

مَدَامُ



دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی مکاترونیک

طراحی و پیاده سازی کنترلی دوچرخه تمرینی هوشمند

توانبخشی

نگارنده: محمد خاوری

استاد راهنما

دکتر مهدی بامداد

مهر ۱۳۹۸

تقدیم به

-محضر ارزشمند پدر، مادر، برادر و خواهر عزیزم به خاطر همه تلاش‌های محبت آمیزی که در دوران مختلف زندگی ام انجام دادند و با مهربانی چگونه زیستن را به من آموختند.

-به همسر مهربانم که در تمام طول تحصیل همراه و یاور من بوده است.

-به استادان فرزانه و فرهیخته ای که در راه کسب علم و معرفت مرا یاری نمودند.

-به آنان که در راه کسب دانش راهنمایم بودند.

-به آنان که نفس خیرشان و دعای روح پرورشان بدرقه ی راهم بود.

-خدایا توفیق خدمتی سرشار از شور و نشاط و همراه و همسو با علم و دانش و پژوهش جهت رشد و شکوفایی ایران کهنسال عنایت بفرما.

سپاسگزاری

سپاس خدای بزرگ را که مرا یاری رساند تا بتوانم این مقطع تحصیلی را به پایان رسانده و گامی در راستای اعتلای علم بردارم. از همسر عزیزم به خاطر همکاری-ها و دلگرمی‌هایش متشکرم. از پدر و مادر، برادر و خواهر عزیز و مهربانم به خاطر زحماتی که در طول زندگی همواره برای پیروزی و شادکامی من به جان خریدند، تشکر می‌کنم.

از استاد راهنما گرانقدرم جناب آقای دکتر مهدی بامداد که بدون شک انجام این پایان نامه بدون کمک و راهنمایی‌های ایشان امکان پذیر نبود، کمال تشکر را دارم.

تشکر از تمامی معلمان و اساتیدی که توفیق دانش آموزی و دانشجویی در محضرشان را داشتیم. و در پایان از تمامی عزیزانی که در طول انجام این پروژه مرا یاری کرده اند کمال تشکر و قدردانی را ابراز می‌نمایم.

تعهدنامه

اینجانب محمد خاوری دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی مکترونیک دانشگاه صنعتی

شاهروود نویسنده پایان نامه با موضوع طراحی و پیاده سازی کنترلی دوچرخه تمرینی هوشمند

توانبخشی تحت راهنمایی دکتر مهدی بامداد متعهد می شوم:

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

تاریخ:

امضاء دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

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

چکیده: دوچرخه ثابت یکی از دستگاه‌هایی است که فیزیوتراپ‌ها همیشه به آن به چشم یک وسیله موثر برای بازگردانی قوای حرکتی و ماهیچه‌ای بیماران نگاه کرده‌اند. در این پژوهش سعی گردیده است با طراحی، پیاده‌سازی و نصب انواع ادوات مکاترونیکی شامل محرک موتوری، مدارهای الکترونیکی و انواع سنسورهای سنجش فعالیت‌های روی دوچرخه بیمار، دو روش درمانی در حوزه توانبخشی اندام‌های پایین تنه امکان‌پذیر گردد. همچنین با طراحی یک فلاپیول و نصب آن در میان پدال و موتور سعی می‌شود نرمی حرکتی بیشتری برای بیمار فراهم گردد. بیمار با توجه به میزان آسیب دیدگی در یکی از دو گروه تمرینی غیرفعال و یا کمک فعال جای می‌گیرد. در برنامه تمرینی غیرفعال بیمار قوای لازم برای پدال زدن روی دوچرخه را به خوبی دارا نمی‌باشد، بنابراین موتور به کمک وی می‌آید و تمام بار رسیدن به یک سرعت پدال زنی مشخص را برعهده می‌گیرد. پای بیمار در این برنامه با سرعت ثابتی که بالاتر از توانایی وی در پدال زدن آن سرعت است، به صورت اجباری می‌چرخد. در برنامه تمرینی کمک فعال که بیمار توانایی بالاتری از حالت اول درمانی پیدا کرده است، هدف همان پدال زنی بیمار در یک سرعت مشخص است با این تفاوت که وی توانایی نیرو وارد کردن را نیز دارا است. میزان کمک رسانی موتور در این روش را مقدار نیروی اعمالی بیمار مشخص می‌کند. در این پژوهش سعی می‌شود تئوری کنترلی برای این دو روش درمانی و این دوچرخه، طراحی و پایداری آن اثبات گردد. کنترل سرعت در این پژوهش با استفاده از بازخوردهای نیرویی و سرعتی صورت می‌گیرد. در نهایت نتایج عملی دقت متوسط $98,41\%$ برای روش غیرفعال در شش تست و $96,33\%$ برای روش کمک فعال در دو تست را در رسیدن به سرعت مطلوب پدال زنی نشان می‌دهند.

واژگان کلیدی: دوچرخه ثابت توانبخشی، کنترل سرعت پدال، روش درمانی غیرفعال، روش درمانی کمک فعال، طراحی فلاپیول، نیروی پدال.

فهرست

فصل اول: مقدمه و مروری بر تاریخچه.....	۱
۱-۱- مقدمه	۲
۲-۱- انواع استراتژی های توانبخشی	۳
۳-۱- مروری بر تاریخچه	۱۰
۱-۳-۱- مطالعات پیشین در حوزه پزشکی و بالینی با استفاده از دوچرخه توانبخشی	۱۰
۲-۳-۱- مطالعات پیشین در حوزه طراحی و مدل سازی کنترلی دوچرخه ثابت توانبخشی	۱۲
۳-۳-۱- مطالعات پیشین در حوزه انواع ربات های توانبخشی پایین تنه	۱۹
۴-۱- ضرورت انجام پژوهش	۲۴
۵-۱- روش انجام پژوهش و طراحی سیستم دوچرخه	۲۶
فصل دوم: تشریح ساختار و عملکرد دوچرخه ثابت توانبخشی	۲۹
۱-۲- مقدمه	۳۰
۲-۲- اجزای اصلی دوچرخه توانبخشی	۳۱
۱-۲-۲- صفحه نمایش دیجیتالی	۳۳
۲-۲-۲- سنسور نیروسنج	۳۳
۳-۲-۲- حداکثر نیرو	۳۸
۴-۲-۲- آفتت نیروسنج	۳۸
۵-۲-۲- آهنربا و سنسور ریدسوئیچ	۳۹
۶-۲-۲- جعبه دریافت ، پردازش و ارسال دادههای نیرو	۴۰
۷-۲-۲- فلاپیول	۴۲
۸-۲-۲- موتور	۴۳
۹-۲-۲- جعبه سیستم کنترل مرکزی	۴۴
۱۰-۲-۲- تسمه	۴۶
۱۱-۲-۲- پولی موتور و فلاپیول	۴۷
۱۲-۲-۲- انکودر افزایشی	۴۷
۱۳-۲-۲- ترمز مغناطیسی	۴۸
۳-۲- نحوه راه اندازی و استفاده از دوچرخه ثابت توانبخشی	۴۹
فصل ۳: مدل سازی سیستم و طراحی کنترلر	۵۱
۱-۳- مقدمه	۵۲
۲-۳- رویکرد های تئوری طراحی فلاپیول برای دوچرخه توانبخشی	۵۳
۱-۲-۳- اصول طراحی	۵۳

۵۶	۲-۲-۳- ارتباطات بین شعاع داخلی، شعاع خارجی و سرعت دورانی
۶۱	۳-۲-۳- انتخاب ابعاد و وزن فلاپویل
۶۲	۳-۳- استخراج معادلات دینامیکی سیستم مکانیکی
۶۶	۴-۳- مدل دینامیکی موتور الکتریکی
۶۸	۵-۳- فرم فضای حالت سیستم:
۶۹	۶-۳- طراحی کنترلر حلقه بسته PID:
۷۴	۷-۳- اثبات پایداری سیستم
۷۷	فصل ۴: نتایج شبیه سازی و ارزیابی
۷۸	۱-۴- مقدمه
۷۸	۲-۴- نتایج تمرین غیرفعال
۸۲	۳-۴- نتایج تمرین کمک فعال
۸۲	۱-۳-۴- نتایج عملی تمرین کمک فعال:
۸۶	۲-۳-۴- نتایج شبیه سازی تمرین کمک فعال
۹۱	فصل ۵: نتیجه گیری و پیشنهادات
۹۲	۱-۵- نتیجه گیری
۹۳	۲-۵- پیشنهادات
۹۵	۶- منابع

فهرست اشکال

۳	شکل ۱- ۱: درمان سنتی و کمکی در فیزیوتراپی
۶	شکل ۱- ۲: استفاده از دوچرخه ثابت در توانبخشی
۱۴	شکل ۱- ۳: دوچرخه توانبخشی اچ سو و همکاران [۱۱]
۱۵	شکل ۱- ۴: مدل کنترل سرعت و تخمین گشتاور وارد کننده پیشنهادی اچ سو و همکاران [۱۱]
۱۶	شکل ۱- ۵: دوچرخه ثابت توانبخشی طراحی شده محمدی و همکاران [۲۶]
۱۷	شکل ۱- ۶: بلوک دیاگرام کنترلی حالت دینامیکی محمدی و همکاران [۲۶]
۱۹	شکل ۱- ۷: ساختار کلی پروژه بردلی و همکاران [۴]
۲۲	شکل ۱- ۸: سیستم تمرین دهنده گام برداری لوکومات هوکوما [۲۹]

- شکل ۱-۹: تمرین دهنده های گام برداری "گیت مستر" [۳۰] ۲۲
- شکل ۱-۱۰: دستگاه توانبخشی پوشیدنی ریواک [۳۱] ۲۲
- شکل ۱-۱۱: ربات موشن میکر [۳۲] ۲۲
- شکل ۲-۱: نمای کلی از دوچرخه ثابت توانبخشی طراحی شده (الف) نمای بالا و (ب) نمای از کنار ۳۱
- شکل ۲-۲: اجزای اصلی دوچرخه توانبخشی ۳۲
- شکل ۲-۳: مولفه نیروهای وارد شده به پدال دوچرخه [۳۵] ۳۵
- شکل ۲-۴: سنسور نیروسنج SB 210 ۳۵
- شکل ۲-۵: مکان قرارگیری و نحوه اتصال سنسور نیروسنج به پدال دوچرخه ۳۶
- شکل ۲-۶: فازهای مختلف در هر سیکل پدال زنی [۳۵] ۳۷
- شکل ۲-۷: زاویه γ متناظر با بیشترین گشتاور وارد شده به پدال [۳۶] ۳۸
- شکل ۲-۸: پروفیل آفست نیرویی لودسل در یک سیکل چرخش ۳۹
- شکل ۲-۹: مکان قرارگیری سنسور ریدسوئیچ و آهنربا جهت اندازه گیری حداکثر نیرو ... ۴۰
- شکل ۲-۱۰: مکان نصب و قرارگیری جعبه دریافت، پردازش و ارسال دادههای نیرویی ... ۴۱
- شکل ۲-۱۱: قطعات استفاده شده در جعبه دریافت و ارسال دادههای نیرو شامل (الف) HX711، (ب) Arduino Uno و (ج) HC05 ۴۲
- شکل ۲-۱۲: شکل موتور و مکان نصب آن در انتهای دوچرخه توانبخشی ۴۳
- شکل ۲-۱۳: جعبه سیستم کنترل مرکزی و قطعات الکترونیکی مورد استفاده در آن ۴۵
- شکل ۲-۱۴: نحوه انتقال قدرت از موتور به پدال توسط دو عدد تسمه ۴۶
- شکل ۲-۱۵: مکان نصب انکودر روی پولی موتور ۴۸
- شکل ۲-۱۶: مکان قرارگیری و نصب ترمز مغناطیسی با وظیفه ایجاد مقاومت در چرخش پدال ۴۹
- شکل ۲-۱۷: قرارگیری بیمار روی دوچرخه و اتصال پاهای وی به پدال جهت انجام برنامه توانبخشی ۵۰
- شکل ۳-۱: نیروها و قیدهای موجود در یک چرخ دوار همگن [۳۸] ۵۵
- شکل ۳-۲: تغییرات تنش شعاعی و مماسی در دیسک دوار برای $a = 0.2; a = 0.5; a = 0.7$ ۵۷
- شکل ۳-۳: ارتباط بین شعاع خارجی و حداکثر سرعت مجاز برای دیسک دوار برای چدن ASTM 40 ۵۸

شکل ۳-۴: نمایش انرژی مجاز برای حجم کل دیسک (استوانه توپر) به رنگ منحنی آبی و انرژی مجاز برای حجم کل دیسک دوار (استوانه تو خالی) به رنگ قرمز ۶۰

شکل ۳-۵: ساختار انتقال قدرت دوچرخه توانبخشی ۶۲

شکل ۳-۶: مدل مدار الکتریکی موتور DC متصل به بار مکانیکی ۶۷

شکل ۳-۷: بلوک دیاگرام کنترل سرعت موتور در حالت توانبخشی غیرفعال ۷۰

شکل ۳-۸: بلوک دیاگرام کنترلی حلقه بسته کنترل سرعت پدال در حالت تمرینی کمک فعال ۷۲

