

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک

گروه مکاترونیک

ارزیابی ایمنی در طراحی و کنترل ربات‌های توانبخشی

دانشجو: فرهاد پریوش

استاد راهنما:

دکتر مهدی بامداد

پایان‌نامه ارشد جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد

دی ۱۳۹۴



مدیریت تحصیلات تکمیلی

بسمه تعالی

شماره:

تاریخ:

ویرایش:

فرم شماره ۶: صورتجلسه دفاع از پایان نامه تحصیلی دوره کارشناسی ارشد

با تأییدات خداوند متعال و با استعانت از حضرت ولی عصر (عج) ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد آقای
فرهاد پربوش به شماره دانشجویی ۹۲۳۲۸۲۴ رشته مهندسی مکترونیگ تحت عنوان ارزیابی ایمنی در طراحی و
کنترل ربات های توانبخشی که در تاریخ ۱۳۹۴/۱۰/۰۶ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار
گردید به شرح ذیل اعلام می گردد:

قبول (با درجه عالی) ☒ امتیاز ۲۰/۱ ☐ دفاع مجدد ☐ مردود ☐

۲- بسیار خوب (۱۸/۹۹ - ۱۸)

۱- عالی (۲۰ - ۱۹)

۴- قابل قبول (۱۵/۹۹ - ۱۴)

۳- خوب (۱۷/۹۹ - ۱۶)

۵- نمره کمتر از ۱۴ غیر قابل قبول

عضو هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- استاد اهنمای اول	دکتر میندی باسداد	استادیار	
۲- استاد اهنمای دوم			
۳- استاد مشاور			
۴- نماینده شورای تحصیلات تکمیلی	دکتر رضا طاهریان	استادیار	
۵- استاد مبتحن اول	دکتر مصطفی نظری	استادیار	
۶- استاد مبتحن دوم	دکتر علی اکبر پویان	استادیار	

رئیس دانشکده

سهراب

تقدیر و شکر

خداوندا

همه اش از کرم توست که بی دریغ سایه لطف و رحمت بر سر من گسترده ای

پدر و مادر عزیزم هزاران سپاس و هزاران بوسه نثار خاک پایتان

باور دارم : بدون شک سهم ریشه در هر ثمره ای که شاخه می دهد بیشتر است

، همسر فداکارم تا در هم تنیده ی جانم سنگ صبور من

بر من پوشیده نیست باری که از سنگینی این شاخه به دوش کشیدی تا به ثمر بنشیند

، پجنین صمیمانه و بی اندازه حمایت خانواده بزرگوار تو را سپاس می گویم

,

هزاران لطف و سپاس به پیشگاه ارجمند و شایسته استاد

جناب آقای دکتر مهدی بابداد

در این فرصت از رنج و زحمات استاد گرانقدر خود که در پرورش اندوخته‌های علمی اینجانب و
به‌ثمر نشاندن این پایان‌نامه سهم بسزایی داشتند صمیمانه تشکر و قدردانی می‌کنم.

فرهاد پریش، دی‌ماه ۱۳۹۴

تعهد نامه

اینجانب **فرهاد پریوش** دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته **مهندسی مکترونیک** دانشکده مهندسی مکانیک و مکترونیک دانشگاه شاهرود، نویسنده پایان نامه **"ارزیابی ایمنی در طراحی و کنترل ربات های توانبخشی"** تحت راهنمایی **دکتر مهدی بامداد** متعهد می شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط این جانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش های 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 شاهرود است و مقالات مستخرج با نام «دانشگاه شاهرود» و یا «Shahrood University» 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 (با بافت های آن ها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است.

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

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

چکیده:

در تعامل میان انسان و ربات، بحث ایمنی همواره بسیار حائز اهمیت بوده و مورد توجه قرار گرفته است. تعریف یک تعامل ایمن در زمینه‌های مختلف با هم تفاوت دارد و بنا به ویژگی‌های خاص هر زمینه، معیارهای ارزیابی ایمنی و راهکارهای تامین آن متفاوت است. لذا فعالیت‌های بسیاری به صورت تخصصی در ارتباط با هر زمینه صورت گرفته که در نهایت منجر به اختصاص یافتن و انتشار یک استاندارد ایمنی جهانی در آن زمینه شده است. علی‌رغم پژوهش‌های انجام شده در زمینه ربات‌های توانبخشی، تاکنون معیار مشخصی برای ارزیابی کمی ایمنی و معرفی نشده است. در این پایان‌نامه ارزیابی ایمنی در طراحی و کنترل ربات‌های توانبخشی مورد بررسی قرار گرفته است. تاریخچه ایمنی ربات‌ها بر اساس استانداردهای ملی و جهانی مطالعه شده و استانداردهای قابل تعمیم به ربات‌های توانبخشی شناسایی و طبقه‌بندی شده است. با مطالعه استانداردهای طبقه‌بندی شده و پژوهش‌های انجام شده در این زمینه، معیارهای ارزیابی ایمنی و راهکارهای تامین آن برای ربات‌های توانبخشی معرفی شده‌اند. در ادامه، پیاده‌سازی راهکارهای شناسایی شده برای یک ربات کابلی توانبخشی آرنج در دستور کار قرار گرفته است. عملکرد ربات کابلی توانبخشی آرنج با ایده‌های کنترلی متفاوتی که برای تعامل ایمن ربات و بیمار طراحی شده، بر مبنای معیار ایمنی ارزیابی شده است.

کلمات کلیدی:

تعامل ایمن ربات-بیمار، ربات کابلی توانبخشی، کنترل سختی-موقعیت، کنترل امپدانس، معیار ایمنی

لیست مقالات چاپ شده و پذیرفته شده

- **F. Parivash**, M. Bamdad, H. Ahmadi, Gravity compensation improvement for a cable-actuated elbow rehabilitation robot using sliding mode control, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 11, pp. 117-126, 2015(In Persian).
- M. Bamdad, **F. Parivash**, Integrated active and passive gravity compensation method for a cable-actuated elbow rehabilitation robot, *International Conference on Robotics and Mechatronics*, ICRoM, IEEE, 2015.
- **F. Parivash**, M. Bamdad, Independent position-stiffness control for elbow rehabilitation robot with cable-based series elastic actuator, *22nd Iranian Conference on Biomedical Engineering*, ICBME, IEEE, 2015.

فهرست مطالب

صفحه	عنوان
د	فهرست شکل‌ها
ح	فهرست جدول‌ها
۱	۱- فصل اول: مقدمه
۲	۱-۱- معرفی زمینه توانبخشی رباتیک
۴	۱-۲- اهمیت ایمنی در توانبخشی رباتیک
۶	۱-۳- اهداف تحقیق و نوآوری‌ها
۶	۱-۴- ساختار پایان‌نامه
۹	۲- فصل دوم: مروری بر تاریخچه ایمنی ربات‌ها
۱۰	۲-۱- تاریخچه ایمنی ربات‌ها در بستر استانداردهای ملی و جهانی
۱۰	۲-۲- معرفی سازمان‌های استاندارد جهانی و ملی
۱۰	۲-۳- دسته‌بندی انواع استانداردهای سازمان استاندارد جهانی بر اساس محتوا
۱۱	۲-۴- آشنایی با استاندارد ایمنی ماشین‌های صنعتی و ربات‌ها
۱۴	۲-۵- طبقه‌بندی و معرفی استانداردهای قابل تعمیم به ربات‌های توانبخشی
۲۱	۳- فصل سوم: ایمنی ربات‌های توانبخشی
۲۲	۳-۱- تبیین مسئله ایمنی در ربات‌های توانبخشی
۲۷	۳-۲- راهکارهای تامین ایمنی برای ربات‌های توانبخشی
۲۷	۳-۲-۱- راهکارهای تامین ایمنی در مرحله طراحی
۳۵	۳-۲-۲- راهکارهای تامین ایمنی در مرحله کنترل
۳۸	۳-۲-۳- راهکارهای تامین ایمنی در مرحله تجهیز نرم‌افزاری
۳۸	۳-۳- معیارهای ارزیابی ایمنی ویژه ربات‌های توانبخشی

فهرست مطالب

عنوان	صفحه
۴- فصل چهارم: ربات کابلی توانبخشی آرنج	۴۷
۴-۱- معرفی ربات کابلی توانبخشی آرنج	۴۸
۴-۲- معرفی و بررسی عملکرد محرکه سری الاستیک کابلی	۴۹
۴-۳- معرفی مکانیزم غیرفعال جبران جاذبه	۵۳
۴-۴- سینماتیک و استاتیک ربات توانبخشی آرنج	۵۵
۴-۵- دینامیک ربات کابلی توانبخشی آرنج	۵۶
۴-۶- روش‌های طراحی مسیر برای توانبخشی آرنج	۵۷
۴-۷- ارائه فلوچارت راه‌اندازی ربات با مکانیزم محرکه کابلی	۶۷
۵- فصل پنجم: فلوچارت‌های کنترل ربات توانبخشی	۶۹
۵-۱- مقدمه	۷۰
۵-۲- ایده جبران‌سازی تلفیقی جاذبه با استفاده از کنترل‌کننده مد لغزشی	۷۰
۵-۲-۱- تشریح مسئله	۷۱
۵-۲-۲- مدل‌سازی دینامیک اندام بیمار	۷۳
۵-۲-۳- طراحی کنترل‌کننده مد لغزشی	۷۴
۵-۲-۴- اثبات پایداری کنترل‌کننده مد لغزشی	۷۶
۵-۲-۵- فلوچارت کنترلی و شبیه‌سازی	۷۸
۵-۳- کنترل ترکیبی گشتاور-موقعیت	۸۷
۵-۴- کنترل مستقل سختی-موقعیت	۹۲
۵-۵- کنترل امپدانس	۹۷
۵-۶- کنترل ادمیتانس	۱۰۲

فهرست مطالب

صفحه	عنوان
۱۰۵	۷-۵- کنترل حلقه بسته مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل
۱۰۸	۸-۵- مقایسه عملکرد کنترل کننده ها
۱۱۹	۹-۵- تعویض استراتژی کنترل بین توانبخشی غیرفعال و فعال بر مبنای ایمنی
۱۲۰	۱-۹-۵- مقدمه و معرفی فلوچارت کنترلی کلیدزنی
۱۲۱	۲-۹-۵- مدل سازی سه بعدی تعامل ربات و بیمار
۱۲۲	۳-۹-۵- شبیه سازی فلوچارت کنترل کلیدزنی
۱۲۴	۴-۹-۵- بررسی ایمنی و ارزیابی نتایج
۱۲۵	۱۰-۵- بحث و نتیجه گیری از مطالب فصل
۱۲۷	۶- نتیجه گیری و پیشنهادها
۱۲۸	۱-۶- جمع بندی مطالب پایان نامه
۱۲۹	۲-۶- نتایج و دست آوردها
۱۲۹	۳-۶- پیشنهاد برای کارهای آینده
۱۳۱	۷- مراجع

فهرست شکل‌ها

صفحه	عنوان
۲	شکل (۱-۱) فیزیوتراپی سنتی برای مفاصل آرنج و زانو
۳	شکل (۲-۱) دو نمونه ربات توانبخشی برای مفاصل آرنج و زانو
۴	شکل (۳-۱) نمونه‌های موفق ربات‌های توانبخشی برای اندام پایین تنه و بالاتنه
۷	شکل (۴-۱) ساختار پایان‌نامه در قالب نمودار درختی
۱۲	شکل (۱-۲) دو نمونه از حفاظ‌های ایمنی
۱۵	شکل (۲-۲) روند کلی استاندارد برای شناسایی، ارزیابی و کاهش تهدید
۱۸	شکل (۳-۲) پارامترهای ابعادی آنترپومتری یک فرد مذکر
۱۸	شکل (۴-۲) نمونه‌ای یک ربات توانبخشی بالاتنه با قابلیت انطباق پارامترهای ارگونومیک
۱۹	شکل (۵-۲) نمونه‌ای از سوئیچ توقف اضطراری در یک دستگاه توانبخشی دست
۲۰	شکل (۶-۲) انواع ربات‌های مراقبت فردی
۲۳	شکل (۱-۳) فلوچارت کلی برای تامین امنیت در ربات‌های توانبخشی
۲۵	شکل (۲-۳) منابع ایجاد ناهماهنگی بین ربات و بیمار
۲۶	شکل (۳-۳) نمودار خلاصه شده مربوط به ایمنی بیمار در تعامل با ربات توانبخشی
۲۸	شکل (۴-۳) نحوه تعامل ربات پوما و بیمار در فرایند توانبخشی
۲۸	شکل (۵-۳) اثر اینرسی و پوشش نرم در بازوی صنعتی پوما ۵۶۰ براساس معیار صدمه سر
۳۰	شکل (۶-۳) شمای کلی یک محرکه سری الاستیک نیمه فعال
۳۱	شکل (۷-۳) ساختمان ساده یک محرکه DM^2
۳۲	شکل (۸-۳) شمای کلی یک محرکه سختی متغیر با مکانیزم آنتاگونستیک
۳۳	شکل (۹-۳) یک محرکه سری الاستیک کابلی معروف به ماریونت
۳۴	شکل (۱۰-۳) نمونه‌ای از تعامل فیزیکی بیمار از محل مچ و پیکره ربات
۴۴	شکل (۱۱-۳) قابلیت رانش معکوس ربات تک لینکی
۴۸	شکل (۱-۴) طراحی سه‌بعدی ربات کابلی توانبخشی
۴۸	شکل (۲-۴) نمونه اولیه ربات کابلی توانبخشی آرنج
۴۹	شکل (۳-۴) نحوه ایجاد گشتاور حول مرکز دوران یک میله
۴۹	شکل (۴-۴) طرح کلی محرکه سری الاستیک کابلی معروف به ماریونت
۵۰	شکل (۵-۴) ربات کابلی توانبخشی آرنج با محرکه الاستیک کابلی و مکانیزم جبران‌ساز جاذبه
۵۲	شکل (۶-۴) سختی محرکه کابلی بر اساس نیروی کشش و زاویه نسبی
۵۲	شکل (۷-۴) گشتاور محرکه کابلی ربات در گستره نیروی کشش و تغییرات زاویه نسبی
۵۳	شکل (۸-۴) تغییرات نیرو برحسب طول الف) طول آزاد صفر ب) طول آزاد غیرصفر
۵۴	شکل (۹-۴) نمای شماتیک اهرم ربات
۵۴	شکل (۱۰-۴) مکانیزم جبران‌ساز جاذبه در ربات
۵۸	شکل (۱۱-۴) مدل عضله در فرضیه نقطه تعادل

فهرست شکل‌ها

عنوان	صفحه
شکل (۴-۱۲) مقایسه تطابق دو ایده طراحی مسیر با نتایج تجربی برای چهار بیمار متفاوت	۵۹
شکل (۴-۱۳) انواع روش‌های توانبخشی بیمار در برنامه درمانی توانبخشی رباتیک	۵۹
شکل (۴-۱۴) روش‌های تولید مسیر مرجع بر اساس انواع روش‌های توانبخشی	۶۱
شکل (۴-۱۵) مقدار بیشینه جرک در طیف دوره زمانی حرکت از فرکانس ۰,۰۰۸۳ تا ۱ هرتز	۶۲
شکل (۴-۱۶) صفحه فاز موقعیت و سرعت مسیر مرجع مینیمم جرک با سه فرکانس متفاوت	۶۳
شکل (۴-۱۷) شتاب در سه مسیر مینیمم جرک براساس موقعیت و سرعت	۶۴
شکل (۴-۱۸) جرک در سه مسیر مینیمم جرک براساس موقعیت و سرعت	۶۴
شکل (۴-۱۹) مسیر مطلوب حرکت برای پاسخ تابع پالس (الف) موقعیت (ب) سرعت (پ) شتاب	۶۶
شکل (۴-۲۰) مسیر مطلوب مینیمم جرک (الف) موقعیت، (ب) سرعت (پ) شتاب	۶۷
شکل (۴-۲۱) فلوچارت راهاندازی ربات توانبخشی با محرکه سری الاستیک کابلی	۶۸
شکل (۵-۱) تغییر جرم دست برای زنان و مردان در بازه سنی ۱۸ تا ۸۸ سال	۷۲
شکل (۵-۲) مسیر مطلوب در یک سیکل توانبخشی آرنج (الف) موقعیت (ب) سرعت (پ) شتاب	۷۹
شکل (۵-۳) فلوچارت کنترل تناسبی مشتقی ربات توانبخشی آرنج	۷۹
شکل (۵-۴) (الف) موقعیت (ب) سرعت زاویه‌ای ربات برای شبیه‌سازی مدل شماره ۱ و ۲	۸۰
شکل (۵-۵) گشتاور مورد نیاز برای انجام یک سیکل توانبخشی آرنج برای مدل شماره ۱ و ۲	۸۱
شکل (۵-۶) خطای ردگیری موقعیت در ربات توانبخشی برای شبیه‌سازی مدل شماره ۱ و ۲	۸۱
شکل (۵-۷) فلوچارت راهاندازی ربات توانبخشی با ایده تلفیقی جبران جاذبه	۸۲
شکل (۵-۸) اعمال اغتشاش در وزن ساعد دست بیمار (الف) فرکانس پایین (ب) فرکانس بالا	۸۳
شکل (۵-۹) بررسی حرکت با بار اغتشاشی فرکانس پایین (الف) موقعیت (ب) سرعت زاویه‌ای	۸۴
شکل (۵-۱۰) گشتاور کنترل‌کننده تناسبی-مشتقی و لغزشی با بار اغتشاشی فرکانس پایین	۸۴
شکل (۵-۱۱) مقایسه خطای ردگیری موقعیت تحت بار اغتشاشی فرکانس پایین	۸۴
شکل (۵-۱۲) بررسی حرکت با بار اغتشاشی فرکانس بالا (الف) موقعیت (ب) سرعت زاویه‌ای	۸۵
شکل (۵-۱۳) گشتاور کنترل‌کننده تناسبی-مشتقی و لغزشی تحت بار اغتشاشی فرکانس بالا	۸۵
شکل (۵-۱۴) مقایسه خطای ردگیری موقعیت با بار اغتشاشی فرکانس بالا	۸۶
شکل (۵-۱۵) درصد گشتاور در حرکت خم شدن و باز شدن آرنج بر حسب زاویه مفصل	۸۸
شکل (۵-۱۶) فلوچارت کنترل ترکیبی گشتاور-موقعیت برای ربات کابلی توانبخشی آرنج	۸۸
شکل (۵-۱۷) (الف) موقعیت و (ب) سرعت مطلوب مفصل آرنج در سیکل توانبخشی	۸۹
شکل (۵-۱۸) مقایسه درصد گشتاور کنترل‌کننده گشتاور-موقعیت نسبت به زاویه آرنج	۹۰
شکل (۵-۱۹) عملکرد ردیابی مسیر (الف) موقعیت و (ب) سرعت برای ربات توانبخشی آرنج	۹۱
شکل (۵-۲۰) خطای ردیابی موقعیت برای کنترل‌کننده ترکیبی گشتاور-موقعیت	۹۱
شکل (۵-۲۱) عملکرد محرکه سری الاستیک کابلی بر اساس زاویه دیسک راهنما	۹۱
شکل (۵-۲۲) عملکرد محرکه سری الاستیک کابلی بر اساس نیروی کشش کابل	۹۲

فهرست شکل‌ها

عنوان	صفحه
شکل (۵-۲۳) عملکرد محرکه سری الاستیک کابلی بر اساس گشتاور	۹۲
شکل (۵-۲۴) عملکرد محرکه سری الاستیک کابلی بر اساس سختی مفصل	۹۲
شکل (۵-۲۵) فلوچارت کنترل مستقل و همزمان سختی-موقعیت ربات	۹۳
شکل (۵-۲۶) سختی مطلوب مفصل آرنج در حرکت‌های الف) باز شدن ب) جمع شدن	۹۴
شکل (۵-۲۷) عملکرد ردیابی مسیر الف) موقعیت و ب) سرعت برای ربات توانبخشی آرنج	۹۵
شکل (۵-۲۸) عملکرد ردیابی سختی مطلوب برای الف) جمع شدن، ب) باز شدن آرنج	۹۶
شکل (۵-۲۹) خطای ردیابی موقعیت برای کنترل‌کننده مستقل سختی-موقعیت	۹۶
شکل (۵-۳۰) خطای ردیابی سختی برای کنترل‌کننده مستقل سختی-موقعیت	۹۶
شکل (۵-۳۱) زاویه دوران دیسک راهنما برای کنترل‌کننده مستقل سختی-موقعیت	۹۷
شکل (۵-۳۲) نیروی کشش کابل برای کنترل‌کننده مستقل سختی-موقعیت	۹۷
شکل (۵-۳۳) گشتاور مکانیزم محرکه کابلی با کنترل‌کننده سختی-موقعیت	۹۷
شکل (۵-۳۴) فلوچارت کنترل امیدانس ربات توانبخشی	۹۸
شکل (۵-۳۵) مسیر مطلوب توانبخشی بر مبنای مسیر مینی‌م جِک الف) موقعیت ب) سرعت	۹۹
شکل (۵-۳۶) الف) مسیر مطلوب حرکت ب) عملکرد ردیابی مسیر با کنترل‌کننده امیدانس	۱۰۰
شکل (۵-۳۷) سختی مفصل ربات در فلوچارت کنترل امیدانس	۱۰۰
شکل (۵-۳۸) گشتاور کنترل‌کننده امیدانس در سیکل حرکت	۱۰۱
شکل (۵-۳۹) نیروهای تعامل ربات و بیمار در فضای کارتزینی با کنترل‌کننده امیدانس	۱۰۱
شکل (۵-۴۰) انحراف از مسیر مرجع در تعامل نیرویی بیمار با ربات تحت کنترل امیدانس	۱۰۱
شکل (۵-۴۱) فلوچارت کنترل ادمیتانس (کنترل امیدانس مبتنی بر موقعیت)	۱۰۳
شکل (۵-۴۲) الف) مسیر مطلوب حرکت ب) عملکرد ردیابی مسیر با کنترل ادمیتانس	۱۰۳
شکل (۵-۴۳) گشتاور محرکه ربات بر اساس فلوچارت کنترل ادمیتانس	۱۰۴
شکل (۵-۴۴) سختی ربات بر اساس فلوچارت کنترل ادمیتانس	۱۰۴
شکل (۵-۴۵) نیروی تعامل بیمار و ربات در فضای دکارتی	۱۰۴
شکل (۵-۴۶) انحراف بیمار از مسیر مرجع ناشی از تعامل نیرویی با ربات با کنترل ادمیتانس	۱۰۵
شکل (۵-۴۷) فلوچارت کنترل حلقه بسته ربات مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل	۱۰۶
شکل (۵-۴۸) مسیر حرکت در فضای دکارتی با کنترل‌کننده مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل	۱۰۶
شکل (۵-۴۹) مسیر حرکت در فضای مفصلی با کنترل‌کننده مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل	۱۰۷
شکل (۵-۵۰) نیروی‌های دست بیمار حین تعامل با ربات تحت کنترل مبتنی بر بازخورد نیرو	۱۰۷
شکل (۵-۵۱) سختی ربات تحت کنترل مبتنی بر بازخورد نیرو	۱۰۸
شکل (۵-۵۲) گشتاور ربات تحت کنترل مبتنی بر بازخورد نیرو	۱۰۸
شکل (۵-۵۳) درصد گشتاور بر حسب زاویه مفصل برای دو ایده کنترلی توانبخشی غیرفعال	۱۰۹
شکل (۵-۵۴) مقایسه سختی دو ایده کنترلی توانبخشی غیرفعال	۱۰۹

فهرست شکل‌ها

عنوان	صفحه
شکل (۵-۵۵) مقایسه گشتاور دو ایده کنترلی توانبخشی غیرفعال	۱۱۰
شکل (۵-۵۶) مقایسه نیروی کشش کابل در دو ایده کنترلی توانبخشی غیرفعال	۱۱۰
شکل (۵-۵۷) مقایسه خطای ردیابی مسیر برای دو ایده کنترلی توانبخشی غیرفعال	۱۱۱
شکل (۵-۵۸) ارزیابی ایمنی در عملکرد ربات با کنترل کننده گشتاور-موقعیت	۱۱۲
شکل (۵-۵۹) ارزیابی ایمنی در عملکرد ربات با کنترل کننده سختی-موقعیت	۱۱۲
شکل (۵-۶۰) مقایسه سختی کنترل کننده امپدانس، ادمیتانس، کنترل مبتنی بر بازخورد نیرو	۱۱۳
شکل (۵-۶۱) مقایسه گشتاور کنترل کننده امپدانس، ادمیتانس، کنترل مبتنی بر بازخورد نیرو	۱۱۴
شکل (۵-۶۲) مقایسه نیروهای تعامل ربات و بیمار (الف) در راستای F_x (ب) در راستای F_y	۱۱۴
شکل (۵-۶۳) میزان آزادی عمل بیمار بر اساس میزان انحراف از مسیر	۱۱۵
شکل (۵-۶۴) مقایسه حرکت برای سه ایده کنترلی توانبخشی فعال (الف) موقعیت (ب) سرعت	۱۱۶
شکل (۵-۶۵) ارزیابی ایمنی در عملکرد ربات با کنترل کننده امپدانس	۱۱۷
شکل (۵-۶۶) ارزیابی ایمنی در عملکرد ربات با کنترل کننده ادمیتانس	۱۱۸
شکل (۵-۶۷) ارزیابی ایمنی کنترل کننده مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل	۱۱۸
شکل (۵-۶۸) فلوچارت کنترل کلیدزنی بین توانبخشی غیرفعال و فعال	۱۲۱
شکل (۵-۶۹) تصویر مدل سه بعدی ربات و بیمار در نرم افزار واقعیت مجازی	۱۲۲
شکل (۵-۷۰) مسیر حرکت ربات در فضای مفصلی با فلوچارت کنترل کلیدزنی	۱۲۳
شکل (۵-۷۱) نیروهای دست بیمار در تعامل با ربات در فلوچارت کنترلی کلیدزنی	۱۲۳
شکل (۵-۷۲) گشتاور ربات با فلوچارت کنترل کلیدزنی	۱۲۴
شکل (۵-۷۳) سختی ربات در فلوچارت کنترل کلیدزنی	۱۲۴
شکل (۵-۷۴) ارزیابی ایمنی کنترل کننده کلیدزنی با معیار مبتنی بر قابلیت رانش معکوس	۱۲۵

فهرست جدول‌ها

عنوان	صفحه
جدول (۱-۲) استانداردهای ایمنی ماشین‌آلات صنعتی بنا به شماره و شرح استاندارد	۱۳
جدول (۲-۲) استانداردهای ایمنی خاص ربات‌ها به عنوان دسته‌ای از ماشین‌آلات صنعتی	۱۳
جدول (۳-۲) استانداردهای سازمان ملی و آزمایشگاه رباتیک آمریکا در زمینه ربات‌ها	۱۳
جدول (۴-۲) استانداردهای کارآمد و قابل تعمیم به استاندارد ایمنی ربات‌های توانبخشی	۱۴
جدول (۱-۴) ضرایب تابع چند جمله‌ای مسیر مینیمم جرک	۶۳
جدول (۱-۵) پارامترهای تخمینی سیگنال کنترل	۷۶
جدول (۲-۵) پارامترهای فلوچارت کنترل ترکیبی گشتاور- موقعیت	۸۹
جدول (۳-۵) پارامترهای فلوچارت کنترل مستقل سختی- موقعیت	۹۴
جدول (۴-۵) بهره‌های کنترل‌کننده و تابع امپدانس	۹۹
جدول (۵-۵) بهره‌های کنترلی و تابع ادمیتانس	۱۰۲

فصل اول

مقدمه

۱-۱- معرفی زمینه توانبخشی رباتیک

ناتوانی‌های فیزیکی که در اثر عواملی همچون کهولت سن، تصادف و سوانح، آسیب‌های ورزشی، ضایعه نخاعی و سکته مغزی در انسان بروز پیدا کرده است موجب شکل‌گیری و ایجاد علم فیزیوتراپی^۱ شده است [۱]. علم فیزیوتراپی به معنای درمان فیزیکی یا فیزیولوژیکی^۲ بدن است که با هدف بهبود عملکرد محرکه‌های ماهیچه‌ای و عضلات انجام می‌شود. در درمان فیزیوتراپی، درمانگر با تحریک محرکه‌های عصبی و عضلانی سعی می‌کند توانایی انجام حرکات طبیعی را به اندام آسیب دیده بازگرداند. در شکل (۱-۱) درمان سنتی فیزیوتراپی برای مفاصل آرنج [۲] و زانو [۳] نشان داده شده است. در مواردی که آسیب دیدگی شدید باشد دوره درمان طولانی‌تر شده و تمرین‌های بازتوانی تنوع بیشتری را به لحاظ تعداد، زمان و شدت می‌طلبد. همین امر سبب می‌شود تا درمان فیزیوتراپی برای افراد با آسیب‌دیدگی‌های شدید، امری حساس و از طرفی مشقت‌بار برای درمانگر باشد. در اغلب موارد سکته‌های مغزی و ضایعه‌های نخاعی منجر به آسیب‌دیدگی‌های شدید در سیستم عصبی و حرکتی بدن می‌شود. ناتوانی پس از سکته مغزی^۳ در میان سالمندان بسیار شایع است و در حال حاضر به یکی از نگرانی‌های اصلی در جوامع پیشرفته مبدل شده است که در آن‌ها سالمندان اکثریت جمعیت جامعه را شامل می‌شوند [۴].



شکل (۱-۱) فیزیوتراپی سنتی برای مفاصل آرنج و زانو

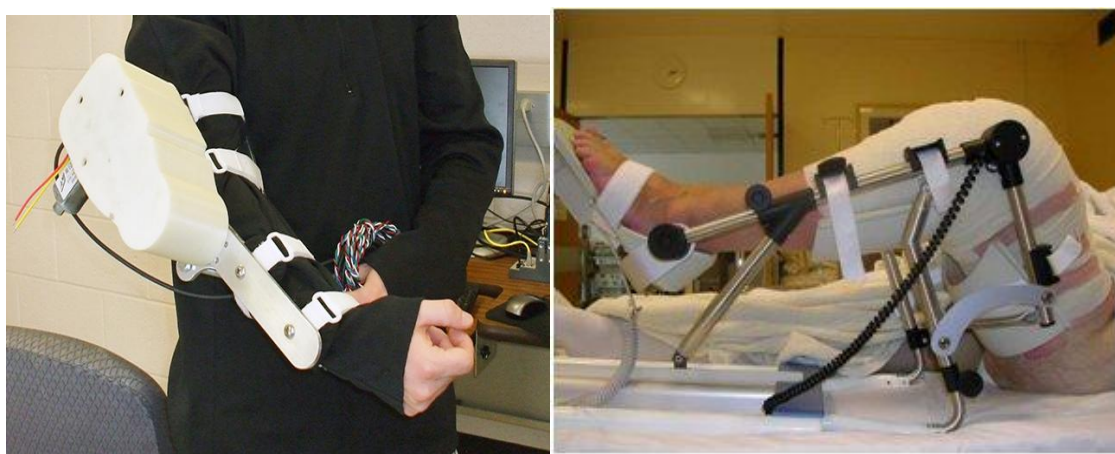
ناتوانی پس از سکته مغزی انجام امور روزمره را برای بیماران مختل می‌سازد. نگهداری و مراقبت از سالمندانی که دچار ناتوانی‌های عصبی و عضلانی هستند مستلزم نیروی کار زیاد و هزینه‌های بسیار است.

^۱ Physiotherapy

^۲ Physiological or physical therapy

^۳ Post stroke disability

همین امر سبب شده است تا درمان بازتوانی یا توانبخشی^۱ [۵] به عنوان یک راه حل مناسب و کارآمد مورد توجه قرار بگیرد و به یک زمینه تخصصی در درمان فیزیوتراپی مبدل شود. زمینه توانبخشی به لحاظ تنوعی که در اندام‌های بدن وجود دارد و برنامه درمانی ویژه‌ای که هر اندام متناسب با مشخصه‌های منحصر به فرد خود دارد، گستره بسیار وسیعی پیدا کرده است. این گستره وسیع در کنار دقت و حساسیتی که در اکثر موارد می‌طلبد موجب شده است تا امر توانبخشی برای فیزیوتراپ‌ها (درمانگرهای فیزیوتراپی) مشکل و مشقت‌بار باشد. در این میان قابلیت‌هایی که ربات‌ها در انجام دقیق وظایف تکراری و قابل برنامه‌ریزی دارند، موجب شده تا در امر توانبخشی در کنار فیزیوتراپ‌ها ظاهر شوند و آن‌ها را در انجام سیکل‌های تکراری درمان یاری دهند. با گذشت زمان حضور و فعالیت ربات‌ها در زمینه بازتوانی و توانبخشی پررنگ‌تر شد و به یک رکن اصلی در برنامه درمانی توانبخشی تبدیل شدند. ربات‌ها با انجام حرکات تکراری برنامه‌ریزی شده در سیکل درمان، شرایطی را فراهم کردند تا ضمن صرفه جویی در زمان و هزینه، بیمار درمان بهتری را دریافت کند و طول دوره درمانی کوتاه‌تری داشته باشد. دو نمونه ربات توانبخشی برای مفاصل آرنج و زانو در شکل (۱-۲) نشان داده شده‌اند.



شکل (۱-۲) دو نمونه ربات توانبخشی برای مفاصل آرنج و زانو

لذا درمان توانبخشی به کمک ربات^۲ [۶] به عنوان روشی نو و موثر مورد توجه جامعه پزشکی و فیزیوتراپی قرار گرفت. تنوع ساختار حرکتی که در اندام‌های بدن وجود دارد و نیاز به مکانیزم‌هایی که شباهت و هماهنگی بیشتری با الگوی حرکتی اندام‌های بدن داشته باشد موجب گسترش فعالیت مهندسان در زمینه مکانیک زیستی^۳ شد. فعالیت تخصصی مهندسان در زمینه درمان توانبخشی به

^۱ Rehabilitation

^۲ Robot-aided rehabilitation therapy

^۳ Biomechanics

کمک ربات، بستر اصلی گسترش مکانیزم‌ها و ربات‌های خاص توانبخشی را فراهم کرد، به نحوی که امروزه ربات‌های توانبخشی به عنوان یک دسته اصلی و پرکاربرد ربات‌ها شناخته شده‌اند. یکی از افق‌هایی که در مسیر درمان توانبخشی به کمک ربات دیده می‌شود، رسیدن به چرخه درمان کاملاً رباتیک است که در آن ربات به تنهایی و بدون دخالت درمانگر، با بیمار در تعامل قرار می‌گیرد. حرکت در راستای تحقق این افق، زمینه‌ساز معرفی مفهوم توانبخشی رباتیک^۱ به عنوان یک زمینه فعال و جذاب پژوهشی شده است. از میان فعالیت‌های انجام شده در این زمینه، ربات لوکومات^۲ [۷] و ربات آرم‌این^۳ [۸] را به عنوان نمونه‌های موفق ربات‌های توانبخشی به ترتیب برای اندام پایین‌تنه و بالاتنه می‌توان نام برد که در شکل (۳-۱) نشان داده شده‌اند.



شکل (۳-۱) نمونه‌های موفق ربات‌های توانبخشی برای اندام پایین‌تنه و بالاتنه

۲-۱- اهمیت ایمنی در توانبخشی رباتیک

برای اینکه ربات بتواند بدون دخالت درمانگر با بیمار تعامل داشته باشد، باید تمهیدات اساسی در تبیین نحوه تعامل آن اندیشیده شود و مقدمات آن فراهم شود. ایمنی بیمار در تعامل با ربات ضرورتی غیرقابل چشم‌پوشی است. اثربخشی درمان توانبخشی رباتیک وابسته به تضمین ایمنی بیمار در تعامل با ربات است. ربات توانبخشی پیش از آن‌که برای بیمار مفید باشد باید حافظ ایمنی و سلامت بیمار باشد. بیمار نباید برای بهره بردن از تاثیر توانبخشی رباتیک، متحمل خطرهای احتمالی شود که ربات پتانسیل وارد کردن آن را دارد. تعامل فیزیکی بین بیمار و ربات^۴ که تبادل نیروها و حرکت را در بر دارد باید برای تضمین ایمنی بیمار مد نظر قرار بگیرد. از این رو شناسایی پتانسیل‌های آسیب و تهدید

^۱Robotic rehabilitation

^۲Lokomat

^۳ARMin

^۴Patient-Robot physical interaction

ایمنی بیمار در تعامل با ربات به عنوان اولین گام در نظر گرفته شده است. توان مکانیکی بالای ربات‌ها اصلی‌ترین پتانسیل آسیب به بیمار تلقی می‌شود [۹]. هنگامی که ربات توانبخشی با میزان نیرو یا گشتاور بالایی به حرکت در می‌آید به صورت ذاتی توانایی بیشتری برای آسیب رساندن به بیمار دارد. چراکه هرگونه اختلال در حرکت از پیش برنامه‌ریزی شده مابین ربات و بیمار منجر به آسیب دیدگی شدید بیمار خواهد شد. برای کاهش شدت آسیب‌های احتمالی به بیمار، توان مکانیکی ربات در انجام تمرین‌های توانبخشی و تعامل با بیمار باید به حد چشمگیری تعدیل گردد. از طرفی کاستن قوا و مزیت مکانیکی ربات ممکن است به نحو موثری قابلیت‌های حرکتی ربات را کاهش دهد. همواره در دستیابی به سطح ایمن قوای مکانیکی و بهره‌مندی از مزیت مکانیکی ربات‌ها یک مسئله بهینه‌سازی مطرح است [۱۰].

راه‌کارهایی که در پاسخ‌گویی به این مسئله بهینه‌سازی به کار گرفته می‌شوند از جمله راه‌کارهای کارآمد در تامین ایمنی ربات‌ها هستند. اغلب این راه‌کارها با محوریت تامین ایمنی در فضای کاری مشترک بین ربات و کارگر در صنعت مطرح شده است [۱۱] که برخی از آن‌ها به زمینه ربات‌های توانبخشی قابل تعمیم است. فضای کاری مشترک و تفکیک ناپذیر بیمار و ربات در مسئله توانبخشی مهم‌ترین عامل محدودکننده راه‌کارهای کارآمد در این حوزه است. کاستن از نیرو محرکه فعال ربات با استفاده از روش‌های غیرفعال در جبران جاذبه از مهم‌ترین راه‌کارهایی است که در اکثر موارد به کار بسته‌اند [۱۲]. اهمیت تامین تعامل ایمن ربات و بیمار سبب شده است تا توجه بسیاری از محققان به این مسئله جلب شود.

استراتژی‌های تامین ایمنی راه‌کارهای متفاوتی در زمینه طراحی [۱۳]، تجهیز [۱۴] و کنترل [۱۵] ربات‌های توانبخشی معرفی کرده است. اما در این بین، شاخصی که بتواند سهم هر ایده را در تامین ایمنی مشخص کند، معرفی نشده است. میزان ایمنی ذاتی ربات که مربوط به طراحی و ساختار ربات می‌شود، از بالاترین اهمیت برخوردار است چراکه ایمنی بیمار را در صورت بروز اختلال به خطر نمی‌اندازد. تاکنون معیار مشخص و روشنی که به صورت کمی و با در نظر گرفتن نیازهای یک تعامل ایمن، ایمنی ذاتی^۱ ربات‌های توانبخشی را توصیف کند ارائه نشده است. علاوه بر این راه‌کارهایی که در مرحله تجهیز و کنترل ربات ارائه می‌شوند اغلب کمتر از مزیت‌های ذاتی ربات بهره گرفته‌اند. بدیهی است در صورت تضمین ایمنی ذاتی ربات، ایده‌های تامین تعامل ایمن ربات و بیمار از طریق کنترل‌کننده‌ها نتیجه مطلوب‌تری را به دست می‌دهد. در فعالیت‌های انجام شده در زمینه تامین

^۱ Inherent safety

ایمینی ربات‌های توانبخشی، ایده‌های ترکیبی و هماهنگ بین علوم پزشکی و علوم مهندسی کمتر به چشم می‌خورد. ضمن اینکه ایده‌های تامین و تضمین ایمینی ربات‌های توانبخشی در هر دو شاخه نیاز به بهبود و ارتقا دارند، در زمینه ایمینی ربات‌های توانبخشی، معیار کلی و جامع برای بررسی میزان تاثیر ایده‌های مختلف در ارتقا ایمینی ربات‌های توانبخشی ارائه نشده تا بر اساس آن بتوان استاندارد-های ایمینی برای ربات‌های توانبخشی تبیین کرد.

۳-۱- اهداف تحقیق و نوآوری‌ها

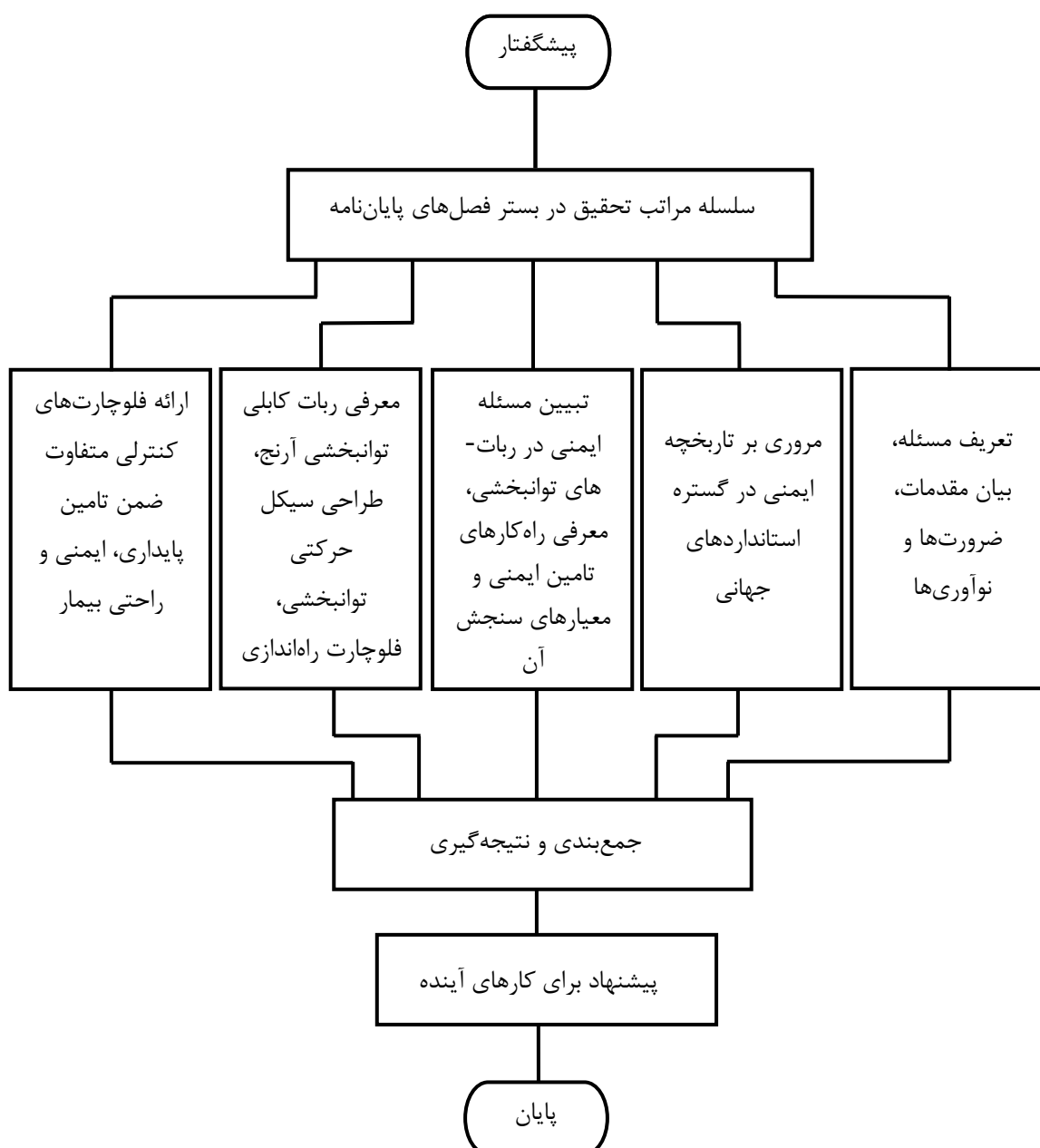
در این پایان‌نامه هدف ارزیابی ایمینی در طراحی و کنترل ربات‌های توانبخشی است. سهم این پژوهش مطالعه و طبقه‌بندی معیارها و راه‌کارهای ایمینی از سایر حوزه‌های کاری ربات‌ها، با هدف تعمیم و تدوین مقدمات لازم برای معرفی معیار و استاندارد ایمینی خاص ربات‌های توانبخشی است. در این راستا، تعمیم معیاری از حوزه ایمینی ربات‌های صنعتی، برای ارزیابی سهم هر راه‌کار در ایمن‌سازی ربات‌های توانبخشی مد نظر است. علاوه بر این، معرفی یک شاخص کمی به عنوان معیار سنجش ایمینی ذاتی ربات‌های توانبخشی در چشم‌انداز افق‌های این تحقیق وجود دارد. همچنین، شناسایی و معرفی راه‌کارهای تامین ایمینی در حوزه طراحی و کنترل ربات‌های توانبخشی در دستور کار قرار گرفته است. ارزیابی میزان تاثیر به‌کارگیری محرکه‌های الاستیک و ایجاد قابلیت رانش معکوس در ربات‌های توانبخشی مسیر اصلی تحقیق را تعیین می‌کند. تضمین ایمینی بیمار در تعامل با ربات کابلی توانبخشی آرنج با معرفی یک طرح جامع در تامین ایمینی هدف نهایی این پژوهش است. در ادامه نوآوری‌های پژوهش حاضر به شرح ذیل عنوان می‌گردد:

- تبیین مفاهیم، مقدمات و ضروریات لازم برای تدوین استاندارد ایمینی ربات‌های توانبخشی
- پیشنهاد رابطه‌ای برای بیان کمی قابلیت رانش معکوس در و کاندیدایی برای معیار ایمینی
- ارائه روش تلفیقی جبران‌سازی جاذبه در ربات کابلی توانبخشی آرنج
- طراحی فلوچارت کنترل مستقل سختی-موقعیت برای یک محرکه سری الاستیک کابلی
- ارائه سه فلوچارت کنترلی برای توانبخشی فعال با شراکت بیمار
- ترکیب و هماهنگی ایده‌های کنترلی در توانبخشی فعال و غیرفعال در یک فلوچارت

۴-۱- ساختار پایان‌نامه

ساختار پایان‌نامه در نمودار درختی شکل (۴-۱) به طور خلاصه نشان داده شده است. فصل اول مقدمه‌ای در ارتباط با توانبخشی رباتیک و اهمیت ایمینی در آن مطرح کرده است و در ادامه به بیان

اهداف و نوآوری‌های تحقیق پرداخته است. تاریخچه ایمنی ربات‌ها در بستر استانداردهای ملی و جهانی در فصل دوم مورد بررسی قرار گرفته و استانداردهای قابل تعمیم به ربات‌های توانبخشی در این بخش طبقه‌بندی شده‌اند. سپس راه‌کارهای تامین ایمنی با استراتژی‌های طراحی و کنترل ربات‌ها مطرح شده و معیاری تعمیم‌یافته از ربات‌های صنعتی درخور مسئله توانبخشی برای سنجش تاثیر هر راه‌کار در تامین ایمنی ارائه شده است. پس از آن بر پایه تعریف و مفاهیم قابلیت رانش معکوس در ربات‌ها، رابطه ریاضی برای بیان کمی آن مطرح شده و این رابطه را به عنوان معیار سنجش ایمنی ذاتی ربات‌های توانبخشی پیشنهاد داده است.



شکل (۴-۱) ساختار پایان‌نامه در قالب نمودار درختی

در ادامه پایان نامه هدف پیاده سازی و ارزیابی راه کارهای شناسایی شده برای ربات کابلی توانبخشی آرنج است، لذا در فصل سوم ابتدا ربات کابلی توانبخشی آرنج معرفی شده و پس از تحلیل های سینماتیکی، استاتیکی و دینامیکی، مسیرهای مناسب برای توانبخشی آرنج براساس الگوهای حرکتی انسان، برای ربات طراحی شده اند. فلوچارت های کنترلی برای انجام توانبخشی غیرفعال با عنوان کنترل مستقل سختی-موقعیت از طریق محرکه سری الاستیک کابلی ربات در بخش ابتدایی فصل چهارم مطرح شده است. در ادامه فصل چهارم فلوچارت های کنترلی برای انجام توانبخشی فعال و شراکتی با بیمار در قالب سه فلوچارت: کنترل امپدانس، کنترل ادمیتانس و فلوچارت حلقه بسته مبتنی بر بازخورد نیروی دست بیمار ارائه می شوند.

در فصل پنجم یک فلوچارت کنترل ترکیبی برای توانبخشی غیرفعال و فعال بیمار ارائه می شود که در آن ایمنی بیمار در توانبخشی فعال ربات برپایه معیار کمی قابلیت رانش معکوس ارزیابی شده و عملکرد کنترل کننده را مطابق تمایل بیمار تعیین می کند. در آخر، در فصل ششم مطالب پایان نامه جمع بندی شده و نتیجه گیری می شود. همچنین پیشنهادهایی برای ادامه کار در آینده در فصل ششم ارائه شده است.

فصل دوم

مروری بر تاریخچه ایمنی ربات‌ها

۲-۱- تاریخچه ایمنی ربات‌ها در بستر استانداردهای ملی و جهانی

در این بخش ابتدا سازمان‌های ملی و جهانی که در زمینه تدوین و انتشار استانداردهای ایمنی فعالیت دارند معرفی خواهند شد. سپس انواع استانداردهایی که سازمان استاندارد جهانی^۱ (ISO) در چهار کلاس متفاوت منتشر می‌کند، بیان می‌شود. پس از آن فرصتی برای آشنایی با استانداردهای ایمنی ربات‌ها در زمینه‌های کاری مختلف، فراهم آمده است.

۲-۲- معرفی سازمان‌های استاندارد جهانی و ملی

سازمان استاندارد جهانی یک فدراسیون بین‌المللی از سازمان‌های استاندارد ملی کشورهای عضو سازمان است. وظیفه آماده‌سازی استانداردهای بین‌المللی به طور طبیعی توسط کمیته‌های فنی سازمان استاندارد جهانی انجام می‌پذیرد. وظیفه اصلی کمیته‌های فنی آماده‌سازی استانداردهای بین‌المللی است. پیش‌نویس استاندارد بین‌المللی که توسط کمیته‌ی فنی تطبیق داده شده برای رای‌گیری میان سایر اعضا به اشتراک گذاشته می‌شود. انتشار یک استاندارد بین‌المللی حداقل نیازمند تائید ۷۵٪ از اعضای شرکت کننده در رای‌گیری است. هر استاندارد منتشر شده تنها در تولید ماشین‌آلاتی که پس از انتشار استاندارد تولید می‌شوند، لازم به اجرا است. سازمان استاندارد جهانی همواره به عنوان بزرگترین و اصلی‌ترین مرجع تدوین و انتشار استاندارد، شناخته شده است. در این میان، کشورهای پیشرفته و پیشگام در صنایع رباتیک به واسطه علم و تجربه‌ای که در گذر زمان به دست آمده، استانداردهای ملی برای صنایع رباتیک خود معرفی و منتشر کرده‌اند. از این جمله می‌توان به کشور آمریکا و ژاپن اشاره کرد. انجمن صنایع رباتیک^۲ (RIA) و سازمان استاندارد ملی ربات‌های صنعتی آمریکا^۳ (ANSI) با همکاری هم استانداردهای مربوط به ربات‌های صنعتی را تدوین و منتشر می‌کنند. در کشور ژاپن انجمن رباتیک ژاپن^۴ (RSJ) در زمینه تدوین و انتشار استانداردهای مربوط به ربات‌ها فعالیت گسترده‌ای دارد.

۲-۳- دسته‌بندی انواع استانداردهای سازمان استاندارد جهانی بر اساس محتوا

استاندارد جهانی ایمنی ماشین‌های صنعتی بر اساس محتویات و مطالبی که پوشش می‌دهند در قالب چهار نوع معرفی و منتشر می‌شوند. در واقع این دسته‌بندی معرف سلسله مراتبی است که از کل به

^۱ International Standard Organization (ISO)

^۲ Robotic Industries Association (RIA)

^۳ American National Standard Institute (ANSI)

^۴ Robotic society of Japan (RSJ)

جزء خاص متمرکز می‌شود. ابتدای سلسله مراتب مربوط به مفاهیم، واژگان و قوانین کلی در تامین ایمنی است [۱۶]. سپس متغیرهای هر جنبه خاص ایمنی برای گروه‌های مشابه ماشین‌های صنعتی شناسایی می‌شوند. در ادامه تجهیزات و روش‌های استاندارد برای اندازه‌گیری و کنترل متغیرهای مورد نظر ارائه می‌شود. در نهایت جزئیات الزامات و راه‌کارهای تامین ایمنی مربوط به یک ماشین خاص شرح داده می‌شود. هدف اصلی از ارائه‌ی استانداردهای بین‌المللی ارائه یک قاعده کلی و راهنمایی برای طراحان است، که به وسیله آن قادر به طراحی و توسعه ماشین‌های صنعتی با ایمنی لازم باشند. چهار نوع استاندارد ماشین‌های صنعتی عبارت است از [۱۷]:

نوع A: این دسته از استانداردها دربردارنده مفاهیم اساسی و اصول اولیه طراحی است که در واقع به عنوان اساس استانداردهای ایمنی تلقی می‌شود. در این نوع استانداردها معیارهای پایه و اصول اساسی برای طراحی ماشین‌آلات صنعتی ارائه می‌شود، همچنین جنبه‌های کلی که قابل تعمیم به تمام ماشین‌آلات صنعتی است، عنوان می‌گردد.

نوع B: این دسته از استانداردها به عنوان استانداردهای ایمنی عمومی شناخته می‌شوند. در این استانداردها یکی از جنبه‌های ایمنی و حفاظت را در طیف گسترده و متنوع‌ای از ماشین‌های صنعتی مد نظر قرار می‌دهد و خود به دو زیر گروه تقسیم می‌شود:

B1: در این نوع استاندارد پارامترها و متغیرهای ایمنی از یک جنبه خاص تعریف و تعیین می‌شوند. (مثل فاصله ایمن، دمای سطح، نویز و ...)

B2: این استاندارد تجهیزاتی را برای اندازه‌گیری و کنترل متغیرهای جنبه ایمنی مد نظر معرفی می‌کند. (مثل کنترل‌کننده‌های دو دستی، قفل‌های داخلی، دستگاه‌های حساس به فشار و حصارها)

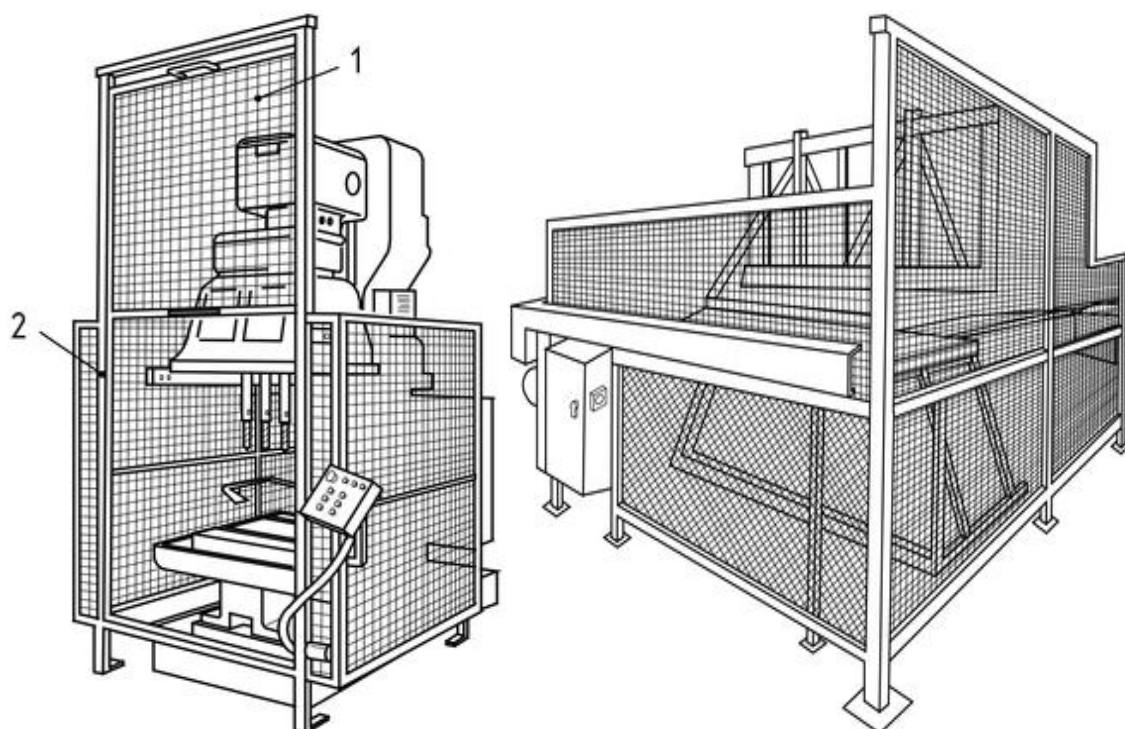
نوع C: الزامات ایمنی را برای یک ماشین خاص و یا گروهی ویژه‌ای از ماشین‌آلات به طور دقیق مطرح می‌کند.

۲-۴- آشنایی با استاندارد ایمنی ماشین‌های صنعتی و ربات‌ها

اولین استاندارد ایمنی ماشین‌های صنعتی مربوط به سال ۱۹۹۲ می‌شود [۱۶] که در آن ایده اصلی ایمن‌سازی صنایع رباتیک ایزوله کردن ربات‌ها از انسان‌ها در نظر گرفته شده بود. این در حالی بود که اگر شرایط ایزوله کردن یک ربات از محیط انسان‌ها فراهم نبود بر اساس این استاندارد باید ربات کنار گذاشته می‌شد. شکل (۲-۱) دو نمونه از حفاظ‌های ایمنی^۱ [۱۸] را نشان می‌دهد که فضای کاری ربات را از فضای کاری انسان‌ها جدا می‌کند. به این ترتیب انسان امکان ورود به فضای کاری ربات را

^۱ Safety guards

نخواهد داشت و تهدیدی از جانب ربات متوجه آن نخواهد بود. به مرور زمان با جا گرفتن ربات‌های صنعتی در یک فضای کاری مشترک با انسان‌ها در صنایع مختلف، تعامل میان انسان و ربات به عنوان یک زمینه چالش برانگیز مورد توجه قرار گرفت. نیرو و توان مکانیکی ربات‌های صنعتی همواره دو پتانسیل اصلی آسیب و تهدیدی برای ایمنی و سلامت انسان‌ها تلقی می‌شد [۱۹]. در این راستا اهمیت تامین امنیت برای انسان‌ها در برابر تهدیدهایی که از جانب ربات‌ها متوجه انسان می‌شود منجر به شکل گرفتن استانداردهای ایمنی در زمینه ربات‌های صنعتی شد.



شکل (۱-۲) دو نمونه از حفاظ‌های ایمنی

نگاه سازمان استاندارد آمریکا به مسئله ایمنی ربات‌های صنعتی با دو تعریف جامع برای ایمنی (مصونیت از هر تهدید غیر قابل چشم‌پوشی) و تهدید (ترکیبی از شدت و احتمال وقوع صدمه) پایه‌گذاری شد [۲۰]. در ادامه کار، انجمن صنایع رباتیک در سال ۲۰۰۶ یک گزارش فنی از بحث ایمنی مربوط به ربات‌ها صنعتی منتشر کرد [۲۱]. با پیشرفت سیستم‌های کنترل و ابزار دقیق و گزارش‌های فنی از صنایع صاحب ربات‌های صنعتی، سازمان استاندارد جهانی در دو شماره متوالی [۲۲] و [۲۳]، استانداردهای مربوط به ایمنی ربات‌های صنعتی را منتشر کرد. انجمن صنایع رباتیک به همراه سازمان استاندارد آمریکا نیز استاندارد مربوط به ایمنی ربات‌های صنعتی را که از سال ۱۹۹۹ بازنگری و تکمیل نشده بود را در سال ۲۰۱۲ تصحیح و تکمیل و منتشر کردند [۲۴]. به این ترتیب مسئله ایمنی در زمینه ربات‌های صنعتی به شکلی عمیق و گسترده تحت بررسی قرار گرفت و تدابیر تامین امنیت

برای ماشین‌های صنعتی که ربات‌ها را نیز در بر می‌گرفت، گسترش پیدا کرد. کلیه استانداردهای ایمنی ماشین‌آلات صنعتی بنا به شماره و شرح استاندارد در جدول (۱-۲) تنظیم شده‌اند. سازمان استاندارد جهانی برای ربات‌ها به عنوان دسته مهمی از ماشین‌آلات صنعتی، استانداردهای ایمنی خاص تدوین کرده است که در جدول (۲-۲) گردآوری و شرح داده شده‌اند.

جدول (۱-۲) استانداردهای ایمنی ماشین‌آلات صنعتی بنا به شماره و شرح استاندارد

شماره استاندارد	شرح استاندارد
ISO/TR 12100	Basic concepts, general principles for design[16]
ISO 14121	Risk assessment[25]
ISO 14120	Guards[18]
ISO 14119	interlocking devices associated with guards[26]
ISO/TR 18569	Guidelines for the understanding and use of safety of machinery standards[17]
ISO 13849	Safety-related parts of control systems[27]
ISO 14118	Prevention of unexpected start-up[28]
ISO 13851	Two-hand control devices[29]
ISO 13857	Safety distances to prevent hazard zones being reached by upper and lower limbs[30]
ISO 14122	Permanent means of access to machinery[31]
ISO 13856	Pressure-sensitive protective devices[32]
ISO 18434	Condition monitoring and diagnostics of machines[33]
ISO 14123	Reduction of risks to health from hazardous substances emitted by machinery [34]
ISO 14159	Hygiene requirements for the design of machinery [35]
ISO 15534	Ergonomic design for the safety of machinery [36]
ISO 14738	Anthropometric requirements for the design of workstations at machinery [37]
ISO 13850	Emergency stop [38]
ISO 13855	Positioning of safeguards with respect to the approach speeds of parts of the human body [39]
ISO 11161	Integrated manufacturing systems [40]
ISO Guide 78	Rules for drafting and presentation of safety standards [41]

جدول (۲-۲) استانداردهای ایمنی خاص ربات‌ها به عنوان دسته‌ای از ماشین‌آلات صنعتی

شماره استاندارد	شرح استاندارد
ISO 10218	Safety requirements for industrial robots[22],[23]
ISO 13482	Safety requirements for personal care robots[42]

در کنار سازمان استاندارد جهانی، سازمان استاندارد ملی آمریکا با همکاری آزمایشگاه رباتیک آمریکا در زمینه ایمنی ربات‌های صنعتی از سال ۱۹۹۲ دو شماره استاندارد منتشر کرده و در شماره‌های پیاپی آن‌ها را بازنگری و ویرایش کرده‌اند. دو شماره استاندارد مربوط به ایمنی ربات‌ها که توسط سازمان استاندارد ملی آمریکا و آزمایشگاه ربات آمریکا منتشر شده در جدول شماره (۳-۲) گردآوری و شرح داده شده‌اند.

جدول (۳-۲) استانداردهای سازمان ملی و آزمایشگاه رباتیک آمریکا در زمینه ربات‌ها

شماره استاندارد	شرح استاندارد
ANSI/RIA R15.06	American National Standard for Industrial Robots and Robot Systems[24]
RIA TR T15.106	Technical Report for Industrial Robots and Robot Systems[21]

۲-۵- طبقه‌بندی و معرفی استانداردهای قابل تعمیم به ربات‌های توانبخشی

مطالب تحت پوشش استانداردهای معرفی شده در جدول (۲-۱)، (۲-۲) و (۲-۳) مربوط به ایمنی ماشین‌های صنعتی و ربات‌ها، مطالعه و بررسی شده است. سپس استانداردهایی که در تدوین مفاهیم و مقدمات استاندارد ایمنی خاص ربات‌های توانبخشی کارآمد و قابل تعمیم هستند در جدول (۲-۴) جداسازی و طبقه‌بندی شده‌اند. در ادامه استانداردهای طبقه‌بندی شده در جدول (۲-۴) معرفی خواهند شد.

