ۲۶/۲۹۹/۱۵۱

تاریخ: ۱۴۰۲/۱/۲۳

باسمه تعالی



مدیریت تحصیلات تکمیلی

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

با نام و یاد خداوند متعال، ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم مونا سادات اشرفی با شماره دانشجویی ۹۶۳۲۸۱۴ رشته مهندسی مکترونیک تحت عنوان طراحی و کنترل یاری گر فعال یک ربات پوشیدنی خارجی زانو که در تاریخ ۱۳۹۹/۱۱/۲۸ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می گردد:

☐ الف) درجه عالی: نمره ۱۹-۲۰	☐ ب) درجه خیلی خوب: نمره ۱۸-۱۸/۹۹
☐ ج) درجه خوب: نمره ۱۶-۱۷/۹۹	☐ د) درجه متوسط: نمره ۱۴-۱۵/۹۹
☐ ه) کمتر از ۱۴ غیر قابل قبول و نیاز به دفاع مجدد دارد	
☒ نوع تحقیق: نظری	☐ عملی

عضو هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- استاد راهنما	دکتر مسعود مهدی زاده رخی	استادیار	
۲- استاد مشاور اول	دکتر مصطفی نظری	استادیار	
۳- استاد مشاور دوم	دکتر ناصرالدین سپهری	استادیار	
۴- نماینده تحصیلات تکمیلی	دکتر هادی پروز	استادیار	
۵- استاد ممتحن اول	دکتر سید مجتبی واردی کولایی	استادیار	
۶- استاد ممتحن دوم	دکتر حبیب احمدی	دانشیار	

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده: دکتر مهدی گردویی

تاریخ و امضاء و مهر دانشکده:



تقدیم به، همسر و خانواده عزیزم

که سایه مهربانیشان سایه سار زندگیم می باشد، آنها که اسوه صبر و تحمل بوده و مشکلات
مسیر را برایم تسهیل نموده اند.

در ابتدای این تحقیق بر خود لازم دانسته تا از زحمات اساتید گرانقدر خود که در این
مسیر دلسوزانه مرایاری نمودند تشکر نمایم.

بدینوسیله از زحمات و تلاش بی دریغ اساتید محترم جناب آقایان دکتر مسعود مهدی
زاده رخی، دکتر مصطفی نظری و دکتر ناصرالدین سپهری که در تهیه این مجموعه با این
جانب همکاری داشته اند، تشکر و مراتب سپاس قلبی خود را اعلام نموده و موفقیت
ایشان را از خداوند متعال خواهم نمود.

تعهد نامه

اینجانب **مونا سادات اشرفی** دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی مکاترونیک دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه طراحی و کنترل یاری گر فعال یک ربات پوشیدنی خارجی زانو تحت راهنمایی دکتر مسعود مهدی زاده رخی متعهد می شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است .
- در استفاده از نتایج پژوهشهای محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است .
- مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است .
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « **Shahrood University of Technology** » به چاپ خواهد رسید .
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه ، در مواردی که از موجود زنده (یا بافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است .
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است .

مونا سادات اشرفی

بهمن ۱۳۹۹

مالکیت نتایج و حق نشر

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

چکیده

ربات‌های یاری‌گر، با کاهش نیروی وارده بر عضلات و مفاصل، در یاری‌رسانی به کاربرانی مورد استفاده قرار می‌گیرند که با ضعف عضلانی و مشکلات مفصلی روبرو هستند. افراد سالخورده و مبتلایان به آرتروز مفاصل از جمله این کاربران می‌باشند. این ربات‌ها با کاهش نیروی وارده بر عضلات می‌توانند به افزایش توان کاربران سالم نیز کمک نمایند. مفصل زانو بیش از هر مفصل دیگری در بدن مستعد آسیب‌دیدن است، بنابراین در این پژوهش به طراحی، تحلیل و کنترل یک ربات اسکلت خارجی تک مفصل زانو جهت کمک به راه‌رفتن پرداخته می‌شود. در ابتدا ربات اسکلت خارجی زانو را مدل‌سازی کرده و سپس با استفاده از معادلات لاگرانژ، معادلات دینامیکی سیستم به دست می‌آید. سپس با استفاده از نرم‌افزار آدامز اعتبارسنجی مدل ریاضی صورت می‌گیرد. با توجه به اینکه ربات در تعامل با انسان می‌باشد باید بیشترین تطابق بین انسان و ربات برقرار شود. بر این مبنا باید کنترلی طراحی شود که علاوه بر یاری‌رسانی، بهترین تعامل با انسان را برقرار کند. برای این منظور از روش کنترل یاری‌گر فازی با پس‌خور خروجی استفاده شده است. نتایج نشان می‌دهد روش پیشنهادی علاوه بر اینکه در تمام فرکانس‌های کاری سیستم رفتاری مناسب دارد، گشتاور موردنیاز سیستم یاری‌شده را در مقایسه با سیستم یاری‌نشده کاهش می‌دهد. در انتها روش کنترلی پیشنهادی بر روی ربات اسکلت خارجی ساخته‌شده پیاده‌سازی شده است.

کلمات کلیدی: ربات یاری‌گر، ربات اسکلت خارجی زانو، الگوریتم کنترلی یاری‌گر، پس‌خور خروجی

فازی، کنترل فازی

فهرست مطالب

ط	فهرست جداول
ی	فهرست اشکال
۱	فصل ۱: مقدمه
۲	۱-۱ مقدمه
۳	۲-۱ مروری بر کارهای انجام شده
۵	۳-۱ الگوریتم‌های کنترلی ربات‌های اسکلت خارجی
۶	۱-۳-۱ الگوریتم‌های کنترلی یاری‌گر
۷	۴-۱ ساختار پایان‌نامه
۹	فصل ۲: مدل‌سازی ربات
۱۰	۱-۲ مقدمه
۱۱	۲-۲ معرفی ربات یاری‌گر SUT-KneeExo
۱۳	۳-۲ مدل‌سازی دینامیکی سیستم انسان-ربات در حرکت نوسان عمودی
۱۸	۱-۳-۲ خطی‌سازی معادلات دینامیکی
۱۹	۴-۲ اعتبارسنجی مدل دینامیکی
۲۳	فصل ۳: کنترل
۲۴	۱-۳ مقدمه
۲۴	۲-۳ معرفی روش OFAC
۲۷	۳-۳ بهینه‌سازی ضرایب کنترلی روش Fuzzy-OFAC
۲۹	۱-۳-۳ طراحی سیستم کنترل فازی بر اساس مدل فازی تاکاگی-سوگینو

۳-۳-۲	مقایسه ادمیتانس انتگرالی در الگوریتم‌های OFAC، IAS و سیستم فازی	۳۰
۳-۳-۳	مقایسه گشتاور الگوریتم Fuzzy OFAC و سیستم غیر کمکی	۳۱
۳-۴	پیاده سازی تجربی	۳۲
۳-۵	کنترل فازی تطبیقی	۳۴
۳-۶	طراحی کنترل کننده فازی تطبیقی غیرمستقیم	۳۶
۳-۷	شبیه سازی و نتایج	۴۷
فصل ۴: نتیجه گیری و پیشنهادات		۵۵
۴-۱	نتیجه گیری	۵۶
۴-۲	پیشنهادهات	۵۷
پیوست الف		۵۷
مراجع		۶۲

فهرست جداول

- جدول ۱-۲. مقادیر پارامترهای سیستم انسان-ربات [۲۳] ۲۱
- جدول ۱-۳. مقادیر پارامترهای مدل دینامیکی سیستم و عملگر [۴۲] ۳۰

فهرست اشکال

شکل ۱-۲. سیکل حرکت VSwing [۲۳].....	۱۱
شکل ۲-۲. ربات اسکلت خارجی یاری گر زانو به همراه عملگر الاستیک سری.....	۱۱
شکل ۳-۲. عملگر الاستیک سری.....	۱۲
شکل ۴-۲. طرح شماتیک ربات و تعامل انسان و ربات اسکلت خارجی.....	۱۳
شکل ۵-۲. نمونه شبیه سازی شده ربات در نرم افزار ADAMS.....	۲۰
شکل ۶-۲. اعتبار سنجی مدل دینامیکی در ۲ مسیر متفاوت.....	۲۲
شکل ۱-۳. ساختار خطی سازی شده یک سیستم دینامیکی با عملگر الاستیک سری.....	۲۴
شکل ۲-۳. بلوک دیاگرام سیستم یاری شده با روش OFAC.....	۲۵
شکل ۳-۳. مقایسه نمودارهای اندازه ادمیتانس انتگرالی با استفاده از ضرایب کنترلی مختلف.....	۲۸
شکل ۴-۳. توابع عضویت ورودی.....	۲۹
شکل ۵-۳. مقایسه الگوریتم یاری گر OFAC، IAS و Fuzzy OFAC؛ (الف) اندازه ادمیتانس انتگرالی، (ب) نسبت یاری گری نقطه ای، (ج) فاز ادمیتانس انتگرالی.....	۳۱
شکل ۶-۳. مقایسه گشتاور مورد نیاز برای حرکت سیستم یاری شده فازی و یاری نشده در یک مسیر مشخص.....	۳۲
شکل ۷-۳. محل قرارگیری الکترودها.....	۳۳
شکل ۸-۳. مقایسه EMG سیستم یاری شده و یاری نشده.....	۳۴
شکل ۹-۳. توابع عضویت متغیرهای حالت (الف) متغیر x_1 و (ب) متغیر x_2	۴۷
شکل ۱۰-۳. نحوه ردگیری سیگنال مرجع متغیر x_2 به ازای سیگنال ورودی سینوسی.....	۴۸
شکل ۱۱-۳. خطای مربوط به ردگیری متغیر x_2	۴۸
شکل ۱۲-۳. سیگنال کنترلی بخش تخمین متغیر x_2	۴۹
شکل ۱۳-۳. نحوه ردگیری سیگنال مرجع متغیر x_2 به ازای سیگنال ورودی مربعی.....	۴۹
شکل ۱۴-۳. خطای مربوط به ردگیری متغیر x_2	۵۰
شکل ۱۵-۳. سیگنال کنترلی بخش تخمین متغیر x_2	۵۰
شکل ۱۶-۳. نحوه ردگیری سیگنال مرجع متغیر x_1 به ازای سیگنال ورودی سینوسی.....	۵۱
شکل ۱۷-۳. خطای مربوط به ردگیری متغیر x_1	۵۱
شکل ۱۸-۳. سیگنال کنترلی بخش تخمین متغیر x_1	۵۲
شکل ۱۹-۳. نحوه ردگیری سیگنال مرجع متغیر x_1 به ازای سیگنال ورودی مربعی.....	۵۳
شکل ۲۰-۳. خطای مربوط به ردگیری متغیر x_1	۵۳
شکل ۲۱-۳. سیگنال کنترلی بخش تخمین متغیر x_1	۵۴

فصل ۱: مقدمه

۱-۱ مقدمه

در زندگی امروزه با توجه به کاهش نرخ تولد و افزایش امید به زندگی، جمعیت سالمندان در دنیا در حال افزایش است. طبق آمارهای موجود، در اتحادیه اروپا نسبت افراد بالای ۶۵ سال به کل جمعیت در سال ۲۰۱۱ برابر با ۱۷/۵ درصد بوده است، در سال ۲۰۱۹ این نسبت برابر با ۲۰/۳ درصد می‌باشد و تخمین زده می‌شود در سال ۲۰۶۰ به ۲۹/۵ درصد برسد [۱]. به‌طور مشابه، در ایالات متحده آمریکا نیز این نسبت در سال ۲۰۱۱ برابر با ۱۳/۳ درصد بوده است، در سال ۲۰۱۷ برابر با ۱۵/۶ درصد می‌باشد و پیش‌بینی می‌شود در سال ۲۰۴۰ به ۲۱ درصد برسد [۲]. ضعف عضلانی و درد مفاصل از شایع‌ترین عوارض افزایش سن می‌باشند که زندگی سالمندان را تحت تأثیر قرار می‌دهد، بنابراین یافتن راهی برای ارائه کمک به سالمندان در زندگی روزمره از اهمیت بالایی برخوردار است. با توجه به پیشرفت علم رباتیک، ربات‌های اسکلت خارجی^۱ و ربات‌های اندام تحتانی یکی از مهم‌ترین گزینه‌هایی هستند که در این امر به کمک انسان‌ها می‌آیند و انجام حرکات مختلف را برای بیماران تسهیل می‌نمایند.

ربات اسکلت خارجی به‌نوعی ربات پوشیدنی خارجی گفته می‌شود که با هدف بهبود عملکرد انسان در امور نظامی و پزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرد. این عبارت برگرفته از علم زیست‌شناسی است و اشاره به پوشش خارجی بدن سخت‌پوستان دارد. این ربات‌ها شامل گروه‌های مختلف بالاتنه، پایین‌تنه و یا پوشش‌دهنده کل بدن می‌باشند و از لحاظ ساختمان ربات به دو گروه تک‌مفصله و چندمفصله تقسیم‌بندی می‌شوند.

مطالعات اولیه در مورد ربات‌های اسکلت خارجی مربوط به اواخر دهه ۱۹۶۰ در ایالات متحده آمریکا و یوگسلاوی سابق می‌باشد [۳]. پس از آن، تحقیقات در این زمینه گسترش یافت و انواع مختلفی از این ربات‌ها با اهداف مختلف از جمله کمک به افراد معلول و ناتوان برای انجام کارها، کمک به افراد سالم برای حمل بارهای سنگین و کمک به سالمندان و بیماران مفصلی طراحی و ساخته شده‌اند. بر همین اساس

^۱ Exoskeleton

یان و همکاران^۲ پس از بررسی جامع روی ربات‌های موجود آن‌ها را به سه دسته اصلی حمل‌بار، توان‌بخشی و یاری‌گر دسته‌بندی کردند [۳].

ربات‌های حمل‌بار در جهت کمک به افراد سالم برای حمل بارهای سنگین در مسافت‌های طولانی مورد استفاده قرار می‌گیرند. از جمله کاربران این ربات‌ها امدادگران و سربازان می‌باشند. ربات‌های دسته دوم یعنی ربات‌های توان‌بخشی، با هدف کمک به افراد معلول و ناتوان برای انجام کارهای تکراری توان‌بخشی و فیزیوتراپی مثل راه‌رفتن، نشستن و برخاستن و ... استفاده می‌شوند. ربات‌های اسکلت خارجی یاری‌گر برای کمک به سالمندان و بیماران مفصلی و افرادی که از ضعف عضلانی رنج می‌برند از طریق فراهم کردن بخشی از نیروهای مورد نیاز مفاصل بکار می‌روند. ربات‌های یاری‌گر به دلیل کاهش بار وارد شده بر مفاصل و عضلات برای افراد سالم نیز مورد استفاده قرار می‌گیرند. بحث ما در این پایان‌نامه مربوط به ربات‌های اسکلت خارجی یاری‌گر می‌باشد.

۱-۲ مروری بر کارهای انجام شده

ربات اسکلت خارجی هاردیمن^۳ اولین نمونه ربات با اندام فعال بود که در شرکت جنرال الکتریک و انستیتو میهاجوپوپین^۴ در بلگراد تولید شد. این ربات یک ربات اسکلت خارجی تمام‌تنه بود که باهدف کمک به راه‌رفتن برای بیمارانی با معلولیت‌های حرکتی طراحی شده بود [۴]. در سال ۲۰۰۰ تحقیقات برای ساخت ربات‌های اسکلت خارجی با اهداف نظامی و با هدف تقویت قدرت و استقامت کاربر گسترش یافت. اولین ربات ساخته شده در این زمینه ربات اسکلت خارجی بلیکس^۵ می‌باشد. این ربات یک ربات اسکلت خارجی پایین‌تنه می‌باشد که به افراد سالم توانایی حمل بارهای سنگین در مسافت‌های طولانی را می‌دهد و موارد مصرف آن برای سربازان، آتش‌نشان‌ها، امدادگران و ...

^۲ Yan et al.

^۳ Hardiman

^۴ Mihajlo Pupin

^۵ Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)

است [۵-۸]. پس از معرفی ربات بلیکس، ربات‌های دیگری برای استفاده در امور نظامی و حمل بار گسترش یافت که از جمله آن‌ها می‌توان ربات‌های ExoHiker ، ExoClimber و Hulc [۹] و همچنین XOS1,2 [۱۰] را نام برد.

از سال ۲۰۱۰، چندین نمونه اسکلت خارجی با هدف کمک به راه رفتن و باز توانی بیماران ارائه شده است. به عنوان نمونه می‌توان به ربات‌های اسکلت خارجی ایندگو^۶ [۱۱] و ریواک^۷ [۱۲-۱۴] اشاره کرد. ربات ریواک یک ربات اسکلت خارجی پایین تنه می‌باشد که در جهت کمک به افراد مبتلا به آسیب نخاعی و معلولین برای انجام فعالیت‌های روزانه مانند بالا و پایین رفتن از پله‌ها، نشستن و برخاستن از روی ویلچر و گام برداشتن مورد استفاده قرار می‌گیرد.

ربات اسکلت خارجی لوپز^۸ در سال ۲۰۰۶ برای کمک به بیماران سکته مغزی در توان بخشی راه رفتن و ارزیابی مهارت‌های حرکتی در دانشگاه توونته ساخته شد. این دستگاه دارای محرک در مفصل ران و زانو است که به خم شدن / کشیدن مفصل ران، جمع کردن / کشش زانو و خم شدن / کشیدن مچ پا کمک می‌کند [۱۵].

ربات اسکلت خارجی هال^۹ با هدف کمک به افراد مبتلا به اختلالات حرکتی و همچنین افزایش قدرت مفاصل افراد سالم، در اشکال مختلف مانند ربات اسکلت خارجی تمام تنه، پایین تنه، تک مفصله برای آرنج و زانو تولید شده است. نمونه پایین تنه این ربات نسخه سوم هال است که برای کمک به گام برداشتن افراد مبتلا به اختلالات حرکتی تولید شده است و نمونه تمام تنه آن نسخه پنجم هال می‌باشد که باهدف افزایش توانایی حمل بار مورد استفاده قرار می‌گیرد [۱۶-۲۰].

یکی دیگر از ربات‌های اسکلت خارجی یاری‌گر، ربات روبونی^{۱۰} می‌باشد که یک ربات اسکلت خارجی پایین تنه تک مفصله است و باعث تقویت عملکرد زانو در هنگام راه رفتن می‌شود [۲۱]. در این ربات برای

⁶ Indego

⁷ REWALK

⁸ LOPES

⁹ Hal

¹⁰ RoboKnee

اولین بار از عملگرهای الاستیک سری^{۱۱} استفاده شده است، بدین صورت که یک فنر بین خروجی عملگر و موتور قرار می گیرد و با اندازه گیری میزان جابجایی فنر می توان نیروی تبادلی شده بین عملگر و بدنه ربات را محاسبه کرد.

یکی دیگر از ربات هایی که نیروی محرکه خود را از طریق یک عملگر الاستیک سری تأمین می کند، ربات اسکلت خارجی FUM-KneeExo می باشد که در دانشگاه فردوسی مشهد ساخته شده است. این ربات از نوع ربات های یاری گر بوده و برای مفصل زانو مورد استفاده قرار می گیرد [۲۲، ۲۳].

ربات EXPOS برای غلبه بر مشکلات افراد مسن و بیماران، پیشنهاد شده است. این ربات به کاربر کمک می کند تا به خوبی راه برود، بنشیند و از جای خود بایستد [۲۴].

ربات SMA یک ربات یاری گر ساخت شرکت هوندا می باشد که با استفاده از موتورهای DC نیروی کمکی لازم برای گام برداشتن کاربر را فراهم می کند. این ربات باعث افزایش سرعت حرکت و طول گام کاربر می شود [۲۵].

۱-۳ الگوریتم های کنترلی ربات های اسکلت خارجی

یکی از مسائل اساسی در ارتباط با ربات ها، الگوریتم کنترلی آنها می باشد. تاکنون الگوریتم های مختلفی برای ربات های گوناگون طراحی شده است.

روش های مبتنی بر کنترل امپدانس از الگوریتم های رایج در کنترل ربات های حمل بار می باشند. هدف از این روش کنترلی تنظیم مقادیر جرم، میرایی و سفتی ظاهری ربات به مقادیر مطلوب می باشد. در دسته دوم ربات های اسکلت خارجی یعنی ربات های بازایی حرکت، روش های گوناگون تعقیب مسیر مطلوب کاربرد دارند. در اینجا ربات یک سری حرکات از پیش تعریف شده مانند سیکل صحیح راه رفتن را تکرار کرده و بیمار نیز این حرکات را انجام می دهد.

¹¹ Series Elastic Actuator (SEA)

الگوریتم‌های کنترلی بکاررفته برای ربات‌های اسکلت خارجی دسته سوم یعنی ربات‌های یاری‌گر که موضوع موردبحث در این پایان‌نامه می‌باشند باید به‌گونه‌ای عمل کنند که در حین انجام حرکات مختلف توسط کاربر، ربات بخشی از نیروی موردنیاز عضلات و مفاصل موردنظر را تامین نموده و در نتیجه از نیروی اعمالی از طرف این عضلات و مفاصل کاسته شود. این روش‌های کنترلی، با نام الگوریتم‌های کنترلی یاری‌گر شناخته می‌شوند. در ادامه بعضی از روش‌های کنترلی ارائه شده برای ربات‌های یاری‌گر معرفی شده‌است.

۱-۳-۱ الگوریتم‌های کنترلی یاری‌گر

تاکنون الگوریتم‌های کنترلی مختلفی برای ربات‌های اسکلت خارجی یاری‌گر ارائه شده است. به عنوان مثال، تأمین نیروی کمکی با توجه به تلاش مفاصل اندازه‌گیری شده توسط حس‌گرهای EMG [۲۶-۲۸]، ایجاد نیروی کمکی توسط حس‌گرهای نیروی واکنش زمین [۲۱]، الگوریتم‌های تخمین نیت کاربر [۲۹-۳۱]، استفاده از مدل دینامیک معکوس سیستم [۳۲]، نوسانگرهای تطبیقی [۳۳-۳۵]، کاهش امپدانس ظاهری اندام کاربر با استفاده از حس‌گرهای EMG، نیرو یا حس‌گرهای اطراف عضلات [۳۶-۴۰] از جمله این الگوریتم‌های کنترلی می‌باشند. اکثر روش‌های ذکرشده دارای معایب و مشکلاتی می‌باشند که کاربرد آن‌ها را محدود کرده است.