شکل ۴-۱: سرعت پدال برای مقدار مطلوب ۴۰ دور در دقیقه در تمرین غیرفعال ۷۹

شکل ۴-۲: ولتاژ خروجی کنترلر برای مقدار مطلوب ۴۰ دور در دقیقه در تمرین غیرفعال ۷۹

شکل ۴-۳: خطای سرعت برای مقدار مطلوب ۴۰ دور در دقیقه در تمرین غیرفعال ۸۰

شکل ۴-۴: سرعت پدال برای مقدار مطلوب ۸۰ دور در دقیقه در تمرین غیرفعال ۸۰

شکل ۴-۵: ولتاژ خروجی کنترلر برای مقدار مطلوب ۸۰ دور در دقیقه در تمرین غیرفعال ۸۱

شکل ۴-۶: خطای سرعت برای مقدار مطلوب ۸۰ دور در دقیقه در تمرین غیرفعال ۸۱

شکل ۴-۷: نیروی اعمالی بیمار در سیکل پدال زنی برای تمرین کمک فعال و سرعت مطلوب ۴۰ دور در دقیقه ۸۲

شکل ۴-۸: سرعت دورانی پدال برای تمرین کمک فعال و سرعت مطلوب ۴۰ دور در دقیقه ۸۳

شکل ۴-۹: ولتاژ خروجی کنترلر داده شده به موتور برای تمرین کمک فعال و سرعت مطلوب ۴۰ دور در دقیقه ۸۳

شکل ۴-۱۰: خطای سرعت پدال برای تمرین کمک فعال و سرعت مطلوب ۴۰ دور در دقیقه ۸۳

شکل ۴-۱۱: نیروی اعمالی بیمار در سیکل پدال زنی برای تمرین کمک فعال و سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه ۸۴

شکل ۴-۱۲: سرعت دورانی پدال برای تمرین کمک فعال و سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه ۸۵

شکل ۴-۱۳: ولتاژ خروجی کنترلر داده شده به موتور برای تمرین کمک فعال و سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه ۸۵

شکل ۴-۱۴: خطای سرعت پدال برای تمرین کمک فعال و سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه ۸۵

شکل ۴-۱۵: ورودی نیرویی سینوسی در شبیه سازی مشابه حالت عملی برای سرعت مطلوب ۴۰ دور در دقیقه ۸۶

شکل ۴-۱۶: سرعت دورانی پدال برای تمرین کمک فعال در شبیه سازی و برای سرعت مطلوب ۴۰ دور در دقیقه ۸۷

شکل ۴-۱۷: ولتاژ خروجی کنترلی برای تمرین کمک فعال در شبیه سازی و برای سرعت مطلوب ۴۰ دور در دقیقه ۸۷

شکل ۴-۱۸: خطای سرعت دورانی برای تمرین کمک فعال در شبیه سازی و برای سرعت مطلوب ۴۰ دور در دقیقه ۸۸

شکل ۴-۱۹: ورودی نیرویی سینوسی در شبیه سازی مشابه حالت عملی برای سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه ۸۸

شکل ۴-۲۰: سرعت دورانی پدال برای تمرین کمک فعال در شبیه سازی و برای سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه ۸۹

شکل ۴-۲۱: ولتاژ خروجی کنترلی برای تمرین کمک فعال در شبیه سازی و برای سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه ۸۹

شکل ۴-۲۲: خطای سرعت دورانی برای تمرین کمک فعال در شبیه سازی و برای سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه ۹۰

شکل ۴-۲۳: خطای میانگین مربعات برای (۱) تمرین غیرفعال با سرعت مطلوب ۴۰، (۲) تمرین غیرفعال با سرعت مطلوب ۸۰، (۳) تمرین کمک فعال با سرعت مطلوب ۴۰ و (۴) تمرین کمک فعال با سرعت مطلوب ۸۰ ۹۰

فهرست جداول

- جدول ۲-۱: اسامی اجزای دوچرخه توانبخشی ۳۲
- جدول ۲-۲: مشخصات درایور موتور IBT-2 ۴۵
- جدول ۳-۱: پارامترهای تعریف شده برای ساختار مکانیکی دوچرخه توانبخشی ۶۳
- جدول ۴-۱: ثوابت سیستم و مقادیر کنترلر ۷۸

فصل اول: مقدمه و مروری بر

تاریخچه

اغلب درمان‌های دارویی و جراحی برای بیماران دچار نقص حرکتی و ضعف‌های ماهیچه‌ای نوعی پوشش موقتی برای درمان این بیماران است. علاوه بر آن تأثیرات مورد نظر و خواسته شده را در پی ندارد و هزینه بالایی نیز به همراه خواهد داشت. با در نظر گرفتن این موارد در سال‌های اخیر نیاز به روش‌های جدید برای پیشگیری، به تأخیر انداختن و درمان این بیماری‌ها حس شده است. تحقیقات اخیر نشان می‌دهند درمان‌های حرکتی و تمرینی نقش بسزایی برای بیماران دچار نقص حرکتی از جمله بیماران پارکینسون و سکته دارد [۱، ۲].

در این جا است که نیاز به علم فیزیوتراپی احساس می‌شود. فیزیوتراپی درمانی با قدمت طولانی است که همزمان با توسعه دانش پزشکی، به یکی از ارکان دانش‌های نوین پزشکی تبدیل شده است. علم فیزیوتراپی یعنی درمان فیزیکی بدن که با هدف بهبود عملکردهای حرکتی و ماهیچه‌ای بیماران صورت می‌گیرد. فیزیوتراپی می‌تواند به صورت سنتی توسط فیزیوتراپیست و یا توسط دستگاه یا ربات کمکی تحت شرایط تکرار شونده انجام شود. نتایج نشان می‌دهند درمان با استفاده از کمک دستگاه و یا ربات می‌تواند نقش مکملی در کنار روش‌های سنتی فیزیوتراپی داشته باشد [۳].

از طرفی بازگردانی دامنه حرکتی مفصل‌ها در طی حرکات و آموزش حرکات کششی به بیماران برای آن‌هایی که توانایی خود را از دست داده‌اند گاه‌ها وقت‌گیر است و اغلب نیازمند حضور فیزیوتراپیست در طی روند درمانی است. بنابراین نیاز به سیستم‌های کمکی که در روند احیا و بازگردانی به فیزیوتراپیست‌ها کمک کند بیش از پیش احساس می‌شود [۴]. در شکل ۱-۱ دو روش درمان سنتی و کمکی با استفاده از ربات درمانگر نشان داده شده است.



شکل ۱-۱: درمان سنتی و کمکی در فیزیوتراپی

۱-۲- انواع استراتژی های توانبخشی

علم فیزیوتراپی به نوعی زیر مجموعه شاخه گسترده تر علم توانبخشی محسوب می شود. توانبخشی به معنای بازتوانی و بازگردانی توانایی یک فرد به قبل از آسیب دیدگی یا بیماری و به حداکثر رساندن نقش بیمار و استقلال وی در محیط خود است [۵،۶]. روش ها و استراتژی های کنترلی مختلفی در حوزه توانبخشی افراد وجود دارد که بیماران براساس توانایی خود و نظر فیزیوتراپیست می توانند با آن روش ها روند درمان خود را در پیش گیرند. مهمترین این استراتژی ها عبارتند از:

الف) استراتژی کنترلی کمکی^۱: تمرین های کمکی با استفاده از کمک از منبع خارجی، مانند اگزواسکلتون^۲ به بیمار در صورت نیاز وی برای انجام حرکت کمک رسانی می کنند. این روش برای وقتی است که بیمار در انجام حرکات خود ناتوان است. برای بیمارانی که به طور کامل در انجام حرکت توانبخشی خود ناتوان هستند، دستگاه با استفاده از محرکه های خود اندام های بیمار را حرکت داده و

^۱ Assistive Control Strategy

^۲ Exoskeleton

اکثر بار به انجام رساندن تمرین را خود به عهده می‌گیرند. در حالی که فرد توانایی انجام فعالیت و تمرین را ندارد و دستگاه خود حرکت را برای بیمار انجام می‌دهد اصطلاحاً تمرین غیرفعال کمکی^۱ می‌گویند. در حالت دیگر که فرد اندک توانایی در انجام تمرین را دارا است؛ دستگاه براساس فعالیت بیمار کمک را در صورت لزوم اعمال می‌کند تا تمرین توانبخشی را به اتمام برساند. به این حالت نیز تمرین کمک فعال^۲ و یا کمک در صورت نیاز^۳ می‌گویند.

ب) استراتژی کنترلی چالش محور^۴: استراتژی چالش محور در بعضی از جهات کار را سخت و مشکل می‌کنند و در جهت مخالف تمرینات کمکی قرار می‌گیرد. در این استراتژی تفاوت بین مسیر حرکتی واقعی و مطلوب افزایش می‌یابد و این موضوع باعث تلاش می‌شود. این نوع تمرینات شامل مقاومت در برابر حرکت بیمار در جهت افزایش نیرو و تلاش است.

ج) استراتژی کنترلی هپتیک^۵: برای انجام توانبخشی می‌توان از دستگاه‌های هپتیک استفاده کرد. این دستگاه‌ها به گونه‌ای به محیط واقعیت مجازی^۶ مرتبط می‌شوند تا شبیه سازی تعاملی را با انواع راه حل‌ها در زندگی واقعی ایجاد کنند. این نوع محیط می‌تواند شبیه سازی‌های بسیاری از موقعیت‌های مختلف زندگی واقعی ارائه دهند و سطوح مختلفی از سختی را ایجاد نماید [۷،۸].

در سال‌های اخیر شاهد توسعه سیستم‌های خودکار و نیمه خودکار در راستای استفاده در حوزه توانبخشی و فیزیوتراپی هستیم. طیف وسیعی از فناوری‌ها با هدف‌های پیچیده برای کمک رسانی به

^۱ Passive Assisted

^۲ Active Assisted

^۳ Assist as Needed

^۴ Challenge Base Control Strategy

^۵ Haptic Control Strategy

^۶ Virtual Reality Environment

فرآیند درمانی بیماران دچار نقص‌های حرکتی توسعه یافته‌اند تا بتوانند به برنامه‌های توانبخشی فیزیوتراپیست‌ها کمک کنند. رویکردهایی مانند سیستم‌های پشتیبان وزن بر روی تردمیل، تمرین‌های تقویت پا و تمرین‌های حفظ تعادل در راه رفتن، نیز ارتقا قابلیت‌های حرکتی و رفع ضعف‌های گام برداری را اثبات کرده‌اند [۹،۱۰].

از طرفی طراحی یک سیستم توانبخشی جامع که تأثیر و فایده مناسبی در این حوزه داشته باشد، می‌تواند به ارتقا توان حرکتی بیماران و کاهش علائم بیماری آنان کمک نماید. در سال‌های اخیر از ابزارها و دستگاه‌های ورزشی و تمرینی که با انسان در تعامل مستقیم هستند علاوه بر به کارگیری در حوزه‌های ورزشی، در حوزه‌های درمانی، پزشکی و تحقیقاتی نیز استفاده شده است. دوچرخه ثابت تمرینی یکی از دستگاه‌های عمومی و در دسترس پژوهشگران برای رشد و توسعه در این بخش‌ها در نظر گرفته می‌شود. دوچرخه ثابت توانبخشی که توسط محرک موتوری به حرکت در می‌آید یک دستگاه نمونه توانبخشی برای کمک‌رسانی به بیماران دچار نقص‌های حرکتی و ضعف‌های ماهیچه‌ای در پایین تنه و پای بیماران است. به صورت کلی، همه افراد مبتلا به اختلالات فیزیکی می‌توانند از تأثیر تمرینات دوچرخه‌سواری بهره‌مند گردند. انواع گوناگونی از بیماری‌ها مانند بیماری پارکینسون^۱، اسکروزیس چند گانه^۲، سکته^۳، آسیب‌های نخاعی^۴ و هر آسیبی که فرد را دچار محدودیت حرکتی در پایین تنه کند، همگی می‌توانند از تأثیرات این تمرینات بهره‌مند گردند. در شکل ۱-۲ نمونه‌ای از دوچرخه‌های ثابت پر کاربرد در توانبخشی نشان داده شده است.

^۱ Parkinson's Disease

^۲ Multiple Sclerosis

^۳ Stroke

^۴ Spinal cord injury



شکل ۱-۲: استفاده از دوچرخه ثابت در توانبخشی

دوچرخه‌های ثابت موجود می‌توانند در سرعت‌های پدال‌زنی مختلف و سطح فشاری متفاوتی فعالیت داشته و کاربر به صورت داوطلبانه قادر به سواری روی آن‌ها است؛ از طرفی محرکی که در امر پدال‌زنی به کاربر کمک رسانی کند کمتر دیده می‌شود. در برخی نمونه‌های جدید این محرک موتوری به دوچرخه اضافه گردیده و کمبود نمونه‌های قبلی را برطرف نموده، اما کمبود سیستم کنترل خودکار و حلقه بسته‌ای که براساس فعالیت کاربر میزان کمک رسانی را تعیین کند، حس می‌شود. علاوه بر آن برخی از دوچرخه‌ها قابلیت‌هایی نظیر نمایش سرعت پدال زدن، اندازه‌گیری انرژی مصرف شده، ضربان قلب و ... را دارند اما از امکاناتی نظیر ذخیره داده‌ها و قابلیت برنامه‌پذیری کنترلی و تغییر بار خودکار دینامیکی بی‌بهره هستند. به صورت کلی، این نیاز به مانیتورینگ پارامترهای حرکتی بیمار مانند گشتاور و سرعت دورانی به دلیل نوع فرآیند توانبخشی ای است که در طی فرآیند درمان به صورت اجباری به بیمار اعمال می‌گردد، که این پارامترها از بازخوردهای دریافت شده به صورت برخط^۱ از بیمار گرفته و ذخیره می‌گردد [۱۱].