جدول (۲-۴) استانداردهای کارآمد و قابل تعمیم به استاندارد ایمنی ربات‌های توانبخشی

شرح استاندارد	شماره استاندارد
Basic concepts, general principles for design	ISO/TR 12100
Risk assessment	ISO 14121
Risk management—Risk assessment techniques	IEC 31010
Safety-related parts of control systems	ISO 13849
Prevention of unexpected start-up	ISO 14118
Condition monitoring and diagnostics of machines	ISO 18434
Hygiene requirements for the design of machinery	ISO 14159
Ergonomic design for the safety of machinery	ISO 15534
Anthropometric requirements for the design of workstations at machinery	ISO 14738
Emergency stop	ISO 13850
Rules for drafting and presentation of safety standards	ISO Guide 78
Safety requirements for industrial robots	ISO 10218
Safety requirements for personal care robots	ISO 13482
American National Standard for Industrial Robots and Robot Systems	ANSI/RIA R15.06
Technical Report for Industrial Robots and Robot Systems	RIA TR T15.106

استاندارد ایمنی ISO 12100: اولین گام سازمان استاندارد جهانی در تبیین استانداردهای ایمنی برای ماشین‌آلات صنعتی از جمله ربات‌های صنعتی، ارائه استاندارد ISO/TR 12100 در سال ۱۹۹۲ بود. در این استاندارد واژگان فنی اولیه مربوط به ایمنی ماشین‌آلات صنعتی در کنار یک اصل و روش کلی برای ایمن‌سازی آن‌ها ارائه شده است که بر پایه علم و تجربه طراحی و به‌کارگیری نمونه‌های اولیه و حوادث گزارش شده بنا نهاده شده بود. این استاندارد در سال ۲۰۰۳ در شماره ISO 12100 و مجدداً در سال ۲۰۱۰ در شماره ISO 12100-2010 بازنگری و ویرایش شده است. استاندارد ISO 12100-2010 مربوط به اصول کلی طراحی در ارتباط با شناسایی^۱، ارزیابی^۲ و کاهش تهدید^۳ در ماشین‌آلات صنعتی است [۱۶]. در این استاندارد روند کلی برای شناسایی، ارزیابی و کاهش تهدید در ماشین‌آلات صنعتی در یک فلوچارت ارائه شده است که در شکل (۲-۲) نشان داده شده است. بر مبنای این استاندارد، دستورالعمل‌های ایمنی ترکیبی از دو دستورالعمل کلی است:

^۱ Hazard identification

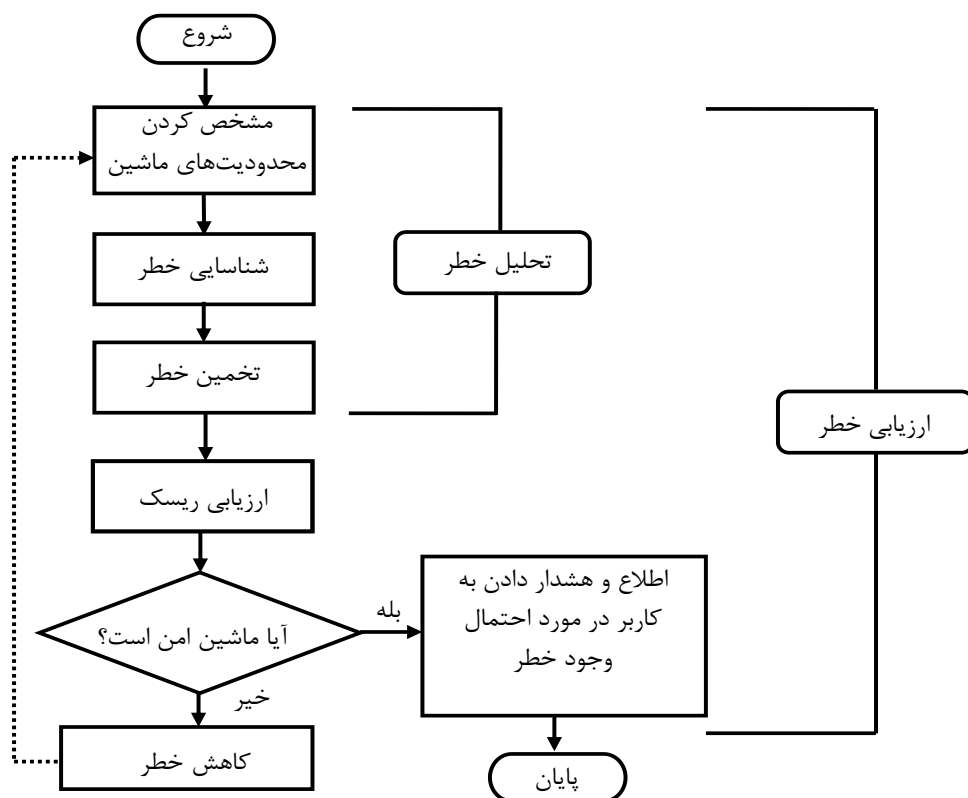
^۲ Risk evaluation

^۳ Risk reduction

- دستورالعمل‌هایی که باید در مرحله طراحی لحاظ شوند: شامل سنجش و کاهش تهدید.
- دستورالعمل‌هایی که باید در مرحله به‌کارگیری دستگاه، توسط کاربر پیاده شوند.

فرآیند سنجش و کاهش تهدید در یک فلوچارت پنج مرحله‌ای به شرح ذیل خلاصه می‌شود که در آن چهار مرحله اول تا دستیابی به میزانی از تهدید که قابل چشم‌پوشی باشد، در یک حلقه، تکرار خواهند شد. در شناسایی محدودیت‌ها، محدودیت‌های به‌کارگیری، محدودیت‌های مکانی و زمانی باید در نظر گرفته شود. همچنین ضرورت دارد، احتمال به‌کارگیری‌های نادرست از سوی کاربر که قابل پیش‌بینی‌اند به حساب آورده شود. مثل عملکرد نادرست ناشی از حواس‌پرتی‌های معمولی یا عکس‌العمل شخص در مواجهه با شرایط حادثه، خرابی یا بدعمل کردن.

- شناسایی محدودیت‌های ماشین
- شناسایی خطرات و ارزیابی میزان تهدید
- بر طرف کردن خطر یا کاهش تهدید تا هر حدی که امکان داشته باشد.
- طراحی محافظ یا وسایل ایمنی در برابر تهدیدهای باقی‌مانده
- آگاهی و هشدار به کاربر در ارتباط با هر تهدید به جا مانده



شکل (۲-۲) روند کلی استاندارد برای شناسایی، ارزیابی و کاهش تهدید

استاندارد ISO 14121: در میان مراحل که در فلوچارت کلی ایمن سازی ماشین‌آلات صنعتی ارائه شده دو مرحله سنجش و کاهش تهدید اهمیت ویژه‌ای دارند. در این راستا سازمان استاندارد جهانی در این شماره استانداردهای مربوط به ارزیابی و کاهش تهدید را خاص ماشین‌آلات صنعتی با عنوان کردن مثال‌های متنوعی از سنجش و کاهش تهدید در ماشین‌آلات صنعتی تدوین کرده است [۲۵]. نسخه اولیه این استاندارد در شماره ISO 14121-1999 منتشر شده است و طی شماره‌های ISO/TR 14121-2007 و ISO/TR 14121-2012 مورد بازنگری و ویرایش قرار گرفته است. این استاندارد راهنمایی‌های کاربردی در جهت هدایت سنجش تهدید برای ماشین‌آلات صنعتی هماهنگ با ISO 12100 ارائه می‌دهد و روش‌ها و ابزارهای متفاوتی برای هر پله از فرایند معرفی می‌کند. همچنین مثال‌هایی از دستورالعمل‌های متفاوت که می‌تواند برای کاهش تهدید، یا برای سنجش تهدید در گستره وسیعی از ماشین‌آلات بر اساس پیچیدگی و پتانسیل آسیب به کار گرفته شود، ارائه می‌دهد. کاربرانی که خواستار این استاندارد هستند، کسانی‌اند که در طراحی، نصب یا اصلاح و ارتقا ماشین-آلات اشتغال دارند. بر اساس استاندارد ISO14121، تهدید از ترکیب المان‌ها ذیل ناشی می‌شود:

- میزان شدت یک آسیب
- میزان احتمال وقوع آسیب
- فرکانس و مدت زمان در معرض خطر واقع شدن
- شانس حادث شدن یک واقعه خطرناک
- امکانات انسانی یا فنی برای دوری از آسیب یا محدود کردن آن

از آنجایی که گاهی تهدیدها کاملاً بر طرف نمی‌شوند، باید تصمیم گرفته شود که کدام تهدیدها ترجیحاً کاهش داده شوند و چه دستورالعمل‌هایی عملکرد مناسبی در قیاس با هزینه فراهم خواهند کرد. در انجام این فرایند در نظر داشتن المان‌های زیر ضروری است:

- ایمنی ماشین
- توانایی ماشین در انجام مسئولیت خود
- قابل استفاده بودن ماشین
- هزینه تولید و عملیاتی ماشین

استاندارد IEC 31010: این استاندارد، روش‌های ارزیابی و مدیریت تهدید را معرفی می‌کند که می‌تواند در ارزیابی و کاهش تهدید ماشین‌آلات صنعتی مفید باشد [۴۳].

استاندارد ISO 13849: این استاندارد در زمینه بخش‌های مرتبط با ایمنی سیستم کنترل در ماشین-آلات صنعتی است که شماره اولیه آن در سال ۱۹۹۹ منتشر شده است. آخرین ویرایش این استاندارد در سال ۲۰۰۶ صورت گرفته است. این استاندارد ضرورت‌های ایمنی و راهنمایی‌هایی در اصول طراحی و تلفیق بخش‌های مرتبط با ایمنی سیستم کنترل، مثلاً سیستم نرم‌افزاری کنترل را در بر می‌گیرد. این استاندارد مشخصه‌هایی برای بخش‌های مرتبط با ایمنی سیستم کنترل شامل سطح عملکرد مورد نیاز برای انجام فعالیت‌های ایمنی را مشخص می‌کند. این استاندارد بدون در نظر گرفتن نوع تکنولوژی و انرژی به کار رفته، در بر گیرنده تمامی بخش‌های مرتبط با ایمنی سیستم کنترل در تمامی ماشین‌آلات صنعتی است [۲۷].

استاندارد ISO 14118: این استاندارد در ارتباط با پیشگیری از شروع به کار غیرمنتظره ماشین‌های صنعتی است. تنها نسخه منتشر شده این استاندارد مربوط به سال ۲۰۰۰ می‌باشد. در این استاندارد راه‌کارها و تدابیر متفاوتی برای جلوگیری از شروع به کار ناگهانی ماشین‌آلات ارائه شده است [۲۸].

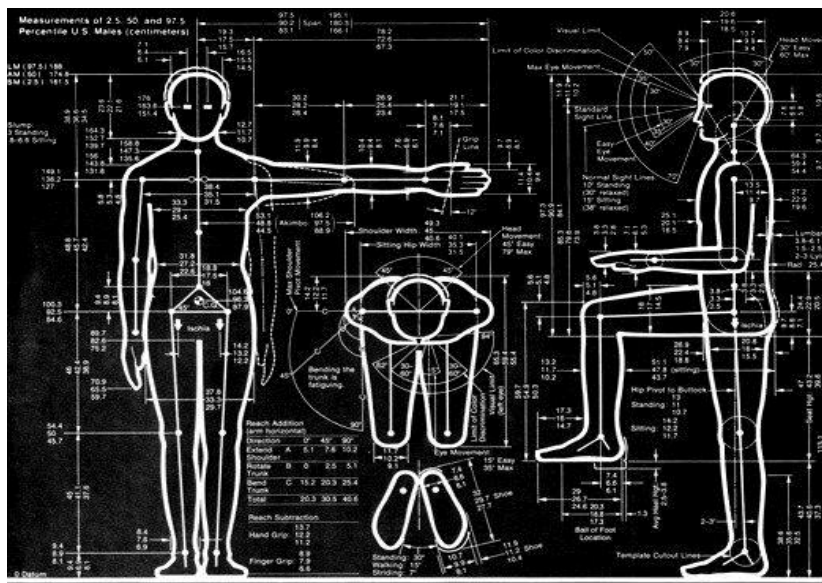
استاندارد ISO 18434: راه‌کارهای نظارت بر وضعیت و تشخیص عیب ماشین‌های صنعتی در این استاندارد بررسی شده است. شماره اول استاندارد در سال ۲۰۰۸ منتشر شده و آخرین بار در سال ۲۰۱۱ بازنگری شده است. این استاندارد دستورالعمل‌های کلی برای نظارت بر وضعیت و عیب‌یابی ارائه می‌کند [۳۳].

استاندارد ISO 14159: سازمان استاندارد جهانی در این شماره نیازهای بهداشتی برای طراحی ماشین‌های صنعتی را معرفی و منتشر کرده است. این استاندارد برای اولین بار در سال ۲۰۰۲ منتشر شده و آخرین بار در سال ۲۰۱۲ ویرایش شده است [۳۵].

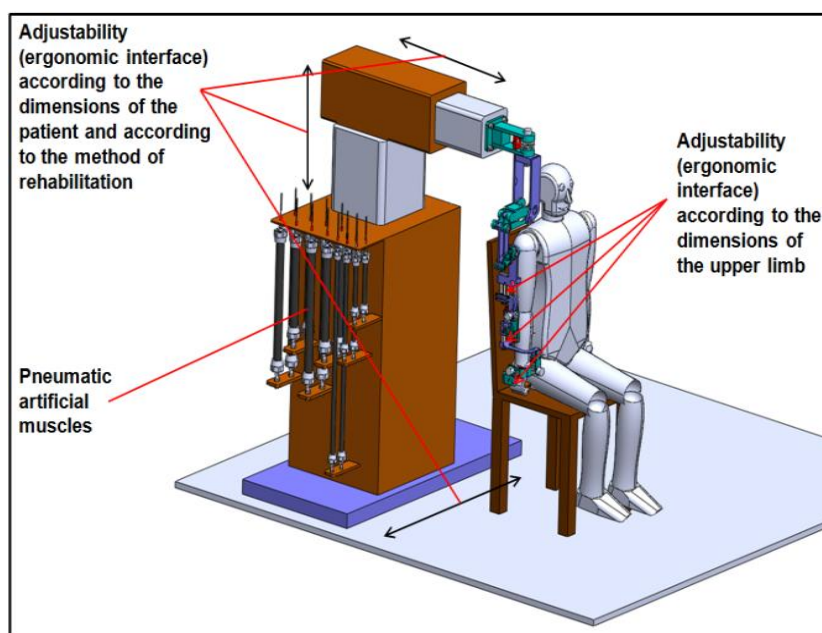
استاندارد ISO 15534: این استاندارد مربوط به طراحی ماشین‌ها مطابق با اصول ارگونومی است. شماره اول استاندارد در سال ۲۰۰۰ منتشر شده است و آخرین بازنگری آن مربوط به سال ۲۰۱۱ می‌باشد. اصول ارگونومی بر اساس ابعاد و شکل‌گیری اندام‌ها در حالت‌های مختلف، قوانینی را برای طراحی ماشین‌های صنعتی ارائه می‌دهند [۳۶].

شکل (۳-۲) نمونه‌ای از نحوه محاسبه ابعاد اندام یک فرد مذکر را در سه شکل‌گیری متفاوت نشان می‌دهد. ربات‌های توانبخشی نیز از این الزام مستثنی نخواهند بود. ربات‌های توانبخشی باید با در نظر گرفتن ابعاد و شکل‌گیری اندام‌های بدن طراحی شوند و قابلیت تطبیق به اندازه‌های افراد مختلف را داشته باشند. شکل (۴-۲) نمونه‌ی یک ربات توانبخشی بالاتنه را نشان می‌دهد که قابلیت انطباق با

ابعاد بدن افراد متفاوت را دارد [۴۴]. تنظیم طول اهرم‌های ربات و منطبق کردن مفاصل آن با مفاصل اندام بیمار اهمیت بسیاری در تامین ایمنی دارد. به عنوان مثال در صورتی که مفاصل ربات منطبق بر مفصل بیمار نباشد، نیرو یا گشتاورهایی که ربات برای دوران مفاصل ایجاد می‌کند مولفه‌هایی در سایر جهت‌های مفصل بیمار ایجاد خواهد کرد که مستقیماً به اندام بیمار تحمیل شده و احتمال آسیب دیدگی‌های شدید را افزایش می‌دهد.



شکل (۲-۳) پارامترهای ابعادی آنترپومتری یک فرد مذکر



شکل (۲-۴) نمونه‌ی یک ربات توانبخشی بالاتنه با قابلیت انطباق پارامترهای ارگونومیک

استاندارد ISO 14738: نیازهای آنتروپومتریک در طراحی ایستگاه‌های کاری برای ماشین‌های صنعتی در این استاندارد مطرح شده‌اند. اولین شماره این استاندارد در سال ۲۰۰۲ منتشر شده و آخرین بار در سال ۲۰۱۳ بازنگری و ویرایش شده است. اصول آنتروپومتری نکات ضروری برای تامین ایمنی اپراتور براساس فاصله‌ها و زوایای ایمن معرفی می‌کند [۳۷].

استاندارد ISO 13850: این استاندارد مربوط به تجهیزات و سوئیچ‌های توقف اضطراری در ماشین‌های صنعتی می‌شود. نسخه اولیه این استاندارد در سال ۱۹۹۶ منتشر شده و در سال‌های ۲۰۰۶ و ۲۰۱۵ بازنگری و ویرایش شده است. مدل‌های نوری این تجهیزات در صنعت عموماً در ایستگاه‌های کاری مشترک یا متوالی ربات و انسان استفاده می‌شود. شکل (۵-۲) نمونه‌ای از سوئیچ‌های توقف اضطراری را در یک دستگاه توانبخشی دست نشان می‌دهد [۳۸].



شکل (۵-۲) نمونه‌ای از سوئیچ توقف اضطراری در یک دستگاه توانبخشی دست

استاندارد ISO GUIDE 78: این استاندارد قواعد و دستورالعمل‌های چگونگی تدوین و ارائه یک استاندارد را تشریح می‌کند. نسخه ابتدایی این شماره مربوط به سال ۲۰۰۸ بوده و در سال ۲۰۱۲ مورد بازنگری قرار گرفته است [۴۱].

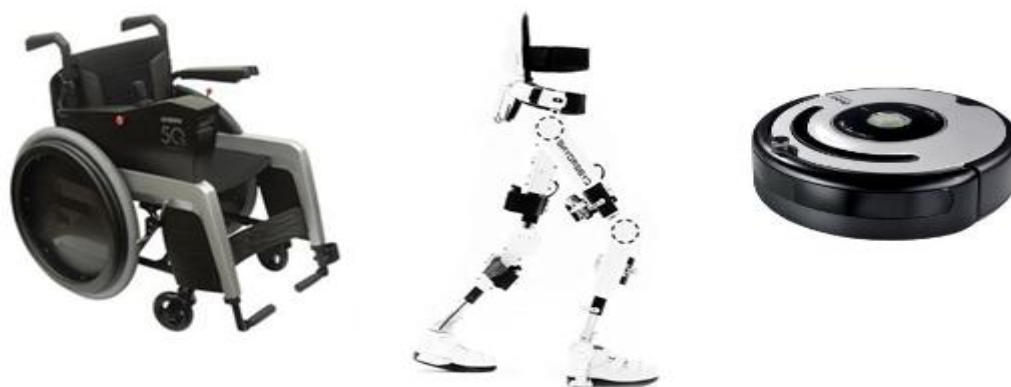
استاندارد ISO 10218: این استاندارد مربوط به ضرورت‌های ایمنی در ربات‌های صنعتی است که در سال ۲۰۰۶ برای اولین بار منتشر شده است و در سال‌های ۲۰۰۷ و ۲۰۱۱ ویرایش و بازنگری شده است [۲۲].

استاندارد ISO 13482: استاندارد ایمنی ربات‌های مراقبت فردی تحت عنوان "ضرورت‌های ایمنی در ربات‌های مراقبت فردی" در این شماره منتشر شده است. در این استاندارد ضرورت‌ها و راهنمایی‌های

لازم برای رسیدن به ایمنی ذاتی در طراحی، شاخص‌های مراقبت و نحوه به کارگیری ربات‌های مراقبت فردی مطرح شده است. این استاندارد به طور اختصاصی برای سه دسته از ربات‌های مراقبت فردی منتشر شده است [۴۲]:

- ربات‌های خدمتکار متحرک^۱
- ربات‌های دستیار فیزیکی^۲
- ربات‌های حمل‌کننده‌ی انسان^۳

این ربات‌ها عموماً وظایفی را با هدف بهبود کیفیت زندگی برای کاربران خاص خود انجام می‌دهند. همچنین در این استاندارد تدابیر برای تماس فیزیکی ربات و انسان اندیشیده شده است. بنا به ساختار و محتویات، این استاندارد بیشترین تطابق را با مسئله ایمنی در ربات‌های توانبخشی دارد چرا که مسئله ایمنی در ربات‌های توانبخشی براساس تعامل فیزیکی ربات و بیمار شکل گرفته است.



شکل (۲-۶) انواع ربات‌های مراقبت فردی

استاندارد ANSI/RIA R15.06 و RIA/TR T15.106: این استانداردها در زمینه ربات‌های صنعتی با همکاری انجمن صنایع رباتیک و سازمان استاندارد ملی آمریکا تهیه و منتشر شده است [۲۰]، [۲۱]. بر این مبنای فعالیت‌هایی که تا کنون در زمینه ارزیابی ایمنی و ایمن‌سازی ربات‌های صنعتی انجام شده را می‌توان در دو دسته کلی تقسیم‌بندی کرد: ۱- مفاهیم و معیارهای ارزیابی ایمنی، ۲- تدابیر تامین ایمنی در حوزه‌های طراحی مکانیکی (مکانیزم و محرکه)، کنترل‌کننده‌ها و واسط‌های نرم‌افزاری.

¹ Servant mobile robot

² Physical assistant robot

³ Person carrier robot

فصل سوم

ایمنی ربات‌های توانبخشی

۳-۱- تبیین مسئله ایمنی در ربات‌های توانبخشی

مسئله ایمنی برای ربات‌های صنعتی مصون ماندن از صدمه‌های ناشی از برخوردهای ناخواسته ربات با انسان تعریف شده است. در حوزه توانبخشی اندام بیمار همواره با ربات در تماس بوده و با آن در تعامل است لذا مفهوم ایمنی در ارتباط با ربات‌ها توانبخشی تعریف متفاوتی خواهد داشت. همین امر موجب شده است تا بسیاری از استانداردها و راهکارهای ایمنی در حوزه ربات‌های صنعتی قابل تعمیم و کارآمد در حوزه ربات‌های توانبخشی نباشد. نتیجتاً، در آن دسته از حوزه‌های کاری ربات‌ها که در آن تعامل فیزیکی میان انسان و ربات در چارچوب‌های مختلف مطرح می‌شود مفهوم ایمنی تعریف نزدیکتری به حوزه توانبخشی خواهد داشت.

در کنار پیشرفت و افزایش روزافزون ربات‌ها، حوزه‌های کاری با ماهیت تعامل انسان و ربات در شاخه‌های: ۱- ربات‌های کمکی^۱ ۲- ربات‌های جراح ۳- تعامل شراکتی انسان-ربات^۲ ۴- دستگاه‌های لامسه‌ای^۳ ۵- ربات‌های مراقبت فردی^۴ مورد توجه قرار گرفته است. اخیراً در ارتباط با ایمنی ربات‌های مراقبت فردی، استاندارد ایمنی توسط سازمان جهانی منتشر شده است که تنها شامل ربات‌های ۱- خدمتکار متحرک ۲- دست‌یار فیزیکی و ۳- حمل‌کننده‌های انسانی می‌شود [۴۲]. علی‌رغم اینکه این استاندارد، ربات‌های پزشکی که در زمره آن ربات‌های کمکی توانبخشی قرار دارد را پوشش نمی‌دهد. با این حال تعریف مسئله ایمنی در آن به حوزه توانبخشی نزدیک‌تر است، لذا مفاهیم، معیارها و راه-کارهای آن به حوزه توانبخشی قابل تعمیم است.

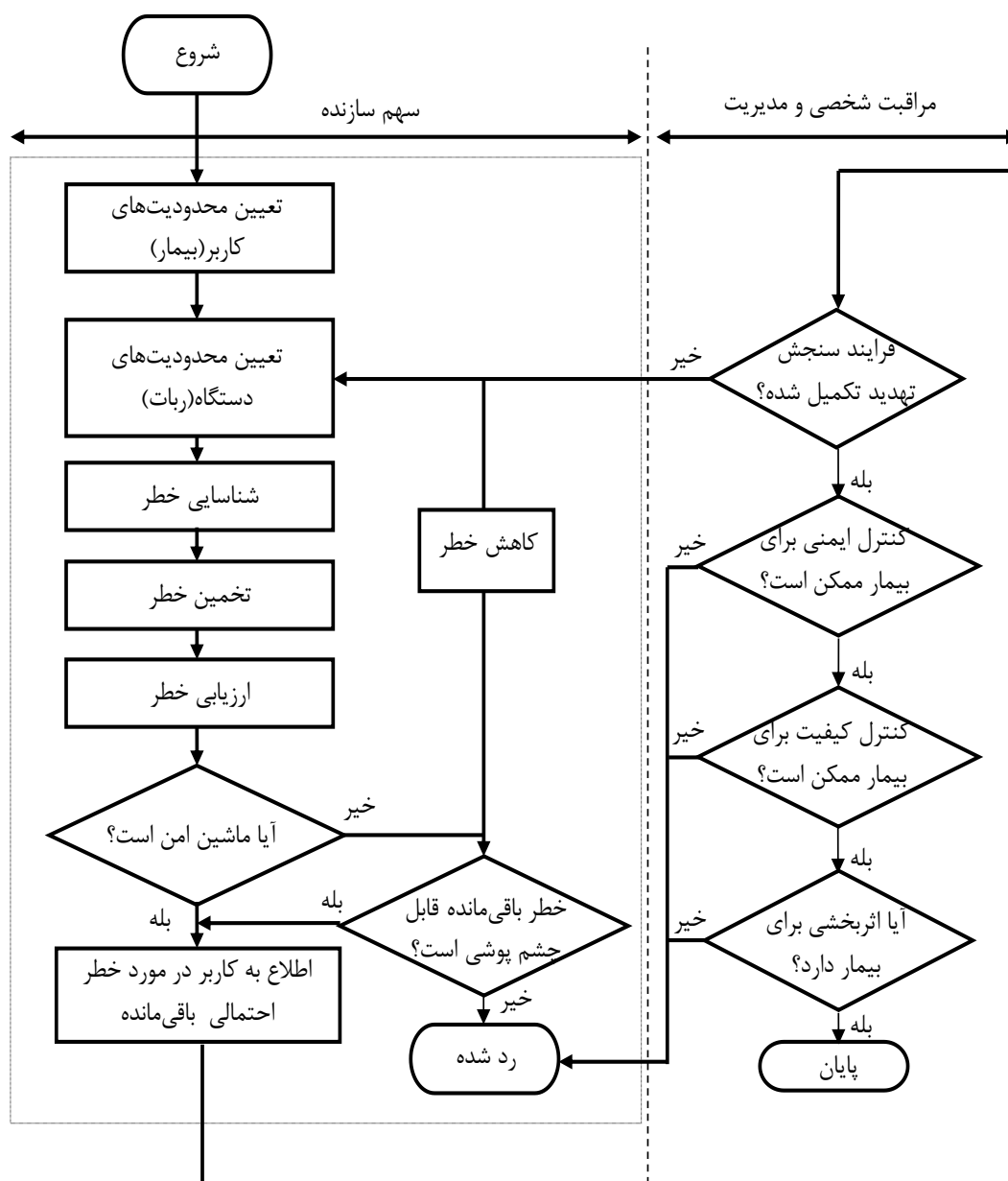
یکی از پژوهش‌های اخیر با الهام گرفتن از روند تامین امنیت در استاندارد ISO 12100، یک فلوچارت کلی برای دنبال کردن مسیر تامین امنیت در ربات‌های توانبخشی ارائه کرده است، که در شکل (۳-۱) نشان داده شده است [۴۵]. در این فلوچارت چرخه کار از مشخص کردن محدودیت‌های کاربر (بیمار) شروع شده و سپس با مشخص کردن محدودیت‌های دستگاه، تهدیدهای احتمالی شناسایی و محاسبه می‌شوند. در محاسبه صدمه احتمالی چنانچه میزان صدمه قابل چشم‌پوشی باشد، ابتدا باید بیمار را از تهدید احتمالی باقی مانده آگاه کرد. در صورتی که تهدید احتمالی باقی مانده توسط بیمار قابل کنترل باشد و اثربخشی دستگاه را برای بیمار تنزل ندهد، آنگاه ایمنی دستگاه توانبخشی مورد تأیید و قابل قبول خواهد بود. در غیر این صورت دستگاه از جنبه ایمنی تأیید نشده و مردود است.

¹ Assistive robots

² Cooperative human-robot interaction

³ Haptic device

⁴ Personal care robots



شکل (۳-۱) فلوچارت کلی برای تامین امنیت در ربات‌های توانبخشی

در زمینه ایمنی ربات‌های توانبخشی، قدم‌های اندکی در راستای بررسی جامع ابعاد ایمنی به صورت یکپارچه و هماهنگ صورت گرفته است. فعالیت‌هایی که تا به امروز در این زمینه صورت گرفته یا به صورت یک فرم کلی، مانند ارائه فلوچارت بوده، یا تنها به رفع یک تهدید در ربات توانبخشی خاص از طریق یک تدبیر منحصر به فرد محدود شده است [۴۶]. در بررسی ایمنی ربات‌های توانبخشی از جمله موانعی که در پیش رو قرار دارد این است که ربات‌های توانبخشی از لحاظ ۱- اندام بازتوانی ۲- نوع آسیب دیدگی یا معلولیت ۳- روش‌های توانبخشی بسیار متنوع اند و با تغییر هر یک از پارامترهای بیان شده، شرایط و حدود ایمنی تغییر می‌کند [۴۷]. یکی دیگر از عواملی که دستیابی به استاندارد

جامع، روشن و مناسبی برای ایمنی ربات‌های توانبخشی را مشکل‌تر می‌کند این است که گزارش‌ها از حوادث رخ داده در فرایند توانبخشی رباتیک اندک است. مهمترین مسئله در حوزه ایمنی ربات‌های توانبخشی تعریف مفهوم ایمنی است. در واقع باید ابتدا مشخص شود تعامل ایمن میان ربات و بیمار چه ویژگی‌هایی دارد. سپس منابع و پتانسیل‌های تهدید ایمنی را شناسایی کرد و در کنار آن متغیر-های تشخیص بروز شرایط خطرآفرین را مد نظر قرار داد. پس از آن باید راه‌کارهای تامین ایمنی را متناسب با شرایط اندیشید و به کار بست. علاوه بر این همواره به معیاری نیاز است تا بتوان تاثیر اجرای هر ایده را در تامین ایمنی سنجید و آن را ارتقا داد.

تعریف مفهوم ایمنی در حوزه توانبخشی: ایمنی در تعامل میان بیمار و ربات هنگامی تضمین شده است که ربات همواره نسبت به تمایل بیمار کاملاً منعطف بوده و قوای مکانیکی فعال آن در نازل‌ترین حد ممکن باشد. انعطاف ربات نسبت به خواست بیمار به این معناست که ربات همواره تمایل بیمار را در همراهی با خود زیر نظر بگیرد و زمانی که میزان تمایل بیمار از حد معینی کمتر شود (شرایطی که بیمار در آستانه درد قرار می‌گیرد) ادامه مسیر از پیش تعیین شده خود را رها کرده و کاملاً تمایل بیمار را در ادامه حرکت دنبال کند. در توانبخشی غیرفعال راحتی بیمار معیار اصلی تشخیص تمایل بیمار برای همراهی با ربات است و این در حالی است که در توانبخشی فعال نیروی تعامل و میزان انحرافی که بیمار در مسیر حرکت برنامه‌ریزی شده ربات ایجاد می‌کند معیار اصلی تشخیص تمایل بیمار به همراهی با ربات است. بر مبنای این تعریف عدم تمایل بیمار در همراهی با ربات نقطه آغاز امکان بروز آسیب به بیمار تلقی می‌شود، زمانی که ربات نتواند تمایل بیمار را تشخیص داده و عملکرد خود را اصلاح کند یا انعطاف لازم را در شرایط بحرانی نداشته باشد. لذا عدم هماهنگی ربات و بیمار در تمامی شرایط (چه ربات تعیین‌کننده حرکت باشد چه بیمار) پتانسیل و علت اصلی آسیب به بیمار تهدید ایمنی آن است. در واقع ربات باید در هر لحظه کاملاً متمایل به پیروی از بیمار باشد. چه در شرایطی که تمایل بیمار هماهنگ با مسیر از پیش برنامه‌ریزی شده آن است و چه زمانی که تمایل بیمار هماهنگ با مسیر برنامه‌ریزی شده نیست.

در تامین ایمنی ربات‌های توانبخشی شناسایی منشا بروز تهدید یک امر ضروری است به این علت که در برابر هر یک از عوامل ربات توانبخشی باید عملکرد متفاوتی داشته باشد. آسیب احتمالی در عمل توانبخشی را می‌توان به سه دسته تقسیم بندی کرد [۴۸]: ۱- آسیب‌های فیزیکی ۲- آسیب‌های الکتریکی ۳- آسیب‌های صوتی. آسیب‌های فیزیکی از جهت اینکه در فرایندهای توانبخشی محتمل‌تر بوده و عموماً شدت آسیب‌های فیزیکی بیش از دو دسته دیگر است، حائز اهمیت ویژه‌ای است. از

قبیل آسیب‌های فیزیکی شایع موارد زیر را می‌توان برشمرد [۴۹]: ۱- خون ریزی داخلی یا خارجی ۲- ترک یا شکستگی استخوان ۳- کشیدگی یا پارگی عضلات ۴- تضعیف محرکه ماهیچه. منابع ایجاد ناهماهنگی بین ربات و بیمار را در سه گروه کلی می‌توان دسته‌بندی کرد [۱۹]: ۱- عوامل محیطی ۲- عملکرد ربات ۳- عملکرد بیمار



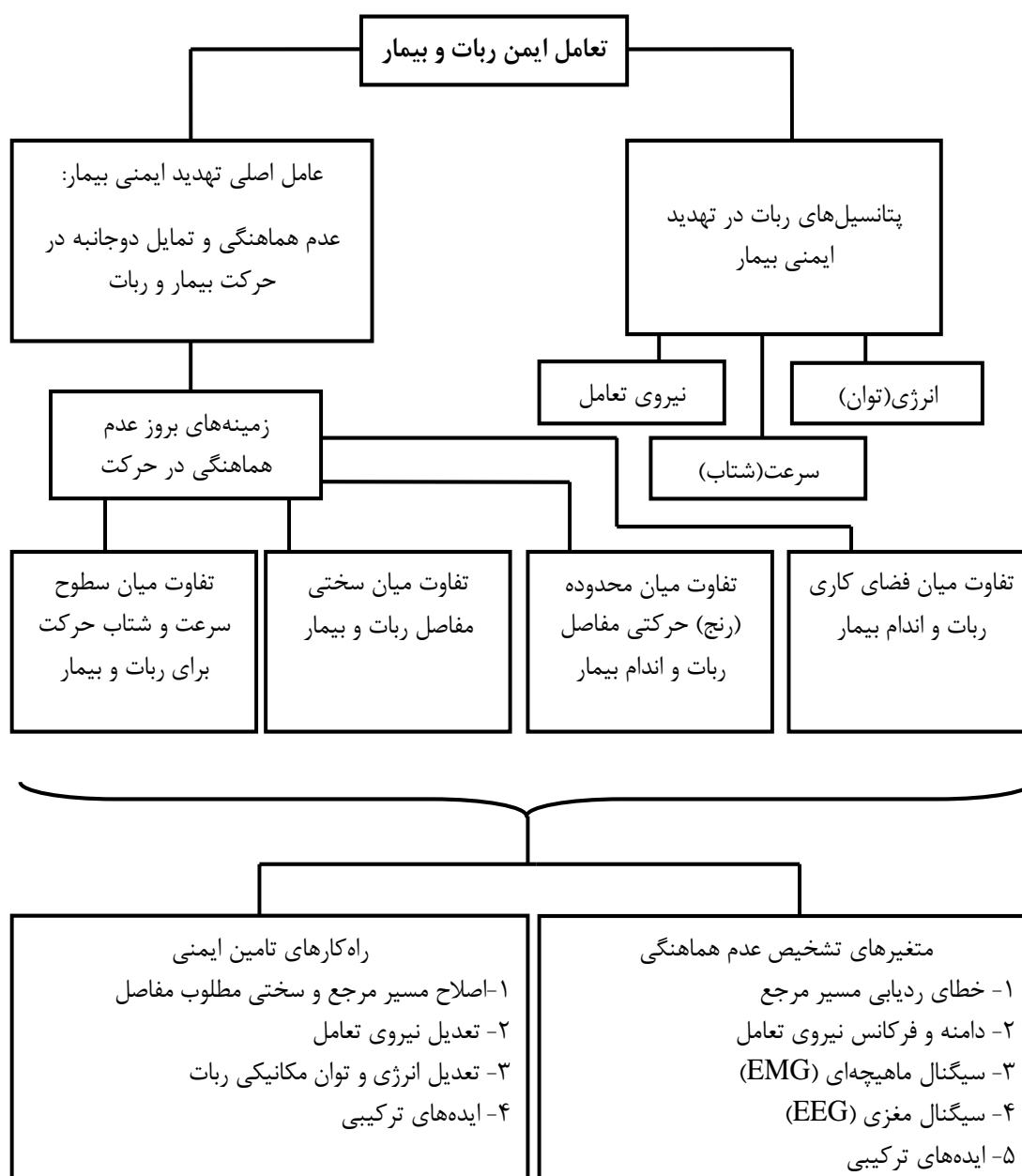
شکل (۳-۲) منابع ایجاد ناهماهنگی حرکتی بین ربات و بیمار

عوامل محیطی در واقع مربوط به ناپایداری محیط پیرامون ربات و بیمار می‌شود که ممکن است در فضای کاری مشترک ربات و بیمار وارد شده و تعامل آنها را تحت تاثیر قرار دهد. تامین محیط ایمن و پایدار برای درمان توانبخشی رباتیک ضرورتی است که باید پیش از آغاز فرایند فراهم شده باشد. با فرض اینکه محیط کاملاً پایدار و ایمن باشد، دو عامل دیگر در تضمین ایمنی تعیین‌کننده خواهند بود.

تعامل نامناسب کاربر با ربات و برهم زدن پایداری آن از مهم‌ترین عوامل تهدید ایمنی بیمار به شمار می‌رود که باید تدابیر جدی برای آن اندیشیده شود. دستورالعمل کار با ربات باید کاملاً برای بیمار تشریح شود تا بیمار با رفتار ربات آشنایی داشته باشد. امکان حواس‌پرتی، احساس درد و سایر شرایط که باعث تعامل نامناسب بیمار با ربات می‌شود وجود دارد. حتی پس از اطلاع و آموزش به بیمار، همچنان احتمال بروز چنین شرایطی وجود دارد به همین دلیل انتظار می‌رود که ربات قابلیت تضمین ایمنی بیمار را در همه شرایط داشته باشد.

پایداری و عملکرد صحیح ربات در سیکل توانبخشی باید همواره تضمین شده باشد. علاوه بر این، ربات توانبخشی برای حفظ ایمنی بیمار باید قابلیت رویارویی با مواقعی که بیمار سهواً یا عمداً (ناشی از احساس درد) تعامل نامناسبی را رقم می‌زند، داشته باشد و ضمن حفظ پایداری خود، ایمنی و سلامت بیمار را تامین کند. برای چنین قابلیت‌هایی ربات باید کاملاً نسبت به تمایل بیمار و آستانه‌های درد آن حساس و منعطف باشد. ایجاد این انعطاف و حساسیت در ربات ضرورت‌های مهمی را در مراحل طراحی، تجهیز و کنترل ربات‌های توانبخشی مطرح می‌کند. در این میان ضرورت‌هایی که در

مرحله طراحی ربات مطرح می‌شوند از اهمیت بالاتری برخوردار هستند چرا که ایمنی ذاتی ربات توانبخشی وابسته به آن‌ها است. علاوه بر این، اغلب عملکرد مناسب کنترل‌کننده‌ها وابسته به قابلیت‌های ذاتی ربات است. تدابیر ایمنی باید در برابر خطای انسانی (خطای بیمار) منعطف بوده در حالی که نسبت به تهدیدهایی که از جانب محیط و بد عمل کردن خود ربات، امنیت بیمار را به خطر می‌اندازند مقاوم باشد. مسئله ایمنی بیمار را در تعامل با ربات توانبخشی به طور مختصر در نمودار شکل (۳-۳) مطرح شده است.



شکل (۳-۳) نمودار خلاصه شده مربوط به ایمنی بیمار در تعامل با ربات توانبخشی

۳-۲- راه کارهای تامین ایمنی برای ربات‌های توانبخشی

ربات‌های توانبخشی برای بازتوانی اندام‌های متفاوتی از بدن به کار گرفته شده‌اند، در هر یک از نمونه‌های ساخته شده چالش‌های ایمنی بر اساس نوع آسیب و نوع اندام متفاوت است. در تجربه کار با نمونه‌های آزمایشگاهی، گاه شرایطی حین عمل توانبخشی رخ داده که ایمنی فرد بر اساس یکی از سه پتانسیل تهدید در خطر قرار گرفته است. با توجه به اینکه ربات‌های توانبخشی یک فناوری تلفیقی از سیستم‌های مکانیکی، سیستم‌های کنترلی و بخش نرم‌افزاری است، تلاش‌هایی در هر سه بخش برای تامین ایمنی ربات توانبخشی صورت گرفته است [۵۰]. لذا بررسی راه کارهای تامین ایمنی در ربات‌های توانبخشی معطوف به سه دسته اصلی ذیل می‌شود.

- ساختار مکانیکی ربات (سازه و محرکه)
- کنترل کننده ربات
- بخش نرم‌افزاری ربات (تجهیزات سنسوری و نرم‌افزاری)

۳-۲-۱- راه کارهای تامین ایمنی در مرحله طراحی

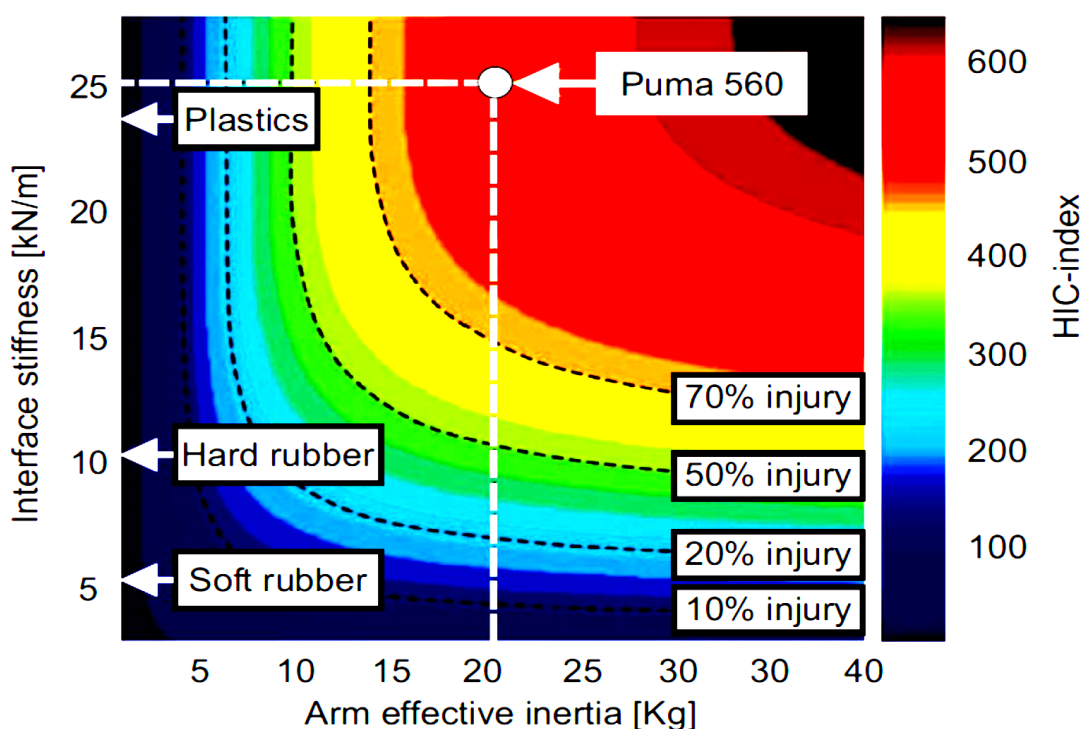
تدابیری که در مرحله طراحی ربات باید مد نظر قرار بگیرد مربوط به ساختار و اجزا مکانیکی آن می‌شود. سازه و محرکه دو بخش اصلی ساختار مکانیکی ربات را شامل می‌شود. لذا بیشترین راه کارها در حوزه این دو بخش بحث و بررسی می‌شوند. از طرفی راه کارهایی که در این مرحله به کار گرفته می‌شود، به نوعی ایمنی ذاتی برای ربات فراهم می‌کنند و از این منظر بسیار حائز اهمیت است. زیرا هنگامیکه سیستم کنترل کننده یا بخش نرم‌افزاری دچار نقص یا خطا می‌شوند، این امنیت ذاتی نهفته در ساختار مکانیکی ربات است که قابلیت مراقبت از بیمار را در برابر صدمه و آسیب بحرانی فراهم می‌کند. هدف از تامین ایمنی ذاتی ربات این است که تعامل بیمار و ربات بدون کنترل کننده و تجهیزات نرم‌افزاری به هیچ صدمه جدی برای بیمار منجر نشود [۵۱]. در اوایل توسعه زمینه توانبخشی رباتیک، تلاش شد با در نظر گرفتن تغییراتی در سیستم کنترل ربات‌های صنعتی شرایطی فراهم شود تا از آنها در فرایند توانبخشی استفاده کرد. از این جمله می‌توان بازوی مکانیکی پوما^۱ ۵۶۰ را نام برد که برای توانبخشی دست به کار گرفته شد. تصویری از نحوه تعامل ربات پوما و بیمار در فرایند توانبخشی در شکل (۳-۴) نشان داده شده است [۵۲]، [۵۳].

^۱ Puma 560 manipulator



شکل (۳-۴) نحوه تعامل ربات پوما و بیمار در فرایند توانبخشی

هنگامیکه بیمار از طریق مچ ربات با آن در تعامل قرار می‌گیرد در حالیکه سایر اندام‌های بیمار در فضای کاری ربات قرار دارد، امکان برخورد بین تنه‌ی ربات و سایر اندام‌های بیمار وجود دارد. یکی از تدابیری که برای افزایش ایمنی در ربات‌های صنعتی به کار می‌رود، استفاده از یک پوشش نرم بر روی تنه ربات است. یک پژوهش تجربی اثر کاهش اینرسی و استفاده از پوشش نرم در بازوی صنعتی پوما ۵۶۰ را براساس معیار صدمه سر^۱ گزارش داده است. نتیجه گزارش به صورت یک نمودار رنگی برای سه جنس متفاوت پوشش خارجی در شکل (۳-۵) نشان داده است [۵۰].



شکل (۳-۵) اثر اینرسی و پوشش نرم در بازوی صنعتی پوما ۵۶۰ براساس معیار صدمه سر

^۱ Head injury criterion (HIC)

نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که ربات‌های صنعتی به دلیل توان مکانیکی بالا و اینرسی چشم-گیری که دارند تنها با به کار بردن پوشش‌های نرم شرایط ایمنی مناسبی ندارند. به همین علت، نیاز-مند تدابیر ایمنی موثرتری برای زمینه توانبخشی رباتیک هستند. حرکت در مسیر دست‌یابی به راه-کارهای موثرتر برای ارتقا ایمنی ربات‌هایی که در زمینه توانبخشی به کار گرفته می‌شوند، موجب تحول مسئله طراحی در این زمینه شد. پارامترهای مد نظر در طراحی ایمن ربات‌های توانبخشی باعث ایجاد وجه تمایز و مرز پررنگی بین ربات‌های صنعتی و ربات‌های توانبخشی شد. مهم‌ترین پارامترهای طراحی ایمن ربات‌های توانبخشی را می‌توان به شرح ذیل برشمرد:

- کاهش وزن و اینرسی موثر :

کاهش وزن و اینرسی موثر ربات مهم‌ترین راه‌کار برای کاهش انرژی جنبشی ربات در مرحله طراحی است. طراحی ربات باید به گونه‌ای باشد که کمترین وزن و اینرسی ممکن را داشته باشد. هنگامیکه ربات سبک‌تر است به نیروهای کمتری برای حرکت نیاز دارد لذا می‌توان از موتورهای کوچکتری استفاده کرد که وزن و اینرسی کمتری دارند [۵۴]. البته استفاده از سیستم‌های انتقال قدرت کابلی^۱ به عنوان یک راه‌کار مهم در حذف وزن و اینرسی محرکه‌ها از سازه ربات مورد توجه قرار گرفته است [۵۵]. استفاده از سیستم‌های انتقال قدرت کابلی تاثیر چشم‌گیری در کاهش وزن و اینرسی ربات‌های توانبخشی داشته است. علاوه بر این بیشتر ربات‌های توانبخشی از مکانیزم‌های غیرفعال برای جبران نیروی وزن بهره برده‌اند [۵۶]. نیروی وزن همواره بخش اعظمی از نیروهای لازم برای حرکت را تشکیل می‌دهد. مکانیزم‌های غیرفعال جبران جاذبه^۲ با خنثی کردن اثر وزن ربات، گشتاور مورد نیاز محرکه‌ها را کاهش داده و از پتانسیل ربات برای آسیب به بیمار می‌کاهد [۵۷]. تمامی راه‌کارهایی که وزن و اینرسی ربات را تعدیل می‌کند از این جهت که قوای مکانیکی لازم ربات را کاهش می‌دهد، باعث افزایش ایمنی ذاتی آن هستند.

- نرمی در محرکه‌های مفاصل:

ایده انتقال توان محرکه‌ها از طریق یک عضو الاستیک زمینه شکل‌گیری مفهوم محرکه‌های نرم را فراهم کرد. در این نوع محرکه توان مکانیکی به جای انتقال از طریق واسط صلب (عموما گیربکس^۳) از طریق یک عضو الاستیک با سختی معین صورت می‌گیرد [۵۸]. اولین مزیت محرکه‌های نرم نسبت به محرکه‌های صلب، انعطاف پذیری آن‌ها است. این نرمی و انعطاف‌پذیری در زمان برخورد اهرم ربات با

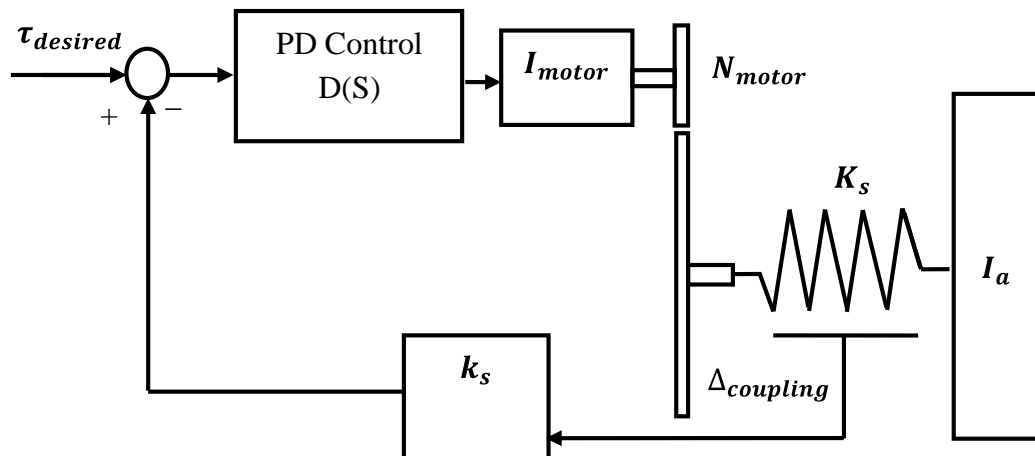
^۱ Cable transmission system

^۲ Passive gravity compensators

^۳ Gearbox

یک جسم خارجی باعث می‌شود بخشی از انرژی جنبشی ربات بر اثر پیچش عضو الاستیک در مفاصل ذخیره شده و از شدت تکانه‌ای که ربات به جسم وارد می‌کند بکاهد. به خاطر همین مزیت، محرکه‌های نرم در ربات‌های صنعتی با هدف کاهش صدمه ناشی از برخورد ناخواسته ربات و انسان به کار گرفته شده‌اند. بر همین اساس در یک پژوهش تجربی اثر نرمی محرکه در شدت آسیب ناشی از برخورد بر اساس معیار صدمه سر بررسی شده است [۵۹]. نتایج این بررسی نشان می‌دهد که با کاهش سختی سیستم انتقال قدرت می‌توان به حد چشمگیری شدت آسیب‌دیدگی را کاهش داد. پیدایش محرکه‌های نرم از محرکه سری الاستیک^۱ آغاز شده است. در نمونه‌های اولیه محرکه‌های سری الاستیک از یک عضو الاستیک با سختی مشخص به شکل غیرفعال برای انتقال قدرت استفاده می‌شد [۶۰]، [۶۱].

در نمونه‌های جدیدتر این نوع محرکه‌ها با گرفتن بازخورد^۲ از میزان پیچش عضو الاستیک، گشتاور ایجاد شده در مفصل متناسب با حاصل ضرب سختی عضو الاستیک در میزان پیچش خواهد بود لذا مسئله کنترل گشتاور در محرکه تبدیل به یک مسئله کنترل موقعیت می‌شود. از این رو به این نوع محرکه‌های سری الاستیک نیمه‌فعال می‌گویند و این دومین مزیت محرکه‌های نرم نسبت به محرکه‌های صلب به شمار می‌رود [۶۲]. شکل (۳-۶) شمای کلی یک محرکه سری الاستیک نیمه فعال را نشان می‌دهد.



شکل (۳-۶) شمای کلی یک محرکه سری الاستیک نیمه فعال

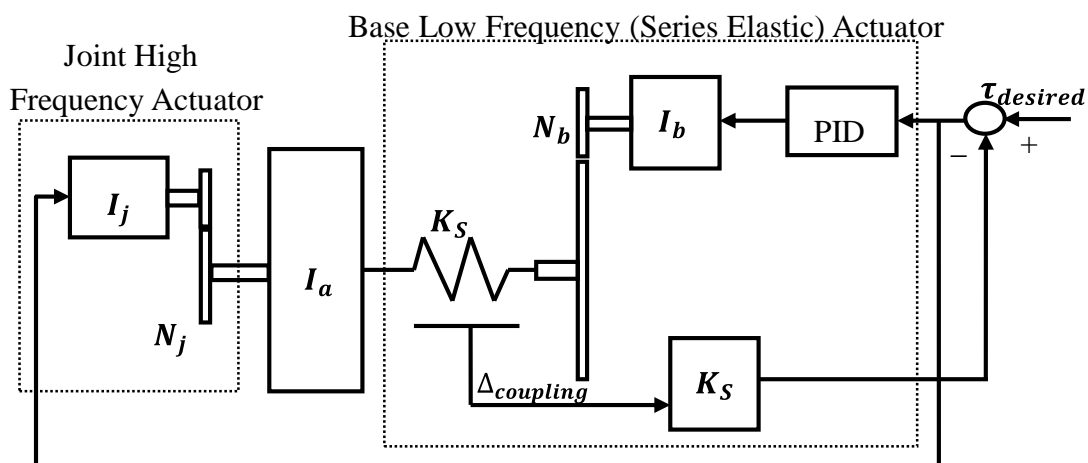
از جمله کاربردهای محرکه‌های سری الاستیک در حوزه توانبخشی می‌توان به ربات توانبخشی^۳ LOPES اشاره کرد. در این ربات ضمن معرفی یک محرکه سری الاستیک دورانی، از آن

^۱ Series elastic actuator

^۲ Feedback

^۳ A Low-Weight Exoskeleton with Series Elastic Actuated Joints

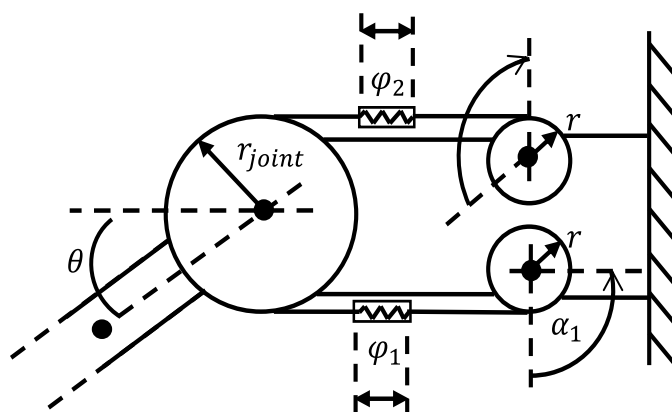
برای تامین محدودیت‌های موجود در پهنای باند و سختی مفاصل استفاده شده است [۶۲]. ربات توانبخشی باید ویژگی‌های حرکتی اندام بدن را شبیه‌سازی بکند. از جمله ویژگی‌های مهم حرکتی اندام سختی مفصل است که حین انجام تمرین توانبخشی ربات باید سختی مناسبی در مفصل ایجاد کند. به بیان روشن‌تر ربات باید مسیر مطلوب را با سختی معینی طی کند. از جمله محدودیت‌هایی که در به کارگیری محرکه‌های سری الاستیک وجود دارد، پهنای باند کاری پایین محرکه‌های سری الاستیک است که دستیابی به عملکرد مناسب در پاسخ به تحریک‌های فرکانس بالا را محدود می‌کند [۶۳]. اگرچه در فرایند توانبخشی حرکت فرکانس بالا و خارج از محدوده فرکانسی حرکات طبیعی بدن مد نظر نیست. اما این نقطه ضعف زمینه ارتقا محرکه‌های جدیدتر را فراهم کرده است. پس از محرکه‌های سری الاستیک، محرکه DM^1 به عنوان محرکه نرم که از دو موتور برای راه‌اندازی مفاصل ربات استفاده می‌کند، معرفی شد [۶۴]. این محرکه دارای دو موتور، یکی برای فرکانس‌های کاری بالا برای افزایش دقت ربات و یکی مناسب فرکانس کاری پایین و تامین‌کننده توان بالای ربات است. موتور فرکانس پایین از طریق یک محرکه سری الاستیک با مکانیزم انتقال توان کابلی بر روی مفاصل ربات کار گذاری شده است در حالی که موتور فرکانس بالا که دارای اینرسی کمی است بر روی تنه ربات سوار شده است. محرکه DM^2 محدودیت محرکه‌های سری الاستیک را در دستیابی به فرکانس کاری بالا جبران می‌کند. در به کارگیری محرکه‌های نرم همواره مسئله کنترل موقعیت و سختی ربات به صورت مستقل مد نظر بوده است. در تمام محرکه‌ها نرم این دو پارامتر به هم وابسته‌اند که کنترل مستقل این دو پارامتر را مشکل می‌کند. شکل (۷-۳) ساختمان ساده یک محرکه DM^2 را نشان می‌دهد.



شکل (۷-۳) ساختمان ساده یک محرکه DM^2

¹ Distributed Macro-Mini Actuation

در ادامه مسیر پیشرفت، محرکه‌های سختی متغیر^۱ با هدف تغییر سختی مفصل در طی انجام یک فرایند به منظور دستیابی به عملکرد بهینه ربات از لحاظ پهنای باند کاری ضمن تامین ایمنی ربات و غلبه بر رقابت موجود بین امنیت و حداقل زمان انجام کار، طراحی شده است [۶۵]. محرکه‌های سختی متغیر در مقایسه با DM^2 عملکرد مناسب تری دارند و با محدودیت‌های کمتری رو به رو هستند. محرکه‌های سختی متغیر با بهره‌گیری از مکانیزم تولید گشتاور آنتاگونیستیک^۲ با المان‌هایی که رابطه غیرخطی بین موقعیت و نیرو دارند، شرایط بهتری را برای کنترل مستقل موقعیت و سختی فراهم می‌کند [۶۶]. شمای کلی یک محرکه سختی متغیر با مکانیزم آنتاگونیستیک در شکل (۸-۳) نشان داده شده است. به این نوع محرکه، محرکه‌های افزونه نیز می‌گویند که برای کنترل موقعیت و سختی در یک مفصل از دو موتور استفاده می‌کنند. المان الاستیک با رابطه غیرخطی که بین نیرو و تغییر طول خود ایجاد می‌کند، سختی و موقعیت مفصل را با رابطه‌ای غیرخطی بهم ارتباط می‌دهد.



شکل (۸-۳) شمای کلی یک محرکه سختی متغیر با مکانیزم آنتاگونیستیک

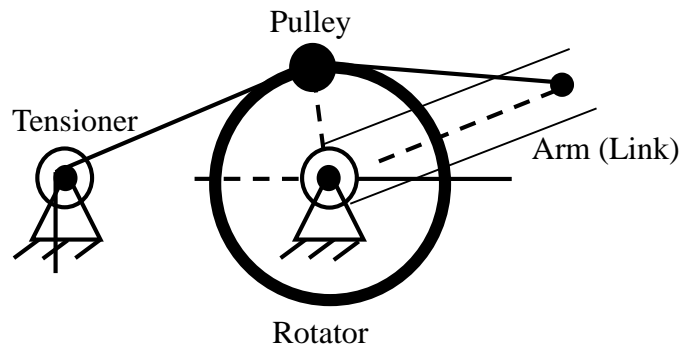
تلاش برای کنترل همزمان و دقیق موقعیت و سختی همواره در مکانیزم‌های آنتاگونیستیک بحث چالش برانگیزی بوده است. فلوچارت‌ها و ایده‌های متفاوتی اعم از کنترل خطی مستقل یا کنترل وابسته خطی‌سازی شده به کار گرفته شده‌اند. اما همواره بین دستیابی به ردیابی دقیق موقعیت و ردیابی دقیق سختی همواره مصالحه وجود دارد. این مطلب در ارتباط با محرکه‌های سری الاستیک کابلی نیز صدق می‌کند. شکل (۹-۳) یک محرکه سری الاستیک کابلی معروف به ماریونت^۳ را نشان می‌دهد [۶۷]. افزونگی در سیستم‌های انتقال توان کابلی یک ویژگی ذاتی است به همین دلیل این نوع محرکه نیز از محرکه‌های افزونه به شمار می‌رود. دستیابی به روشی برای کنترل همزمان و دقیق سختی-موقعیت در این محرکه‌ها بسیار وابسته به معادلات حالت محرکه است [۶۸]. محدوده سختی

^۱ Variable stiffness actuators (VSA)

^۲ Antagonistic

^۳ MARIONET

مورد نظر، نوع وابستگی غیرخطی سختی و موقعیت، رابطه تولید گشتاور با پارامترهای محرکه از جمله عوامل تعیین‌کننده در نحوه طراحی کنترل‌کننده‌های همزمان سختی-موقعیت هستند.



شکل (۳-۹) یک محرکه سری الاستیک کابلی معروف به ماریونت

• قابلیت رانش معکوس مفاصل^۱:

قابلیت رانش معکوس مفاصل در ربات‌های توانبخشی در زمینه تامین امنیت بیشترین اهمیت را دارد. این قابلیت، امکان بررسی تمایل فرد بر اساس میزان نیروی مقاومی را که در برابر حرکت ایجاد می‌کند فراهم می‌آورد [۶۹]. از طرفی این امکان را برای بیمار مهیا کرده تا در فرایند توانبخشی به صورت فعال و در هر بازه زمانی دلخواه بدون تغییر در ساختار فیزیکی یا کنترلی، شرکت کند. در نمونه‌های مختلف ربات‌های توانبخشی گاه بیمار از طریق مچ و گاه از طریق بدنه ربات با آن در تعامل فیزیکی قرار می‌گیرد. شکل (۳-۱۰) نمونه‌ای از تعامل فیزیکی بیمار از محل مچ و پیکره ربات نشان می‌دهد. اینکه ربات از محل مچ یا هر نقطه‌ای روی بدنه آن قابلیت رانش معکوس ذاتی داشته باشد در انعکاس نیروهای اندام بیمار بسیار موثر بوده و بیشترین تاثیر را در ادراک و اعمال تمایل بیمار حین حرکت دارد [۷۰]. در پیاده‌سازی قابلیت رانش معکوس مفاصل عموماً از مکانیزم‌های انتقال توان کابلی استفاده می‌شود به این علت که: ۱- اینرسی پایینی دارند ۲- لقی گیربکس را ندارند ۳- نیروهایی که به تنه ربات وارد می‌شود با اتلاف کمی به مفاصل ربات وارد می‌شود. لذا مفاصل ربات نسبت به گشتاورهای مقاوم حساس‌تر شده و امکان رانش معکوس مفاصل در حالت معلق^۲ (حالت صفر گرانشی) را فراهم می‌کند [۷۱]. طراحی ربات‌هایی با قابلیت رانش معکوس ذاتی در سراسر پیکره و تعامل آن با بیمار در حالت صفر گرانشی مفهوم ربات‌های گرداننده تمام تنه^۳ را در زمینه توانبخشی معرفی کرده است. دستیابی به چنین قابلیت‌هایی در طراحی مستلزم به کارگیری تمامی راه‌کارهای

^۱ Back derivability

^۲ Zero-Gravity state

^۳ Whole Arm Manipulator (WAM)

طراحی ایمن است و این نوع طراحی را می‌توان غایت یک طرح ایمن برای ربات توانبخشی قلمداد کرد.



شکل (۳-۱۰) نمونه‌ای از تعامل فیزیکی بیمار از محل مچ و پیکره ربات

• طراحی زنجیره سینماتیکی افزونه^۱ و منطبق بر اصول ارگونومی

مدل‌های افزونه سینماتیکی دو تعریف جامع دارند: ۱- تعداد درجه‌های آزادی در فضای مفصلی بیش از درجه‌های آزادی فضای ابزار باشد، ۲- تعداد کاراندازهای مفاصل از تعداد مفاصل بیشتر باشد. مورد اول عموماً ساختار افزونه و مورد دوم محرکه افزونه شناخته می‌شود. پیش از این در ارتباط با مزیت‌های افزونگی در محرکه مفاصل مطالبی عنوان شد. مسئله افزونگی در زنجیره سینماتیکی ربات نیز دارای پتانسیل‌های خوبی برای تامین ایمنی و راحتی بیمار است [۷۲].