ناگاراژان و همکاران برای رفع مشکلات موجود یک الگوریتم‌یاری‌گر به نام شکل‌دهی به ادمیتانس انتگرالی^{۱۲} را ارائه و بر روی ربات SMA پیاده‌سازی کردند که باعث کاهش امپدانس ظاهری سیستم کمکی می‌شود. این الگوریتم علاوه بر سادگی، مستقل از نیت کاربر می‌باشد و همچنین در این روش از حسگرهای نیرو و سیگنال‌های الکترومایوگرام استفاده نشده است. در کنار مزایای ذکر شده این روش

¹² Integral Admittance Shaping (IAS)

مشکلاتی نیز دارد، از مشکلات این روش می‌توان به وابستگی این روش به نرمی محل تماس ربات و بدن کاربر و همچنین استفاده از شتاب سنج اشاره کرد [۴۱، ۴۲].

اکبرزاده و همکاران برای بهبود عملکرد الگوریتم‌های یاری‌گر، یک روش کنترلی جدید به نام کنترل یاری‌گر با پس‌خور خروجی^{۱۳} را ارائه کرده‌اند. این روش امیدانس ظاهری اندام کاربر را با کمترین تعداد حس‌گر و بدون در نظر گرفتن نیت کاربر کاهش می‌دهد، همچنین در مقایسه با الگوریتم IAS ساختار ساده‌تری داشته و متکی بر نرمی المان الاستیک می‌باشد [۲۲، ۲۳].

۴-۱ ساختار پایان‌نامه

در این بخش بطور خلاصه مواردی که در پایان‌نامه ارائه شده است بیان می‌شود:

در ابتدای این تحقیق به مطالعه سابقه موضوع و انواع ربات‌های اسکلت خارجی پرداخته شد. سپس الگوریتم‌های کنترلی آن‌ها معرفی و معایب این الگوریتم‌ها بیان شدند. در فصل دوم مدل‌سازی ربات صورت گرفته و به منظور اطمینان از صحت معادلات، شبیه‌سازی در نرم‌افزار آدامز انجام شده است. در ادامه یک روش کنترلی جدید بر پایه استراتژی کمکی و به منظور بهبود عملکرد سیستم معرفی گردیده - است و شبیه‌سازی‌های لازم انجام شده است و در بخش پایانی به نتیجه‌گیری و پیشنهادات پرداخته شده است.

در این پایان‌نامه از ربات اسکلت خارجی یاری‌گر SUT-KneeExo و روش کنترل یاری‌گر فازی با پس-خور خروجی استفاده شده است. عمل بهینه‌سازی با استفاده از نرم افزار متلب و در بازه‌های فرکانسی کوچک‌تر انجام شد. نتایج نشان می‌دهد روش پیشنهادی علاوه بر اینکه در تمام فرکانس‌های کاری سیستم رفتاری مناسب دارد، گشتاور موردنیاز سیستم یاری‌شده را در مقایسه با سیستم یاری‌نشده کاهش می‌دهد و برای نشان دادن عملکرد مناسب کنترلر طراحی شده در شرایط عملی، از سیگنال

¹³ OFAC

EMG استفاده می‌شود. در انتها به منظور استفاده از ربات در کارهای تکراری توان‌بخشی، روش کنترلی فازی تطبیقی بر روی ربات اسکلت خارجی ساخته‌شده پیاده‌سازی شده است.

فصل ۲: مدل سازی ربات

۲-۱ مقدمه

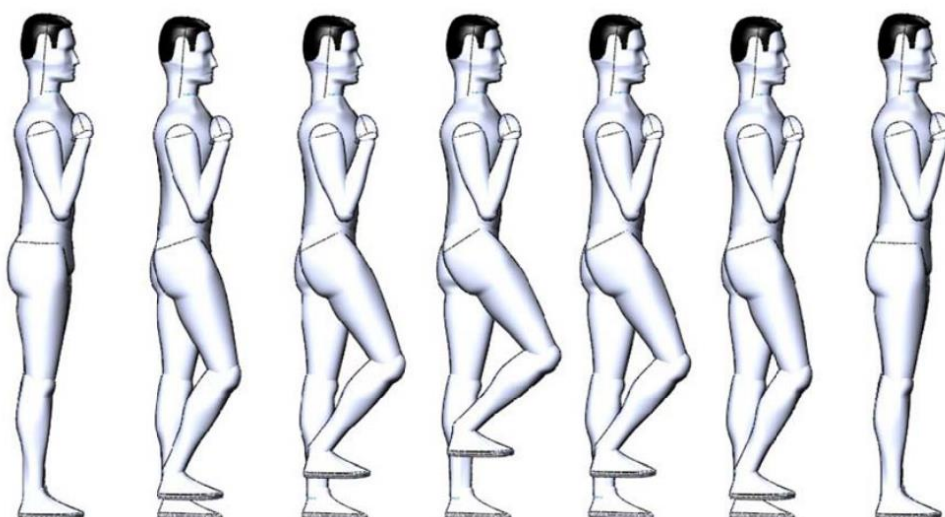
برای تحلیل رفتار سیستم و پیاده‌سازی کنترل‌کننده مناسب بر روی ربات، نیاز به مدل‌سازی و استخراج معادلات دینامیکی آن می‌باشد. روش‌های مختلفی برای مدل‌سازی دینامیکی مانند روش نیوتن-اولر و روش لاگرانژ وجود دارد، که در این پایان‌نامه روابط دینامیکی ربات موردنظر با بهره‌گیری از روش لاگرانژ استخراج شده است.

در حین راه رفتن، ابتدا یک پا از زمین جدا شده و در قسمتی جلوتر از بدن قرار می‌گیرد، و هنگام تماس با زمین وزن بدن به آن منتقل می‌شود و سپس نقش دو پا در این فرآیند با یکدیگر جابجا می‌شود. به این فرآیند چرخه‌ی گام زدن می‌گویند و مدت زمان لازم برای این امر را زمان گام می‌نامند.

راه رفتن انسان را می‌توان یک فرآیند چرخشی متشکل از یک مرحله ایستادن و یک مرحله نوسان در نظر گرفت. معمولاً یک چرخه راه رفتن شامل ۴۰٪ نوسان و ۶۰٪ ایستایش است [۴۳].

برای تبدیل حرکت کاربر به یک حرکت یک درجه آزادی، نوع خاصی از راه رفتن در نظر گرفته شده است که در آن با فرض ثابت بودن بالاتنه، مفصل مچ در راستای مفصل ران حرکت می‌کند (مشابه مکانیزم لنگ و لغزنده). این نحوه حرکت، نوسان عمودی^{۱۴} نامیده می‌شود. شکل (۲-۱) سیکل حرکت نوسان عمودی را نشان می‌دهد [۲۳]. در این پایان‌نامه به مدل‌سازی راه رفتن، در فاز نوسان عمودی پرداخته شده است.

¹⁴ VSwing



شکل ۲-۱. سیکل حرکت VSwing [۲۳]

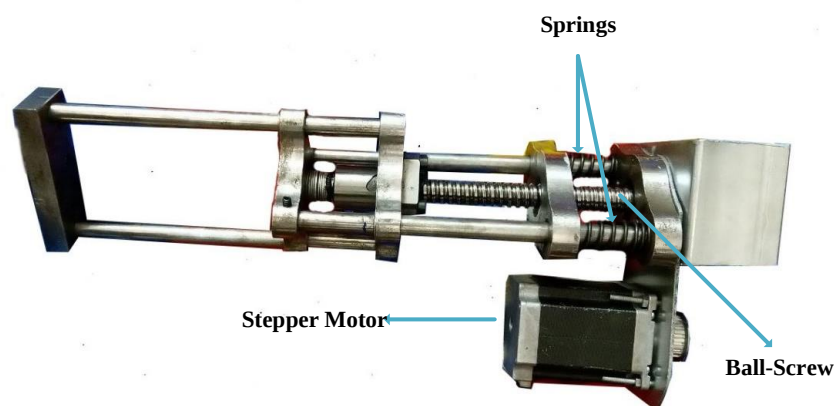
۲-۲ معرفی ربات یاری گر SUT-KneeExo

ربات نشان داده شده در شکل (۲-۲) یک ربات اسکلت خارجی پایین تنه از نوع یاری گر به نام SUT-KneeExo می باشد که برای کمک به حرکات زانو برای اولین بار در آزمایشگاه مکترونیک دانشگاه صنعتی شاهرود طراحی و ساخته شده است.



شکل ۲-۲. ربات اسکلت خارجی یاری گر زانو به همراه عملگر الاستیک سری

ساختار اصلی این ربات از سه لینک مجزا تشکیل شده است که از طریق دو مفصل دورانی به هم متصل می‌شوند. نیروی محرکه این ربات توسط یک عملگر الاستیک سری که در بین لینک‌های مربوط به ران و ساق پا قرار گرفته است تأمین می‌شود. این عملگر گشتاورهای کمکی مفصل زانو را تولید می‌کند. نیروی محرکه این عملگر توسط یک موتور پله‌ای ۲ فاز ساخت شرکت MOONS با گشتاور ۱۳ کیلوگرم و جریان فاز ۳ آمپر تأمین می‌شود. راه‌اندازی این موتور با استفاده از یک برد آردوینو MEGA2560 و درایور انجام می‌شود، درایور استفاده شده در این بخش یک درایور میکرواستپ ۸ آمپر مدل EAC-MVD62 با ولتاژ تغذیه ۲۴ الی ۷۵ ولت DC و یا ۱۸ الی ۵۵ ولت AC می‌باشد. پس از راه‌اندازی موتور، حرکت دورانی توسط تسمه و قرقره به یک بال‌اسکرو منتقل شده و به حرکت خطی تبدیل می‌شود. سپس این حرکت از طریق یک فنر به خروجی منتقل می‌شود. برای اندازه‌گیری تغییر طول فنرها از انکودر خطی استفاده می‌شود. شکل ۲-۳ عملگر الاستیک سری ساخته شده در دانشگاه صنعتی شاهرود را نشان می‌دهد.

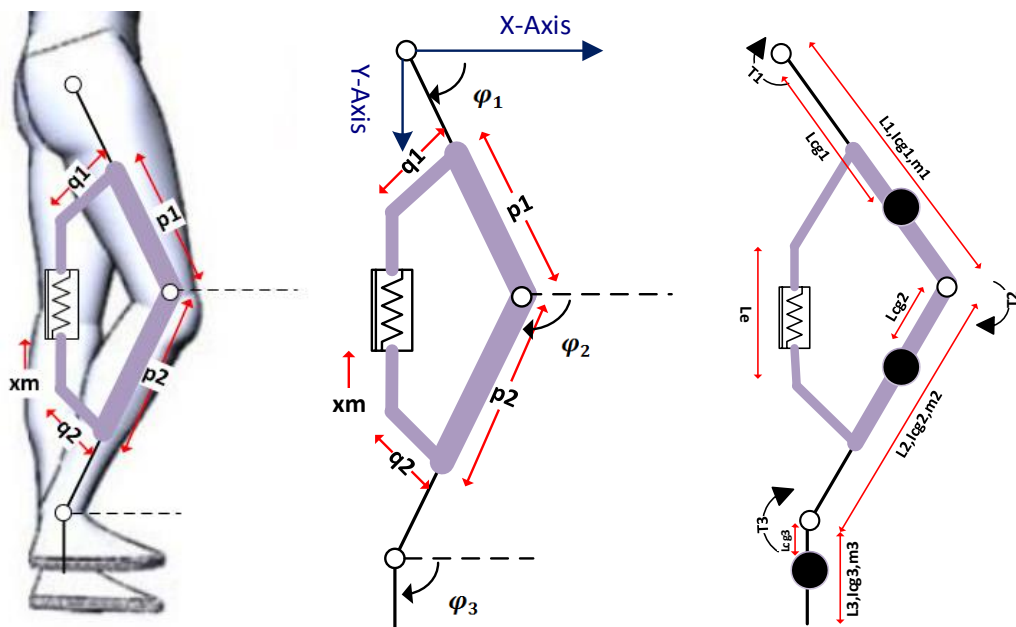


شکل ۲-۳. عملگر الاستیک سری

۳-۲ مدل سازی دینامیکی سیستم انسان-ربات در حرکت نوسان

عمودی

طرح شماتیک ربات و پارامترهای مورد استفاده برای مدل سازی در شکل (۴-۲) نشان داده شده است.



شکل ۴-۲. طرح شماتیک ربات و تعامل انسان و ربات اسکلت خارجی

در ابتدای کار مختصات مرکز جرم لینک‌ها، یعنی x_{cgi} و y_{cgi} با توجه به شکل (۵-۲) و مطابق روابط زیر به دست می‌آیند.

$$\begin{cases} x_{cg1} = L_{cg1} \cos(\varphi_1) \\ y_{cg1} = L_{cg1} \sin(\varphi_1) \end{cases} \quad (۱-۲)$$

$$\begin{cases} x_{cg2} = L_1 \cos(\varphi_1) + L_{cg2} \cos(\varphi_2) \\ y_{cg2} = L_1 \sin(\varphi_1) + L_{cg2} \sin(\varphi_2) \end{cases} \quad (۲-۲)$$

$$\begin{cases} x_{cg3} = L_1 \cos(\varphi_1) + L_2 \cos(\varphi_2) + L_{cg3} \cos(\varphi_3) \\ y_{cg3} = L_1 \sin(\varphi_1) + L_2 \sin(\varphi_2) + L_{cg3} \sin(\varphi_3) \end{cases} \quad (۳-۲)$$

که در آن L_i طول لینک شماره i ، L_{cgi} فاصله مرکز جرم لینک ها از محور دوران و φ_1 ، φ_2 و φ_3 به ترتیب زوایای مربوط به مفصل ران، زانو و مچ پا می باشند. حال سرعت مراکز جرم با مشتق گیری نسبت به زمان از روابط فوق محاسبه می شوند.

$$\begin{cases} \dot{x}_{cg1} = -L_{cg1}\dot{\varphi}_1 \sin(\varphi_1) \\ \dot{y}_{cg1} = L_{cg1}\dot{\varphi}_1 \cos(\varphi_1) \end{cases} \quad (۴-۲)$$

$$\begin{cases} \dot{x}_{cg2} = -L_1\dot{\varphi}_1 \sin(\varphi_1) - L_{cg2}\dot{\varphi}_2 \sin(\varphi_2) \\ \dot{y}_{cg2} = L_1\dot{\varphi}_1 \cos(\varphi_1) + L_{cg2}\dot{\varphi}_2 \cos(\varphi_2) \end{cases} \quad (۵-۲)$$

$$\begin{cases} \dot{x}_{cg3} = -L_1\dot{\varphi}_1 \sin(\varphi_1) - L_2\dot{\varphi}_2 \sin(\varphi_2) - L_{cg3}\dot{\varphi}_3 \sin(\varphi_3) \\ \dot{y}_{cg3} = L_1\dot{\varphi}_1 \cos(\varphi_1) + L_2\dot{\varphi}_2 \cos(\varphi_2) + L_{cg3}\dot{\varphi}_3 \cos(\varphi_3) \end{cases} \quad (۶-۲)$$

با توجه به اینکه در حرکت VSwing کف پای کاربر به صورت افقی نگاه داشته می شود، زاویه φ_3 برابر با ۹۰ درجه بوده در نتیجه مشتقات اول و دوم آن مساوی با صفر می باشند.

$$\dot{\varphi}_3 = \ddot{\varphi}_3 = 0 \quad (۷-۲)$$

با استفاده از روابط به دست آمده، انرژی جنبشی هر لینک بر طبق رابطه (۸-۲) تعیین می شود.

$$\begin{cases} T_i = \frac{1}{2}m_i(\dot{x}_{cgi}^2 + \dot{y}_{cgi}^2) + \frac{1}{2}I_{cgi}\dot{\varphi}_i^2 \\ T_t = \sum_i T_i \end{cases} \quad i = 1,2,3 \quad (۸-۲)$$

که در آن T_i انرژی جنبشی لینک شماره i ، T_t انرژی جنبشی کل سیستم، m_i جرم هر لینک و I_{cgi} ممان اینرسی هر لینک می باشند.

$$T_1 = \frac{1}{2}m_1(\dot{x}_{cg1}^2 + \dot{y}_{cg1}^2) + \frac{1}{2}I_{cg1}\dot{\varphi}_1^2 = \frac{1}{2}m_1L_{cg1}^2\dot{\varphi}_1^2 + \frac{1}{2}I_{cg1}\dot{\varphi}_1^2 \quad (۹-۲)$$

$$T_2 = \frac{1}{2}m_2(\dot{x}_{cg2}^2 + \dot{y}_{cg2}^2) + \frac{1}{2}I_{cg2}\dot{\varphi}_2^2 = \quad (۱۰-۲)$$

$$\frac{1}{2}m_2(L_1^2\dot{\phi}_1^2 + L_{cg2}^2\dot{\phi}_2^2 + 2L_1L_{cg2}\dot{\phi}_1\dot{\phi}_2 \cos(\varphi_2 - \varphi_1)) + \frac{1}{2}I_{cg2}\dot{\phi}_2^2$$

$$T_3 = \frac{1}{2}m_3(\dot{x}_{cg3}^2 + \dot{y}_{cg3}^2) + \frac{1}{2}I_{cg3}\dot{\phi}_3^2 = \quad (۱۱-۲)$$

$$\frac{1}{2}m_3(L_1^2\dot{\phi}_1^2 + L_2^2\dot{\phi}_2^2 + 2L_1L_2\dot{\phi}_1\dot{\phi}_2 \cos(\varphi_2 - \varphi_1))$$

در نتیجه انرژی جنبشی کل سیستم به صورت زیر به دست می آید:

$$T_t = T_1 + T_2 + T_3 \quad (۱۲-۲)$$

$$\begin{aligned} T_t = & \frac{1}{2}m_1L_{cg1}^2\dot{\phi}_1^2 + \frac{1}{2}m_2(L_1^2\dot{\phi}_1^2 + L_{cg2}^2\dot{\phi}_2^2 + 2L_1L_{cg2}\dot{\phi}_1\dot{\phi}_2 \cos(\varphi_2 - \varphi_1)) \\ & + \frac{1}{2}m_3(L_1^2\dot{\phi}_1^2 + L_2^2\dot{\phi}_2^2 + 2L_1L_2\dot{\phi}_1\dot{\phi}_2 \cos(\varphi_2 - \varphi_1)) + \frac{1}{2}I_{cg1}\dot{\phi}_1^2 \\ & + \frac{1}{2}I_{cg2}\dot{\phi}_2^2 \end{aligned}$$

انرژی پتانسیل گرانشی هر لینک، U_{gi} ، به صورت زیر بدست می آید:

$$U_{gi} = -m_i g y_{cgi} \quad i = 1, 2, 3 \quad (۱۳-۲)$$

$$U_{g1} = -m_1 g y_{cg1} = -m_1 g L_{cg1} \sin(\varphi_1) \quad (۱۴-۲)$$

$$U_{g2} = -m_2 g y_{cg2} = -m_2 g (L_1 \sin(\varphi_1) + L_{cg2} \sin(\varphi_2)) \quad (۱۵-۲)$$

$$U_{g3} = -m_3 g y_{cg3} = -m_3 g (L_1 \sin(\varphi_1) + L_2 \sin(\varphi_2) + L_{cg3} \sin(\varphi_3)) \quad (۱۶-۲)$$

مجموع انرژی پتانسیل گرانشی لینکها برابر است با:

$$\sum_i U_{gi} = -m_1 g L_{cg1} \sin(\varphi_1) - m_2 g (L_1 \sin(\varphi_1) + L_{cg2} \sin(\varphi_2)) \\ - m_3 g (L_1 \sin(\varphi_1) + L_2 \sin(\varphi_2) + L_{cg3} \sin(\varphi_3))$$

نیروی خروجی عملگر الاستیک سری را می‌توان بر طبق رابطه (۱۷-۲) محاسبه کرد.

$$F_e = K_s(\Delta L_e - \Delta x_m) + B_s(\Delta \dot{L}_e - \Delta \dot{x}_m) \quad (۱۷-۲)$$

که در آن، ΔL_e تغییر طول عملگر از حالت اولیه‌اش، L_{e0} ، می‌باشد که بر طبق رابطه (۱۸-۲) به دست می‌آید و K_s و B_s به ترتیب بیانگر ضریب فنریت و ضریب میرایی المان الاستیک موجود در عملگر و Δx_m بیانگر جابجایی موتور SEA از حالت اولیه آن است. همچنین با فرض اینکه در حالت تعادل فنرها تغییر شکل نداشته باشند، جابجایی موتور SEA از حالت اولیه‌اش با x_m برابر می‌باشد، یعنی $\Delta x_m = x_m$.

$$\Delta L_e = ((q_1 \sin(\varphi_1) + p_1 \cos(\varphi_1) + p_2 \cos(\varphi_2) - q_2 \sin(\varphi_2))^2 + \\ (-q_1 \cos(\varphi_1) + p_1 \sin(\varphi_1) + p_2 \sin(\varphi_2) + q_2 \cos(\varphi_2))^2)^{1/2} - L_{e0} \quad (۱۸-۲)$$

انرژی پتانسیل ذخیره‌شده در فنر عملگر، U_s بر طبق رابطه (۱۹-۲) به دست می‌آید.

$$U_s = \frac{1}{2} K_s (\Delta L_e - \Delta x_m)^2 = \frac{1}{2} K_s (\Delta L_e - x_m)^2 \quad (۱۹-۲)$$

حال انرژی پتانسیل کل سیستم بر طبق رابطه (۲۰-۲) تعریف می‌شود:

$$U_t = U_s + \sum_i U_{gi} \quad (۲۰-۲)$$

$$U_t = \frac{1}{2} K_s (\Delta L_e - x_m)^2 - m_1 g L_{cg1} \sin(\varphi_1) \\ - m_2 g (L_1 \sin(\varphi_1) + L_{cg2} \sin(\varphi_2)) \\ - m_3 g (L_1 \sin(\varphi_1) + L_2 \sin(\varphi_2) + L_{cg3} \sin(\varphi_3))$$

درنهایت با محاسبه لاگرانژین بر طبق رابطه (۲۱-۲)، معادلات دینامیکی سیستم موردنظر به دست می‌آیند.

$$L_t = T_t - U_t \quad (۲۱-۲)$$

$$\begin{aligned}
L_t = & \frac{1}{2}m_1L_{cg1}^2\dot{\varphi}_1^2 + \frac{1}{2}m_2(L_1^2\dot{\varphi}_1^2 + L_{cg2}^2\dot{\varphi}_2^2 + 2L_1L_{cg2}\dot{\varphi}_1\dot{\varphi}_2\cos(\varphi_2 - \varphi_1)) \\
& + \frac{1}{2}m_3(L_1^2\dot{\varphi}_1^2 + L_2^2\dot{\varphi}_2^2 + 2L_1L_2\dot{\varphi}_1\dot{\varphi}_2\cos(\varphi_2 - \varphi_1)) + \frac{1}{2}I_{cg1}\dot{\varphi}_1^2 \\
& + \frac{1}{2}I_{cg2}\dot{\varphi}_2^2 - \frac{1}{2}K_s(\Delta L_e - x_m)^2 + m_1gL_{cg1}\sin(\varphi_1) \\
& + m_2g(L_1\sin(\varphi_1) + L_{cg2}\sin(\varphi_2)) \\
& + m_3g(L_1\sin(\varphi_1) + L_2\sin(\varphi_2) + L_{cg3}\sin(\varphi_3))
\end{aligned}$$

با توجه به اینکه متغیر x_m به عنوان ورودی کنترلی به سیستم در نظر گرفته می شود، متغیرهای حالت شامل سه متغیر زاویه ای φ_1 ، φ_2 و φ_3 می باشند.