^۱ Real Time

پدال زنی روی دوچرخه ثابت از روش‌های سنتی در درمان و بهبود قوای حرکتی بیماران است که به دلیل آسیب دیدگی توانایی راه رفتن و باز و بسته کردن پاهای خود را از دست داده‌اند. در این روش‌ها بیمار باید به تعداد بالا و با پدال زدن و باز و بسته کردن مداوم و متناوب پاهای خود تحت نظر فیزیوتراپیست به احیای توانایی حرکتی اندام‌های تحتانی خود بپردازند. این در حالی است که برخی اوقات به دلیل ضعف زیاد عضلات و یا کهولت سن، بیمار حتی قادر به حرکت دادن پاهای خود نیز نمی‌باشد و قوای لازم برای باز و بسته کردن و اعمال نیرو از طریق پاهای خود را ندارد و یا سیستم عصبی فرد بیمار دچار آسیب گشته و قادر به کنترل عضلات خود نیست. امروزه این مورد در بیماران پارکینسون^۱ شایع‌تر است. در چنین شرایطی فیزیوتراپیست به بیمار کمک می‌کند تا تمرین‌های توانبخشی را انجام دهند. این موارد باعث گردیده روش درمانی با دوچرخه ثابت معمولی مشکلاتی را به همراه داشته باشد از جمله:

- فیزیوتراپیست در هر نوبت برای کمک رسانی به بیمار زمان و انرژی زیادی صرف می‌کند.
- بیمار در هر نوبت برای پدال زدن باید توان اولیه برای رکاب زدن را صرف کرده و در طول تمرین همواره یک بار مقاومتی در مقابل رکاب زدن را حس کند.
- معیار مناسبی از میزان پیشرفت مراحل درمانی در دسترس نیست.

با توجه به این مشکلات نیاز به یک روش و دوچرخه‌ای جدید درمانی تا مشکلات بیمار و فیزیوتراپیست‌ها را برای انجام تمرین‌های توانبخشی کاهش دهد، احساس می‌شود. یکی از روش‌هایی که در سال‌های اخیر از سوی مهندسان به آن توجه شده درمان با دوچرخه ثابت تمرینی به صورت

^۱ Parkinson's disease

کمکی می‌باشد. بدین منظور نیاز به دوچرخه تمرینی که در مراحل مختلف توانبخشی از نرم کردن تا تقویت عضلات به بیمار کمک کند، می‌باشد [۱۲].

این دوچرخه باید با دریافت بازخورد از سنسورهای نصب شده روی دوچرخه رفتار بیمار را حین انجام تمرینات ارزیابی کرده و همانند یک فیزیوتراپیست در مواقع لازم به او کمک کند. میزان این کمک رسانی با توجه به میزان پیشرفت مراحل درمانی باید قابل برنامه ریزی مجدد باشد. مشخص است در مراحل ابتدایی میزان کمک رسانی به بیمار بیشتر بوده و در اواخر درمان و همزمان با تقویت عضلات آسیب دیده یا ضعیف، این مقدار کاهش می‌یابد.

یکی از روش‌های مورد توجه مهندسان برای حل مشکلات ذکر شده، توانبخشی به صورت "تمرین اجباری غیرفعال"^۱ بوده است. همان‌طور که گفته شد برخی از بیماران به دلیل مبتلا بودن به کهولت سن، بیماری و یا افرادی که دچار سکتته مغزی شده‌اند قوای لازم برای حرکت پاها و اعمال نیرو و فشار از طریق پاها را ندارند، بدین ترتیب در مراحل ابتدایی درمان توانبخشی نیاز به انجام تمرین‌هایی است که بازه حرکتی مفاصل و نرمی پاها را به حالت پیش از بیماری و آسیب دیدگی باز گرداند. در طول انجام تمرینات غیرفعال فرد بیمار نیرویی در راستای پدال زدن اعمال نمی‌کند و تمام فشار حرکتی برعهده محرک نصب شده روی دوچرخه است. تاثیر این روش درمانی در تسریع درمان بیماران به اثبات رسیده است [۱۳]. همچنین در طی انجام تمرینات کمک فعال یا "تمرین اجباری کمک فعال"^۲ بیمار باید یک الگوی مرجع^۳ حرکتی مبتنی بر سرعت دورانی پدال را دنبال کند

^۱ Passive Forced exercise

^۲ Forced Exercise

^۳ Reference pattern

و در شرایطی که از الگو فاصله بگیرد، موتور گشتاور کمکی و یا مقاوم اعمال می‌کند تا رفتار بیمار به الگوی مرجع نزدیک شود.

یکی از تفاوت‌های روش کنترلی کمک فعال نسبت به غیرفعال در آن است که بیمار سهم بیشتری از تامین گشتاور برای انجام تمرین را برعهده دارد و به این ترتیب سرعت بهبود عضلات ضعیف و آسیب دیده بیشتر خواهد بود. به طور کلی روش کمک فعال به دلیل کاربرد گسترده‌تر، بیشتر مورد توجه قرار گرفته است.

به صورت خلاصه می‌توان به این نکته اذعان داشت که بهبود در نقص‌های حرکتی می‌تواند تأثیر مستقیمی روی تحرک و فعالیت افراد داشته باشد. این نوع دوچرخه‌ها به دلیل آن که فضای کاربری تقریباً ساده‌ای دارند و عملکرد آن‌ها در درمان اختلالات حرکتی و ارتقاء سطح قوای بدنی ورزشکاران و بیماران اثبات گردیده است و از طرفی دارای قابلیت بهبود عملکرد حرکتی بیمار هستند و در نهایت امکان ارتقاء سخت‌افزاری بر روی آن وجود دارد، انتخاب مناسبی برای پیش‌برد اهداف درمانی ما و پژوهش‌های پیش‌رو، با استفاده از تجهیزات مکاترونیکی نصب شده روی آن است [۱۴،۱۵].

۱-۳- مروری بر تاریخچه

۱-۳-۱- مطالعات پیشین در حوزه پزشکی و بالینی با استفاده از دوچرخه توانبخشی

به منظور تسریع در روند درمانی انواع بیماران دچار نقص‌های حرکتی تحقیقات فراوانی در خصوص تاثیرات پدال زنی روی دوچرخه صورت گردیده و آن‌ها با استفاده از انواع روش‌ها تسریع در روند درمان را تایید و این موضوع را به اثبات رسانده‌اند [۱۶،۱۷]. همچنین، در سال ۲۰۱۵، در پژوهشی محمدی^۱ و همکاران برای ارزیابی و صحت‌سنجی دوچرخه هوشمند تمرینی که برای توانبخشی بیماران پارکینسون طراحی شده بود، ۴۷ بیمار را به صورت تصادفی در دو گروه استاتیکی (کنترل بار) و دینامیکی (کنترل سرعت پدال زنی بیمار)، قرار دادند. در حالت استاتیکی، آن‌ها با استفاده از داده‌های سرعت و شتاب، یک گشتاور قابل برنامه‌ریزی مشخص را که معادل یک نیروی مقاومتی برای بیمار عمل می‌کرد به او اعمال می‌کردند و چیزی که بیمار حس می‌کند همانند حالتی است که در دوچرخه‌های معمول یک حالت ترمزی را زیر پاهای خود احساس کند. در حالت دینامیکی که نوعی روش توانبخشی کمک‌فعال نیز محسوب می‌گردد، نیز هدف آن‌ها پدال زدن بیمار در یک سرعت مشخص است به صورتی که امکان کم یا زیاد کردن سرعت برای بیمار مهیا نباشد و او مجبور به پدال زدن در یک سرعت مشخص گردد. هر گروه سه بخش تمرینی را به انجام رساندند و داده‌های ضربان قلب، سرعت پدال زنی و توان مصرفی بیماران اندازه‌گیری شد. در انتها مولفه‌های حرکتی آن‌ها با استفاده از "معیار واحد ارزیابی بیماری پارکینسون"^۲ قبل و بعد هر بخش تمرینی مورد ارزیابی قرار گرفت [۱۸]. در سال ۲۰۱۴، استوکن‌اشنایدر^۳ و همکاران با استفاده از تصویر برداری مغزی نشان دادند دوچرخه

^۱ Hassan Mohammadi-Abdar

^۲ UPDRS III

^۳ T. Stuckenschneider

سواری اجباری کمک فعال علائم مربوط به بیماری پارکینسون را کاهش داده و این تأثیر بیش از دوچرخه سواری اجباری غیر فعال است. آن‌ها بیست و چهار بیمار دچار پارکینسون را در دو گروه دوچرخه سواری اجباری غیرفعال و دوچرخه سواری اجباری کمک فعال تقسیم بندی کردند و داده‌های لرزش اندام‌ها، الگوهای گام برداری و نمرات آنان در معیار واحد رتبه بندی بیماری پارکینسون و در سه مرحله زمانی ارزیابی کردند. هر دو گروه تمرینات از پیش تعیین شده‌ای را به صورت منظم و طبق برنامه انجام دادند. همه افراد در مرحله پیش تست^۱ با حداکثر توان خود روی دوچرخه رکاب زدند و حداکثر سرعت آن‌ها ثبت گردید. بر طبق این اعداد برنامه تمرینی اجباری را با افزایش ۳۰٪ در سرعت حداکثر رکاب زنی اعمال کردند و بیماران در طی دوره‌های تمرینی مجبور به رکاب زنی در سرعتی بالاتر از حداکثر توان خود شدند. در نهایت آن‌ها دریافتند تمرینات اجباری کمک فعال تأثیرات بهتر و ماندگار تری را نسبت به تمرینات اجباری غیر فعال روی بیماران می‌گذارد [۱۲].

در پژوهشی دیگر در سال ۲۰۱۳، کوتوبودین^۲ و همکاران در یک پژوهش بالینی، اثبات می‌کنند تمرین پدال زنی اجباری به کمک محرک خارجی روی یک دوچرخه تمرینی ثابت، به درمان علائم بیماران دچار پارکینسون براساس گزارش‌های پیشرفت آن‌ها، کمک کرده است. محققان در این پژوهش به دنبال هر تأثیر قابل توجه تمرین اجباری روی بهبود علائم بیماری پارکینسون با استفاده از دوچرخه تمرینی ثابت هستند. تمرینات در نظر گرفته شده دارای سه حالت عملکردی "کور"، "تصادفی" و "کنترل شده" است که روی تعدادی از بیماران طبق برنامه زمانی مشخص اعمال شده و طبق "معیار واحد ارزیابی بیماری پارکینسون" روند درمانی آن‌ها مورد بررسی قرار می‌گیرد [۱۹].

^۱ Pre Test

^۲ Abu Qutubuddin

ریجل^۱ و همکاران در سال ۲۰۱۲، ویژگی‌های بیومکانیکی و فیزیولوژیکی بیماران پارکینسون
آبرای پدال زنی اجباری (تحت حضور محرک خارجی) و داوطلبانه روی دوچرخه تمرینی ثابت توانبخشی
را مورد آزمایش قرار دادند و از این ویژگی‌ها با استفاده از "معیار واحد ارزیابی بیماری پارکینسون" به
منظور مشاهده و ارزیابی بهبود عملکردهای حرکتی بیماران استفاده کردند. آن‌ها تغییرات در ضربان
قلب و توان مصرفی برای حالت رکاب زنی داوطلبانه را بیشتر از رکاب زنی اجباری اندازه‌گیری کردند.
در نهایت یک برنامه بهینه توانبخشی تمرین محوری را توسعه دادند که قادر است بهبود در عملکردهای
حرکتی بیماران را پیش‌بینی کند [۲۰]. در همان سال در پژوهشی دیگر، ریجل و همکاران، شرایط
فیزیولوژیکی بیماران مبتلا به پارکینسون را مورد ارزیابی قرار دادند. هدف اولیه پژوهش آن‌ها تست
فیزیولوژیکی بیماران مبتلا به پارکینسون در طول دوره درمان با استفاده از استراتژی درمانی دوچرخه
سواری کمک فعال در سرعت بالا و با استفاده از یک دوچرخه دارای موتور بوده است. ایده گسترش این
نمونه کار توانبخشی برپایه کار قبلی آن‌ها که روی یک دوچرخه دو نفره بوده است، سرچشمه می‌گیرد.
در آن دوچرخه برای کمک رسانی به بیمار و مجبور کردن او به پدال زدن در سرعت‌های بالاتر از توانایی
شخصی بیمار، از یک مربی و کمک‌کننده دیگر که در صندلی دیگر دوچرخه مشغول به رکاب زنی است
استفاده شد. در مرحله بعد به آزمایش تأثیرات این دوچرخه در بهبود لرزش‌ها و کندی بیماران نسبت
به درمان‌های دارویی پرداخته شد [۲۱].