ژست^۲ ربات شامل موقعیت و جهت‌گیری ربات در فضای کاری می‌شود. بر اساس معیارهای چالاکی^۳ و مهارت ربات می‌توان شرایطی را فراهم آورد که ربات در پیکربندی خود با چالاکی بالا و به دور از نقاط منفرد در پیکربندی منطبق با اصول ارگونومی قرار بگیرد. دستیابی به این هدف در ربات‌هایی که از لحاظ سینماتیکی افزونه هستند راحت‌تر است به این علت که افزونگی این امکان را به ربات می‌دهد تا با پیکربندی‌های متفاوت به یک نقطه خاص در فضای کاری دسترسی داشته باشد و لذا در این حالت تنظیم چالاکی ربات، اینرسی موثر و سختی ربات به شکلی بهینه و از طریق نگاشت ماتریس ژاکوبین میسر می‌شود [۷۳].

^۱ Redundant kinematic chain

^۲ Pose

^۳ Dexterity criteria

امپدانس مکانیکی ربات شامل ۱- اینرسی موثر ۲- میرایی موثر و سختی موثر ربات می‌شود. امپدانس مکانیکی ربات به دو صورت قابل تنظیم است: ۱- فعال ۲- غیر فعال. در حالت فعال با به کارگیری سنسورها و بازخورد طی یک حلقه کنترل خطی‌سازی شده، دینامیک ربات حذف شده و ماتریس بهره‌های کنترل‌کننده به عنوان امپدانس قابل تنظیم ربات جایگذاری می‌شوند. محدودیت‌ها و معایب به کارگیری روش تنظیم امپدانس مکانیکی ربات را می‌توان به صورت زیر بر شمرد:

- ویژگی‌های پاسخ فرکانسی کنترل‌کننده حلقه بسته
- تاخیر و نویز موجود در سیگنال برگشتی از سنسورها
- مسئله پایداری
- محاسبات طولانی و مدت زمان محاسبات

تنظیم امپدانس مکانیکی ربات در مدل‌های افزونه سینماتیکی از طریق تنظیم نرم ماتریس ژاکوبین انجام می‌پذیرد. این روش به شکل غیرفعال امپدانس مکانیکی ربات را تنظیم کرده و ایمنی ذاتی ربات را به نحو موثری افزایش می‌دهد. به طور کلی استفاده از مکانیزم‌هایی که نسبت به اندام‌های بدن دارای افزونگی هستند امکان بهبود چالاکی و مهارت بیمار را در انجام حرکات‌های متفاوت فراهم می‌کنند.

۳-۲-۲- راه کارهای تامین ایمنی در مرحله کنترل

در بحث تعامل انسان و ربات بر خلاف کنترل‌کننده‌های سنتی که در صنعت برای جابه‌جایی استفاده می‌شوند و بر مبنای کنترل موقعیت عمل می‌کنند، کنترل نیروی تعامل میان انسان و ربات بیش از همه چیز حائز اهمیت بوده و تامین ایمنی، راحتی و موثر بودن عمل توانبخشی در گرو تحقق کامل آن است [۷۴]. در فرایندهای توانبخشی ردیابی مسیر مطلوب در یک مدت زمان مشخص هدف مسئله نیست بلکه ردیابی مسیر به نحوی که نیروی تعامل ربات در راستای تحریک موثر ماهیچه‌ها و عصب‌های حرکتی اثر مثبت داشته باشند مد نظر است. علاوه بر کنترل نیرو، ایمنی و راحتی بیمار از لحاظ تطابق سختی مفاصل ربات با مفاصل اندام‌های بدن بسیار حائز اهمیت و امری ضروری است [۷۵].

در یک دسته‌بندی کلی، انواع روش‌های توانبخشی به دو دسته غیرفعال و فعال تقسیم می‌شوند. در توانبخشی غیرفعال^۱، اندام بیمار در یک مسیر از پیش برنامه‌ریزی شده به طور مداوم حرکت داده می‌-

^۱ Passive rehabilitation

شود. این روش توانبخشی با عنوان حرکت مداوم غیرفعال^۱ برای بیمار شناخته می‌شود [۷۶]. توجه به محدوده حرکتی هر بیمار و تطبیق سختی مفصل برای ایجاد حرکتی مشابه با ویژگی‌های حرکتی بدن انسان در این روش توانبخشی بسیار حائز اهمیت است. توانبخشی غیرفعال در ابتدای دوره درمانی و به طور موقت پس از آسیب دیدگی‌های شدید انجام می‌شود. در این دوره بیمار به علت شدت آسیب دیدگی هنوز توانایی ایجاد حرکت هدفمندی را ندارد، لذا توانبخشی غیرفعال با تحریک عصب و عضلات به بیمار کمک می‌کند تا توانایی خود را در ایجاد حرکتی هدفمند به دست آورد. در توانبخشی غیرفعال که بیمار کاملاً پیرو حرکت ربات است، استفاده از روش‌های سنتی کنترل موقعیت برای انجام سیکل توانبخشی مناسب نیست [۷۷]. تنظیم گشتاور متناسب با موقعیت مفاصل بدن و حذف گشتاورهای اضافی که کنترل کننده موقعیت تنها براساس ردیابی مسیر ایجاد می‌کند ضرورت دارد. لذا برای انجام تمرین‌های توانبخشی غیرفعال با بهره‌گیری از محرکه‌های افزونه روش‌های ذیل ارائه شده‌اند:

- کنترل همزمان سختی-موقعیت^۲
- کنترل ترکیبی گشتاور و موقعیت^۳

روش کنترل سختی-موقعیت [۶۶] نسبت به روش کنترل ترکیبی گشتاور-موقعیت ساده‌تر و مرسوم‌تر است [۷۸]. کنترل گشتاور در بیشتر محرکه‌ها به لحاظ نیاز بازخوردی که دارد سخت‌تر و پرهزینه‌تر است [۷۹]. در هر دو روش معرفی شده همواره در دستیابی به ردیابی کامل موقعیت با سختی یا موقعیت با گشتاور مصالحه‌ای وجود دارد. دستیابی به عملکرد ردیابی مناسب در این کنترل کننده‌ها امر چالش برانگیزی است و همین امر باعث جلب توجه بسیاری از پژوهشگران شده است. انجام طولانی مدت توانبخشی غیرفعال برای بیمار باعث ضعیف شدن محرکه‌های ماهیچه‌ای می‌شود. لذا در توانبخشی فعال^۴، شرایطی فراهم می‌شود تا اثر تعامل بیمار در سیکل حرکتی نمود داشته باشد و بیمار برای تکمیل حرکت هدفمند خود تلاش کند. برای کنترل نیروی تعامل بین انسان و ربات روش‌های کنترل ترکیبی نیرو-موقعیت و کنترل امپدانس در فعالیت‌های اخیر به طور گسترده به کار گرفته شده‌اند [۸۰]. کنترل کننده‌ها گاه برای تنظیم امپدانس مکانیکی ربات به صورت فعال با بهره‌های کنترلی به کار می‌روند تا با تامین سختی مناسب احساس راحتی برای بیمار ایجاد کرده و اندام بیمار را در برابر آسیب‌های عضلانی ناشی از کشیدگی یا فشردگی و یا سختی بیش از حد محافظت کنند.

^۱ Continuous Passive Motion (CPM)

^۲ Simultaneous position-stiffness control

^۳ Hybrid position-torque control

^۴ Active rehabilitation

محافظت بیمار در مواقع اضطراری مانند رعشه، لرزش یا اغتشاش‌هایی که به سیستم از جانب محیط وارد می‌شود به عهده‌ی کنترل‌کننده ربات گذاشته شده است.

در همین راستا، کنترل‌کننده ربات‌های توانبخشی بر اساس روش‌های کنترلی مقاوم طراحی می‌شوند تا ضمن غلبه بر عدم قطعیت‌هایی که در عمل توانبخشی در ارتباط با نیروهای تعامل وجود دارد، گشتاور محرکه‌ها را به نحوی محدود کرده تا از وارد شدن نیرو و گشتاور نامناسب و خطر آفرین جلوگیری کند [۸۱]. در برخی موارد، با بهره‌گیری از سیستم‌های فازی کیفیت عملکرد بیمار در انجام فرایند توانبخشی و حدود ایمنی فرد نظارت و بررسی شده است [۸۰]. در فرایندهای توانبخشی شراکت بیمار در انجام تمرین‌های بازتوانی تاثیر مثبتی در بهبود اندام و ماهیچه آسیب دیده دارد. در فعالیت‌های اخیر این امکان از طریق کنترل‌کننده ربات به نحوی فراهم شده تا بیمار در تمرین‌های توانبخشی بتواند بر دوره و مسیر حرکت خود تا حدی تاثیر بگذارد. این امر در یک نمونه از فعالیت‌های توانبخشی در ارتباط با توانبخشی پا به عنوان کنترل‌کننده رودخانه مطرح و پیاده‌سازی شده است [۸۲]. در یک جمع‌بندی کلی روش‌های کنترلی مناسب برای توانبخشی فعال را با عنوان روش‌های کنترل نرم در قابل سه گروه می‌توان بیان کرد:

- کنترل امپدانس متکی به کنترل موقعیت (ادمیتانس کنترل)^۱
- کنترل امپدانس متکی به کنترل نیرو (امپدانس کنترل)^۲
- روش‌های حلقه‌بسته مبتنی بر بازخورد نیرو تعامل

ایجاد قابلیت انجام تمرین‌های توانبخشی غیرفعال و فعال برای یک ربات توانبخشی ضروری است تا بتواند بازتوانی موثری ارائه کرده و دوره درمانی بیمار را کامل کند. به همین علت برای تمام نمونه‌های کاربردی ربات‌های توانبخشی قابلیت انجام تمرین‌های توانبخشی موثر غیرفعال و فعال فراهم شده است [۸۳]. اما مسئله اصلی این است که هیچ مرز مشخصی بین دوره توانبخشی غیرفعال و فعال برای بیماران وجود ندارد. در زمان انجام توانبخشی غیرفعال هر لحظه ممکن است بیمار قصد ایجاد حرکتی هدفمند یا ناشی از درد داشته باشد تضمین ایمنی بیمار در چنین شرایطی از مهم‌ترین چالش‌های طراحی کنترل‌کننده ربات‌های توانبخشی است. دستیابی به طرح کنترلی که بتواند تمایل بیمار را همواره زیر نظر بگیرد و براساس عملکرد بیمار با انعطاف کامل تمایل بیمار را در شرایطی ایمن پیروی کند، ضرورت دارد.

^۱ Position-Based impedance control (Admittance control)

^۲ Force-Based impedance control (Impedance control)

۳-۲-۳- راه کارهای تامین ایمنی در مرحله تجهیز نرم‌افزاری

در بخش تجهیز نرم‌افزاری نیز همانند بخش‌های طراحی مکانیکی و کنترل، تدابیری برای تامین امنیت در ربات‌های توانبخشی اندیشیده شده است [۸۴]. از جمله تدابیر به کارگرفته شده می‌توان به تایمرنگهبان^۱ [۸۵] و سیستم‌های شناسایی عیب^۲ [۸۶] و سیستم‌های مداراگر خرابی^۳ [۸۷] اشاره کرد. تایمر نگهبان وظیفه بررسی عملکرد بخش‌های مختلف سنسوری و محرکه را بر عهده دارد. هر زمان که اجرای فرمان‌های برنامه‌ریزی شده دچار اختلال شوند تایمر نگهبان ادامه فرایند را متوقف و برنامه را برای اجرای دوباره آماده می‌کند. سیستم‌های شناسایی عیب، منشا اختلال رخ داده در فرایند را شناسایی کرده و به سیستم مداراگر خرابی گزارش می‌دهند. سیستم‌های مداراگر خرابی از سنسور-های افزونه بهره می‌برند که یکی صادرکننده بازخورد اصلی به سیستم کنترل است و دیگری وظیفه نظارت و تعیین سلامت عملکرد سنسور اصلی را به عهده دارد. با مشخص شدن خرابی هر کدام از تجهیزات سنسوری، سیستم مداراگر خرابی سنسور معیوب را از مدار خارج کرده و عملکرد سیستم کنترل را بر مبنای سنسور نظارت‌کننده تنظیم می‌کند و پیغامی برای تعویض سنسور معیوب صادر می‌کند.

در کنار سیستم‌های شناسایی عیب و مداراگر با خرابی، ایده‌های کنترلی مداراکننده با خرابی^۴ [۸۸] بر مبنای افزونگی سیستم حرکتی شکل گرفته و در حال گسترش هستند. هدف کنترل‌کننده‌های مداراگر با خرابی در مکانیزم‌های افزونه این است که زمانی که یکی از محرکه‌های ربات معیوب شوند هدف برنامه‌ریزی شده اولیه ربات را با در نظر گرفتن محدودیت‌های حرکتی مکانیزم تامین کند. کنترل‌کننده‌های مداراگر با خرابی همواره نیازمند به سیستم‌های شناسایی عیب هستند و در کنار آنها استفاده می‌شوند.

۳-۳- معیارهای ارزیابی ایمنی ویژه ربات‌های توانبخشی

معیارهای ارزیابی ایمنی در ربات‌های توانبخشی را می‌توان در قالب دو دسته طبقه‌بندی کرد [۸۹]:

- معیارهای ارزیابی نسبی ایمنی
- معیارهای ارزیابی مطلق ایمنی

¹ Watchdog timer

² Fault detection systems

³ Fault tolerant systems

⁴ Fault tolerant control strategies

معیارهای ارزیابی نسبی ایمنی، بهبود شرایط ایمنی را نسبت به شرایط اولیه ربات، در استفاده از یک راه‌کار تامین ایمنی خاص توصیف می‌کند. در واقع بر مبنای این دسته از معیارها می‌توان سهم هر راه‌کار را در تامین ایمنی سنجید. علاوه بر این، می‌توان برآیند راه‌کارهای متفاوت را در تامین ایمنی برای یک ربات خاص ارزیابی کرد. معیارهای ارزیابی نسبی ایمنی بر پایه کاهش پتانسیل‌های توانبخشی برای آسیب رساندن به بیمار بنا نهاده شده است [۹۰]. اثر هر راه‌کار در تعدیل پتانسیل‌های آسیب با یک مقدار آستانه مقایسه شده و میزان بهبود شرایط ایمنی را ارزیابی می‌کند. مقدار آستانه بر اساس کمترین میزان یک پتانسیل در به وجود آوردن آسیب غیرقابل چشم‌پوشی تعیین می‌گردد. رابطه (۱-۳) بیان‌کننده شاخص نسبی ارزیابی ایمنی بر اساس میزان نیروی تعامل بین ربات و بیمار است [۹۰]. α کمیتی همواره غیرمنفی و معرف شاخص ارزیابی نسبی ایمنی بوده و مقدار آن بیان‌کننده میزان خطرناک بودن شرایط کاری ربات است [۹۰]. F نیروی تعامل و F_c مقدار آستانه بحرانی آن است.

$$\alpha = \frac{F}{F_c} \quad (\alpha \geq 0) \quad (1-3)$$

برآیند تاثیر راه‌کارهای متفاوت رد تامین ایمنی را می‌توان بر اساس این شاخص خطر مطابق رابطه (۲-۳) سنجید [۹۰].

$$\alpha_{all} = \prod_{i=1}^n \alpha_i \quad (2-3)$$

میزان بهبود شرایط ایمنی نسبت شرایط اولیه ربات بر اساس رابطه (۳-۳) سنجیده می‌شود. بر اساس این رابطه، شاخص خطر شرایط اولیه ربات نسبت به شاخص خطر ثانویه ربات در یک رابطه کسری مقایسه می‌شود [۹۰]. مزیت چنین رابطه کسری، حذف مقدار آستانه آسیب، از ارزیابی کمی ایمنی ربات است. چرا که اندازه‌گیری و صحنه‌گذاری این مقدار برای بیماران متفاوت با اندام‌های آسیب‌دیده گوناگون و حتی بر اساس نوع آسیب‌دیدگی دور از دسترس است. F_0 مقدار نیروی تعامل پیش از به کارگیری راهکار تامین ایمنی است.

$$\eta = \frac{\alpha_0}{\alpha} = \frac{F_0 F_c}{F_c F} = \frac{F_0}{F} \quad (3-3)$$

بر اساس رابطه (۳-۳) می‌توان میزان بهبود ایمنی ربات را نسبت به شرایط اولیه آن پس از به کارگیری راه‌کارهای متفاوت ارزیابی کرد. رابطه (۴-۳) معرف شاخص ارزیابی نسبی ایمنی برای راه‌کارهای متفاوت در یک ربات توانبخشی است [۹۰].

$$\eta_{all} = \prod_{i=1}^n \frac{\alpha_0}{\alpha_i} \quad (4-3)$$

اثر راه‌کارهای تامین ایمنی در مرحله طراحی را می‌توان بر اساس شاخص خطر و شاخص ارزیابی ایمنی نسبی سنجید. اثر کاهش وزن و اینرسی ربات در تعدیل نیروی تعامل به ترتیب در رابطه (۳-۵) و (۳-۶) بر اساس شاخص خطر بیان شده است [۹۰]. چنانچه ربات با شتاب خطی متوسط a و جرم m حرکت کرده و در تعامل با بیمار نیرویی برابر با $F = ma$ ایجاد کند. تاثیر کاهش وزن ربات مطابق رابطه (۳-۵) در کاهش شاخص خطر ارزیابی خواهد شد که در آن m_1 و m_2 به ترتیب جرم اولیه و جرم ثانویه ربات است.

$$\left\{ \begin{array}{l} \alpha_0 = \frac{m_1 a}{F_c} \\ \alpha = \frac{m_2 a}{F_c} \\ \eta_m = \frac{\alpha_0}{\alpha} = \frac{m_1 a}{m_2 a} = \frac{m_1}{m_2} \end{array} \right. \quad (۳-۵)$$

همچنین در حرکت دورانی خالص، اثر کاهش اینرسی با منطقی مشابه، بر اساس رابطه (۳-۶) ارزیابی می‌شود که در آن I_1 و I_2 به ترتیب اینرسی اولیه و ثانویه ربات، $\ddot{\theta}$ شتاب متوسط حرکت و r شعاع دوران است.

$$\left\{ \begin{array}{l} \alpha_0 = \frac{I_1 \ddot{\theta}}{F_c r} \\ \alpha = \frac{I_2 \ddot{\theta}}{F_c r} \\ \eta_I = \frac{\alpha_0}{\alpha} = \frac{I_1 \ddot{\theta}}{I_2 \ddot{\theta}} = \frac{I_1}{I_2} \end{array} \right. \quad (۳-۶)$$

همچنین اثر تنظیم پارامترهای امیدانسی ربات چه به روش فعال (استفاده از کنترل‌کننده) چه غیرفعال (تنظیم امیدانس ذاتی ربات) از طریق شاخص خطر و شاخص ارزیابی نسبی ایمنی قابل بررسی است. پارامترهای امیدانس ربات شامل سختی، میرایی و اینرسی موثر ربات در فضای دکارتی تعامل با بیمار می‌شود. سختی موثر ربات در فضای دکارتی، از نگاشت سختی ربات در فضای مفصلی توسط ماتریس ژاکوبین مطابق رابطه (۳-۷) محاسبه می‌شود [۹۰].

$$K_x = J^{-T} K_\theta J^{-1} \quad (۳-۷)$$

اثر کاهش سختی ربات بر کاهش میزان نیروهای تعامل را می‌توان به شرح رابطه (۳-۸) بیان کرد [۹۰] که در آن δ_x انحرافی معین در فضای دکارتی تعامل ربات و بیمار است.

$$\left\{ \begin{array}{l} \alpha_0 = \frac{K_{x1} \delta_x}{F_c} \\ \alpha = \frac{K_{x2} \delta_x}{F_c} \\ \eta_K = \frac{\alpha_0}{\alpha} = \frac{K_{x1} \delta_x}{K_{x2} \delta_x} = \frac{K_{x1}}{K_{x2}} \end{array} \right\} \quad (8-3)$$

اینرسی موثر ربات در فضای دکارتی نیز بر اساس نگاشت ژاکوبین از فضای مفصلی به فضای دکارتی منتقل می‌شود. این انتقال در قالب ضرب ماتریسی در رابطه (۹-۳) بیان شده است [۹۰].

$$M_x = J^{-T} M_\theta J^{-1} \quad (9-3)$$

لذا اثر کاهش اینرسی موثر ربات بر کاهش میزان نیروهای تعامل را می‌توان به شرح رابطه (۱۰-۳) بیان کرد که در آن \dot{x} شتاب متوسط حرکت نسبی ربات و بیمار در فضای دکارتی است.

$$\left\{ \begin{array}{l} \alpha_0 = \frac{M_{x1} \dot{x}}{F_c} \\ \alpha = \frac{M_{x2} \dot{x}}{F_c} \\ \eta_M = \frac{\alpha_0}{\alpha} = \frac{M_{x1} \dot{x}}{M_{x2} \dot{x}} = \frac{M_{x1}}{M_{x2}} \end{array} \right\} \quad (10-3)$$

در ادامه اثر میرایی موثر ربات در فضای دکارتی تعامل با بیمار، مطابق رابطه (۱۱-۳) ارزیابی خواهد شد. در این رابطه، \dot{x} سرعت متوسط حرکت نسبی ربات و بیمار است. توابع B_{x1} و B_{x2} معرف میرایی موثر اولیه و ثانویه ربات در فضای دکارتی هستند [۹۰].

$$\left\{ \begin{array}{l} \alpha_0 = \frac{B_{x1} \dot{x}}{F_c} \\ \alpha = \frac{B_{x2} \dot{x}}{F_c} \\ \eta_B = \frac{\alpha_0}{\alpha} = \frac{B_{x1} \dot{x}}{B_{x2} \dot{x}} = \frac{B_{x1}}{B_{x2}} \end{array} \right\} \quad (11-3)$$

اثر کاهش سطوح شتاب حرکت در تعدیل نیروی تعامل ربات و بیمار به صورت نسبی نیز قابل بررسی است. شاخص خطر و شاخص ایمنی بر اساس شتاب متوسط حرکت مطابق رابطه (۱۲-۳) تعریف می‌شود. در نهایت برآیند تاثیر راهکارهای ایمنی متفاوت بر اساس شاخص ایمنی هر راهکار مطابق (۱۳-۳) ارزیابی خواهد شد [۹۰].

$$\left\{ \begin{array}{l} \alpha_0 = \frac{I\ddot{\theta}_1}{F_c} \\ \alpha = \frac{I\ddot{\theta}_2}{F_c} \\ \eta_{\theta} = \frac{\alpha_0}{\alpha} = \frac{I\ddot{\theta}_1}{I\ddot{\theta}_2} = \frac{\ddot{\theta}_1}{\ddot{\theta}_2} \end{array} \right\} \quad (12-3)$$

$$\eta_{all} = \prod_{i=1}^6 \eta_i = \eta_m \times \eta_I \times \eta_K \times \eta_M \times \eta_B \times \eta_{\theta} = \frac{m_1 I_1 K_1 M_1 B_1 \ddot{\theta}_1}{m_2 I_2 K_2 M_2 B_2 \ddot{\theta}_2} \quad (13-3)$$

بر خلاف شاخص‌های نسبی، با استفاده از شاخص مطلق ارزیابی ایمنی می‌توان محدوده تعامل ایمن با ربات را برای هر بیمار به صورت کمی مشخص کرد. در این نوع شاخص باید قابلیت‌های ربات توانبخشی برای تعامل انعطاف‌پذیر با بیمار ارزیابی شود. سپس میزان توانایی بیمار در ایجاد نیروهای هدف‌مند برای مشخص کردن محدوده تعامل ایمن ربات و بیمار مد نظر قرار بگیرد به نحوی که در این محدوده بیمار با نیروهایی که توانایی ایجاد آن را دارد بتواند همواره تمایل خود را در حرکت به ربات توانبخشی تحمیل کند. لذا انعطاف‌پذیری کامل ربات نسبت به بیمار، به عنوان معیار ارزیابی ایمنی مطلق ربات‌های توانبخشی معرفی می‌شود.

به طور کلی انعطاف‌پذیری ربات نسبت به بیمار را می‌توان در گرو تحقق قابلیت رانش معکوس ذاتی ربات در نظر گرفت. چنانچه به ازای نیروهایی که بیمار توانایی اعمال آن را دارد، ربات قابلیت رانش معکوس ذاتی داشته باشد، ایمنی بیمار در برابر حرکت و قوای مکانیکی ربات تضمین خواهد شد. به این دلیل که همواره تمایل بیمار در حرکت تعیین‌کننده خواهد بود و ربات نمی‌تواند بیمار را مجبور به پیروی از خود کند. مادامی که حرکت ربات برای بیمار مطلوب باشد و بیمار احساس راحتی کند، سیکل توانبخشی جریان عادی خود را خواهد داشت. اما زمانی که بیمار احساس راحتی نمی‌کند یا ناشی از احساس درد سعی در ایجاد انحرافی در مسیر حرکت دارد، قابلیت رانش معکوس ذاتی ربات برای بیمار اجازه می‌دهد تا بتواند انحراف دلخواه خود را در مسیر ایجاد کند و یا ربات توانبخشی را با نیروی خود متوقف کند. البته تامین این شرایط نیازمند تحقق راه‌کارهای تامین ایمنی هم در حوزه طراحی و هم در حوزه کنترل به شکل هماهنگ است.

قابلیت رانش معکوس ربات در واقع قابلیت راندن مفاصل ربات با نیروهای محیطی است. اما این قابلیت تابع پارامترهای بسیاری از جمله: وزن و اینرسی ربات، اصطکاک و میرایی موثر ربات، سختی ربات و حتی دینامیک و کنترل‌کننده آن است. برای اینکه نیروهای محیطی بتوانند مفاصل ربات را به حرکت در آورند، باید گشتاور مورد نیاز حرکت دینامیکی و اثرات امپدانس ذاتی ربات را تامین کنند.

امپدانس مکانیکی ربات در فضای ابزار به صورت رابطه (۱۴-۲) بیان می‌شود، که در آن K_x سختی، B_x میرایی موثر و M_x اینرسی موثر ربات هستند. \ddot{X} ، \dot{X} و X به ترتیب بردار جابه‌جایی، سرعت و شتاب در فضای دکارتی ابزار هستند.

$$M_x \ddot{X} + B_x \dot{X} + K_x X = F \quad (14-3)$$

چنانچه نیروهای لازم برای جبران جاذبه توسط گشتاور خود موتورهای تامین شود و ربات در حالت صفر گرانشی قرار داشته باشد، نیروهای محیطی برای به حرکت در آوردن ربات در فضای دکارتی باید بر نیروهای ناشی از امپدانس مکانیکی ربات غلبه کنند. امپدانس مکانیکی ربات در فضای دکارتی نگاشته از امپدانس مکانیکی فضای مفصلی ربات است. با صرفه نظر از اثر نیروهای ناشی از اصطکاک و میرایی در مفاصل ربات، با استفاده از روابط (۷-۳) و (۹-۳)، می‌توان نیروی لازم برای غلبه بر امپدانس مکانیکی ربات را در هر موقعیت، سختی و شتاب مطابق (۱۵-۳) محاسبه کرد.

$$J^{-T} M_\theta J^{-1} \ddot{X} + J^{-T} K_\theta J^{-1} X = F \quad (15-3)$$

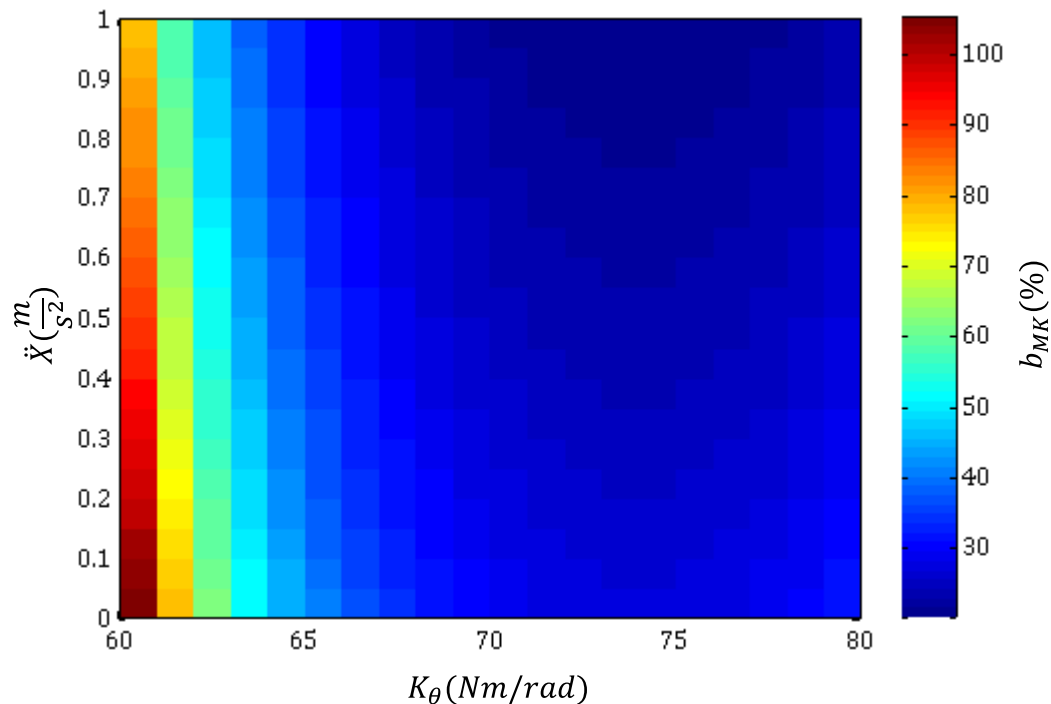
با استفاده از رابطه (۱۵-۳) می‌توان اثر حرکت با سطوح شتاب و سختی‌های مختلف را در پیکربندی‌های متفاوت دید. هنگامی که نیروهای محیطی (F_{env}) بتوانند بر امپدانس مکانیکی ربات غلبه کنند، ربات به ازای نیروهای محیطی دارای قابلیت رانش معکوس است. درصد قابلیت رانش معکوس را می‌توان براساس رابطه (۱۶-۳) سنجید.

$$b_{Mk}(\%) = \frac{\|F_{env}\|}{\max\|J^{-T} M_\theta J^{-1} \ddot{X} + J^{-T} K_\theta J^{-1} X\|} \times 100 \quad (16-3)$$

به عنوان مثال برای یک ربات با یک درجه آزادی دورانی، قابلیت رانش معکوس بر اساس پارامترهای مفروض سختی و اینرسی و به ازای نیروی محیطی معینی بررسی شده است. با فرض مقادیر $M_\theta = 0.0385$ ، $0 \leq K_\theta \leq 20$ ، $\|F_{env}\| = 12N$ و ماتریس ژاکوبین مفروض رابطه (۱۷-۳) قابلیت رانش معکوس ربات تک لینکی در محدوده حرکتی $15^\circ \leq \theta \leq 120^\circ$ محاسبه شده است. R_L طول لینک ربات است. بردار جابه‌جایی و شتاب ربات در فضای دکارتی در رابطه (۱۸-۳) فرض شده است. نتایج به دست آمده برای ربات یک لینکی بر اساس رابطه کمی قابلیت رانش معکوس در شکل (۳-۱۱) نشان داده شده است.

$$J = \begin{bmatrix} -R_L \times \sin(\theta - \frac{\pi}{2}) \\ R_L \times \cos(\theta - \frac{\pi}{2}) \end{bmatrix} \quad (17-3)$$

$$X = \begin{bmatrix} 0.05 \\ 0.05 \end{bmatrix} (m) \text{ and } \dot{X} = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \left(\frac{m}{s^2}\right) \quad (۱۸-۳)$$



شکل (۱۱-۳) قابلیت رانش معکوس ربات تک لینکی

نتیجه به دست آمده نشان می‌دهد که قابلیت رانش معکوس ربات با افزایش سختی مفصل و سطوح شتاب حرکت (اثر اینرسی ربات) کاهش می‌یابد. همچنین نتایج نشان می‌دهد که اثر سختی همواره غالب بر اثر اینرسی ربات است. اثر پیکربندی ربات در سختی حدود ۷۵ نیوتن متر بر رادیان آشکار می‌شود. چرا که انتظار می‌رفت با افزایش سختی مفصل همواره قابلیت رانش معکوس کاهش یابد و بیشترین کاهش مربوط به بیشترین مقدار سختی باشد اما این طور نیست اثر نگاشت ژاکوبین در پیکربندی‌های مختلف سبب تغییر میزان سختی موثر ربات در فضای دکارتی شده و این موج تغییر را به وجود آورده است.

چنانکه ربات با سختی ۷۵ نیوتن متر بر رادیان و پیکربندی خاصی که در این حالت داشته است به ازای تمامی مقادیر شتاب، همواره بیشترین سختی موثر و کمترین مقدار قابلیت رانش معکوس را برای ربات منجر شده است.

بر همین مبنا می‌توان معیار ایمنی مبتنی بر مفهوم قابلیت رانش معکوس^۱ را معرفی کرد و آن را به عنوان معیاری برای ارزیابی کمی ایمنی ذاتی ربات و تعیین محدوده عملکرد ایمن ربات در تعامل با هر بیمار خاص به کار برد. مزیت این معیار نسبت به معیار تعمیم یافته ارزیابی نسبی ایمنی این است که برای انواع ربات‌های توانبخشی قابل استفاده بوده و نیاز به اندازه‌گیری آستانه‌های آسیب برای بیان کمی و مطلق ایمنی در ربات‌ها ندارد. مزیت دیگر این معیار امکان ارزیابی کمی ایمنی ضمن تعیین محدوده تعامل ایمن ربات و بیمار است. معیار ایمنی مبتنی بر مفهوم قابلیت رانش معکوس (BSC) در رابطه (۱۹-۳) معرفی شده است.

$$BSC = \frac{\|J^{-T}\tau + J^{-T}K_{\theta}J^{-1}X\|}{\max\|F_P\|} \geq 0 \quad (19-3)$$

این رابطه برای زمانی معرفی شده است که ربات عهده دار حرکت بوده و بیمار با آن در تعامل نیرویی قرار می‌گیرد. لذا گشتاوری که ربات بر پایه قانون کنترل و مبتنی بر دینامیک ربات تولید می‌کند مهم‌ترین عامل افزایش نیروی تعامل بین ربات و بیمار است. علاوه بر این بیمار همواره در تعامل با ربات برای ایجاد انحراف در مسیر حرکت ربات اثر سختی موثر ربات را متحمل می‌شود.

لذا معیار ایمنی بر مبنای این دو پارامتر تاثیر گذار تعریف شده است. بر مبنای این معیار محدوده عملکرد ایمن زمانی است که:

$$0 \leq BSC \leq 1 \quad (20-3)$$

یا به تعبیری محدوده‌ای است که قابلیت رانش معکوس ربات به ازای بیشترین نیرویی که بیمار می‌تواند تولید کند صد درصد باشد. استفاده از این معیار محدودیت‌هایی را برای تامین شرایط ایمن معرفی می‌کند که باید در طراحی و کنترل مد نظر قرار بگیرد. از این دست می‌توان محدودیت سختی مفاصل، اینرسی ربات، پیکربندی، شتاب و گشتاور حرکت را نام برد.

اگرچه در تعامل میان بیمار و ربات محدوده $0 \leq BSC \leq 1$ همواره امن است اما اثربخشی توانبخشی رباتیک زمانی است که تعامل بیمار با ربات مفید باشد و ربات بتواند حرکت انسان ماندنی مطابق الگوی حرکتی یک فرد سالم را برای بیمار ایجاد کند. محدوده این تعامل تاثیر گذار برای بیمار $0.9 \leq BSC \leq 1.1$ در نظر گرفته شده است. در این محدوده تعامل بین ربات و بیمار ایمن و موثر

¹ Backdrivability-based Safety Criteria (BSC)

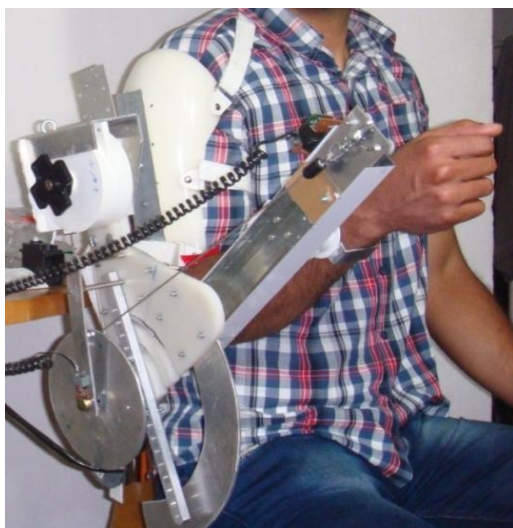
تلقی می‌گردد. لذا شرایط لازم برای نزدیک کردن عملکرد ربات به این ناحیه از طریق فلوچارت‌های کنترلی مناسب باید مد نظر قرار بگیرد.

فصل چہارم

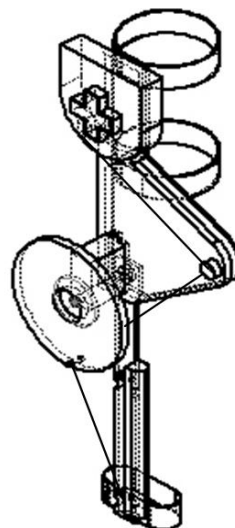
رہات کا بی تواجشی آرنج

۴-۱- معرفی ربات کابلی توانبخشی آرنج

ربات توانبخشی آرنج با قابلیت انطباق سختی مفصل و با هدف افزایش راحتی و اثربخشی بیشتر در تمرین توانبخشی مفصل آرنج، توسط بامداد و زرشناس طراحی، ساخته و آزمایش شده است [۹۱]. در این ربات با بهره‌گیری از مکانیزم محرکه سری الاستیک کابلی، اینرسی موتورها از سازه ربات کاسته شده است تا سازه ربات سبک‌تر و قابل حمل باشد. از طرفی مکانیزم افزونه محرکه امکان کنترل سختی و موقعیت را در مفصل آرنج فراهم می‌کند. مزیت دیگر محرکه کابلی انتقال بدون افت نیروهای محیطی^۱ به مفصل ربات است که در تامین قابلیت رانش معکوس ضرورت دارد. علاوه بر این از یک مکانیزم غیرفعال جبران ساز جاذبه برای افزایش ایمنی ذاتی ربات استفاده شده است. مکانیزم غیرفعال جبران جاذبه گشتاور مورد نیاز حرکت را به نحو موثری کاهش می‌دهد. لذا با اعمال نیروهای محیطی کمتری می‌توان ربات را به حرکت درآورد. بهره‌گیری از طراحی سبک، مکانیزم جبران ساز جاذبه و محرکه سری الاستیک کابلی در ربات توانبخشی آرنج قابلیت رانش معکوس ذاتی به ارمغان آورده است. طراحی سه بعدی و نمونه اولیه ربات کابلی توانبخشی مفصل آرنج به ترتیب در شکل‌های (۴-۱) و (۴-۲) نشان داده شده است [۹۲]. در ادامه این فصل نحوه عملکرد محرکه کابلی، مکانیزم غیرفعال جبران جاذبه، سینماتیک، استاتیک و دینامیک ربات توانبخشی تشریح خواهد شد. پس از آن روش‌های طراحی مسیر برای سیکل درمان توانبخشی آرنج مطرح می‌شود و در آخر فلوچارت راهاندازی ربات با مکانیزم محرکه کابلی ارائه خواهد شد.



شکل (۴-۲) نمونه اولیه ربات کابلی توانبخشی آرنج

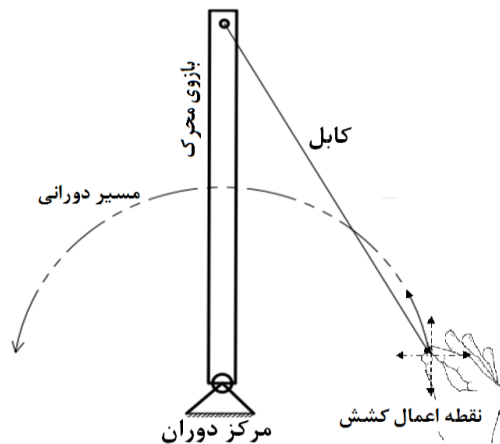


شکل (۴-۱) طراحی سه بعدی ربات کابلی توانبخشی

^۱ Enviromental forces

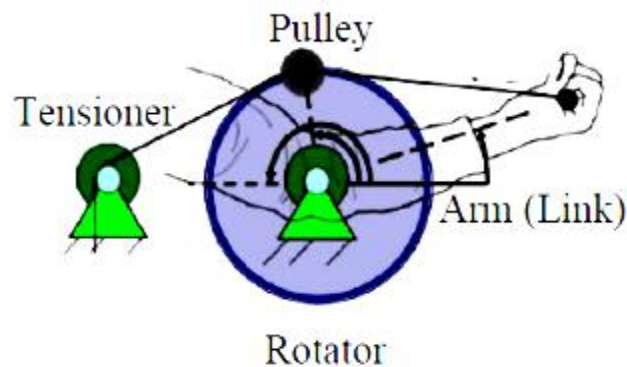
۲-۴- معرفی و بررسی عملکرد محرکه سری الاستیک کابلی

محرکه سری الاستیک کابلی با بهره‌گیری از مکانیزم افزونه در تولید گشتاور بر اساس مفهوم گشتاور ناشی از نیروی خارج از محور مرکز دوران شکل گرفته است. شکل (۳-۴) نحوه ایجاد گشتاور حول مرکز دوران یک میله را نشان می‌دهد که در آن گشتاور ایجاد شده حول مرکز دوران تابعی از نیروی کشش کابل و زاویه اعمال نیروی کشش به میله است [۹۳].



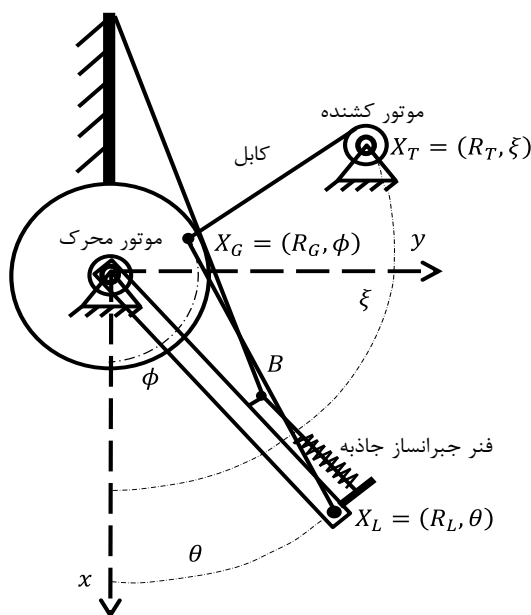
شکل (۳-۴) نحوه ایجاد گشتاور حول مرکز دوران یک میله

با بهره‌گیری از این مفهوم، محرکه سری الاستیک کابلی با هدف توانبخشی آرنج طراحی شده است. طرح کلی محرکه سری الاستیک کابلی معروف به ماریونت در شکل (۴-۴) نشان داده شده است [۹۴]. مکانیزم محرکه کابلی شامل یک موتور کشنده جهت تأمین نیروی کششی در کابل، یک دیسک راهنما به منظور هدایت راستای کابل و یک بازوی محرک است. برای کنترل حرکت دیسک دوار از یک موتور الکتریکی استفاده می‌شود.



شکل (۴-۴) طرح کلی محرکه سری الاستیک کابلی معروف به ماریونت

مطابق شکل (۴-۴) در این مکانیزم، کابل خروجی از موتور کشنده از پولی نصب شده روی دیسک دوار، عبور کرده تا نیروی محرک از طریق این کابل به نقطه انتهای میله انتقال یابد. محور دوران میله و دیسک راهنما بر هم منطبق است و هریک به صورت مستقل از دیگری امکان دوران دارند. با بهره-گیری از اصول کلی عملکرد این محرکه سری الاستیک کابلی، ربات کابلی توانبخشی آرنج طراحی و ساخته شده است. شکل (۵-۴) طراحی ربات کابلی توانبخشی آرنج را با محرکه سری الاستیک کابلی و مکانیزم غیرفعال جبران جاذبه نشان می‌دهد [۹۳].



شکل (۵-۴) ربات کابلی توانبخشی آرنج با محرکه الاستیک کابلی و مکانیزم جبران‌ساز جاذبه

در ادامه نحوه عملکرد محرکه سری الاستیک کابلی در تولید گشتاور و سختی حول محور دوران تشریح خواهد شد. مبدأ دستگاه مختصات قطبی در نقطه دوران دیسک قرار دارد. نقاط عبور کابل از موتور کشنده به دیسک راهنما و نهایتاً به میله، به ترتیب X_T ، X_G و X_L نام‌گذاری شده است. کابل به صورت پیوسته از موتور کشنده تا نقطه انتهایی بازوی متصل شونده به ساعد کشیده شده است و طول کل کابل مطابق رابطه (۴-۱) برابر است با [۹۱]:

$$x = L_{LG} + L_{GT} \quad (۴-۱)$$

که با توجه به هندسه مکانیزم و قانون کسینوس‌ها داریم:

$$L_{GT} = \sqrt{R_G^2 + R_T^2 - 2R_G R_T \cos(\Phi - \xi)} \quad (۴-۲)$$

$$L_{LG} = \sqrt{R_L^2 + R_G^2 - 2R_L R_G \cos(\theta - \Phi)} \quad (۴-۳)$$

گشتاوری که مکانیزم محرک کابلی حول مرکز دوران اهرم ربات توانبخشی ایجاد می‌کند، از معادله انرژی با صرف‌نظر از اصطکاک در اتصال‌ها و محرکه کابلی، مطابق با رابطه (۴-۴) به دست می‌آید [۹۱]:

$$U_T = \int T dx = \int \tau_T d\theta \quad (۴-۴)$$

$$\tau_T = \frac{\partial E}{\partial \theta} = T \frac{\partial x}{\partial \theta} \quad (۵-۴)$$

با جایگذاری مقادیر هندسی و مشتق‌گیری و ساده‌سازی، گشتاور بازوی ربات به دست خواهد آمد [۹۱][۹۳]:

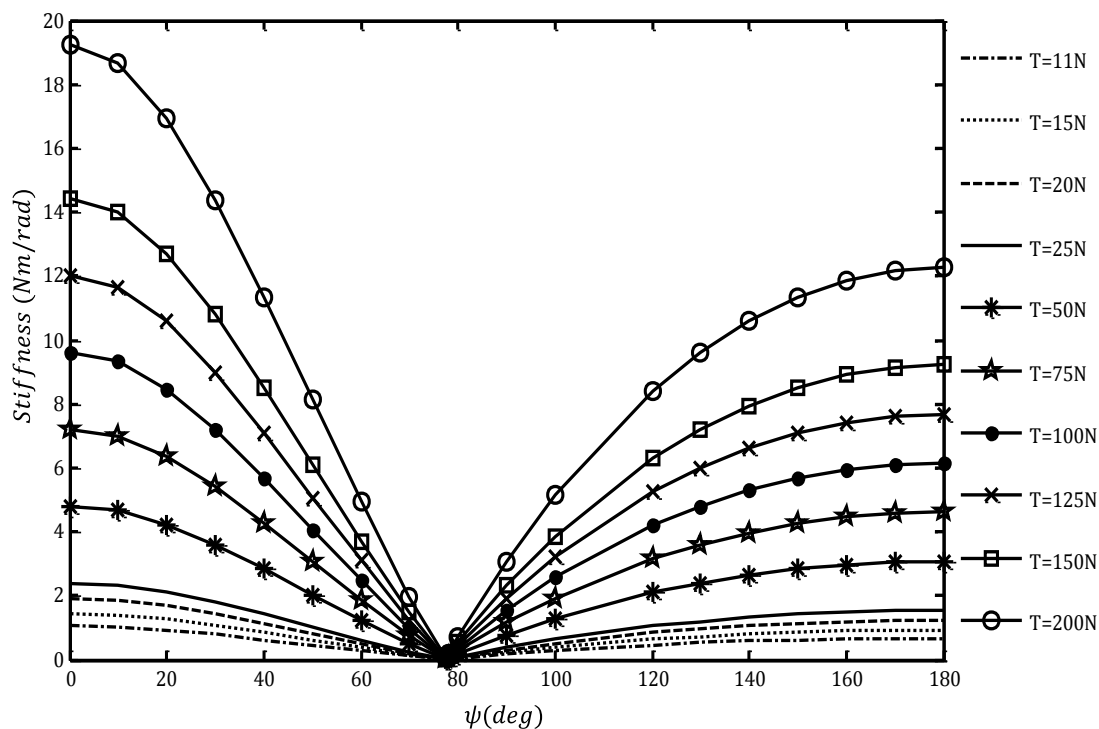
$$\tau_T = T \frac{\overline{R_L R_G}}{L_{LG}} \sin \Psi \quad (۶-۴)$$

که Ψ زاویه نسبی بین راستای میله و دیسک راهنما و برابر با $(\theta - \phi)$ است. براساس رابطه گشتاور ناشی از کابل تنها تابعی از نیروی کشش و زاویه نسبی Ψ است و به موقعیت قرارگیری بازوی محرک بستگی ندارد. از این روی استفاده از مسیر دایره برای هدایت کابل، یک مزیت سیستم پیشنهاد شده به شمار می‌آید. با توجه به رابطه گشتاور، سختی مکانیزم با مشتق‌گیری از گشتاور پیچشی نسبت به زاویه دوران بازو، θ ، محاسبه می‌شود. با جایگذاری پارامترهای هندسی مکانیزم در این رابطه داریم [۹۱]:

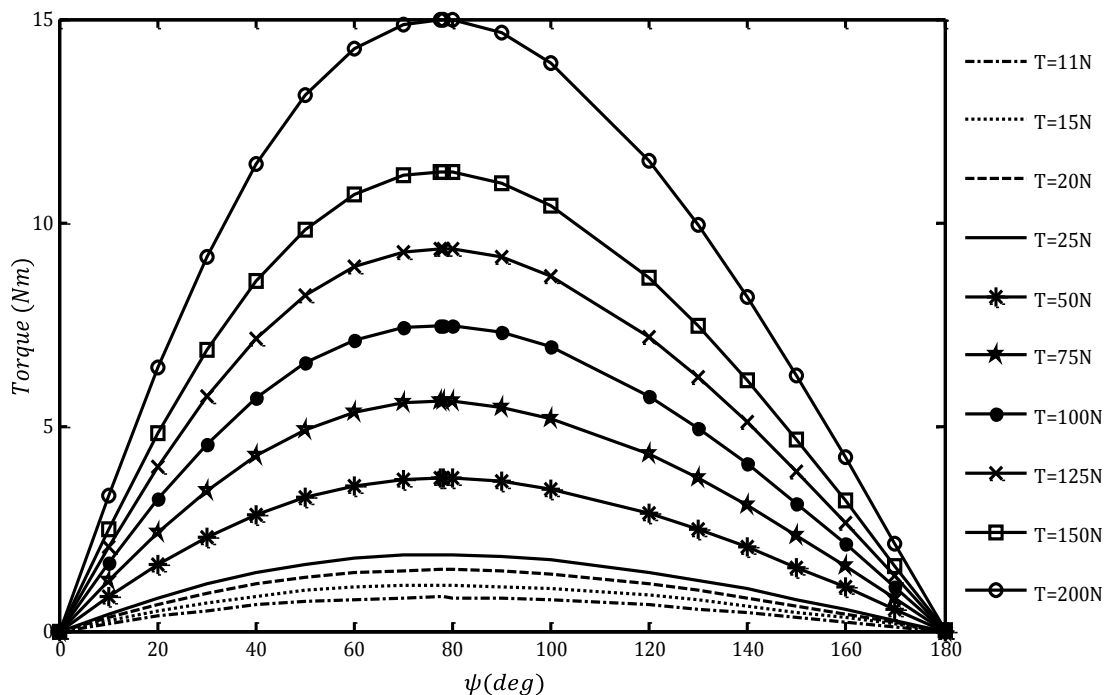
$$k_T = T \left(R_L \frac{R_G}{L_{LG}(\Psi)} \cos(\Psi) - R_L^2 \frac{R_G^2}{L_{LG}(\Psi)^3} \sin^2(\Psi) \right) \quad (۷-۴)$$

گشتاور و سختی ایجاد شده حول مفصل ربات تابعی از دو پارامتر متغیر و قابل کنترل هستند. بنابراین با تنظیم میزان کشش کابل یا زاویه قرارگیری دیسک راهنما نسبت به میله (Ψ) ، می‌توان مقادیر سختی و گشتاور را به صورت مستقل از هم کنترل نمود. در ادامه عملکرد محرکه کابلی به ازای نیروی کشش‌های متفاوت و در گستره ۰-۱۸۰ درجه زاویه نسبی Ψ محاسبه شده است. شکل (۴-۶) سختی محرکه کابلی را براساس نیروی کشش و زاویه نسبی نشان می‌دهد. مقدار بیشینه سختی مستقیماً وابسته به میزان نیروی کشش کابل در محرکه است. از طرف دیگر زاویه نسبی، تعیین‌کننده تغییرات سختی با یک نیروی کشش ثابت است. با توجه به شکل (۴-۶) سختی صفر برای تمامی نیروهای کشش غیر صفر در زاویه نسبی ۷۷٫۵۲ درجه قابل دستیابی است. گشتاوری که محرکه سری الاستیک کابلی ربات می‌تواند ایجاد کند در گستره نیروی کشش و تغییرات زاویه نسبی

در شکل (۷-۴) نشان داده شده است. بیشینه گشتاور ربات نیز همانند سختی محرکه، تابع مستقیم میزان نیروی کشش کابل است. تغییرات زاویه نسبی تعیین کننده تغییرات گشتاور برای یک نیروی کشش ثابت است.



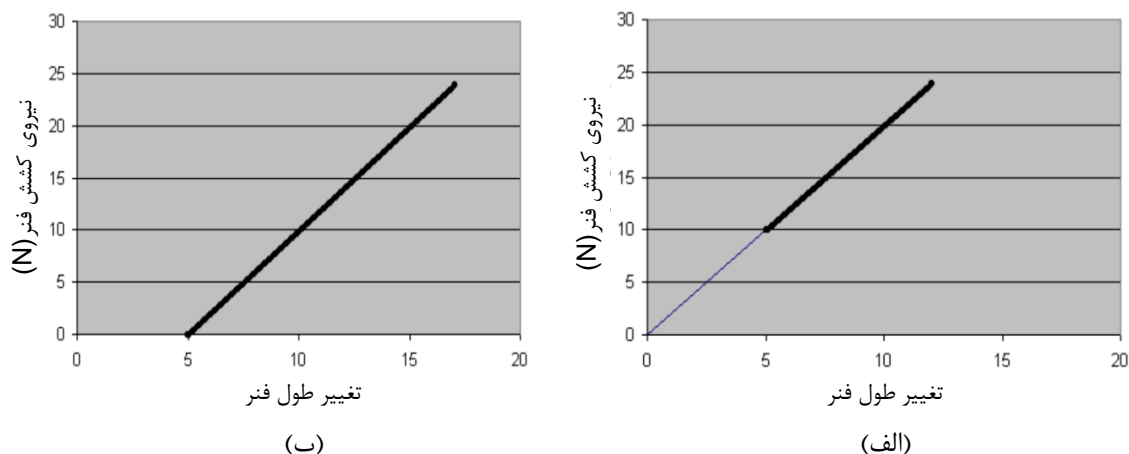
شکل (۷-۴) سختی محرکه کابلی بر اساس نیروی کشش و زاویه نسبی



شکل (۷-۴) گشتاور محرکه کابلی ربات در گستره نیروی کشش و تغییرات زاویه نسبی

۴-۳- معرفی مکانیزم غیرفعال جبران جاذبه

تعامل ایمن ربات و بیمار در تمام نمونه‌های موفق از بالاترین اولویت‌های عملکردی است. در این راستا تعادل نیرویی در زمان حرکت ربات می‌تواند به این امر کمک شایانی کند. بر این مبنا روش‌های متعادل‌سازی در ربات‌های توانبخشی استفاده شده است [۸۹]. از میان روش‌های متنوع، دو روش اصلی تامین تعادل استاتیکی شامل تعادل وزنی و فنر متعادل ساز رایج‌تر هستند [۹۵]. وزنه تعادل در سیستم‌های مکانیکی با جابه‌جا کردن مرکز جرم به مرکز دوران، اثر گشتاور ناشی از نیروهای ثقلی را جبران می‌کند. به‌کارگیری وزنه تعادل در مکانیزم ربات‌های توانبخشی به علت افزایش اینرسی موثر مفصل، افزایش سطح انرژی محرکه و تغییر پهنای باند کاری ربات مناسب نیست. فنر به عنوان یک المان الاستیک غیرفعال در سیستم‌های مکانیکی با مکانیزم‌های مختلفی برای جبران‌سازی غیرفعال گشتاور جاذبه به کار گرفته شده است [۹۶]. استفاده از یک جبران‌کننده اثر جاذبه، حرکت متعادل‌تری را با سطح انرژی کمتر فراهم می‌کند. به نحوی که در ربات‌ها امکان استفاده از موتورهای کوچکتر فراهم می‌شود، ابعاد ترمز کاسته شده و ایمنی سیستم افزایش می‌یابد [۹۷]. در تجهیزات توانبخشی زانو و آرنج، از جبران‌ساز جاذبه برای متعادل‌سازی وزن اعضای بدن استفاده می‌شود. با توجه به این نکته که اثر گرانش متناسب با شرایط قرارگیری ساعد تغییر می‌کند، به عنوان یک راهکار جایگزین استفاده از فنرهای غیرخطی مطرح می‌گردد اما پیچیدگی‌های طراحی و همچنین عدم اطمینان نسبت به عملکرد مطلوب از جمله مشکلات استفاده از این فنرها می‌باشد [۹۷]. فنرهای کششی معمول به علت قرارگیری حلقه‌های فنر روی یکدیگر، در حالت بی‌باری دارای طول غیر صفر هستند و نمودار تغییرات نیرو بر حسب طول برای آنها از مبدا عبور نمی‌کند. در صورتی که در فنرهایی با طول آزاد صفر، نمودار نیرو بر حسب تغییر طول از مبدا عبور می‌کند، شکل (۴-۸) نمودار نیروی کشش بر حسب تغییر طول را برای این دو نمونه نشان می‌دهد.



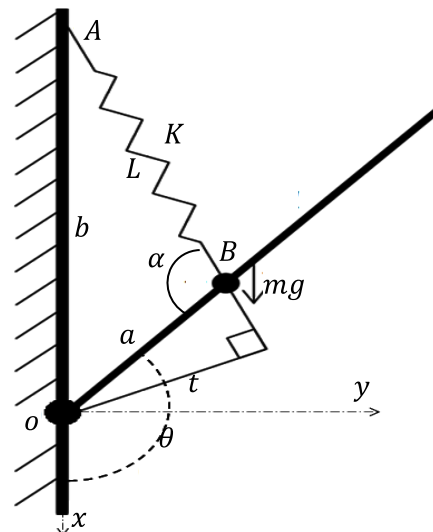
شکل (۴-۸) تغییرات نیرو بر حسب طول الف) با طول آزاد صفر ب) با طول آزاد غیر صفر

به منظور تحقق شرایط طول آزاد صفر برای فنر جبران ساز جاذبه در مکانیزم مورد بررسی، یک فنر کششی معمولی با طول آزاد غیر صفر، در راستای بازو محرک قرار داده شده است و نیروی آن از طریق یک پولی به راستای AB منتقل می‌گردد. بنابراین می‌توان گفت کشش حاصل در راستای AB به کمک یک فنر با طول آزاد صفر ایجاد شده است.

از این مکانیزم با طراحی‌های مختلف به منظور حذف اثر وزن بازوی ربات هنگام دوران استفاده می‌شود. در این ربات توانبخشی از یک فنر (در محدوده خطی) برای جبران نیروی وزن ربات و اندام بیمار استفاده شده است. برای جبران سازی اثر وزن باید گشتاوری که نیروی فنر حول مرکز دوران اهرم ربات ایجاد می‌کند، با گشتاور وزن برابر باشد. با توجه به هندسه ربات توانبخشی آرنج، فنر در راستای اهرم ربات قرار می‌گیرد و نیروی حاصل از تغییر طول آن از طریق کابل در راستای AB به اهرم ربات اعمال می‌شود. مطابق نمای شماتیک اهرم ربات در شکل (۹-۴)، گشتاوری که فنر جبران ساز جاذبه حول مرکز دوران ربات (τ_{spring}) ایجاد می‌کند [۹۳]:



شکل (۱۰-۴) مکانیزم جبران ساز جاذبه در ربات



شکل (۹-۴) نمای شماتیک اهرم ربات

$$\tau_{spring} = K(L - L_0)t \quad (۸-۴)$$

$$\frac{\sin(\frac{\pi}{2})}{a} = \frac{\sin(\pi - \alpha)}{t} \rightarrow t = a \sin(\alpha) \quad (۹-۴)$$

که متناسب با فاصله عمودی امتداد نیروی فنر تا مرکز دوران t است. برای محاسبه t از رابطه سینوس‌ها در مثلث قائم‌الزاویه استفاده می‌شود. بار دیگر از رابطه سینوس‌ها در مثلث قائم‌الزاویه برای زاویه α ، در معادله (۴-۱۰) استفاده شده است. همچنین اندازه امتداد AB از رابطه (۳-۱۱) به دست می‌آید.

$$\frac{\sin(\pi - \theta)}{\overline{AB}} = \frac{\sin(\alpha)}{b} \rightarrow \sin(\alpha) = \frac{b}{\overline{AB}} \sin(\pi - \theta) \quad (۴-۱۰)$$

$$\overline{AB} = \sqrt{a^2 + b^2 + 2ab \cos(\pi - \theta)} \quad (۴-۱۱)$$

لذا سختی فنر باید بر اساس رابطه غیرخطی (۴-۱۲) انتخاب شود که وابسته به جرم ساعد بیمار است. تابع G_{pf} معرف گشتاوری است که وزن ساعد بیمار حول مرکز دوران ایجاد می‌کند.

$$\frac{mgR_L}{2} \cos\left(\frac{\pi}{2} - \theta\right) + G_{pf} = \frac{K(L - L_0)ab}{\overline{AB}} \sin(\theta) \quad (۴-۱۲)$$

در نمونه اولیه ساخته شده، سختی فنر جبران‌ساز بر اساس بدن یک بیمار مذکر ۲۵ ساله با جرم ساعد ۲ کیلوگرم [۲۱]، برابر با ۲۵۰ نیوتن بر متر و با طول آزاد ۱۰ سانتی‌متر در نظر گرفته شد.