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L_t}{\partial \dot{q}_i}\right) + \frac{\partial L_t}{\partial q_i} = Q_i \quad i = 1, 2, 3 \quad (22-2)$$

در رابطه فوق، Q بردار نیروهای تعمیم یافته و q بردار متغیرهای تعمیم یافته می باشند.

$$Q = \{Q_1, Q_2, Q_3\}^T$$

$$q = \{q_1, q_2, q_3\}^T = \{\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3\}^T$$

برای به دست آوردن نیروهای تعمیم یافته، احتیاج به محاسبه کار مجازی کل نیروهای خارجی وارد بر سیستم، δW_t و سپس مشتق جزئی آن نسبت به مختصه های تعمیم یافته، مطابق با روابط زیر می باشد.

$$\begin{aligned}
\delta W_t = & \tau_1\delta\varphi_1 + \tau_2(\delta\varphi_2 - \delta\varphi_1) + \tau_3(\delta\varphi_3 - \delta\varphi_2) - B_1\dot{\varphi}_1\delta\varphi_1 \\
& - B_2(\dot{\varphi}_2 - \dot{\varphi}_1)(\delta\varphi_2 - \delta\varphi_1) - B_3(\dot{\varphi}_3 - \dot{\varphi}_2)(\delta\varphi_3 - \delta\varphi_2) \\
& - B_s(\Delta\dot{L}_e - \dot{x}_m)\delta\Delta L_e
\end{aligned} \quad (23-2)$$

$$Q_i = \frac{\partial W_t}{\partial \delta q_i} \quad i = 1, 2, 3 \quad (24-2)$$

با استفاده از رابطه زیر معادلات دینامیک سیستم استخراج می شود که از بین معادلات دینامیکی به دست آمده، فقط معادله دوم که مربوط به مفصل زانو هست در نظر گرفته می شود.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L_t}{\partial \dot{\varphi}_2} \right) + \frac{\partial L_t}{\partial \varphi_2} = Q_2 \quad (25-2)$$

$$Q_2 = \frac{\partial W_t}{\partial \delta \varphi_2}$$

همچنین در حرکت ذکر شده، مفصل مچ پا در راستای مفصل ران و بالاتنه قرار می‌گیرد و φ_1 و φ_2 به صورت زیر به هم مرتبط می‌شوند.

$$\begin{cases} \varphi_1 = \cos^{-1} \left(-\frac{L_2 \cos(\varphi_2)}{L_1} \right) \\ R = -\frac{L_2}{L_1} \end{cases} \Rightarrow \varphi_1 = \cos^{-1}(R \cos(\varphi_2)) \quad (26-2)$$

و با مشتق‌گیری داریم:

$$\dot{\varphi}_1 = \frac{R \sin(\varphi_2)}{\sin(\varphi_1)} \dot{\varphi}_2 \quad (27-2)$$

$$\ddot{\varphi}_1 = \frac{R \ddot{\varphi}_2 \sin(\varphi_2) + R \dot{\varphi}_2^2 \cos(\varphi_2) - \dot{\varphi}_1^2 \cos(\varphi_1)}{\sin(\varphi_1)} \quad (28-2)$$

در نهایت با توجه به فرضیات مطرح شده و با استفاده از معادله لاگرانژ، معادله حرکت مفصل زانو در حین حرکت VSwing از رابطه (29-2) به دست می‌آید.

$$\tau_2 = \gamma_2 \ddot{\varphi}_2 + \psi_2(\varphi_2, \dot{\varphi}_2, \varphi_2, \dot{x}_m) + \lambda_2(\varphi_2, \dot{x}_m) \quad (29-2)$$

روابط مربوط به توابع γ_2 ، ψ_2 و λ_2 در پیوست الف آمده است.

۲-۳-۱ خطی‌سازی معادلات دینامیکی

اگر حالت ایستاده قائم را به عنوان حالت تعادل در نظر بگیریم، پارامترهای مدل دینامیکی سیستم انسان-ربات را می‌توان به صورت زیر تخمین زد [۲۳].

$$\begin{cases} \varphi_2 = \frac{\pi}{2} + \tilde{\varphi}_2 \\ \sin(\varphi_2) = \cos(\tilde{\varphi}_2) \approx 1 \\ \tilde{\varphi}_1 = R\tilde{\varphi}_2 \\ \varphi_h = \varphi_2 - \varphi_1 = \tilde{\varphi}_2 - \tilde{\varphi}_1 \approx \frac{(L_1 + L_2)}{L_1} \tilde{\varphi}_2 \\ L_{e0} = ((p_1 + p_2)^2 + (q_1 - q_2)^2)^{1/2} \\ x_e = \widetilde{\Delta L}_a = -\frac{1}{L_{e0}}(p_1 q_2 + p_2 q_1) \varphi_h = \rho \varphi_h \end{cases} \quad (30-2)$$

بنابراین مدل خطی شده سیستم انسان-ربات به صورت زیر بدست می آید:

$$\gamma_h^u \ddot{\varphi}_h + (\psi_h^u + \rho^2 B_s) \dot{\varphi}_h + (\lambda_h^u + \rho^2 K_s) \varphi_h - \rho B_s \dot{x}_m - \rho K_s x_m = \tau_2 = \tau_h \quad (31-2)$$

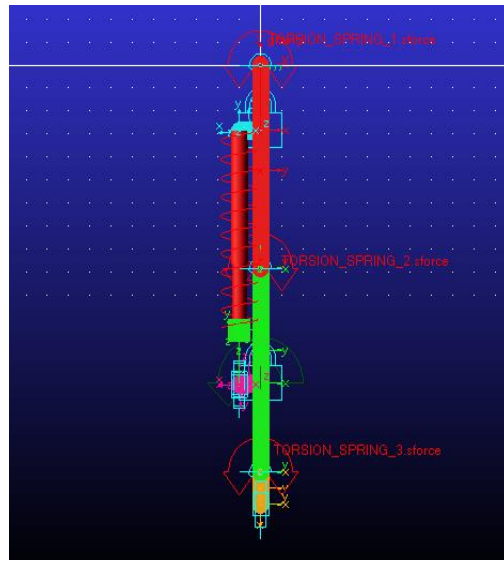
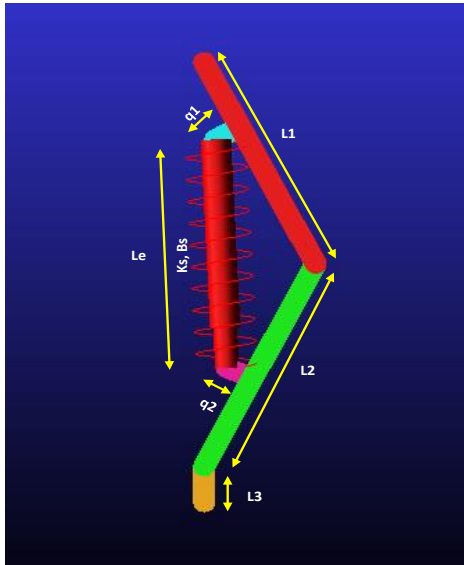
که در آن،

$$\begin{cases} \gamma_h^u = \frac{(I_{cg2} + m_2 L_{cg2}^2 - m_2 L_2 L_{cg2}) L_1}{(L_1 + L_2)} \\ \psi_h^u = B_2 \\ \lambda_h^u = \frac{(m_2 L_{cg2} + m_3 L_2) g L_1}{(L_1 + L_2)} \\ \rho = -\frac{1}{L_{e0}}(p_1 q_2 + p_2 q_1) \end{cases} \quad (32-2)$$

۲-۴ اعتبارسنجی مدل دینامیکی

برای صحت سنجی مدل دینامیکی به دست آمده، مدل ربات با استفاده از نرم افزار آدامز^{۱۵} مطابق با شکل ۲-۵ شبیه سازی شده است. پارامترهای بدن انسان بر اساس پارامترهای متوسط گزارش شده برای یک مرد بالغ با قد ۱۸۰ سانتی متر و وزن ۱۰۰ کیلوگرم تعیین شده اند [۴۴، ۴۵] و پارامترهای مربوط به ربات بر طبق [۲۳] در نظر گرفته شده است.

¹⁵ ADAMS



شکل ۲-۵. نمونه شبیه‌سازی شده ربات در نرم‌افزار ADAMS

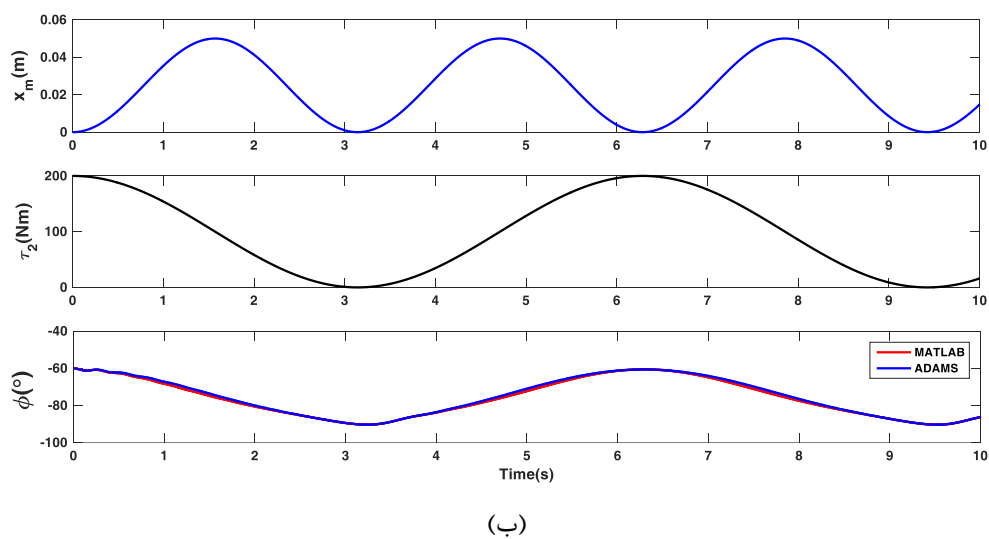
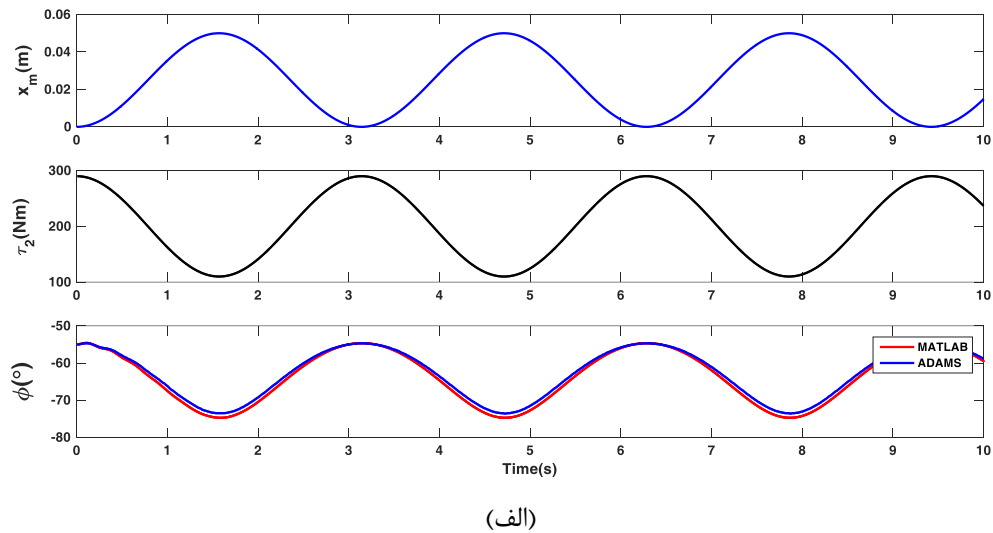
پارامترهای سیستم در جدول ۲-۱ ارائه شده اند.

جدول ۱-۲. مقادیر پارامترهای سیستم انسان-ربات [۲۳]

ران و مفصل ران			ساق پا و مفصل زانو			کف پا و مفصل مچ			عملگر الاستیک		
نام پارامتر	واحد	مقدار	نام پارامتر	واحد	مقدار	نام پارامتر	واحد	مقدار	نام پارامتر	واحد	مقدار
I_{cg1}^h	kgm^2	0.503	I_{cg2}^h	kgm^2	0.383	I_{cg3}^h	kgm^2	0.025	K_s	$\frac{N}{m}$	8600
I_{cg1}^e	kgm^2	0.023	I_{cg2}^e	kgm^2	0.013	I_{cg3}^e	kgm^2	0.025	B_s	$\frac{Nms}{rad}$	2.56
I_{cg1}	kgm^2	0.547	I_{cg2}	kgm^2	0.399	B_3^h	$\frac{Nms}{rad}$	0.3			
B_1^h	$\frac{Nms}{rad}$	3.75	B_2^h	$\frac{Nms}{rad}$	1.05	B_3	$\frac{Nms}{rad}$	0.3			
B_1	$\frac{Nms}{rad}$	3.75	B_2^e	$\frac{Nms}{rad}$	0.5	M_3^h	kg	1.45			
M_1^h	kg	2.4	B_2	$\frac{Nms}{rad}$	1.55	M_3	kg	1.45			
M_1^e	kg	10.1	M_2^h	kg	4.7	L_3	m	0.07			
M_1	kg	12.5	M_2^e	kg	1.95	L_{cg3}^h	m	0.03			
L_1	m	0.441	M_2	kg	6.65	L_{cg3}	m	0.03			
a_1^e	m	0.3	L_2	m	0.443						
b_1^e	m	0.05	a_2^e	m	0.25						
L_{cg1}^h	m	0.191	b_2^e	m	0.05						
L_{cg1}^e	m	0.294	L_{cg2}^h	m	0.192						
L_{cg1}	m	0.212	L_{cg2}^e	m	0.144						
			L_{cg2}	m	0.178						

با در نظر گرفتن معادله غیرخطی و مقادیر عددی پارامترهای سینماتیکی و دینامیکی مدل مورد نظر، مدل از طریق شبیه‌سازی در نرم‌افزار آدامز صحت سنجی شده است. بدین منظور دو مسیر متفاوت برای گشتاور و x_m به سیستم اعمال شده است، سپس زاویه موردنظر با استفاده از مدل آدامز و مدل تحلیلی

به دست آمده و با هم مقایسه شده‌اند. همان‌طور که در شکل ۶-۲ مشاهده می‌شود انطباق خوبی بین نتایج به دست آمده از مدل تحلیلی و مدل آدامز برقرار است که نشان‌دهنده صحت مدل دینامیکی موجود است.



شکل ۶-۲. اعتبار سنجی مدل دینامیکی در ۲ مسیر متفاوت
(الف) مسیر اول، (ب) مسیر دوم

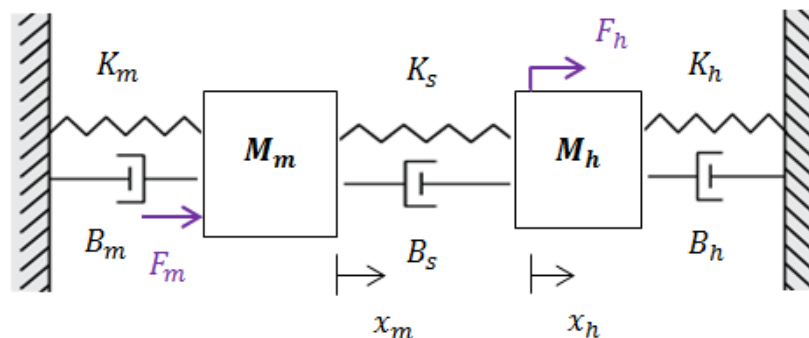
فصل ۳: کنٹرل

۳-۱ مقدمه

الگوریتم‌های کنترلی مطرح شده در رابطه با ربات‌های اسکلت خارجی یاری‌گر در فصل اول معرفی شدند. این الگوریتم‌ها دارای معایب و مشکلاتی می‌باشند که عملکرد آنها را محدود کرده است. از جمله این مشکلات نیاز به تشخیص نیت کاربر، پیچیدگی این روش‌ها و وجود حس‌گرهای اضافی مانند شتاب سنج، EMG و نیرو می‌باشد که باعث نویز پذیری و ناپایداری در برابر ضربه می‌شوند. روش کنترل یاری‌گر با پس‌خور خروجی که توسط اکبر زاده و همکارانش ارائه شده است، بدون در نظر گرفتن نیت کاربر سبب کاهش امپدانس ظاهری اندام کاربر با ساختاری ساده و حداقل حس‌گرهای مورد نیاز می‌شود [۲۲، ۲۳]. در ابتدای این فصل به توضیح این روش پرداخته شده است.

۳-۲ معرفی روش OFAC

در روش OFAC [۲۲، ۲۳]، سیستم یک درجه آزادی به صورت یک مجموعه جرم، فنر و میراگر مدل‌سازی می‌شود و هنگامی که عملگر الاستیک سری به سیستم متصل شود، ساختار کلی را می‌توان مطابق شکل ۳-۱ به صورت دو سیستم مکانیکی مجزا که از طریق المان الاستیک به هم متصل شده‌اند در نظر گرفت.



شکل ۳-۱. ساختار خطی سازی شده یک سیستم دینامیکی با عملگر الاستیک سری

ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری نشده از رابطه (۱-۳) به دست می‌آید.

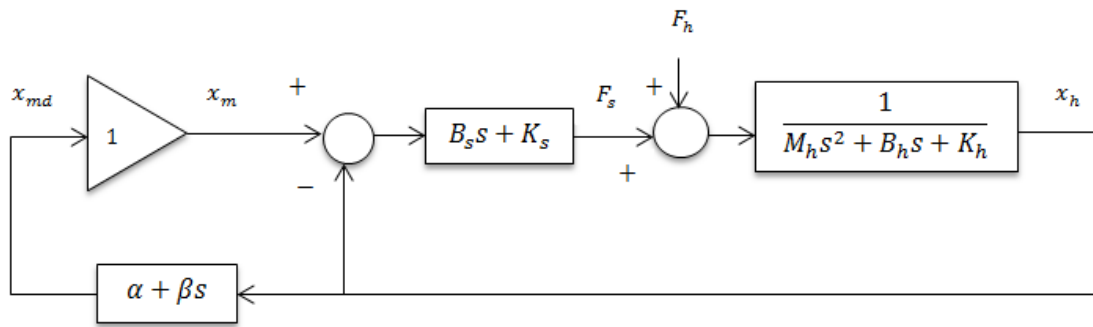
$$\hat{Y}_h^u(s) = \frac{x_h}{F_h} = \frac{1}{M_h s^2 + B_h s + K_h} \quad (۱-۳)$$

که در آن M_h اینرسی، B_h میرایی و K_h فنریت پای کاربر بوده و همچنین F_h نیروی خارجی وارد بر سیستم می‌باشد.

هدف این الگوریتم افزایش ادمیتانس ظاهری سیستم می‌باشد که بیانگر ارتباط بین جابجایی و نیرو است. قانون کنترل OFAC، موتور عملگر الاستیک را در یک موقعیت مطلوب مانند رابطه (۲-۳) تنظیم می‌کند.

$$x_{md} = \alpha x_h + \beta \dot{x}_h \quad (۲-۳)$$

شکل ۲-۳ دیاگرام بلوکی سیستم یاری شده حلقه بسته را نشان می‌دهد.



شکل ۲-۳. بلوک دیاگرام سیستم یاری شده با روش OFAC

ادمیتانس انتگرالی سیستم حلقه بسته از رابطه (۳-۳) به دست می‌آید.

$$\hat{Y}_h^a(s) = \frac{x_h}{F_h^a} = \frac{1}{M_h^a s^2 + B_h^a s + K_h^a} \quad (۳-۳)$$

$$\begin{cases} M_h^a = M_h - \beta B_s \\ B_h^a = B_h - \beta K_s - (\alpha - 1) B_s \\ K_h^a = K_h - K_s (\alpha - 1) \end{cases}$$

ضرایب کنترلی α و β از حل مسئله بهینه‌سازی مقید زیر به دست می‌آیند.

$$\underset{\alpha, \beta}{\text{minimize}} \quad \frac{1}{\mathcal{A}(\omega_f)} \quad (۴-۳)$$

$$\begin{cases} \mathcal{PA}(\omega) \geq 0 & \forall \omega \in [0 \ \omega_f] \\ \left| \frac{\angle |\hat{Y}_h^a(j\omega)| - \angle |\hat{Y}_h^u(j\omega)|}{\angle |\hat{Y}_h^u(j\omega)|} \right| \leq \delta & \forall \omega \in [0 \ \omega_f] \\ \alpha \leq 1 + \frac{K_h}{K_s} \\ \beta \leq \min \left\{ \frac{B_h - B_s(\alpha - 1)}{K_s}, \frac{M_h}{B_s} \right\} \end{cases}$$

که $\mathcal{A}(\omega_f)$ نسبت یاری‌گری سیستم^{۱۶} می‌باشد که مطابق رابطه (۵-۳) به دست می‌آید و میانگین افزایش نسبی بهره ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری شده را در مقایسه با سیستم یاری نشده نشان می‌دهد.

$$\mathcal{A}(\omega_f) = \frac{1}{\omega_f} \int_0^{\omega_f} \frac{|\hat{Y}_h^a(j\omega)| - |\hat{Y}_h^u(j\omega)|}{|\hat{Y}_h(j\omega)|} d\omega \quad (۵-۳)$$

قید اول بیانگر این است که یاری‌رسانی در تمام نقاط بازه فرکانسی موجود انجام می‌شود که در آن $\mathcal{PA}(\omega)$ ضریب یاری‌رسانی نقطه‌ای است و توسط رابطه زیر تعریف می‌شود. برای برقراری این امر ضریب یاری‌رسانی نقطه‌ای باید مثبت باشد.

$$\mathcal{PA}(\omega) = \frac{|\hat{Y}_h^a(j\omega)| - |\hat{Y}_h^u(j\omega)|}{|\hat{Y}_h^u(j\omega)|} \quad (۶-۳)$$

قید دوم مربوط به راحتی کاربر می‌باشد، در این رابطه δ بیانگر بیشترین اختلاف فاز نسبی سیستم یاری شده و یاری نشده است.