۱-۳-۲- مطالعات پیشین در حوزه طراحی و مدل‌سازی کنترلی دوچرخه ثابت توانبخشی

مقالاتی که در محدوده استفاده از دوچرخه هوشمند تمرینی وجود دارد و محققان اهداف خود
را با آن به انجام رساندند، در دو بخش کاربری درمانی و ورزشی جای می‌گیرد. در بخش درمانی برخی

^۱ Angela L. Ridgel

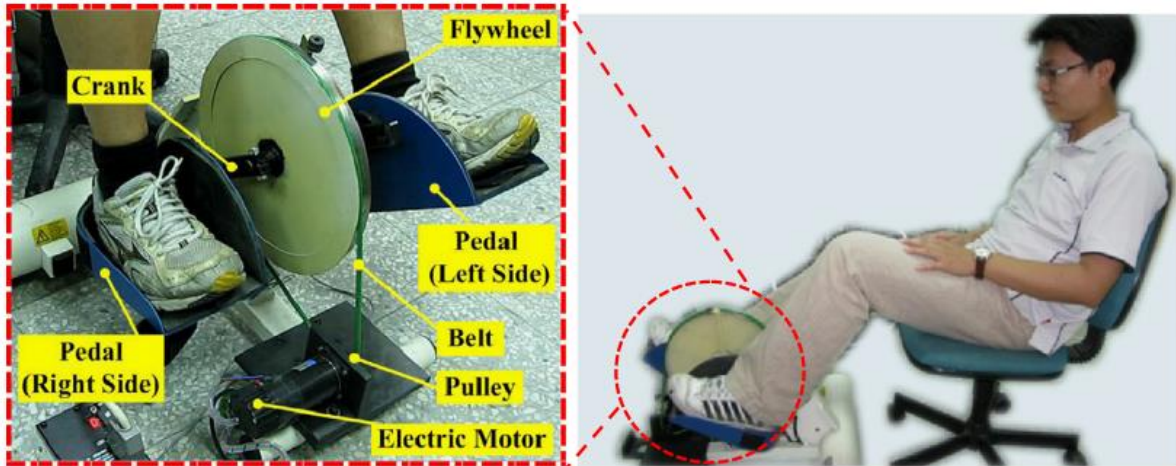
^۲ PD

از محققان بدون استفاده از ادوات و تجهیزات سنسوری و محرکه‌ای به پژوهش پرداخته‌اند و برخی از این تجهیزات استفاده کرده‌اند. بررسی‌ها نشان می‌دهد عده‌ای از محققان که از تجهیزات مکاترونیکی (تکنولوژی سنسوری و محرکه‌ای) در پژوهش‌های خود با هدف درمانی بهره بردند، با استفاده از تکنولوژی واقعیت مجازی بوده است [۲۲،۲۳،۲۴،۲۵]. به صورت خلاصه، رویکرد ما در این بخش تنها به استفاده از تجهیزات مکاترونیکی نصب شده روی دوچرخه تمرینی ثابت بدون استفاده از تکنولوژی واقعیت مجازی صورت می‌گیرد.

در حوزه استفاده از دوچرخه ثابت توانبخشی تعدادی از محققان در سال‌های اخیر برای بهبود در عملکرد حرکتی بیماران از الگوریتم‌های کنترل پارامترهای مختلفی نظیر سرعت دورانی پدال و بار وارد شده به پای دوچرخه سوار (بیمار) استفاده کرده‌اند [۲۶] و آزمایش‌های مختلفی را در خصوص اثبات کارایی آن انجام داده و منتشر کرده‌اند [۱۸]. بر این اساس به منظور استفاده از دوچرخه ثابت در توانبخشی، اچ سو^۱ و همکاران در سال ۲۰۱۳، دوچرخه‌ای با هدف بازگردانی قدرت ماهیچه‌ها و رفع اسپاسم‌های عضلانی^۲، طراحی کردند که قادر است علاوه بر کنترل سرعت دورانی پدال داده‌های گشتاوری که توسط کاربر به سیستم وارد می‌گردند نیز استخراج و مانیتور کنند ولی از داده‌های گشتاوری در مدل کنترلی خود استفاده‌ای نکردند. در شکل ۱-۳ دوچرخه طراحی شده اچ سو و همکارانش قابل مشاهده است [۱۱].

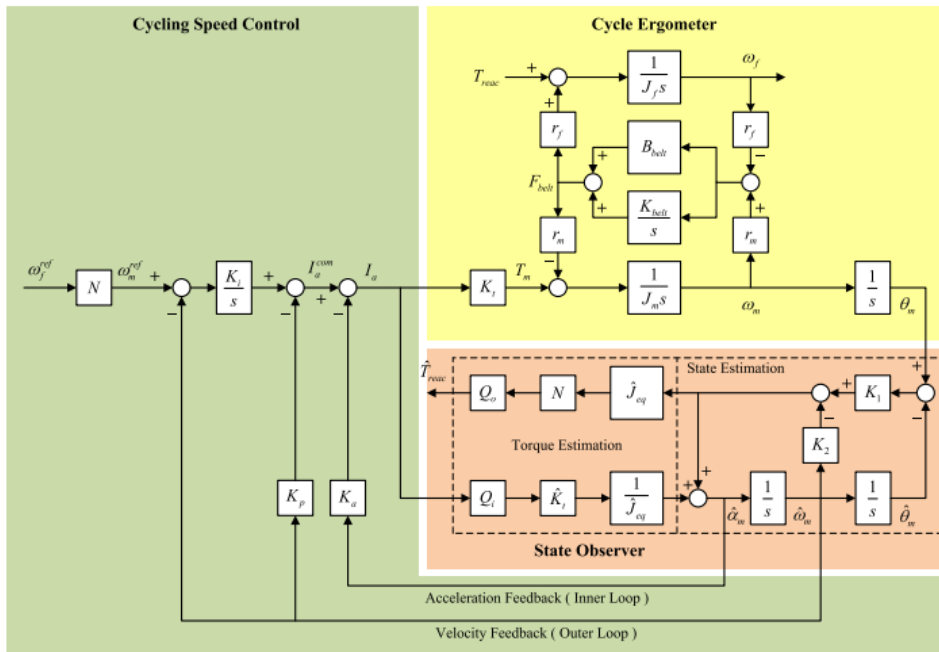
^۱ Po-Wen Hsueh

^۲ muscle spasticity



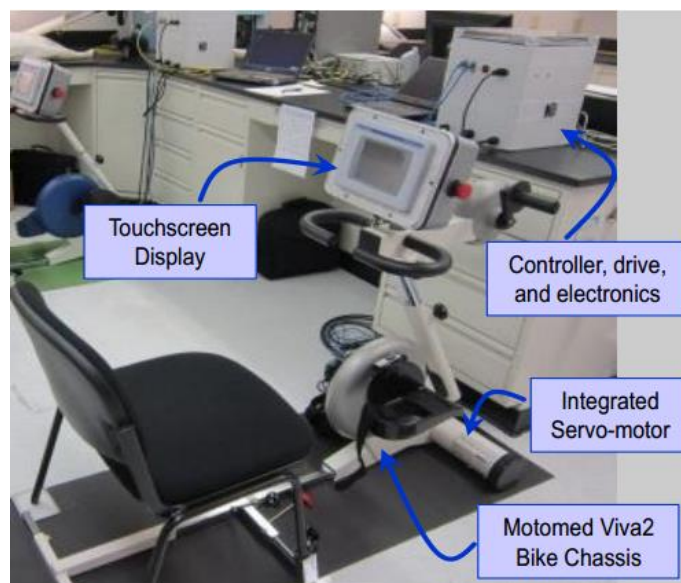
شکل ۱-۳: دوچرخه توانبخشی ایچ سو و همکاران [۱۱]

به دلیل آن که استفاده از داده‌های نیرویی در حین مراحل درمانی بسیار مهم هستند؛ برای محاسبه و دریافت این داده‌ها روش جدیدی پیشنهاد دادند که بدون نیاز به استفاده مستقیم از سنسور-های نیرو، گشتاور را محاسبه می‌کند. در استفاده مستقیم از سنسورها بر روی پدال به دلیل پیچ و تاب خوردگی سیم‌ها حین دوران پدال، تنها روش به کار گیری، دریافت داده‌ها به صورت بی سیم است که ما در این پژوهش از این روش استفاده کرده ایم، اما ایچ سو و همکارانش روش تخمین گشتاورهای اعمالی بیمار را با استفاده از مدل مشاهده‌گر حالت و با روش جدیدی پیشنهاد دادند. در روش آن‌ها داده‌هایی مانند شتاب و سرعت دورانی پدال در حین حرکت به عنوان ورودی سیستم کنترل در نظر می‌گیرند که این داده‌ها توسط سنسور های موقعیت به دست می‌آیند. برای جلوگیری از مشتق گیری-های عددی پی در پی، روش‌های جدید تر تخمین زدن را به کار می‌گیرند و با به کار گیری مشاهده‌گر حالت تعریف شده خود توانستند داده‌های سرعت، شتاب و حتی گشتاور اعمالی بیمار را تخمین بزنند. در سیستم طراحی شده ما به دلیل آن که داده‌ها به صورت مستقیم دریافت و پردازش می‌شوند نیازی به استفاده از مشاهده‌گر حالت حس نمی‌شود. در شکل ۱-۴ مدل کنترلی پیشنهادی ایچ سو و همکارانش قابل مشاهده است.



شکل ۱-۴: مدل کنترل سرعت و تخمین گشتاور وارد کننده پیشنهادی اچ سو و همکاران [۱۱]

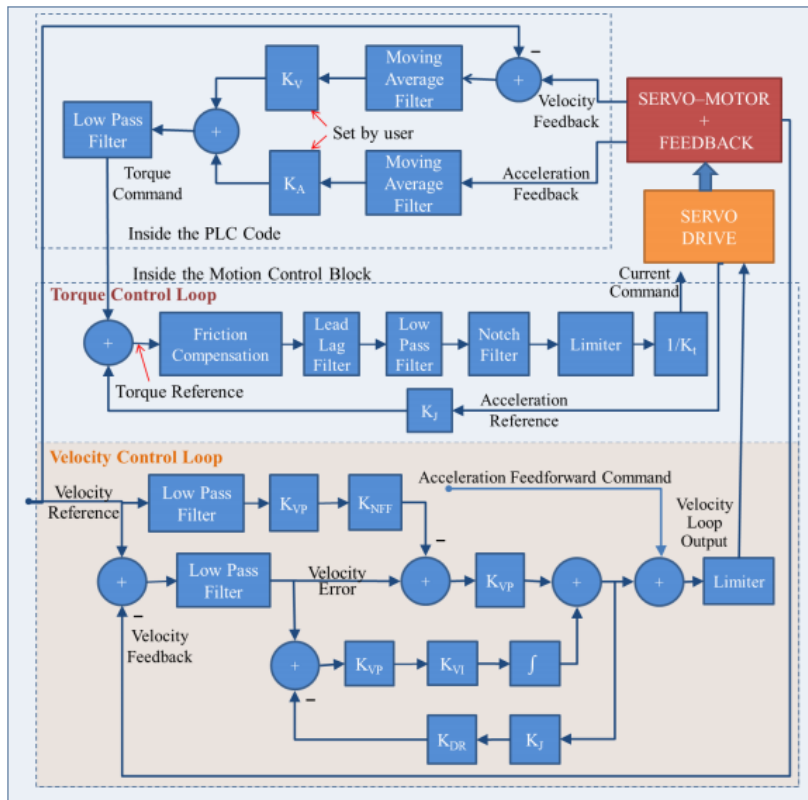
در سال ۲۰۱۵، محمدی و همکاران، نشان دادند که پدال زنی بر روی یک دوچرخه دو نفره با سرعت بالا، می‌تواند علائم بیماری پارکینسون را در بیماران کاهش دهد. در این پژوهش به منظور افزایش توانایی حرکتی بیماران، یک دوچرخه هوشمند دارای محرک موتوری طراحی گردید. این دوچرخه تمرینی قادر است به طور دقیق تجربه دوچرخه سواری و پدال زنی دوچرخه سوار را همزمان با دریافت بلادرنگ داده‌های تست، کنترل نماید. به منظور کنترل بر پدال زنی دوچرخه سوار از دو تکنیک و روش کنترلی استاتیکی و دینامیکی استفاده شده است؛ در حالت استاتیکی دوچرخه به مانند یک دوچرخه معمولی موجود در بازار می‌تواند بار مقاومتی مشخصی را به کاربر وارد نماید. میزان گشتاور خروجی و بار اعمالی در هر لحظه توسط کنترلر منطقی PLC و محاسبات روی مقادیر سرعت و شتاب سرو موتور به دست می‌آید. در حالت دینامیکی، یک برنامه تمرینی اجباری بر مبنای داده‌های سرعت و شتاب سرو موتور و توسط کنترلر PLC طراحی و پیاده سازی شد. در شکل ۱-۵ دوچرخه مورد استفاده آن‌ها قابل مشاهده است. علاوه بر آن، این دوچرخه دارای قابلیت تغییر الگوریتم کنترلی و دسترسی بی سیم به داده‌های کنترلی نیز است [۲۶].