۴-۴ - سینماتیک و استاتیک ربات توانبخشی آرنج

در این بخش روابط سینماتیک مستقیم و معکوس بازوی ربات در فضای دو بعدی صفحه‌ی ساجیتال بدن استخراج خواهد شد. پس از آن، ژاکوبین ربات توانبخشی آرنج به دست خواهد آمد. در ادامه از ژاکوبین ربات برای بررسی رابطه تعادل استاتیکی آن استفاده خواهد شد. حرکت بازوی ربات در صفحه قائم ساجیتال یک حرکت دورانی محض است. لذا فضای کاری ربات در این صفحه منطبق بر کمانی از دایره خواهد بود. سینماتیک مستقیم ربات موقعیت مجری نهایی را در صفحه قائم بر اساس تصویر آن در راستای محور افقی و عمودی تعیین می‌کند که تابعی از زاویه دوران و طول بازوی ربات است. رابطه (۴-۱۳) بیان‌کننده سینماتیک مستقیم ربات توانبخشی آرنج در صفحه ساجیتال بدن است.

$$\begin{cases} X = R_L \times \cos\left(\theta - \frac{\pi}{2}\right) \\ Y = R_L \times \sin\left(\theta - \frac{\pi}{2}\right) \end{cases} \quad (۴-۱۳)$$

سینماتیک معکوس ربات رابطه‌ای است که براساس موقعیت مجری نهایی، اندازه متغیر مفصلی ربات را تعیین می‌کند و نگاشتی است از فضای دکارتی ابزار به فضای مفصلی ربات. سینماتیک معکوس ربات در رابطه (۴-۱۴) بیان شده است.

$$\theta = tg^{-1}\left(\frac{y}{x}\right) + \frac{\pi}{2} \quad (۴-۱۴)$$

با توجه به رابطه سینماتیک مستقیم ربات و با مشتق‌گیری از آن بر حسب زاویه دوران بازوی ربات، ماتریس ژاکوبین ربات مطابق رابطه (۴-۱۵) به دست می‌آید:

$$J = \begin{bmatrix} -R_L \times \sin\left(\theta - \frac{\pi}{2}\right) \\ R_L \times \cos\left(\theta - \frac{\pi}{2}\right) \end{bmatrix} \quad (۴-۱۵)$$

استاتیک ربات بیان‌کننده رابطه تعادل بین نیروهای محیطی و گشتاور مفصلی است که از طریق نگاشت ژاکوبین برقرار می‌شود. رابطه استاتیک ربات‌های بر اساس قضیه کار مجازی اثبات شده و با رابطه کلی (۴-۱۶) بیان می‌شود. که در آن F بردار نیروی محیط و τ گشتاور مفصلی ربات است. رابطه استاتیک ربات توانبخشی آرنج با استفاده از روابط پیشین به صورت رابطه (۴-۱۷) حاصل می‌شود:

$$\tau = J^T F \quad (۴-۱۶)$$

$$\tau_{int} = J^T F_{int} = \begin{bmatrix} -R_L \times \sin\left(\theta - \frac{\pi}{2}\right) \\ R_L \times \cos\left(\theta - \frac{\pi}{2}\right) \end{bmatrix}^T \times \begin{bmatrix} F_{int}^X \\ F_{int}^Y \end{bmatrix} \quad (۴-۱۷)$$

۴-۵- دینامیک ربات کابلی توانبخشی آرنج

با استفاده از فرمول لاگرانژ، فرم بسته معادله دینامیکی اهرم ربات به صورت معادله (۴-۱۸) به دست می‌آید [۹۲]:

$$M(\theta)\ddot{\theta} + G(\theta) = \tau \quad (۴-۱۸)$$

که در آن ترم اینرسی و ترم اثر جاذبه به ترتیب در معادله (۴-۱۹) و (۴-۲۰) محاسبه شده‌اند [۹۲]:
شایان ذکر است اثر نیروهای کریولیس و گریز از مرکز به علت حرکت دورانی محض بازوی ربات صفر است. پارامتر m و R_L به ترتیب معرف جرم و طول بازوی ربات هستند. پارامتر g بیانگر شتاب جاذبه است.

$$M(\theta) = \frac{m}{3} R_L^2 \quad (۱۹-۴)$$

$$G(\theta) = \frac{m}{2} g R_L \cos\left(\frac{\pi}{2} - \theta\right) \quad (۲۰-۴)$$

گشتاوری که محرکه کابلی حول مرکز دوران ایجاد می‌کند در بخش دوم مطابق رابطه (۴-۶) به دست آمد. در بخش سوم نیز گشتاور فنر جبران‌ساز جاذبه محاسبه شد. به این ترتیب معادله دینامیکی ربات در حالت کلی با در نظر گرفتن روابط محرک کابلی و فنر جبران‌ساز جاذبه در رابطه (۴-۲۱) ارائه می‌شود.

$$M\ddot{\theta} + G(\theta) + \frac{K(L - L_0)ab}{\overline{AB}} \sin(\pi - \theta) = T \frac{R_L R_G}{L_{LG}} \sin(\theta - \varphi) \quad (۲۱-۴)$$

۴-۶- روش‌های طراحی مسیر برای توانبخشی آرنج

مسیرهایی که برای انجام سیکل حرکتی درمان توانبخشی طراحی می‌شود باید در محدوده حرکتی مفاصل بدن بیمار باشد و از طرفی سرعت حرکت در محدوده فرکانس حرکات طبیعی بدن باشد. در یک پژوهش تجربی محدوده حرکت مفصل آرنج برای ۲۲ نفر مرد سالم بین ۱۵-۱۲۰ درجه اندازه گیری شده است [۹۸]. همچنین محدوده فرکانسی حرکات طبیعی دست انسان بین ۰-۱ هرتز تخمین زده شده است [۹۹]. لذا مسیری که برای توانبخشی مفصل آرنج طراحی می‌شود باید در این محدوده حرکتی و فرکانسی جای بگیرد. از طرف دیگر نحوه طراحی و اعمال مسیر در طول حرکت خود یک مسئله بسیار مهم است. بررسی عملکرد سیستم عصبی مرکزی^۱ بدن در نحوه ایجاد حرکت از طریق محرکه‌های ماهیچه‌ای بدن نشان می‌دهد که دو ایده کلی در ارتباط با نحوه ایجاد حرکت از طریق محرکه‌های ماهیچه‌ای و عملکرد سیستم عصبی مرکزی بدن وجود دارد:

• فرضیه کنترل نقاط تعادل^۲:

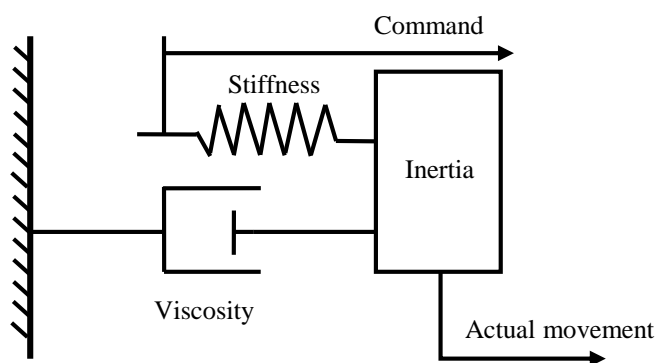
در این فرضیه مجموعه اندام و عضله‌های آگونیستیک^۳ و آنتاگونیستیک همانند یک سیستم جرم فنر دمپر مدل‌سازی می‌شوند. عضله مانند یک فنر مدل‌سازی می‌شود که از یک طرف متصل به اندام بوده و یک سر فنر موقعیت کنونی اندام است، در حالی که موقعیت سر دیگر فنر توسط فرمان سیستم عصبی مرکزی بدن تعیین می‌شود که از جنس موقعیت بوده و با عنوان (نقطه تعادل) خطاب می‌شود. شکل (۴-۱۱) مدل عضله را در فرضیه نقاط تعادل نشان می‌دهد [۱۰۰]. فرضیه کنترل نقاط تعادل بر

^۱ central nervous system (CNS)

^۲Equilibrium point control hypothesis

^۳Agonistic

این باور است که سیستم عصبی مرکزی بدن برای قرار دادن اندام‌های بدن در یک وضعیت مشخص، یا ایجاد یک حرکت ادامه‌دار در اندام‌های بدن، به ترتیب نقطه تعادل جدید یا زنجیره‌ای از نقاط تعادل را به عنوان فرمان ورودی به سیستم حرکتی بدن ارسال می‌کند. نکته قابل توجه و بسیار مهم این فرضیه این است که: زنجیره نقاط تعادل همواره منطبق بر یک مسیر مینیمم جرک است.



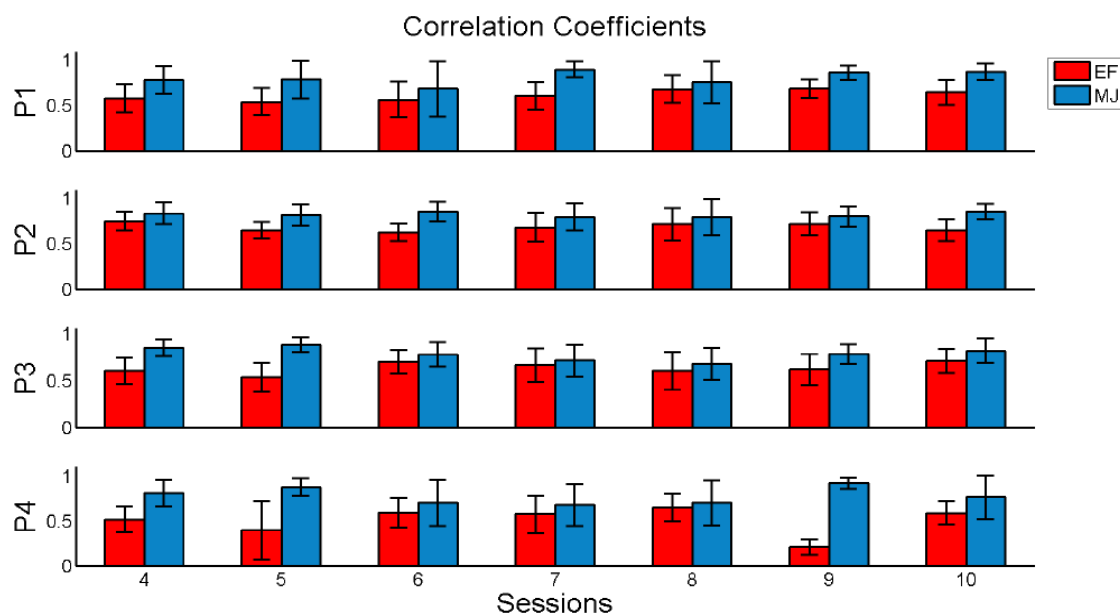
شکل (۴-۱۱) مدل عضله در فرضیه نقطه تعادل

• فرضیه میدان‌های نیرویی خارجی^۱:

این فرضیه عملکرد سیستم عصبی مرکزی را در نحوه ایجاد حرکت در اندام‌های متفاوت بدن به تولید میدان‌های نیروی الاستیک و ویسکوز تشبیه می‌کند. در واقع اندام بدن با قرار گرفتن در یک میدان نیرویی درونی، در راستای آن میدان نیرویی حرکت می‌کند [۱۰۱]. مقایسه تجربی و شبیه‌سازی بین دو مکانیزم محاسباتی عملکرد سیستم عصبی مرکزی بدن در حرکت دادن اندام فوقانی بدن شامل (حرکت شانه و آرنج) بر روی چهار نفر طی ۱۰ جلسه توانبخشی نشان می‌دهد که: سیستم عصبی مرکزی بدن همواره می‌تواند مسیری برای حرکت از نقطه آغاز تا انتها طرح‌ریزی کند، اگرچه نتواند آن را به درستی پیاده کند. همچنین مقایسه نتایج تجربی و شبیه‌سازی نشان می‌دهد که طرح‌ریزی مسیر حرکت توسط سیستم عصبی مرکزی به مسیر مینیمم جرک نزدیک تر است [۱۰۲].

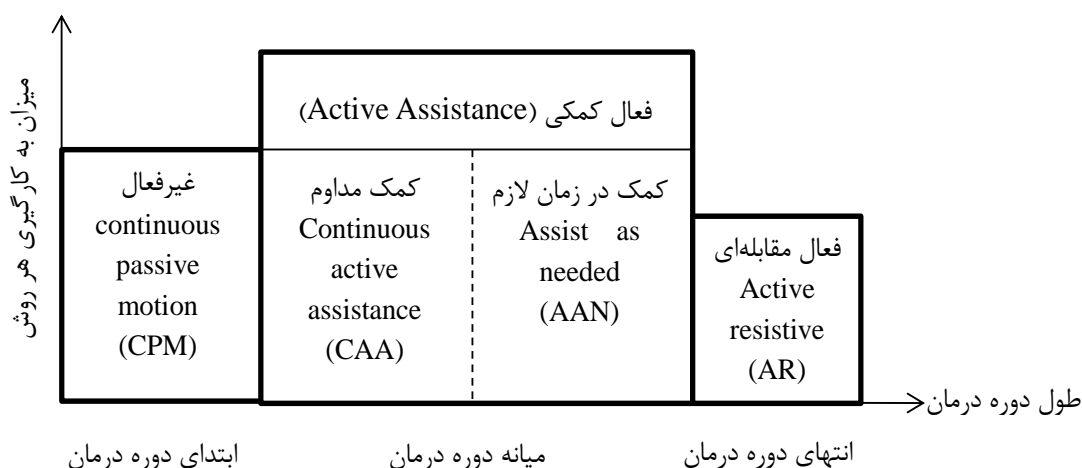
در نتیجه: روش‌های طراحی مسیر مینیمم جرک به عنوان مبنای اصلی طراحی مسیر مرجع مد نظر قرار می‌گیرد. در ادامه انواع روش‌های طراحی مسیر تکمیلی بر اساس انواع روش‌های توانبخشی ارائه خواهد شد. انواع روش‌های توانبخشی بیمار در برنامه درمانی توانبخشی رباتیک در نمودار کیفی شکل (۴-۱۳) نشان داده شده است.

^۱External force fields



شکل (۴-۱۲) مقایسه تطابق دو ایده طراحی مسیر با نتایج تجربی برای چهار بیمار متفاوت

برنامه درمانی بیماران در ابتدای دوره شامل توانبخشی غیرفعال و حرکات مداوم غیرفعال اندام آسیب دیده است. با رشد فعالیت محرکه‌های ماهیچه‌ای از زمانی که بیمار قابلیت آغاز کردن حرکتی هدفمند را داشته باشد تمرین‌های توانبخشی به صورت فعال کمکی انجام خواهد شد تا بیمار را در ایجاد حرکت هدفمند خود یاری کند. زمانی که بیمار قابلیت ایجاد حرکتی هدفمند را داشته باشد هر چند که نتواند آن را به درستی به پایان برساند، استراتژی توانبخشی به شکل کمک در زمان لازم پیاده می‌شود. لذا بیمار تنها زمانی که به کمک نیاز داشته باشد یاری خواهد شد.



شکل (۴-۱۳) انواع روش‌های توانبخشی بیمار در برنامه درمانی توانبخشی رباتیک

در انتهای دوره درمانی برای تقویت و توانمندی محرکه‌های ماهیچه‌ای تمرین‌های توانبخشی به صورت مقابله‌ای انجام خواهد شد. در این نوع توانبخشی بیمار برای دستیابی به هدف خود باید در برابر نیروهای مخالفی که در مسیر ایجاد می‌کنند غلبه کند. این نوع توانبخشی باعث می‌شود تا بیمار برای غلبه به نیروهای مخالف، نیرویی در جهت عکس ایجاد کند. با این کار توانایی بیمار در ایجاد حرکات و نیروهای مختلف بهبود می‌یابد. در ادامه روش‌های تولید مسیر مرجع بر اساس انواع روش‌های توانبخشی در قالب نمودار شکل (۴-۱۴) دسته‌بندی و معرفی شده‌اند [۱۰۳]. در توانبخشی فعال، بیمار تامین‌کننده یک بخش یا تمام نیروی لازم برای حرکت اندام خود است. لذا ربات برای بیمار تعیین‌کننده حرکت نیست لذا هدف توانبخشی از یک مسئله کنترل سختی-موقعیت به مسئله کنترل امپدانس تغییر می‌یابد. آزادی عملی که به بیمار در توانبخشی فعال داده می‌شود منجر به تحریک محرکه ماهیچه شده و اثر بخشی عمل بازتوانی را افزایش می‌دهد. حرکات طبیعی انسان سالم همواره منطبق بر یک الگوی حرکتی مینیمم جرک است لذا در دادن آزادی عمل به بیمار در تولید نیرو و حرکت باید نزدیکی عملکرد بیمار به یک مسیر مینیمم جرک زیر نظر قرار بگیرد. نتیجتاً، مسئله طراحی مسیر در توانبخشی فعال، حدود و نوع آزادی عمل بیمار برای انحراف از یک مسیر مینیمم جرک است. لذا طراحی مسیر برای توانبخشی فعال آرنج از طریق کنترل امپدانس با تلفیق ایده‌های طراحی مسیر صورت می‌پذیرد:

• طراحی مسیر مرجع اول ترکیبی از :

- ✓ یک مسیر مینیمم جرک (روش طراحی مسیر در توانبخشی غیرفعال)
- ✓ میدان پتانسیل و ویسکوز برای دادن آزادی عمل به بیمار در حد فاصل یک تونل مجازی به دور مسیر مینیمم جرک (روش طراحی مسیر نوع ۱ در توانبخشی فعال)

✓ جبران‌ساز جاذبه (روش طراحی مسیر نوع ۳ در توانبخشی فعال)

- طراحی مسیر مرجع دوم، یک مسیر برای درمان بهینه یا توانبخشی مختص بیمار که ترکیبی از:

- ✓ مسیر مینیمم جرک (روش طراحی مسیر برای توانبخشی غیرفعال)
- ✓ میدان پتانسیل و ویسکوز متغیر که با گرفتن فیدبک از عملکرد هر بیمار میزان انحراف از مسیر مینیمم جرک را متناسب با توانایی آن بیمار تعیین می‌کند. (روش طراحی مسیر نوع ۲ در توانبخشی فعال)
- ✓ جبران‌ساز جاذبه (روش طراحی مسیر نوع ۳ در توانبخشی فعال)



شکل (۴-۱۴) روش‌های تولید مسیر مرجع بر اساس انواع روش‌های توانبخشی

در ادامه روش طراحی مسیر مینیمم جرک ارائه خواهد شد. مسیر مینیمم جرک با یک تابع چند جمله‌ای درجه پنجم بر حسب زمان تعریف می‌شود که در آن شش قید (موقعیت، سرعت و شتاب در نقطه ابتدایی و انتهای حرکت) وجود دارد. قیود حرکت در رابطه (۴-۲۲) بیان شده است [۱۰۲]. معادله درجه پنجم مسیر در رابطه (۴-۲۳) با شش پارامتر معرفی شده است. حل دستگاه معادلات شش معادله‌ای به ازای قیود مسئله منجر به حل آن خواهد شد. پاسخ دستگاه معادلات به روش تحلیلی حل شده [۱۰۲] و در رابطه (۴-۲۴) و (۴-۲۵) بیان شده است.

$$\text{constraints: } \begin{bmatrix} \theta_i = \theta(0) \\ \dot{\theta}_i = \dot{\theta}(0) \\ \ddot{\theta}_i = \ddot{\theta}(0) \end{bmatrix} \& \begin{bmatrix} \theta_f = \theta(T) \\ \dot{\theta}_f = \dot{\theta}(T) \\ \ddot{\theta}_f = \ddot{\theta}(T) \end{bmatrix} \quad (22-4)$$

$$\theta(t) = a_5 t^5 + a_4 t^4 + a_3 t^3 + a_2 t^2 + a_1 t + a_0 \quad (23-4)$$

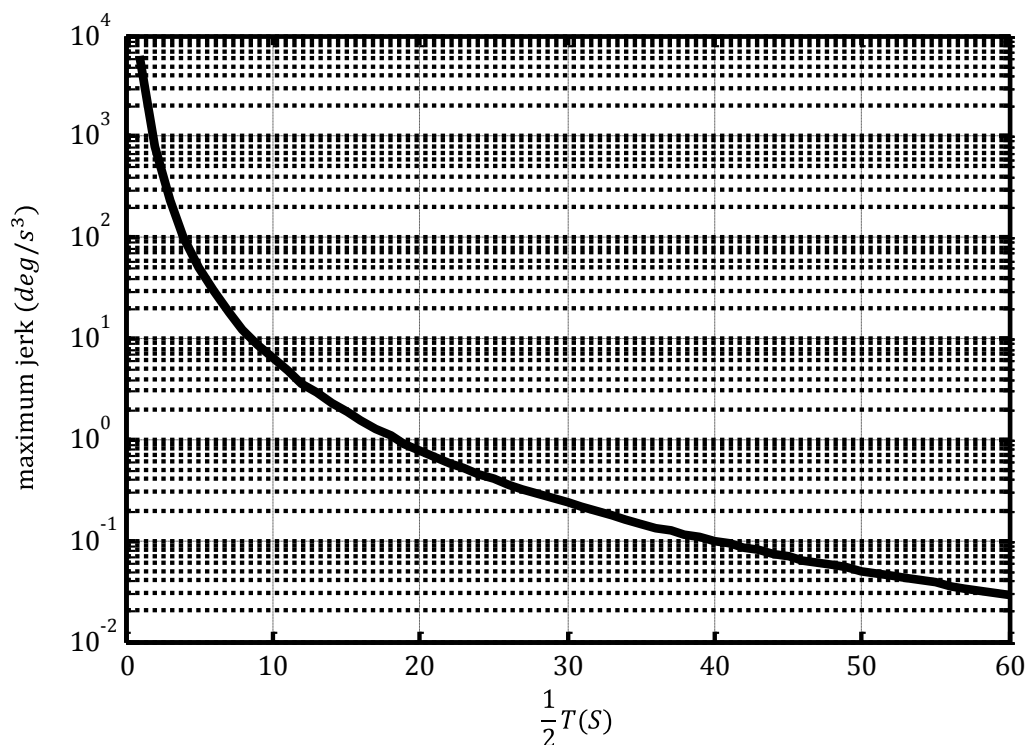
$$\begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ a_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \theta_i \\ \dot{\theta}_i \\ 0.5\ddot{\theta}_i \end{bmatrix} \quad (24-4)$$

$$\begin{bmatrix} a_3 \\ a_4 \\ a_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T^3 & T^4 & T^5 \\ 3T^2 & 4T^3 & 5T^4 \\ 6T & 12T^2 & 20T^3 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \theta_f - a_0 - a_1 - a_2 \\ \dot{\theta}_f - a_1 - 2a_2 \\ \ddot{\theta}_f - 2a_2 \end{bmatrix} \quad (25-4)$$

با محاسبه مشتق سوم تابع مسیر که در رابطه (۴-۲۶) بیان شده است، مقدار بیشینه جرک در طیف دوره زمانی حرکت از فرکانس ۰,۰۰۸۳ تا ۱ هرتز محاسبه و در نمودار شکل (۴-۱۵) نشان داده شده است تا در طراحی مسیرهای مینیمم جرک به عنوان شاخص استفاده شود.

$$\frac{d^3}{dt^3} \theta(t) = 60a_5 t^2 + 24a_4 t + 6a_3 \quad (۴-۲۶)$$

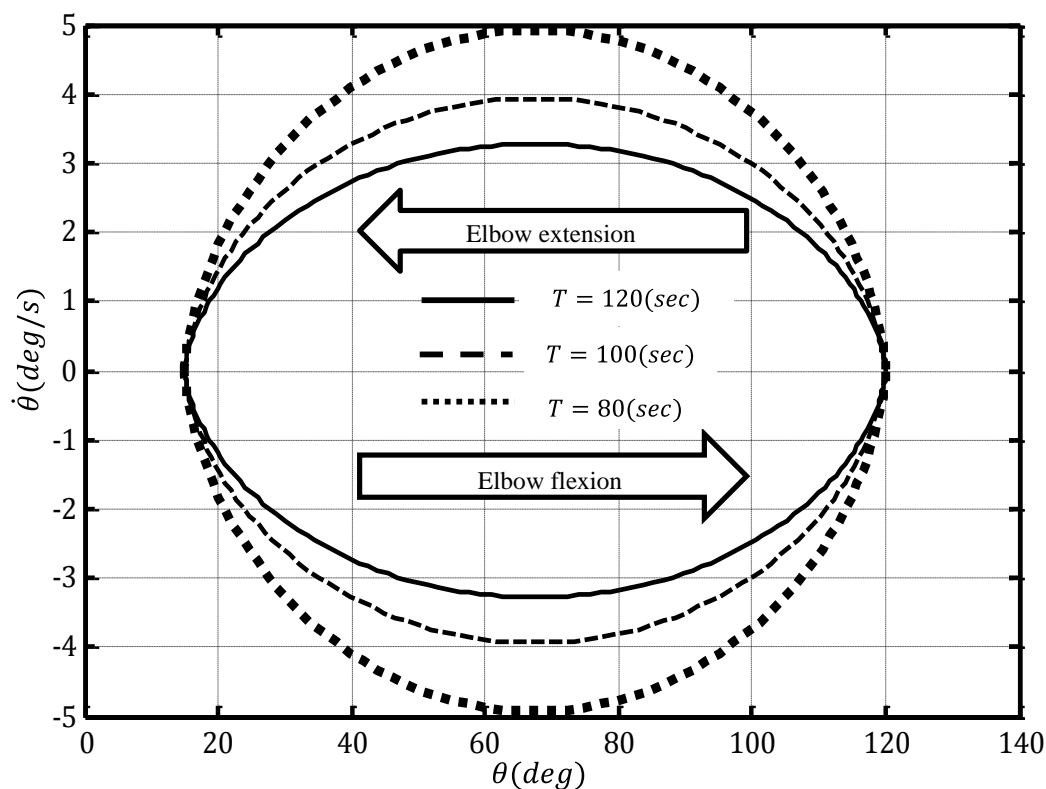
بنا به نتیجه به دست آمده در شکل (۴-۱۵)، سه مسیر مینیمم جرک با فرکانسهای متفاوت طراحی شده است. ضرایب تابع چند جمله‌ای مسیر شامل موقعیت، سرعت و شتاب در نیم سیکل خم شدن و باز شدن آرنج مطابق جدول (۴-۱) به دست آمده است. در ادامه مسیرهای طراحی شده در فضای مفصلی آرنج، در صفحه فاز موقعیت و سرعت رسم شده اند و سپس در نمودارهای جداگانه شتاب و جرک به عنوان مولفه سوم در راستای محور عمود رسم شده است تا با هم مقایسه شوند. روش دیگر طراحی مسیر استفاده از پاسخ تابع پالس توابع تبدیل پایدار است. محدوده و فرکانس حرکت در این روش به راحتی قابل تنظیم است. مزیت روش تابع پالس نسبت به روش تابع چندجمله‌ای سهولت در محاسبه و شبیه‌سازی مسیر است. در شبیه‌سازی توابع چند جمله‌ای گاه ضرایب باید تا ۱۰ رقم اعشار دقت داشته باشد تا مسیر حرکت به درستی طراحی شود و این مشکل محدودیت اصلی روش مسیر مینیمم جرک است.



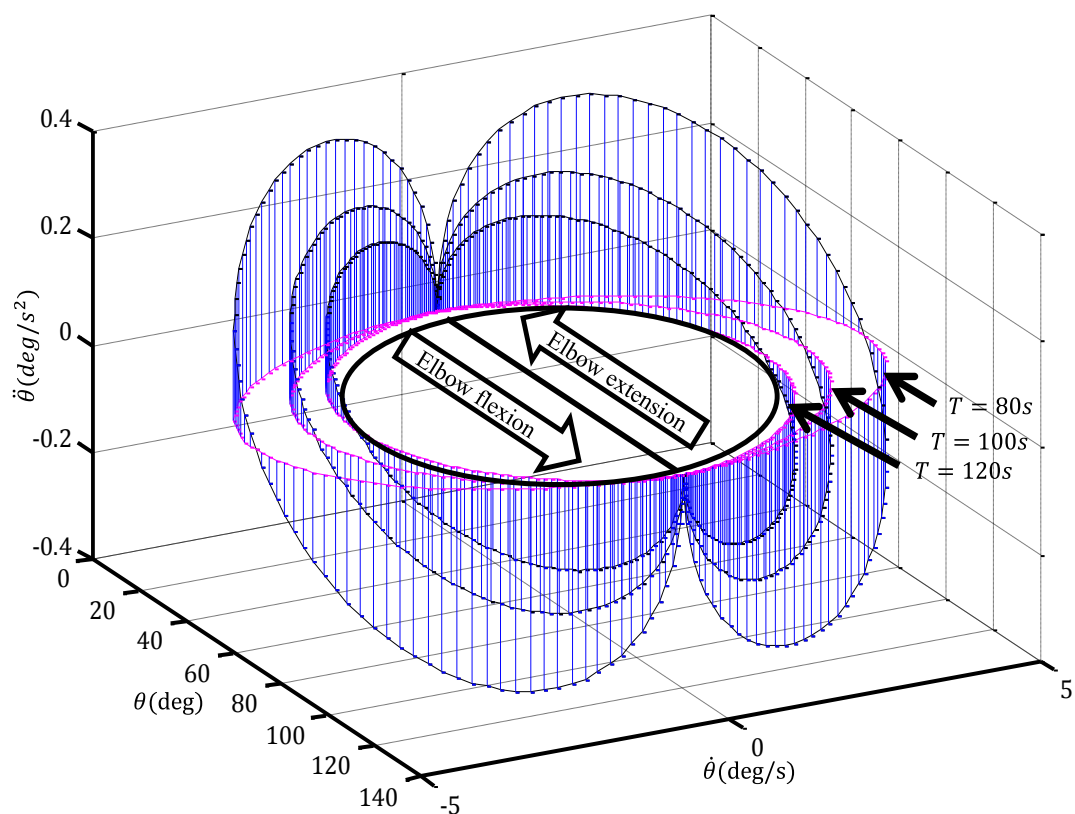
شکل (۴-۱۵) مقدار بیشینه جرک در طیف دوره زمانی حرکت از فرکانس ۰,۰۰۸۳ تا ۱ هرتز

جدول (۴-۱) ضرایب تابع چند جمله‌ای مسیر مینیمم جرک

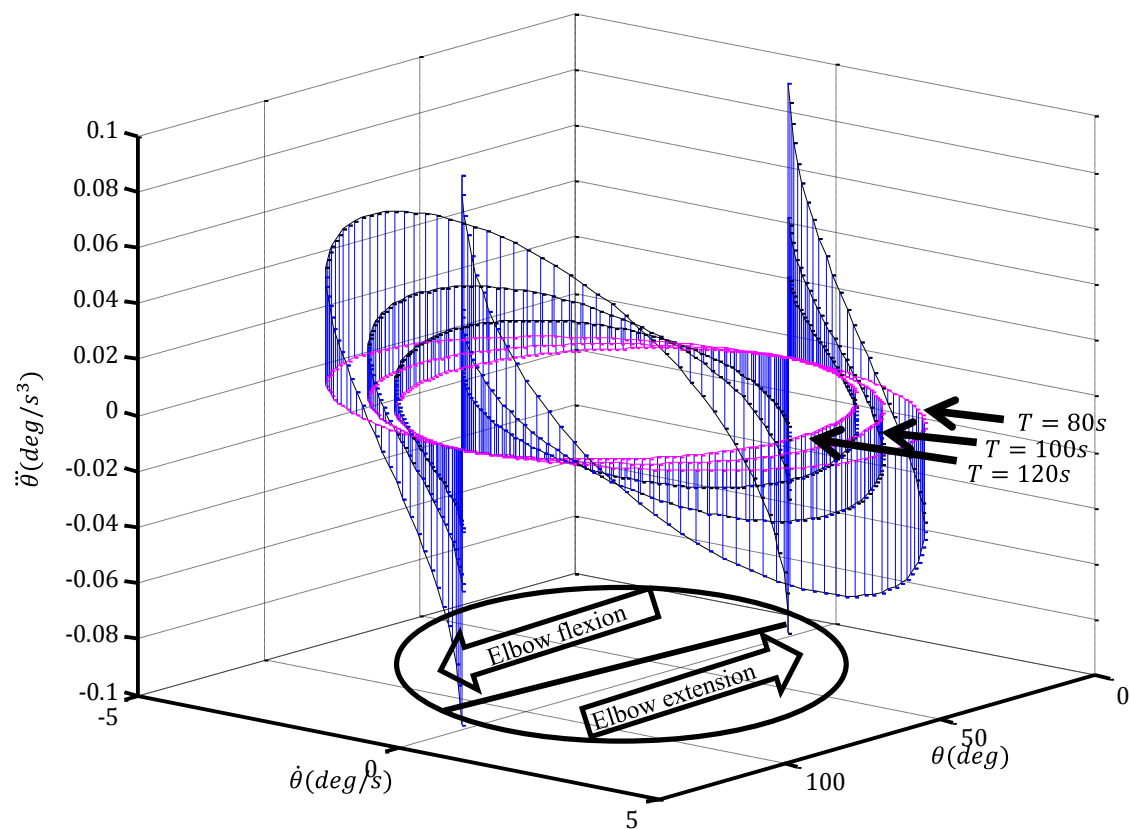
ضرایب تابع چند جمله‌ای مسیر	دوره و فرکانس حرکت								
	$T = 80(s), f = 0.0125(Hz)$			$T = 100(s), f = 0.01(Hz)$			$T = 120(s), f = 0.0083(Hz)$		
	θ_{deg}^{deg}	$\dot{\theta}_{deg}^{deg}$	$\ddot{\theta}_{deg}^{deg}$	θ_{deg}^{deg}	$\dot{\theta}_{deg}^{deg}$	$\ddot{\theta}_{deg}^{deg}$	θ_{deg}^{deg}	$\dot{\theta}_{deg}^{deg}$	$\ddot{\theta}_{deg}^{deg}$
a_0	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566
a_1	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566
a_2	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566
a_3	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566
a_4	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566
a_5	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566	0.11 234566



شکل (۴-۱۶) صفحه فاز: موقعیت و سرعت مسیر مرجع مینیمم جرک با سه فرکانس متفاوت



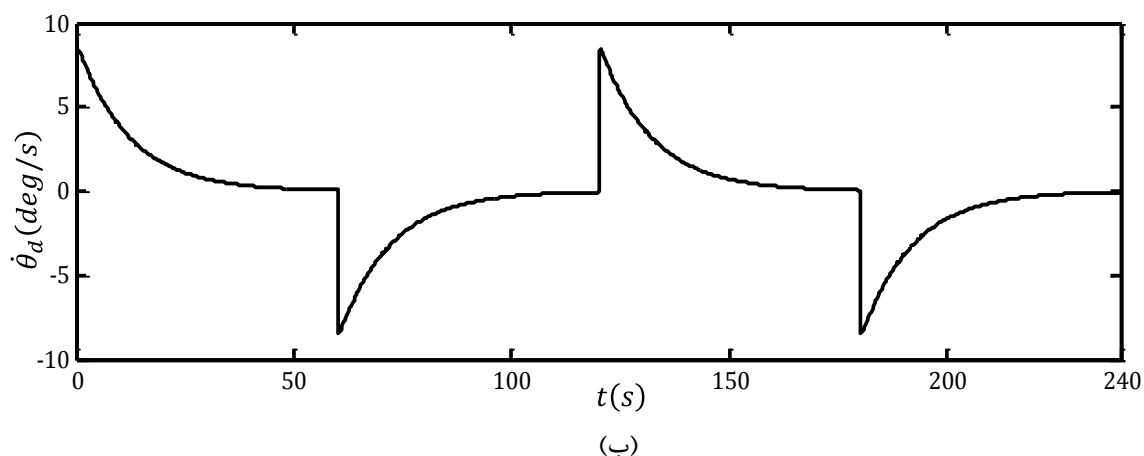
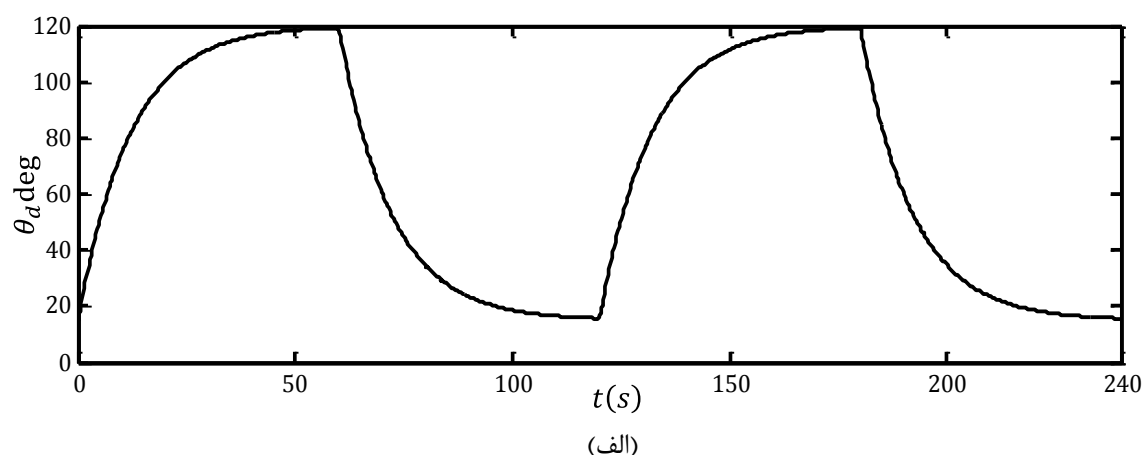
شکل (۱۷-۴) شتاب در سه مسیر مینیمم جرم بر اساس موقعیت و سرعت

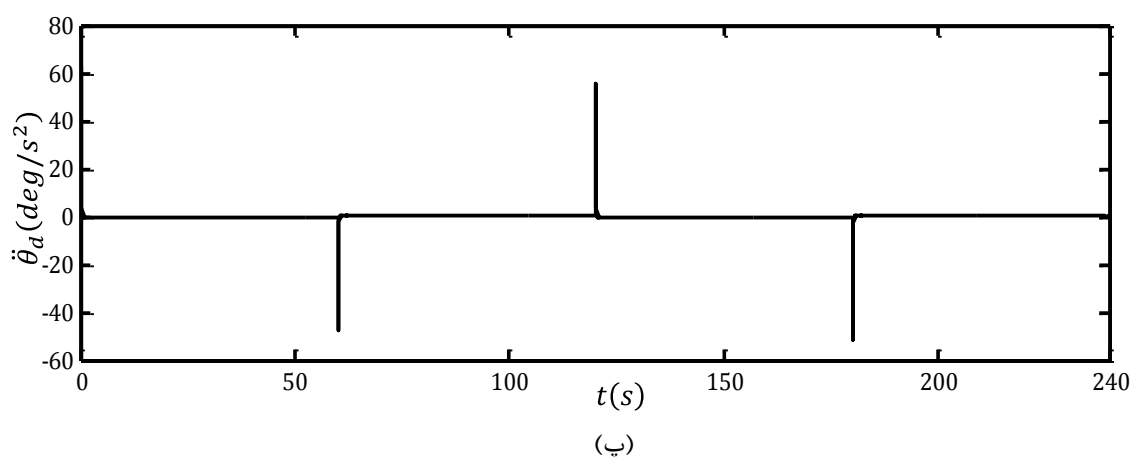


شکل (۱۸-۴) جرم در سه مسیر مینیمم جرم بر اساس موقعیت و سرعت

در روشی دیگر، مسیر مرجع برای یک سیکل تمرین توانبخشی در فضای مفصلی با استفاده از پاسخ تابع پالس یک تابع تبدیل مرتبه دوم با فرکانس طبیعی ۱ رادیان بر ثانیه و ضریب میرایی ۷ تولید شده است. تابع پالس با دوره ۱۲۰ ثانیه‌ای، سیکل وظیفه ۵۰ درصدی و مقدار نهایی $\pi/2$ رادیان به عنوان ورودی تابع تبدیل مرتبه دوم در نظر گرفته شده که شامل یک نیم سیکل جمع شدن آرنج و یک نیم سیکل باز شدن آن است.

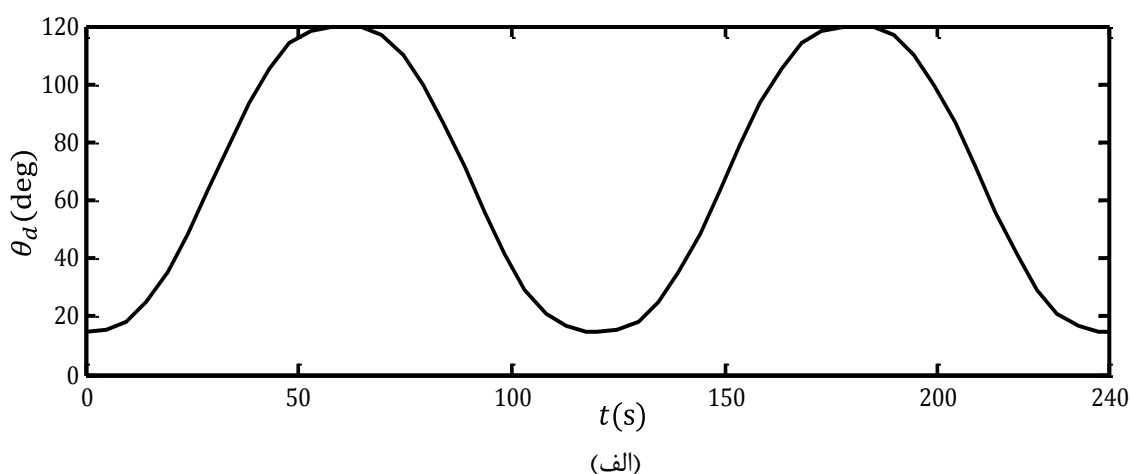
انتخاب مقادیر فرکانس طبیعی و ضریب میرایی بر اساس پاسخ فرکانسی تابع تبدیل مرتبه دوم برای ایجاد یک حرکت با سطوح سرعت و شتاب پایین با فرکانس $0.083/\text{s}$ هرگز بوده است. با تغییر مقادیر فرکانس طبیعی و ضریب میرایی بر پایه تحلیل پاسخ فرکانسی تابع تبدیل مرتبه دوم می‌توان حرکت آهسته‌تر و سریع‌تری نیز به راحتی طراحی کرد. پاسخ تابع تبدیل مرتبه دوم به عنوان موقعیت مطلوب مفصل، مشتق اول و دوم پاسخ به ترتیب به عنوان سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای مطلوب در نظر گرفته شده‌اند. موقعیت، سرعت و شتاب زاویه‌ای مطلوب مفصل در یک سیکل تمرین توانبخشی آرنج به ترتیب در شکل (۴-۱۹) نشان داده شده است.

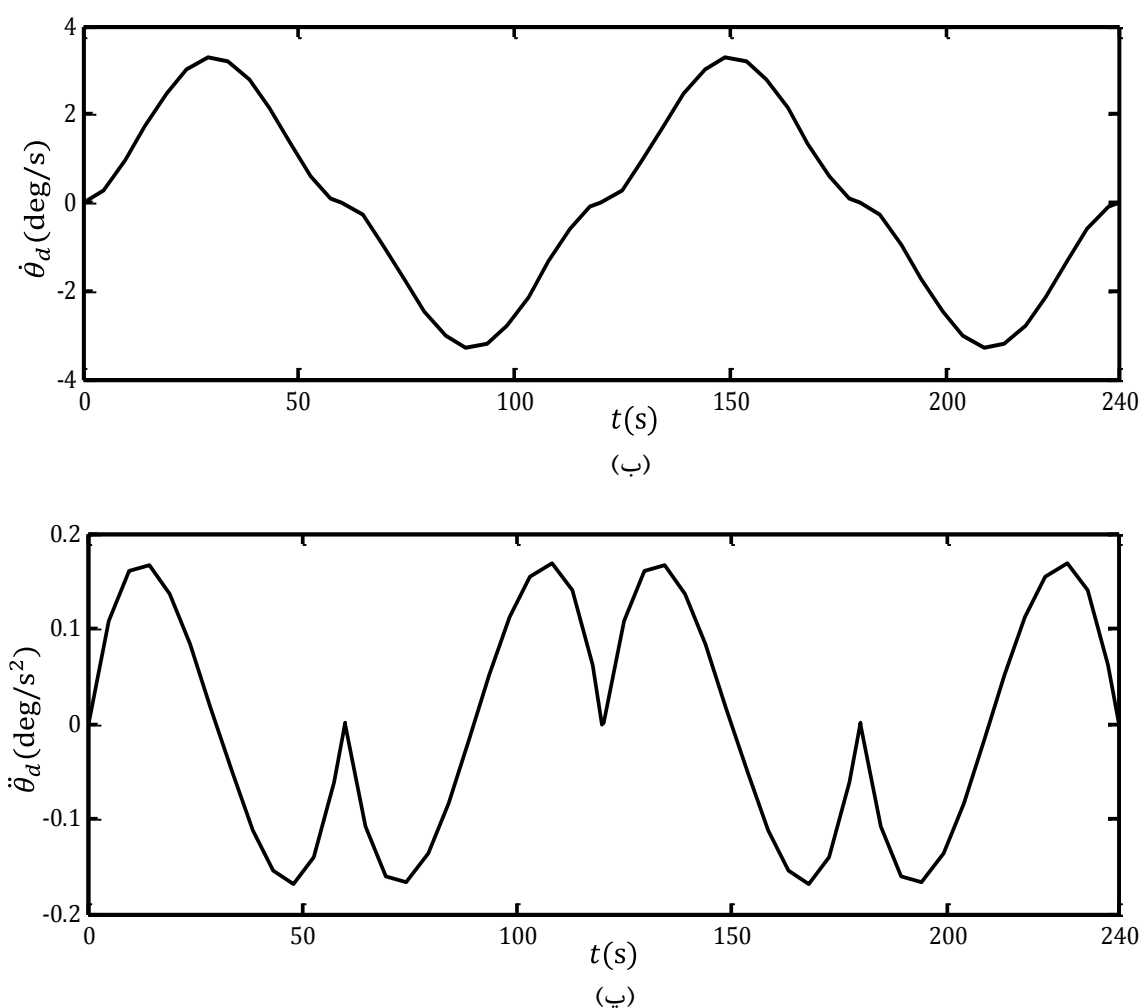




شکل (۴-۱۹) مسیر مطلوب حرکت برای پاسخ تابع پالس الف) موقعیت ب) سرعت پ) شتاب

در ادامه مسیر مشابه به روش مسیر مینیمم جرک طراحی شده و در شکل (۴-۲۰) به ترتیب موقعیت، سرعت و شتاب آن نشان داده شده است. مقایسه دو مسیر حاکی از آن است که مسیر مینیمم جرک به دلیل سطوح پایین تر سرعت و شتاب در طول حرکت به گشتاور کمتری نیاز دارد و تکانه های کمتری به تکیه گاه و بازوی ربات وارد می کند. علی رغم این مزیت به علت محدودیت های شبیه سازی، در پیاده سازی ایده های کنترلی گاه از مسیرهای پاسخ تابع پالس تبدیل مرتبه دوم استفاده شده است.



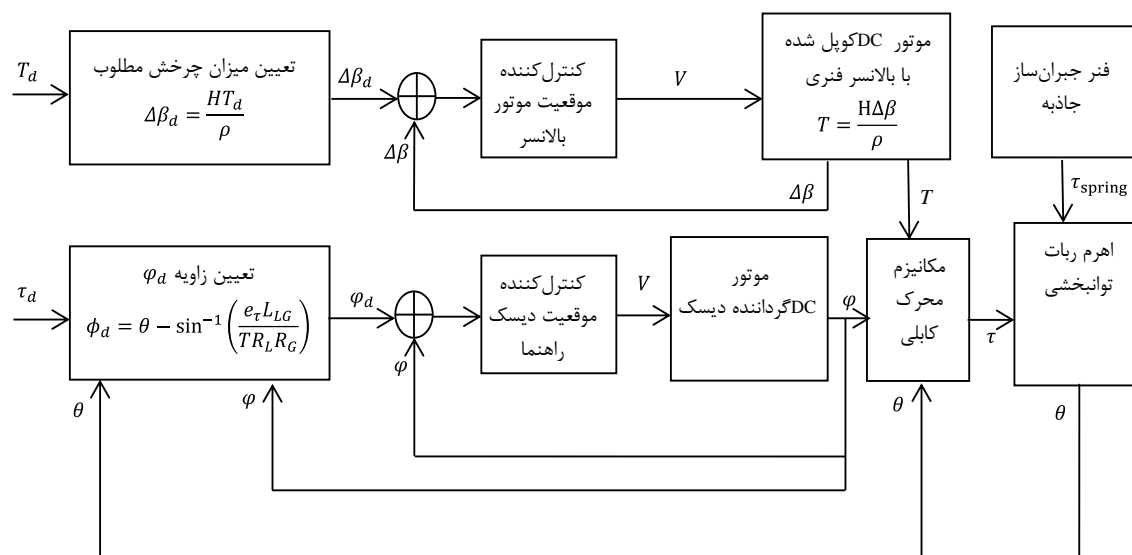


شکل (۴-۲۰) مسیر مطلوب مینیمم جرک الف (موقعیت، ب) سرعت پ) شتاب

۴-۷- ارائه فلوچارت راه اندازی ربات با مکانیزم محرکه کابلی

فلوچارت راه اندازی ربات توانبخشی با محرکه سری الاستیک کابلی در شکل (۴-۲۱) نشان داده شده است. برای تولید گشتاور در مکانیزم محرکه کابلی و اعمال آن به مفصل ربات باید میزان نیروی کشش کابل و زاویه چرخش دیسک راهنما کنترل شود. نیروی کشش کابل در محرکه سری الاستیک از طریق یک موتور جریان مستقیم که با یک بالانسر فنری کوپل شده تامین می شود. موتور با چرخاندن بالانسر فنر حول محور آن و ایجاد انحراف زاویه ای $(\Delta\beta)$ ، باعث پیچش فنر بالانسر (با سختی H) می شود. نیروی کشش ایجاد شده در کابل از رابطه $T = \frac{H\Delta\beta}{\rho}$ به دست خواهد آمد که در آن (ρ) شعاع پولی بالانسر است. لذا برای تامین نیروی کشش در مکانیزم محرکه کابلی باید موقعیت موتور بالانسر فنری را کنترل کرد. از طرفی تولید گشتاور حول مفصل بازوی ربات مستلزم کنترل موقعیت دیسک راهنما نیز هست. زاویه مطلوب دیسک با به کار بردن روابط گشتاور به دست خواهد

آمد. زاویه مطلوب دیسک به عنوان ورودی حلقه کنترل موقعیت دیسک در نظر گرفته شده است. با کنترل دقیق موقعیت دیسک و موتور گرداننده بالانس فنی می توان گشتاور دلخواهی را حول مفصل ربات ایجاد کرد.



شکل (۴-۲۱) فلوچارت راهاندازی ربات توانبخشی با محرکه سری الاستیک کابلی

فصل پنجم

فلوچارت های کنترلی ربات توانبخشی

۵-۱- مقدمه

در این بخش هدف پیاده‌سازی فلوچارت‌های کنترلی ایمن متناسب با انواع روش‌های توانبخشی است. ایده‌های کنترلی برای ربات کابلی توانبخشی آرنج که در فصل پیشین معرفی شده، طراحی خواهد شد. مراحل طراحی و ساخت ربات کابلی توانبخشی آرنج پیش از این تحقیق به انجام رسیده است. بیشتر راه‌کارهای تامین ایمنی در مرحله طراحی برای این ربات مد نظر قرار گرفته است که می‌توان به شرح ذیل برشمرد: طراحی با وزن و اینرسی کم، استفاده از مکانیزم غیرفعال جبران‌ساز جاذبه برای بهبود ایمنی ذاتی ربات، بهره‌گیری از محرکه‌های افزونه سری الاستیک برای کنترل سختی مفصل و ایجاد قابلیت رانش معکوس ذاتی در ساختار مکانیکی ربات. به این ترتیب، ربات کابلی توانبخشی آرنج یک ربات سبک و قابل حمل است که دو مزیت مکانیکی مهم دارد: محرکه افزونه سری الاستیک کابلی ۲- قابلیت رانش معکوس ذاتی. سهم اصلی این پایان‌نامه، طراحی ایده‌های کنترلی متناسب و هماهنگ با قابلیت‌های برجسته ربات کابلی توانبخشی آرنج است به نحوی که تامین‌کننده تعاملی ایمن و راحت برای بیمار باشد.

۵-۲- معرفی ایده جبران‌سازی تلفیقی جاذبه با استفاده از کنترل‌کننده مد لغزشی

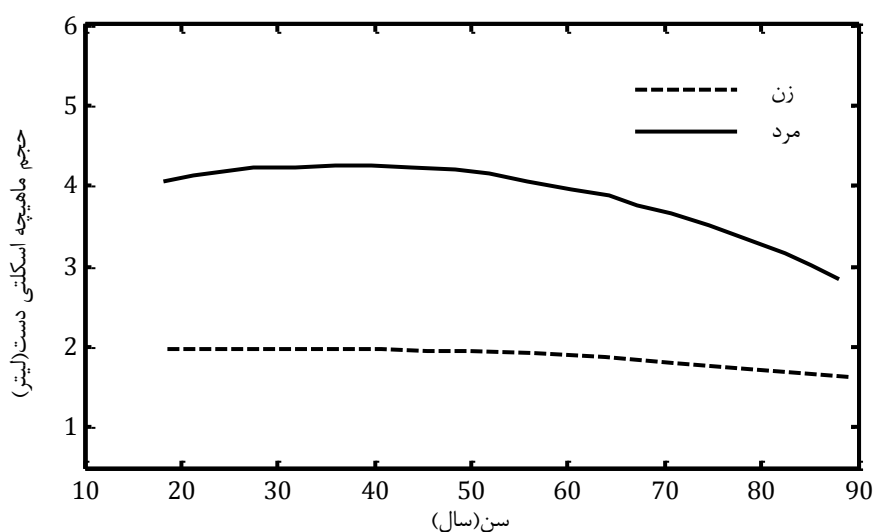
در این بخش استفاده از ساختار فنی و ارتقای آن با روش‌های فعال بررسی می‌شود. به دلیل ماهیت انرژی پایستار، مجموع انرژی پتانسیل فنر و انرژی پتانسیل گرانشی ثابت باقی می‌ماند. بنابراین جبران‌سازهای غیرفعال جاذبه می‌توانند با هدف کاهش گشتاور محرکه در ربات‌های توانبخشی استفاده شوند. چرا که سرعت و گشتاور بالای ربات‌ها همواره دو تهدید اصلی ایمنی و آسیب به بیمار تلقی می‌شود. جبران‌سازهای غیرفعال جاذبه با کاهش میزان گشتاور محرکه مورد نیاز برای حرکت باعث کاهش توان مکانیکی فعال ربات می‌شود و افزایش ایمنی نسبی ربات در تعامل با بیمار را به همراه دارد. در واقع کاهش قوای مکانیکی فعال ربات شدت آسیب‌های احتمالی به بیمار را در هنگام تعامل با ربات کاهش می‌دهد.

جبران‌سازی غیرفعال گشتاور جاذبه از طریق فنر به عنوان یک راهکار کاهش گشتاور محرکه در ربات‌های توانبخشی نیز نمود پیدا کرده است [۹۷]. همچنین، در ربات کابلی توانبخشی آرنج با استفاده از یک فنر در محدوده عملکرد خطی، جبران‌سازی غیرفعال جاذبه محقق شده است. تعادل استاتیکی ربات با تنظیم سختی فنر بر اساس جرم اهرم ربات و اندام بیمار تامین می‌شود.

۵-۲-۱- تعریف مسئله

این وابستگی در مکانیزم غیرفعال جبران‌ساز جاذبه، امکان جبران‌سازی کامل جاذبه را متناسب با جرم ساعد هر بیمار با مشکل رو به رو می‌کند چرا که دستیابی به تعادل استاتیکی غیرفعال برای هر بیمار نیازمند تغییر سختی فنر و تنظیم طول آزاد آن است. از طرفی اگر فنر جبران‌ساز متناسب با بیماران متفاوت تغییر نکند، نقطه تعادل استاتیکی ربات موقعیتی متغیر برای هر بیمار خواهد داشت لذا مدل-سازی دقیق گشتاور فنر جبران‌ساز جاذبه امکان پذیر نخواهد بود. از سوی دیگر، علی رغم برقراری تعادل استاتیکی در نقطه تعادل، تغییرات گشتاور حاصل از نیروی فنر با تغییرات گشتاور جاذبه متفاوت است، این تفاوت اگر چه در نزدیکی نقطه تعادل ناچیز است ولی دور از نقطه تعادل اندک نیست [۱۲]. مسئله دیگر گستره تغییر جرم ساعد دست برای مردان و زنان است که این محدوده وسیع تغییرات چشمگیری در نقطه تعادل مکانیزم با یک فنر ثابت ایجاد خواهد کرد.

در یک پژوهش آزمایشگاهی بر روی ۴۶۸ نفر اعم از مرد و زن (۲۶۸ مرد و ۲۰۰ زن) در بازه سنی ۱۸ تا ۸۸ سال، توزیع جرم ماهیچه‌های اسکلتی در نیم تنه بالایی، نیم تنه پایینی، ران و دست از طریق تصویر برداری ام. آر. آی. مورد بررسی قرار گرفته است [۱۰۴]. در این پژوهش حجم ماهیچه‌های اسکلتی دست بر اساس سن برای مردان و زنان ۱۸ تا ۸۸ سال نمونه‌گیری شده و سپس برای داده‌های به دست آمده یک منحنی تخمین زده شده که در شکل (۵-۱) نشان داده شده است. جرم ماهیچه‌های اسکلتی دست با ضرب کردن حجم ماهیچه در چگالی ۱/۱ کیلوگرم بر لیتر به دست خواهد آمد. به این ترتیب شکل (۵-۱) می‌تواند نشان‌دهنده تغییر جرم دست برای زنان و مردان در بازه سنی ۱۸ تا ۸۸ سال نیز باشد. بر اساس نمودار تخمینی شکل (۵-۱)، با فرض اینکه ساعد دست نیمی از جرم دست را شامل شود، در بازه ۱۸ تا ۵۵ سال جرم ساعد دست حداقل ۱ کیلوگرم تغییر دارد و در بازه ۵۵ تا ۸۸ سال حداقل ۰/۵ کیلوگرم تغییر می‌کند. بنابراین جرم ساعد دست برای بیماران مذکر و مؤنث ۱۸ تا ۸۸ سال حداقل نیم تا یک کیلوگرم تغییر می‌کند. این عوامل در جبران‌سازی غیرفعال جاذبه برای ربات توانبخشی آرنج باعث جبران ناقص جاذبه می‌شود. جبران‌سازی ناقص جاذبه در فاز شتاب‌دار حرکت باعث بروز نوسان در زاویه مفصل بازوی ربات می‌شود که در واقع پاسخ دینامیکی فنر است. بروز این نوسان‌ها طی تمرین توانبخشی حس ناخوشایندی را برای بیمار ایجاد می‌کند. ضمناً با از بین بردن بخشی از راحتی و آرامش فرد در انجام تمرین توانبخشی، اعتماد و اتکای فرد را به دستگاه توانبخشی کاهش می‌دهد که می‌تواند باعث تشدید هیجان و ترس بیمار در تعامل با دستگاه شود.



شکل (۵-۱) تغییر جرم دست برای زنان و مردان در بازه سنی ۱۸ تا ۸۸ سال

احساس ترس و استرس طی تمرین توانبخشی گاه موجب می‌شود که بیمار قیود حرکتی که اهرم‌های ربات برای اندام فرد ایجاد کرده‌اند، را در نظر نگیرد. بیمار اندام خود را تکان داده و ضمن به درد آمدن و آسیب دیدن در اثر برخورد با موانع حرکتی، نیروی اغتشاشی به ربات توانبخشی وارد می‌کند. این امر می‌تواند باعث ناپایداری ربات شده و تهدیدی برای ایمنی بیمار باشد. علاوه بر آن، عدم اعتماد بیمار به دستگاه توانبخشی در زمان بروز این نوسان‌ها می‌تواند موجب کاهش اتکای بیمار به اهرم ربات شود. با این تغییر ناگهانی در بار خارجی وارد به ربات، سطوح گشتاور و شتاب مفصلی نیز تغییر می‌کند.

با توجه به کارهای گذشته مشخص است که توجه گروهی از محققین به حوزه کنترل صرف برای توانبخشی اختصاص دارد. علی‌رغم ردیابی مناسب مسیر و برقراری تعادل در شرایط دینامیکی و استاتیکی، استفاده از تلاش کنترلی به تنهایی برای جبران جاذبه باعث اعمال سطوح گشتاور بالا به محرکه‌های ربات می‌شود. این امر باعث می‌شود ربات ذاتا توانایی بیشتری برای آسیب رساندن به بیمار داشته باشد. در مقابل، گروهی دیگر از مکانیزم‌های غیرفعال برای جبران جاذبه در توانبخشی بهره برده‌اند. علی‌رغم سادگی در پیاده‌سازی و کم هزینه بودن، تنظیم سختی فنر و عدم عملکرد مناسب در شرایط تعامل دینامیکی با بیمار از معایب اصلی روش غیرفعال هستند. بکارگیری جبران-سازهای فعال در بازوان رباتیک با اعمال گشتاور متعادل‌کننده لحظه‌ای به مفصل، روشی برای حفظ تعادل دینامیکی است اما استفاده از آن نیازمند اعمال انرژی اضافی به سیستم است. راهکار دیگر استفاده از جبران‌ساز غیرفعال است. این روش تنها تعادل استاتیکی را برای سیستم فراهم می‌کند و

مزیت آن عدم نیاز به انرژی ورودی اضافی است [۱۰۵]. در این بخش، ایمنی و تعادل ربات با معرفی ایده تلفیقی توسعه و بهبود داده می‌شود. از هر دو روش جبران‌سازی فعال و غیرفعال جاذبه در ایده تلفیقی بهره گرفته شده است. ایده تلفیقی مزیت روش غیرفعال را در کاهش گشتاور و مزیت روش فعال را در مقاوم بودن، به طور هم زمان دارد. روش فعال نقاط ضعف روش غیرفعال را بدون ضایع کردن مزیت آن، بر طرف می‌کند. پایداری ربات در مواجهه با نامعینی موجود در بارگذاری و اغتشاش‌های خارجی تضمین می‌شود. همچنین دستیابی به حداقل خطای ردگیری با کمترین تلاش کنترلی در این پژوهش مد نظر قرار می‌گیرد. ایمنی ذاتی ربات و ایمنی نسبی بیمار در تعامل با ربات به نحو موثری بهبود می‌یابد [۱۰۵].

۵-۲-۲- مدل‌سازی دینامیک اندام بیمار

در ربات کابلی توانبخشی آرنج، شانه توسط تکیه‌گاه ربات کاملاً مقید شده و آرنج تنها یک درجه دورانی در صفحه ساجیتال دارد. دینامیک داخلی حرکت تک درجه آزادی ساعد بر اساس دوران مفصل آرنج به صورت رابطه (۵-۱) می‌باشد [۱۰۶]:

$$D(\psi, \dot{\psi}, \ddot{\psi}) = M_p \ddot{\psi} + G(\psi, \dot{\psi}) \quad (۵-۱)$$

بیان می‌شود. که در آن، ψ زاویه دوران آرنج و تشکیل دهنده فضای مفصلی تک بعدی آن است. M_p اینرسی ساعد و $G(\psi, \dot{\psi})$ مربوط به سایر عبارات‌های مرتبط با موقعیت و سرعت (جاذبه، کریولیس و گریز از مرکز، اصطکاک و...) است. در حرکت دورانی خالص ساعد حول مفصل آرنج، گشتاور ناشی از کریولیس به دلیل ثابت بودن مرکز دوران صفر است. علاوه بر این نیروی گریز از مرکز به دلیل عبور امتداد آن از مرکز جرم، گشتاوری حول مفصل آرنج ایجاد نمی‌کند. با صرفه نظر از اصطکاک عبارت $G(\psi, \dot{\psi})$ تنها شامل گشتاور جاذبه خواهد بود. با دانستن جرم ساعد و محل مرکز جرم ساعد می‌توان گشتاور جاذبه‌ای که به مفصل آرنج در حرکت دورانی ساعد وارد می‌شود را محاسبه کرد که به صورت رابطه (۵-۲) می‌باشد:

$$G(\psi, \dot{\psi}) = G_p(\psi) = m \times l_{cg} \times \cos\left(\frac{\pi}{2} - \psi\right) * \quad (۵-۲)$$

در تعامل نیرویی میان ربات و بیمار، هرکدام نقش محیط را برای دیگری ایفا می‌کنند. ربات توانبخشی از ناحیه مچ با بیمار در تعامل نیرویی قرار دارد و اثر آن با نگاشت ژاکوبین ربات، در دینامیک فضای مفصلی ربات (θ) وارد می‌شود. لذا معادله دینامیکی ربات در فضای مفصلی آن با در نظر گرفتن اثر تعامل با محیط (بیمار) به صورت رابطه (۵-۳) [۱۰۶]:

$$M(\theta)\ddot{\theta} + G(\theta) + J_r^T E = \tau_r \quad (3-5)$$

عبارت E معرف اثر تعامل ربات با محیط خود (بیمار) است. در شرایطی که ربات تامین‌کننده نیروی حرکت بوده و بیمار پی‌رو حرکت ربات باشد و هیچ نیروی برای تولید حرکت ارادی به ربات وارد نکند، عبارت E تنها شامل نگاشت دینامیک داخلی حرکت ساعد در فضای مفصلی ربات خواهد بود. دینامیک داخلی حرکت ساعد مطابق با رابطه (4-5) [106]:

$$M_p \ddot{\psi} + G_p(\psi) = \tau_p \quad (4-5)$$

با توجه به رابطه $(\tau = J^T F)$ ، اثر دینامیک داخلی حرکت ساعد بیمار به فضای دکارتی مشترک ربات و بیمار در صفحه ساجیتال $(X = \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix})$ منتقل می‌شود.

$$\tau_p = J^T E \rightarrow E = J^{-T} \tau_p = J^{-T} (M_p \ddot{\psi} + G_p(\psi)) \quad (5-5)$$

J ژاکوبین ساعد دست از فضای مفصلی آرنج به فضای دکارتی حرکت است. در نهایت معادله دینامیکی ربات در فضای مفصلی آن با در نظر گرفتن اثر تعامل با محیط (بیمار) به صورت:

$$M(\theta)\ddot{\theta} + G(\theta) + J_r^T (J^{-T} (M_p \ddot{\psi} + G_p(\psi))) = \tau_r \quad (6-5)$$

حال چنانچه فضای مفصلی آرنج بیمار بر فضای مفصلی ربات منطبق باشد، یعنی محور دوران آرنج بیمار و ربات بر هم منطبق و زاویه دوران یکسانی داشته باشد $(\theta = \psi, J_r = J)$ ، نتیجه می‌دهد:

$$(M(\theta) + M_{pf})\ddot{\theta} + G(\theta) + G_{pf}(\theta) = \tau_r \quad (7-5)$$

۵-۲-۳ - طراحی کنترل‌کننده مد لغزشی

مقدار مؤثر گشتاور جاذبه اندام بیمار، در واقع اختلاف مابین گشتاور نیروی وزن و گشتاور فتر است که در طی یک سیکل تمرین توانبخشی مقدار متغیری دارد. وجود این پارامتر متغیر به عنوان عدم قطعیت پارامتری موجود در مدل دینامیکی و همچنین رفع اثر پذیری از اغتشاش‌های خارجی مستلزم این است که کنترل‌کننده ربات مقاوم باشد. علاوه بر این عملکرد کنترل‌کننده نباید مزیت جبران‌ساز غیرفعال جاذبه را در کاهش گشتاور مورد نیاز حرکت ضایع کند. معادله دینامیکی اهرم ربات با در نظر گرفتن مشخصه‌های جرمی اندام بیمار به صورت رابطه (8-5) به دست آمده است که در آن پارامترهای a' و m' کراندار ولی نامعین هستند [105]. کنترل‌کننده مقاوم در نظر گرفته شده برای معادله دینامیکی رابطه (8-4)، روش کنترل مد لغزشی است [107]. این روش کنترلی شامل یک

بخش خطی‌ساز بر اساس مدل تخمینی سیستم و یک بخش ناپیوسته است که برای غلبه بر عدم قطعیت‌های موجود در دینامیک سیستم در نظر گرفته شده است. معادله دینامیکی تخمینی اهرم ربات و اندام بیمار در رابطه (۸-۴) بیان شده است.

$$\tau = \hat{M}\ddot{\theta} + \hat{G}(\theta) = \left(\frac{m}{3}R_L^2 + \hat{M}_{pf}\right)\ddot{\theta} + \left(\frac{mR_L}{2} + \hat{m}'\hat{a}'\right)g\cos\left(\theta - \frac{\pi}{2}\right) \quad (۸-۵)$$

\hat{M}_{pf} و \hat{a}' ، \hat{m}' تخمینی از مقدار واقعی پارامترهای موجود در دینامیک اصلی سیستم است. خطای ردگیری زاویه مفصل ربات مطابق رابطه (۹-۵) تعریف می‌شود.

$$\tilde{\theta} = \theta - \theta_d \quad (۹-۵)$$

سپس سطح لغزش براساس خطای ردگیری و مشتقش مطابق با رابطه (۱۰-۵) تعریف خواهد شد [۱۰۷].

$$s = \dot{\tilde{\theta}} + \lambda\tilde{\theta} \quad (۱۰-۵)$$

با تعریف پارامتر s به عنوان سطح لغزش که تابعی از خطای ردگیری سیستم و مشتق آن است، همواره باقی ماندن سطح لغزش بر روی مقدار صفر، همگرایی حالت سیستم به مقدار مطلوب و صفر شدن خطای ردگیری را مطابق رابطه (۱۱-۵) نتیجه می‌دهد.

$$s = 0 \Rightarrow \dot{\tilde{\theta}} = -\lambda\tilde{\theta} \Rightarrow \tilde{\theta}(t) = e^{-\lambda t} \tilde{\theta}(0) \quad (۱۱-۵)$$

سیگنال کنترل باید به نحوی تعیین شود که سطح لغزش را در صفر نگه دارد و خارج از سطح لغزش، مربع فاصله تمامی مسیرهای حالت سیستم تا سطح لغزش کاهش یابد. به این شرط، شرط لغزشی می‌گویند که در رابطه (۱۲-۵) بیان شده است [۱۰۷]. η یک پارامتر اکیدا مثبت است که تضمین می‌کند چنانچه مقدار پارامتر s در لحظه ابتدایی مخالف صفر باشد، با اعمال گشتاور کنترلی پس از طی یک زمان محدود، سطح لغزش به صفر می‌رسد.

$$\frac{1}{2}\left(\frac{d}{dt}s^2\right) \leq -\eta|s| \quad (۱۲-۵)$$

سیگنال کنترل (τ) در مشتق اول سطح لغزش ظاهر خواهد شد و به این ترتیب با مساوی صفر قرار دادن مشتق سطح لغزش می‌توان مقدار سیگنال کنترل را به گونه‌ای تعیین کرد که تأمین کننده شرط لغزشی باشد. سیگنال کنترل از طریق روابط ((۱۳-۵) - (۱۶-۵)) محاسبه شده است.

$$\dot{s} = 0 \Rightarrow \ddot{\theta} - \ddot{\theta}_d + \lambda(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) = 0 \quad (۱۳-۵)$$

$$\ddot{\theta} = \frac{1}{\hat{M}}(\tau - \hat{G}) \quad (۱۴-۵)$$

$$\tau_{eq} = \left(\frac{m}{3} R_L^2 + \hat{M}_{pf}\right) * (\ddot{\theta}_d - \lambda(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d)) + \left(\frac{mR_L}{2} + \hat{m}'\hat{a}'\right)g\cos(\theta) \\ = \hat{M}(\ddot{\theta}_d - \lambda(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d)) + \hat{G} \quad (۱۵-۵)$$

$$\tau = \tau_{eq} - k\operatorname{sgn}(s) \quad (۱۶-۵)$$

جمله ناپیوسته $k\operatorname{sgn}(s)$ به منظور تأمین شرط لغزشی در حضور عدم قطعیت‌های موجود در دینامیک سیستم به جمله خطی ساز τ_{eq} با علامت منفی افزوده شده است. انتخاب پارامتر k در تأمین پایداری و همگرایی خطا به صفر علی‌الخصوص غلبه بر نامعینی‌های مدل اهمیت ویژه‌ای دارد. در واقع این پارامتر باید به گونه‌ای انتخاب شود که از ماکزیمم نامعینی موجود در مدل همواره بزرگتر باشد. به همین منظور مقدار k مطابق رابطه (۱۷-۵) انتخاب می‌شود [۱۰۷] که در آن F کران بالای خطای موجود در مدل‌سازی دینامیکی سیستم است.

$$k = F + \eta \quad (۱۷-۵)$$

لازم به ذکر است که نحوه تعیین پارامتر F با توجه به بحث اثبات پایداری در بخش بعد ارائه خواهد شد. به منظور کاهش پدیده لرزش در سیگنال کنترل به جای استفاده از تابع علامت از تابع اشباع با پهنای باند ۰/۱ استفاده شده است. پارامترهای تخمینی سیگنال کنترل بر اساس مقادیر گزارش شده برای یک فرد مذکر مطابق جدول (۱-۵) تنظیم شده است [۱۰۶].