قیود سوم و چهارم بیانگر پایداری سیستم یاری شده می‌باشند که با در نظر گرفتن ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری شده و معیار پایداری روث-هورویتز تعیین شده‌اند. برای سیستم‌هایی که در تماس با محیط خارجی قرار می‌گیرند پایداری کوپل سیستم نیز باید مورد بررسی قرار گیرد. اگر یک سیستم یک درجه آزادی در تماس با محیطی با بدترین شرایط یعنی محیطی که هیچ‌گونه میرایی ندارد و از یک جرم تنها یا یک فنر تنها تشکیل شده است قرار بگیرد، جرم یا سفتی سیستم افزایش می‌یابد. با توجه به معادلات

¹⁶ Assistance Ratio

بالا، افزایش جرم یا سفتی سیستم باعث افزایش حد بالای محدوده مجاز انتخاب پارامترهای کنترلی می-شود. بنابراین قیود سوم و چهارم شرایط لازم و کافی برای پایداری کوپل سیستم یاری شده را ارائه می-دهند.

۳-۳ بهینه‌سازی ضرایب کنترلی روش Fuzzy-OFAC

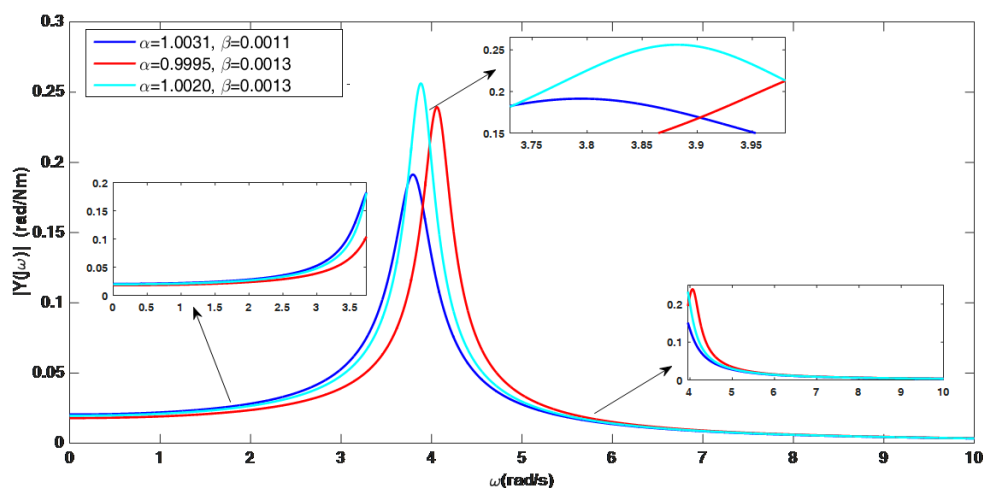
هدف این بخش دستیابی به بیشترین میزان یاری‌رسانی سیستم با استفاده از قوانین فازی و با توجه به تابع هزینه موردنظر می‌باشد. در این قسمت بازه‌های فرکانسی بهینه‌سازی به قسمت‌های کوچک‌تر تقسیم شده‌اند و عمل بهینه‌سازی در نرم افزار متلب با استفاده از دستور fmincon و با حدس‌های اولیه مناسب در بازه‌های مختلف فرکانسی انجام شده است. در واقع به جای اینکه در کل بازه بهینه‌سازی اجرا شود، در بازه‌های کوچک‌تر و چندین بار این عمل انجام‌شده است. در نتیجه ضرایب کنترلی بهینه متعددی برای بازه‌های مختلف فرکانسی به دست آمد. سپس ضرایب α و β به دست آمده از این بهینه‌سازی با استفاده از قوانین فازی به سیستم اعمال شد.

در [۲۳، ۲۲] بهینه‌سازی در بازه فرکانسی ۰ تا ۱۰ انجام‌شده بود و مشاهده شد که بیشترین ضریب یاری‌گری و در نتیجه بیشترین میزان یاری‌رسانی در نزدیکی فرکانس طبیعی بدن یعنی $\omega = 3.98 \text{ (rad/s)}$ رخ می‌دهد، ولی در اینجا هدف حداکثر کردن ضریب یاری‌گری برای تمام بازه‌های فرکانسی است و نه تنها در فرکانس طبیعی بدن، بنابراین بازه فرکانسی ۰ تا ۱۰ به ۳ قسمت تقسیم شد و در هر بازه ماکزیمم ضریب یاری‌گری و ضرایب کنترلی بهینه مرتبط با آن بدست آمد. ابتدا در هر بازه فرکانسی مشخص‌شده عمل بهینه‌سازی اجرا شد و پس از حل مسئله بهینه‌سازی مقید، ضرایب α و β و ضرایب یاری‌گری متفاوتی به دست آمدند.

در نهایت با استفاده از این ضرایب کنترلی و در محدوده فرکانسی موردنظر، سه نمودار ادمیتانس انتگرالی

ترسیم می شوند. نمودار آبی رنگ مربوط به ضرایب کنترلی $\alpha = 1.0031$ و $\beta = 0.0011$ ، نمودار فیروزه‌ای مربوط به ضرایب $\alpha = 1.0020$ و $\beta = 0.0013$ و نمودار قرمز رنگ مربوط به ضرایب $\alpha = 0.9995$ و $\beta = 0.0013$ می‌باشند.

همان‌طور که در شکل ۳-۳ مشاهده می‌شود سه نمودار در بازه‌های مختلف فرکانسی باهم اختلاف دارند. مثلاً در بازه فرکانسی ۰ تا $3/73$ نمودار آبی رنگ نسبت به دو نمودار دیگر مقدار بیشتری دارد، در بازه فرکانسی بین $3/73$ تا $3/98$ نمودار فیروزه‌ای و در بازه $3/98$ تا ۱۰ نمودار قرمز رنگ بیشترین مقدار را به خود اختصاص می‌دهند.

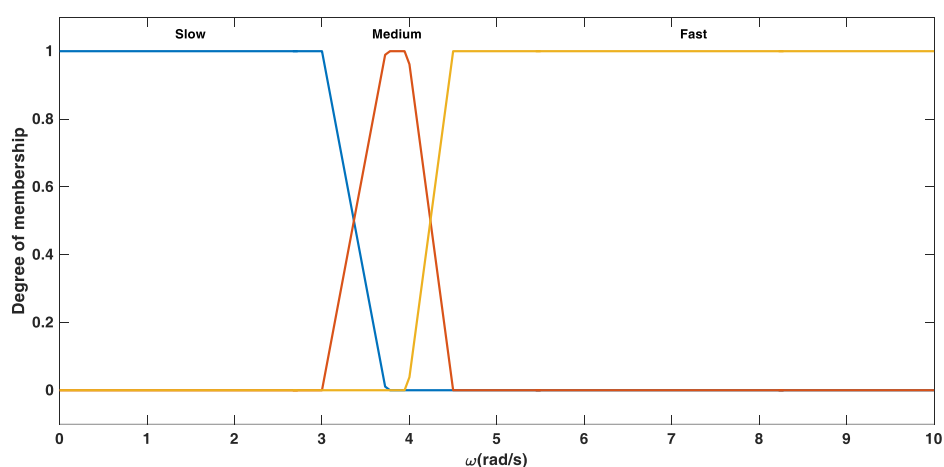


شکل ۳-۳. مقایسه نمودارهای اندازه ادمیتانس انتگرالی با استفاده از ضرایب کنترلی مختلف

هدف ما دستیابی به بیشترین میزان ادمیتانس انتگرالی در تمام بازه‌های فرکانسی می‌باشد، ولی بر طبق شبیه‌سازی‌های انجام‌شده ضرایب کنترلی برای بیشینه شدن نمودار ادمیتانس انتگرالی در هر بازه فرکانسی متفاوت است، بنابراین برای دستیابی به این امر با کمک گرفتن از سیستم‌های فازی سوگینو و در نظر گرفتن ضرایب کنترلی گوناگون برای بازه فرکانسی‌های مختلف به نموداری دست پیدا می‌کنیم که شامل بیشینه سه نمودار بالا است.

۳-۳-۱ طراحی سیستم کنترل فازی بر اساس مدل فازی تاکاگی سوگینو

ابتدا یک سیستم فازی سوگینو طراحی می‌شود، این سیستم شامل یک ورودی و دو خروجی α و β است که توابع عضویت خروجی شامل عددهای ثابت می‌باشند. برای تعیین توابع عضویت ورودی همان‌طور که در شکل ۳-۴ مشاهده می‌شود، سه نمودار با عناوین کند، معمولی و تند طبق بازه بندی مشخص شده در قسمت قبل در نظر می‌گیریم.



شکل ۳-۴. توابع عضویت ورودی

حال با توجه به توابع عضویت مشخص شده ورودی و خروجی، قوانین فازی حاکم بر سیستم را تعیین می‌کنیم.

جدول قوانین مطابق زیر تعیین می‌شود.

اگر ω عضو تابع Slow بود آنگاه $\beta = 0.0011$ و $\alpha = 1.0031$

اگر ω عضو تابع Medium بود آنگاه $\beta = 0.0013$ و $\alpha = 1.0020$

اگر ω عضو تابع Fast بود آنگاه $\beta = 0.0013$ و $\alpha = 0.9995$

۳-۲-۳ مقایسه ادمیتانس انتگرالی در الگوریتم‌های IAS، OFAC و

سیستم فازی

در این قسمت به مقایسه اندازه و فاز ادمیتانس انتگرالی سیستم و نمودار نسبت یاری‌گری نقطه‌ای توسط روش‌های OFAC، IAS و Fuzzy OFAC پرداخته می‌شود. مقادیر عددی پارامترها بر طبق جدول ۳-۱ و بر اساس مقادیر ارائه شده در [۴۲] انتخاب می‌شوند. ضرایب کنترلی بهینه الگوریتم OFAC برابر با $\alpha = 1.0015$ و $\beta = 0.0012$ می‌باشند و ضرایب کنترلی بهینه سیستم فازی طبق قوانین فازی موجود تعیین می‌گردند.

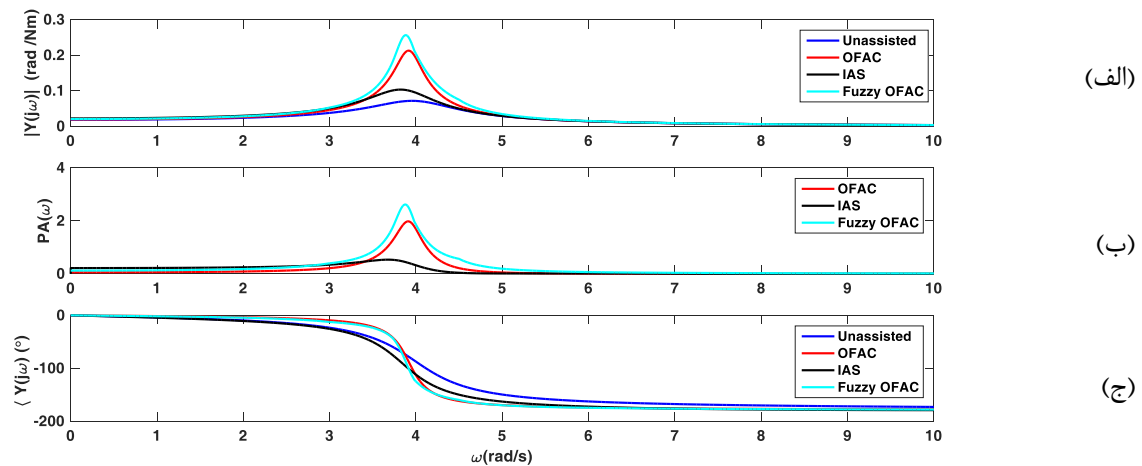
جدول ۳-۱. مقادیر پارامترهای مدل دینامیکی سیستم و عملگر [۴۲]

انسان			ربات اسکلت خارجی			عملگر الاستیک		
نام پارامتر	واحد	مقدار	نام پارامتر	واحد	مقدار	نام پارامتر	واحد	مقدار
I_h	kgm^2	3.38	I_e	kgm^2	0.012	K_s	$\frac{Nm}{rad}$	1905
B_h	$\frac{Nms}{rad}$	3.5	B_e	$\frac{Nms}{rad}$	0.345	B_s	$\frac{Nms}{rad}$	9.47
K_h	$\frac{Nm}{rad}$	54.7	K_e	$\frac{Nm}{rad}$	0.339			

نتایج شبیه‌سازی در شکل ۳-۵ ارائه شده اند. نمودارهای به‌دست‌آمده در شکل زیر، برتری الگوریتم Fuzzy OFAC را در مقایسه با سایر روش‌ها به‌خوبی نشان می‌دهند. با توجه به نمودارهای ادمیتانس انتگرالی مشاهده می‌شود که روش OFAC در مقایسه با روش IAS میزان ادمیتانس انتگرالی بیشتری را ارائه می‌دهد و همچنین روش فازی نسبت به OFAC ادمیتانس انتگرالی بالاتری را دارا می‌باشد. علاوه بر این در روش IAS یاری‌رسانی در فرکانس‌های پایین‌تر کمی بیشتر است و در روش OFAC در فرکانس‌های بالاتر یاری‌رسانی بیشتر می‌باشد و در روش Fuzzy OFAC در تمام بازه‌های فرکانسی نسبت به دو روش دیگر یاری‌رسانی بیشتری ارائه می‌دهد. همچنین روش فازی در نزدیکی فرکانس طبیعی بدن کارایی بهتری دارد و با توجه به شکل ۳-۵ ج الگوریتم فازی در نزدیکی این فرکانس از نظر

اختلاف فاز کارایی بسیار مطلوب‌تری نسبت به روش‌های دیگر دارد و با ایجاد کمترین اختلاف فاز در نزدیک فرکانس طبیعی بدن، بیشترین میزان یاری‌رسانی را فراهم می‌کند.

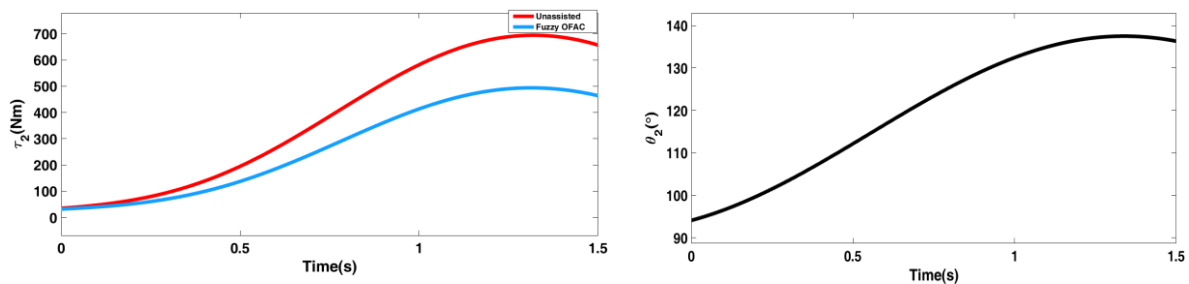
بنابراین مشاهده می‌شود که سیستم فازی با ایجاد کمترین اختلاف فاز نسبت به سیستم OFAC، بیشترین میزان ادمیتانس انتگرالی و ضریب یاری‌گری نقطه‌ای را دارا می‌باشد.



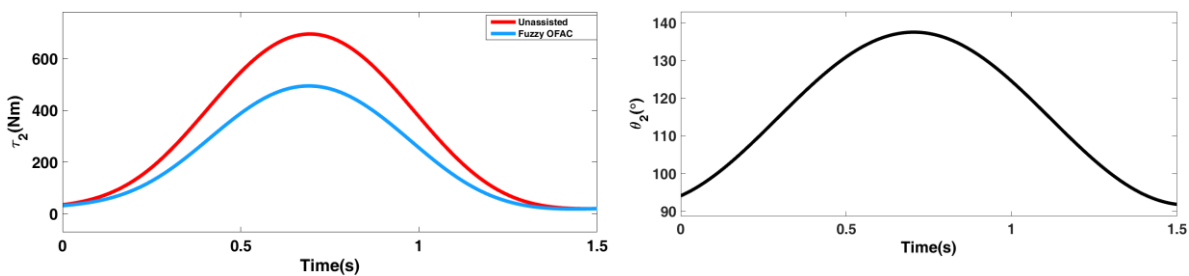
شکل ۳-۵. مقایسه الگوریتم یاری‌گر OFAC، IAS و Fuzzy OFAC؛ (الف) اندازه ادمیتانس انتگرالی، (ب) نسبت یاری‌گری نقطه‌ای، (ج) فاز ادمیتانس انتگرالی

۳-۳-۳ مقایسه گشتاور الگوریتم Fuzzy OFAC و سیستم غیر کمکی

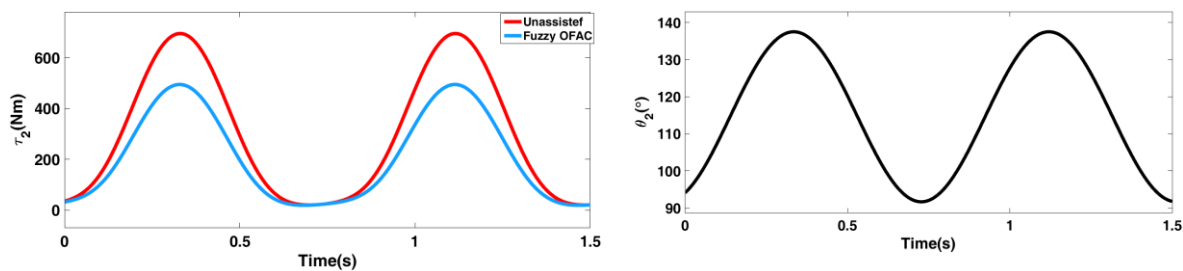
در این بخش برای بررسی کارایی الگوریتم کنترلی، آن را روی مدل غیرخطی سیستم انسان-ربات پیاده‌سازی کرده و شبیه‌سازی‌های مورد نیاز در سیمولینک متلب انجام شده است. ضرایب بهینه الگوریتم Fuzzy OFAC بر طبق سیستم فازی معرفی شده تعیین می‌شوند. با اعمال مسیرهای زاویه‌ای متفاوت به مدل غیرخطی سیستم، گشتاورهای مورد نیاز برای حرکت سیستم یاری شده و یاری نشده با استفاده از حل مسئله دینامیک معکوس محاسبه می‌شوند. همان‌طور که در شکل ۳-۶ مشاهده می‌شود، با توجه به بازه‌های فرکانسی مختلف، مسیرهای زاویه‌ای مختلف اعمال و گشتاورهای متفاوتی به دست می‌آیند.



(الف)



(ب)



(ج)

شکل ۳-۶. مقایسه گشتاور مورد نیاز برای حرکت سیستم یاری شده فازی و یاری نشده در یک مسیر مشخص

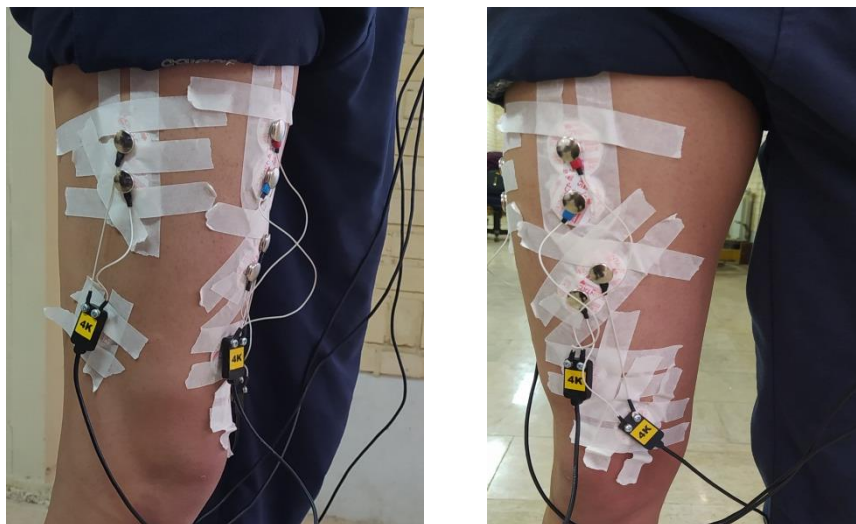
(الف) فرکانس $\omega = 2$ ، (ب) فرکانس $\omega = 3.8$ و (ج) فرکانس $\omega = 8$

همانطور که در شکل فوق مشاهده می شود، الگوریتم کنترلی پیشنهادی باعث می شود گشتاور مورد نیاز سیستم یاری شده با روش فازی در مقایسه با سیستم یاری نشده کاهش محسوسی داشته باشد.

۳-۴ پیاده سازی تجربی

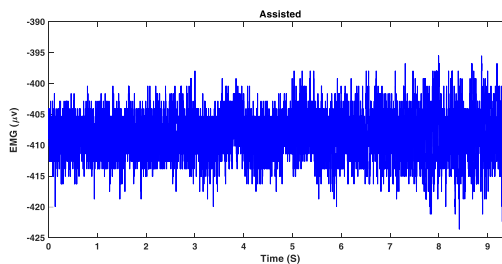
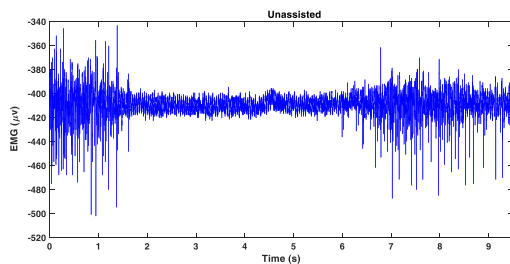
برای نشان دادن عملکرد مناسب کنترلر طراحی شده در شرایط عملی، از سیگنال EMG استفاده می شود

و بار وارد شده به ماهیچه‌ها در حالت یاری‌شده و یاری‌نشده با یکدیگر مقایسه می‌شوند. بدین منظور ربات اسکلت خارجی توسط یک کاربر با قد ۱۸۸ سانتی متر و وزن ۶۷ کیلوگرم پوشیده شده است. الکترودها مطابق شکل ۳-۷ بر روی سه عضله رکتوس فیموریس، واستوس مدیالیس و واستوس لترالیس قرار گرفته‌اند که به ترتیب بیانگر کانالهای اول، دوم و سوم دستگاه ثبت سیگنال EMG می‌باشند. با مقایسه سیگنال‌های EMG بدست آمده در شکل ۳-۸ مشاهده می‌شود که دامنه آن در حالت یاری شده در مقایسه با حالت یاری نشده کاهش یافته و عمل یاری رسانی به خوبی صورت گرفته است.