شکل ۱- ۵: دوچرخه ثابت توانبخشی طراحی شده محمدی و همکاران [۲۶]

همچنین در شکل ۱- ۶ بلوک دیاگرام کنترلی پیشنهادی محمدی و همکاران برای حالت دینامیکی یا کنترل سرعت نمایش داده شده است. در این مدل داده‌های سرعت و شتاب موتور پس گذشتن از فیلترها و جبران ساز و محدود کننده جریانی تبدیل به گشتاور مرجع شده و به سیستم اعمال می‌گردد برای مثال در یک سرعت ثابت اگر در جهت خلاف جهت چرخش پدال یا موتور نیرویی وارد گردد، نتیجه آن منجر به کاهش سرعت و ایجاد شتاب خواهد شد و در نتیجه سیستم برای جبران و حذف این نیرو و همچنین بازگرداندن سرعت به سرعت مطلوب گشتاوری خلاف جهت گشتاور اعمالی بیمار اعمال می‌کند تا به سرعت مطلوب برسد. حلقه کنترل سرعت در پایین عکس نیز صرفاً وظیفه حذف خطای سرعتی سیستم بر اساس کنترلر PI و گین فیدفوروارد^۱ شده برای افزایش کارایی کنترلر است.

^۱ Feed Forward Gain



شکل ۱-۶: بلوک دیگرام کنترلی حالت دینامیکی محمدی و همکاران [۲۶]

در سال ۲۰۱۴ نیز محمدی در رساله خود، برخی از رویکردهای نو و توسعه پذیر را استفاده کرد و به مطالعه روش‌هایی که منجر به درمان اختلالات حرکتی بیماران گردد، پرداخت. منظور از رویکردها، تمرینات اجباری موتوری^۱ و یا دوچرخه سواری همراه کمک است که با هدف بهبود عملکرد حرکتی افراد دچار بیماری پارکینسون می‌باشد. از مزیت‌های روش او می‌توان به کاهش هزینه، خطر و راحتی اجرا در مراحل درمانی اشاره کرد [۱]. او در ابتدا پیچیدگی خصوصیات فیزیولوژیکی و بیومکانیکی دوچرخه سواری یک و دو نفره را مورد مطالعه قرار می‌دهد و از روش‌های پردازش سیگنال بهره می‌برد. سپس بهبودهای حرکتی حاصل شده را با استفاده از " معیار واحد ارزیابی بیماری پارکینسون " بررسی می‌کند. برای این منظور او دوچرخه کنترل کننده پارامترهای حرکتی در پدال زنی که در بخش قبل

^۱ Motorized forced exercise

گفته شد را با هدف مطالعه عملکرد بیماران پارکینسون و تغییرات در توانایی‌های حرکتی آنان، طراحی و اجرا می‌کند.

مطالعات فراوانی فاکتورهای مختلف بیومکانیکی دوچرخه سواران بالغ را مورد آزمایش و تحقیق خود قرار دادند. از جمله این فاکتورها می‌توان به سینماتیک مفاصل، سینتیک فعالیت‌های ماهیچه‌ای با استفاده از سیگنال‌های الکترومایوگرافی^۱، مصرف انرژی، تاثیر بارهای مختلف وارده به دوچرخه سوار، تاثیر سرعت‌های دورانی مختلف دوچرخه سواری بر دوچرخه سوار و موقعیت فرد مورد آزمایش بر روی دوچرخه سوار اشاره کرد. به این منظور در سال ۲۰۰۷، جانسون^۲ در پژوهش خود سعی می‌کند عوامل و فاکتورهای تاثیرگذار بر دوچرخه سواران دچار نقص حرکتی را بررسی کند و ادبیات مربوط به بیومکانیک دوچرخه سواری را به منظور آرایه به پزشکان و با هدف استخراج اطلاعاتی در مورد این عوامل که ممکن است بر دوچرخه سواری بیماران دچار نقص حرکتی اثر گذارد، مورد ارزیابی قرار دهد [۲۷]. شناخت این عوامل و فاکتورها برای متخصصان توانبخشی که دوچرخه سواری را برای بیماران دچار اختلالات حرکتی در پایین تنه خود تجویز می‌کنند، به آن دلیل که تغییر در این عوامل می‌تواند بر خروجی‌های درمانی تاثیرگذار باشد، اهمیت به سزایی دارد.

در پژوهشی دیگر در همان سال بردلی^۳ و همکاران، پروژه ای به اسم نکسوس^۴ را به منظور دستیابی به یک سیستم توانبخش با کمک مهندسی مکاترونیک و همچنین متخصصان توانبخشی و فیزیوتراپی دستگاهی طراحی کردند که در زمینه توانبخشی اندام‌های تحتانی کاربرد دارد. نتیجه اولیه

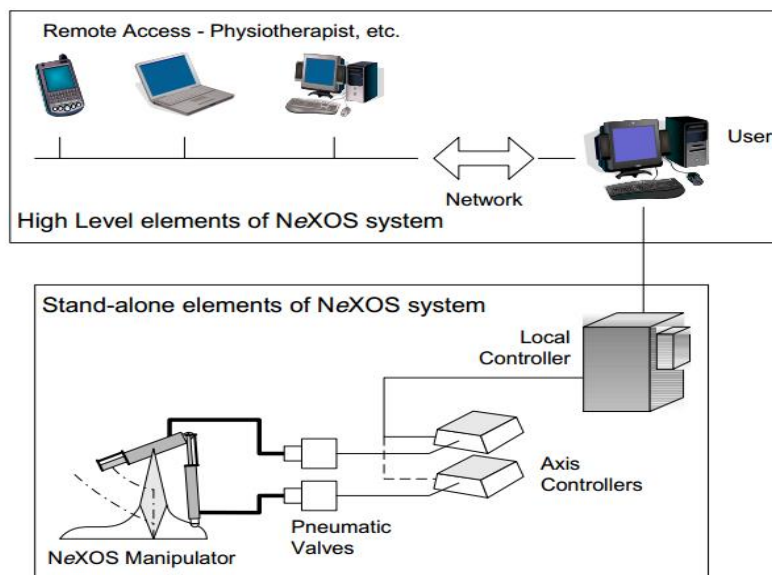
^۱ EMG

^۲ Therese E Johnston

^۳ D. Bradley

^۴ NeXOS

این پروژه ساخت دستگاهی است که مستقل از دخالت مستقیم فیزیوتراپیست قادر به توانبخشی اندام- های مورد نظر بیماران و با استراتژی‌های کمکی شامل غیرفعال و کمک فعال و استراتژی چالش محور یا مقاومتی است. همچنین بیماران می‌توانند با قابلیت‌هایی که برای این سیستم طراحی شده، تمرین‌های توانبخشی را خانه نیز دنبال کنند. سیستم آن‌ها می‌تواند در هر سیکل بر اساس نیاز بیمار به هر کدام از استراتژی‌های گفته شده تغییر وضعیت داده و توانبخشی را انجام دهد. در شکل ۱-۷ ساختار کلی پروژه آن‌ها را می‌توان دید [۴].



شکل ۱-۷: ساختار کلی پروژه بردلی و همکاران [۴]

۱-۳-۳- مطالعات پیشین در حوزه انواع ربات‌های توانبخشی پایین تنه

یکی از مهمترین نقص‌های حرکتی که افراد به آن دچار می‌شوند نقص‌های حرکتی در پایین تنه و مفاصل پایینی بدن شامل میچ، زانو، لگن و... است. برای توانبخشی اندام‌های پایین تنه، ربات‌ها و سیستم‌های متعددی ساخته شده است که قادر است به وسیله انجام حرکات تکرار شونده در دامنه حرکتی مفاصل عمل توانبخشی را صورت دهد. سیستم‌های ساخته شده در چند دسته شامل تمرین

دهنده‌های گام برداری^۱ روی تردمیل^۲، تمرین دهنده‌های گام برداری براساس فوت پلیت^۳، تمرین دهنده‌های گام برداری روی سطح زمین، تمرین دهنده‌های گام برداری ثابت و سیستم‌های توانبخشی مچ پا و زانو می‌باشند که شرح هر کدام در ادامه آمده است [۲۸].

۱-۳-۳-۱- تمرین دهنده‌های گام برداری روی تردمیل

سیستم‌های رباتیکی تمرین دهنده‌های گام برداری روی تردمیل توانبخشی را با تلفیق چند سیستم عملی می‌کنند. این سیستم‌ها دارای یک پشتیبان وزن^۴ بیمار هستند که جزئی از وزن بیمار را حفظ می‌کنند. همچنان که بیمار روی تردمیل قدم می‌زند، اورتز^۵ خارجی متصل شده به پای بیمار، با استفاده از محرکه‌هایی که دارد حرکت خود را با سرعت تردمیل تنظیم می‌کند. با این روش توانبخشی با بهترین شکل خود روی تردمیل انجام می‌گردد. از جمله مهمترین این سیستم‌ها ربات لوکومات هوکوما^۶ را می‌توان نام برد که در شکل ۱-۸ قابل مشاهده است [۲۹].

۱-۳-۳-۱- تمرین دهنده‌های گام برداری براساس فوت پلیت

برخی از سیستم‌های توانبخشی براساس استفاده از فوت پلیت‌های برنامه پذیر می‌باشد. براین اساس که پاهای بیمار روی دو فوت پلیت متفاوت که حرکت آن‌ها توسط سیستم رباتیکی کنترل می‌شود، قرار می‌گیرد. همچنین این سیستم قادر است الگوهای حرکتی متفاوتی را نیز روی فوت پلیت پیاده‌سازی کند. ربات گیت مستر پنچ^۷ در این دسته از ربات‌های توانبخشی جای می‌گیرد (شکل ۱-۹) [۳۰].

^۱ Gait Trainer

^۲ Treadmill

^۳ Foot Plate

^۴ Body Weight Support (BWS)

^۵ Orthosis

^۶ Locomat Hocoma AG

^۷ GaitMaster5

۱-۳-۳-۲- تمرین دهنده های گام برداری روی سطح زمین

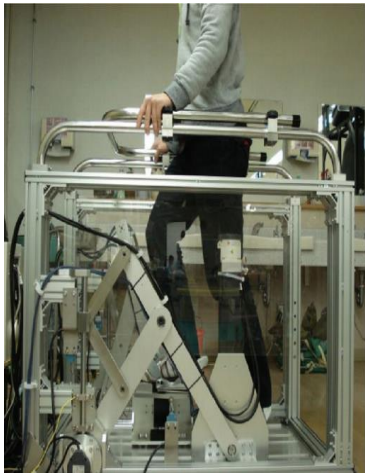
این ربات به جای حرکت دادن بیمار طبق مسیر و الگوی حرکتی از پیش تعیین شده، اجازه می‌دهد بیمار مسیر حرکت خود را دنبال کند. ربات در این سیستم‌ها می‌تواند نقش ایجاد کننده تعادل و کمک کننده در راه رفتن را بر عهده داشته باشد. از نمونه این سیستم‌ها، دستگاه پوشیدنی ربات^۱ است (شکل ۱-۱۰) [۳۱].

۱-۳-۳-۳- تمرین دهنده های گام برداری ثابت

این سیستم‌های رباتیکی روی حرکات هدایت شده اندام متمرکز هستند که بتواند از دیدگاه درمانی و عملکردی، تأثیری بهینه داشته باشد. هدف این سیستم‌ها را می‌توان تقویت ماهیچه‌ها، ایجاد توانایی و استقامت در بیمار و همچنین تحرک مفاصل و ایجاد هماهنگی در حرکت را دانست. ربات موشن میکر^۲ از جمله مهمترین تمرین دهنده های گام برداری ثابت است که در شکل ۱-۱۱ نشان داده شده است. این وسیله شامل یک تخت و دو میله است که حرکات مفصل‌های ران و زانو را کنترل می‌کند. این ربات می‌تواند حرکات رفت و برگشتی را برای اعضای پایین تنه بیمار نیز انجام دهد [۳۲].

^۱ ReWalk Wearable System

^۲ MotionMaker



شکل ۱- ۹: تمرین دهنده های گام برداری "گیت مستر"
[۳۰]

شکل ۱- ۸: سیستم تمرین دهنده
گام برداری لوکومات هوکوما [۲۹]



شکل ۱- ۱۱: ربات موشن میکر [۳۲]



شکل ۱- ۱۰: دستگاه توانبخشی
پوشیدنی ریواک [۳۱]

سیستم‌های توانبخشی مچ پا و زانو را می‌توان به دو بخش سیستم‌های ثابت و اورترهای فعال پا تقسیم بندی کرد که توضیح هر یک به صورت خلاصه در زیر آمده است:

الف) سیستم‌های ثابت: این سیستم‌های رباتیکی برای تمرین مچ پا و زانوی افراد بدون راه رفتن است. بیمار همیشه در یک مکان مشخص قرار می‌گیرد و فقط عضو آسیب دیده توانبخشی می‌شود. دوچرخه‌های ثابت که برای اهداف توانبخشی وجود دارند را می‌توان در این گروه جای داد. همچنین ربات روتجرز^۱ اولین نمونه از این سیستم‌ها بوده است. این ربات دارای یک مکانیزم استوارت^۲ با شش درجه آزادی که نیروی مقاومتی را به پاهای بیمار اعمال می‌کند. در این سیستم هر دو پاهای بیمار روی دو مکانیزم موازی^۳ مجزا قرار دارد [۳۳].