جدول (۱-۵) پارامترهای تخمینی سیگنال کنترل			
جرم	مرکز جرم	اینرسی	طول
(kg)	(m)	(kgm-2)	(m)
۱/۵۲	۰/۱۹	۰/۰۱۸۸	۰/۳۴

۵-۲-۴- اثبات پایداری کنترل‌کننده مد لغزشی ربات

هدف از استناد به [۱۰۴] ارائه دقیق ویژگی‌های آن‌روپومتریست دست نیست بلکه تضمین کراندار بودن محدوده نامعینی موجود در دینامیک ربات است که برای تضمین پایداری مجانبی کنترل‌کننده حیاتی است. بدیهی است در صورتی که پایداری تضمین شود، با اندازه‌گیری جرم ساعد هر بیمار بهره‌های کنترلی به راحتی متناسب با آن تنظیم خواهد شد. برای اثبات پایداری کنترل‌کننده مد لغزشی، از روش تحلیل پایداری با تابع لیپانوف استفاده شده است. تابع لیپانوف بر اساس سطح لغزش، که تابعی از خطای ردگیری سیستم و معیاری از عملکرد ردگیری است، مطابق رابطه (۱۸-۵) تعریف شده است [۱۰۷].

$$V(t) = \frac{1}{2} [s^T M s] \quad (18-5)$$

در رابطه تابع لیاپانوف، M همان ماتریس اینرسی ربات است. مشتق زمانی تابع لیاپانوف در رابطه (۵-۱۹) محاسبه شده است.

$$\dot{V}(t) = s^T M \dot{s} + \frac{1}{2} s^T \dot{M} s \quad (19-5)$$

ماتریس اینرسی ربات تابعی از زاویه مفصل ربات نیست، بنابراین مشتق تابع لیاپانوف مطابق رابطه (۵-۲۰) به دست می‌آید.

$$\dot{V}(t) = s^T M \dot{s} = s^T M (\ddot{\theta} - \ddot{\theta}_d + \lambda \dot{\tilde{\theta}}) = s^T (M \ddot{\theta} - M (\ddot{\theta}_d - \lambda \dot{\tilde{\theta}})) \quad (20-5)$$

حال با جایگذاری شتاب از معادله دینامیکی اصلی سیستم رابطه (۵-۱۸) در رابطه (۵-۲۰)، مشتق تابع لیاپانوف مطابق رابطه (۵-۲۱) به دست می‌آید.

$$\dot{V}(t) = s^T (\tau - G(\theta) - M(\ddot{\theta}_d - \lambda \dot{\tilde{\theta}})) \quad (21-5)$$

جایگذاری گشتاور کنترل‌کننده مد لغزشی که در رابطه (۵-۱۶) به دست آمده، در رابطه (۵-۲۱) رابطه (۵-۲۲) را نتیجه می‌دهد.

$$\dot{V}(t) = s^T (\hat{M} * (\ddot{\theta}_d - \lambda \dot{\tilde{\theta}}) + \hat{G}(\theta) - G(\theta) - M(\ddot{\theta}_d - \lambda \dot{\tilde{\theta}})) - s^T K \operatorname{sgn}(s) \quad (22-5)$$

با تعریف پارامترهای $\tilde{M} = \hat{M} - M$ و $\tilde{G} = \hat{G} - G$ به عنوان خطای مدل‌سازی دینامیکی، مشتق تابع لیاپانوف مطابق رابطه (۵-۲۳) ساده می‌شود.

$$\dot{V}(t) = s^T (\tilde{M} * (\ddot{\theta}_d - \lambda \dot{\tilde{\theta}}) + \tilde{G}(\theta)) - K |s| \quad (23-5)$$

با توجه به رابطه به دست آمده برای مشتق تابع لیاپانوف برای اینکه مقدار آن همواره نیم معین منفی باشد، مقدار پارامتر k باید بر اساس باند خطای مدل‌سازی مطابق با رابطه (۵-۲۴) تعیین شود.

$$K \geq \left| \tilde{M} * (\ddot{\theta}_d - \lambda \dot{\tilde{\theta}}) + \tilde{G}(\theta) \right| + \eta \quad (24-5)$$

انتخاب پارامتر k بر اساس رابطه (۵-۲۴) تضمین می‌کند که مشتق زمانی تابع لیاپانوف سیستم مطابق رابطه (۵-۲۵) همواره نیم معین منفی باشد.

$$\dot{V}(t) \leq -\eta |s| \leq 0 \quad (25-5)$$

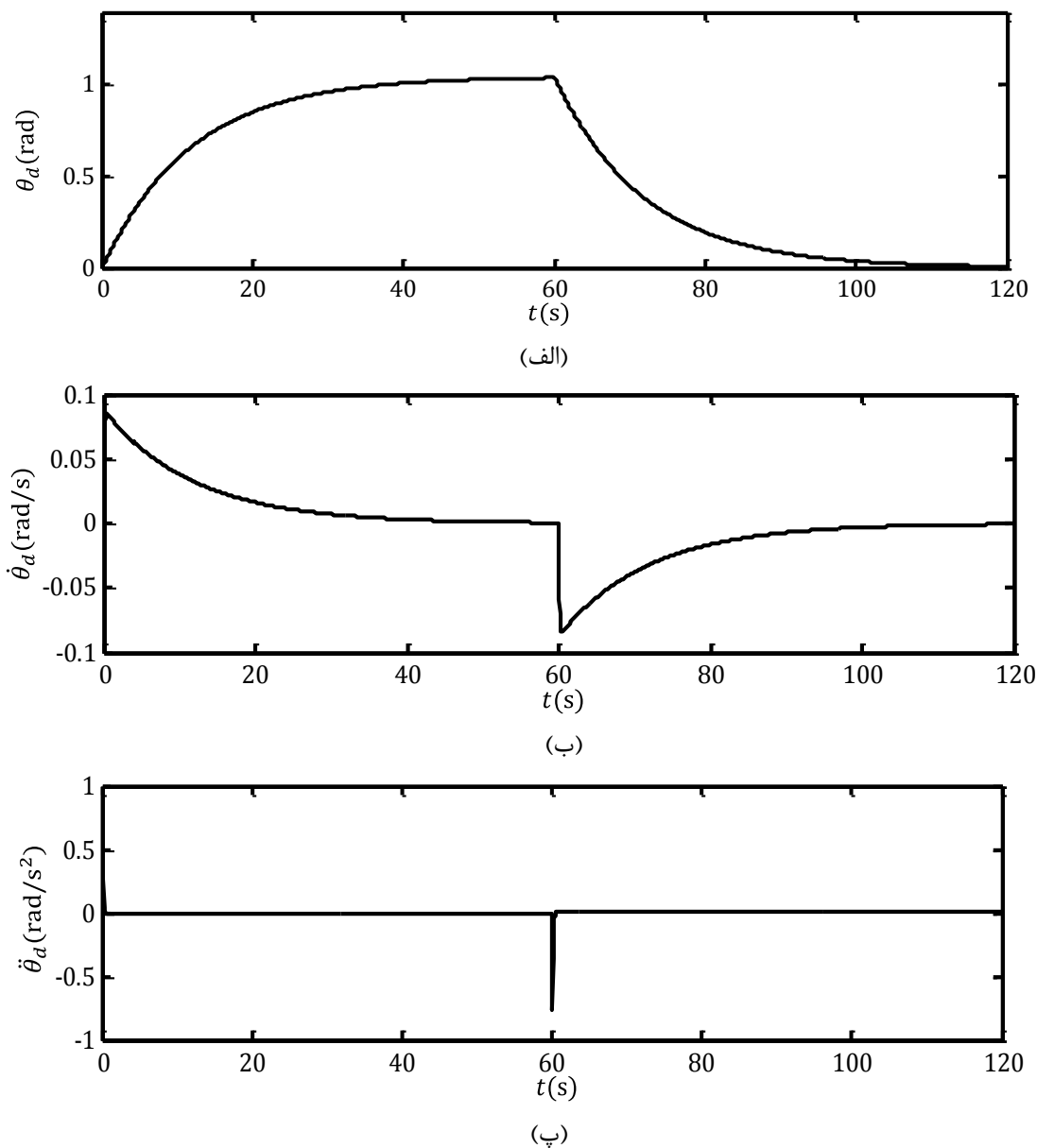
تا به اینجا پایداری لیپانوفی سیستم با تضمین نیم معین منفی بودن مشتق تابع لیپانوف اثبات شد. با توجه به اینکه مشتق تابع لیپانوف تابعی از سطح لغزش است و تنها زمانی مشتق تابع لیپانوف صفر خواهد شد که $s=0$ باشد، بنابراین شرایط تئوری لاسال را دارد. طبق این قضیه پارامتر s که تابعی از خطای ردگیری سیستم است، به صورت مجانبی پایدار خواهد بود [۱۰۷]. لذا دینامیک حلقه بسته ربات توانبخشی با کنترل کننده مد لغزشی به صورت مجانبی پایدار خواهد بود.

۵-۲-۵- فلوچارت کنترلی و شبیه‌سازی

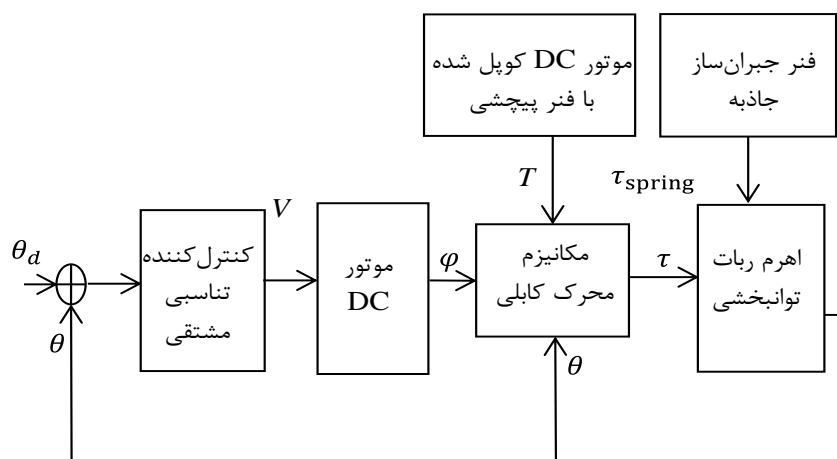
ابتدا، برای بررسی نقش جبران‌ساز غیرفعال جاذبه، عملکرد ربات با فلوچارت کنترلی شکل (۵-۳)، در دو شبیه‌سازی سنجیده خواهد شد. در شبیه‌سازی اول (مدل شماره ۱) از فنر جبران‌ساز جاذبه برای خنثی کردن اثر وزن ربات و اندام بیمار استفاده شده است.

در شبیه‌سازی دوم (مدل شماره ۲) فنر جبران‌ساز جاذبه از فلوچارت راه‌اندازی ربات حذف شده و عملکرد ربات تنها تحت کنترل تناسبی مشتقی ارزیابی شده است. کنترل کننده تناسبی مشتقی هیچ گشتاور محاسبه شده‌ای برای جبران اثر نیروی وزن ایجاد نمی‌کند (جبران‌سازی فعال جاذبه در فلوچارت کنترلی وجود ندارد) و تنها با ضرب بهره‌های کنترلی در خطای ردگیری گشتاور مورد نیاز ردگیری را تولید می‌کند. لذا با اصلاح زاویه اعمال نیروی کشش کابل، گشتاور لازم از طریق محرکه کابلی به ربات اعمال می‌شود. برای تامین گشتاور مورد نیاز حرکت، نیروی کشش کابل ثابت ۱۰۰ نیوتنی در نظر گرفته شده و گشتاور محرک ربات با تغییر زاویه اعمال نیروی کشش کابل تنظیم می‌شود. بهره‌های تناسبی و مشتقی نیز به ترتیب برابر ۲۰ و ۵ هستند.

مسیر مرجع در یک سیکل توانبخشی با استفاده از پاسخ تابع پالس تابع تبدیل مرتبه دوم از زاویه ۰ تا $\frac{\pi}{2}$ رادیان ایجاد شده است. مشتق اول و دوم پاسخ نیز به عنوان سرعت و شتاب مطلوب در نظر گرفته شده‌اند. مسیر مرجع سیکل توانبخشی در شکل (۵-۲) نشان داده شده است. در هر دو مدل شبیه‌سازی، ربات با فلوچارت کنترلی شکل (۵-۳)، سیکل تمرین توانبخشی را با یک ساعد ۱/۵ کیلوگرمی انجام داده است. به طور کلی در آزمون شبیه‌سازی اول فرض بر این است که بیمار تنها نیروی وزن خود را به ربات وارد می‌کند.

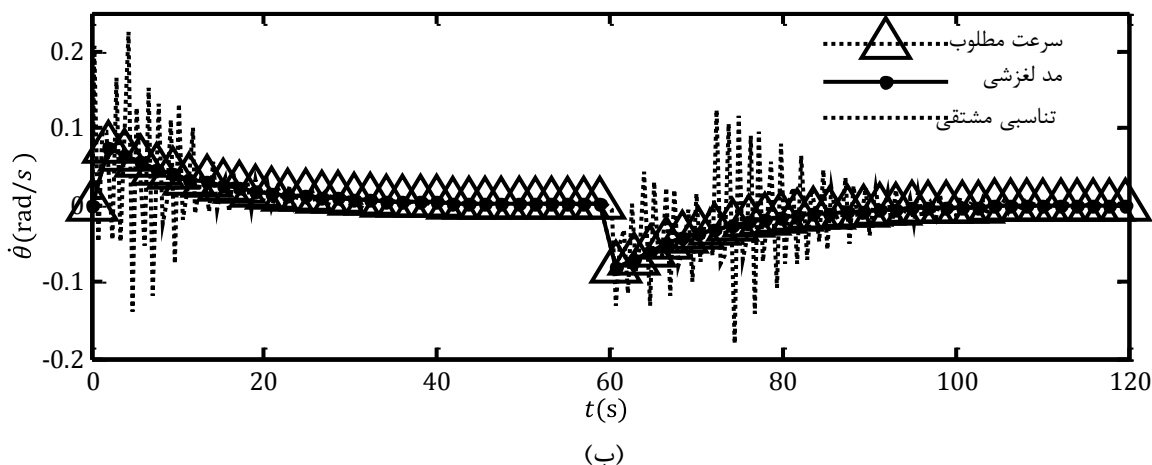
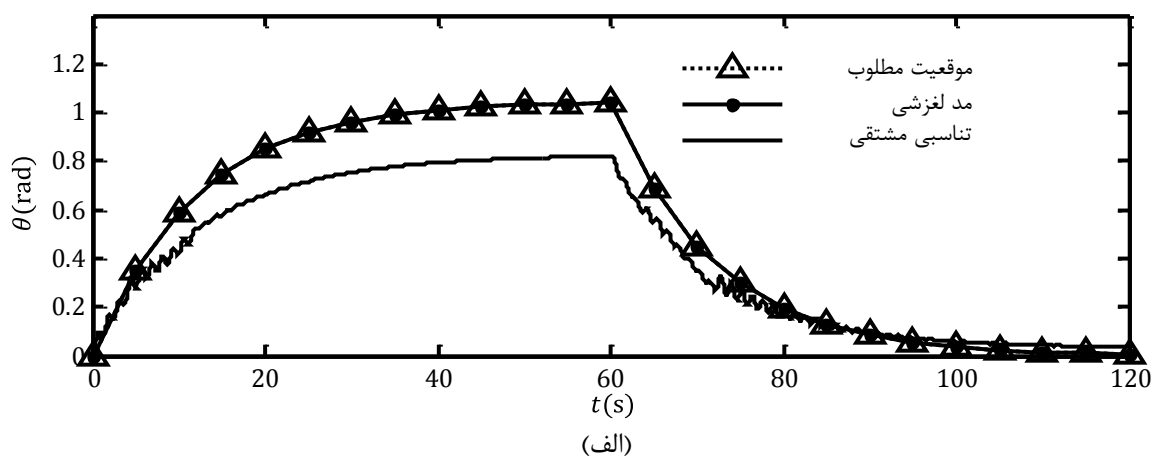


شکل (۵-۲) مسیر مطلوب در یک سیکل توانبخشی آرنج (الف موقعیت ب سرعت پ شتاب

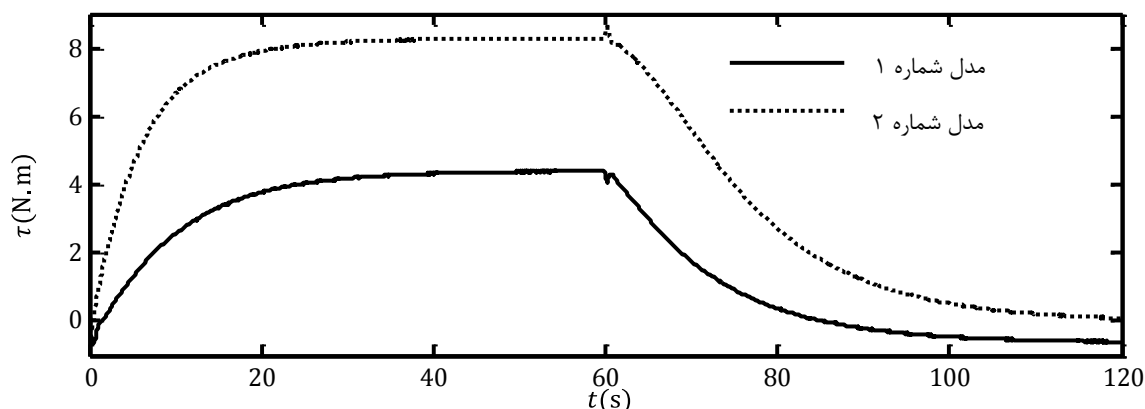


شکل (۵-۳) فلوچارت کنترل تناسبی مشتقی ربات توانبخشی آرنج

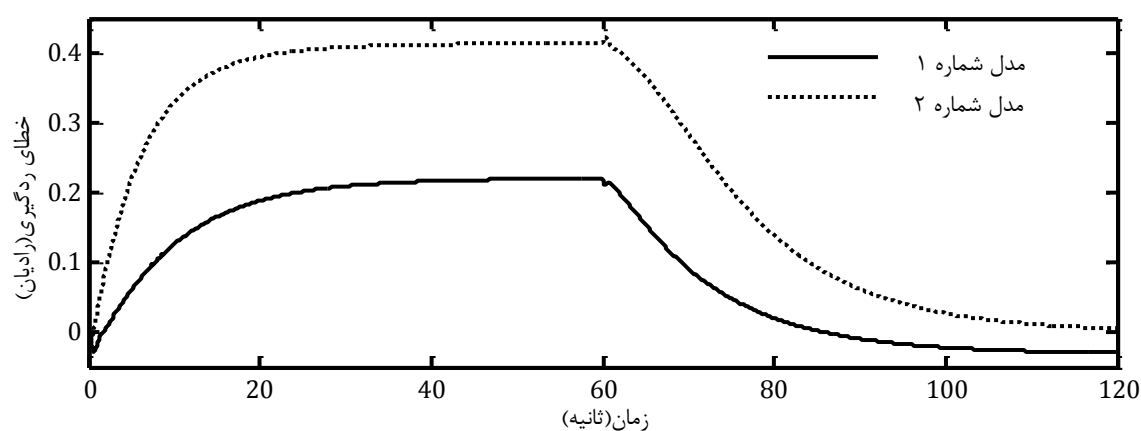
موقعیت و سرعت زاویه‌ای مفصل برای مدل شماره ۱ و ۲ به همراه مسیر مرجع، در شکل (۴-۵) نشان داده شده‌اند. گشتاوری که برای انجام یک سیکل تمرین توانبخشی با ساعد دست ۱/۵ کیلوگرمی لازم است بر اساس قانون کنترل تناسبی مشتقی با بهره تناسبی ۲۰ و بهره مشتقی ۵ به دست آمده و در شکل (۵-۵) برای هر دو مدل نشان داده شده است. خطای ردگیری موقعیت مفصل نیز در شکل (۵-۶) نشان داده شده است. نتایج حاصل از شبیه‌سازی مدل شماره ۲ نشان می‌دهد که ربات توانبخشی آر‌ن‌ج با کنترل‌کننده تناسبی مشتقی برای انجام یک سیکل تمرین توانبخشی با ساعد دست ۱,۵ کیلوگرمی به گشتاور بیشینه ۸ نیوتن متر نیاز دارد و این در حالی است که خطای ردگیری مقدار قابل توجهی دارد. رفع خطای ردگیری نیازمند افزایش بهره‌های تناسبی و مشتقی است که خود منجر به افزایش گشتاور محرکه خواهد شد. در مقایسه با مدل شماره ۲، نتایج شبیه‌سازی در مدل شماره ۱ نشان می‌دهد که استفاده از جبران‌ساز غیرفعال جاذبه به نحو موثری گشتاور مورد نیاز حرکت را کاهش می‌دهد. همچنین نتایج نشان می‌دهند که استفاده از فتر جبران‌ساز جاذبه حتی در شرایطی که تنها بخشی از نیروهای ثقلی را خنثی می‌کند، با افزایش سهم گشتاور برای ردگیری مسیر، باعث کاهش خطای ردگیری می‌شود.



شکل (۴-۵) الف) موقعیت ب) سرعت زاویه‌ای ربات برای شبیه‌سازی مدل شماره ۱ و ۲



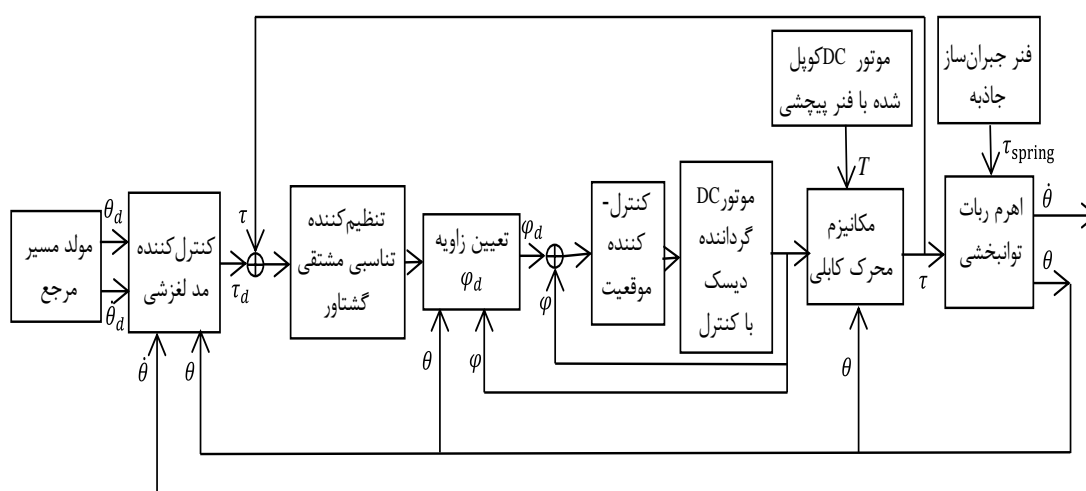
شکل (۵-۵) گشتاور مورد نیاز برای انجام یک سیکل توانبخشی آرنج برای مدل شماره ۱ و ۲



شکل (۵-۶) خطای ردگیری موقعیت در ربات توانبخشی برای شبیه‌سازی مدل شماره ۱ و ۲

در آزمون دوم، عملکرد ربات توانبخشی یک بار با ایده غیرفعال و یک بار با ایده تلفیقی جبران‌سازی جاذبه در حضور اغتشاش‌های خارجی ارزیابی می‌شود. بیمار در تعامل نیرویی خود با ربات گاه ممکن است نیروی اغتشاشی به ربات وارد کند. نیروهای اغتشاشی در فاز شتاب‌دار حرکت که اثر پذیری ربات از نیروهای ضربه‌ای بیشتر است، باعث بروز نوسان در پاسخ دینامیکی ربات می‌شوند. بروز این نوسان‌ها پاسخ دینامیکی فنر و ناشی از کاستی و نقص مکانیزم جبران‌ساز غیرفعال جاذبه است. در مکانیزم جبران‌ساز غیرفعال جاذبه تعادل استاتیکی مابین گشتاور نیروی وزن و گشتاور فنر جبران‌ساز تنها در نقطه تعادل برقرار است. اختلاف بین گشتاور نیروی وزن و گشتاور فنر جبران‌ساز با فاصله گرفتن از نقطه تعادل افزایش می‌یابد. این اختلاف در شرایطی که سختی فنر جبران‌ساز متناسب با جرم ساعد بیمار تنظیم نشده باشد، مقدار قابل توجهی دارد. در این شرایط وارد شدن نیروهای اغتشاشی به ربات عملکرد آن را به شکل نامطلوبی تحت تاثیر قرار می‌دهد. ایده تلفیقی جبران‌سازی جاذبه با بهره‌گیری از روش کنترل مد لغزشی برای جبران‌سازی فعال بخش نامعین و متغیر گشتاور جاذبه محقق شده است. در فلوچارت راه‌اندازی ربات توانبخشی با ایده جبران‌سازی تلفیقی جاذبه دو

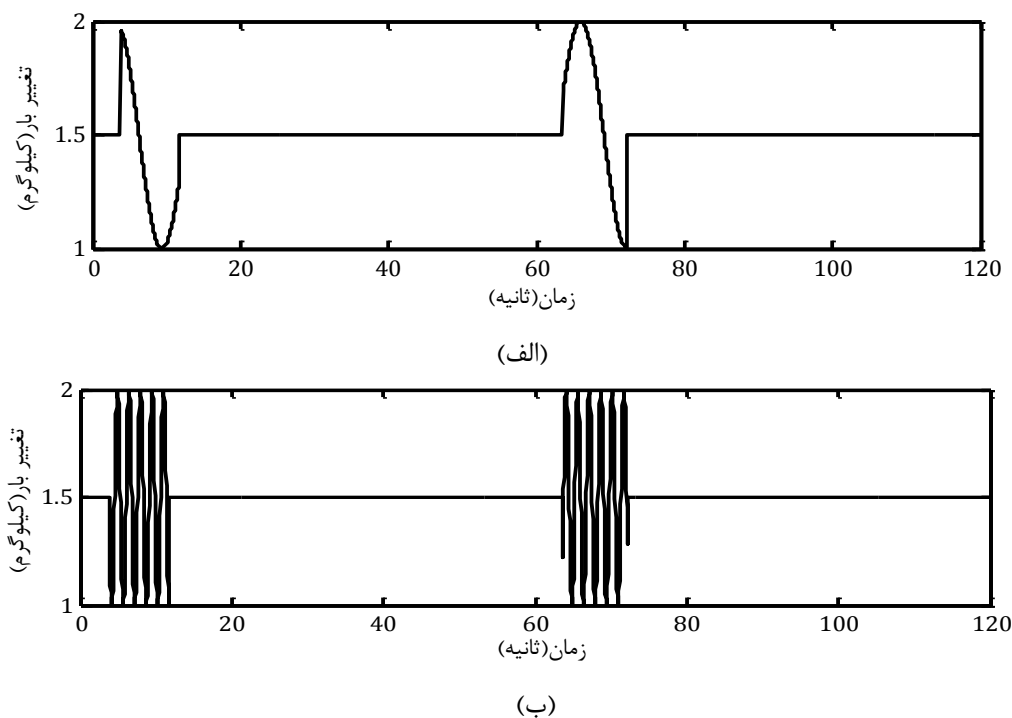
حلقه کنترلی داخلی برای کنترل حلقه بسته چرخش دیسک و تنظیم گشتاور گنجانده شده است. به این ترتیب از تاثیر بارگذاری و اصطکاک بر روی دیسک راهنما کاسته می‌شود. با گرفتن بازخورد از مقدار گشتاور ایجاد شده در مفصل ربات و تنظیم آن در یک حلقه‌ی بسته داخلی، از تولید دقیق گشتاور کنترل‌کننده لغزشی در مفصل ربات اطمینان حاصل می‌شود. فلوچارت راه‌اندازی ربات توانبخشی با ایده تلفیقی جبران جاذبه و دو حلقه کنترلی داخلی در شکل (۷-۵) نشان داده شده است.



شکل (۷-۵) فلوچارت راه‌اندازی ربات توانبخشی با ایده تلفیقی جبران جاذبه

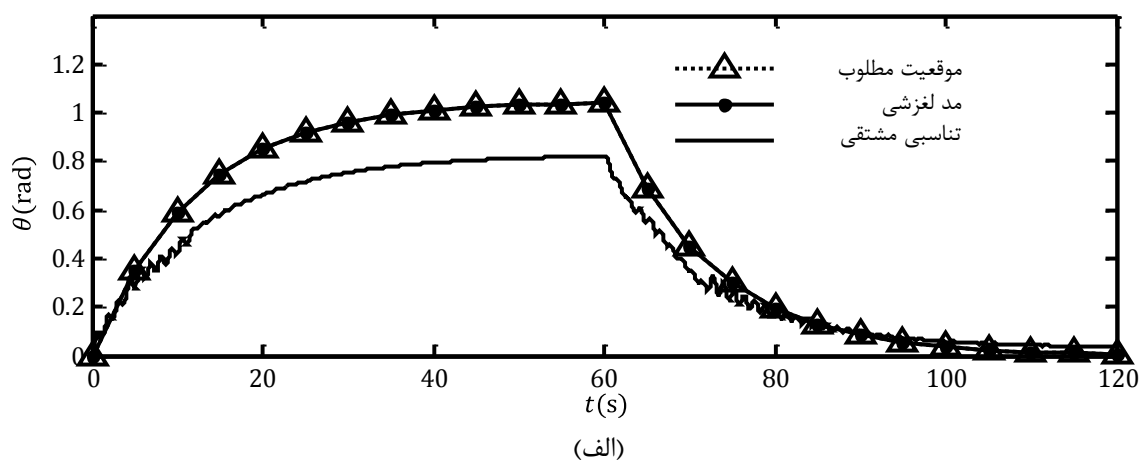
برای مقایسه عملکرد ایده تلفیقی جبران جاذبه و روش غیرفعال در شبیه‌سازی‌ها، اغتشاش خارجی به شکل نوسان در جرم ساعد دست وارد شده است. اغتشاش به صورت دو بخش نوسانی در فاز شتاب افزایشنده و کاهشنده حرکت گنجانده شده است. فرکانس اغتشاش در محدوده فرکانس حرکات طبیعی انسان (۰ تا ۱ هرتز) و نزدیک به کران بالا و کران پایین این محدوده تنظیم شده است. محدوده تغییر جرم ساعد دست برای مردان و زنان ۱۸ تا ۸۸ سال نیز به عنوان دامنه نوسان‌ها لحاظ شده است. بار خارجی ناشی از وزن ساعد دست بیمار به صورت دو تابع دربردارنده اغتشاش با فرکانس زاویه‌ای ۰/۵ و ۶/۲ رادیان بر ثانیه در شکل (۸-۵) نشان داده شده است.

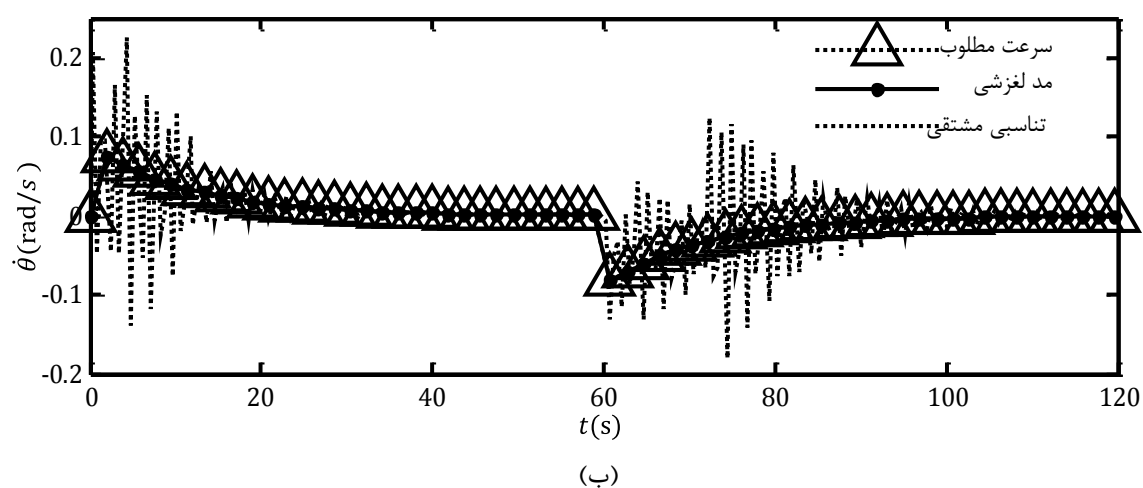
ایده جبران‌سازی جاذبه به روش غیرفعال همراه با کنترل‌کننده تناسبی مشتقی مطابق فلوچارت شکل (۲-۵) برای ربات توانبخشی آرنج یک بار در حضور اغتشاش فرکانس پایین و یک بار در حضور اغتشاش فرکانس بالا شبیه‌سازی شده است. همچنین ایده جبران‌سازی تلفیقی جاذبه مطابق با فلوچارت شکل (۷-۵) در حضور اغتشاش فرکانس پایین و فرکانس بالا شبیه‌سازی شده است.



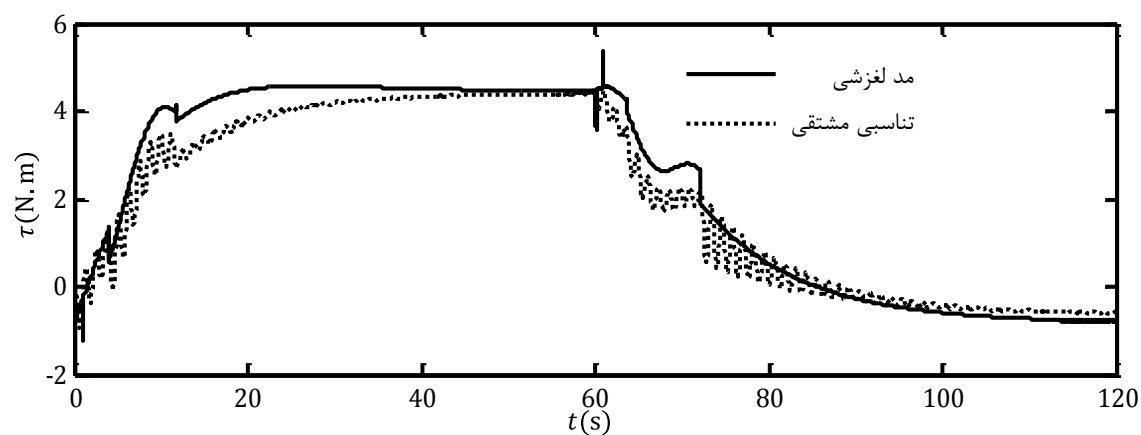
شکل (۵-۸) اعمال اغتشاش در وزن ساعد دست بیمار (الف) فرکانس پایین (ب) فرکانس بالا

پارامترهای کنترل‌کننده مد لغزشی به صورت $\lambda = 5$ و $k = 400$ تنظیم شده‌اند. موقعیت، سرعت، گشتاور و خطای ردگیری برای دو ایده جبران‌سازی جاذبه در حضور اغتشاش فرکانس پایین به ترتیب در شکل (۵-۹)، شکل (۵-۱۰) و شکل (۵-۱۱) نشان داده شده است. در ادامه، موقعیت، سرعت، گشتاور و خطای ردگیری برای دو ایده جبران‌سازی جاذبه در حضور اغتشاش فرکانس بالا به ترتیب در شکل (۵-۱۲)، شکل (۵-۱۳) و شکل (۵-۱۴) نشان داده شده‌اند.

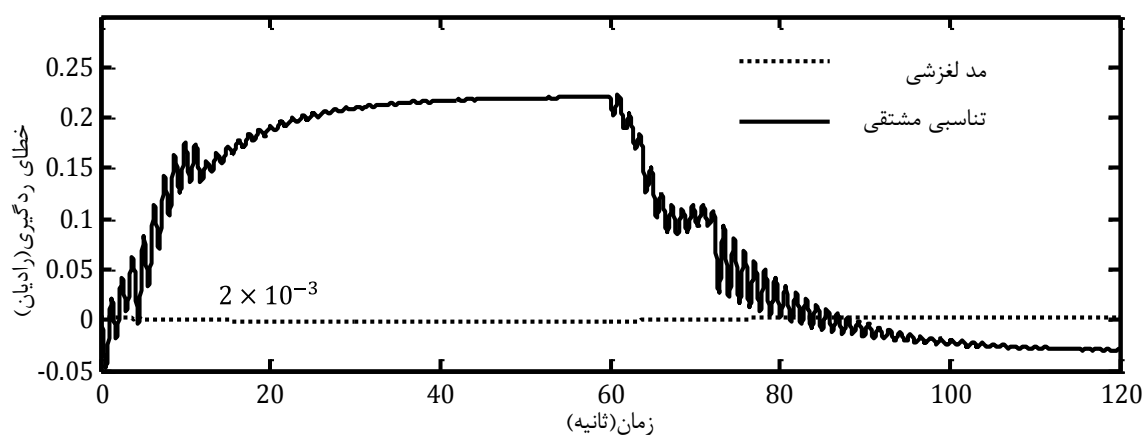




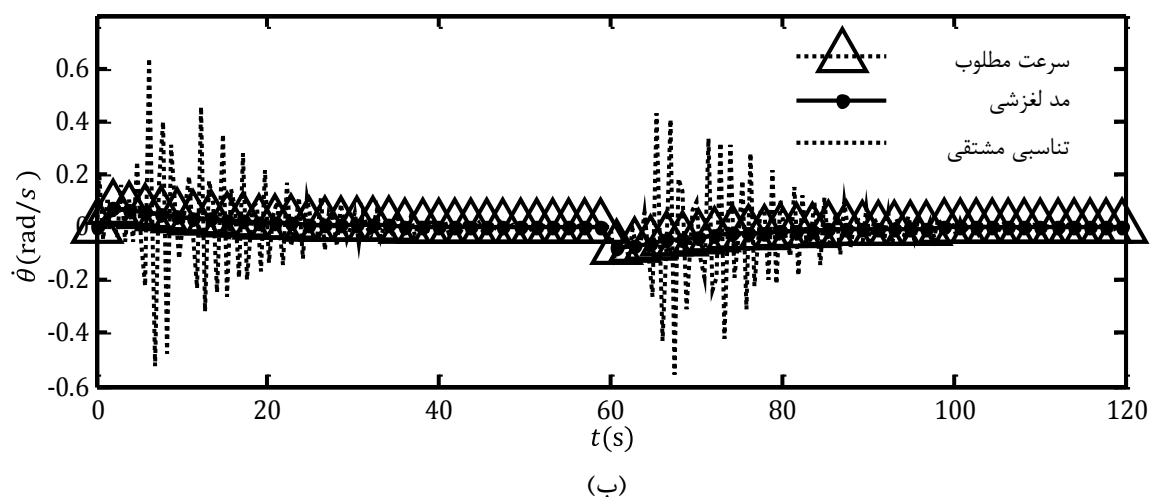
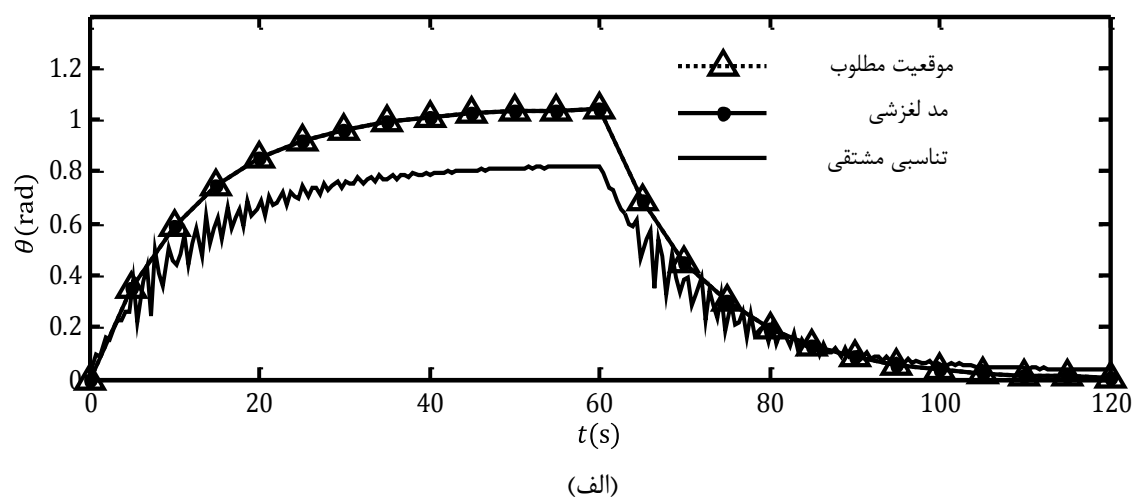
شکل (۵-۹) بررسی حرکت با بار اغتشاشی فرکانس پایین (الف موقعیت ب) سرعت زاویه‌ای



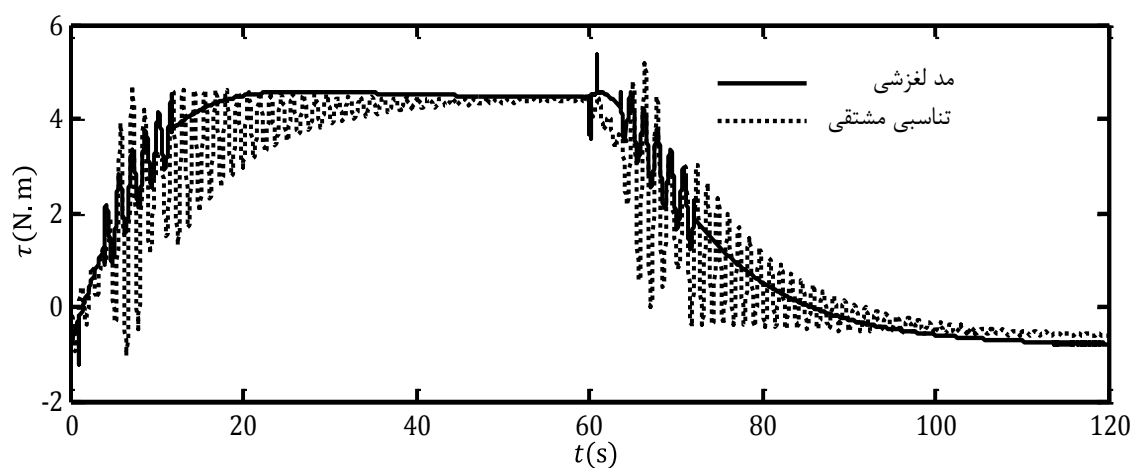
شکل (۵-۱۰) گشتاور کنترل‌کننده تناسبی-مشتقی و لغزشی با بار اغتشاشی فرکانس پایین



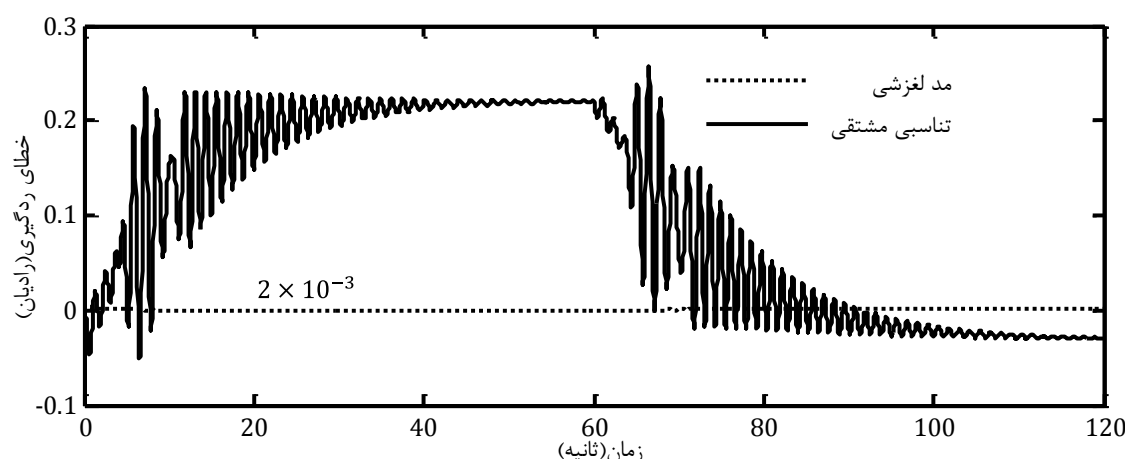
شکل (۵-۱۱) مقایسه خطای ردگیری موقعیت تحت بار اغتشاشی فرکانس پایین



شکل (۵-۱۲) بررسی حرکت با بار اغتشاشی فرکانس بالا (الف) موقعیت (ب) سرعت زاویه‌ای



شکل (۵-۱۳) گشتاور کنترل‌کننده تناسبی-مشتقی و لغزشی تحت بار اغتشاشی فرکانس بالا



شکل (۵-۱۴) مقایسه خطای ردگیری موقعیت تحت بار اغتشاشی فرکانس بالا

نتایج به دست آمده نشان می‌دهند که ربات با کنترل‌کننده تناسبی مشتقی از اغتشاش‌های خارجی تاثیر پذیرفته و رفتار قبلی را با عبور از اغتشاش ادامه داده است. در این میان تاثیر اغتشاش‌های فرکانس بالا به علت نزدیکی به فرکانس طبیعی سیستم بیشتر بوده است. کنترل‌کننده تناسبی مشتقی برای فرونشاندن نوسان‌ها، رفع اثرپذیری از اغتشاش‌های خارجی و کاهش خطای ردگیری نیاز به افزایش بهره‌های تناسبی و مشتقی دارد که خود باعث افزایش گشتاور محرکه می‌شود. افزایش گشتاور محرکه مزیت استفاده از جبران‌ساز غیرفعال جاذبه را در ربات توانبخشی آرنج ضایع می‌کند.

نتایج به دست آمده از آزمون شبیه‌سازی دوم، نشان می‌دهد که کنترل‌کننده لغزشی توانسته بر اغتشاش‌های خارجی وارد به اهرم ربات غلبه کند و ضمن تامین اختلاف مقدار گشتاور جاذبه و گشتاور فنر جبران‌ساز، نوسان‌های ناشی از جبران‌سازی ناقص جاذبه را برطرف کند. مقدار بیشینه خطای ردگیری کنترل‌کننده لغزشی نسبت به بیشینه‌ی خطای ردگیری کنترل‌کننده تناسبی-مشتقی در آزمون اول ۹۹/۲۵٪ و در آزمون دوم ۹۸/۵٪ کاهش داشته است. دلیل صفر نشدن خطای ردگیری در کنترل‌کننده لغزشی جایگزینی تابع علامت با تابع اشباع پهنای باند ۰/۱ است. بنابراین حذف پدیده لرزش در سیگنال کنترل با پذیرفتن مقدار ناچیزی خطای حالت ماندگار میسر شده است. این در حالیست که کنترل‌کننده لغزشی طراحی شده برای ربات توانبخشی با ۵۰٪ بیشینه تلاش کنترلی نسبت به آزمون شبیه‌سازی اول توانسته خطای ردیابی را تا ۹۹٪ کاهش دهد و جبران‌سازی ناقص جاذبه را در حضور اغتشاش‌های خارجی رفع کند. اگرچه بیشینه تلاش کنترل‌کننده لغزشی با تناسبی-مشتقی در آزمون دوم تقریباً برابر است، اما تلاش کنترلی کنترل‌کننده لغزشی هموارتر است. از همه مهم‌تر، نقش موثر جبران‌ساز غیرفعال جاذبه در ربات توانبخشی آرنج به خوبی نمایان شده است [۱۰۸].

۵-۳- کنترل ترکیبی گشتاور و موقعیت

استفاده از کنترل‌کننده‌های موقعیت به تنهایی برای انجام سیکل تمرین توانبخشی غیرفعال چندان مناسب نیست. کنترل‌کننده‌های مقاوم علی‌رغم عملکرد خوبی که در ردیابی مسیر دارند، به علت گشتاورهای اضافی که ناشی از حضور عدم قطعیت‌ها و اغتشاش ایجاد می‌کنند، نمی‌توانند راحتی و ایمنی بیمار را تضمین کنند. تامین این گشتاورهای اضافی نیازمند نیروی کشش بیشتری است که خود باعث افزایش سطح سختی محرکه می‌شود. از طرفی گشتاورهای اضافی، پتانسیل ربات را در تهدید ایمنی بیمار افزایش می‌دهند. گشتاوری که ربات برای حرکت دادن اندام بیمار در محدوده حرکتی آن ایجاد می‌کند باید مشابه گشتاور مفصل یک انسان سالم باشد و ویژگی‌های حرکتی اندام سالم را برای بیمار ایجاد کند. این مسئله در فراهم کردن درمان موثر، ایمن و راحت برای بیمار بسیار حائز اهمیت است. در همین راستا، ایده‌ی کنترل ترکیبی گشتاور و موقعیت در زمینه توانبخشی رباتیک شکل گرفته است. از طرف دیگر در پژوهش‌های آزمایشگاهی، گشتاورهایی که افراد سالم در حرکت دادن مفاصل خود ایجاد می‌کنند ثبت شدند تا در زمینه طراحی و کنترل ربات‌های توانبخشی و کمکی استفاده شوند. در یک پژوهش تجربی، گشتاور مفصل آرنج در حرکت خم شدن و باز شدن در محدوده حرکتی ۱۵-۱۲۰ درجه ثبت شده است. سپس درصد گشتاور برای میانگین داده‌های ثبت شده بر اساس زاویه مفصل آرنج با یک منحنی چند جمله‌ای درجه سوم تخمین زده شده است. چند جمله‌ای‌های خم شدن و باز شدن آرنج در رابطه (۵-۲۵) آمده است [۹۸]. درصد گشتاور میانگین برای حرکت خم شدن و باز شدن مفصل آرنج بر حسب زاویه مفصل در شکل (۵-۱۵) نشان داده شده است.

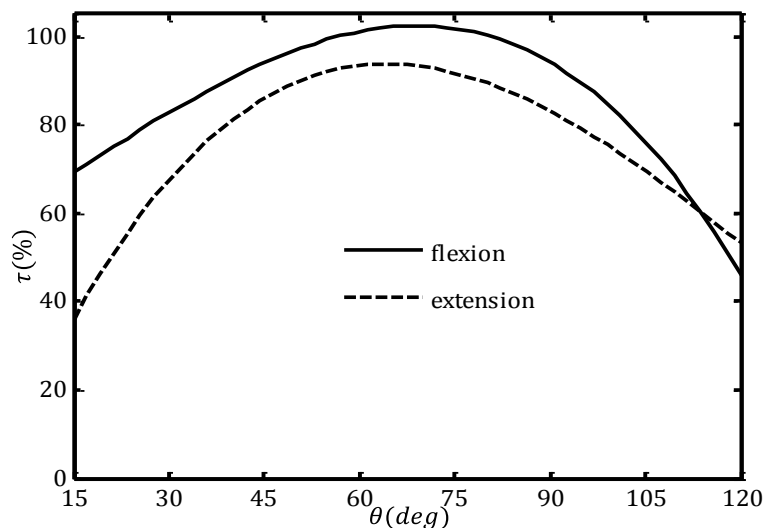
$$\tau_{flexion}(\%) = -0.0001\theta^3 + 0.004\theta^2 + 0.88\theta + 55.49 \quad (25-5)$$

$$\tau_{extension}(\%) = 0.0001\theta^3 - 0.038\theta^2 + 3.65\theta - 10.42 \quad (25-5)$$

هدف طرح کنترلی که با عنوان کنترل ترکیبی گشتاور-موقعیت خطاب شده است، اصلاح گشتاور کنترل‌کننده موقعیت و ایجاد عملکردی مشابه با عملکرد افراد سالم مطابق با نمودار شکل (۵-۱۵) است. برای دستیابی به این هدف، تغییراتی به شرح ذیل در فلوچارت کنترل مقاوم مد لغزشی ربات ایجاد شده است:

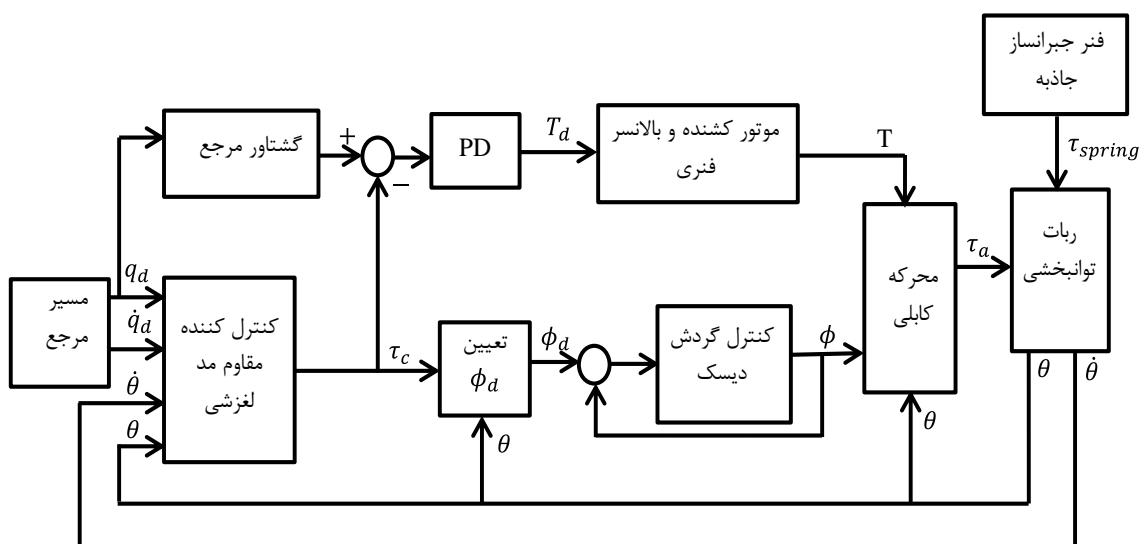
- حذف حلقه تنظیم گشتاور محرکه که برای اعمال دقیق گشتاور کنترل‌کننده موقعیت در مفصل ربات استفاده می‌شد.

- ایجاد یک مسیر پیش‌خور^۱ بر مبنای توابع تجربی گشتاور مفصل آرنج به نحوی که بر اساس اختلاف مابین گشتاور میانگین و گشتاور کنترل‌کننده مسیر، نیروی کشش کابل را در محرکه ربات تنظیم کند.



شکل (۵-۱۵) درصد گشتاور برای حرکت خم شدن و باز شدن مفصل آرنج بر حسب زاویه مفصل

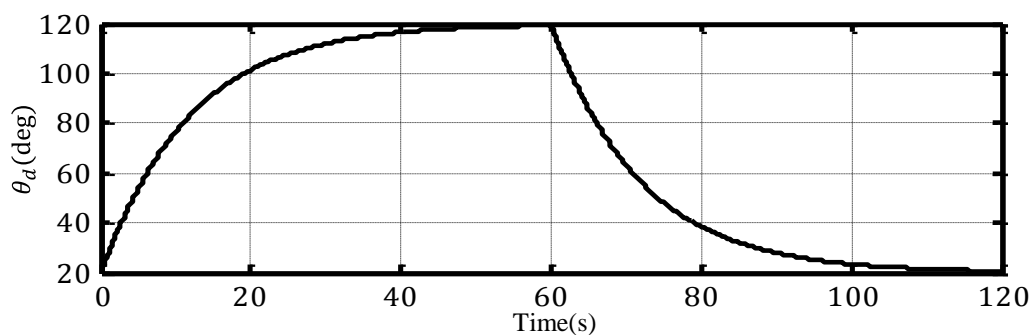
به این ترتیب، کنترل حلقه بسته موقعیت با کنترل‌کننده مقاوم مد لغزشی از طریق تنظیم مستقل زاویه چرخش دیسک تحقق می‌یابد. در حالی که نیروی کشش کابل در مسیر پیش‌خور کنترل گشتاور به صورت مستقل تنظیم می‌شود. فلوچارت کنترل ترکیبی گشتاور-موقعیت برای ربات کابلی توانبخشی آرنج در شکل (۵-۱۶) نشان داده شده است.



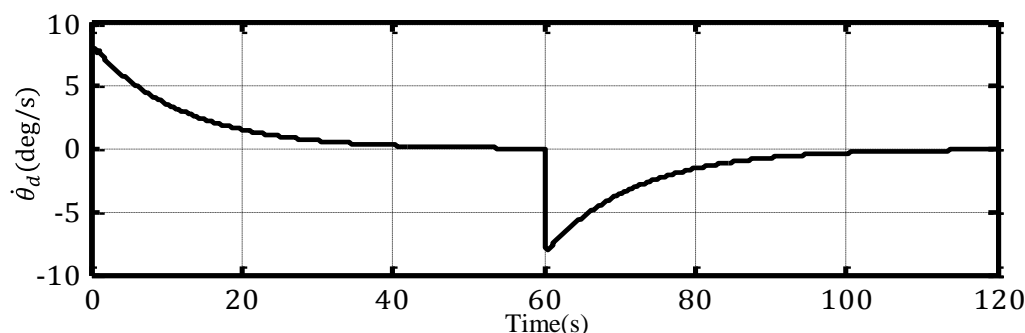
شکل (۵-۱۶) فلوچارت کنترل ترکیبی گشتاور-موقعیت برای ربات کابلی توانبخشی آرنج

^۱ Feedforward

مسیر مرجع برای سیکل توانبخشی غیرفعال آرنج بر اساس پاسخ تابع پالس تابع تبدیل مرتبه دوم در محدوده ۲۰-۱۲۰ درجه طراحی شده است. مشتق پاسخ نیز به عنوان سرعت مطلوب مفصل آرنج استفاده شده است. موقعیت و سرعت مطلوب مفصل آرنج در سیکل توانبخشی، در شکل (۵-۱۷) نشان داده شده است.



(الف)



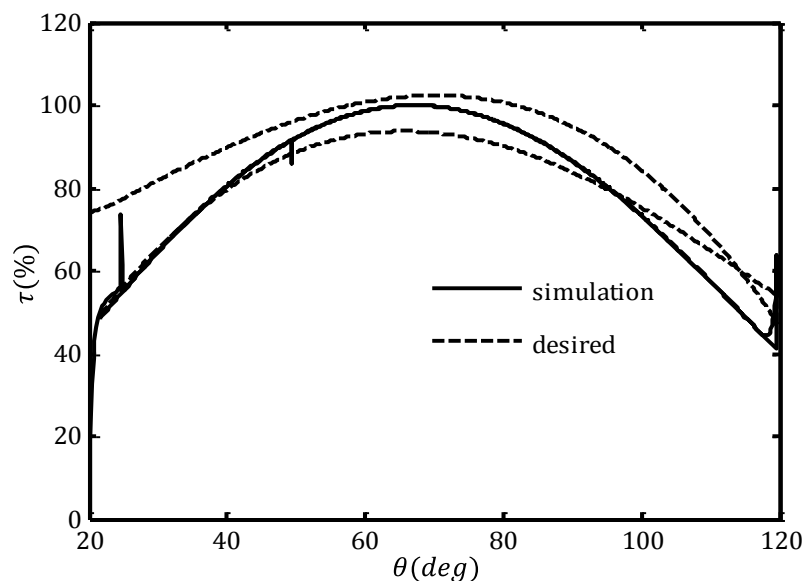
(ب)

شکل (۵-۱۷) (الف) موقعیت و (ب) سرعت مطلوب مفصل آرنج در سیکل توانبخشی

پارامترهای فلوچارت کنترل ترکیبی گشتاور-موقعیت در جدول (۵-۲) ارائه شده‌اند. درصد گشتاوری که ربات با کنترل کننده ترکیبی گشتاور-موقعیت نسبت به زاویه مفصل آرنج ایجاد کرده در شکل (۵-۱۸) نشان داده شده و با نمودار تجربی مقایسه شده است.