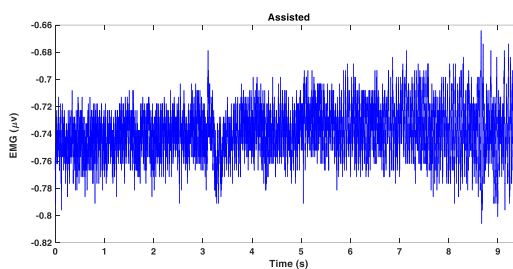
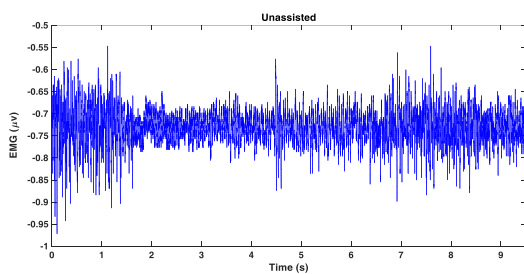


شکل ۳-۷. محل قرارگیری الکترودها

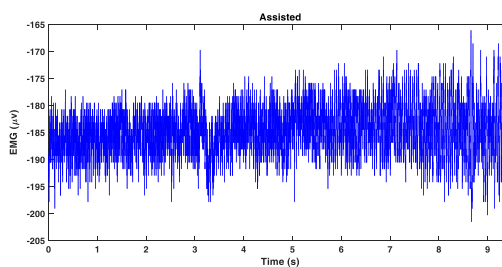
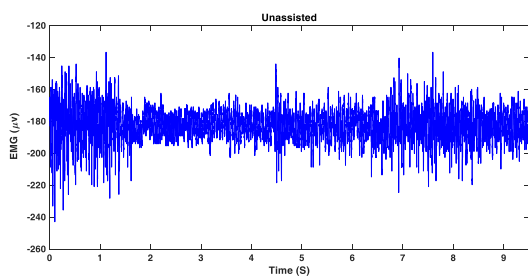
Channel 1



Channel 2



Channel 3



شکل ۳-۸. مقایسه EMG سیستم یاری شده و یاری نشده

۳-۵ کنترل فازی تطبیقی

بیشتر سیستم‌های عملی چند متغیره و غیرخطی هستند. کنترل سیستم‌های چند متغیره غیرخطی به طور گسترده بررسی شده و به یکی از مهمترین مباحث در سیستم کنترل تبدیل شده است. طراحی یک کنترل کننده قوی برای سیستم‌های پیچیده و نامشخص با مشکلات و چالش های زیادی در حوزه سیستم و کنترل روبرو است. برای غلبه بر این مسئله، در حال حاضر برخی از تکنیک‌ها مانند کنترل

فازی استفاده شده است [۱۷]. بدیهی است که سیستم های فازی می توانند توابع غیرخطی را با دقت دلخواه تقریب بزنند.

کنترل فازی تطبیقی یکی از روش های قدرتمند در کنترل سیستم ها است. در برخی موارد به علت تغییراتی که در مدل سیستم به وجود می آید نیاز به تغییر پارامترهای کنترل کننده است. یکی از روش های کنترل غیرخطی تطبیقی، کنترل فازی است. در مراجع چند نمونه از کنترل فازی تطبیقی ارائه شده است. این روش کنترلی از نظر ساختار پایه و اصول و همچنین ابزارهای ریاضی مورد استفاده در تحلیل و طراحی مشابه کنترل تطبیقی است. کنترل کننده فازی تطبیقی را می توان در سه دسته عمده تقسیم بندی کرد:

الف) کنترل فازی تطبیقی مستقیم: در اینجا کنترل کننده بدون مدل کردن سیستم به طور مستقیم با یک سیستم فازی ساخته می شود.

ب) کنترل فازی تطبیقی غیر مستقیم: در اینجا از یک سیستم فازی برای تقریب مدل سیستم استفاده می شود سپس کنترل کننده بر اساس مدل فازی طراحی می شود.

ج) کنترل فازی تطبیقی مستقیم/غیرمستقیم: این کنترل شامل یک بخش مبتنی بر دانش سیستم و یک بخش مبتنی بر دانش کنترل است. به عبارت دیگر کنترل کننده یک متوسط وزن دار از کنترل کننده های فازی تطبیقی مستقیم و غیرمستقیم می باشد.

در تمامی این روش ها پارامترهای کنترل کننده بر اساس قوانین تطبیق به هنگام می شوند. در این فصل از کنترل کننده فازی تطبیقی غیرمستقیم برای کنترل سیستم استفاده می کنیم که در ادامه به توضیح آن پرداخته شده است.

مدل مرجع به منظور مشخص نمودن پاسخ ایده آل که سیستم کنترل فازی بایستی از آن پیروی نماید، استفاده می گردد. فرض می شود که سیستم تحت کنترل دارای اجزایی ناشناخته باشد. کنترل کننده های فازی تطبیقی از سیستم های فازی ساخته می شوند که در آن پارامترهای سیستم قابل تنظیم می باشند.

سیس قاعده تعديل، پارامترهاى سيستم فازى را به صورت برخط چنان تنظيم مى كند كه خروجى سيستم تحت كنترل يعنى y خروجى مدل مرجع يعنى y_d را دنبال كند.

۳-۶ طراحی كنترل كننده فازى تطبيقى غيرمستقيم

يك سيستم فازى در اصل يك نگاشت از $U = U_1 \times U_2 \times \dots \times U_n \subset \mathbb{R}^n$ به $V \subset \mathbb{R}$ مى باشد. هر سيستم فازى از يك فازى ساز، پاىگاه قواعد فازى، موتور استنتاج فازى و غيرفازى ساز تشكيل شده است. پاىگاه قواعد فازى شامل مجموعه اى از قوانين اگر-آنگاه فازى به صورت زير مى باشد:

$R_l = \text{if } x_1 \text{ is } F_1^l \text{ and } \dots \text{ and } x_n \text{ is } F_n^l \text{ then } y \text{ is } y^l, \quad l = 1, \dots, M$
 كه $X = [x_1, x_2, \dots, x_n]^T \in U$ و $Y \in V$ به ترتيب ورودى و خروجى سيستم فازى مى باشند. y^l و F_n^l مجموعه هاى فازى در U و V بوده و $l = 1, \dots, M$ تعداد قواعد اگر-آنگاه فازى است. با استفاده از فازى ساز منفرد، استنتاج ضرب و غيرفازى ساز ميانگين مراكز، خروجى سيستم فازى را مى توان به صورت زير بيان كرد:

$$y = \frac{\sum_{l=1}^M y^l \prod_{i=1}^n \mu_{F_i}^l(x_i)}{\sum_{l=1}^M \prod_{i=1}^n \mu_{F_i}^l(x_i)} = \theta^T \phi(X) \quad (7-3)$$

بردار θ به اين صورت تعريف مى شود:

$$\theta = [\bar{y}^1, \bar{y}^2, \dots, \bar{y}^M]^T = [\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_M]^T \quad (8-3)$$

اگر بردار $\phi^T(X)$ را به صورت زير تعريف كنيم:

$$\phi^T(X) = [\xi_1(x), \dots, \xi_M(x)] \quad (9-3)$$

توابع تعلق به صورت زير تعريف مى شوند:

$$\xi_l(X) = \frac{\prod_{i=1}^n \mu_{F_i}^l(x_i)}{\sum_{l=1}^M \prod_{i=1}^n \mu_{F_i}^l(x_i)} \quad (10-3)$$

كه در آن M تعداد قوانين فازى و $\mu_{F_i}^l(x_i)$ درجه تابع عضويت از x_i به F_i^l است.

سیستم فازی قادر است هر تابع هموار غیرخطی $f(x)$ را روی یک فضای محدب X با هر دقت دلخواه تقریب بزند. فرض بر این است که ساختار سیستم فازی (تعداد قوانین، ورودی‌های مرتبط و تعداد توابع عضویت برای هر ورودی) از قبل مشخص شده باشد. بردار پارامترهای سیستم یعنی θ ، توسط الگوریتم‌های تطبیقی بروز می‌شوند.

معادله غیرخطی حرکت مفصل زانو بدست آمده در فصل قبل را در نظر گرفته و به صورت زیر بازنویسی می‌کنیم:

$$\tau_2 = \gamma_2 \ddot{\varphi}_2 + \psi_2(\dot{\varphi}_2, \dot{x}_m, \varphi_2, x_m) + \lambda_2(\varphi_2, x_m) \quad (۱۱-۳)$$

که بر طبق این رابطه داریم:

$$\ddot{\varphi}_2 = \frac{1}{\gamma_2}(-\psi_2 - \lambda_2 + \tau_2) \quad (۱۲-۳)$$

معادلات بدست آمده برای مفصل زانو را به صورت رابطه زیر در نظر می‌گیریم:

$$\begin{cases} \dot{x}_1 = x_2 \\ \dot{x}_2 = f + g\tau \end{cases} \quad (۱۳-۳)$$

که در این روابط $g = \frac{1}{\gamma_2}$ و $f = -\frac{1}{\gamma_2}(\psi_2 + \lambda_2)$ تعریف شده‌اند.

فرض می‌شود که سیگنال مرجعی مانند x_{2d} وجود دارد و هدف این سیستم کنترلی، تعقیب و ردیابی این سیگنال مرجع توسط خروجی سیستم می‌باشد.

حال خطای ردیابی را مانند رابطه زیر در نظر می‌گیریم:

$$e_{x2} = x_2 - x_{2d} \quad (۱۴-۳)$$

از رابطه فوق مشتق گرفته و با توجه به رابطه (۱۳-۳) داریم:

$$\dot{e}_{x2} = \dot{x}_2 - \dot{x}_{2d} = f + g\tau - \dot{x}_{2d} \quad (۱۵-۳)$$

دینامیک خطای مطلوب را به صورت زیر تعریف می‌کنیم که در آن k یک پارامتر تنظیم است و $k \geq 0$ می‌باشد.

$$\dot{e}_{x_2} + ke_{x_2} = 0 \quad \rightarrow \quad \dot{e}_{x_2} = -ke_{x_2} \quad (۱۶-۳)$$

سیگنال کنترلی ایده‌آل مطابق با رابطه (۱۷-۳) در نظر گرفته می‌شود:

$$\alpha^* = \tau = \frac{1}{g}[-f + \dot{x}_{2d} + \dot{e}_{x_2}] = \frac{1}{g}[-f + \dot{x}_{2d} - ke_{x_2}] \quad (۱۷-۳)$$

با توجه به رابطه (۱۷-۳) و دینامیک خطای مطلوب می‌توان نتیجه گرفت که با گذشت زمان خطا به صفر میل می‌کند. اما در عمل توابع غیرخطی f و g برای افراد مختلف نامشخص هستند، بنابراین تعیین α بصورت رابطه بالا در عمل قابل پیاده سازی نیست. برای حل این مشکل از سیستم‌های منطق فازی کمک می‌گیریم و توابع غیرخطی f و g را با استفاده از آنها تقریب می‌زنیم. در نتیجه α به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\alpha = \tau = \frac{1}{\hat{g}}[-\hat{f} + \dot{x}_{2d} - ke_{x_2}] \quad (۱۸-۳)$$

در معادله فوق $\hat{f}$ و $\hat{g}$ تخمین‌های توابع f و g می‌باشند که توسط روابط زیر تعریف می‌شوند:

$$\hat{f}(x_2|\theta_f) = \theta_f^T \eta \quad (۱۹-۳)$$

که در آن $\theta_f = (\theta_{f1}, \dots, \theta_{fM})^T$ بردار پارامترهای تنظیم می‌باشد و توابع تعلق مانند رابطه (۲۰-۳) تعریف شده است:

$$\eta^l(x_2) = \frac{\mu_f^l(x_2)}{\sum_{l=1}^M \mu_f^l(x_2)}, \quad l = 1, \dots, M \quad (۲۰-۳)$$

حال بردار $\eta(x_2)$ را به صورت زیر تعریف می‌کنیم:

$$\eta(x_2) = [\eta^1(x_2), \dots, \eta^M(x_2)]^T \quad (۲۱-۳)$$

به طور مشابه تخمین تابع g را توسط روابط زیر تعریف می‌کنیم.

$$\hat{g}(x_2|\theta_g) = \theta_g^T \xi(x_2) \quad (۲۲-۳)$$

که در آن $\theta_g = (\theta_{g1}, \dots, \theta_{gM})^T$ بردار پارامترهای تنظیم می‌باشد و توابع تعلق به صورت زیر تعریف

می‌شوند.

$$\xi(x_2) = [\xi^1(x_2), \dots, \xi^M(x_2)]^T \quad (23-3)$$

$$\xi^l(x_2) = \frac{\mu_f^l(x_2)}{\sum_{l=1}^M \mu_f^l(x_2)} \quad (24-3)$$

از آنجا که سیستم‌های فازی فوق نمی‌توانند دقیقاً توابع غیرخطی را نشان دهند، خطای تقریب وجود دارد، بنابراین u_{rx_2} برای جبران اغتشاش و خطای تقریب اضافه شده و رابطه (۳-۱۸) به صورت زیر اصلاح می‌شود:

$$\alpha = \frac{1}{\hat{g}} [-\hat{f} + \dot{x}_{2d} - ke_{x_2} - u_{rx_2}] \quad (25-3)$$

حال رابطه مشتق خطا را به صورت زیر بازنویسی می‌کنیم:

$$\dot{e}_{x_2} = f + g(\tau - \alpha) + g\alpha + \hat{g}\alpha - \dot{x}_{2d} - \hat{g}\alpha \quad (26-3)$$

متغیر e_τ را مطابق رابطه زیر تعریف می‌کنیم:

$$e_\tau = \tau - \alpha \quad (27-3)$$

با توجه به روابط (۳-۲۵)، (۳-۲۶) و (۳-۲۷) مشتق خطا به صورت زیر در خواهد آمد:

$$\dot{e}_{x_2} = ge_\tau + [f - \hat{f}] + [g - \hat{g}]\alpha - ke_{x_2} - u_{rx_2} \quad (28-3)$$

پارامترهای بهینه θ_f^* و θ_g^* به شرح زیر معرفی شده است که بهترین بردار تقریبی $\hat{f}$ و $\hat{g}$ برای تقریب توابع f و g می‌باشند و منجر به حداقل شدن خطای تقریب می‌شوند.

$$\begin{cases} \theta_f^* = \arg \min(\sup |\hat{f}(x_2|\theta_f) - f(x_2)|) \\ \theta_g^* = \arg \min(\sup |\hat{g}(x_2|\theta_g) - g(x_2)|) \end{cases} \quad (29-3)$$

حال معادله (۳-۲۸) را به شکل زیر بازنویسی می‌کنیم:

$$\begin{aligned} \dot{e}_{x_2} = & g(x_2)e_\tau - \tilde{\theta}_f^T \eta(x_2) - \tilde{\theta}_g^T \xi(x_2)\alpha + [f(x_2) - \hat{f}(x_2|\theta_f^*)] \\ & + [g(x_2) - \hat{g}(x_2|\theta_g^*)]\alpha - ke_{x_2} - u_{rx_2} \end{aligned} \quad (30-3)$$

که در آن $\tilde{\theta}_f$ و $\tilde{\theta}_g$ بردارهای خطای تخمین پارامترها هستند و به صورت زیر تعریف می‌شوند:

$$\begin{cases} \tilde{\theta}_f = \theta_f - \theta_f^* \\ \tilde{\theta}_g = \theta_g - \theta_g^* \end{cases} \quad (31-3)$$

تابع $w(t)$ به صورت عدم قطعیت مجتمع در نظر گرفته می شود:

$$w(t) = g(x_2)e_\tau + [f(x_2) - \hat{f}(x_2|\theta_f^*)] + [g(x_2) - \hat{g}(x_2|\theta_g^*)]\alpha \quad (32-3)$$

به علاوه فرض می شود:

$$|w(t)| \leq D_{x2} \quad (33-3)$$

حال معادله (30-3) به صورت زیر بازنویسی می شود:

$$\dot{e}_{x2} = -\tilde{\theta}_f^T \eta(x_2) - \tilde{\theta}_g^T \xi(x_2)\alpha + w(t) - ke_{x2} - u_{rx2} \quad (34-3)$$

تابع لیاپانوف را به شکل زیر در نظر می گیریم:

$$V_{x2} = \frac{1}{2}e_{x2}^2 + \frac{1}{2\gamma_f}\tilde{\theta}_f^T\tilde{\theta}_f + \frac{1}{2\gamma_g}\tilde{\theta}_g^T\tilde{\theta}_g + \frac{1}{2\gamma_{x2}}\tilde{D}_{x2}^2 \quad (35-3)$$

که در آن $\tilde{\theta}_f$ و $\tilde{\theta}_g$ به ترتیب خطای تخمین θ_f و θ_g و $\tilde{D}_{x2} = \hat{D}_{x2} - D_{x2}$ نیز خطای تخمین D_{x2} می باشد. پارامترهای γ_f, γ_g و γ_{x2} پارامترهای ثابت و مثبتی هستند که توسط طراح مشخص می شوند.

با مشتق گرفتن از تابع لیاپانوف رابطه زیر بدست می آید:

$$\dot{V}_{x2} = e_{x2}\dot{e}_{x2} + \frac{1}{\gamma_f}\tilde{\theta}_f^T\dot{\theta}_f + \frac{1}{\gamma_g}\tilde{\theta}_g^T\dot{\theta}_g + \frac{1}{\gamma_{x2}}\tilde{D}_{x2}\dot{D}_{x2} \quad (36-3)$$

عبارت $\dot{e}_{x2}$ را از معادله (34-3) جایگذاری می کنیم و با توجه به روابط (33-3) و (36-3) داریم:

$$\begin{aligned}
\dot{V}_{x_2} &= -ke_{x_2}^2 - u_{rx_2}e_{x_2} + w(t)e_{x_2} - \tilde{\theta}_f^T \eta(x_2)e_{x_2} - \tilde{\theta}_g^T \xi(x_2)\alpha e_{x_2} + \frac{1}{\gamma_f} \tilde{\theta}_f^T \dot{\theta}_f \quad (37-3) \\
&\quad + \frac{1}{\gamma_g} \tilde{\theta}_g^T \dot{\theta}_g + \frac{1}{\gamma_{x_2}} \tilde{D}_{x_2} \dot{D}_{x_2} \\
&= -ke_{x_2}^2 - u_{rx_2}e_{x_2} + w(t)e_{x_2} + \tilde{\theta}_f^T \left(\frac{1}{\gamma_f} \dot{\theta}_f - \eta(x_2)e_{x_2} \right) \\
&\quad + \tilde{\theta}_g^T \left(\frac{1}{\gamma_g} \dot{\theta}_g - \xi(x_2)\alpha e_{x_2} \right) + \frac{1}{\gamma_{x_2}} \tilde{D}_{x_2} \dot{D}_{x_2} \\
&\leq -ke_{x_2}^2 - u_{rx_2}e_{x_2} + D_{x_2}|e_{x_2}| + \tilde{\theta}_f^T \left(\frac{1}{\gamma_f} \dot{\theta}_f - \eta(x_2)e_{x_2} \right) \\
&\quad + \tilde{\theta}_g^T \left(\frac{1}{\gamma_g} \dot{\theta}_g - \xi(x_2)\alpha e_{x_2} \right) + \frac{1}{\gamma_{x_2}} \tilde{D}_{x_2} \dot{D}_{x_2}
\end{aligned}$$

فرض می کنیم:

$$u_{rx_2} = \hat{D}_{x_2} \text{sgn}(e_{x_2}) \quad (38-3)$$

در نتیجه معادله (37-3) به صورت زیر بازنویسی می شود:

$$\begin{aligned}
\dot{V}_{x_2} &\leq -ke_{x_2}^2 - \hat{D}_{x_2}|e_{x_2}| + D_{x_2}|e_{x_2}| + \tilde{\theta}_f^T \left(\frac{1}{\gamma_f} \dot{\theta}_f - \eta(x_2)e_{x_2} \right) \quad (39-3) \\
&\quad + \tilde{\theta}_g^T \left(\frac{1}{\gamma_g} \dot{\theta}_g - \xi(x_2)\alpha e_{x_2} \right) + \frac{1}{\gamma_{x_2}} \tilde{D}_{x_2} \dot{D}_{x_2} \\
&\leq -ke_{x_2}^2 + \tilde{\theta}_f^T \left(\frac{1}{\gamma_f} \dot{\theta}_f - \eta(x_2)e_{x_2} \right) + \tilde{\theta}_g^T \left(\frac{1}{\gamma_g} \dot{\theta}_g - \xi(x_2)\alpha e_{x_2} \right) \\
&\quad + \tilde{D}_{x_2} \left(-|e_{x_2}| + \frac{1}{\gamma_{x_2}} \dot{D}_{x_2} \right)
\end{aligned}$$

اگر قوانین تطبیق را بصورت زیر در نظر بگیریم:

$$\begin{aligned}
\frac{1}{\gamma_f} \dot{\theta}_f - \eta(x_2)e_{x_2} &= 0 \quad \rightarrow \quad \dot{\theta}_f = \gamma_f \eta e_{x_2} \\
\frac{1}{\gamma_g} \dot{\theta}_g - \xi(x_2)\alpha e_{x_2} &= 0 \quad \rightarrow \quad \dot{\theta}_g = \gamma_g \xi \alpha e_{x_2} \quad (40-3)
\end{aligned}$$

$$-|e_{x2}| + \frac{1}{\gamma_{x2}} \dot{\hat{D}}_{x2} = 0 \quad \rightarrow \quad \dot{\hat{D}}_{x2} = \gamma_{x2}|e_{x2}|$$

معادله زیر برقرار می شود:

$$\dot{V}_{x2} \leq -ke_{x2}^2 \quad (41-3)$$

با توجه به اینکه متغیر k مثبت است در نتیجه $\dot{V}_{x2}$ منفی نیمه معین می باشد، بنابراین $V(t) \leq V(0)$ یعنی غیرافزایشی است و از آنجایی که $V(t)$ مثبت معین است پس می توان نتیجه گرفت که محدود است. در نتیجه θ محدود است. همچنین می دانیم x_{2d} و مشتقاتش محدود می باشند پس $\dot{x}_2$ نیز محدود می شود و $\dot{x}_2$ نیز محدود می شود. با مشتق گیری از $\dot{V}_{x2}$ می توان نشان داد که $\ddot{V}_{x2}$ محدود است. با توجه به دلایل ذکر شده (خطا و مشتقات آن محدود می باشد) $\ddot{V}_{x2}$ محدود می باشد در نتیجه $\dot{V}_{x2}$ پیوسته یکنواخت می باشد. بنابراین با توجه به لم باربالات $\lim_{t \rightarrow \infty} \dot{V}_{x2} = 0$ می باشد و مقدار خطای تخمین پارامترها محدود می ماند، پس هدف کنترلی ردگیری محقق شده است.