ب) اورترز فعال پا: برخلاف سیستم‌های ثابت، اورترهای فعال پا، اگر اسکلتون‌های^۴ دارای محرکی هستند که کاربر هنگام راه رفتن روی زمین یا تردمیل می‌پوشد. آن‌ها برای کنترل موقعیت و حرکت مچ پا جبران سازی ضعف و اصلاح ناهنجاری‌های ساختاری مچ پا و زانو استفاده می‌شوند. از مهمترین اورترهای پا می‌توان به انکل بات^۵ اشاره نمود [۳۴].

^۱ Rutgers

^۲ Stewart Mechanism

^۳ Parallel Mechanism

^۴ Exoskeleton

^۵ Anklebot

۱-۴- ضرورت انجام پژوهش

در این پژوهش به دنبال پیاده سازی و ایجاد یک دوچرخه هوشمند توانبخشی هستیم که روند کنترل بر تجربه پدال زنی کاربر را از راه جدیدی دنبال می‌کند. سیستم‌های حرکتی غیرفعال موجود صرفاً حرکات را در یک سری مشخص از سرعت‌ها انجام می‌دهند و بدون در نظر گرفتن حرکت و تلاش بیمار، به صورت خود مختار به انجام کمک رسانی اجباری می‌پردازند. هدف اصلی پژوهش صورت گرفته در فاز دوم رسیدن به یک رویکرد تعادلی است به این صورت که از فاز اول که غیرفعال است به حالت کمک فعال در صورت نیاز تغییر یابد؛ برای این منظور در حالتی که بیمار متمایل به حرکت دادن پاهای خود و نیرو وارد کردن به پدال شد، موتور نصب شده میزان کمک‌رسانی خود را کاهش دهد این فرآیند می‌تواند در همه سیکل‌های پدال زنی یا در بخشی از آن‌ها نیز انجام گردد. بنابراین به منظور مشاهده استفاده از نیروهای وارد شده بیمار به پدال استفاده از یک سنسور نیرو ضروری به نظر می‌رسد. استفاده از سنسور نیرو یکی از نوآوری‌های سیستم توانبخشی طراحی شده می‌باشد که در کارهای گذشته به منظور توانبخشی کمکی فعال دیده نمی‌شود. در واقع اکثر پژوهش‌های گذشته به جای داده‌های نیرویی (گشتاوری) به صورت مستقیم، از داده‌های سرعت دورانی پدال همراه با شتاب دورانی برای برآورد تلاش بیمار هنگام عمل پدال زنی بهره برده‌اند [۱،۲۶،۱۱]. همچنین به کارگیری فلاپیول یا چرخ لنگر به عنوان یک جاذب انرژی نسبت به پژوهش‌های پیشین دارای مزیتی از جمله نرم کردن فعالیت پدال زنی کاربر است. علاوه بر آن از جمله مهمترین دلایل قرار دهی فلاپیول به عنوان واسط انتقال قدرت از محرک به پدال می‌توان به افزایش حاشیه ایمنی و راحتی کاربر به وسیله کاهش تغییرات سرعت و اتصال غیر مستقیم محرک به پدال اشاره کرد. بنابراین مطالعات تئوری طراحی یک عدد فلاپیول مناسب برای استفاده در دوچرخه توانبخشی صورت می‌گیرد و از نتایج آن برای انتخاب یک عدد فلاپیول مناسب بر روی دوچرخه استفاده می‌گردد [۲۵].

از مهمترین مواردی که در دوچرخه‌های ثابت معمول باید به آن توجه داشت این است که بیمار با هر سرعت و فشار رکاب زدن دلخواهی می‌تواند عمل دوچرخه سواری را انجام دهد. در حالت غیر هوشمند و عادی امکان اعمال برنامه درمانی اجباری و کنترل شده‌ای برای بیمار که مجبور به پدال زدن بر طبق برنامه درمانی مشخص باشد وجود ندارد. به صورت خلاصه هدف از بهبود طراحی دستگاه، ایجاد ساختاری مناسب برای پیشبرد برنامه‌های توانبخشی افراد از طریق نظارت و کنترل بر پدال زنی بیماران است.

دوچرخه هوشمند توانبخشی دارای قابلیت دریافت اطلاعات از بیمار، دسترسی از راه دور به عملکرد حرکتی بیمار و کنترل برخی پارامترهای حرکتی بیمار با محرک خارجی تعبیه شده روی آن است و می‌توان آن را به عنوان دستگاهی تجاری و یا پزشکی برشمرد. همچنین هدف دیگر از پژوهش روی دوچرخه ثابت تمرینی ساخت دوچرخه تجهیز شده با یک محرک است که بتواند به راحتی با کاربرهای مختلف سازگار گردد و با شرایط پدال زنی متفاوت هریک از آن‌ها خود را تنظیم کند. علاوه بر آن با استفاده از این دوچرخه قادر خواهیم بود داده‌های نیرویی حداکثر بیمار در هر تمرین را ثبت و ذخیره نمود. این امر باعث می‌گردد در طی درمان میزان پیشرفت بیمار و میزان افزایش توانایی ماهیچه‌ها را نمایش داد و مقایسه نمود. بنابراین دوچرخه تجهیز شده با ادوات کنترلی و سیستم موتوری نصب شده روی آن، دوچرخه را تبدیل به یک سیستم هوشمند کرده است.

دوچرخه هوشمند توانبخشی را می‌توان از جهاتی دیگر مورد بررسی قرار داد و آن را در قالب دو نوع استفاده جامع و عمومی بسط داد. تجهیزات سنسوری و محرک‌های که بر دوچرخه توانبخشی نصب می‌گردد، قادر است ساختار ارزشمندی را برای کنترل متغیرهای دینامیکی دوچرخه سوار (بیمار) در پیش گیرد و به بررسی عملیات انجام شده روی او بپردازد. همچنین این دوچرخه می‌تواند بستر مناسبی را برای محققان و تراپیست‌ها فراهم سازد و آنان با استفاده از این سیستم و با طراحی برنامه

تمرینی جهت بهبود بیماران و تحت نظر قرار دادن آنان به وسیله پردازش داده‌های دوچرخه، پژوهش و درمان بیماران را هدف گذاری کنند. مطالعات اخیر بهبود بیماران با این روش‌های نوین را سریع تر و کم هزینه تر نشان می‌دهند و آنان اثبات نموده‌اند این شیوه می‌تواند حداکثر مزایا را برای بیماران دچار اختلالات حرکتی پایین تنه به دنبال داشته باشد [۱].

۱-۵- روش انجام پژوهش و طراحی سیستم دوچرخه

پس از تعیین موضوع و مسیر پژوهش به تبیین پارامترهای مختلف دخیل در امر پژوهش در حوزه‌های مکانیکی، الکترونیکی و برنامه نویسی پرداخته شده است. همچنین در این پژوهش سعی گردیده است با طراحی، پیاده‌سازی و نصب انواع ادوات مکاترونیکی شامل محرک موتوری، مدارهای الکترونیکی و انواع سنسورهای سنجش فعالیت‌های بیمار، دو روش درمانی در حوزه توانبخشی اندام‌های پایین تنه امکان پذیر گردد. برای انجام این امر نیاز به طراحی، محاسبه، جستجو و تحقیق درباره ایجاد ساختار مکانیکی و الکترونیکی مناسب که اهداف درمانی را برآورده سازد بوده است. در این ساختار باید شرایطی را فراهم ساخت که اندازه‌گیری و بررسی پارامترهای مختلفی نظیر سرعت دورانی پدال بیمار، نیروهای وارد شده به پدال، گشتاور تولیدی موثر وی و جمع آوری و پردازش داده‌های دیگر میسر شود. از جهت دیگر باید چالش‌های مختلف دیگر نظیر انتخاب تجهیزات سنسوری و موتور مناسب موجود در بازار برای رسیدن به هدف پژوهش و جانمایی مناسب موتور، فلاپویل، مکان قرارگیری تجهیزات سنسوری، انتخاب نوع درایور، میکرو کنترلر مناسب و انتخاب پلتفرم برنامه نویسی را نیز در نظر گرفت. گام بعد به تشریح سیستم دوچرخه و بررسی کارایی در ساخت و پیاده سازی آن می‌پردازد و اعتبار طراحی صورت گرفته را مورد ارزیابی قرار می‌دهد. سپس با انجام شبیه سازی و مدل سازی سیستم در نرم‌افزارهای شبیه سازی، برای تبدیل دوچرخه تمرینی به دوچرخه هوشمند توانبخشی تلاش می‌گردد. پس از نصب و راه اندازی اولیه سنسورها و تجهیزات اندازه گیری و یکپارچه سازی سیستم

کامپیوتری، هدف برنامه نویسی و پیاده سازی کنترلی بر اساس داده‌های پردازش شده از سنسورهای نصب گردیده روی دوچرخه است.

در این پژوهش سعی می‌گردد با پیاده سازی ساختاری جدید برای انجام برنامه تمرینی غیرفعال و کمک فعال که کارایی آن در درمان سریع‌تر بیماران به اثبات رسیده است، یک دوچرخه تمرینی با ادوات مکاترونیکی و تجهیزات الکترونیکی، و با استفاده از یک روش و مدل ریاضیاتی مدون، یک استراتژی تمرینی توانبخشی در عمل طراحی و ساخته شود که بتواند به توانبخشی بیماران دچار نقص حرکتی در پایین تنه کمک رسانی کند.

به کارگیری علم مکاترونیک به منظور تسهیل فرآیند انجام پژوهش‌های بین رشته‌ای باعث گردیده است در حال حاضر سرمایه گذاری‌های فراوانی روی این علم شود. به این منظور لازم است از امکانات پیش رو و دستگاه‌ها و تجهیزات دقیق امروزی در این شاخه استفاده گردد. که بر این اساس ضرورت دارد علم مهندسی رد پای خود را بیش از پیش در حوزه توانبخشی و درمانی قرار دهد و از ظرفیت‌های یکدیگر بهره ببرند.

فصل دوم: تشریح ساختار و عملکرد دوچرخه

ثابت توانبخشی

۲-۱- مقدمه

این دوچرخه، ثابت و از نوع عمودی است و در حالت غیر هوشمند صرفاً دستگاه تمرینی دیجیتالی و کامپیوتری است و کاربری ورزشی و تمرینی ساده‌ای دارد (شکل ۲-۱). سیستم مکاترونیکی که روی دوچرخه کار گذاشته شده است، امکان کنترل فعالیت‌های پایین تنه بیمار روی دوچرخه براساس بازخوردهای دریافت شده از سنسورها و هر ایده کنترلی قابل اجرا دیگر را به پژوهشگر داده است. امکان افزودن پروتکل‌ها و رویه‌های جدید با استفاده از قابلیت اتصال به کامپیوتر در این دوچرخه فراهم شده است. یکی از مهمترین تدابیر اندیشیده شده، امکان ارتباط غیرمستقیم محقق و بیمار توسط کامپیوتر و از طریق نرم‌افزارهای مهندسی به صورت آنلاین و یا آفلاین خواهد بود، که این امر صرفه جویی در وقت و هزینه بیمار و از جمله فیزیوتراپیست را به دنبال دارد. علاوه بر آن، برنامه‌های تمرینی منتخب در دستگاه ذخیره شده است. ارتفاع این دوچرخه قابل تنظیم برای افراد مختلف بوده و قادر به تحمل وزن افراد تا ۱۵۰ کیلوگرم می‌باشد. نرم‌افزار امکان تعریف برنامه‌های جدید توسط فرد و یا فیزیوتراپ را فراهم می‌کند.