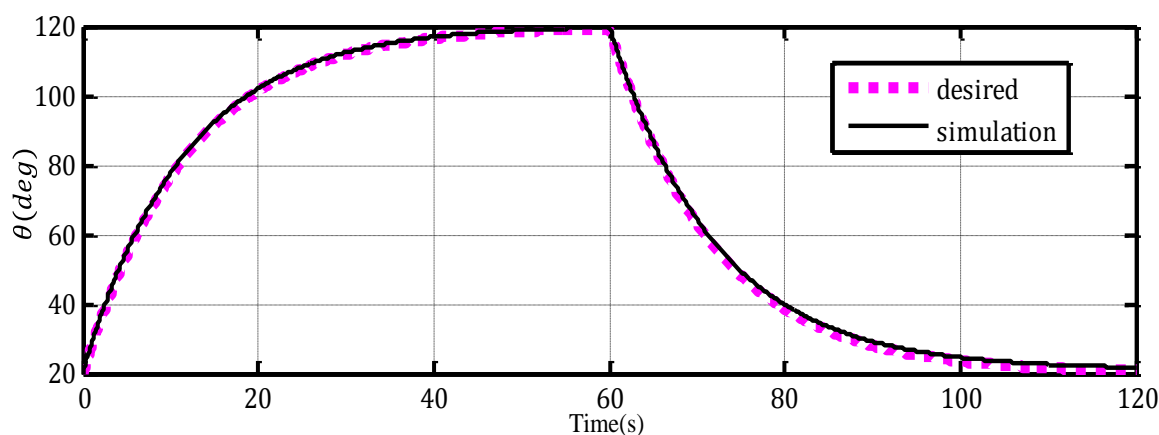
جدول (۵-۲) پارامترهای فلوچارت کنترل ترکیبی گشتاور-موقعیت

Value of controller gains		
<i>Sliding mode controller</i>	<i>PD disk position control</i>	<i>PD tension force adjuster</i>
$\lambda = 5$	$K_{p\phi} = 20$	$K_{pT} = 10$
$k = 50$	$K_{d\phi} = 5$	$K_{dT} = 2$

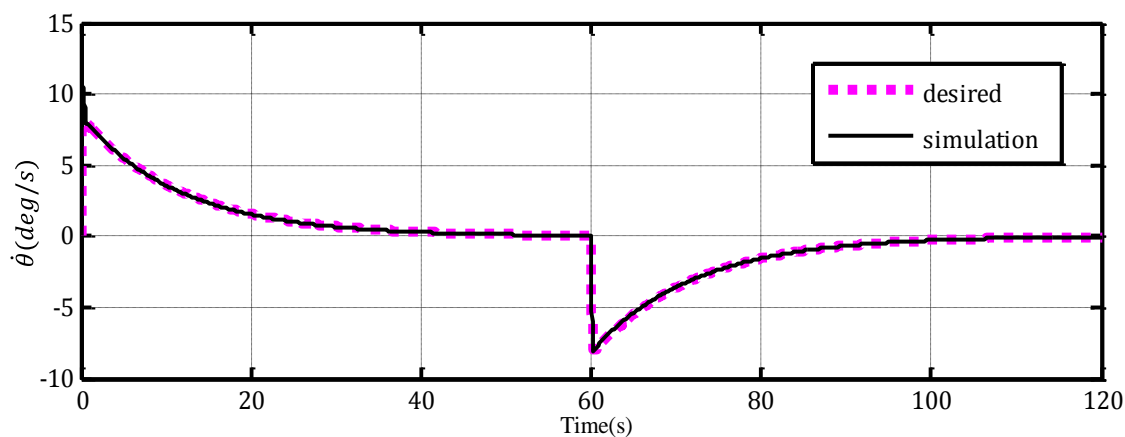


شکل (۵-۱۸) مقایسه درصد گشتاور کنترل‌کننده گشتاور-موقعیت نسبت به زاویه مفصل آرنج

مقایسه نمودار شبیه‌سازی شده با نمودار تجربی (مطلوب) نشان می‌دهد که این فلوچارت کنترلی توانسته است گشتاوری مشابه با مفصل یک انسان سالم در حرکت خم شدن و باز شدن آرنج تولید کند. عملکرد ردیابی مسیر نیز برای ربات توانبخشی آرنج در شکل (۵-۱۹) نشان داده شده است. ادامه، خطای ردیابی موقعیت برای ارزیابی عملکرد کنترل‌کننده در شکل (۵-۲۰) ارائه شده است. نتایج به دست آمده بیانگر عملکرد مناسب کنترل‌کننده در ردیابی مسیر است علی‌رغم اینکه گشتاور کنترلی پیوسته در حال اصلاح بر اساس یک الگوی خاص است. اگرچه دقت ردیابی مسیر کنترل ترکیبی گشتاور موقعیت (با بیشینه خطای ۱٫۳ درجه) نسبت به کنترل مقاوم موقعیت (با بیشینه خطای ۰٫۱۱ درجه) تنزل داشته ولی عملکرد کنترل‌کننده قابل قبول است.

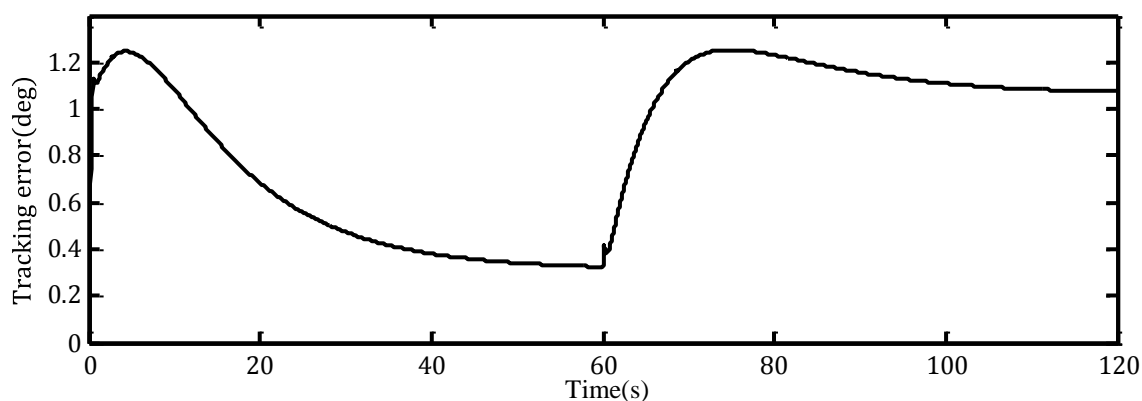


(الف)



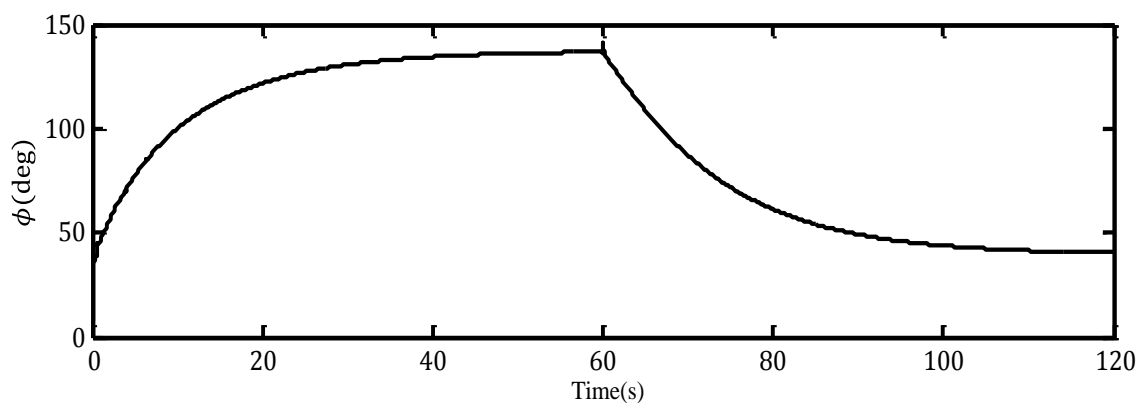
(ب)

شکل (۵-۱۹) عملکرد ردیابی مسیر الف) موقعیت و ب) سرعت برای ربات توانبخشی آرنج

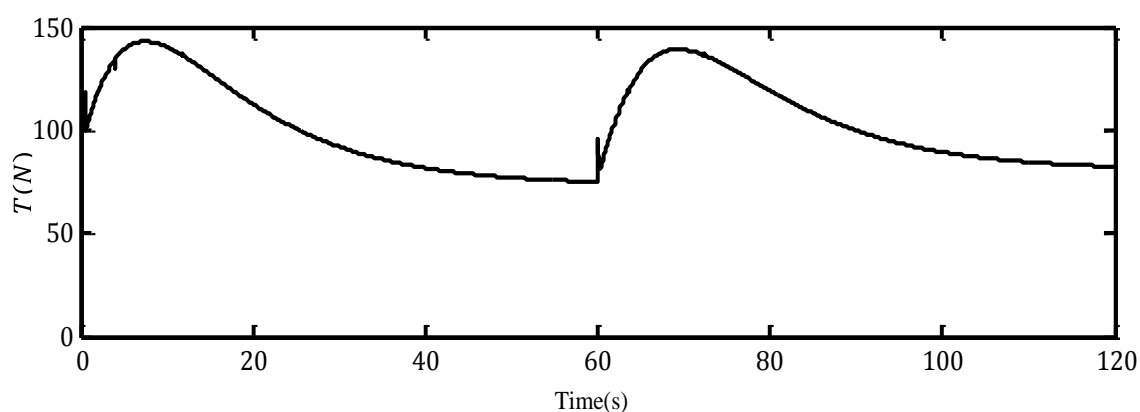


شکل (۵-۲۰) خطای ردیابی موقعیت برای کنترل کننده ترکیبی گشتاور-موقعیت

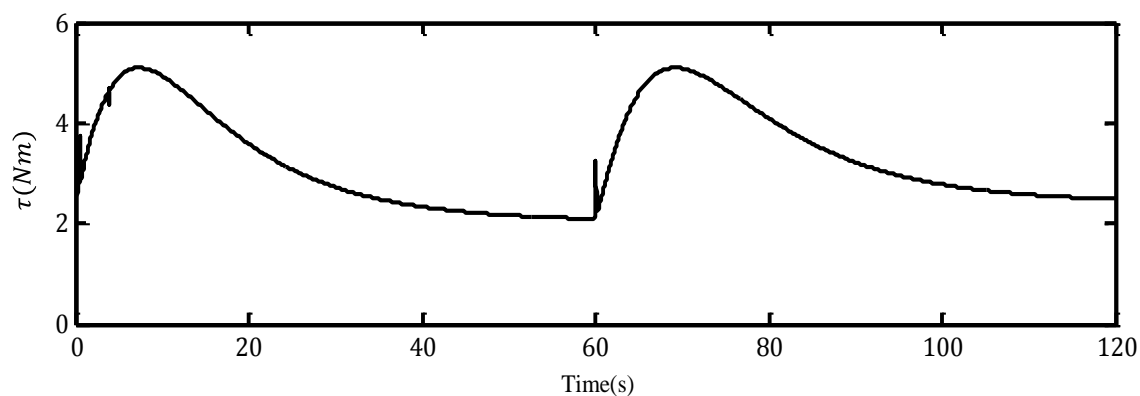
در ادامه عملکرد محرکه سری الاستیک کابلی ربات بر اساس نمودارهای زاویه دیسک، نیروی کشش، گشتاور و سختی مفصل به ترتیب در شکل‌های (۵-۲۱)، (۵-۲۲)، (۵-۲۳) و (۵-۲۴) گزارش شده است. بیشینه گشتاور محرکه ۵٫۱ نیوتن متر و بیشینه سختی ربات ۱۲ نیوتن متر بر رادیان است. مقادیر بیشینه گشتاور و سختی هر دو میزان کمی دارند که برای توانبخشی غیرفعال مناسب است.



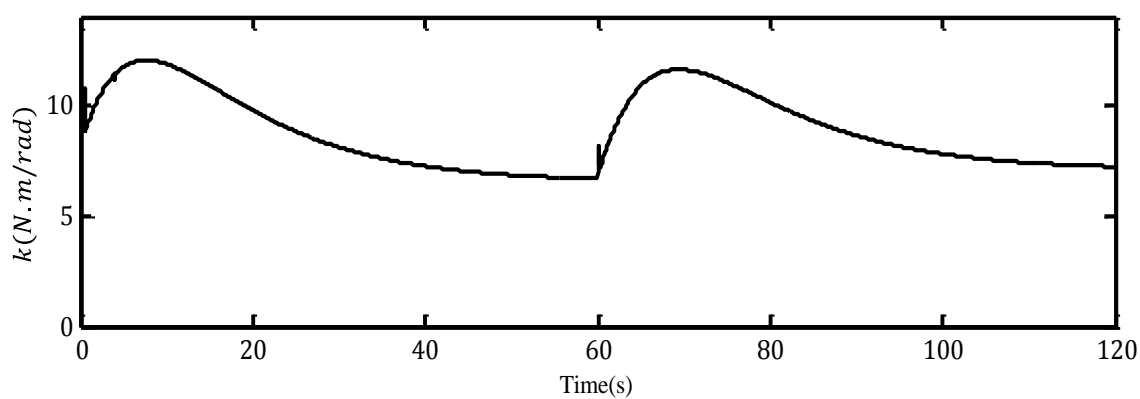
شکل (۵-۲۱) عملکرد محرکه سری الاستیک کابلی بر اساس زاویه دیسک راهنما



شکل (۲۲-۵) عملکرد محرکه سری الاستیک کابلی بر اساس نیروی کشش کابل



شکل (۲۳-۵) عملکرد محرکه سری الاستیک کابلی بر اساس گشتاور



شکل (۲۴-۵) عملکرد محرکه سری الاستیک کابلی بر اساس سختی مفصل

۴-۵- کنترل مستقل سختی موقعیت

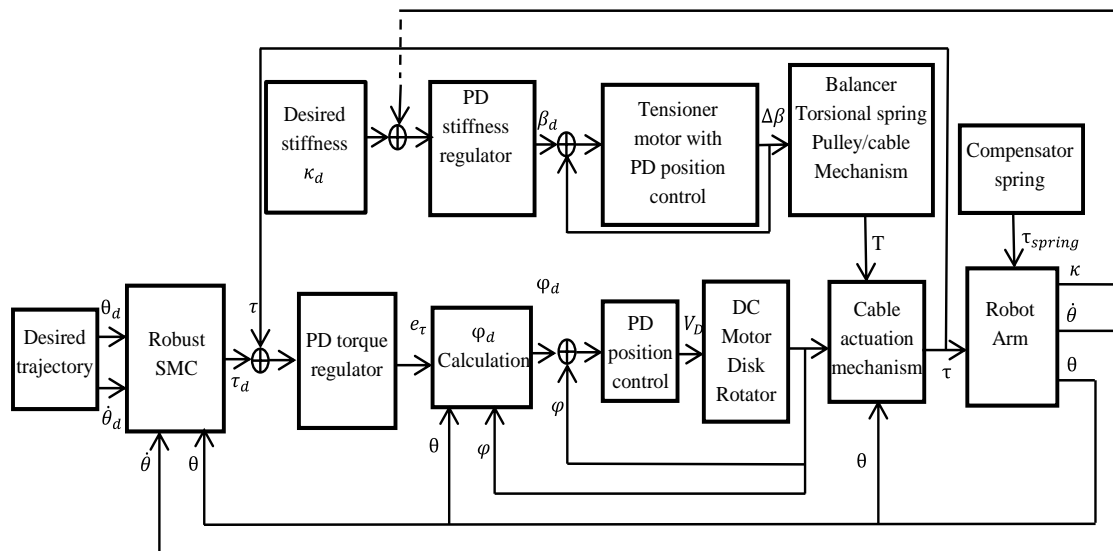
ایده کنترل همزمان سختی موقعیت در مفاصل ربات یکی دیگر از راه کارهای تامین ایمنی و راحتی برای بیمار در تمرین توانبخشی غیرفعال است. در فلوچارتی که برای کنترل مستقل سختی موقعیت

محركه سری الاستيك كابلې ربات ارائه شده، يك حلقه كنترلي مستقل براي تنظيم سختي مفصل در هر موقعيت به فلوچارت راه‌اندازي ربات اضافه شده است. در اين حلقه كنترلي مقدار نيروي كشي كابل به طور مستقل براي تنظيم سختي مطلوب مفصل آرنج تعيين مي‌شود. سختي ربات در هر لحظه براساس رابطه سختي تخمين زده مي‌شود. با محاسبه اختلاف سختي حاضر و سختي مطلوب، از يك كنترل‌كننده تناسبی مشتقی برای جبران میزان تفاوت استفاده شده است. فلوچارت كنترل مستقل و همزمان سختي-موقعيت ربات برای توانبخشي غيرفعال آرنج در شكل (۵-۲۵) نشان داده شده است [۱۰۹].

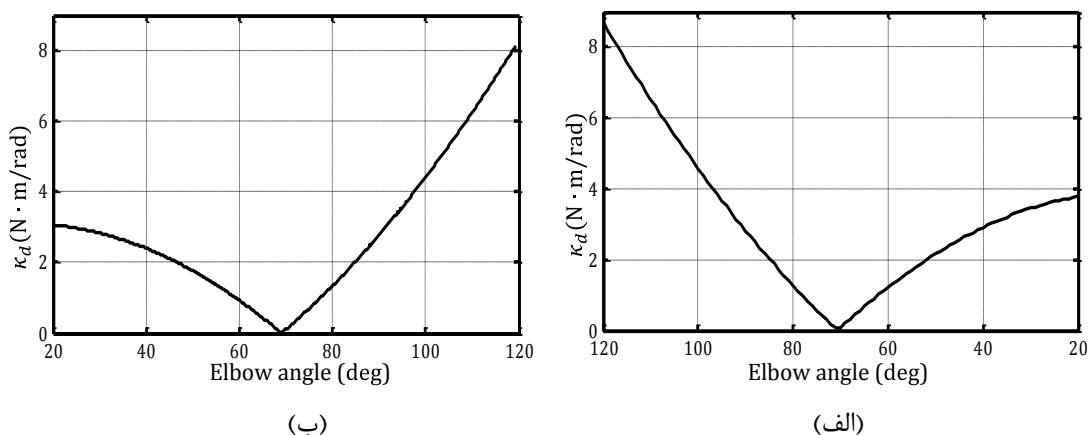
سختي مطلوب مفصل آرنج نیز با استناد به داده‌های تجربی ثبت شده از گشتاور مفصل آرنج ۲۲ نفر مرد سالم حاصل شده است [۹۸]. با داشتن بیشترین گشتاور مورد نیاز حرکت از چندجمله‌ای‌های درصد گشتاور می‌توان چندجمله‌ای گشتاور را بر حسب نیوتن متر مطابق با رابطه (۵-۲۶) به دست آورد. پس از آن با گرفتن مشتق از چندجمله‌ای گشتاور نسبت به زاویه مفصل، سختي مطلوب مفصل آرنج مطابق رابطه (۵-۲۷) حاصل می‌شود. سختي مطلوب مفصل آرنج براساس گشتاور بیشینه ۵,۵ نیوتن متر، بر اساس چندجمله‌ای میانگین داده‌های تجربی در شكل (۵-۲۶) رسم شده‌اند.

$$\tau(N \cdot m) = \frac{\tau_{max}}{100} \times \tau(\%) \quad (۵-۲۶)$$

$$\kappa_d(N \cdot m/rad) = \frac{180}{\pi} \times \frac{\tau_{max}}{100} \times \frac{d(\tau(\%))}{d\theta} \quad (۵-۲۷)$$



شكل ۵-۲۵: فلوچارت كنترل مستقل و همزمان سختي-موقعيت ربات

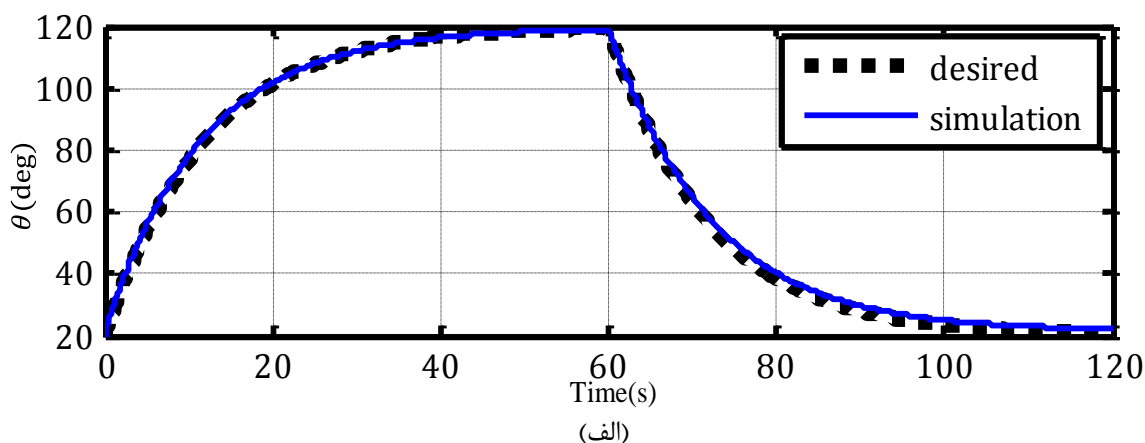


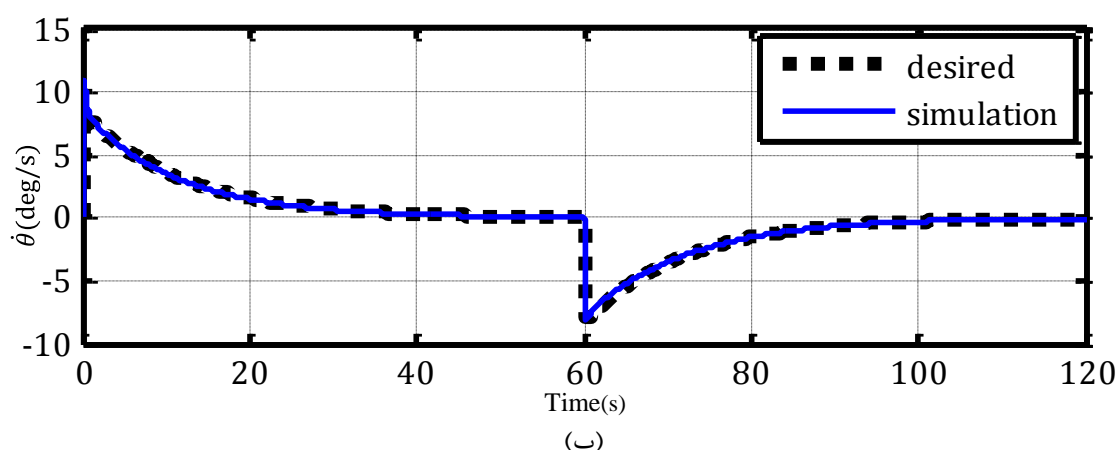
شکل ۵-۲۶: سختی مطلوب مفصل آرنج در حرکت‌های الف) باز شدن ب) جمع شدن

پارامترهای فلوچارت کنترل مستقل سختی-موقعیت در سیکل توانبخشی غیرفعال مفصل آرنج، در جدول (۳-۵) ارائه شده است. کنترل مستقل سختی موقعیت بر روی سیکل حرکتی نشان داده شده در شکل (۲۶-۵) انجام شده است. عملکرد ردیابی مسیر در شکل (۲۷-۵) و عملکرد ردیابی سختی در حالت باز شدن و جمع شدن مفصل آرنج، برای ربات توانبخشی آرنج به ترتیب در شکل (۲۸-۵) و (۲۹-۵) نشان داده شده‌اند. همچنین خطای ردیابی موقعیت و سختی نیز به ترتیب در شکل‌های (۳۰-۵) و (۳۱-۵) ارائه شده است.

جدول (۳-۵) پارامترهای فلوچارت کنترل مستقل سختی-موقعیت

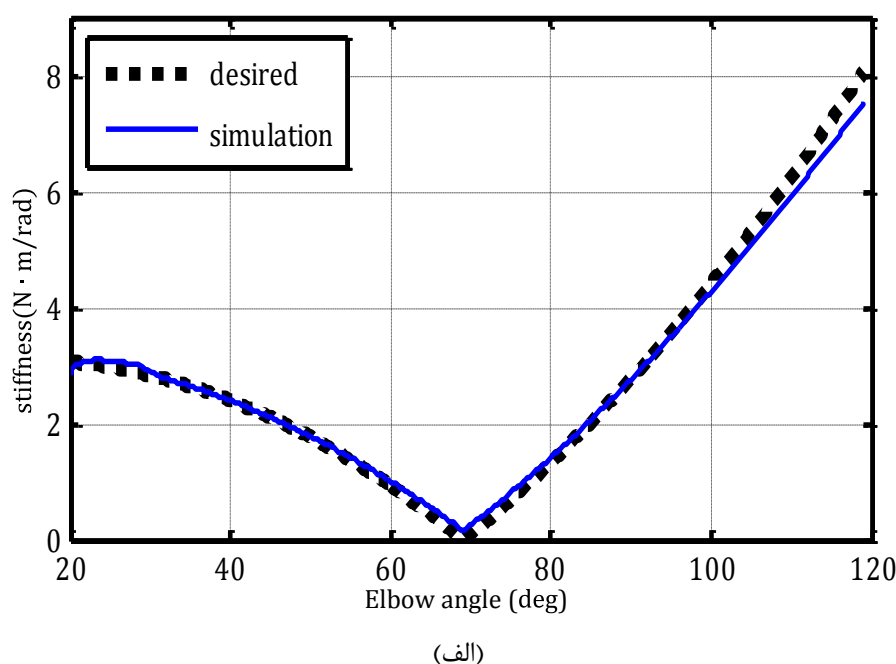
Value of controller gains			
Sliding mode controller	PD torque regulator	PD disk position control	PD tension force adjuster
$\lambda = 5$	$K_{p\tau} = 20$	$K_{p\phi} = 20$	$K_{pT} = 150$
$k = 50$	$K_{d\tau} = 5$	$K_{d\phi} = 5$	$K_{dT} = 40$

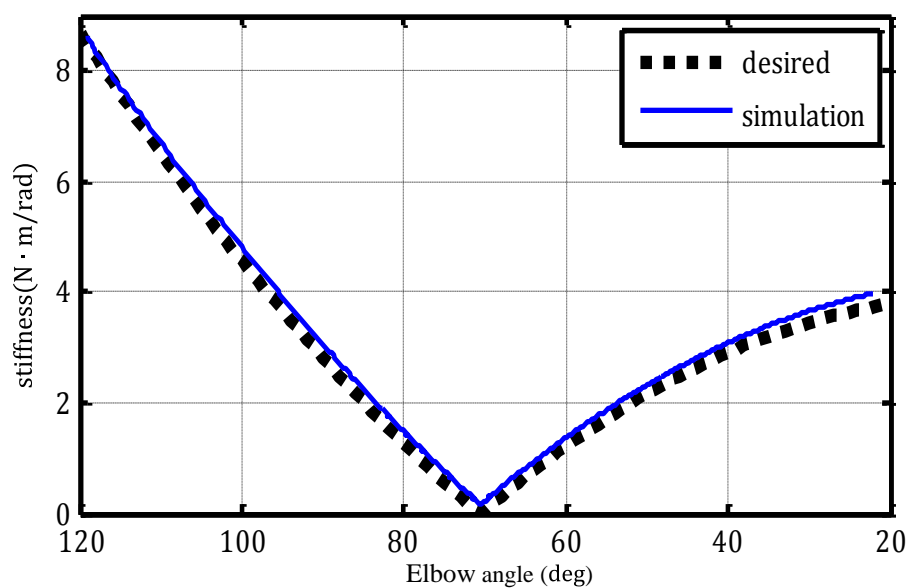




شکل (۵-۲۷) عملکرد ردیابی مسیر الف) موقعیت و ب) سرعت برای ربات توانبخشی آرنج

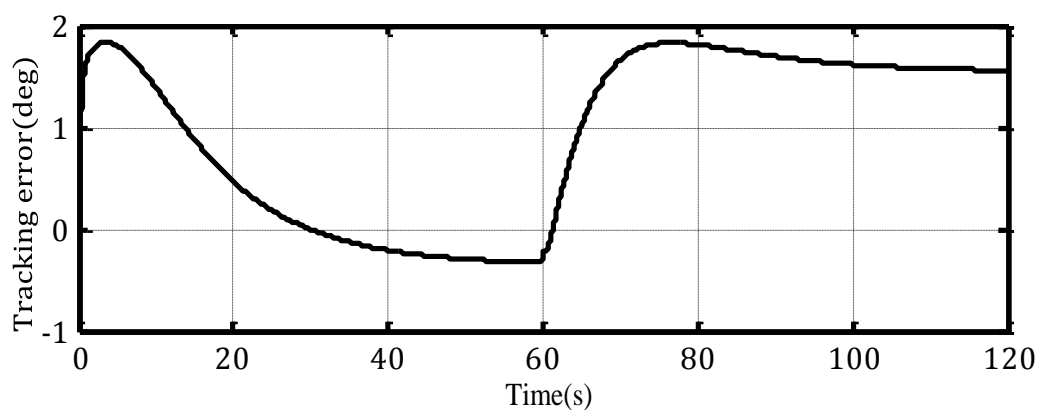
برای بررسی عملکرد محرکه کابلی، نیروی کشش کابل و دوران دیسک راهنما نیز به ترتیب در شکل-های (۵-۳۱) و (۵-۳۲) نشان داده شده‌اند. در نهایت گشتاوری که مکانیزم محرکه کابلی برای ایجاد حرکت در سیکل توانبخشی ایجاد کرده در شکل (۵-۳۳) نمایش داده شده است. نتایج حاصل نشان می‌دهد که فلوچارت کنترل مستقل سختی موقعیت به خوبی توانسته مسیرهای مطلوب موقعیت و سختی را ردیابی کند. با توجه به مصالحه‌ای که در ردیابی کامل سختی یا موقعیت وجود دارد. عملکرد کنترل‌کننده طراحی شده مناسب و قابل اعتماد ارزیابی می‌شود. مزیت دیگر این فلوچارت طرح ساده و سهولت آن در پیاده‌سازی است.



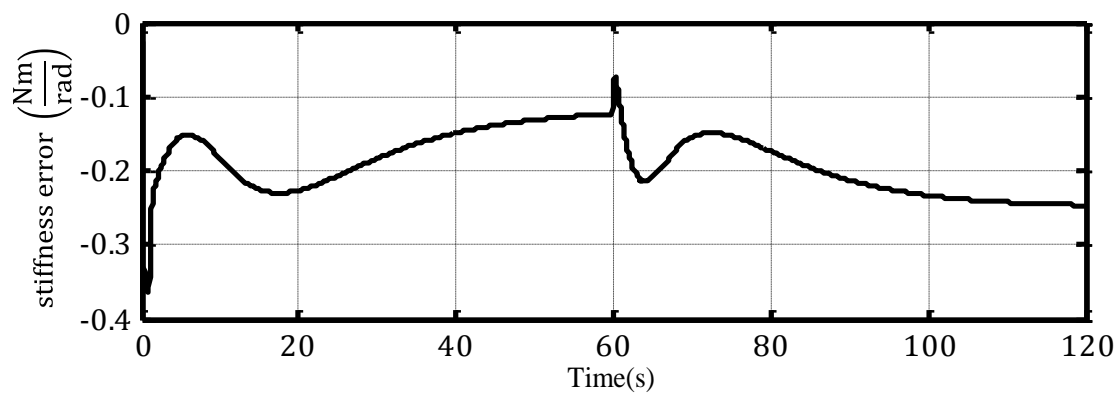


(ب)

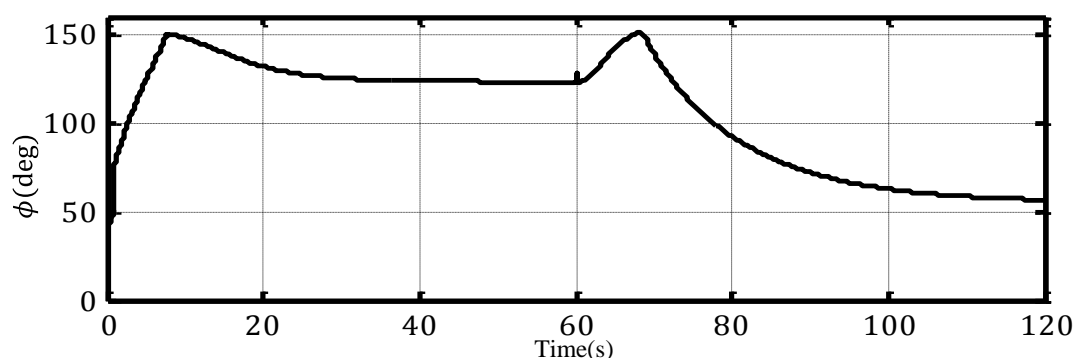
شکل (۵-۲۸) عملکرد ردیابی سختی مطلوب برای الف) جمع شدن، ب) باز شدن آرنج



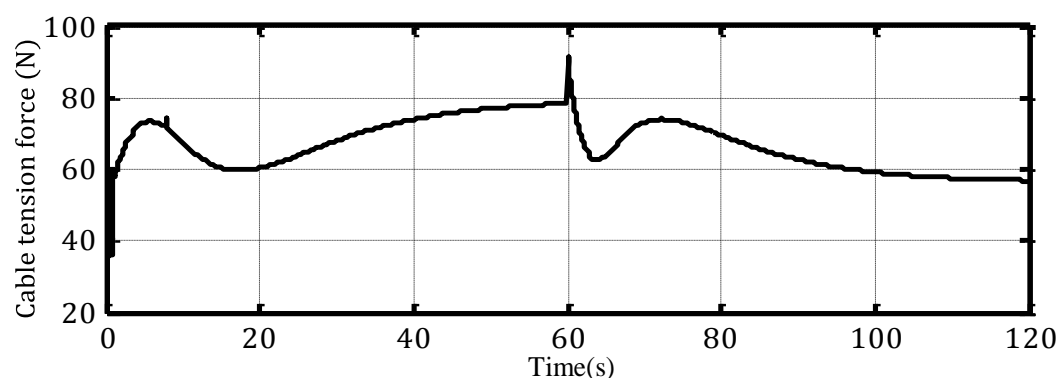
شکل (۵-۲۹) خطای ردیابی موقعیت برای کنترل کننده مستقل سختی موقعیت



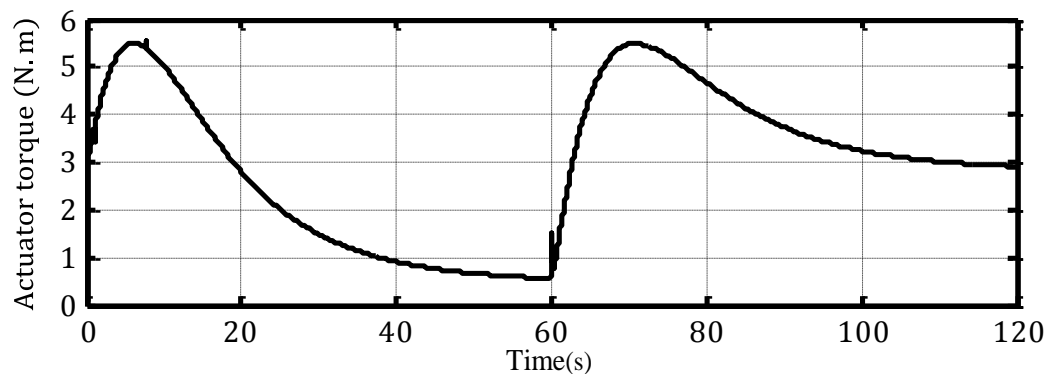
شکل (۵-۳۰) خطای ردیابی سختی برای کنترل کننده مستقل سختی - موقعیت



شکل (۵-۳۱) زاویه دوران دیسک راهنما برای کنترل کننده مستقل سختی- موقعیت



شکل (۵-۳۲) نیروی کشش کابل برای کنترل کننده مستقل سختی- موقعیت



شکل (۵-۳۳) گشتاور مکانیزم محرکه کابلی با کنترل کننده مستقل سختی- موقعیت

۵-۵- کنترل امپدانس

کنترل امپدانس به عنوان یکی از روش‌های کنترل نرم در ربات‌ها شناخته می‌شود. هدف روش کنترل امپدانس ایجاد رابطه دینامیکی دلخواه بین نیروی تعامل و خطای ردیابی مسیر است. بر مبنای مفهوم امپدانس، تابع امپدانس مکانیکی دلخواه مطابق با رابطه (۵-۲۸) تعریف می‌شود [۱۱۰]. تابع امپدانس مکانیکی در رابطه (۵-۲۹) به صورت یک فیلتر امپدانس مرتبه دوم تعیین شده است. به این ترتیب

تعامل ربات با محیط، زمانی که با آن در تماس باشد بر اساس یک رابطه دینامیکی مرتبه دوم با ضرایب معین مطابق رابطه (۳۰-۵) تعریف خواهد شد [۱۱۱].

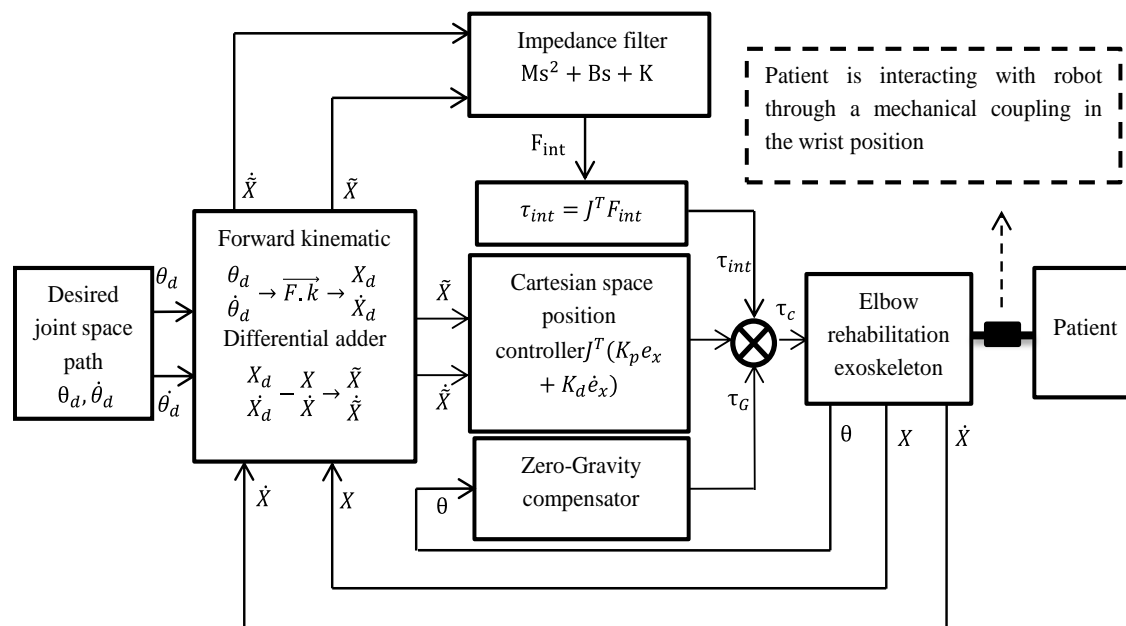
$$Z_d = \frac{F_{int}}{X_d - \dot{X}} \quad (28-5)$$

$$Z_d = Ms^2 + Bs + K \quad (29-5)$$

$$F_{int} = M(\ddot{X}_d - \ddot{X}) + B(\dot{X}_d - \dot{X}) + K(X_d - X) \quad (30-5)$$

برای ایجاد چنین رابطه‌ای فلوچارت‌های کنترلی متفاوتی استفاده شده‌اند. قابلیت رانش معکوس ذاتی و اینرسی اندک ربات اجازه می‌دهد تا بتوان بر مبنای یک قانون کنترل امپدانس ساده مطابق با رابطه (۳۱-۵) ربات توانبخشی را کنترل کرد [۱۱۱]. فلوچارت کنترل امپدانس ربات توانبخشی در شکل (۳۴-۵) نشان داده شده است. در این فلوچارت کنترلی، بازخوردی که از تعامل بیمار و ربات گرفته می‌شود موقعیت دو بعدی فضای دکارتی است. بر اساس اختلاف موقعیت حاضر و موقعیت مطلوب، تابع امپدانس نیروهای تعامل مابین ربات و بیمار را تخمین می‌زند.

$$\tau_c = J^T (K_1 \tilde{X} + K_2 \dot{\tilde{X}}) + J^T F_{int} + G(\theta) \quad (31-5)$$



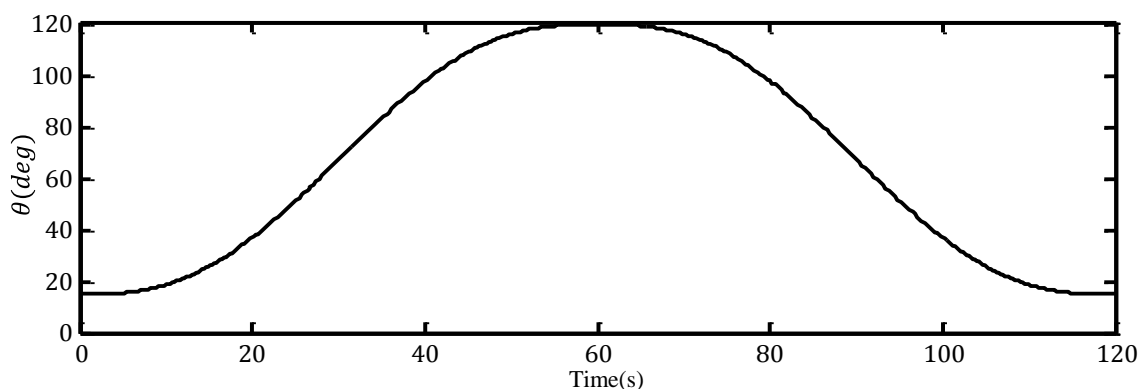
شکل (۳۴-۵) فلوچارت کنترل امپدانس ربات توانبخشی

تعادل استاتیکی ربات از طریق گشتاور استاتیکی ناشی از نیروی تعامل و گشتاور جاذبه تامین می‌گردد. انعطاف یا نرمی کنترل‌کننده در برابر انحراف‌هایی که بیمار در مسیر حرکت ربات ایجاد می‌کند از طریق بهره‌های کنترل موقعیت فضای کارترینی تعیین می‌گردد. هدف از پیاده‌سازی چنین

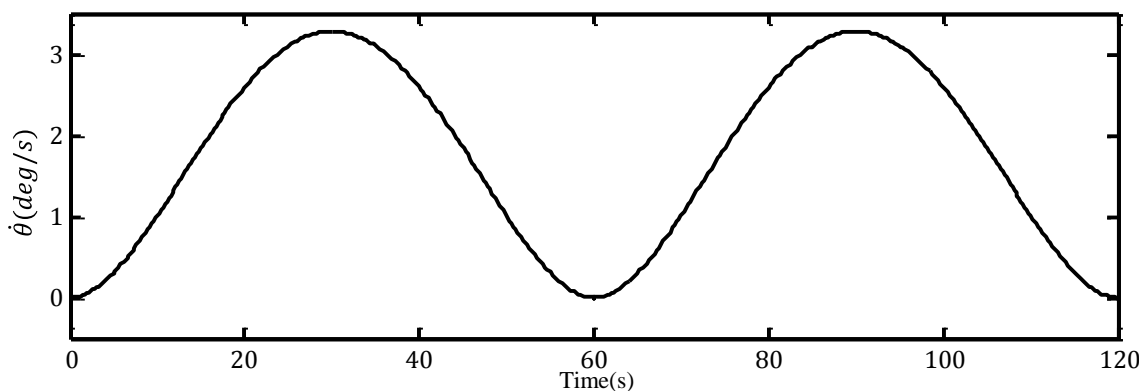
الگوریتمی این است که بیمار بتواند در سیکل تمرین توانبخشی خود شراکت داشته باشد و بتواند با اعمال نیروهای هدفمندی که تولید می‌کند در مسیر برنامه‌ریزی شده ربات انحراف‌های دلخواهی ایجاد کند. بهره‌های کنترل‌کننده و تابع امپدانس در جدول (۴-۵) ارائه شده‌اند. بهره‌هایی که برای تابع امپدانس استفاده شده بر مبنای میانگین پارامترهای امپدانسی دست در شش جهت و شکل‌گیری متفاوت بوده است [۱۱۲].

جدول (۴-۵) بهره‌های کنترل‌کننده و تابع امپدانس	
$k_1 = \begin{bmatrix} 50 & 0 \\ 0 & 50 \end{bmatrix} k_2 = \begin{bmatrix} 15 & 0 \\ 0 & 15 \end{bmatrix}$	بهره‌های کنترل‌کننده موقعیت فضای دکارتی
$M = \begin{bmatrix} 0.32 & 0 \\ 0 & 0.28 \end{bmatrix} B = \begin{bmatrix} 71 & 0 \\ 0 & 24 \end{bmatrix} K = \begin{bmatrix} 500 & 0 \\ 0 & 202 \end{bmatrix}$	بهره‌های تابع امپدانس در دو بعد

مسیر توانبخشی بر مبنای مسیر مینیمم جرک در یک سیکل حرکتی مطابق شکل (۳۵-۵) در نظر گرفته شده است. همچنین مسیر حرکت ربات در فضای دو بعدی کارتزینی نیز در شکل (۳۶-۵) نشان داده شده است. عملکرد ردیابی مسیر ربات توانبخشی با فلوچارت کنترلی امپدانس طراحی شده در شکل (۳۶-۵) نشان داده شده است.

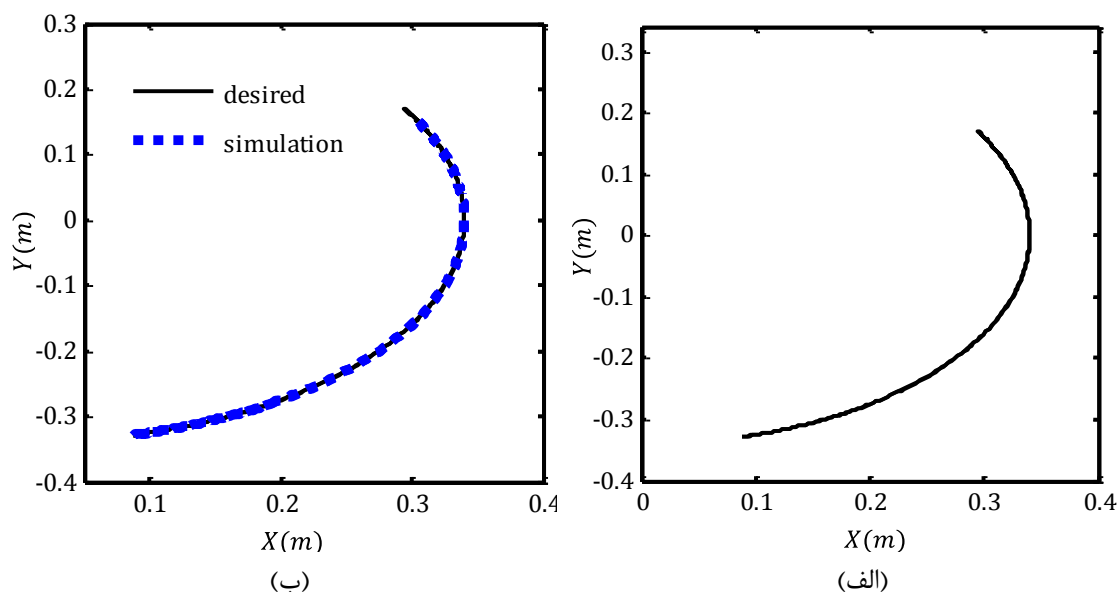


(الف)



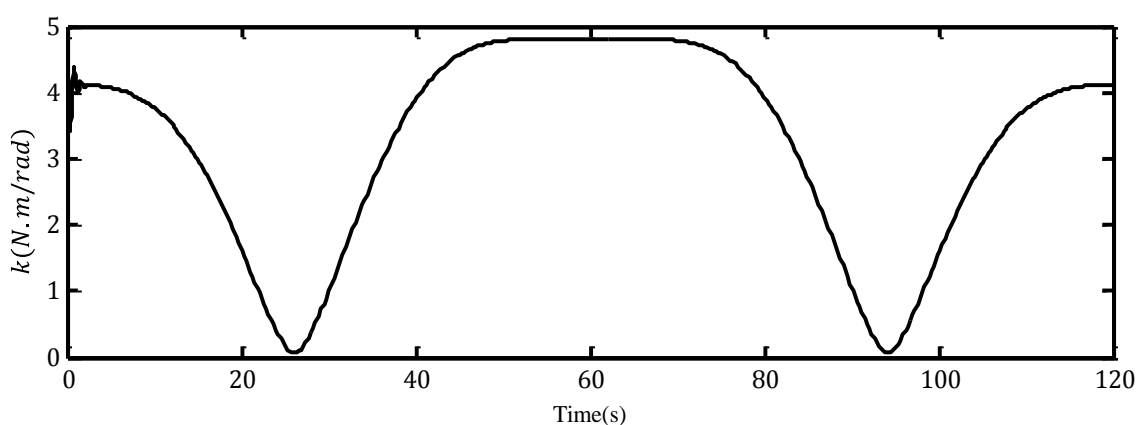
(ب)

شکل (۳۵-۵) مسیر مطلوب توانبخشی بر مبنای مسیر مینیمم جرک در یک سیکل (الف) موقعیت (ب) سرعت

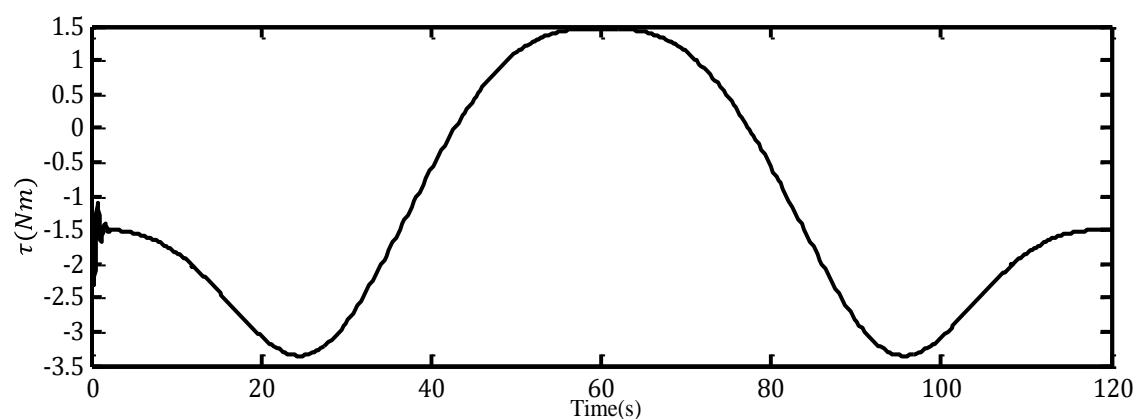


شکل (۵-۳۶) الف) مسیر مطلوب حرکت ب) عملکرد ردیابی مسیر با کنترل کننده امیدانس

سختی و قابلیت رانش معکوس ذاتی ربات در کنترل امیدانس ربات دو پارامتر مهم در تضمین ایمنی بیمار است. از طرفی گشتاوری که ربات به صورت فعال ایجاد می‌کند نیز باید مد نظر قرار بگیرد. به همین خاطر سختی مفصل ربات و گشتاوری که محرکه ایجاد کرده است به ترتیب در شکل‌های (۵-۳۷) و (۵-۳۸) ارائه شده‌اند. سختی کم ربات توانبخشی به بیمار اجازه می‌دهد تا با نیروهای کمتری بتواند بر روی مسیر حرکت ربات تاثیر بگذارد. از طرفی سختی کم محرکه از انتقال کامل انرژی جنبشی به دست بیمار زمانی که بیمار مخالفت شدیدی در برابر حرکت داشته باشد، جلوگیری می‌کند.

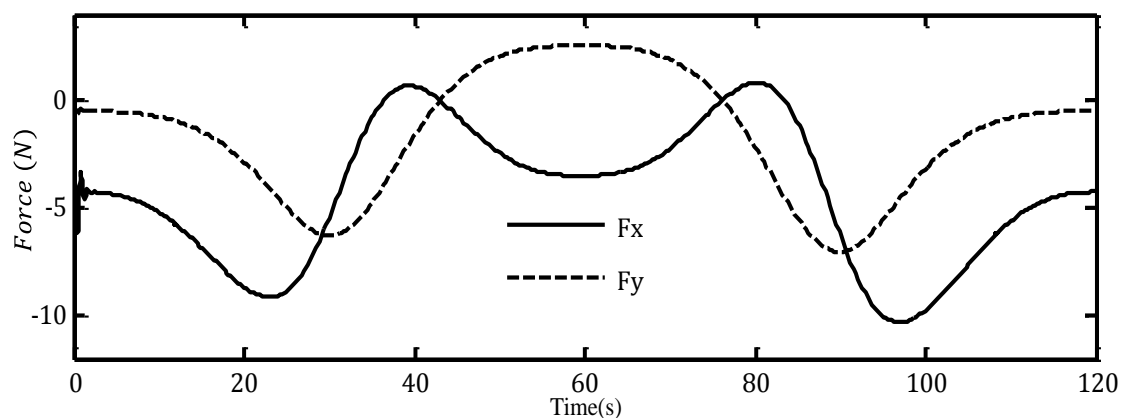


شکل (۵-۳۷) سختی مفصل ربات در فلوچارت کنترل امیدانس

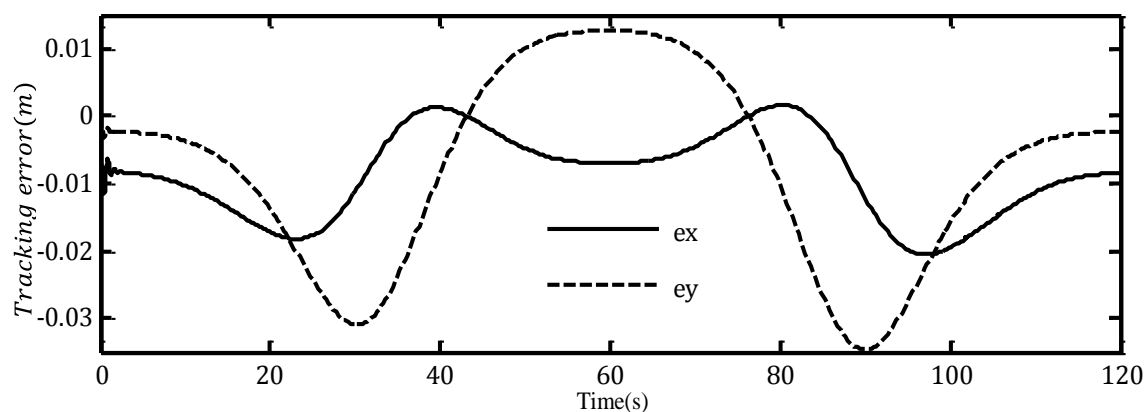


شکل (۵-۳۸) گشتاور کنترل‌کننده امپدانس در سیکل حرکت

نیروهای تعامل ربات و بیمار در فضای دو بعدی حرکت در شکل (۵-۳۹) نشان داده شده‌اند. همچنین میزان انحرافی که بیمار توانسته با اعمال نیرو به مچ ربات در هر راستا ایجاد کند در شکل (۵-۴۰) نشان داده شده است.



شکل (۵-۳۹) نیروهای تعامل ربات و بیمار در فضای کارتزینی با کنترل‌کننده امپدانس



شکل (۵-۴۰) انحراف از مسیر مرجع در تعامل نیرویی بیمار با ربات تحت کنترل امپدانس

۵-۶- کنترل ادمیتانس

روش دیگری که برای توانبخشی فعال بیمار استفاده می‌شود، کنترل ادمیتانس یا کنترل امپدانس مبتنی بر موقعیت است [۱۱۰]. کلیات روش و فلوچارت کنترل ادمیتانس مشابه با کنترل امپدانس است ولی تفاوت‌های اندکی که با کنترل امپدانس مبتنی بر نیرو دارد باعث این نام‌گذاری است. در روش کنترل ادمیتانس بازخوردی که از تعامل بیمار و ربات گرفته می‌شود نیروی تعامل است. نیروی تعامل در یک فیلتر ادمیتانسی به موقعیت تبدیل شده و مبنای عملکرد ردیابی مسیر در فضای دکارتی قرار می‌گیرد [۱۱۳]. استفاده از فیلتر ادمیتانسی و گرفتن موقعیت از خروجی این فیلتر وجه تمایز و علت نام‌گذاری روش کنترل امپدانس است. بر اساس مفهوم امپدانس یک تابع تبدیل ادمیتانسی مطابق با رابطه (۵-۳۲) تعریف می‌شود [۱۱۲].

$$Y_d = Z_d = \left(\frac{F_{int}}{X_d - X} \right)^{-1} \quad (۵-۳۲)$$

فیلتر ادمیتانسی در واقع معکوس فیلتر امپدانسی بوده و به صورت زیر تعیین می‌شود. رابطه امپدانسی دلخواه بر مبنای تابع تبدیل ادمیتانسی و ورودی نیرو مطابق رابطه زیر برقرار می‌گردد. قانون کنترلی مشابه با قانون کنترل امپدانس در بخش قبل، برای کنترل ادمیتانس ربات در رابطه زیر تعریف شده است. فلوچارت کنترل ادمیتانس (کنترل امپدانس مبتنی بر موقعیت) ربات توانبخشی آرنج در شکل (۵-۴۱) نشان داده شده است.

$$Y_d = \frac{1}{Ms^2 + Bs + K} \quad (۵-۳۳)$$

$$X = Y_d * F_{int} = \frac{F_{int}}{Ms^2 + Bs + K} \quad (۵-۳۴)$$

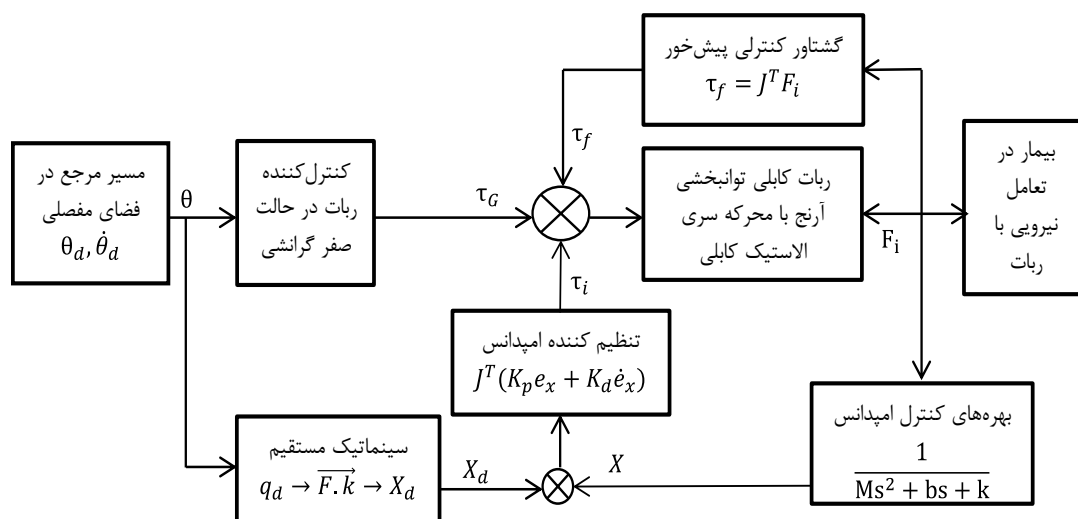
$$\tau_c = J^T (K_1 \tilde{X} + K_2 \dot{\tilde{X}}) + J^T F_{int} + G(\theta) \quad (۵-۳۵)$$

فلوچارت کنترل ادمیتانس ربات بر روی سیکل توانبخشی شکل (۵-۴۱)، و بهره‌های کنترلی جدول (۵-۵) انجام شده است.

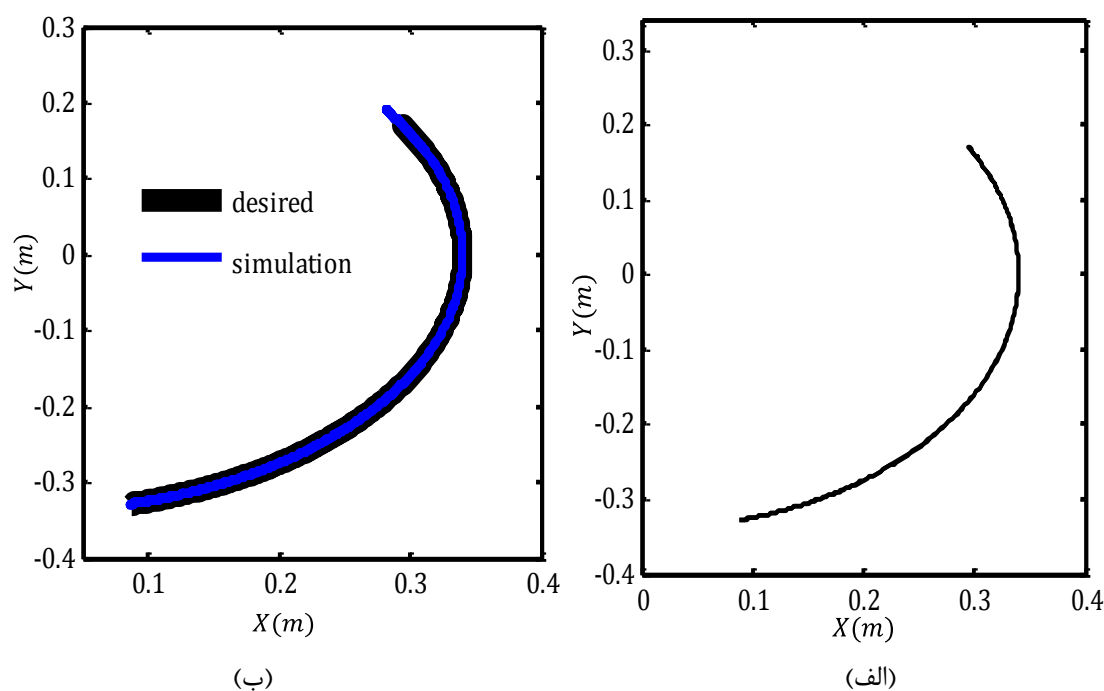
جدول (۵-۵) بهره‌های کنترل‌کننده و تابع ادمیتانس

$k_1 = \begin{bmatrix} 50 & 0 \\ 0 & 50 \end{bmatrix} k_2 = \begin{bmatrix} 15 & 0 \\ 0 & 15 \end{bmatrix}$	بهره‌های کنترل‌کننده موقعیت فضای دکارتی
$M = \begin{bmatrix} 0.32 & 0 \\ 0 & 0.28 \end{bmatrix} B = \begin{bmatrix} 71 & 0 \\ 0 & 24 \end{bmatrix} K = \begin{bmatrix} 500 & 0 \\ 0 & 202 \end{bmatrix}$	بهره‌های تابع ادمیتانس در دو بعد

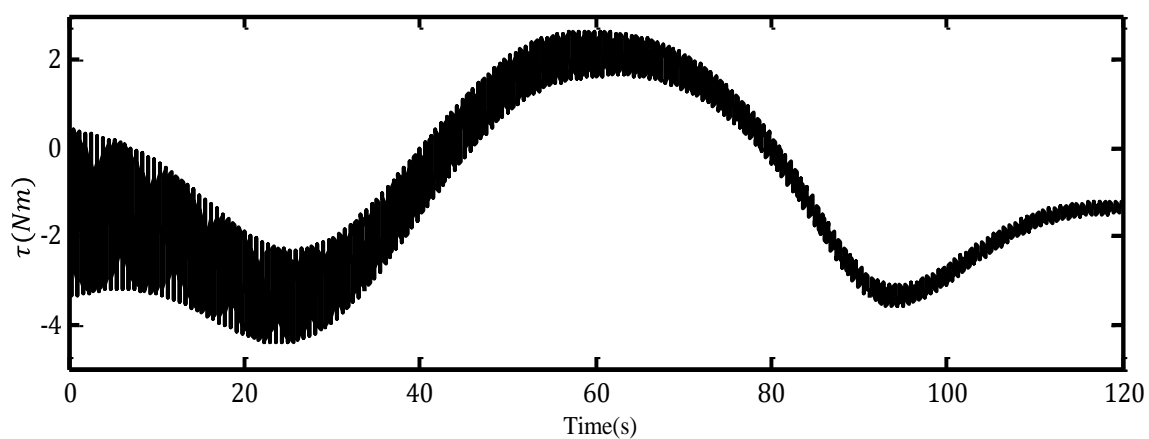
عملکرد ردیابی مسیر در فضای دو بعدی در شکل (۴۲-۵) نشان داده شده است. همچنین گشتاور و سختی ای که ربات در هنگام حرکت تولید کرده است به ترتیب در شکل‌های (۴۳-۵) و (۴۴-۵) نشان داده شده است. در ادامه شکل‌های (۴۵-۵) و (۴۶-۵) به ترتیب نشان دهنده نیروی تعامل و انحراف بیمار از مسیر در دو راستای حرکت هستند.