حال نحوه به دست آوردن معادلات مربوط به فیدبک موقعیت یعنی متغیر x_1 شرح داده می شود. مانند قبل فرض می شود که سیگنال مرجعی مانند x_{1d} وجود دارد و هدف ردیابی این سیگنال مرجع می باشد. خطای ردیابی به صورت زیر به دست می آید:

$$e_{x1} = x_1 - x_{1d} \quad (42-3)$$

از رابطه فوق دو بار مشتق گرفته و داریم:

$$\dot{e}_{x1} = \dot{x}_1 - \dot{x}_{1d} = x_2 - \dot{x}_{1d} \quad (43-3)$$

$$\ddot{e}_{x1} = \dot{x}_2 - \ddot{x}_{1d} = f + g\tau - \ddot{x}_{1d} \quad (44-3)$$

معادله دینامیک خطای مطلوب به این صورت تعریف می شود:

$$\ddot{e}_{x1} + k_1\dot{e}_{x1} + k_2e_{x1} = 0 \quad \rightarrow \quad \ddot{e}_{x1} = -k_1\dot{e}_{x1} - k_2e_{x1} \quad (45-3)$$

سیگنال کنترلی ایده آل مطابق با رابطه (46-3) در نظر گرفته می شود:

$$\beta^* = \tau = \frac{1}{g}[-f + \ddot{x}_{1d} + \ddot{e}_{x1}] = \frac{1}{g}[-f + \ddot{x}_{1d} - k_1 \dot{e}_{x1} - k_2 e_{x1}] \quad (46-3)$$

با توجه به رابطه (46-3) و دینامیک خطای مطلوب می توان نتیجه گرفت که با گذشت زمان خطا به صفر میل می کند. اما به علت مشخص نبودن توابع غیرخطی f و g ، این توابع را با استفاده از سیستم فازی تقریب می زنیم. در نتیجه β به صورت زیر تعریف می شود:

$$\beta = \tau = \frac{1}{\hat{g}}[-\hat{f} + \ddot{x}_{1d} - k_1 \dot{e}_{x1} - k_2 e_{x1} - u_{rx1}] \quad (47-3)$$

که در آن u_{rx1} برای جبران اغتشاش و خطای تقریب اضافه شده است.

در معادله فوق $\hat{f}$ و $\hat{g}$ تخمین های توابع f و g می باشند که توسط روابط زیر تعریف می شوند:

$$\hat{f}(x_1|\theta_f) = \theta_f^T \eta \quad (48-3)$$

که در آن $\theta_f = (\theta_{f1}, \dots, \theta_{fM})^T$ بردار پارامترهای تنظیم می باشد و توابع تعلق مانند رابطه (49-3) تعریف شده است:

$$\eta^l(x_1) = \frac{\mu_f^l(x_1)}{\sum_{l=1}^M \mu_f^l(x_1)}, \quad l = 1, \dots, M \quad (49-3)$$

حال بردار $\eta(x_1)$ را به صورت زیر تعریف می کنیم:

$$\eta(x_1) = [\eta^1(x_1), \dots, \eta^M(x_1)]^T \quad (50-3)$$

به طور مشابه تخمین تابع g را توسط روابط زیر تعریف می کنیم.

$$\hat{g}(x_1|\theta_g) = \theta_g^T \xi(x_1) \quad (51-3)$$

که در آن $\theta_g = (\theta_{g1}, \dots, \theta_{gM})^T$ بردار پارامترهای تنظیم می باشد و توابع تعلق به صورت زیر تعریف می شوند.

$$\xi(x_1) = [\xi^1(x_1), \dots, \xi^M(x_1)]^T \quad (52-3)$$

$$\xi^l(x_1) = \frac{\mu_g^l(x_1)}{\sum_{l=1}^M \mu_g^l(x_1)} \quad (53-3)$$

حال رابطه مشتق خطا را به صورت زیر بازنویسی می کنیم:

$$\ddot{e}_{x1} = f + ge_{\tau} + g\beta + \hat{g}\beta - \ddot{x}_{1d} - \hat{g}\beta \quad (54-3)$$

که در آن:

$$e_{\tau} = \tau - \beta \quad (55-3)$$

در نتیجه مشتق خطا به صورت زیر در خواهد آمد:

$$\ddot{e}_{x1} = ge_{\tau} + [f - \hat{f}] + [g - \hat{g}]\beta - k_1\dot{e}_{x1} - k_2e_{x1} - u_{rx1} \quad (56-3)$$

پارامترهای بهینه θ_f^* و θ_g^* به شرح زیر معرفی شده است که بهترین بردار تقریبی $\hat{f}$ و $\hat{g}$ برای تقریب توابع f و g می باشند و منجر به حداقل شدن خطای تقریب می شوند.

$$\begin{cases} \theta_f^* = \arg \min(\sup|\hat{f}(x_1|\theta_f) - f(x_1)|) \\ \theta_g^* = \arg \min(\sup|\hat{g}(x_1|\theta_g) - g(x_1)|) \end{cases} \quad (57-3)$$

حال معادله (56-3) را به شکل زیر بازنویسی می کنیم:

$$\begin{aligned} \ddot{e}_{x1} = & g(x_1)e_{\tau} - \tilde{\theta}_f^T \eta(x_1) - \tilde{\theta}_g^T \xi(x_1)\beta + [f(x_1) - \hat{f}(x_1|\theta_f^*)] \\ & + [g(x_1) - \hat{g}(x_1|\theta_g^*)]\beta - k_1\dot{e}_{x1} - k_2e_{x1} - u_{rx1} \end{aligned} \quad (58-3)$$

که در آن $\tilde{\theta}_f$ و $\tilde{\theta}_g$ بردارهای خطای تخمین پارامترها هستند و به صورت زیر تعریف می شوند:

$$\begin{cases} \tilde{\theta}_f = \theta_f - \theta_f^* \\ \tilde{\theta}_g = \theta_g - \theta_g^* \end{cases} \quad (59-3)$$

تابع $w(t)$ به صورت عدم قطعیت مجتمع در نظر گرفته می شود:

$$w(t) = g(x_1)e_{\tau} + [f(x_1) - \hat{f}(x_1|\theta_f^*)] + [g(x_1) - \hat{g}(x_1|\theta_g^*)]\beta \quad (60-3)$$

به علاوه فرض می شود:

$$|w(t)| \leq D_{x1} \quad (61-3)$$

حال معادله (58-3) به صورت زیر بازنویسی می شود:

$$\ddot{e}_{x1} = -\tilde{\theta}_f^T \eta(x_1) - \tilde{\theta}_g^T \xi(x_1)\beta + w(t) - k_1\dot{e}_{x1} - k_2e_{x1} - u_{rx1} \quad (62-3)$$

تابع لیپانوف را به شکل زیر در نظر می گیریم:

$$V_{x1} = \frac{1}{2}(e_{x1}^2 + \dot{e}_{x1}^2) + \frac{1}{2\gamma_f} \tilde{\theta}_f^T \tilde{\theta}_f + \frac{1}{2\gamma_g} \tilde{\theta}_g^T \tilde{\theta}_g + \frac{1}{2\gamma_{x1}} \tilde{D}_{x1}^2 \quad (۶۳-۳)$$

که در آن $\tilde{\theta}_f$ و $\tilde{\theta}_g$ به ترتیب خطای تخمین θ_f و θ_g و $\tilde{D}_{x1} = \hat{D}_{x1} - D_{x1}$ نیز خطای تخمین D_{x1} می باشد. پارامترهای γ_f ، γ_g و γ_{x1} پارامترهای ثابت و مثبتی هستند که توسط طراح مشخص می شوند.

با مشتق گرفتن از تابع لیپانوف رابطه زیر بدست می آید:

$$\dot{V}_{x1} = e_{x1}\dot{e}_{x1} + \dot{e}_{x1}\dot{e}_{x1} + \frac{1}{\gamma_f} \tilde{\theta}_f^T \dot{\theta}_f + \frac{1}{\gamma_g} \tilde{\theta}_g^T \dot{\theta}_g + \frac{1}{\gamma_{x1}} \tilde{D}_{x1} \dot{D}_{x1} \quad (۶۴-۳)$$

با جایگذاری روابط مشتق اول و دوم خطا داریم:

$$\begin{aligned} \dot{V}_{x1} &= \dot{e}_{x1} \left(e_{x1} + (-\tilde{\theta}_f^T \eta(x_1) - \tilde{\theta}_g^T \xi(x_1) \beta + w(t) - k_1 \dot{e}_{x1} - k_2 e_{x1} - u_{rx1}) \right) \quad (۶۵-۳) \\ &\quad + \frac{1}{\gamma_f} \tilde{\theta}_f^T \dot{\theta}_f + \frac{1}{\gamma_g} \tilde{\theta}_g^T \dot{\theta}_g + \frac{1}{\gamma_{x1}} \tilde{D}_{x1} \dot{D}_{x1} \\ &= -k_1 e_{x1} (e_{x1} - \tilde{\theta}_f^T \eta(x_1) - \tilde{\theta}_g^T \xi(x_1) \beta + w(t) - k_1 \dot{e}_{x1} - k_2 e_{x1} \\ &\quad - u_{rx1}) + \frac{1}{\gamma_f} \tilde{\theta}_f^T \dot{\theta}_f + \frac{1}{\gamma_g} \tilde{\theta}_g^T \dot{\theta}_g + \frac{1}{\gamma_{x1}} \tilde{D}_{x1} \dot{D}_{x1} \\ &= -k_1 e_{x1}^2 + k_1 e_{x1} \tilde{\theta}_f^T \eta(x_1) + k_1 e_{x1} \tilde{\theta}_g^T \xi(x_1) \beta - k_1 e_{x1} w(t) \\ &\quad - k_1^3 e_{x1}^2 + k_1 k_2 e_{x1}^2 + k_1 e_{x1} u_{rx1} + \frac{1}{\gamma_f} \tilde{\theta}_f^T \dot{\theta}_f + \frac{1}{\gamma_g} \tilde{\theta}_g^T \dot{\theta}_g \\ &\quad + \frac{1}{\gamma_{x1}} \tilde{D}_{x1} \dot{D}_{x1} \\ &\leq -k_1 e_{x1}^2 - k_1^3 e_{x1}^2 + k_1 k_2 e_{x1}^2 + k_1 e_{x1} u_{rx1} - k_1 D_{x1} |e_{x1}| \\ &\quad + \tilde{\theta}_f^T \left(\frac{1}{\gamma_f} \dot{\theta}_f + k_1 \eta(x_1) e_{x1} \right) + \tilde{\theta}_g^T \left(\frac{1}{\gamma_g} \dot{\theta}_g + k_1 \xi(x_1) \beta e_{x1} \right) \\ &\quad + \frac{1}{\gamma_{x1}} \tilde{D}_{x1} \dot{D}_{x1} \end{aligned}$$

فرض می کنیم:

$$u_{rx1} = \hat{D}_{x1} \text{sgn}(e_{x1}) \quad (۶۶-۳)$$

در نتیجه معادله (۶۵-۳) به صورت زیر بازنویسی می شود:

$$\begin{aligned} \dot{V}_{x1} &\leq -k_1 e_{x1}^2 - k_1^3 e_{x1}^2 + k_1 k_2 e_{x1}^2 + k_1 \hat{D}_{x1} |e_{x1}| - k_1 D_{x1} |e_{x1}| \\ &\quad + \tilde{\theta}_f^T \left(\frac{1}{\gamma_f} \dot{\theta}_f + k_1 \eta(x_1) e_{x1} \right) + \tilde{\theta}_g^T \left(\frac{1}{\gamma_g} \dot{\theta}_g + k_1 \xi(x_1) \beta e_{x1} \right) \\ &\quad + \frac{1}{\gamma_{x1}} \tilde{D}_{x1} \dot{\hat{D}}_{x1} \\ &\leq -k_1 e_{x1}^2 - k_1^3 e_{x1}^2 + k_1 k_2 e_{x1}^2 + \tilde{\theta}_f^T \left(\frac{1}{\gamma_f} \dot{\theta}_f + k_1 \eta(x_1) e_{x1} \right) \\ &\quad + \tilde{\theta}_g^T \left(\frac{1}{\gamma_g} \dot{\theta}_g + k_1 \xi(x_1) \beta e_{x1} \right) + \tilde{D}_{x1} \left(k_1 |e_{x1}| + \frac{1}{\gamma_{x1}} \dot{\hat{D}}_{x1} \right) \end{aligned} \quad (۶۷-۳)$$

اگر قوانین تطبیق را بصورت زیر در نظر بگیریم:

$$\dot{\theta}_f = -k_1 \gamma_f \eta(x_1) e_{x1}$$

$$\dot{\theta}_g = -k_1 \gamma_g \xi(x_1) \beta e_{x1} \quad (۶۸-۳)$$

$$\dot{\hat{D}}_{x1} = -k_1 \gamma_{x1} |e_{x1}|$$

معادله زیر برقرار می شود:

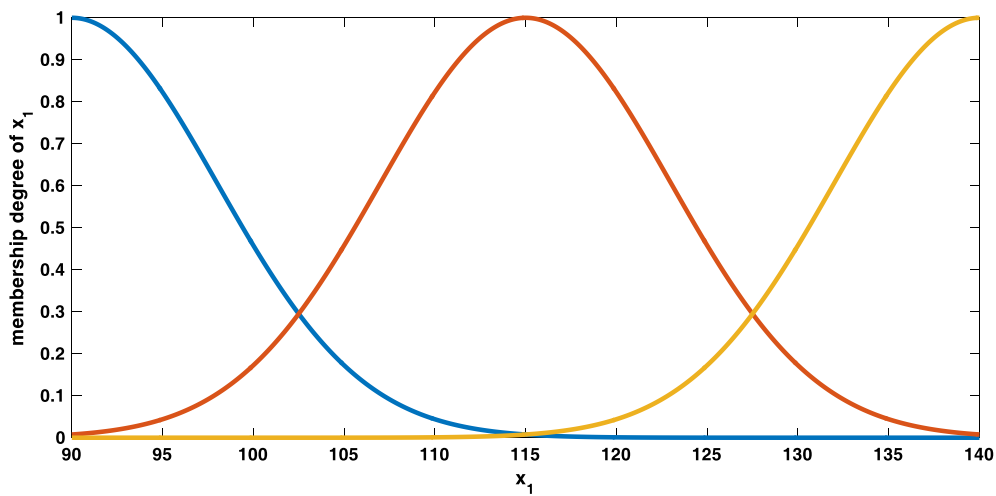
$$\dot{V}_{x1} \leq -k_1 e_{x1}^2 (1 + k_1^2 - k_2) \quad (۶۹-۳)$$

در نهایت تابع لیاپانوف به صورت زیر تعریف می شود:

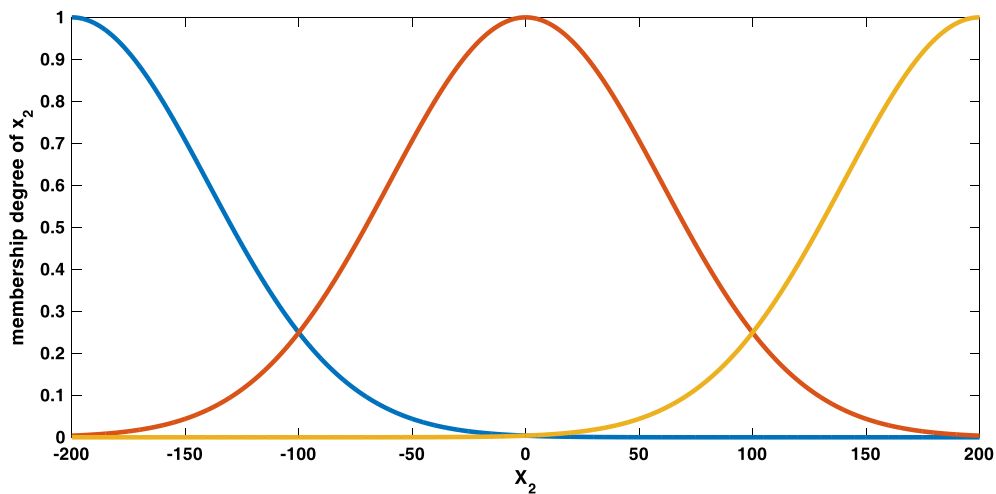
$$\dot{V} = \dot{V}_{x1} + \dot{V}_{x2} \quad (۷۰-۳)$$

۷-۳ شبیه سازی و نتایج

در این بخش شبیه سازی‌های لازم برای بررسی عملکرد روش پیشنهادی ارائه می‌شود. این شبیه‌سازی‌ها در سیمولینک نرم‌افزار متلب انجام شده است. تعداد توابع تعلق برابر با ۳ می‌باشد و توابع عضویت ورودی بر طبق شکل ۹-۳ به صورت توابع گوسی انتخاب شده است.



(الف)



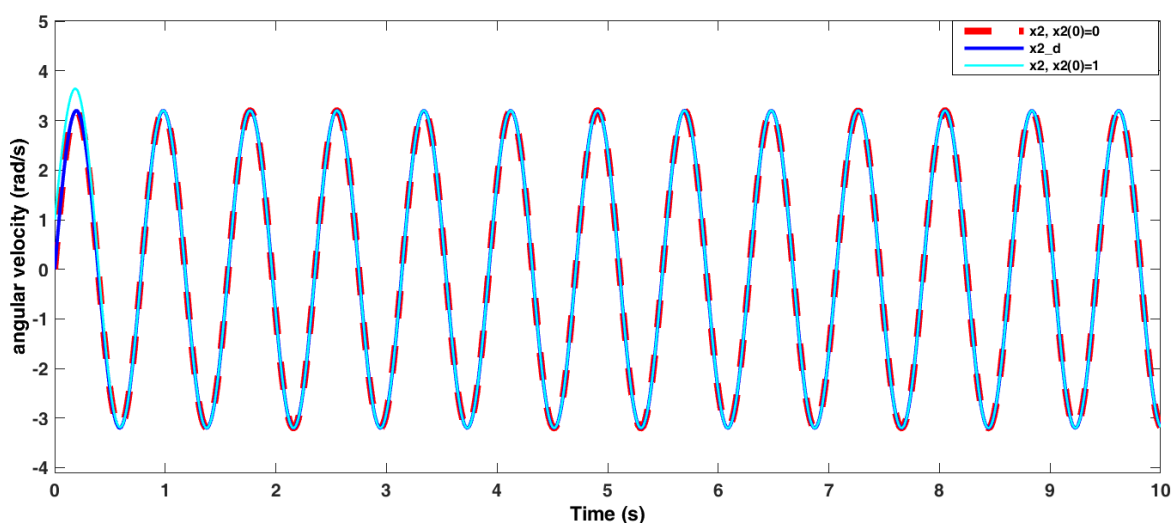
(ب)

شکل ۹-۳. توابع عضویت متغیرهای حالت (الف) متغیر x_1 و (ب) متغیر x_2

شرایط اولیه متغیر حالت x_2 به صورت زیر در نظر گرفته شده است:

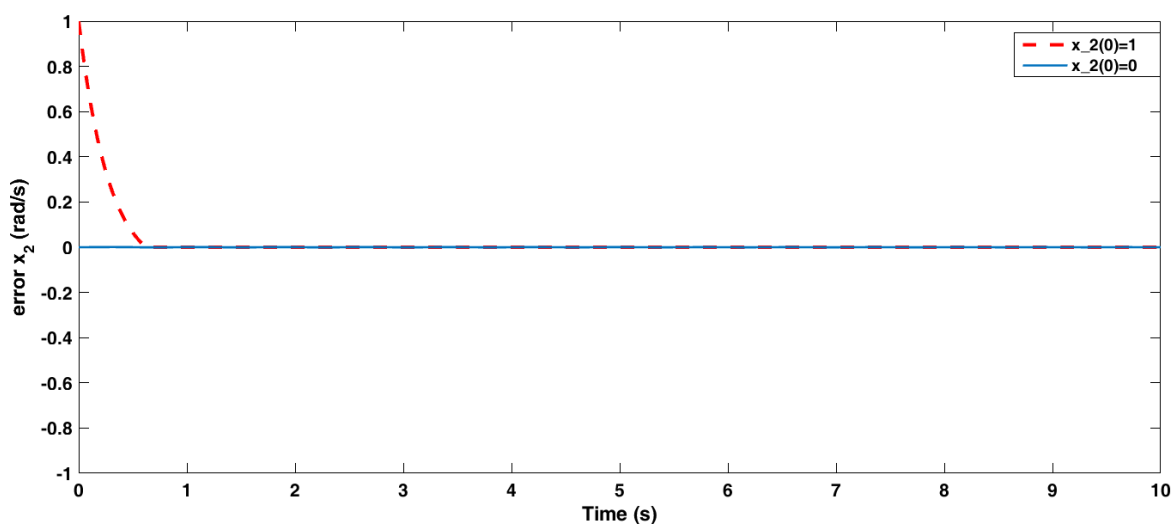
$$x_2(0) = 0, 1$$

مسیر مطلوب متغیر x_2 و ردگیری آن در شکل ۳-۱۰ نشان داده شده است. با توجه به شکل زیر مشاهده می‌شود که سیستم مورد نظر به ازای دو شرط اولیه متفاوت، در هر دو حالت به خوبی رفتار سیگنال مطلوب را دنبال کرده است.