(ب)



(الف)

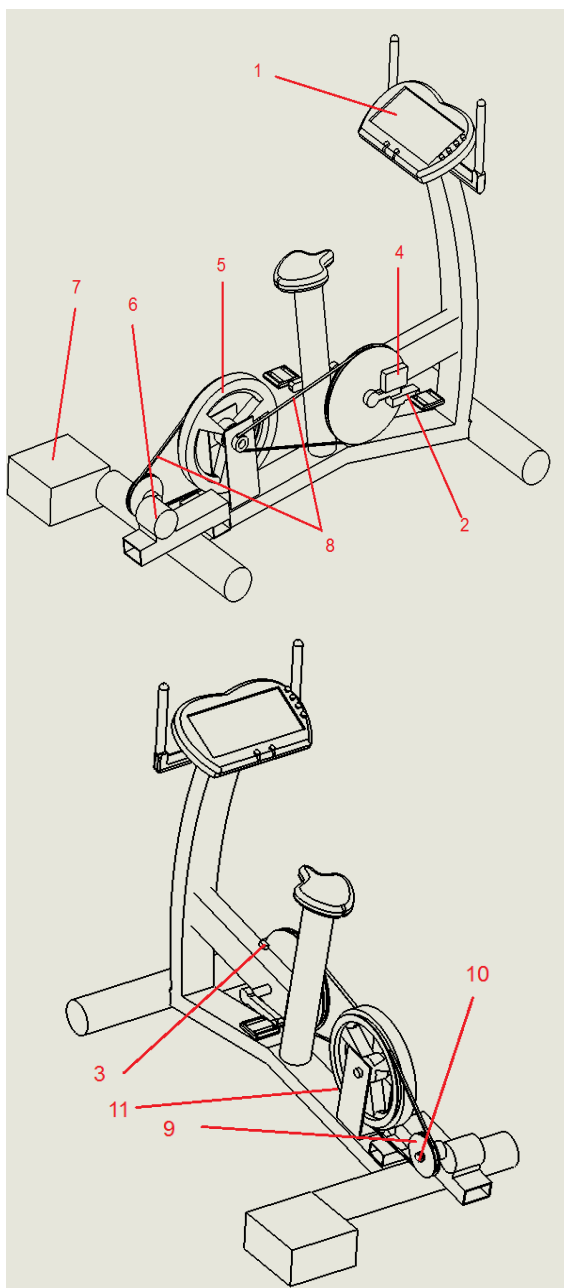
شکل ۲-۱: نمای کلی از دوچرخه ثابت توانبخشی طراحی شده (الف) نمای بالا و (ب) نمای از کنار

۲-۲- اجزای اصلی دوچرخه توانبخشی

قسمت‌های مختلف دوچرخه توانبخشی ساخته شده در شکل ۲-۲ آورده شده و اسامی هر یک

از اجزای شماره گذاری شده در جدول ۲-۱ بیان شده است. شرح هر کدام از این اجزا به تفکیک در

ادامه بیان شده است.



شکل ۲-۲: اجزای اصلی دوچرخه توانبخشی

جدول ۲-۱: اسامی اجزای دوچرخه توانبخشی

شماره	نام
۱	صفحه نمایش دیجیتالی
۲	سنسور نیروسنج
۳	آهنربا و سنسور ریدسونیچ
۴	جعبه دریافت، پردازش و ارسال داده‌های نیرویی

۵	فلایویل
۶	موتور DC
۷	سیستم کنترل مرکزی
۸	تسمه انتقال قدرت
۹	پولی موتور
۱۰	انکودر افزایشی
۱۱	ترمز مغناطیسی

۲-۲-۱- صفحه نمایش دیجیتالی

صفحه نمایش کامپیوتری این دستگاه پارامترهای عمومی مختلفی نظیر سرعت دورانی یا پدال زنی کاربر، سرعت فرضی خطی متناسب با سرعت دورانی پدال، میزان زمان طی شده در حین تمرین و پدال زنی، انرژی مصرف شده کاربر برحسب کالری، ضربان قلب و مسافت فرضی طی شده را به صورت برخط و آنلاین اندازه گیری کرده و نمایش می دهد.

۲-۲-۲- سنسور نیروسنج

اندازه گیری نیروی وارد بر پدال دوچرخه سوار توسط انواع متفاوتی از ابزارها در طول سالیان مورد استفاده قرار گرفته است. پژوهش‌های متعددی بازه تغییرات این نیرو برای افراد مختلف را اندازه گیری کرده و نتایج آن را ارائه داده‌اند که براساس آن می توان حدود حداکثر نیروی وارد شده در حالت عادی را محاسبه کرده و در نظر گرفت. در حالت عمومی این بازه می تواند از ۲۰۰- نیوتن تا ۴۰۰ نیوتن متغیر باشد. انتخاب سنسور نیروسنج باید به صورتی انجام گردد که با انتخاب یک ضریب اطمینان، رنج اندازه گیری سنسور در بازه‌ای بیشتر از بازه تغییرات نیروی پدال قرار داشته باشد [۳۵].

نیروی وارد شونده به پدال براساس شکل ۲-۳ دارای دو پارامتر در جهت عمود بر پدال و مماس بر پدال است. برآیند این دو نیرو که با RF نشان داده شده را باید بر روی جهت عمود بر میله

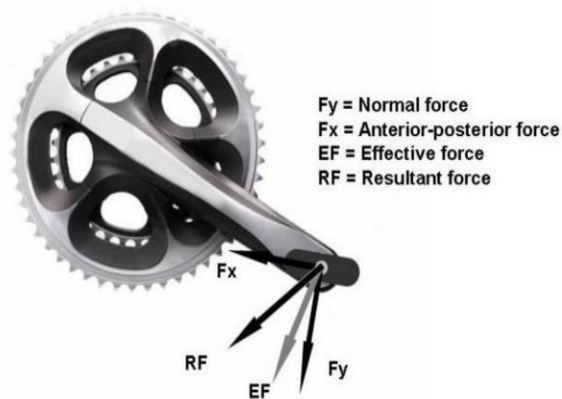
کرنک^۱ تصویر کرد تا آن را بتوان به عنوان نیروی موثر یا نیرویی که باعث گشتاور می‌شود در نظر گرفت. بنابراین با انتخاب سنسوری که با اتصال مناسب آن بتوان به صورت مستقیم نیروی موثر را اندازه‌گیری کرد، به سادگی گشتاور اعمالی موثر بیمار قابل اندازه‌گیری می‌شود. بر این اساس سنسوری که فقط قابلیت خواندن نیرو در یک جهت را داشته باشد کفایت می‌کند. می‌توان سنسورهای خمشی را انتخاب مناسبی برای این کاربرد در نظر گرفت. با تحقیق در حوزه ابزار و تجهیزات اندازه‌گیری نیروی موجود در بازار و همچنین موارد عنوان شده در بالا، سنسور نیروسنج^۲ اس بی ۳۱۰، برای این منظور انتخاب گردید. این سنسور نیرو از نوع برشی و با ظرفیت ۱۵۰ کیلوگرم نیرو و دقت تا ۰,۱ نیوتن است و نیرو را از طریق کرنش سنج^۴هایی که درون خود دارد اندازه‌گیری می‌گیرد. کرنش سنج با اندازه‌گیری کرنش یا تغییر طول‌های ایجاد شده در قطعه حساسی که درون سنسور است، میزان تنش خمشی و نیروی اعمالی را براساس ولتاژ به دست ما می‌رساند. ما براساس ولتاژ تولیدی سنسور قادر به اندازه‌گیری دقیق نیرو خواهیم بود. سنسور نیروسنج به کار برده شده فقط قادر به اندازه‌گیری نیرو در جهت عمود بر خود می‌باشد. در شکل ۲-۴ نمای ظاهری این سنسور آورده شده است.

^۱ Crank

^۲ Load cell

^۳ Load cell sb 210

^۴ Strain Gauge



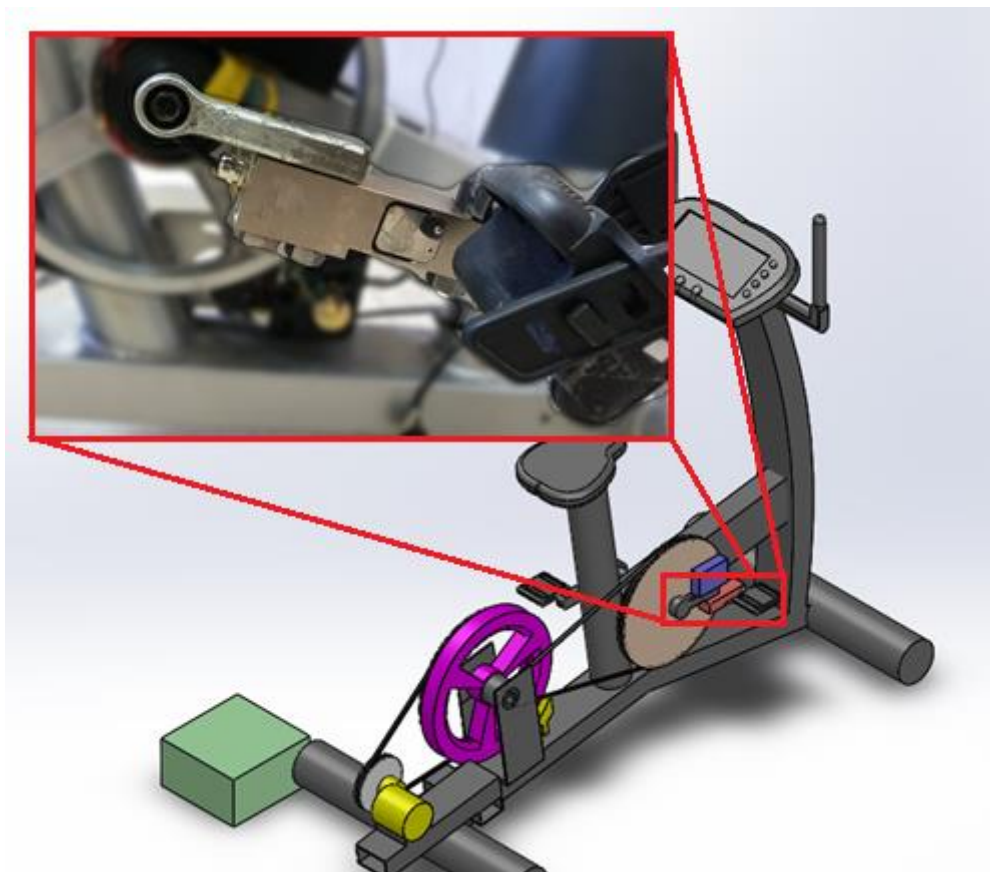
شکل ۲-۳: مولفه نیروهای وارد شده به پدال دوچرخه [۳۵].



شکل ۲-۴: سنسور نیروسنج SB 210

دلیل استفاده از سنسور نیرو همان‌طور که گفته شد به دلیل ارزیابی و مشاهده برخط گشتاورهای اعمالی توسط بیمار و استفاده از آنها در فرآیند کنترل که در فصل آینده بیان می‌گردد، است. به منظور اتصال سنسور نیرو به پدال باید سنسور را در مسیر کرنک دوچرخه قرار داد. کرنک در واقع میله اتصال پدال به شفت دوار پدال است. برای اتصال نیمی از میله کرنک قطع گردید و سنسور نیروسنج در مسیر میله قرار گرفت و با دو پیچ به میله محکم گردید. با توجه به این که سنسور، نیرو را در یک جهت اندازه می‌گیرد، برای اندازه‌گیری نیروی موثر یعنی نیرویی که باعث ایجاد گشتاور می‌شود

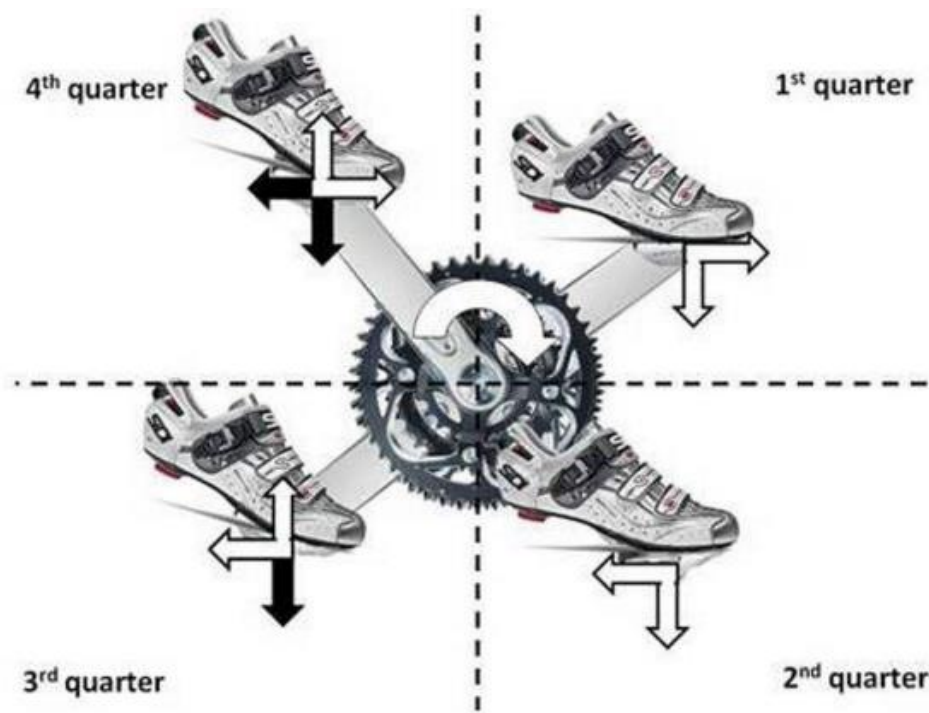
باید سنسور را به گونه‌ای که در شکل ۲-۵ مشاهده می‌شود نصب کرد. بنابراین در این ساختار می‌توان به طور مستقیم قادر به اندازه‌گیری نیرو موثر بود.