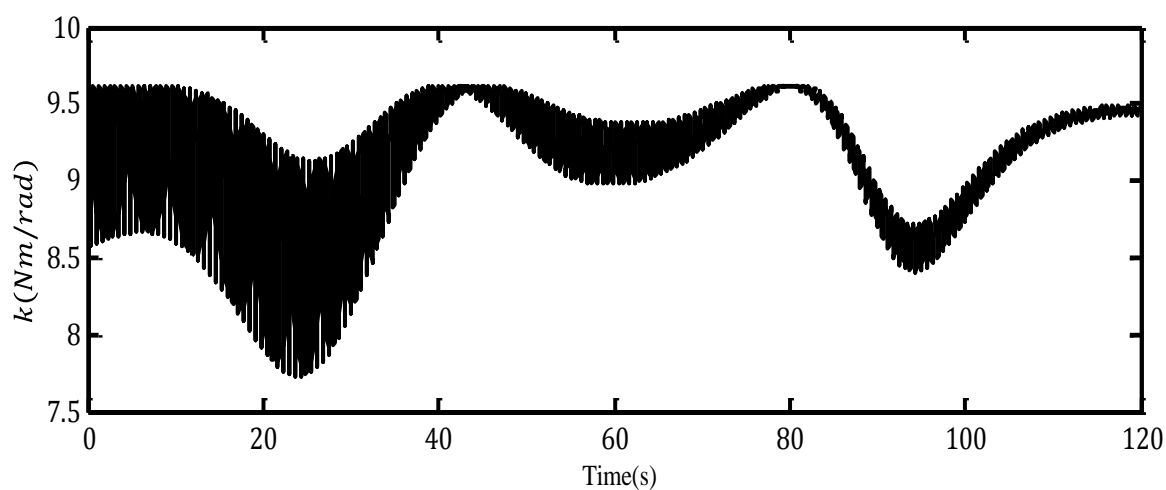
شکل (۴۱-۵) فلوچارت کنترل ادیمیتانس (کنترل امپدانس مبتنی بر موقعیت)



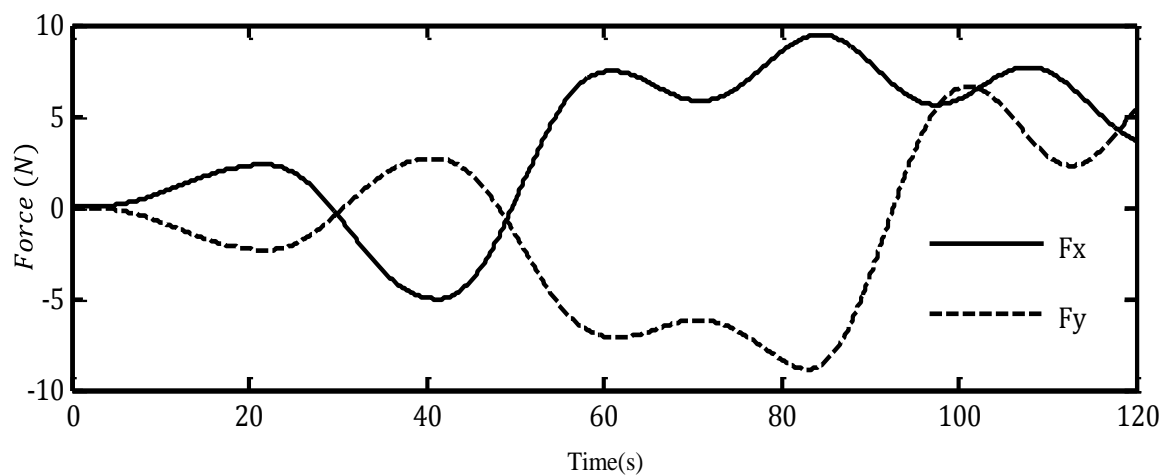
شکل (۴۲-۵) الف) مسیر مطلوب حرکت ب) عملکرد ردیابی مسیر با کنترل ادیمیتانس



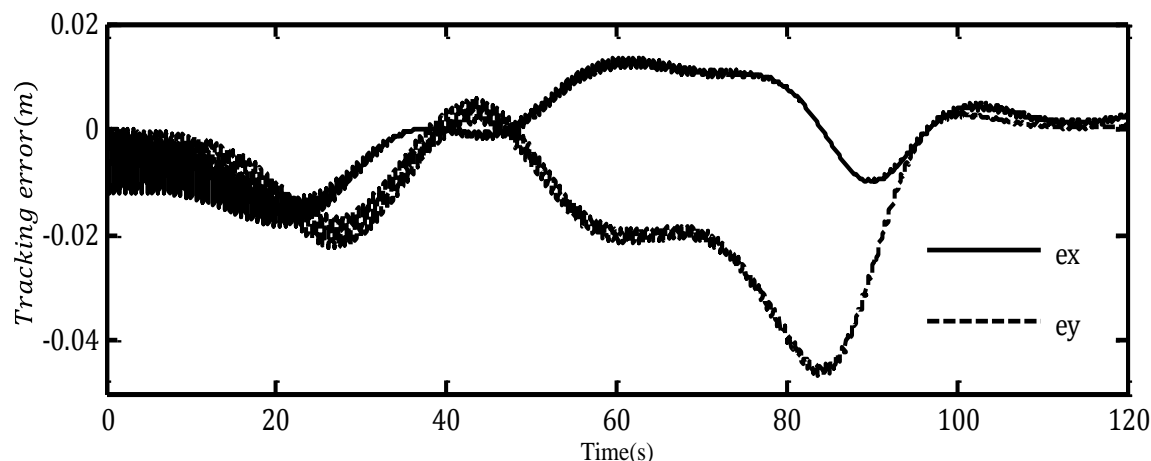
شکل (۴۳-۵) گشتاور محرکه ربات بر اساس فلوچارت کنترل ادمیتانس



شکل (۴۴-۵) سختی ربات بر اساس فلوچارت کنترل ادمیتانس



شکل (۴۵-۵) نیروی تعامل بیمار و ربات در فضای دکارتی

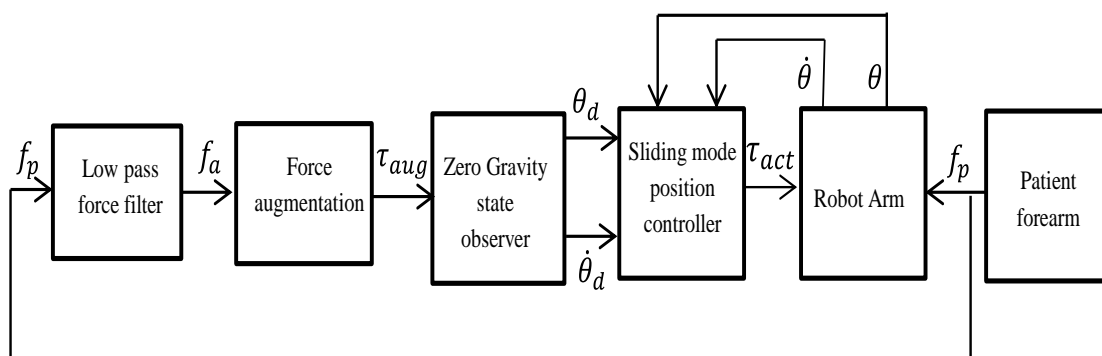


شکل (۵-۴۶) انحراف بیمار از مسیر مرجع ناشی از تعامل نیرویی با ربات با کنترل ادمیتانس

۵-۷- کنترل حلقه بسته مبتنی بر بازخورد نیرو و مشاهده گر حالت صفر گرانشی

فلوچارت کنترل حلقه بسته مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل با هدف بهره‌گیری کامل از قابلیت رانش معکوس ذاتی ربات در تمرین‌های توانبخشی فعال و شراکتی با بیمار طراحی شده است. در این فلوچارت کنترلی با بهره‌گیری از مشاهده گر دینامیکی ربات در حالت صفر گرانشی، مسیر حرکت تولید می‌شود. تولید مسیر و انجام حرکت وابسته به عملکرد بیمار در ایجاد نیرویی هدفمند است. چنانچه بیمار نیروی هدفمند و در محدوده فرکانسی حرکات طبیعی بدن ایجاد کند این نیرو از فیلتر پایین‌گذر عبور کرده و مطابق با رابطه استاتیکی ربات منجر به ایجاد گشتاوری می‌شود که توسط مشاهده گر دریافت خواهد شد. مشاهده گر دینامیکی ربات در حالت صفر گرانشی قرار گرفته و تنها بر اثر نیروهای محیطی مجاز به حرکت در می‌آید. لذا ایجاد نیروی هدفمند و مجاز از سوی بیمار منجر به حرکت مشاهده گر شده و حرکت مشاهده گر به عنوان مسیر مرجع به کنترل کننده موقعیت ربات داده می‌شود. هرگاه بیمار نتواند نیروی هدفمندی برای حرکت ایجاد کند یا نیروهای اغتشاشی به ربات وارد کند دستور ادامه مسیر برای ربات ایجاد نشده و ربات توانبخشی در آخرین وضعیت خود به صورت معلق در حالت صفر گرانشی خواهد ایستاد. مزیت اصلی این روش تعامل کاملاً ایمن و یک طرفه بیمار با ربات است. در واقع تعامل ربات با بیمار وابسته به نیروهای خود بیمار است و بیمار در تماس با ربات به راحتی می‌تواند ربات توانبخشی را کنترل کند. از طرفی ربات توانبخشی همواره در حالت جبران‌سازی جاذبه قرار دارد و گشتاوری که به مفصل ربات وارد می‌شود در جهت حذف اثر وزن ربات از اندام بیمار است. لذا بیمار تنها وزن اندام خود را به دوش می‌کشد و متحمل بار اضافی از سوی ربات نمی‌شود. مزیت دیگر این روش امکان انجام تمرین‌های توانبخشی فعال با استراتژی کمک در زمان لازم به بیمار است. چنانچه بیمار در میانه حرکت نیروی هدفمند ایجاد کرده ولی

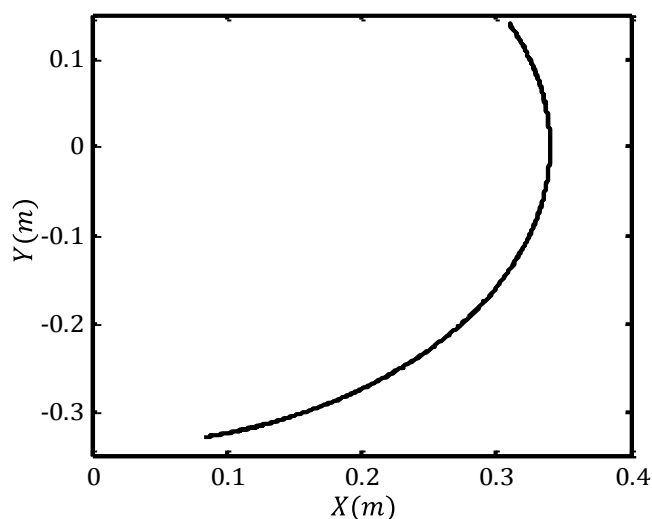
نتواند اندام خود را حرکت دهد ربات توانبخشی می‌تواند با دریافت این نیرو، و با رعایت معیاری ایمن آن را تقویت کرده و بیمار را در دستیابی به هدف حرکتی خود کمک کند. فلوچارت کنترل حلقه بسته ربات مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل در شکل (۴۷-۵) نشان داده شده است.



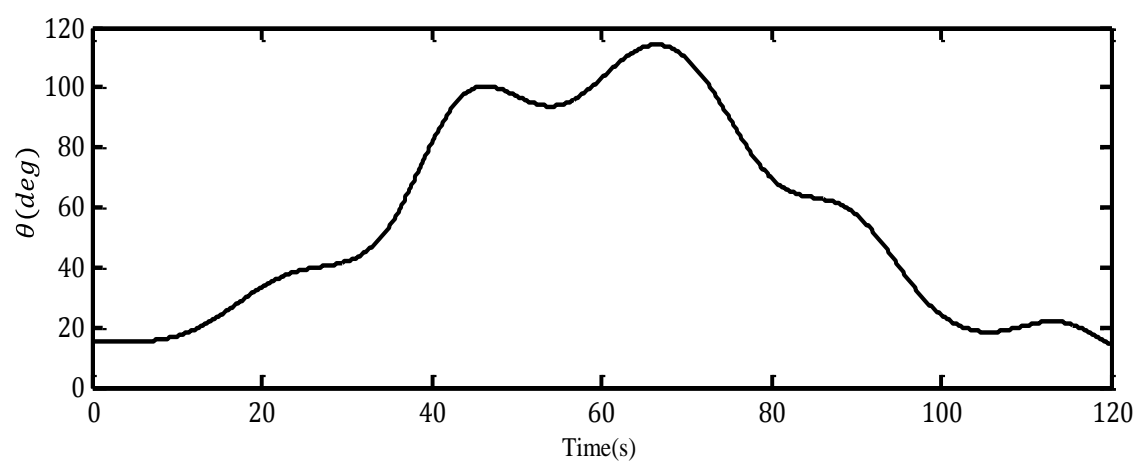
شکل (۴۷-۵) فلوچارت کنترل حلقه بسته ربات مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل

در ادامه عملکرد ربات توانبخشی در تمرین توانبخشی فعال بیمار با فلوچارت کنترلی حاضر بررسی شده است. در این آزمون بیمار با اعمال نیروهای محیطی به ربات، حرکت ربات را در محدوده حرکتی مفصل آرنج کنترل می‌کند. مسیر حرکت ربات توانبخشی در فضای دکارتی و فضای مفصلی به ترتیب در شکل‌های (۴۸-۵) و (۴۹-۵) گزارش شده است.

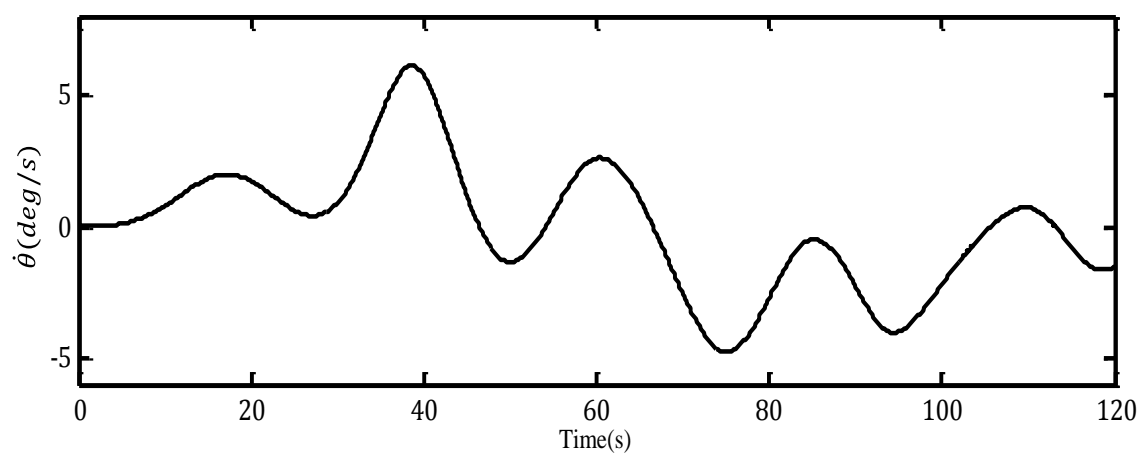
همچنین نیروهایی که بیمار برای تولید حرکت به ربات وارد کرده است در شکل (۵۰-۵) نشان داده شد است. در ادامه سختی و گشتاوری که محرکه ربات در پاسخ به نیروهای محیطی ایجاد کرده‌اند به ترتیب در شکل‌های (۵۱-۵) و (۵۲-۵) نمایش داده شده‌اند.



شکل (۴۸-۵) مسیر حرکت در فضای دکارتی با کنترل‌کننده مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل

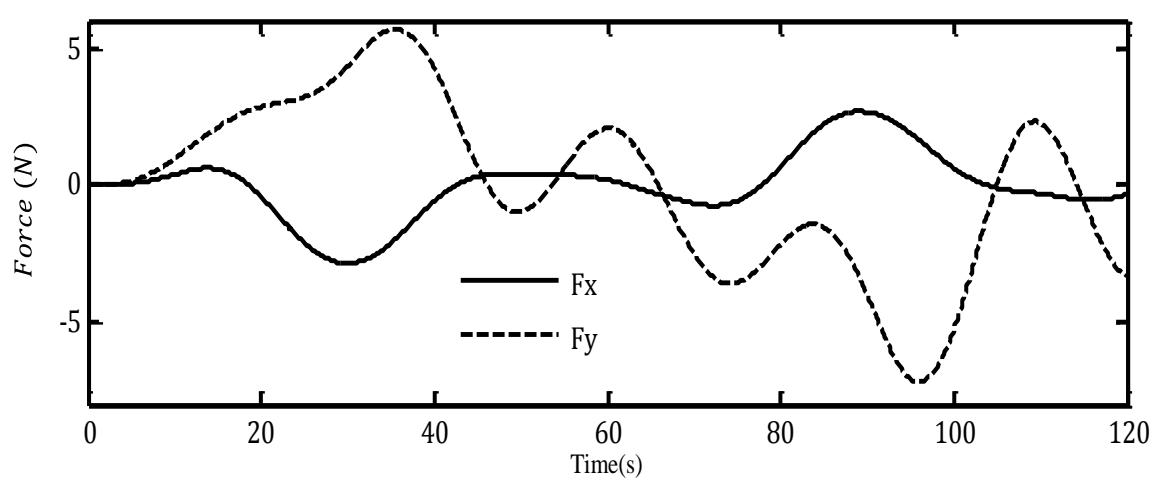


(الف)

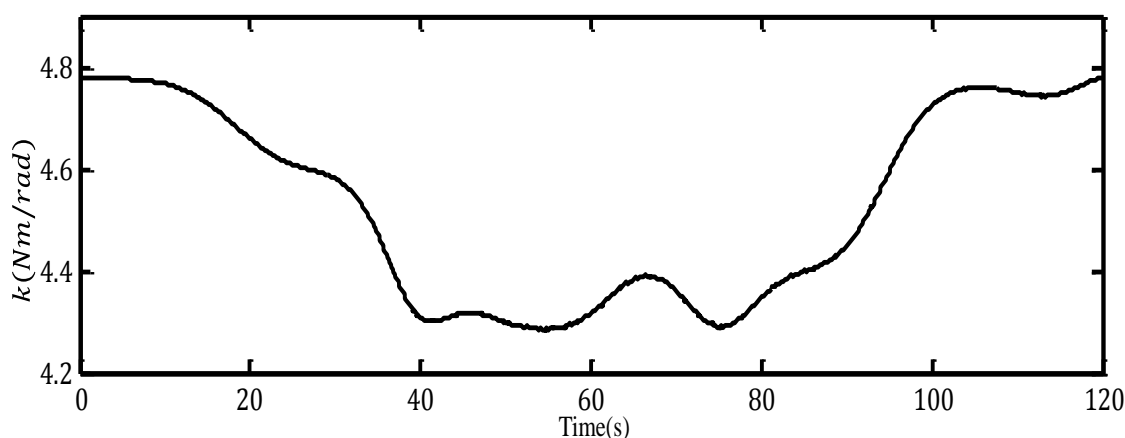


(ب)

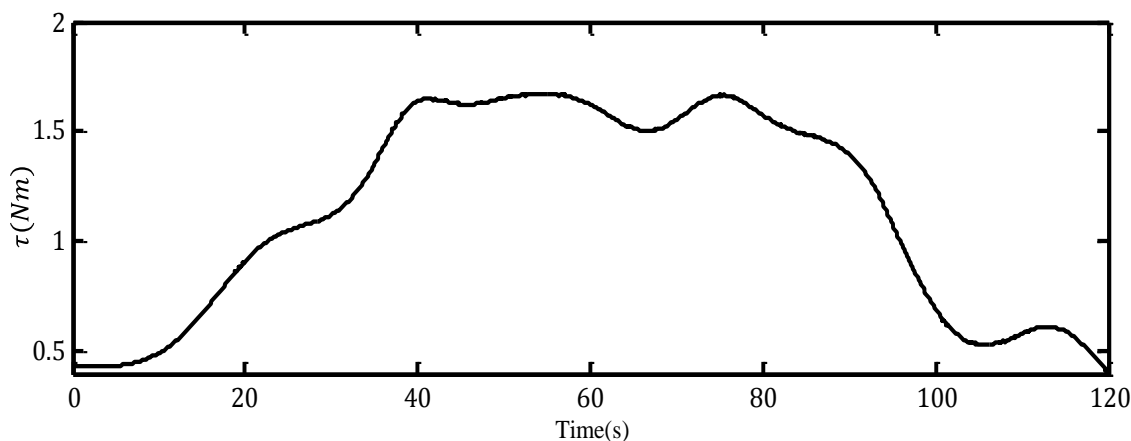
شکل (۵-۴۹) مسیر حرکت در فضای مفصلی با کنترل کننده مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل (الف) موقعیت (ب) سرعت



شکل (۵-۵۰) نیروهای دست بیمار حین تعامل با ربات تحت کنترل مبتنی بر بازخورد نیرو



شکل (۵۱-۵) سختی ربات تحت کنترل مبتنی بر بازخورد نیرو



شکل (۵۲-۵) گشتاور ربات تحت کنترل مبتنی بر بازخورد نیرو

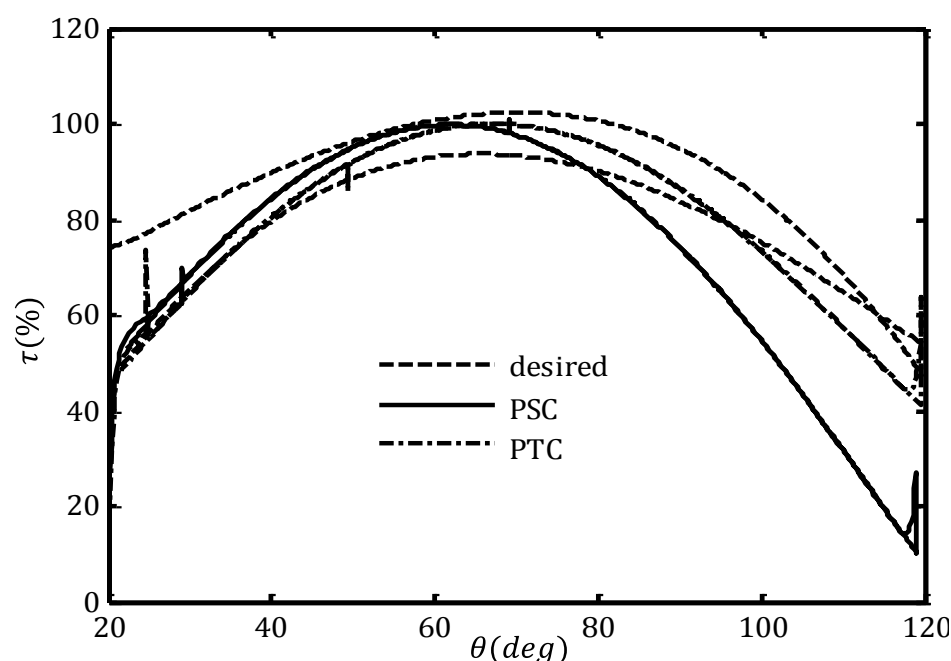
۵-۸- مقایسه عملکرد کنترل‌کننده‌ها

در این بخش، عملکرد کنترل‌کننده‌های طراحی شده برای توانبخشی در دو دسته غیرفعال و فعال آرنج باهم مقایسه می‌شوند. هدف اولیه ایده‌های توانبخشی غیرفعال ایجاد حرکتی راحت و منطبق بر ویژگی‌های حرکتی اندام سالم برای بیمار است. از طرفی عملکرد ربات توانبخشی نیز باید برای ارزیابی ایمنی و راحتی بیمار مد نظر قرار بگیرد. دو طرح کلی برای توانبخشی غیرفعال آرنج در این پایان‌نامه معرفی شده که از مزیت افزونگی محرکه سری الاستیک کابلی ربات برای ایجاد حرکتی انسان مانند بهره گرفته است. ایده اول کنترل گشتاور-موقعیت^۱ و ایده دوم کنترل سختی-موقعیت^۲ است. مهم-ترین ویژگی‌های حرکتی مفصل آرنج علاوه بر محدوده و فرکانس حرکت، سختی و گشتاوری است که در زاویه‌های مختلف به مفصل اعمال می‌شود. در شکل (۵۳-۵) ابتدا درصد گشتاور اعمال شده به

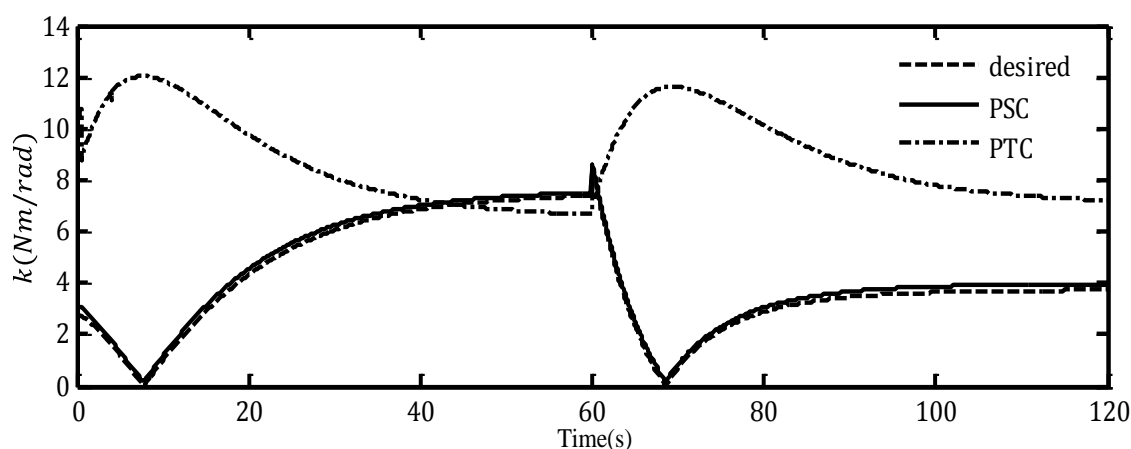
^۱ Position-Torque Control (PTC)

^۲ Position-Stiffness Control (PSC)

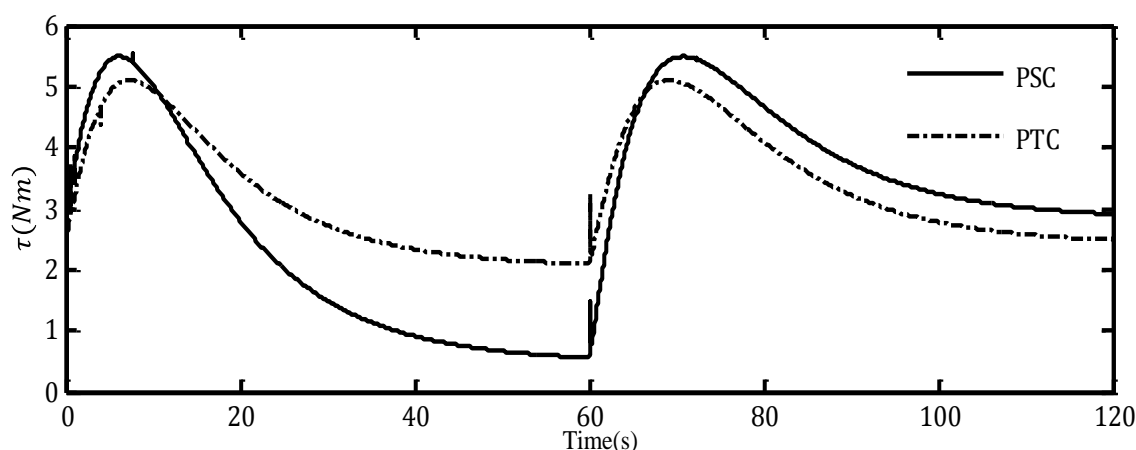
مفصل در یک سیکل حرکتی برای دو ایده کنترلی با هم مقایسه شده است. روش کنترل گشتاور موقعیت انطباق بیشتری با منحنی تجربی گشتاور مفصل آرنج دارد. از طرفی روش کنترل سختی-موقعیت با دقت بسیار خوبی سختی مناسب مفصل آرنج را در سیکل حرکتی ایجاد کرده است. این در حالیست که سختی روش کنترل گشتاور-موقعیت با الگوی سختی مفصل آرنج اختلاف آشکاری دارد. سختی هر دو ایده کنترلی همراه با سختی مطلوب در شکل (۵-۵۴) نشان داده شده است. گشتاوری که هر دو روش در سیکل حرکتی ایجاد کرده‌اند در شکل (۵-۵۵) نشان داده و اختلاف ۰,۴ نیوتن متری را نشان می‌دهد که چندان قابل توجه نیست.



شکل (۵-۵۳) درصد گشتاور بر حسب زاویه مفصل برای دو ایده کنترلی توانبخشی غیرفعال



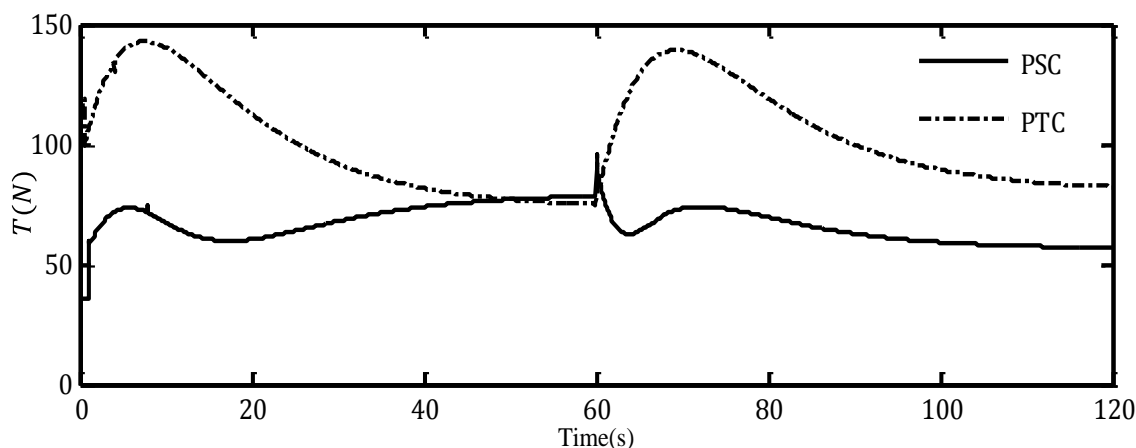
شکل (۵-۵۴) مقایسه سختی دو ایده کنترلی توانبخشی غیر فعال



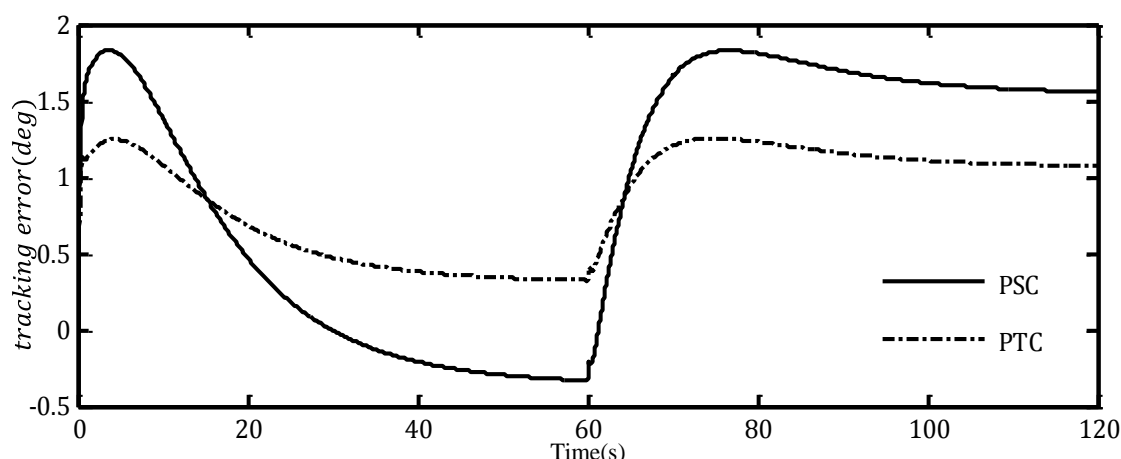
شکل (۵-۵۵) مقایسه گشتاور دو ایده کنترلی توانبخشی غیر فعال

در ادامه نیروی کشش کابلی که دو ایده کنترلی برای ایجاد گشتاور و سختی به آن نیاز دارند با هم در شکل (۵-۵۶) مقایسه شده‌اند. طبیعی است که نیروی کشش کابل کمتر ایمنی و سهولت بیشتری را برای پیاده سازی طرح کنترلی مهیا می‌کند. در این خصوص عملکرد کنترل‌کننده سختی-موقعیت مناسب‌تر ارزیابی شده است. در انتها خطای ردیابی مسیر مرجع مطابق در شکل (۵-۵۷) برای دو ایده کنترلی مقایسه شده‌اند. اگرچه عملکرد کنترل‌کننده گشتاور-موقعیت بهتر است ولی این میزان خطای ردیابی مسیر در مسئله توانبخشی اصلاً حائز اهمیت نیست.

در آخر عملکرد کلی کنترل‌کننده‌ها و ربات توانبخشی بر اساس معیار ایمنی مبتنی بر قابلیت رانش معکوس با هم مقایسه شده‌اند. ارزیابی ایمنی در عملکرد دو کنترل‌کننده بر مبنای سختی و گشتاوری که در حرکت ایجاد کرده‌اند صورت گرفته است. با در نظر گرفتن نیروی ۱۲ نیوتن به عنوان بیشترین نیروی تعاملی که بیمار قادر به تامین آن است، محدوده عملکرد ایمن و موثر ربات مشخص شده است.



شکل (۵-۵۶) مقایسه نیروی کشش کابلی که در دو ایده کنترلی توانبخشی غیر فعال

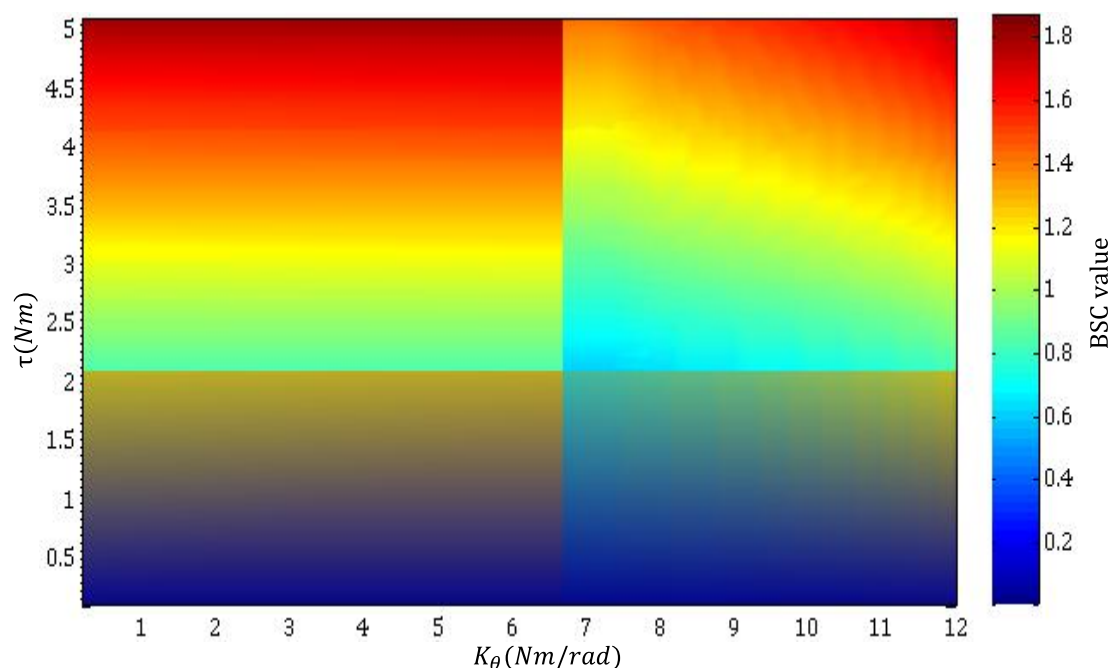


شکل (۵-۵۷) مقایسه خطای ردیابی مسیر برای دو ایده کنترلی توانبخشی غیرفعال

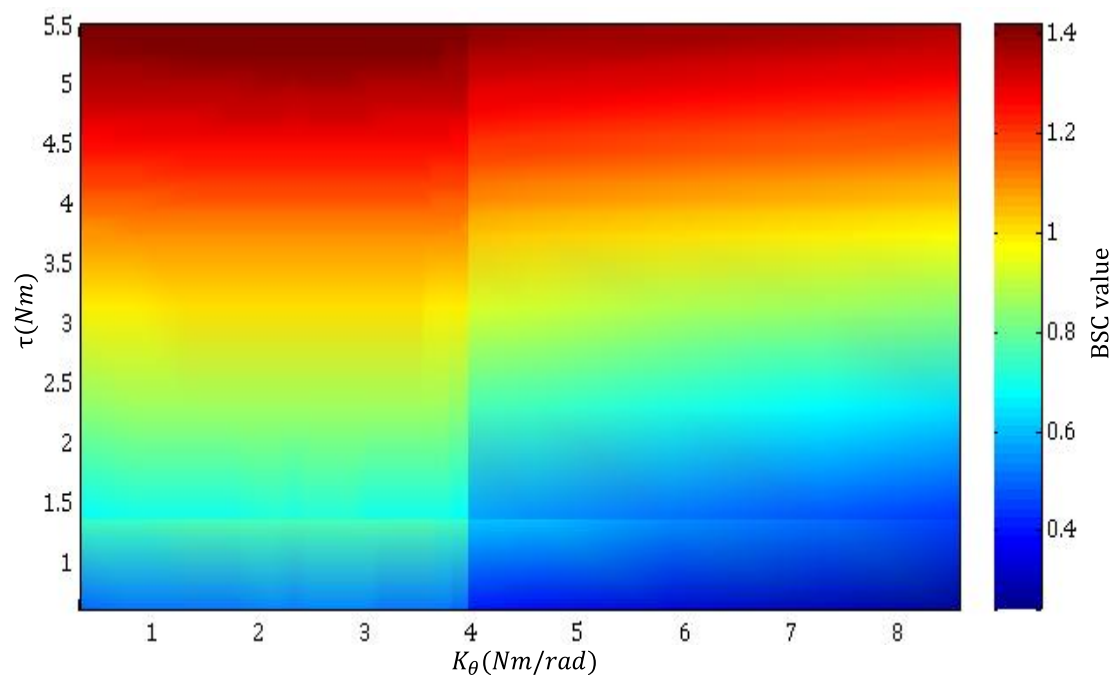
ارزیابی ایمنی ربات توانبخشی با کنترل‌کننده گشتاور-موقعیت بر اساس معیار ایمنی مبتنی بر قابلیت رانش معکوس در شکل (۵-۵۸) نشان داده شده است. تعامل بیمار با ربات توانبخشی در محدوده‌ای که پارامتر معیار ایمنی مقداری کمتر از یک دارد ($BSC \leq 1$) کاملاً ایمن است. البته تعامل تاثیر گذار و مفید ربات توانبخشی با بیمار در حاشیه این مقدار ($0.9 \leq BSC \leq 1.1$) قرار می‌گیرد که در آن ربات توانبخشی می‌تواند حرکت انسان مانند را مطابق الگوی حرکتی یک فرد سالم برای بیمار فراهم کند.

هرچه سطح پارامتر ایمنی در نواحی مختلف حرکت به ناحیه حاشیه‌ای نزدیک‌تر باشد، تعامل بیمار با ربات امن‌تر و موثرتر خواهد بود. از طرف دیگر تعامل با ربات در نواحی ($BSC > 1.1$) ایمنی بیمار را تهدید می‌کند و میزان تهدید رابطه مستقیمی با میزان فاصله از مرز ($BSC = 1.1$) دارد. ارزیابی ایمنی ربات توانبخشی با کنترل‌کننده سختی-موقعیت بر اساس معیار ایمنی مبتنی بر قابلیت رانش معکوس در شکل (۵-۵۹) نشان داده شده است.

فاصله مقدار معیار ایمنی در نواحی مختلف از حاشیه تعامل ایمن و موثر ربات و بیمار در این روش کنترلی کاهش چشمگیری داشته است. همچنین مقدار بیشینه این پارامتر نسبت به روش کنترل گشتاور-موقعیت کاهش محسوسی داشته است. لذا تعامل بیمار با ربات توانبخشی در این محدوده ($BSC > 1.1$) با تهدید کمتری رو به رو است.



شکل (۵۸-۵) ارزیابی ایمنی در عملکرد ربات با کنترل کننده گشتاور-موقعیت

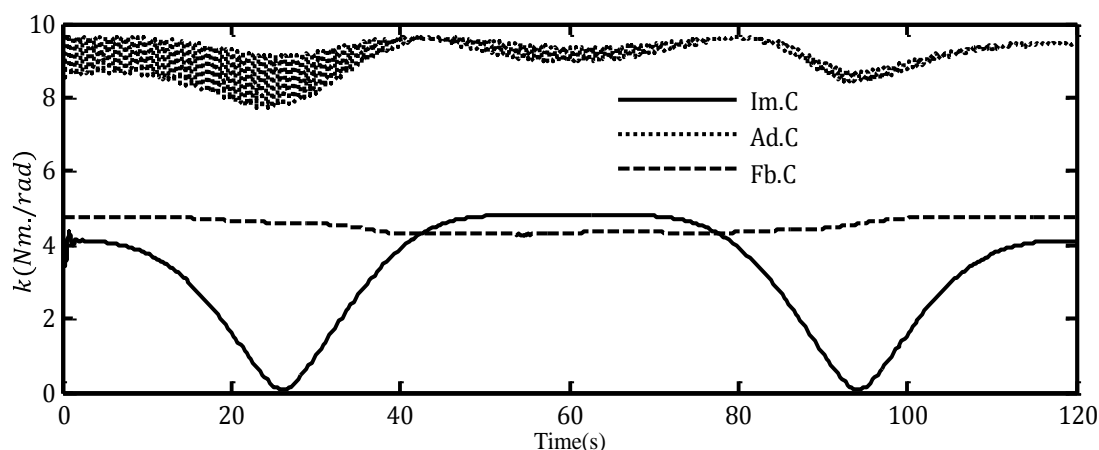


شکل (۵۹-۵) ارزیابی ایمنی در عملکرد ربات با کنترل کننده سختی-موقعیت

در مجموع عملکرد کنترل کننده مستقل و همزمان سختی-موقعیت به لحاظ ایمنی و اثرگذاری بیشتر، انطباق مطلوب سختی مفصل، ردیابی مناسب سیکل توانبخشی، نیروی کشش کابل کمتر و حتی تشابه نسبی که منحنی گشتاور-موقعیت آن با منحنی تجربی دارد، بهتر ارزیابی می‌شود. دو نقطه ضعف اصلی روش کنترل گشتاور-موقعیت نیاز به نیروی کشش بیشتر و عدم تطبیق مناسب سختی

مفصل است. روش کنترل سختی-موقعیت با کنترل مشتق گشتاور نسبت به زاویه (همان سختی) توانسته شباهت نسبی با منحنی تجربی گشتاور ایجاد کند. لذا کنترل مناسب سختی مفصل منجر به تنظیم نسبی و قابل قبول گشتاور خواهد شد.

در ادامه‌ی این بخش، عملکرد ایده‌های کنترلی توانبخشی فعال با هم مقایسه خواهند شد. مهم‌ترین پارامترهای قیاس از جنبه ایمنی سختی مفصل، گشتاور ایجاد شده و نیروی تعامل مابین ربات و بیمار است. از طرفی میزان آزادی عملی که ربات به بیمار می‌دهد در قیاس با نیرویی که بیمار برای ایجاد آن باید اعمال کند اهمیت دارد. لذا ابتدا سختی سه روش کنترل امپدانس^۱، کنترل ادمیتانس^۲ و کنترل مبتنی بر بازخورد نیرو^۳ در شکل (۵-۶۰) باهم مقایسه شده‌اند. نتایج نشان می‌دهد که روش کنترل امپدانس سختی کمتری برای ربات فراهم می‌کند و این مورد مزیت این روش نسبت به دو روش دیگر است. سختی روش کنترلی مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل نیز در محدوده مناسبی قرار دارد و در مقایسه با روش کنترل ادمیتانس عملکرد بهتری داشته است. گشتاور سه روش کنترلی در شکل (۵-۶۱) گزارش شده است. مقایسه نتایج بیانگر عملکرد مناسب روش کنترل مبتنی بر بازخورد نیرو به لحاظ گشتاور اعمال شده کمتر است. به طور کلی روش کنترل ادمیتانس برای ردیابی مناسب مسیر نیاز به بهره‌های کنترلی بیشتری دارد که ضمن افزایش نیروی کشش و گشتاور مورد نیاز حرکت، باعث افزایش سطح نیروهای تعامل اثر گذار بر مسیر حرکت می‌شود. این مورد باعث کاهش توانایی بیمار در شراکت حرکتی فعال با ربات می‌شود. گشتاور کنترل‌کننده امپدانس به لحاظ دامنه و تغییرات مشابه با گشتاور کنترل ادمیتانس است با این تفاوت که مقداری هموار و بدون پرش‌های فرکانس بالای ارتعاشی دارد.

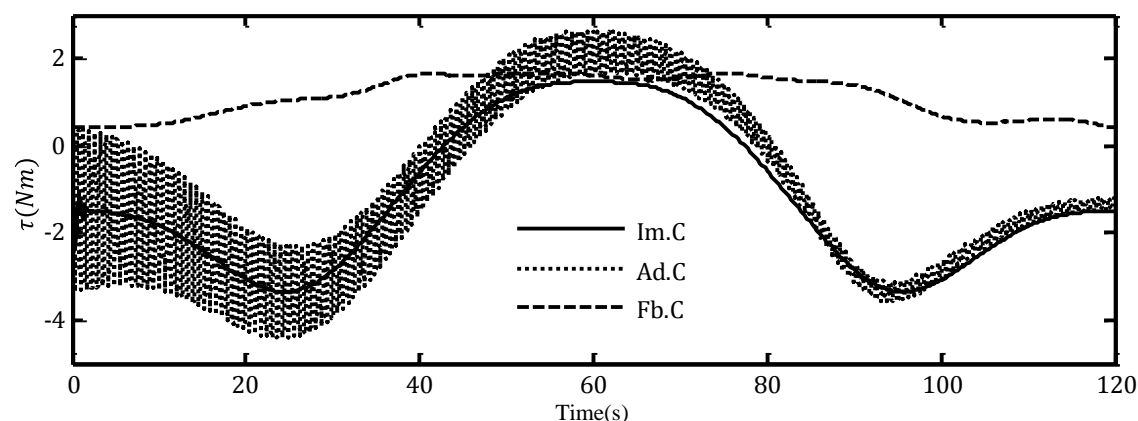


شکل (۵-۶۰) مقایسه سختی کنترل‌کننده امپدانس، ادمیتانس، کنترل مبتنی بر بازخورد نیرو

^۱ Impedance Control (Im.C)

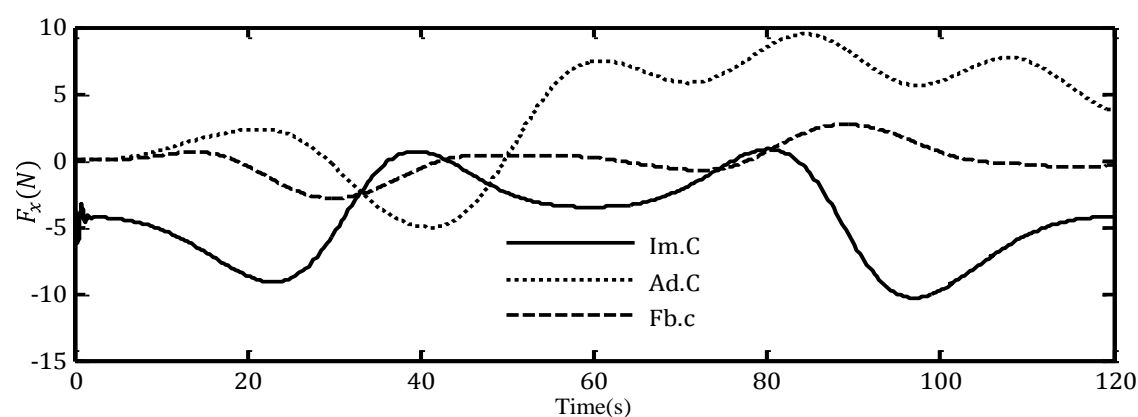
^۲ Admittance Control (Ad. C)

^۳ Force-based Control (Fb.C)

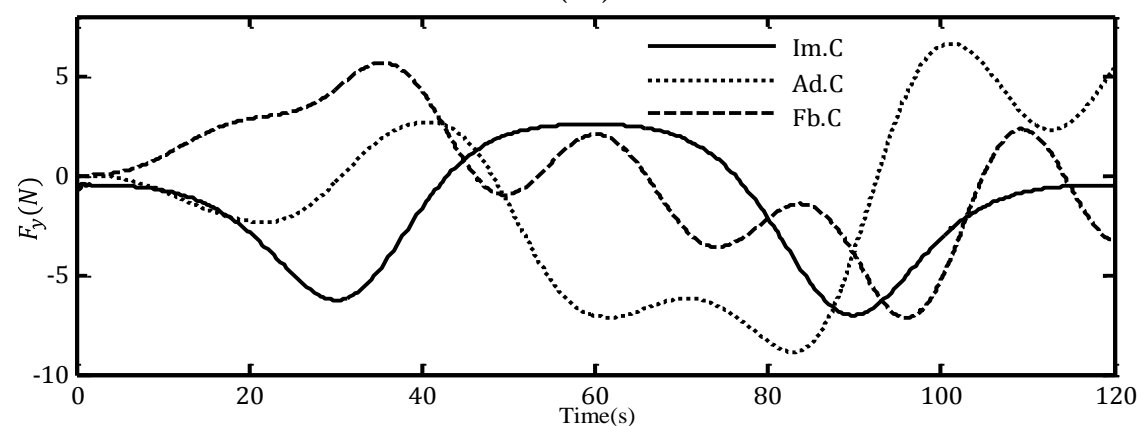


شکل (۵-۶۱) مقایسه گشتاور کنترل‌کننده امیدانس، ادمیتانس، کنترل مبتنی بر بازخورد نیرو

گشتاور روش کنترلی مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل در سطح مناسبی قرار دارد ضمن اینکه تغییرات آن در طی حرکت با اهنگ آهسته‌تری همراه بوده است. این مطلب در کاهش نیروهای ضربه‌ای و تکانه‌ها بسیار موثر است. نیروهای تعامل ربات و بیمار در دو راستای متعامد حرکت در شکل (۵-۶۲) با هم مقایسه شده‌اند.



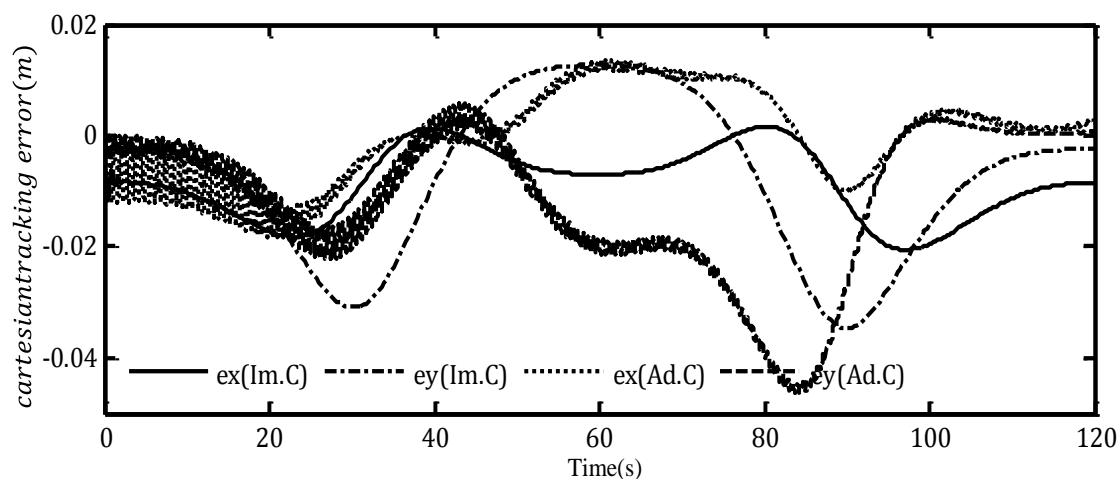
(الف)



(ب)

شکل (۵-۶۲) مقایسه نیروهای تعامل ربات و بیمار الف) در راستای F_x ب) در راستای F_y

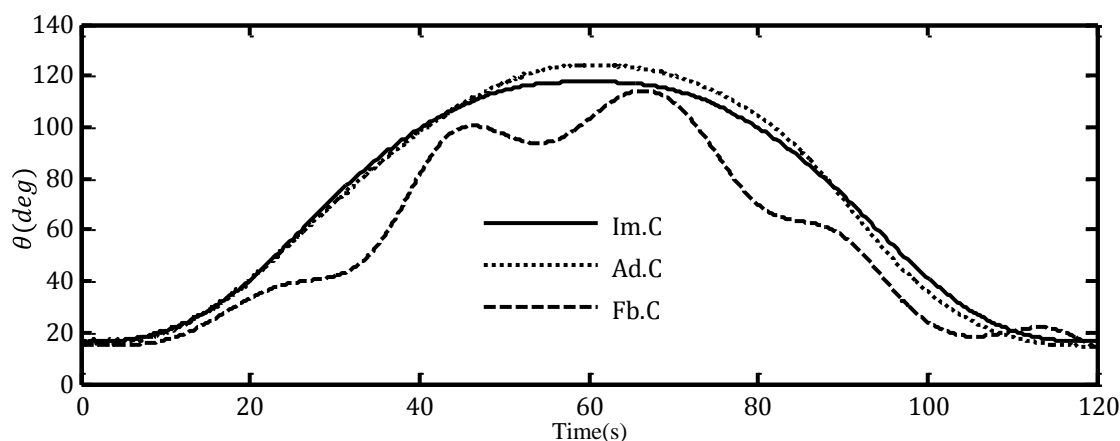
مزیت روش کنترلی مبتنی بر بازخورد نیرو، نیروهای تعامل کمتر آن نسبت به روش‌های کنترل امپدانسی است. روش کنترل ادیمیتانس بیشترین نیرو تعامل را برای ایجاد انحراف دلخواه در مسیر لازم دارد. مزیت دیگر و برجسته روش مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل، آزادی عمل کامل بیمار در نحوه ایجاد حرکت و ماهیت امن ذاتی آن است چرا که عملکرد ربات تابعی از نیروهای هدفمند خود بیمار است. ربات توانبخشی در این روش کنترلی هیچ‌گاه بیمار را وادار به ادامه مسیری از پیش تعیین شده نمی‌کند. در حالی که روش‌های کنترل امپدانسی انعطاف محدودی نسبت به انحراف‌های بیمار در مسیر حرکت دارند. هرگاه بیمار به شدت در برابر حرکت مقاومت کند یا قصد ایجاد انحرافی بیشتری داشته باشد، بهره‌های کنترلی گشتاور اضافی در پاسخ به آن ایجاد می‌کنند و پتانسیل ربات را در وارد کردن آسیب به بیمار به شدت افزایش می‌دهند. مزیت دیگر این روش امکان انجام توانبخشی فعال و شراکتی با بیمار تحت استراتژی کمک در زمان لازم است. این روش کنترلی پیچیدگی‌های پیاده‌سازی این استراتژی را به صورت چشمگیری کاهش می‌دهد و قابلیت اجرای بدون وقفه آن را فراهم می‌کند. محدودیت روش مبتنی بر بازخورد نیرو، این است که برای بیماران با آسیب‌دیدگی بسیار شدید قابل استفاده نیست، و در کنار خود نیاز به روش جایگزین برای توانبخشی غیرفعال است. در حالی که روش‌های کنترل امپدانسی این قابلیت را دارند که هم برای توانبخشی غیرفعال و هم فعال استفاده شوند. میزان آزادی عمل بیمار بر اساس میزان انحراف از مسیر در شکل (۵-۶۳) آمده است.



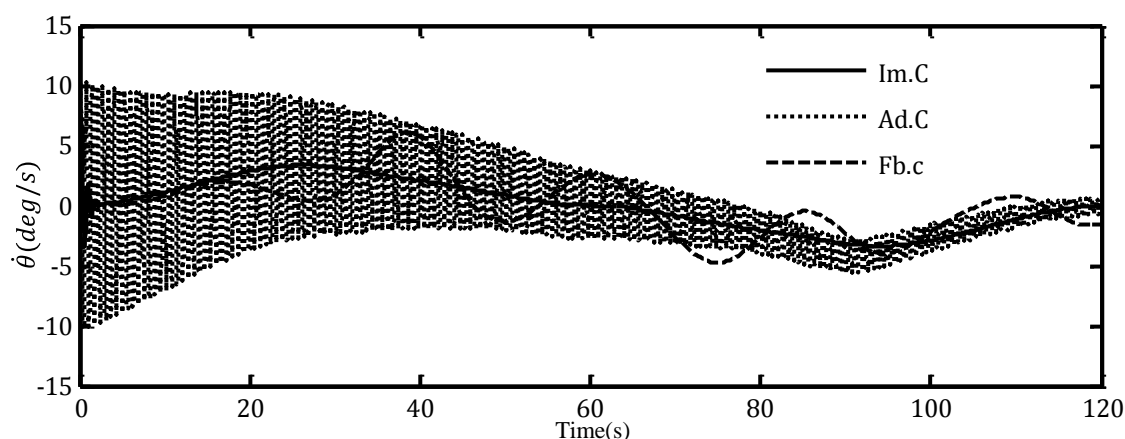
شکل (۵-۶۳) میزان آزادی عمل بیمار بر اساس میزان انحراف از مسیر

اگرچه میزان آزادی عمل روش کنترل ادیمیتانس بیشتر است ولی روش کنترل امپدانس حرکت هموارتری را با نیروی تعامل کمتر فراهم می‌کند. کیفیت حرکت در انجام یک سیکل توانبخشی برای سه روش کنترلی در شکل (۵-۶۴) گزارش شده است. روش کنترل امپدانس و روش مبتنی بر

بازخورد نیروی تعامل حرکت هموارتری ایجاد کرده‌اند. حتی حرکت روش کنترل امپدانس نسبت به روش کنترلی مبتنی بر بازخورد نیرو هموارتر و منطبق بر مسیر مینیمم جرک است. ولی نقطه ضعف آن آزادی عمل محدود و ایمنی تهدید پذیر بیمار در تعامل با ربات است.



(الف)

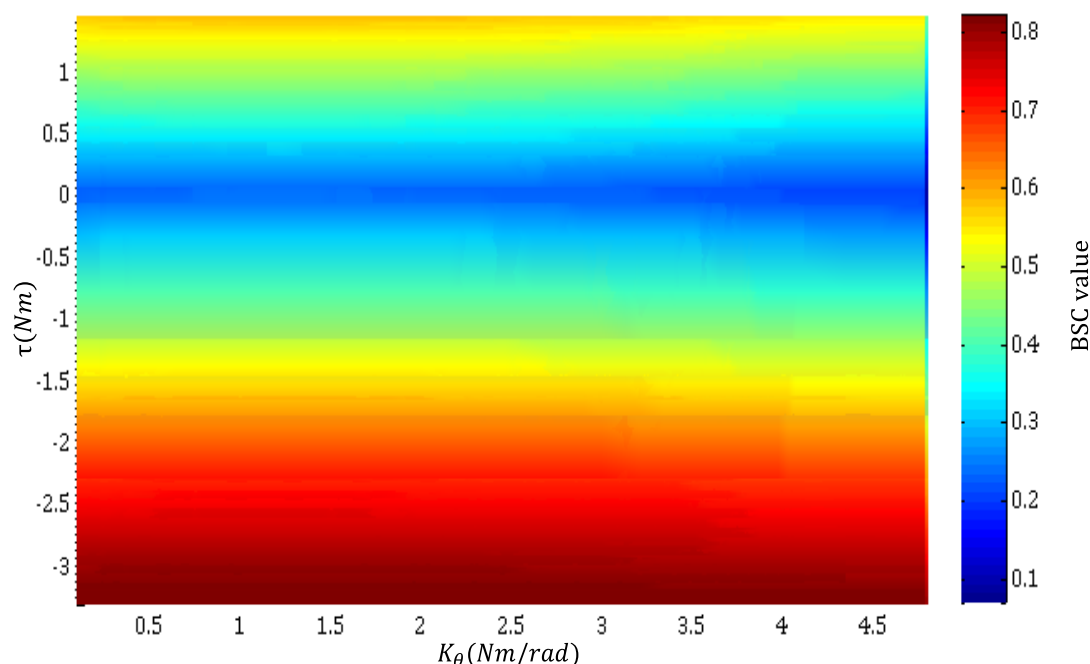


(ب)

شکل (۵-۶۴) مقایسه حرکت برای سه ایده کنترلی توانبخشی فعال (الف) موقعیت (ب) سرعت

عملکرد ربات در توانبخشی فعال با سه کنترل کننده متفاوت بر مبنای سختی، گشتاور و نیروی تعاملی که ایجاد کرده‌اند در معیار ایمنی مبتنی بر قابلیت رانش معکوس ارزیابی شده است. ارزیابی ایمنی برای کنترل کننده امپدانس در شکل زیر (۵-۶۵) نشان داده شده است. تعامل بیمار با ربات با این فلوچارت کنترلی بر اساس اندازه بیشترین نیروی تعامل (۱۲,۴ نیوتن) همواره در محدوده ایمن ($BSC \leq 1$) قرار دارد. البته نتایج نشان می‌دهد که تعامل موثر بین ربات و بیمار بخش محدودتری را شامل شده است. ارزیابی ایمنی بر اساس معیار مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل برای کنترل کننده ادیمیتانس در شکل (۵-۶۶) ارائه شده است. بیشترین مقدار نیروی تعامل در فلوچارت کنترلی ادیمیتانس ربات توانبخشی ۱۲,۹ نیوتن است و مبنای تعیین مقدار پارامتر ایمنی در نظر گرفته شده

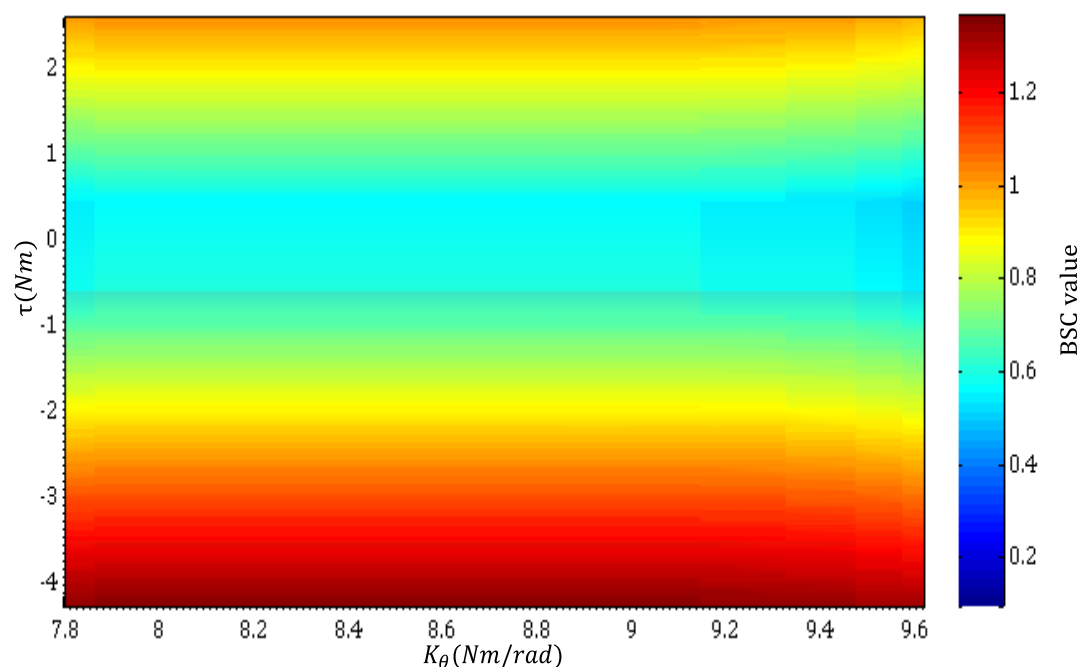
است. نتایج به دست آمده در شکل (۵-۶۶) نشان می‌دهد که تعامل ربات و بیمار در محدوده‌ای از حرکت از ناحیه ایمن ($BSC > 1.1$) خارج شده اما در بیشتر نواحی حرکت تعامل ربات و بیمار به ناحیه موثر ($0.6 \leq BSC \leq 1.1$) نزدیکتر بوده است. در مجموع اگرچه کنترل‌کننده ادمیتانس در بیشتر گستره حرکت، تعامل ایمن و تقریباً موثری داشته است با این حال در نواحی مشخصی ایمنی بیمار را تهدید کرده است. لذا نرمی و انعطاف کنترل‌کننده ادمیتانس نسبت به تعامل بیمار به میزانی نبوده که بتواند ایمنی بیمار را در تمامی مراحل حرکت تضمین کند.



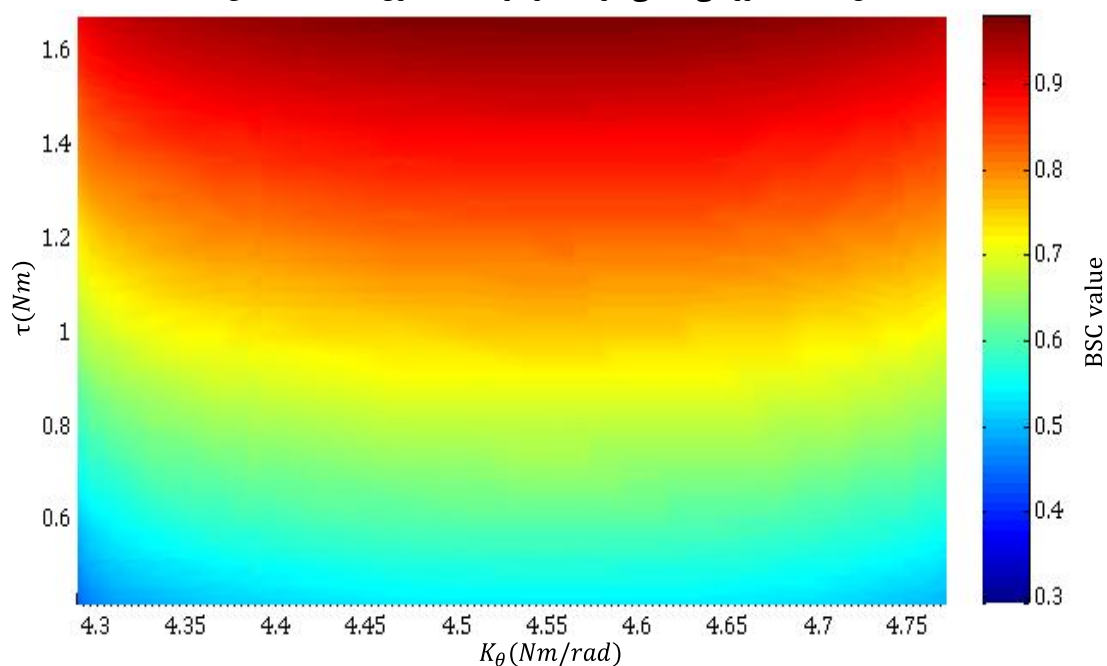
شکل (۵-۶۵) ارزیابی ایمنی در عملکرد ربات با کنترل‌کننده امپدانس

ارزیابی ایمنی در عملکرد کنترل‌کننده مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل نیز بر اساس بیشترین نیروی تعامل با مقدار ۷,۷ نیوتن در شکل (۵-۶۷) بررسی شده است. بررسی‌های انجام شده نشان می‌دهد که تعامل بیمار با ربات توانبخشی همواره در محدوده ایمن ($BSC \leq 1.1$) قرار داشته است و ربات توانبخشی با این ایده کنترلی توانسته ایمنی بیمار را در تمام گستره حرکت تامین کند. مزیت و تفاوت چشمگیر کنترل‌کننده مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل نسبت به روش‌های کنترل امپدانس و ادمیتانس در معیار ایمنی مبتنی بر قابلیت رانش معکوس به نحو برجسته‌ای نشان داده شده است. عملکرد کنترل‌کننده مبتنی بر بازخورد نیرو به لحاظ تعاملی ایمن و موثر گستره وسیع‌تری نسبت به دو کنترل‌کننده دیگر داشته است. همچنین ماهیت ایمنی ذاتی این روش کنترلی در ارزیابی ایمنی با معیار مبتنی بر قابلیت رانش معکوس به وضوح منعکس شده است. در این روش کنترلی به دلیل اینکه نحوه تعامل ربات با بیمار تابع عملکرد خود بیمار است امکان تامین و تضمین ایمنی به شکل

ذاتی برای بیمار فراهم می‌شود. در واقع بیمار در تعامل با ربات به نحوی عمل نمی‌کند که ربات ایمنی آن را تهدید کند. هرگاه بیمار در تعامل با ربات عملی انجام دهد که عکس‌العمل آن از سوی ربات منجر به تهدید ایمنی شود بیمار بلافاصله عمل خود را اصلاح می‌کند. سطح مناسب سختی و سطح پایین گشتاور محرکه سبب شده است تا بیمار با اعمال نیروی تعامل کمتری بتواند تعامل ایمن و موثرتری نسبت به دو روش پیشین داشته باشد.