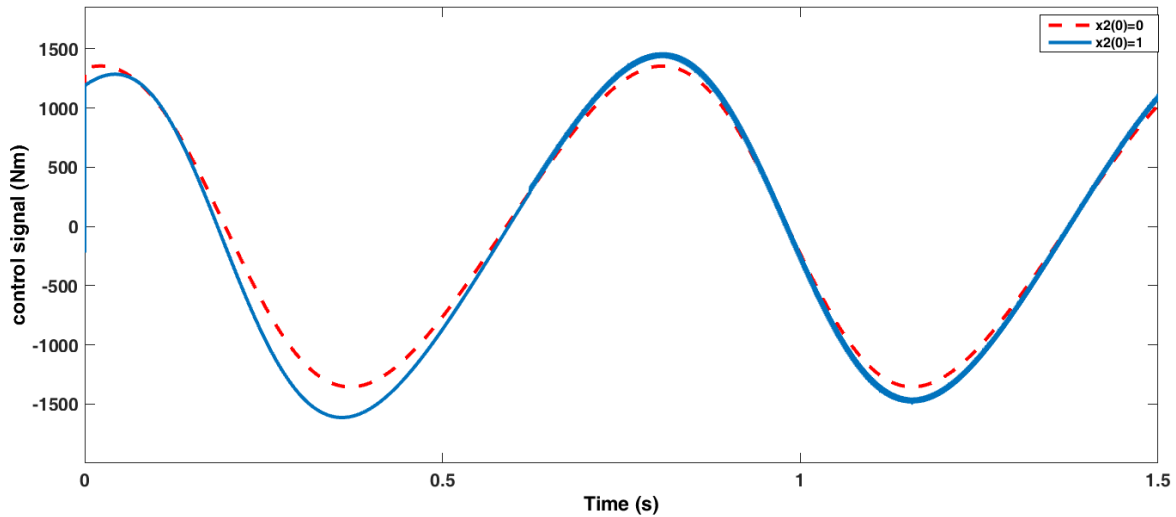
شکل ۳-۱۰. نحوه ردگیری سیگنال مرجع متغیر x_2 به ازای سیگنال ورودی سینوسی

خطای ردگیری فیدبک سرعت در شکل ۳-۱۱ ارائه شده است. با توجه به شکل زیر، سیستم فازی به تقریب درستی از مدل سیستم دست یافته است و خطا به صفر می‌رسد.



شکل ۳-۱۱. خطای مربوط به ردگیری متغیر x_2

شکل ۳-۱۲ سیگنال‌های کنترلی ایجاد شده توسط کنترل کننده را به ازای دو شرط اولیه ذکر شده نشان می‌دهد که از نوع گشتاور بوده و بر حسب نیوتن متر می‌باشند.

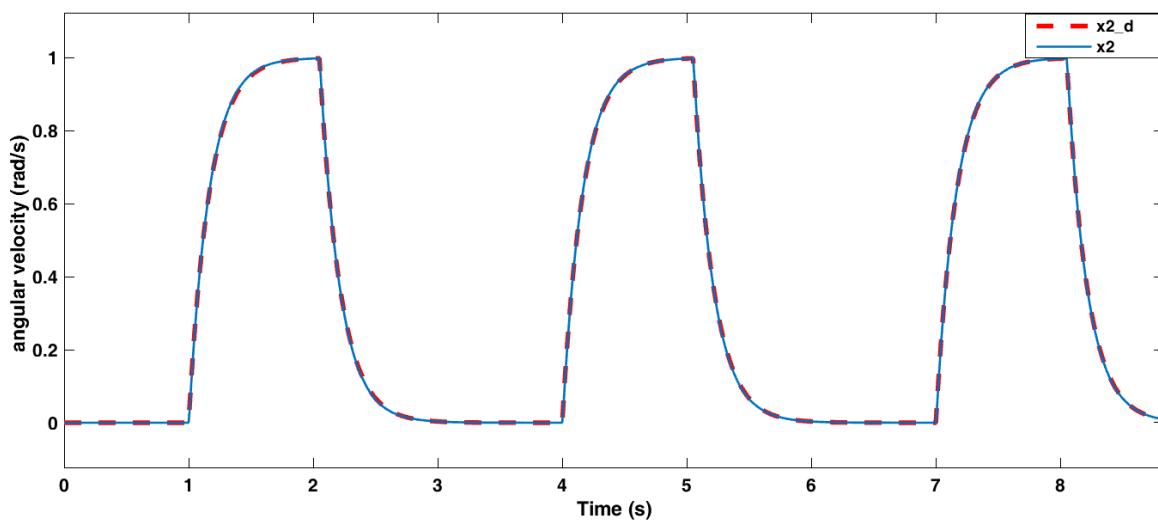


شکل ۳-۱۲. سیگنال کنترلی بخش تخمین متغیر x_2

حال مسیر مطلوب متغیر x_2 را به صورت شکل ۳-۱۳ در نظر می‌گیریم و رفتار سیستم را مورد بررسی قرار می‌دهیم:

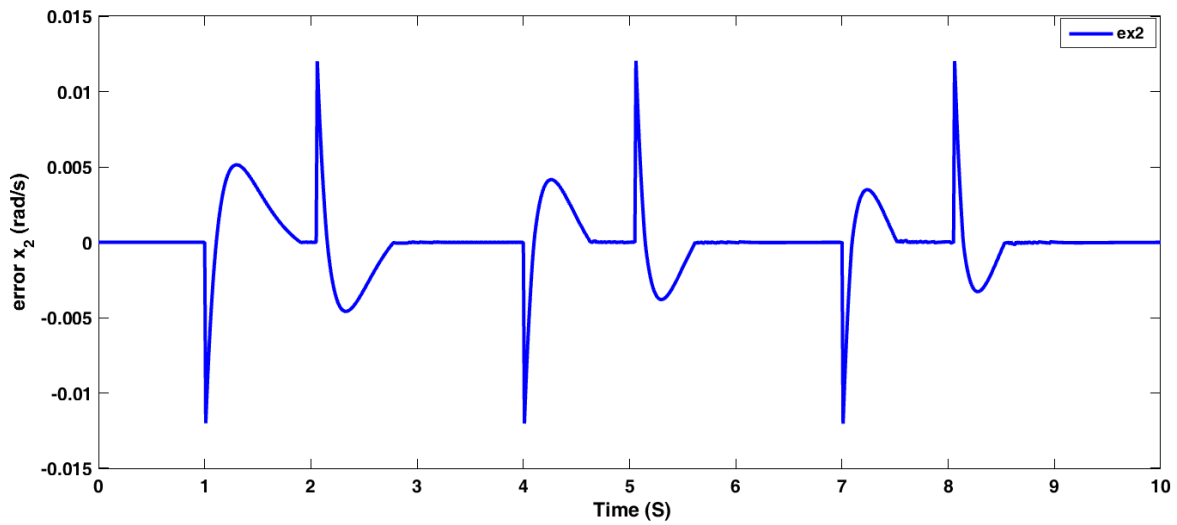
شرط اولیه متغیر x_2 بدین صورت می‌باشد:

$$x_2(0) = 0$$



شکل ۳-۱۳. نحوه ردگیری سیگنال مرجع متغیر x_2 به ازای سیگنال ورودی مربعی

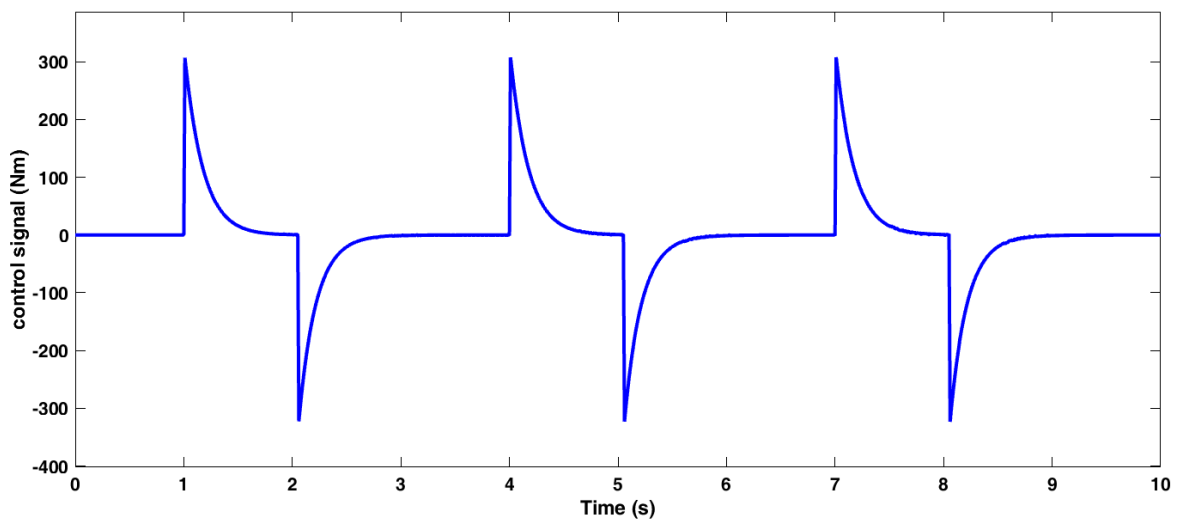
خطای ردگیری در شکل ۱۴-۳ ارائه شده است:



شکل ۱۴-۳. خطای مربوط به ردگیری متغیر x_2

با توجه به نتایج بدست آمده مشاهده می‌شود که سیستم مورد نظر با اختلاف کمی رفتار سیگنال مطلوب را دنبال کرده است.

شکل ۱۵-۳ نیز سیگنال کنترلی اعمال شده توسط کنترل کننده را برای شرایط توصیف شده نشان می‌دهد.

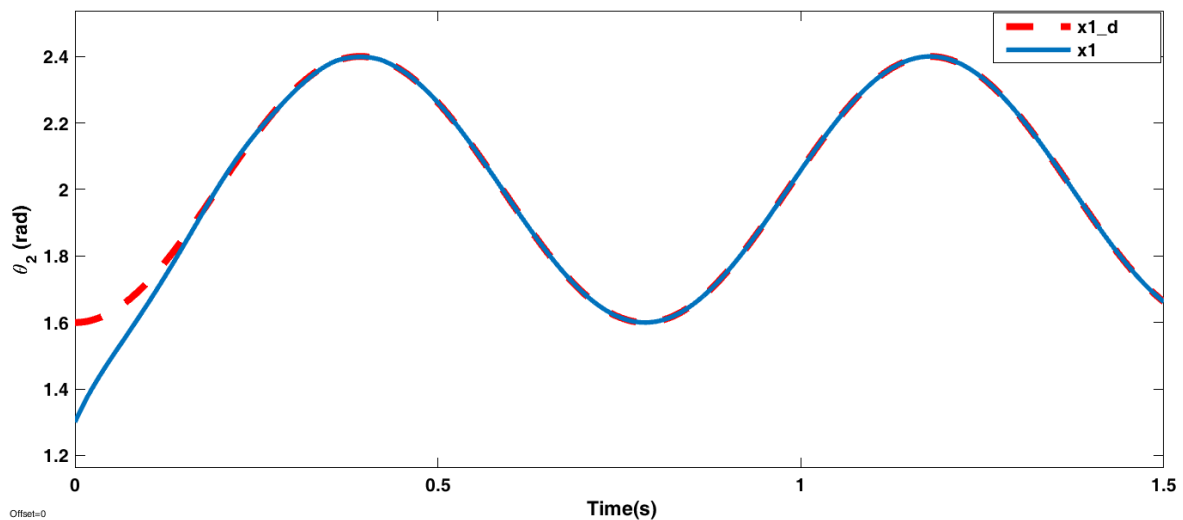


شکل ۱۵-۳. سیگنال کنترلی بخش تخمین متغیر x_2

حال مسیر مطلوب متغیر x_1 و ردگیری آن در شکل ۱۶-۳ نشان داده شده است. با توجه به شکل زیر مشاهده می‌شود که سیستم مورد نظر به خوبی رفتار سیگنال مطلوب را دنبال کرده است.

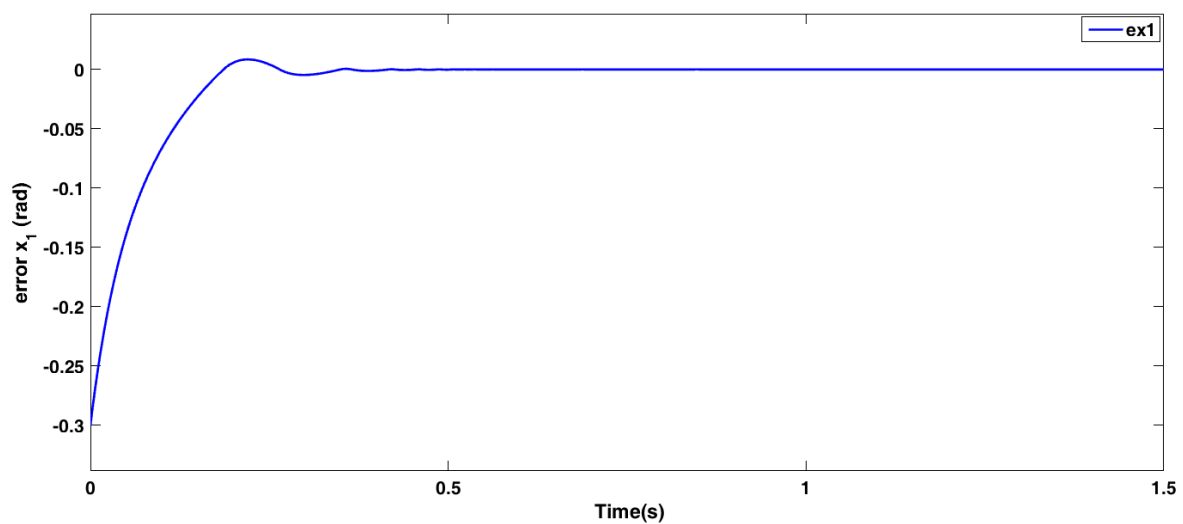
شرط اولیه متغیر x_1 بدین صورت می‌باشد:

$$x_1(0) = 1.3$$



شکل ۱۶-۳. نحوه ردگیری سیگنال مرجع متغیر x_1 به ازای سیگنال ورودی سینوسی

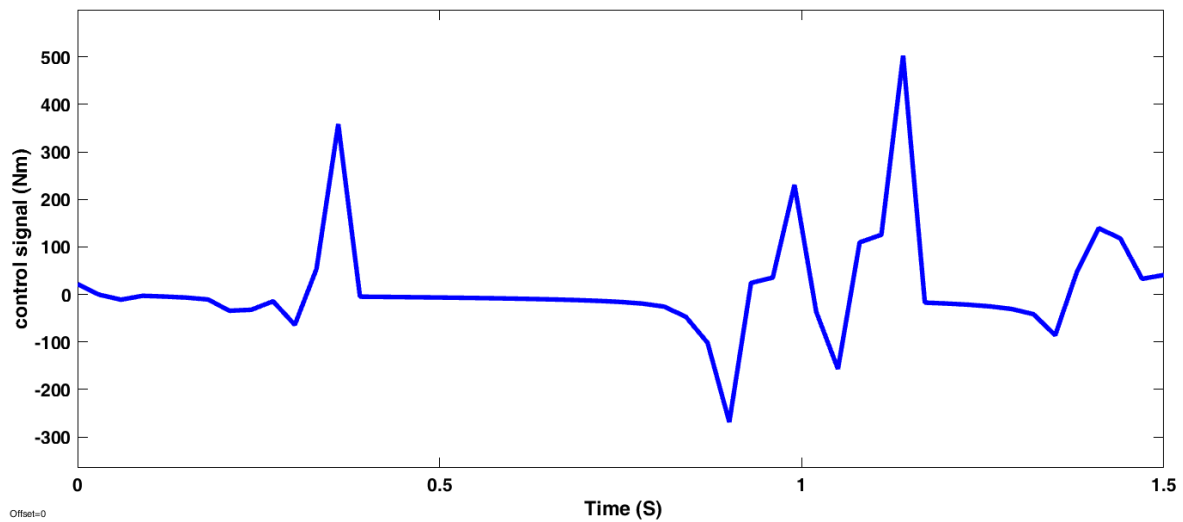
خطای ردگیری متغیر حالت به ازای ورودی سینوسی در شکل ۱۷-۳ ارائه شده است.



شکل ۱۷-۳. خطای مربوط به ردگیری متغیر x_1

با توجه به شکل ۳-۱۷ خطای ردگیری در لحظات اولیه که هنوز سیستم فازی به تقریب درستی از مدل سیستم دست نیافته است برابر با $\frac{0}{3}$ می باشد و بعد از گذشت مدت زمان تقریبی $\frac{0}{5}$ ثانیه خطا به صفر می رسد.

سیگنال کنترلی اعمال شده به سیستم مطابق با شکل ۳-۱۸ می باشد.

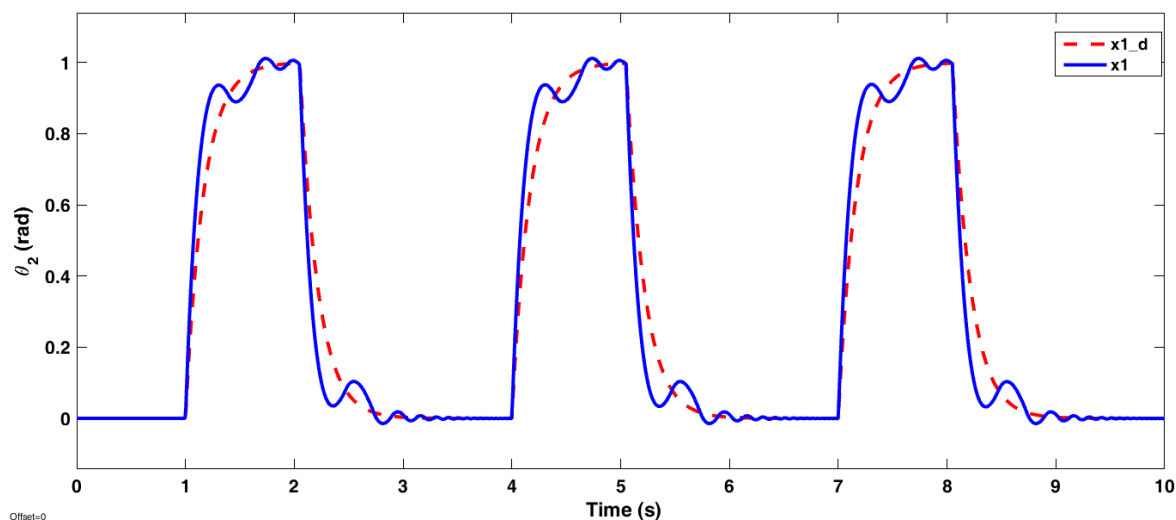


شکل ۳-۱۸. سیگنال کنترلی بخش تخمین متغیر x_1

حال مسیر مطلوب فیدبک موقعیت را به صورت شکل ۳-۱۹ در نظر می گیریم و رفتار سیستم را مورد بررسی قرار می دهیم:

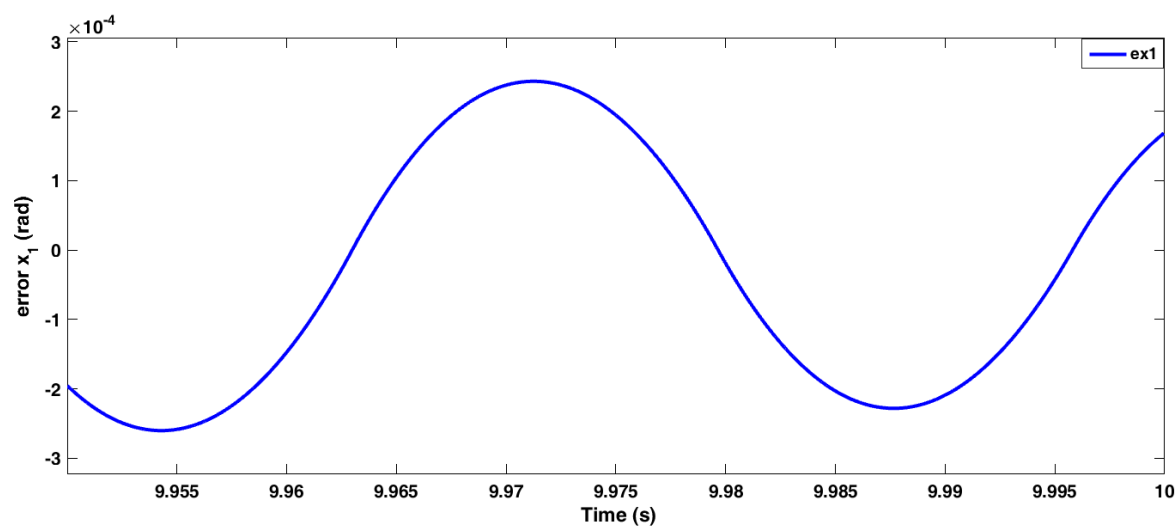
شرط اولیه متغیر x_1 بدین صورت می باشد:

$$x_1(0) = 0$$



شکل ۳-۱۹. نحوه ردگیری سیگنال مرجع متغیر x_1 به ازای سیگنال ورودی مربعی

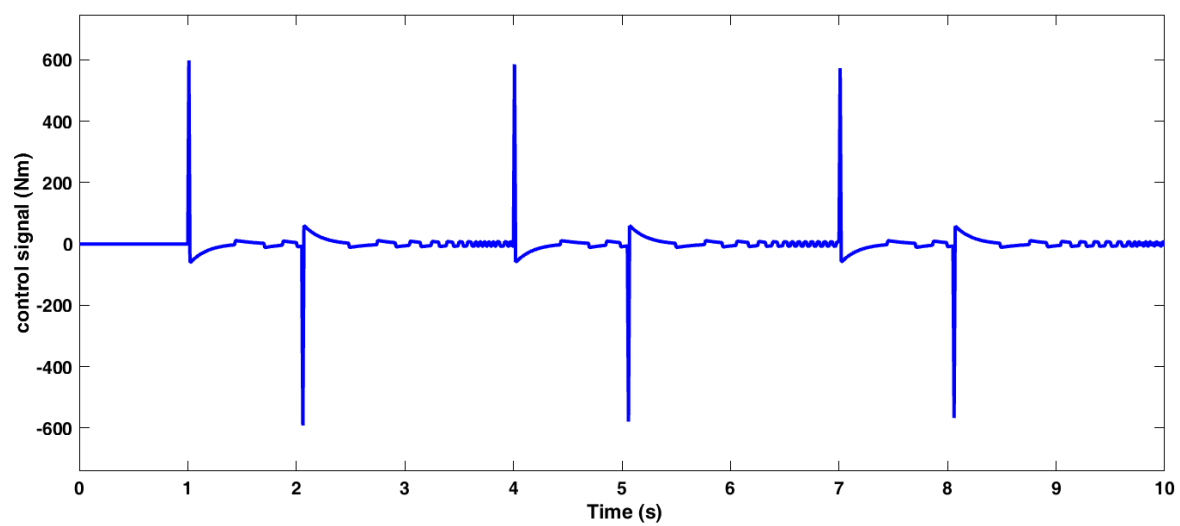
خطای ردگیری در شکل ۳-۲۰ ارائه شده است:



شکل ۳-۲۰. خطای مربوط به ردگیری متغیر x_1

با توجه به نتایج بدست آمده مشاهده می‌شود که سیستم مورد نظر به درستی رفتار سیگنال مطلوب را دنبال کرده است.

شکل ۳-۲۱ سیگنال کنترلی ایجاد شده را نشان می‌دهد.



شکل ۲-۲۱. سیگنال کنترلی بخش تخمین متغیر x_1

فصل ۴ : نتیجه گیری و پیشنهادات

۴-۱ نتیجه گیری

در این پایان نامه ابتدا تعدادی از ربات های اسکلت خارجی موجود معرفی شدند سپس الگوریتم های کنترلی ارائه شده در رابطه با این ربات ها مورد بررسی قرار گرفتند و به مشکلات آنها اشاره شد. سپس از یک ربات یاری گر اسکلت خارجی زانو به نام SUT-KneeExo که در آزمایشگاه مکاترونیک دانشگاه صنعتی شاهرود ساخته شده است به منظور یاری رسانی به کاربران دارای ضعف عضلانی و مشکلات مفصلی زانو استفاده شد. ساختمان این ربات از سه لینک مجزا تشکیل شده است که توسط دو مفصل دورانی به هم متصل می شوند. نیروی محرکه این ربات توسط یک عملگر الاستیک سری که در بین لینک های مربوط به ران و ساق پا قرار گرفته است تأمین می شود. این عملگر گشتاورهای کمکی مفصل زانو را تولید می کند. نیروی محرکه این عملگر توسط یک موتور پله ای تأمین می شود. حرکت دورانی موتور توسط تسمه و قرقره به بال اسکرو منتقل شده و به حرکت خطی تبدیل و از طریق یک فنر به خروجی منتقل می شود.

در ادامه به منظور بهبود عملکرد روش های کنترلی موجود، یک روش کنترلی یاری گر به نام کنترل یاری-گر با پس خور خروجی فازی را معرفی کرده و بر روی ربات مورد نظر پیاده سازی شد. در طراحی این کنترل کننده از سیستم های فازی سوگینو استفاده شده است. سپس برای بررسی کارایی، الگوریتم مورد نظر بر روی مدل غیر خطی سیستم انسان-ربات پیاده سازی شده است.

نتایج نشان می دهد در این روش با استفاده از قوانین فازی، بالاترین مقدار یاری رسانی و بیشترین میزان ادمیتانس انتگرالی در تمام بازه های فرکانسی فراهم شده است. علاوه بر آن با مقایسه گشتاورها مشاهده می شود که گشتاور مورد نیاز برای حرکت سیستم یاری شده در مقایسه با سیستم یاری نشده به طور قابل توجهی کاهش یافته است و بطور متقابل ادمیتانس انتگرالی سیستم افزایش یافته است.

علاوه بر این روش، از یک کنترل فازی تطبیقی برای تقریب سیستم غیر خطی استفاده شد و ردگیری مسیر مطلوب بدست آمد. طبق نمودار بدست آمده مشاهده شد که سیستم مورد نظر به خوبی و با

کمترین میزان خطا رفتار سیگنال مطلوب را دنبال می‌کند.

۲-۴ پیشنهادات

به منظور بهبود و در راستای تکمیل کارهای انجام شده پیشنهادات زیر ارائه می‌گردد:

- سبک سازی ربات
- تجاری سازی ربات
- پیاده‌سازی الگوریتم تطبیقی امپدانس

پوست‌الف

$$R = -\frac{L_2}{L_1}$$

$$\mu = 1 - \frac{R \sin(\varphi_2)}{\sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2}}$$

$$\begin{aligned} \gamma_2 = & (1/\mu)(I_{cg2} + L_{cg2}^2 m_2 + L_2^2 m_3 \cos(\varphi_2)^2 \\ & - \frac{2L_2 L_{cg2} m_2 \cos\left[\text{ArcCos}\left[-\frac{L_2 \cos(\varphi_2)}{L_1}\right] - \varphi_2\right] \sin(\varphi_2)}{\sqrt{1 - \frac{L_2^2 \cos(\varphi_2)^2}{L_1^2}}} \\ & + \frac{2L_2^3 m_3 \cos(\varphi_2)^2 \sin(\varphi_2)}{L_1 \sqrt{1 - \frac{L_2^2 \cos(\varphi_2)^2}{L_1^2}}} \\ & + \frac{L_2^2 \left(I_{cg1} - 2L_1 L_{cg1} m_1 + L_{cg1}^2 m_1 + L_1^2 (m_1 + m_2)\right) \sin(\varphi_2)^2}{L_1^2 - L_2^2 \cos(\varphi_2)^2} \\ & + \frac{L_2^4 m_3 \cos(\varphi_2)^2 \sin(\varphi_2)^2}{L_1^2 - L_2^2 \cos(\varphi_2)^2}) \end{aligned}$$

ψ_2

$$\begin{aligned}
&= (1/\mu) \left(\frac{\left(B_s \text{Xmd}(\sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} - R \sin(\varphi_2)) \left(\frac{(p_2 q_1 + p_1 q_2) R \cos(\varphi_2)^2 +}{(p_2 q_1 + p_1 q_2) \sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} \sin(\varphi_2)} \right) \right)}{\left(\sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} \left(\left((q_2 - q_1 R) \cos(\varphi_2) + p_1 \sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} + p_2 \sin(\varphi_2) \right)^2 + \right. \right. \right. \\
&\quad \left. \left. \left. \left((p_2 + p_1 R) \cos(\varphi_2) + q_1 \sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} - q_2 \sin(\varphi_2) \right)^2 \right) \right)^{\frac{1}{2}}} \right) \\
&+ \frac{1}{2(p_1 p_2 - q_1 q_2) \cos(\varphi_2) (-\sqrt{2} \sqrt{2 - R^2 - R^2 \cos(2\varphi_2)} + 2R \sin(\varphi_2))} \\
&\quad \left(\sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} \left(\left((q_2 - q_1 R) \cos(\varphi_2) + p_1 \sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} + p_2 \sin(\varphi_2) \right)^2 + \right. \right. \\
&\quad \left. \left. \left((p_2 + p_1 R) \cos(\varphi_2) + q_1 \sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} - q_2 \sin(\varphi_2) \right)^2 \right) \right)^{\frac{1}{2}} \\
&- \left(-B_2 - B_3 + \frac{2B_2 R \sin(\varphi_2)}{\sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2}} + \frac{(-B_1 - B_2) R^2 \sin(\varphi_2)^2}{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} \right) \dot{\varphi}_2 \\
&\quad B_s (\sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} - R \sin(\varphi_2))^2 \left(\frac{(-p_2 q_1 - p_1 q_2) R \cos(\varphi_2)^2 - (p_2 q_1 + p_1 q_2) \sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} \sin(\varphi_2) +}{\frac{1}{2} (p_1 p_2 - q_1 q_2) \cos(\varphi_2) (\sqrt{2} \sqrt{2 - R^2 - R^2 \cos(2\varphi_2)} - 2R \sin(\varphi_2))} \right. \\
&\quad \left. \left(\frac{(p_2 q_1 + p_1 q_2) R \cos(\varphi_2)^2 + (p_2 q_1 + p_1 q_2) \sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} \sin(\varphi_2) +}{\frac{1}{2} (p_1 p_2 - q_1 q_2) \cos(\varphi_2) (-\sqrt{2} \sqrt{2 - R^2 - R^2 \cos(2\varphi_2)} + 2R \sin(\varphi_2))} \right) \dot{\varphi}_2 \right) \\
&- \frac{(1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2) \left(\left((q_2 - q_1 R) \cos(\varphi_2) + p_1 \sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} + p_2 \sin(\varphi_2) \right)^2 + \right. \\
&\quad \left. \left((p_2 + p_1 R) \cos(\varphi_2) + q_1 \sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} - q_2 \sin(\varphi_2) \right)^2 \right)}{(1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2)^2} \\
&+ \left(m_3 \left(-L_2 \cos(\varphi_2) - \frac{L_1 R^2 \cos(\varphi_2) \sin(\varphi_2)}{\sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2}} \right) \left(-\frac{L_1 R^2 \cos(\varphi_2)^2}{\sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2}} + L_2 \sin(\varphi_2) \right. \right. \\
&\quad \left. \left. + \frac{L_1 R^4 \cos(\varphi_2)^2 \sin(\varphi_2)^2}{(1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2)^{3/2}} + \frac{L_1 R^2 \sin(\varphi_2)^2}{\sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2}} \right) \right) \\
&+ \frac{1}{(-1 + R^2 \cos(\varphi_2)^2)^2} R \left(L_1 L_{cg2} m_2 \text{Cos}[\text{ArcCos}[R \cos(\varphi_2)] - \varphi_2] \cos(\varphi_2) (1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2)^{3/2} \right. \\
&\quad + L_1 L_{cg2} m_2 (1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2)^{3/2} \text{Sin}[\text{ArcCos}[R \cos(\varphi_2)] - \varphi_2] \sin(\varphi_2) \\
&\quad - L_1 L_{cg2} m_2 R^2 \text{Cos}[\text{ArcCos}[R \cos(\varphi_2)] - \varphi_2] \cos(\varphi_2) \sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} \sin(\varphi_2)^2 \\
&\quad + L_1 L_{cg2} m_2 R (-1 + R^2 \cos(\varphi_2)^2) \text{Sin}[\text{ArcCos}[R \cos(\varphi_2)] - \varphi_2] \sin(\varphi_2)^2 \\
&\quad \left. - (I_{cg1} + (L_1 - L_{cg1})^2 m_1 + L_1^2 m_2) R^3 \cos(\varphi_2) \sin(\varphi_2)^3 \right)
\end{aligned}$$

$$\left. \begin{aligned} & + \frac{1}{2 \left(I_{cg1} + \left(L_1 - L_{cg1} \right)^2 m_1 + L_1^2 m_2 \right) R (1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2) \sin(2\varphi_2)} \Bigg) \Bigg) \dot{\varphi}_2^2 \end{aligned} \right)$$

$$\begin{aligned}
\lambda_2 = (1/\mu) & \left(\cos(\varphi_2) \left(-L_{cg2} m_2 g - \frac{R^2 \left((L_1 - L_{cg1}) m_1 g + L_1 m_2 g \right) \sin(\varphi_2)}{\sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2}} \right) \right. \\
& + m_3 g \left(-L_2 \cos(\varphi_2) - \frac{L_1 R^2 \cos(\varphi_2) \sin(\varphi_2)}{\sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2}} \right) \\
& + \left(K_s \left(2 \left(q_2 \cos(\varphi_2) - q_1 R \cos(\varphi_2) + p_1 \sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} \right. \right. \right. \\
& + p_2 \sin(\varphi_2) \left. \left. \right) \left(p_2 \cos(\varphi_2) - q_2 \sin(\varphi_2) + q_1 R \sin(\varphi_2) \right. \right. \\
& + \left. \left. \frac{p_1 R^2 \cos(\varphi_2) \sin(\varphi_2)}{\sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2}} \right) \right. \\
& + 2 \left(p_2 \cos(\varphi_2) + p_1 R \cos(\varphi_2) + q_1 \sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} \right. \\
& - q_2 \sin(\varphi_2) \left. \right) \left(-q_2 \cos(\varphi_2) - p_2 \sin(\varphi_2) - p_1 R \sin(\varphi_2) \right. \\
& + \left. \left. \frac{q_1 R^2 \cos(\varphi_2) \sin(\varphi_2)}{\sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2}} \right) \right) \left(-LE0 - x_m \right. \\
& + \left(\left(q_2 \cos(\varphi_2) - q_1 R \cos(\varphi_2) + p_1 \sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} + p_2 \sin(\varphi_2) \right)^2 \right. \\
& + \left(p_2 \cos(\varphi_2) + p_1 R \cos(\varphi_2) + q_1 \sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} \right. \\
& - q_2 \sin(\varphi_2) \left. \left. \right)^2 \right)^{\frac{1}{2}} \left. \right) \\
& / \left(2 \left(\left(q_2 \cos(\varphi_2) - q_1 R \cos(\varphi_2) + p_1 \sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} + p_2 \sin(\varphi_2) \right)^2 \right. \right. \\
& + \left(p_2 \cos(\varphi_2) + p_1 R \cos(\varphi_2) + q_1 \sqrt{1 - R^2 \cos(\varphi_2)^2} \right. \\
& - q_2 \sin(\varphi_2) \left. \left. \right)^2 \right)^{\frac{1}{2}} \left. \right)
\end{aligned}$$



۱. *Population structure and ageing*. July 2021; Available from https://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php/Population_structure_and_ageing.
۲. *Profile of Older Americans*. 2019.
۳. Yan, T., et al., *Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons*. Robotics and Autonomous Systems, 2015. **64**: p. 120-136.
۴. Mosher, R.S., *Handyman to hardiman*. Sae Transactions, 1968: p. 588-597.
۵. Kazerooni, H. and R. Steger, *The Berkeley lower extremity exoskeleton*. 2006.
۶. Zoss, A.B., H. Kazerooni, and A. Chu, *Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)*. IEEE/ASME Transactions on mechatronics, 2006. **11**(2): p. 128-138.
۷. Steger, R., S.H. Kim, and H. Kazerooni. *Control scheme and networked control architecture for the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)*. in *Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006*. 2006. IEEE.
۸. Kazerooni, H., R. Steger, and L. Huang, *Hybrid control of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)*. The International Journal of Robotics Research, 2006. **25**(5-6): p. 561-573.
۹. Kopp, C., *Exoskeletons for warriors of the future*. Defence Today, 2011. **9**(2): p. 38-40.
۱۰. Hanlon, M., *Raytheon XOS 2: Second-Generation Exoskeleton*. Robotics Suit, United States of America. gizmag: website. Режим доступа: www.gizmag.com/raytheon-significantly-progresses-exoskeletondesign/16479 (дата обращения 28.01. 2015), 2015.
۱۱. Hartigan, C., et al., *Mobility outcomes following five training sessions with a powered exoskeleton*. Topics in spinal cord injury rehabilitation, 2015. **21**(2): p. 93-99.
۱۲. Esquenazi, A., et al., *The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury*. American journal of physical medicine & rehabilitation, 2012. **91**(11): p. 911-921.
۱۳. Talaty, M., A. Esquenazi, and J.E. Briceno. *Differentiating ability in users of the ReWalk TM powered exoskeleton: An analysis of walking kinematics*. in *2013 IEEE 13th international conference on rehabilitation robotics (ICORR)*. 2013. IEEE.
۱۴. Zeilig, G., et al., *Safety and tolerance of the ReWalk™ exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: A pilot study*. The journal of spinal cord medicine, 2012. **35**(2): p. 96-101.
۱۵. Veneman, J.F., et al., *Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2007. **15**(3): p. 379-386.

- ١٦ Kawamoto, H. and Y. Sankai, *Power assist system HAL-3 for gait disorder person*. in *International Conference on Computers for Handicapped Persons*. 2002. Springer.
- ١٧ Kawamoto, H., et al. *Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller*. in *SMC'03 Conference Proceedings. 2003 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics. Conference Theme-System Security and Assurance (Cat. No. 03CH37483)*. 2003. IEEE.
- ١٨ Kawamoto, H. and Y. Sankai, *Power assist method based on phase sequence and muscle force condition for HAL*. *Advanced Robotics*, 2005. **19**(7): p. 717-734.
- ١٩ Sankai, Y., *HAL: Hybrid assistive limb based on cybernics*, in *Robotics research*. 2010, Springer. p. 25-34.
- ٢٠ Kawamoto, H., et al. *Development of single leg version of HAL for hemiplegia*. in *2009 Annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society*. 2009. IEEE.
- ٢١ Pratt, J.E., et al. *The RoboKnee: an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking*. in *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04*. 2004. 2004. IEEE.
- ٢٢ Kardan, I. and A. Akbarzadeh, *Output feedback assistive control of single-dof sea powered exoskeletons*. *Industrial Robot: An International Journal*, 2017.
- ٢٣ Kardan ,I. and A. Akbarzadeh, *Robust output feedback assistive control of a compliantly actuated knee exoskeleton*. *Robotics and Autonomous Systems*, 2017. **98**: p. 15-29.
- ٢٤ Kong, K. and D. Jeon, *Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients*. *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, 2006. **11**(4): p. 428-432.
- ٢٥ *Assisted Walking With Honda's Stride Management Assist*. 2012.
- ٢٦ Kiguchi, K. and Y. Hayashi, *An EMG-based control for an upper-limb power-assist exoskeleton robot*. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics)*, 2012. **42**(4): p. 1064-1071.
- ٢٧ Rosen, J., et al., *A myosignal-based powered exoskeleton system*. *IEEE Transactions on systems, Man, and Cybernetics-part A: Systems and humans*, 2001. **31**(3): p. 210-222.
- ٢٨ Cheng, H.-S., M.-S. Ju, and C.-C.K. Lin, *Improving elbow torque output of stroke patients with assistive torque controlled by EMG signals*. *J. Biomech. Eng.*, 2003. **125**(6): p. 881-886.
- ٢٩ Khan, A.M., et al., *Passivity based adaptive control for upper extremity assist exoskeleton*. *International Journal of Control, Automation and Systems*, 2016. **14**(1): p. 291-300.
- ٣٠ Karavas, N., et al., *Tele-impedance based assistive control for a compliant knee exoskeleton*. *Robotics and Autonomous Systems*, 2015. **73**: p. 7٩٠-٨٨
- ٣١ Huang, J., et al., *Control of upper-limb power-assist exoskeleton using a human-robot interface based on motion intention recognition*. *IEEE transactions on automation science and engineering*, 2015. **12**(4): p. 1257-1270.
- ٣٢ Hussain, S., S.Q. Xie ,and P.K. Jamwal, *Adaptive impedance control of a robotic orthosis for gait rehabilitation*. *IEEE transactions on cybernetics*, 2013. **43**(3): p. 1025-1034.
- ٣٣ Aguirre-Ollinger, G., *Exoskeleton control for lower-extremity assistance based on adaptive frequency oscillators: Adaptation of muscle activation and movement*

- frequency. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2015. **229**(1): p. 52-68.
- .۳۴ Ronsse, R., et al., *Oscillator-based assistance of cyclical movements: model-based and model-free approaches*. Medical & biological engineering & computing, 2011. **49**(10): p. 1173-1185.
- .۳۵ Kamali, K., A.A. Akbari, and A. Akbarzadeh, *Implementation of a trajectory predictor and an exponential sliding mode controller on a knee exoskeleton robot*. Modares Mechanical Engineering, 2016. **16**(6): p. 79-90.
- .۳۶ Kiguchi, K., T. Tanaka, and T. Fukuda, *Neuro-fuzzy control of a robotic exoskeleton with EMG signals*. IEEE Transactions on fuzzy systems, 2004. **12**(4): p. 481-490.
- .۳۷ Khan, A.M., et al. *Adaptive impedance control for upper limb assist exoskeleton*. in *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. 2015. IEEE.
- .۳۸ Li, Z., et al., *Adaptive impedance control for an upper limb robotic exoskeleton using biological signals*. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2016. **64**(2): p. 1664-1674.
- .۳۹ Aguirre-Ollinger, G., et al. *Active-impedance control of a lower-limb assistive exoskeleton*. in *2007 IEEE 10th international conference on rehabilitation robotics*. 2007. IEEE.
- .۴۰ Morbi, A., et al., *Stability-guaranteed assist-as-needed controller for powered orthoses*. IEEE Transactions on Control Systems Technology, 2013. **22**(2): p. 745-752.
- .۴۱ Nagarajan, U., G. Aguirre-Ollinger, and A. Goswami. *Integral admittance shaping for exoskeleton control*. in *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. 2015. IEEE.
- .۴۲ Nagarajan, U., G. Aguirre-Ollinger, and A. Goswami, *Integral admittance shaping: A unified framework for active exoskeleton control*. Robotics and Autonomous Systems, 2016. **75**: p. 310-324.
- .۴۳ Kirtley, C., *Clinical gait analysis: theory and practice*. 2006: Elsevier Health Sciences.
- .۴۴ Agarwal, G. and C. Gottlieb, *Compliance of the human ankle joint*. 1977.
- .۴۵ Winter, D.A. ,*Biomechanics and motor control of human movement*. 2009: John Wiley & Sons.

Abstract

Assistive robots are used to help users with muscle weakness and joint problems by reducing the force on muscles and joints. Elderly people and people with osteoarthritis are among these users. By reducing the force on the muscles, these robots can also help increase the power of healthy users. The knee joint is more prone to injury than any other joint in the body, so in this study we design, analyze, and control a single-knee exoskeleton robot to help walk. We first modeled the exoskeleton robot of the knee and obtained the system's dynamic equations using Lagrange equations. Then, the mathematical model is validated using Adams software. Given that the robot interacts with humans, we must have the most compatibility between humans and robots. Based on this, a controller should be designed that, in addition to helping, has the best interaction with humans. For this purpose, we used the fuzzy output feedback assist control method. The results show that the proposed method, in addition to behaving appropriately at all operating frequencies of the system; reduces the torque required by the human-exo system compared to the unassisted system. Finally, the proposed control method is implemented on the built exoskeleton robot.

Keywords: Assistive Robot, Knee exoskeleton Robot, Assistive Control Algorithm, Fuzzy Output Feedback, Fuzzy Control



Shahrood University of
Technology

Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering

M.Sc. Thesis in Mechatronics Engineering

Design and Active Assistive Control of a Knee Exoskeleton Robot

By:

Mona Sadat Ashrafi

Supervisor:

Dr. Masoud Mahdizadeh Rokhi

Advisors:

Dr. Mostafa Nazari

Dr. Naserodin Sepehri

February 2021