شکل (۵-۶۶) ارزیابی ایمنی در عملکرد ربات با کنترل کننده ادمیتانس



شکل (۵-۶۷) ارزیابی ایمنی کنترل کننده مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل

در مجموع روش کنترل حلقه بسته مبتنی بر بازخورد نیروی تعامل به لحاظ تعامل ایمن و موثرتر، سطح مناسب سختی، سطح پایین و هموار گشتاور، سطح پایین نیروی تعامل، انعطاف کامل ربات نسبت به تمایل بیمار و آزادی عمل وسیع آن، ایمنی ذاتی روش و قابلیت که در انجام استراتژی کمک در زمان لازم دارد، برای توانبخشی فعال و شراکتی با بیمار مناسب‌تر ارزیابی شده است.

۵-۹- تعویض استراتژی کنترل بین توانبخشی غیرفعال و فعال بر مبنای ایمنی

در بخش‌های پیشین فلوچارت‌های متفاوت کنترلی در زمینه توانبخشی غیرفعال و فعال معرفی و مقایسه شدند. علاوه بر عملکرد کنترل‌کننده‌ها در تامین راحتی و اثر بخشی درمان توانبخشی، ایمنی بیمار در تعامل با ربات بر مبنای معیار مبتنی بر قابلیت رانش معکوس ارزیابی شد. معیار ایمنی بر مبنای بیشترین نیرویی که بیمار توانایی ایجاد آن را دارد، محدوده عملکرد ایمن ربات را به لحاظ سختی و گشتاور فعال محرکه مشخص می‌کند. گاه به واسطه آسیب‌دیدگی شدید بیمار در اندام خود درد را احساس نمی‌کند در صورتی که فعالیت عضله و ماهیچه مطابق الگوی طبیعی بدن نیست. این مورد در بیماران ضایعه نخاعی شایع‌تر است که ارتباط حسی و حرکتی اندام با مغز در اثر آسیب دیدگی نخاع مختل شده است و پیام‌های حرکتی و بازخوردهای حسی به درستی میان اندام و مغز بیمار تبادل نمی‌شود. در این شرایط حس بیمار از درد و عکس‌العمل آن نمی‌تواند مرجع قابل اطمینانی برای اصلاح عملکرد ربات باشد. لذا فعالیت محرکه‌های ماهیچه از طریق سیگنال‌های الکترومایوگرافی^۱ برای تطابق با الگوی طبیعی فعالیت ماهیچه‌ای در افراد سالم مورد بررسی قرار می‌گیرد. هر زمان که حرکت از پیش برنامه‌ریزی شده ربات برای بیمار منجر به الگوی غیرطبیعی فعالیت ماهیچه‌ای گردد که می‌تواند ناشی از درد، اسپاسم^۲، رعشه^۳ و تشنج ماهیچه‌ای باشد، باید ربات توانبخشی را از ادامه مسیر متوقف کرد تا از تشدید الگوهای غیرطبیعی جلوگیری کرد [۱۱۴].

از طرفی فعالیت‌های ماهیچه‌ای به خوبی می‌تواند منعکس‌کننده فعالیت و تمایل بیمار باشد. هرگاه فعالیت‌های ماهیچه‌ای منعکس‌کننده احساس درد، عدم تمایل و اعمال نیروهای مخالف در حرکت باشد، باید ربات توانبخشی را متوقف کرد و تمایل بیمار را برای ایجاد حرکت مد نظر قرار داد. طراحی فلوچارت‌های کنترلی مناسب که بتواند نیروهای ضعیف بیمار را به حرکتی هدفمند و معنی‌دار تبدیل کند و همواره ایمنی بیمار را تضمین کند بسیار حائز اهمیت است [۱۱۵].

^۱ Electromyography(EMG)

^۲ Spasm

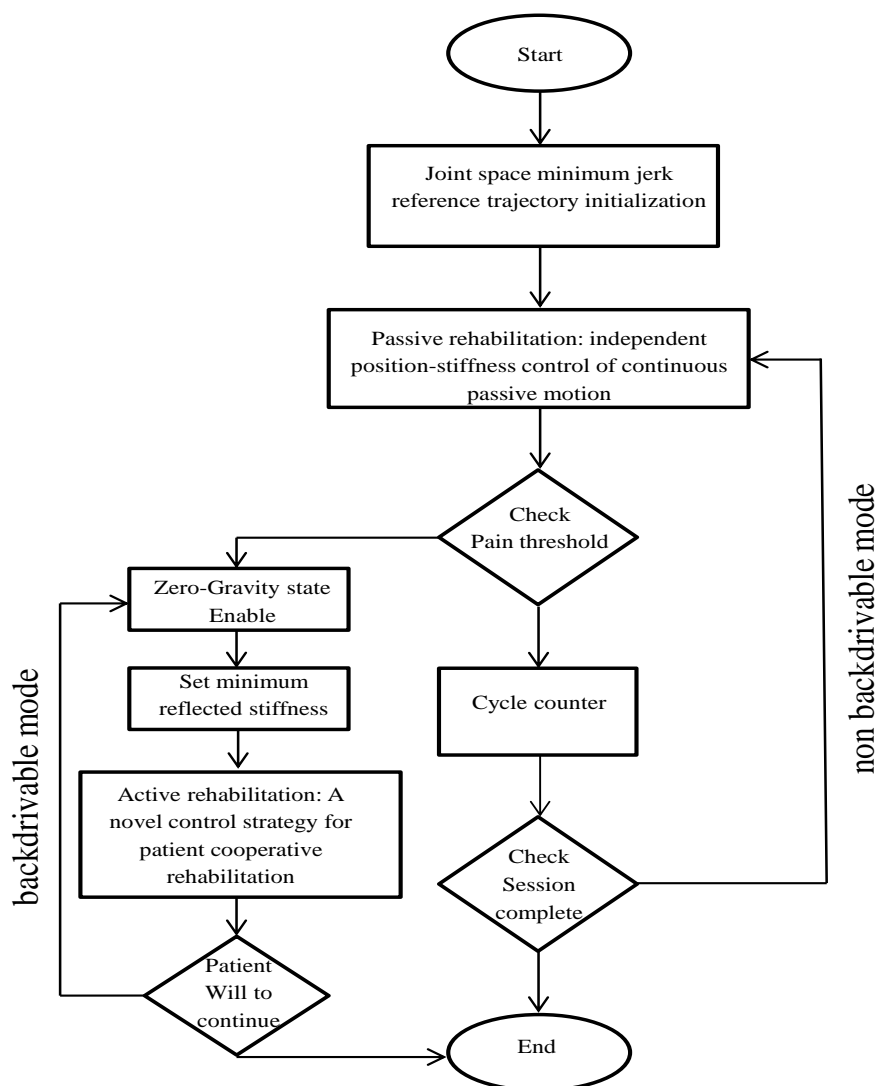
^۳ Tremor

۵-۹-۱- معرفی فلوچارت کنترلی کلیدزنی

اگرچه بیمارانی که آسیب‌دیدگی شدیدی دارند، توانایی اندکی در ایجاد نیروهای هدفمند و موثر بر حرکت از پیش برنامه‌ریزی شده ربات دارند. اما همواره با بررسی فعالیت ماهیچه‌ای آنها و همچنین گرفتن بازخورد از نیروهایی که در تعامل با ربات ایجاد می‌کنند می‌توان تمایل آنها را در همراهی با ربات یا عدم همراهی با آن بررسی کرد. در این بخش فلوچارتی برای توانبخشی موثر و ایمن بیماران ضایعه نخاعی که اغلب آسیب‌دیدگی‌های شدیدتری دارند بر مبنای تعویض استراتژی کنترل از روش غیرفعال به روش فعال با عنوان فلوچارت کنترل کلیدزنی معرفی می‌شود. هرگاه در جریان توانبخشی غیرفعال، بیمار احساس ناراحتی و درد کند تلاش خواهد کرد تا نیروهایی در جهت برطرف کردن آن ایجاد کند. زمانی که بیمار از ایجاد نیروهای موثر ناتوان است نمی‌تواند مستقیماً بر حرکت ربات تاثیر بگذارد. در این شرایط سیستم کنترل باید قابلیت تعویض استراتژی عملکرد خود را بر مبنای بروز شرایط اضطراری داشته باشد تا بتواند از تحمیل حرکت خود به بیمار جلوگیری کند. از طرفی اگر ربات توانبخشی بتواند تمایل بیمار را براساس نیروهای ضعیفی که تولید می‌کند شناسایی کرده و آن را به حرکتی ایمن و هدفمند تبدیل کند تاثیر بسیار خوبی بر تحریک و بازیابی فعالیت محرکه‌های ماهیچه‌ای آن می‌گذارد. فلوچارت کنترلی کلیدزنی برای تعویض استراتژی کنترل از توانبخشی غیرفعال به فعال در شکل (۵-۶۸) نشان داده شده است.

در این فلوچارت کنترلی برنامه درمانی برای بیماران ضایعه نخاعی از توانبخشی غیرفعال بر روی یک مسیر مینیمم جرک آغاز می‌شود. آستانه درد بر اساس فعالیت محرکه‌های ماهیچه‌ای بیمار در هر سیکل توانبخشی زیر نظر گرفته می‌شود. چنانچه حرکت ربات برای بیمار راحت و اثربخش باشد و بیمار احساس درد نکند برنامه توانبخشی با استراتژی کنترل همزمان سختی-موقعیت تا پایان سیکل-های کاری جلسه درمان ادامه می‌یابد. چنانچه در هر لحظه از سیکل حرکت، الگوی فعالیت ماهیچه‌ای بیمار تغییر کند و نشان‌گر عبور از آستانه درد باشد فلوچارت کنترلی بلافاصله ربات را از ادامه مسیر متوقف کرده و در حالت صفر گرانشی معلق می‌کند. برای اینکه ربات آماده پیروی از تمایل بیمار در تعاملی ایمن باشد، باید سختی ربات به کمترین حد ممکن برسد. پس از آن فلوچارت کنترل مبتنی بر بازخورد نیرو، نیروهای تولید شده توسط بیمار را برای تولید حرکت مد نظر قرار می‌دهد. چنانچه این نیروها در محدوده فرکانسی حرکات طبیعی بدن باشد فیلتر پایین گذر اجازه عبور خواهد داد. سپس سختی ربات برای حرکت در جهتی که نیروهای دست بیمار برای حرکت مشخص کرده‌اند، اندازه-گیری می‌شود و نیروهای دست بیمار به اندازه یک گام حرکتی در آن جهت تقویت خواهد شد و

گشتاور حاصل به مشاهده‌گر حالت صفر گرانشی ربات داده می‌شود تا براساس آن حرکت مطلوب ربات را تولید کند. لذا بیمار تنها با ایجاد نیروهای ضعیف در هر راستا می‌تواند چرخه‌ای را برای ایجاد حرکت کلید بزند. همین امر سبب می‌شود تا بیمار برای ایجاد نیروهای هدفمند بیشتر تلاش کند و بازیابی فعالیت محرکه‌های ماهیچه‌ای سیر سریع‌تر و موثرتری داشته باشد.



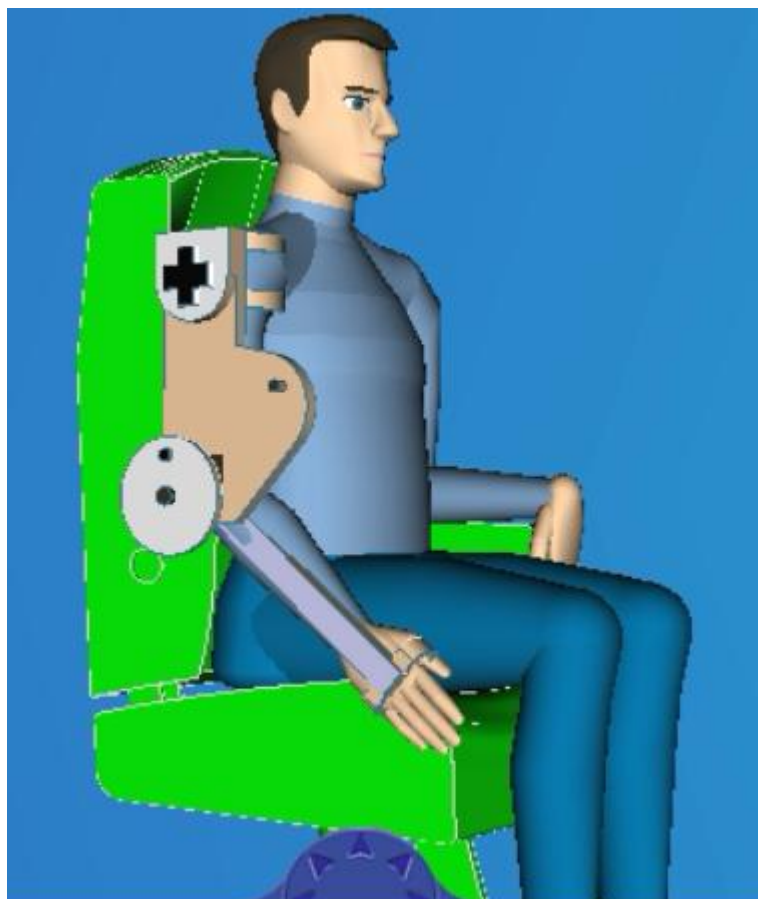
شکل (۵-۶۸) فلوچارت کنترل کلیدزنی بین توانبخشی غیرفعال و فعال

۵-۹-۲- مدل‌سازی سه‌بعدی تعامل ربات و بیمار

در این بخش برای اینکه بازخورد بهتری از تعامل ربات و بیمار حین شبیه‌سازی حاصل شود، مدل سه‌بعدی از ربات همراه با بیمار در موقعیتی که بیمار بر روی صندلی توانبخشی نشسته و ربات را پوشیده است، از طریق نرم‌افزارهای کتیا^۱ و واقعیت مجازی^۱ طراحی شده است. مدل طراحی شده

^۱ CATIA

حین انجام شبیه‌سازی پاسخ‌های حرکتی ربات و بیمار را دریافت کرده و نحوه حرکت دست بیمار را در محیط واقعیت مجازی شبیه‌سازی می‌کند. گرفتن بازخورد تصویری از نحوه انجام سیکل درمانی توانبخشی ابزار مناسبی برای تحلیل عملکرد ربات فراهم می‌کند. شکل (۵-۶۹) تصویر طراحی سه-بعدی ربات و بیمار را حین انجام توانبخشی از نمای جانب نشان می‌دهد که در نرم‌افزار واقعیت مجازی مدل‌سازی شده است.



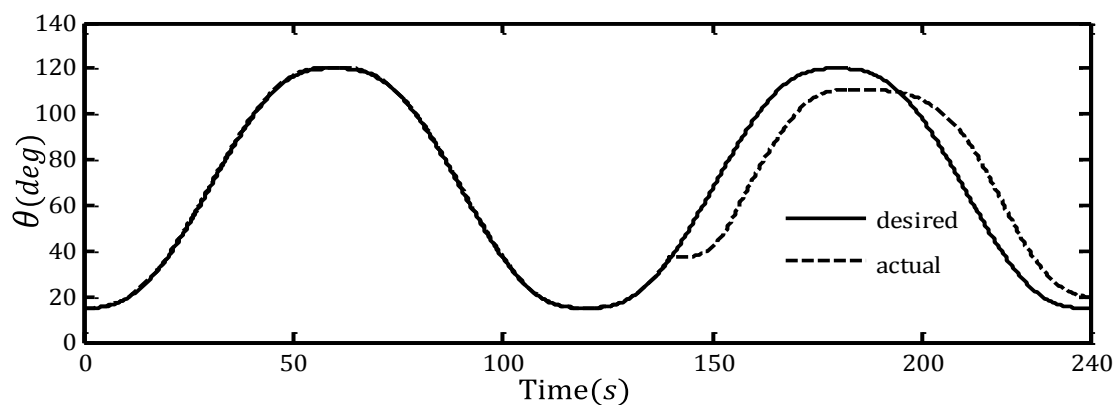
شکل (۵-۶۹) تصویر مدل سه‌بعدی ربات و بیمار در نرم‌افزار واقعیت مجازی

۵-۹-۳- شبیه‌سازی فلوچارت کنترل کلیدزنی

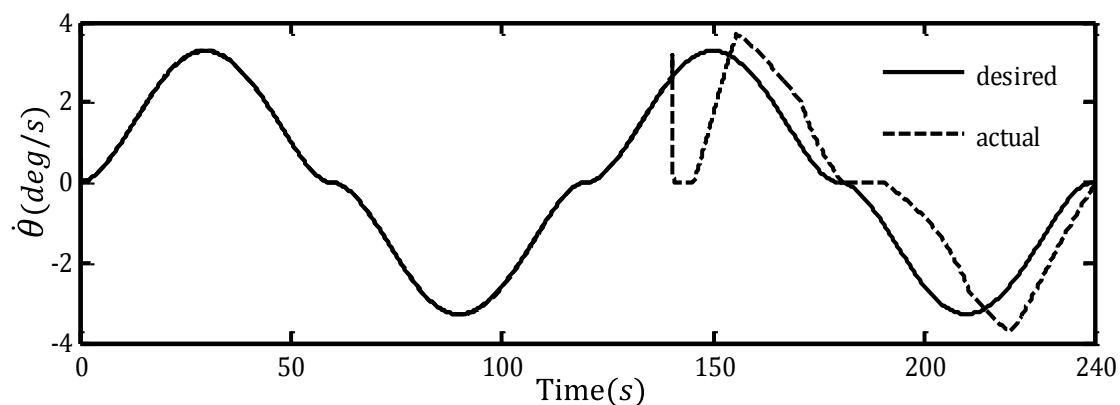
در این شبیه‌سازی عملکرد فلوچارت کنترل کلیدزنی بین توانبخشی غیرفعال و فعال در دو سیکل حرکتی نشان داده شده است. در سیکل حرکتی اول، حرکت بر مبنای کنترل همزمان سختی-موقعیت کنترل می‌شود. با بروز شرایط اضطراری در ابتدای سیکل دوم، سیستم کنترل به حالت کنترل مبتنی بر بازخورد نیرو سوئیچ می‌کند. در این سیکل حرکتی، ربات بر مبنای نیرویی که بیمار به ربات وارد کرده حرکت آن را دنبال می‌کند. ربات تنها بر اساس جهت نیروهایی که بیمار وارد کرده

¹ Virtual Reality software

عمل می‌کند و نیروی اضافی برای حرکت دادن ربات و اندام را به آن تحمیل نمی‌کند. شکل (۵-۷۰) مسیر حرکت ربات در فضای مفصلی را همراه با مسیر مرجع برنامه‌ریزی شده ربات نشان می‌دهد. در ادامه در شکل (۵-۷۱) نیروهایی که بیمار برای حرکتی هدفمند به ربات وارد کرده است نشان داده شده‌اند. از طرفی گشتاور و سختی ربات نیز در تعامل با بیمار از جنبه ایمنی بسیار حائز اهمیت است و به ترتیب در شکل‌های (۵-۷۲) و (۵-۷۳) نشان داده شده است.

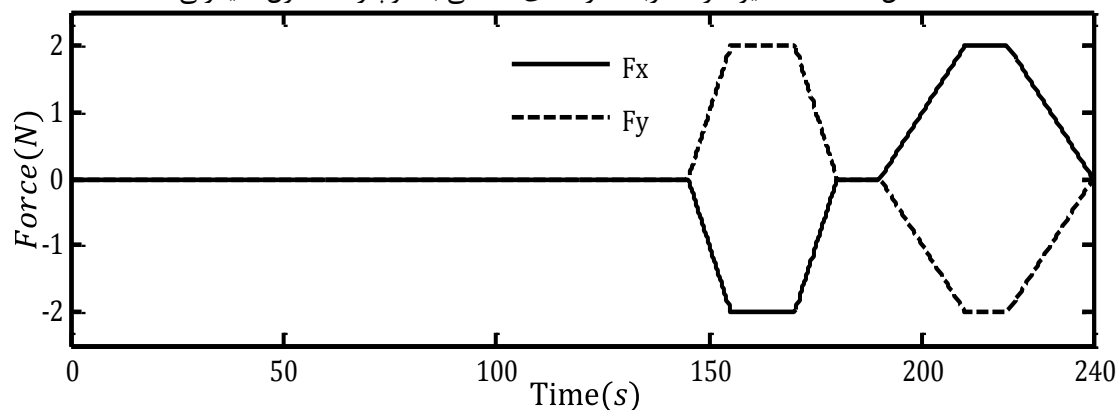


(الف)

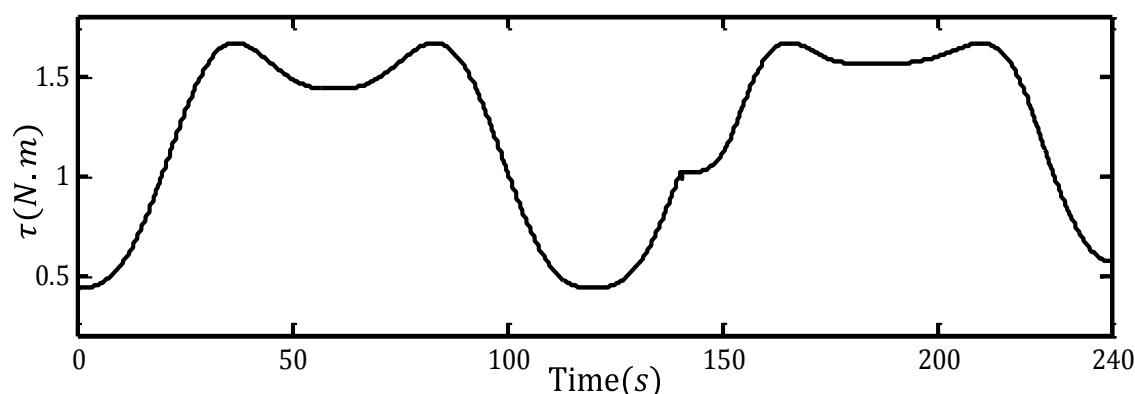


(ب)

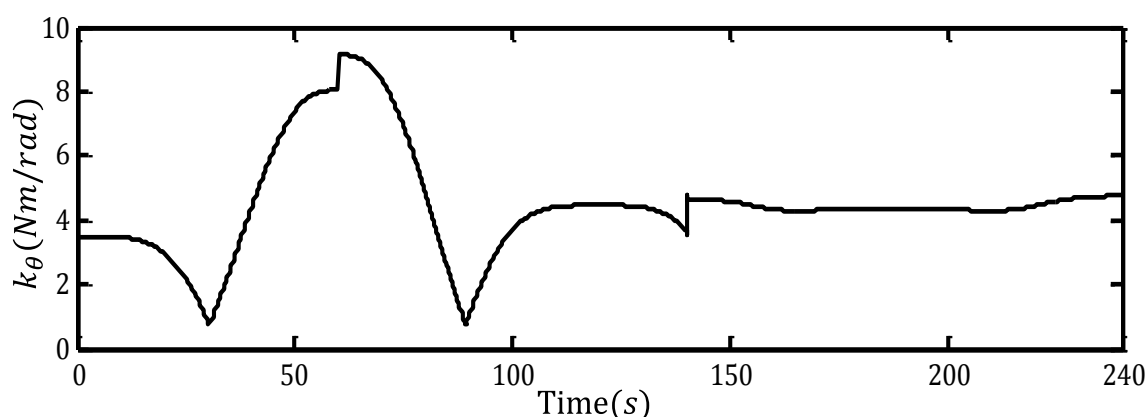
شکل (۵-۷۰) مسیر حرکت ربات در فضای مفصلی با فلوچارت کنترل کلیدزنی



شکل (۵-۷۱) نیروهای دست بیمار در تعامل با ربات در فلوچارت کنترلی کلیدزنی



شکل (۷۲-۵) گشتاور ربات با فلوچارت کنترل کلیدزنی

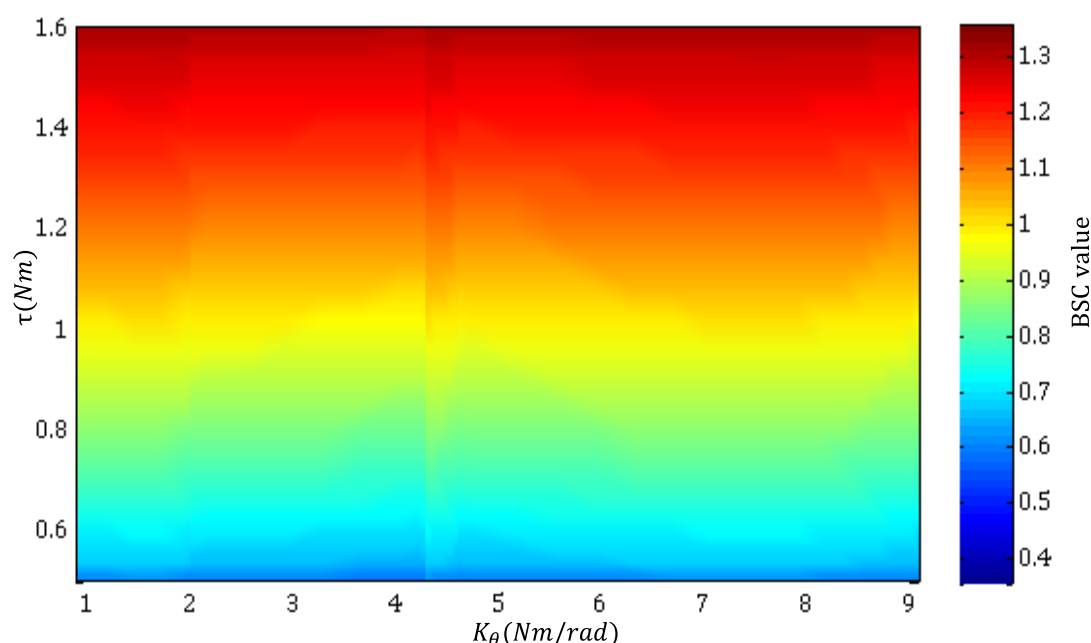


شکل (۷۳-۵) سختی ربات در فلوچارت کنترل کلیدزنی

۵-۹-۴ - ارزیابی نتایج و بررسی ایمنی

در شبیه‌سازی انجام شده سیگنال وضعیت اضطراری در زمان ۱۴۰ ثانیه به سیستم کنترل وارد می‌شود. لذا سیستم کنترل در این زمان از استراتژی غیرفعال کنترل سختی موقعیت بر روی مسیر مینیمم جبرک به استراتژی فعال کنترل مبتنی بر بازخورد نیرو سوئیچ می‌کند. لذا گشتاورهای ردگیری مسیر مرجع حذف و تنها گشتاور جبران جاذبه به مفصل اعمال می‌شود تا ربات در حالت صفر گرانشی معلق شود. پس از آن ربات تا زمانی که بیمار نیروهایی برای تولید حرکت ایجاد کند در حالت صفر گرانشی باقی می‌ماند (ربات تا زمان ۱۴۵ ثانیه در آخرین موقعیت خود ساکن مانده است). پس از آن فلوچارت کنترلی با تعیین جهت حرکتی که نیروهای دست بیمار نشان می‌دهد مسیر حرکت را بر مبنای خروجی مشاهده‌گر ربات در حالت صفر گرانشی ایجاد کرده است و ربات توانبخشی آن مسیر را که از جهت نیروهای دست بیمار ناشی شده است دنبال کرده است. اگرچه در زمان سوئیچینگ پرش اندکی در سرعت مفصل، گشتاور وجود دارد که از تغییر آنی سطح سختی ربات ناشی می‌شود، اما این میزان پرش تکانه‌ای محسوس به دست بیمار وارد نمی‌کند و قابل چشم‌پوشی

پوشی است. مزیت اصلی این فلوچارت کنترلی برای بیماران سخته مغزی این است که می‌تواند با بررسی جهت نیروهای ضعیفی که دست بیمار تولید می‌کند برای بیمار حرکتی هدفمند ایجاد کرده و باعث تحریک انگیزه و تلاش بیمار برای افزایش فعالیت محرکه ماهیچه‌ای خود شود. علاوه بر این ایمنی بیمار در تعامل با ربات توانبخشی بر اساس بیشترین نیروی دست بیمار (۲,۸ نیوتن) در معیار ایمنی مبتنی بر قابلیت رانش معکوس ارزیابی شده است. تعامل ربات و بیمار تحت این فلوچارت کنترلی در بیشتر گستره حرکت در ناحیه ایمن ($BSC \leq 1$) و ناحیه تعامل موثر ($0.9 \leq BSC$) قرار دارد ولی افزایش گشتاور فعال ربات بیش از مقدار ۱,۴ نیوتن متر باعث افزایش تهدید ایمنی بیمار توسط ربات شده است.



شکل (۷۴-۵) ارزیابی ایمنی کنترل‌کننده کلیدزنی بر اساس معیار مبتنی بر قابلیت رانش معکوس

۵-۱۰- بحث و نتیجه‌گیری از مطالب فصل

در این فصل، ابتدا نقاط ضعف مکانیزم غیرفعال جبران‌ساز جاذبه ربات شناسایی شده است. با هدف تامین تعادل استاتیکی و دینامیکی کامل ربات برای بیماران متفاوت، دینامیک متغیر جبران‌ساز جاذبه در معادلات دینامیکی بازوی ربات مدل‌سازی شده است. پس از آن، ایده تلفیقی جبران‌سازی جاذبه با بهره‌گیری از کنترل‌کننده مقاوم مد لغزشی معرفی شده است. پایداری کنترل‌کننده به روش تحلیلی تابع لیپانوف اثبات شده است تا تضمین‌کننده عملکرد پایدار و ایمن ربات در مواجهه با نیروهای اغتشاشی خارجی باشد. ایده تلفیقی جبران‌سازی جاذبه، تعادل مقاوم استاتیکی و دینامیکی کامل ربات را با کمترین تلاش کنترلی به ارمغان آورده است. از این رو، باعث افزایش ایمنی ذاتی ربات و

ایمنی نسبی بیمار در تعامل با ربات شده است. رفع نقاط ضعف ساختار مکانیکی ربات و ارتقا ایمنی ذاتی و نسبی آن مقدمات لازم برای انجام توانبخشی غیرفعال را فراهم کرده است. لذا در ادامه با هدف تامین ایمنی و راحتی بیمار در توانبخشی غیرفعال، از مزیت محرکه سری الاستیک کابلی ربات برای پیاده‌سازی فلوچارت‌های کنترلی ترکیبی گشتاور-موقعیت و کنترلی مستقل و همزمان سختی-موقعیت بهره گرفته شده است. در فلوچارت کنترلی مستقل و همزمان سختی-موقعیت از ایده تلفیقی جبران جاذبه با کنترلی کننده مقاوم مد لغزشی بهره گرفته شده است. ایده تلفیقی جبران جاذبه مشکل دستیابی به گشتاور مورد نیاز حرکت و تنظیم مناسب سختی مفصل را به نحو موثری حل می‌کند. به طور کلی در ایده کنترلی توانبخشی غیرفعال ربات، پایداری ربات در مواجهه با نیروهای اغتشاشی تضمین شده، ردیابی مناسب مسیر حرکت و تطبیق مناسب سختی مفصل آرنج حاصل شده است. لذا در این روش کنترلی با بهره‌گیری از قابلیت‌های ذاتی ساختار مکانیکی ربات، ایمنی و راحتی بیمار حین درمان توانبخشی غیرفعال فراهم آمده است. در ادامه سه روش برای توانبخشی فعال و شراکتی با بیمار طراحی شده است. سختی پایین، گشتاور فعال و نیروی تعامل محدود و کم به عنوان پارامترهای اصلی مقایسه سه ایده کنترلی توانبخشی فعال ربات در نظر گرفته شده‌اند. از طرفی میزان آزادی عمل بیمار، کیفیت سیکل حرکتی و انعطاف سیستم کنترلی نسبت به تمایل بیمار مد نظر قرار گرفته است. ارزیابی و مقایسه عملکرد سه کنترلی کننده ایده کنترلی مبتنی بر بازخورد نیرو را به عنوان روش مناسب‌تر و ایمن‌تر برای توانبخشی فعال و شراکتی با بیمار معرفی کرده است. ارزیابی ایمنی در مجموعه کامل ربات همراه با عملکرد کنترلی کننده‌ها برای تمامی کنترلی کننده‌های طراحی شده در بخش غیرفعال و فعال با استفاده از معیار مبتنی بر قابلیت رانش معکوس بررسی شده است. نتایج بررسی به روشنی تمایز میان عملکرد ربات با کنترلی کننده‌های متفاوت را بیان می‌کند. نیروی تعامل، سختی و گشتاور محرکه مفاصل مهم‌ترین پارامترهای این معیار ایمنی در نظر گرفته شده‌اند. بر اساس این معیار همواره توان فعال محرکه در مفاصل (گشتاور محرک حرکت) بیشترین تاثیر را در تعیین حدود ایمنی داشته است و اثر آن همواره بر اثر سختی محرکه غالب شده است. البته اثر سختی مفصل همواره محسوس و غیرقابل چشم‌پوشی است و در پیکربندی که تاثیر گشتاور محرکه بر اساس نگاشت ژاکوبین کاهش می‌یابد ملموس‌تر می‌شود. در آخر فلوچارت کنترلی برای بیماران ضایعه نخاعی معرفی شده است که در آن حرکت ربات تنها براساس جهت نیروهای دست بیمار تنظیم می‌شود و ربات قادر است تمایل بیمار را در هر زمان بدون وقفه دنبال کند.

فصل هشتم

نتیجه گیری و پیشنهادها

۶-۱- جمع‌بندی مطالب پایان‌نامه

در این پایان‌نامه ارزیابی ایمنی در طراحی و کنترل ربات‌های توانبخشی مورد بررسی قرار گرفته است. تاریخچه ایمنی ربات‌ها بر اساس استانداردهای ملی و جهانی مطالعه شده و استانداردهای قابل تعمیم به ربات‌های توانبخشی شناسایی و طبقه‌بندی شده‌اند. با مطالعه استانداردهای طبقه‌بندی شده و پژوهش‌های انجام شده در این زمینه، معیارهای ارزیابی ایمنی و راهکارهای تامین آن برای ربات‌های توانبخشی معرفی شده‌اند. در ادامه، پیاده‌سازی راهکارهای شناسایی شده برای یک ربات کابلی توانبخشی آرنج در دستور کار قرار گرفته است. ابتدا ایمنی ذاتی ربات با معرفی یک ایده تلفیقی در جبران جاذبه بهبود داده شده و پایداری مجانبی آن در تعامل با بیمار تضمین شده است. سپس با هدف بهره‌گیری کامل از قابلیت‌های ربات از جمله: قابلیت رانش معکوس و قابلیت تنظیم سختی مفصل، کنترل‌کننده مستقل و همزمان سختی-موقعیت برای محرکه سری الاستیک کابلی ربات طراحی شده است که در انجام تمرین توانبخشی غیرفعال مورد استفاده قرار می‌گیرد. قابلیت رانش معکوس ذاتی ربات اجازه می‌دهد تا بیمار بتواند در برنامه درمان شراکت داشته باشد. لذا علاوه بر ضرورت‌های ایمنی در ساختار ربات، کنترل‌کننده ربات باید نسبت به شراکت بیمار انعطاف داشته باشد. از این رو دو طرح کنترلی برای انجام توانبخشی فعال و شراکتی با بیمار براساس روش کنترل امیدانس و ادمیتانس معرفی شده‌اند. در نهایت ایده‌های کنترلی باهم تلفیق شده و یک کنترل‌کننده واحد برای تمرین توانبخشی غیرفعال و فعال معرفی شده است که همواره ایمنی و راحتی بیمار را بر پایه معیارهای ایمنی مدنظر قرار می‌دهد.

لذا در ساختار این پایان‌نامه، در فصل اول مقدمه‌ای در ارتباط با توانبخشی رباتیک و اهمیت ایمنی در آن مطرح شده و در ادامه به بیان اهداف و نوآوری‌های تحقیق پرداخته شده است. تاریخچه ایمنی ربات‌ها در بستر استانداردهای ملی و جهانی در فصل دوم مورد بررسی قرار گرفته و استانداردهای قابل تعمیم به ربات‌های توانبخشی در این بخش طبقه‌بندی شده‌اند. تمایز و اشتراک مفاهیم و استانداردهای ایمنی در حوزه‌های مختلف با حوزه توانبخشی بررسی و تعیین شد. در فصل سوم، ابتدا مسئله تعریف یک تعامل ایمن همراه با ویژگی‌ها و لازمه‌هایی که دارد بیان شده است. سپس راه-کارهای تامین ایمنی با استراتژی‌های طراحی و کنترل ربات‌ها مطرح شده و معیاری تعمیم‌یافته از ربات‌های صنعتی درخور مسئله توانبخشی برای سنجش تاثیر هر راه‌کار در تامین ایمنی ارائه شده است. پس از آن بر پایه تعریف و مفاهیم قابلیت رانش معکوس در ربات‌ها، رابطه ریاضی برای بیان

کمی آن مطرح شده و با تعمیم این رابطه معیاری برای سنجش ایمنی ذاتی ربات‌های توانبخشی پیشنهاد داده است.

در ادامه پایان‌نامه هدف پیاده‌سازی و ارزیابی راه‌کارهای شناسایی شده برای ربات کابلی توانبخشی آرنج است، لذا در فصل چهارم ابتدا ربات کابلی توانبخشی آرنج معرفی شده و پس از تحلیل‌های سینماتیکی، استاتیکی و دینامیکی، مسیرهای مناسب برای توانبخشی آرنج براساس الگوهای حرکتی انسان، برای ربات طراحی شده‌اند.

در فصل پنجم دو فلوچارت کنترلی برای انجام توانبخشی غیرفعال با عنوان کنترل مستقل سختی-موقعیت و کنترل ترکیبی گشتاور-موقعیت از طریق محرکه سری الاستیک کابلی ربات در بخش ابتدایی فصل مطرح شده است. در ادامه فصل پنجم فلوچارت‌های کنترلی برای انجام توانبخشی فعال و شراکتی با بیمار در قالب سه فلوچارت: کنترل امیدانس، کنترل ادمیتانس و فلوچارت حلقه بسته مبتنی بر بازخورد نیروی دست بیمار ارائه می‌شوند. در انتهای فصل پنجم یک فلوچارت کنترل کلیدزنی برای توانبخشی غیرفعال و فعال بیماران ضایعه نخاعی با آسیب‌دیدگی شدید ارائه می‌شود که در آن ایمنی بیمار در توانبخشی فعال ربات برپایه معیار کمی قابلیت رانش معکوس ارزیابی شده و عملکرد کنترل‌کننده را مطابق تمایل بیمار تعیین می‌کند.

۶-۲- نتایج و دست‌آوردها

در بیانی مختصر، دست‌آوردهای پایان‌نامه را می‌توان به شرح زیر برشمرد:

- ارائه رابطه کمی برای قابلیت رانش معکوس ربات‌ها
- ارائه معیار کمی برای ارزیابی حدود ایمنی در تعامل بیمار با ربات توانبخشی
- ارائه فلوچارت‌های کنترلی کارآمد برای تعامل ایمن بیمار با ربات کابلی توانبخشی آرنج
- ارزیابی ایمنی و اثرگذاری در عملکرد ربات کابلی توانبخشی آرنج با کنترل‌کننده‌های متفاوت

۶-۳- پیشنهاد برای کارهای آینده

در انتها، سر خط ادامه مسیر در جهات مختلف برای بهبود و پیشبرد کار ارائه شده است. در این راستا می‌توان به تعمیم معیار ایمنی بر اساس توان یا انرژی برای ربات‌های توانبخشی اشاره کرد. از ایده‌های کنترل تطبیقی امیدانس و سیستم‌های فازی برای تعیین عملکرد ایمن ربات بر اساس پارامترهای متفاوت بهره برد. محدودیت‌های طراحی ربات توانبخشی را در ارتباط با درجه آزادی و مکانیزم

جبران‌ساز غیرفعال جاذبه برطرف کرد. مسئله بهینه‌سازی برای دستیابی به سختی و موقعیت مطلوب یا تعامل ایمن و موثر برای ربات کابلی توانبخشی آرنج حل کرد.

- [1]R. D. Herbert, C. G. Maher, A. M. Moseley, C. Sherrington, **Regular review: Effective physiotherapy**, *BMJ: British Medical Journal*, Vol. 323, No. 7316, 2001.
- [2]G.Fazekas, M. Horvath, T. Troznai, A. Toth, **Robot-mediated upper limb physiotherapy for patients with spastic hemiparesis: a preliminary study**, *Journal of rehabilitation medicine*, Vol. 39, No.7, pp. 580-582, 2007.
- [3]D. I. Clark, N. Downing, J. Mitchell, L. Coulson, E. P. Syzpryt, M. Doherty, **Physiotherapy for anterior knee pain: a randomised controlled trial**, *Annals of the rheumatic diseases*, Vol. 59, No. 9, pp. 700-704, 2000.
- [4]**Guidelines for the physiotherapy management of the adult, medical, spontaneously breathing patient**. BMJ Publ. Group, 2009.
- [5]C. Boake, L. Diller, **History of rehabilitation for traumatic brain injury**, *Rehabilitation for traumatic brain injury*, pp. 3-13, 2005.
- [6]R. Riener, T. Nef, G. Colombo, **Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities**, *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol. 43, No. 1, pp. 2-10, 2005.
- [7]S. Jezernik, G. Colombo, T. Keller, H. Frueh, M. Morari, **Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool**, *Neuromodulation: Technology at the neural interface*, Vol. 6, No. 2, pp. 108-115, 2003.
- [8]T. Nef, R. Riener, **ARMin-design of a novel arm rehabilitation robot**, In *Rehabilitation Robotics: ICORR 2005 9th International Conference on*, pp. 57-60, IEEE, 2005.
- [9]N. Tejima, **Rehabilitation robotics: a review**, *Advanced Robotics*, Vol. 14, No. 7, pp. 551-564, 2001.
- [10]B. S. Dhillon, **Robot reliability and safety**, *Springer Science & Business Media*, 2012.
- [11]Y. Yamada, Y. Hirasawa, S. Huang, Y. Umetani, K. Suita, **Human-robot contact in the safeguarding space**, *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, Vol. 2, No. 4, pp. 230-236, 1997.
- [12]Y. Y. Lee, D. Z. Chen, **Determination of spring installation configuration on statically balanced planar articulated manipulators**, *Mechanism and Machine Theory*, Vol. 74, pp. 319-336, 2014.
- [13]B. C. Jiang, O. S. Cheng, **A procedure analysis for robot system safety**, *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 6, No. 2, pp. 95-117, 1990.
- [14]P. Wetterlind, W. M. Lively, **Ensuring software safety in robot control**, In *Proceedings of the 1987 Fall Joint Computer Conference on Exploring technology: today and tomorrow*, IEEE Computer Society Press, pp. 34-37, 1987.
- [15]A. Finzi, F. Pirri, **Combining probabilities, failures and safety in robot control**, In *international joint conference on artificial intelligence*, Vol. 17, No. 1, pp. 1331-1336, 2001.
- [16]ISO 12100, **Safety of machinery -- General principles for design -- Risk assessment and risk reduction**, 2010.

- [17]ISO/TR 18569, Safety of machinery -- **Guidelines for the understanding and use of safety of machinery standards**, 2004.
- [18]ISO 14120, Safety of machinery -- **Guards** -- General requirements for the design and construction of fixed and movable guards, 2002.
- [19]M. Vasic, A. Billard, **Safety issues in human-robot interactions**, *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, IEEE, 2013.
- [20]ANSI/RIA R15.06-1999 American National Standard for Industrial Robots and Robot Systems - **Safety Requirements** (revision of ANSI/RIA R15.06-1992)
- [21]RIA TR T15.106-2006 Technical Report for Industrial Robots and Robot Systems- **Safety Requirements Teaching Multiple Robots**
- [22]Robots and robotic devices -- **Safety requirements for industrial robots** -- Part 1: Robots: ISO 12018-1-2011
- [23]Robots and robotic devices -- **Safety requirements for industrial robots** -- Part 2: Robot systems and integration: ISO 10218-2-2011
- [24]ANSI/RIA R15.06-2012 American National Standard for Industrial Robots and Robot Systems- **Safety Requirements** (revision of ANSI/RIA R15.06-1999)
- [25]ISO/TR 14121-2, Safety of machinery -- **Risk assessment**, 2012.
- [26]ISO 14119, Safety of machinery -- **Interlocking devices associated with guards** -- Principles for design and selection, 2013.
- [27]ISO 13849-1, Safety of machinery -- **Safety-related parts of control systems**, 2006.
- [28]ISO 14118, Safety of machinery -- **Prevention of unexpected start-up**, 2000.
- [29]ISO 13851, Safety of machinery -- **Two-hand control devices** -- Functional aspects and design principles, 2002.
- [30]ISO 13857, Safety of machinery -- **Safety distances to prevent hazard zones being reached by upper and lower limbs**, 2008.
- [31]ISO/DIS 14122, Safety of machinery -- **Permanent means of access to machinery**, 2004.
- [32]ISO 13856, Safety of machinery -- **Pressure-sensitive protective devices**, 2013.
- [33]ISO 18434, **Condition monitoring and diagnostics of machines**, 2008.
- [34]ISO 14123, Safety of machinery -- **Reduction of risks to health from hazardous substances emitted by machinery**, 2009.
- [35]ISO 14159, Safety of machinery -- **Hygiene requirements for the design of machinery**, 2012.
- [36]ISO 15534, **Ergonomic design for the safety of machinery**, 2011.
- [37]ISO 14738, Safety of machinery -- **Anthropometric requirements for the design of workstations at machinery**, 2013.
- [38]ISO 13850, Safety of machinery -- **Emergency stop** -- Principles for design, 2010.
- [39]ISO 13855, Safety of machinery -- **Positioning of safeguards with respect to the approach speeds of parts of the human body**, 2010.
- [40]ISO 11161, Safety of machinery -- **Integrated manufacturing systems** -- Basic requirements, 2010.

- [41]ISO Guide 78, Safety of machinery -- **Rules for drafting and presentation of safety standards**, 2012.
- [42]ISO 13482, Robots and robotic devices -- **Safety requirements for personal care robots**, 2014.
- [43]IEC 31010, Risk management-- **Risk assessment techniques**, 2009.
- [44]B. Jobbágy, D. Šimšík, J. Marek, J. Karchňák, D. Onofreiová, **Robotic Exoskeleton for Rehabilitation of the Upper Limb**, *American Journal of Mechanical Engineering*, Vol. 2, No. 7, pp. 299-302, 2014.
- [45]M. Nokata, N. Tejima, **10 A Safety Strategies for Rehabilitation Robots**, In *Advances in Rehabilitation Robotics, Springer Berlin Heidelberg*, pp. 177-185, 2004.
- [46]E. Mitka, A. Gasteratos, N. Kyriakoulis, S. G. Mouroutsos, **Safety certification requirements for domestic robots**, *Safety science*, Vol. 50, No. 9, pp. 1888-1897, 2012.
- [47]J. Guiochet, Q. A. Do Hoang, M. Kaâniche, D. Powell, **Applying existing standards to a medical rehabilitation robot: Limits and challenges**. In *Workshop FW5: Safety in Human-Robot Coexistence & Interaction: "How can Standardization and Research benefit from each other?"* 2012.
- [48] k. I Ikuta, H. Ishii, M. Nokata, **Safety evaluation method of design and control for human-care robots**, *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 22, No. 5, pp. 281-297, 2003.
- [49]B. Fei, W. S. Ng, S. Chauhan, C. K. Kwoh, **The safety issues of medical robotics**, *Reliability Engineering & System Safety*, Vol. 73, No. 2, pp. 183-192, 2001.
- [50]D. Chakarov, **some approaches for safety in the "human-robot" interaction**, In *Pros. of the Eighth Int. Conf. on Robotics-PRACTRO'2005*, Varna, Bulgaria, and June 15-18, 2005.
- [51]S. Roderick, C. Carignan, **Designing safety-critical rehabilitation robots**, *INTECH Open Access Publisher*, 2007.
- [52]P. S. Lum, H. F. M. Van der Loos, P. Shor, C. G. Burgar, **A robotic system for upper-limb exercises to promote recovery of motor function following stroke**, In *Proceedings Sixth Int. Conf. on Rehab. Robotics*, pp. 235-239, 1999.
- [53]C. G. Burgar, P. S. Lum, P. C. Shor, H. M. Van der Loos, **Development of robots for rehabilitation therapy: the Palo Alto VA/Stanford experience**, *Journal of rehabilitation research and development*, Vol. 37, No. 6, pp. 663-674, 2000.
- [54]P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy, S. Leonhardt, **A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation**, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Vol. 11, No. 1, 2014.
- [55]Y. Mao, S. K. Agrawal, **Design of a cable-driven arm exoskeleton (CAREX) for neural rehabilitation**. *Robotics*, IEEE Transactions on, Vol. 28, No. 4, pp. 922-931, 2012.
- [56]Arakelian, B. Sébastien, **Balancing of Linkages and Robot Manipulators: Advanced Methods with Illustrative Examples**, Vol. 27. *Springer*, 2015.

- [57]B. Lenzo, A. Frisoli, F. Salsedo, M. Bergamasco, **New Gravity Balancing Technique and Hybrid Actuation for Spatial Serial Manipulators**, *Advances in Robot Kinematics. Springer International Publishing*, pp. 419-427, 2014.
- [58]R. V. Ham, T. G. Sugar, B. Vanderborght, K. W. Hollander, D. Lefeber, **Compliant actuator designs**, *Robotics & Automation Magazine*, IEEE, Vol. 16, No. 3, pp. 81-94, 2009.
- [59]G. Tonietti, G. **Variable impedance actuation, a co-design solution to the safety/performance tradeoff in physical human-robot interaction**, *Doctoral dissertation*, University of Pisa, Italy, 2005.
- [60]J. Pratt, B. Krupp, C. Morse, “**Series elastic actuators for high fidelity force control**”, *Industrial Robot: An International Journal*, Vol. 29, No. 3, pp. 234-241, 2002.
- [61]G. Pratt, M. Williamson, **Series elastic actuators**, *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Vol. 1, pp. 399-406, 1995.
- [62]H. Vallery, J. Veneman, E. Van Asseldonk, R. Ekkelenkamp, M. Buss, H. Van Der Kooij, **Compliant actuation of rehabilitation robots**, *Robotics & Automation Magazine*, IEEE, Vol. 15, No. 3, pp. 60-69, 2008.
- [63]K. Kong, J. Bae, M. Tomizuka, “**Control of rotary series elastic actuator for ideal force-mode actuation in human-robot interaction applications**”, *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, Vol. 14, No. 1, pp. 105-118, 2009.
- [64]M. Zinn, B. Roth, O. Khatib, J. K. Salisbury, **A new actuation approach for human friendly robot design**, *The international journal of robotics research*, Vol. 23, No. 4-5, pp. 379-398, 2004.
- [65]A. Bicchi, G. Tonietti, **Fast and" soft-arm" tactics [robot arm design]**, *Robotics & Automation Magazine*, IEEE, Vol. 11, No. 2, pp. 22-33, 2004.
- [66]G. Palli, C. Melchiorri, T. Wimbock, M. Grebenstein, G. Hirzinger, **Feedback linearization and simultaneous stiffness-position control of robots with antagonistic actuated joints**, *In Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on*, pp. 4367-4372, IEEE, 2007.
- [67]J. S. Sulzer, M. Peshkin, J. L. Patton, **Catastrophe and Stability Analysis of a Cable-Driven Actuator**, *In Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 2429-2433, IEEE, 2006.
- [68]I. Sardellitti, G. Medrano-Cerda, N. G. Tsagarakis, A. Jafari, D. G. Caldwell, “**A position and stiffness control strategy for variable stiffness actuators**, ” *In Robotics and Automation (ICRA)*, 2012 IEEE International Conference on (pp. 2785-2791). IEEE.
- [69]J. S. Sulzer, R. Roiz, M. Peshkin, J. L. Patton, **A highly backdrivable, lightweight knee actuator for investigating gait in stroke**, *Robotics, IEEE Transactions on*, Vol. 25, No. 3, pp. 539-548, 2009.

- [70]T. Ishida, A. Takanishi, **A robot actuator development with high backdrivability**, In *Robotics, Automation and Mechatronics*, 2006 IEEE Conference on (pp. 1-6). IEEE, 2006.
- [71]T. Nef, P. Lum, **Improving backdrivability in geared rehabilitation robots**, *Medical & biological engineering & computing*, 47(4), 441-447, 2009.
- [72]E. S.Conkur, R. Buckingham, **Clarifying the definition of redundancy as used in robotics**, *Robotica*, Vol. 15, No. 5, pp. 583-586, 1997.
- [73]Z. Hasan, J. S. Thomas, **Kinematic redundancy**, *Progress in brain research*, Vol. 123, pp. 379-388, 1999.
- [74]L. Marchal-Crespo, D. J. Reinkensmeyer, **Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury**, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Vol. 6, No. 1, page 20, 2009.
- [75]L. Pan, A. Song, G. Xu, H. Li, H. Zeng, B. Xu, **Safety supervisory strategy for an upper-limb rehabilitation robot based on impedance control**, *Int J Adv Robotic Sy*, Vol. 10, No. 127, 2013.
- [76]S. W. O Driscoll, N. J. Giori, **Continuous passive motion (CPM): theory and principles of clinical application**, *Journal of rehabilitation research and development*, Vol. 37, No. 2, pp. 179-188, 2000.
- [77]J. Gassaway, S. D. Horn, G. DeJong, R. J. Smout, C. Clark, R. James, **Applying the clinical practice improvement approach to stroke rehabilitation: methods used and baseline results**, *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Vol. 86, No. 12, pp. 16-33, 2005.
- [78]T. Tsumugiwa, A. Sakamoto, R. Yokogawa, K. Hara, **Switching control of position/torque control for human-robot cooperative task-human-robot cooperative carrying and peg-in-hole task**, In *Robotics and Automation, 2003. Proceedings. ICRA'03*. IEEE International Conference on, Vol. 2, pp. 1933-1939. IEEE, 2003.
- [79]D. Camorali, G. Magnani, P. Rocco, A. Rusconi, **Position/torque control of a space robotics arm**, In *Mechatronic Systems*, Vol. 4, No. 1, pp. 283-288, 2006.
- [80]L. Pan, A. Song, G. Xu, H. Li, B. Xu, P. Xiong, **Hierarchical safety supervisory control strategy for robot-assisted rehabilitation exercise**, *Robotica*, Vol. 31, No. 5, pp. 757-766, 2013.
- [81]G. Chen, Z. Zhou, Y. Feng, R. Wang, N. Wang, Q. Wang, **Improving the safety of ankle-foot rehabilitation system with hybrid control**, In *Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, 2015 IEEE International Conference on (pp. 700-705). IEEE, 2015.
- [82]A. Dashkhaneh, M. Mohammadi Moghaddam, M.R. Hadian, M. Mogharrabi, A.A. Mirzaei Saba, S.M. Davoodi Hasankola, **Rehabilitation robots control in gait training exercises On treadmill**, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 8, pp. 157-164, 2014 (In Persian)
- [83]A. C. Lo, P. D. Guarino, L. G. Richards, J. K. Haselkorn, G. F. Wittenberg, D. G. Federman, ... , P. Peduzzi, **Robot-assisted therapy for long-term upper-limb**

- impairment after stroke**, *New England Journal of Medicine*, Vol. 362, No. 19, pp. 1772-1783, 2010.
- [84] S. N. Roderick, C. R. Carignan, **An approach to designing software safety systems for rehabilitation robots**, In *Rehabilitation Robotics*, 2005. *ICORR 2005. 9th International Conference on* (pp. 252-257). IEEE, 2005.
- [85] W. R. Dunn, **Designing safety-critical computer systems**, *Computer*, Vol. 36, No. 11, pp. 40-46, 2003.
- [86] L. H. Chiang, R. D. Braatz, E. L. Russell, **Fault detection and diagnosis in industrial systems**, *Springer Science & Business Media*, 2001.
- [87] A. Avizienis, **toward systematic design of fault-tolerant systems**, *Computer*, Vol. 30, No. 4, pp. 51-58, 1997.
- [88] H. Alwi, C. Edwards, **Fault tolerant control using sliding modes with on-line control allocation**, *Automatica*, Vol. 44, No. 7, pp. 1859-1866, 2008.
- [89] M. Laffranchi, N. G. Tsagarakis, D. G. Caldwell, **Improving Safety of Human-Robot Interaction through Energy Regulation Control and Passive Compliant Design**, *Human Machine Interaction-Getting Closer*, 2011.
- [90] J. Heinzmann, A. Zelinsky, **Quantitative safety guarantees for physical human-robot interaction**, *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 22, No. 7-8, pp. 479-504, 2003.
- [91] M. Bamdad, H. Zarshenas, **Robotic rehabilitation with the elbow stiffness adjustability**, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 11, pp. 151-158, 2014 (In Persian)
- [92] M. Bamdad, H. Zarshenas, H. **Elbow rehabilitation robot with cable actuation: First experimental results**, In *Robotics and Mechatronics (ICRoM)*, 2014 Second RSI/ISM International Conference on (pp. 440-444). IEEE, 2014.
- [93] H. Zarshenas, **Mechatronic construction of cable actuator arm, based on classified EEG signals of brain motor imagery**, *Thesis for degree of Master of Science (M.Sc. Thesis)*, Shahrood University, Iran, 2013.
- [94] S. Sulzer, A. Peshkin, L. Patton, **"MARIONET: An Exotendon-Driven Rotary Series Elastic Actuator for Exerting Joint Torque"** *Rehabilitation Robotics 9th International Conference*, pp 103-108, Chicago, 2005.
- [95] A. Gopalswamy, P. Gupta, M. Vidyasagar, **"A new parallelogram linkage configuration for gravity compensation using torsional springs"**, In *Robotics and Automation*, IEEE International Conference, Vol. 1, pp. 664-669, Nice, 1992.
- [96] N. Ulrich, V. Kumar, **"Passive Mechanical Gravity Compensation for Robot Manip-ulators"** *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2, pp 1536-1541. Sacramento, California, 1991.
- [97] A. Stienen, E. Edsko, E. Hekman, F. Van der Helm, G. Prange, M. Jannink, M. Aalsma, H. Van der Kooi, **"Freebal: dedicated gravity compensation for the upper extremities article"**, *Rehabilitation Robotics*, Vol. 12, No. 3, pp 804-808, 2007.

- [98]T. Bober, K. Kulig, J. M. Burnfield, B. Pietraszewski, “**Predictive torque equations for joints of the extremities,** ” *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 4, No. 2, pp. 49-60, 2002.
- [99]S. Pledge, K. E. Barner, S. K. Agrawal, T. Rahman, “**Tremor suppression through impedance control**” *Rehabilitation Engineering*, IEEE Transactions on, Vol. 8, No. 1, pp. 53-59, 2000.
- [100]Y. Mukaibo, S. Park, T. Maeno, **Equilibrium point control of a robot arm with a double actuator joint**, *International Simposium on Robotics and Automation*, 2004.
- [101]A. Duschau-Wicke, J. Von Zitzewitz, A. Caprez, L. Lünenburger, R. Riener, **Path control: a method for patient-cooperative robot-aided gait rehabilitation**, *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE Transactions on, Vol. 18, No. 1, pp. 38-48, 2010.
- [102]D. Piovesan, M. Casadio, F. A. Mussa-Ivaldi, P. Morasso, **Comparing two computational mechanisms for explaining functional recovery in robot-therapy of stroke survivors**, In *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on* (pp. 1488-1493). IEEE, 2012.
- [103]H. Vallery, E. H. Van Asseldonk, M. Buss, H. van der Kooij, **Reference trajectory generation for rehabilitation robots: complementary limb motion estimation**, *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE Transactions on, Vol. 17, No. 1, pp. 23-30, 2009.
- [104]I. Janssen, S. B. Heymsfield, Z. Wang, R. Ross, **Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18–88 yr**, *Journal of Applied Physiology*, Vol. 89, No. 1, pp. 81-88, 2000.
- [105]F. Parivash, M. Bamdad, H. Ahmadi, **Gravity compensation improvement for a cable-actuated elbow rehabilitation robot using sliding mode control**, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 11, pp. 117-126, 2015(In Persian)
- [106]R. Shadmehr, F. A. Mussa-Ivaldi, **Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task**, *The Journal of Neuroscience*, Vol. 14, No. 5, pp. 3208-3224, 1994.
- [107]Slotine, Jean-Jacques E., and Weiping Li. **Applied nonlinear control**, Vol. 60, Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1991.
- [108]M. Bamdad, F. Parivash, **Integrated active and passive gravity compensation method for a cable-actuated elbow rehabilitation robot**, *International Conference on Robotics and Mechatronics, ICRoM*, IEEE, 2015.
- [109]F. Parivash, M. Bamdad, **Independent position-stiffness control for elbow rehabilitation robot with cable-based series elastic actuator**, *22nd Iranian Conference on Biomedical Engineering, ICBME*, IEEE, 2015.
- [110]R. Richardson, M. Brown, B. Bhakta, M. Levesley, **Impedance control for a pneumatic robot-based around pole-placement, joint space controllers**, *Control Engineering Practice*, Vol. 13, No. 3, pp. 291-303, 2005.

- [111]H. Mehdi, O. Boubaker, **Stiffness and impedance control using Lyapunov theory for robot-aided rehabilitation**, *International Journal of Social Robotics*, Vol. 4, No. 1, pp. 107-119, 2012.
- [112]P. K. Artemiadis, P. T. Katsiaris, M. V. Liarokapis, K. J. Kyriakopoulos, **Human arm impedance: Characterization and modeling in 3D space**, *In Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2010 IEEE/RSJ International Conference on (pp. 3103-3108). IEEE, 2010.
- [113]P. Culmer, A. Jackson, M. C. Levesley, J. A. S. J. Savage, R. A. R. R. Richardson, J. A. Cozens, B. B. Bhakta, **An admittance control scheme for a robotic upper-limb stroke rehabilitation system**, *In Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, IEEE, 2005.
- [114]N. Vitiello, T. Lenzi, S. Roccella, S. M. De Rossi, E. Cattin, F. Giovacchini ... & M. Carrozza, **NEUROExos: A powered elbow exoskeleton for physical rehabilitation. Robotics**, IEEE Transactions on, Vol. 29, No. 1, pp. 220-235, 2013.
- [115]R. Schiavi, A. Bicchi, F. Flacco, **Integration of active and passive compliance control for safe human-robot coexistence**, *In Robotics and Automation, ICRA'09*. IEEE International Conference on (pp. 259-264). IEEE, 2009.

Abstract:

Safety problem in human robot interaction (HRI) is very important and has always been considered. Definition of a safe interaction is different in each practical field; and regarding to its special characteristics, safety preparation and evaluation strategies are different. A lot of professional works have been done in each field; and lead to publish an international safety standard in that field. Although, many researches have been established in the rehabilitation field; but, a special safety criterion have not been introduced for quantitative safety evaluation until now. In this thesis, safety evaluation in design and control of rehabilitation robots is studied. History of robots safety is studied and applicable safety standards for rehabilitation robots are identified and introduced. Safety evaluation criteria and its providing strategies are obtained by studying this classified researches and standards. After that, realization of identified strategies is expected for an elbow rehabilitation robot with cable actuator. Performance of the elbow rehabilitation robot with different control strategies which is designed for safe human-robot interaction is assessed by proposed safety criterion.

Keywords:

Safe human-robot interaction, Cable rehabilitation robot, Position-Stiffness control, Impedance control, Safety index



Shahrood University of Technology
Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering

Safety Evaluation in Rehabilitation Robot's Design and Control

Farhad Parivash

Supervisor:

Dr. Mahdi Bamdad

December 2015