شکل ۲-۵: مکان قرارگیری و نحوه اتصال سنسور نیروسنج به پدال دوچرخه

قسمتی از نیروسنج که باید نیروی پا به آن جا وارد گردد به پدال دوچرخه پیچ و مهره شد و قسمت دیگر نیروسنج یا تکیه گاه به قسمت دیگر میله کرنک متصل گردید. لازم به ذکر است برای اندازه‌گیری نیرو پای بیمار، سنسور نیروسنج فقط روی یک پدال (راست) نصب شد. می‌توان به جای نصب یک سنسور دیگر و متعاقباً هزینه بیشتر، با فرض حرکت دورانی متقارن برای بیمار، محاسبات را فقط برای یک پا انجام داد.

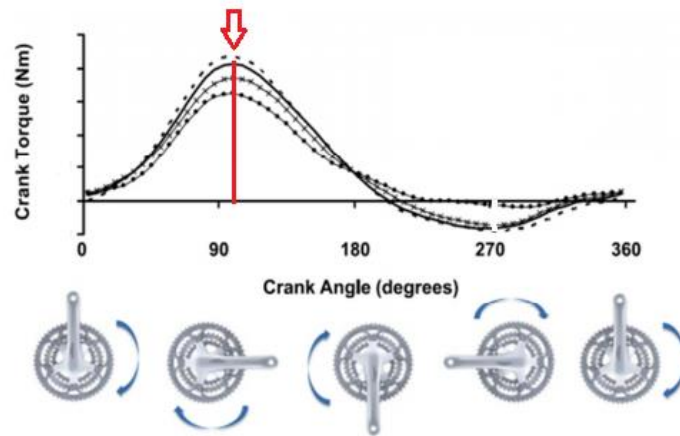
در این پژوهش داده‌های نیرویی را با دو هدف می‌توان در نظر گرفت. هدف اصلی استفاده مستقیم از نیروی موثر وارده شده بیمار در برنامه کنترلی طراحی شده و هدف دیگر نظارت بر پیشرفت و ارتقا قوای ماهیچه ای بیمار در طی روند درمانی با استفاده از اندازه‌گیری حداکثر نیروی وارد شده وی در هر سیکل دورانی است. به این ترتیب فیزیوتراپیست خواهد توانست میزان پیشرفت درمان را در طی درمان و در بازه‌های تست مشخص اندازه‌گیری کند. همانطور که در شکل ۲-۶ مشاهده می‌شود پدال زدن چهار فاز دارد، که ابتدای فاز را به عنوان زاویه صفر درجه (پدال در بالاترین حالت خود) در نظر می‌گیرند [۳۵]. علاوه بر آن در یک سیکل پدال زنی نیروهای مختلفی به سیستم در طی این چهار فاز اعمال می‌گردد، بنابراین با دانستن زاویه میانگین رخ دادن حداکثر نیروی پای راست می‌توان برآورد مناسبی از حداکثر گشتاور اعمالی مؤثر بیمار در هر سیکل دورانی و یا توانایی وی در پدال زدن، داشت.



شکل ۲-۶: فازهای مختلف در هر سیکل پدال زنی [۳۵].

۲-۲-۳- حداکثر نیرو

بر اساس تست‌های گرفته شده و همچنین رجوع به منابعی که پروفیل نیرویی کاربران را در حین پدال زنی بررسی و منتشر کرده‌اند می‌توان دریافت که حداکثر نیرو وارد شده به پدال معمولاً بیش از زاویه ۹۰ درجه و حدود زاویه ۱۰۰ درجه اندازه‌گیری شده است. همان‌طور که در شکل ۲-۷ دیده می‌شود، حداکثر نیرو (گشتاور) داوطلبانه و ترجیحی افراد که با خط پر نمایش داده شده، حدود ۱۰۰ درجه به دست آمده است [۳۵،۳۶].

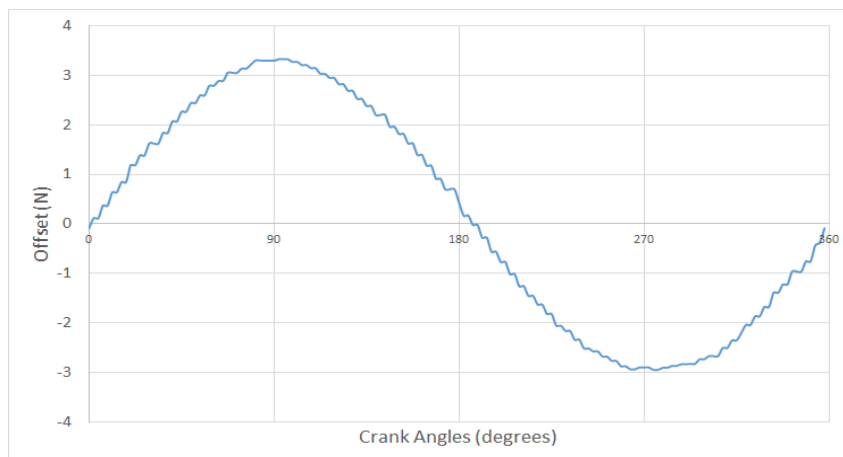


شکل ۲-۷: زاویه متناظر با بیشترین گشتاور وارد شده به پدال [۳۶].

۲-۲-۴- آفست نیروسنج

به دلیل آن که سنسور در حین دوران پدال، خود نیز دوران می‌کند؛ بنابراین به خاطر وزن پدال که به سنسور وصل شده و همچنین وزن خود سنسور، حتی هنگامی که هیچ پاییی روی آن قرار نگرفته باشد، هنگام دوران سنسور به طور متناوب اعدادی را نشان می‌دهد که به آن انحراف یا آفست سنسور^۱ می‌گوییم. آفست نیروسنج پس از اندازه‌گیری‌های انجام شده، به شکل ۲-۸ در می‌آید:

^۱ Loadcell Offset



شکل ۲-۸: پروفیل آفست نیرویی لودسل در یک سیکل چرخش

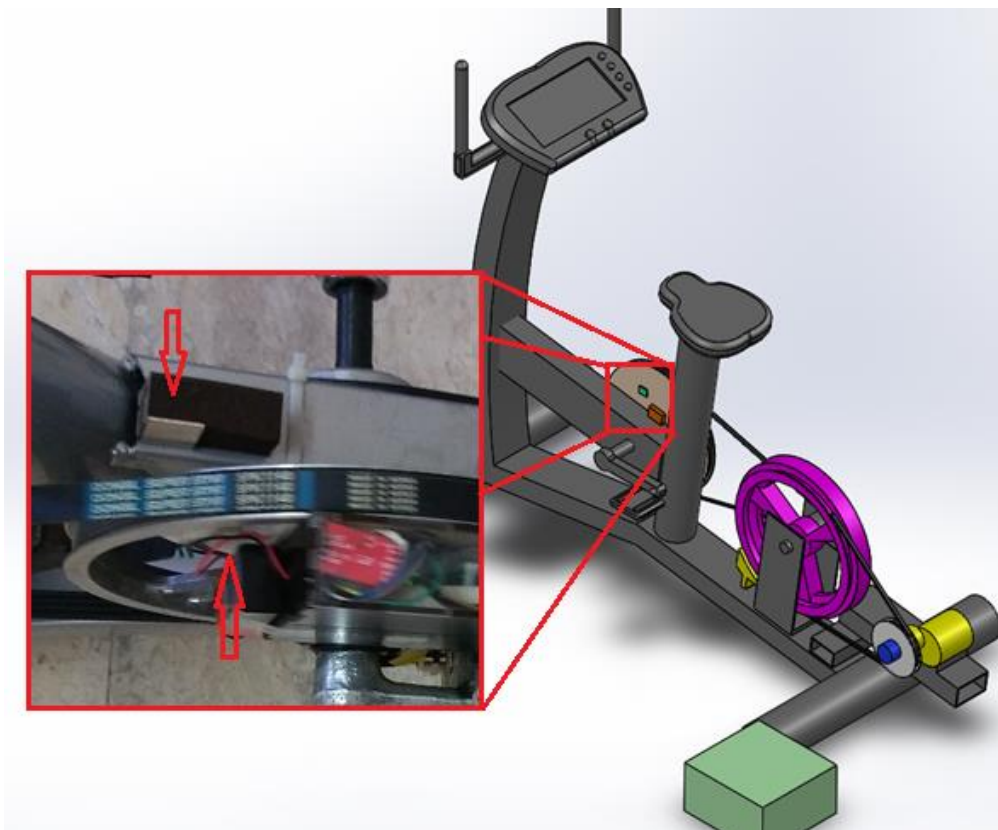
براساس محاسبات انجام شده، آفست‌های سنسور لودسل در بازه‌ای که در شکل بالا نشان داده شده است نوسان می‌کند. براساس بازه تغییرات این آفست و بازه نیرویی واقعی افراد حین پدال زدن، می‌توان از اعمال آن بر داده‌های اندازه‌گیری شده سنسور صرف نظر کرده و گشتاور تولیدی بیمار را معادل ضرب مستقیم عدد سنسور در طول میله کرنک در نظر گرفت.

۲-۲-۵- آهنربا و سنسور ریدسوئیچ

همانطور که گفته شد یکی از موارد قابل پیاده سازی روی دوچرخه توانبخشی ایجاد ساختاری برای اندازه‌گیری حداکثر گشتاور یا توان اعمالی بیمار در "تست‌های دوره ای" است. بدین منظور باید سیستم به صورتی طراحی شود که در زاویه رخ دادن حداکثر نیرو، داده برداری انجام و فرستاده شود. برای ایجاد چنین فرآیندی از یک سنسور ریدسوئیچ^۱ روی بدنه پولی پدال و یک آهنربا روی بدنه دوچرخه استفاده شده است (شکل ۲-۹).

^۱ Reed Switch

سنسور ریدسوئیچ یک سنسور با کارکرد اتصال مکانیکی است. هر زمان که این سنسور در میدان مغناطیسی قرار بگیرد دو پایه درون آن به یکدیگر می‌چسبند و پالسی ارسال می‌کند که نشان از وجود میدان مغناطیسی دارد.



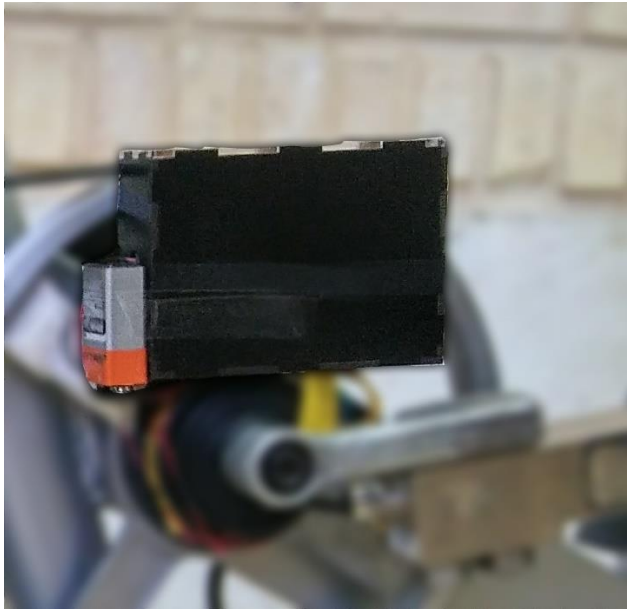
شکل ۲-۹: مکان قرارگیری سنسور ریدسوئیچ و آهنربا جهت اندازه‌گیری حداکثر نیرو

۲-۲-۶- جعبه دریافت ، پردازش و ارسال داده‌های نیرو

همانطور که در شکل ۲-۱۰ مشاهده می‌شود این جعبه به پدال دوچرخه متصل می‌گردد. به صورت خلاصه داده‌های نیرویی پس از عبور از مبدل آنالوگ به دیجیتال^۱ و تقویت وارد برد کنترلر

^۱ A/D Converter

آردوینو^۱ می‌شوند و در آن جا پس از پردازش توسط ماژول ارسال داده‌های بلوتوثی^۲ به برد اصلی منتقل می‌گردند. برای تغذیه آردوینو از یک باتری ۹ ولت قابل شارژ استفاده می‌گردد.



شکل ۲- ۱۰: مکان نصب و قرارگیری جعبه دریافت، پردازش و ارسال داده‌های نیرویی

کارکرد سیستم به این صورت است که هر زمانی سنسور ریدسوئیچ از جلوی آهنربا عبور کند مقدار عددی سنسور نیروسنج را می‌خواند. در این حالت مبنا اولین عددی است که پس از تحریک سنسور ریدسوئیچ خوانده می‌شود. چون همان‌طور که مشخص است، از زمان ورود سنسور ریدسوئیچ به محدوده مغناطیسی آهنربا تا زمان خروج از آن محدوده ده‌ها یا حتی صدها داده می‌تواند خوانده شود. برای این حالت از یک تأخیر کوچک استفاده شده است. مبدل آنالوگ به دیجیتال، آردوینو و ماژول بلوتوث مورد استفاده در این جعبه در شکل ۲- ۱۱ قابل مشاهده است.

^۱ Arduino

^۲ Bluetooth Module



(ج)



(ب)



(الف)

شکل ۲-۱۱: قطعات استفاده شده در جعبه دریافت و ارسال داده‌های نیرو شامل (الف) *HX711*، (ب) *Arduino Uno* و (ج) *HC05*

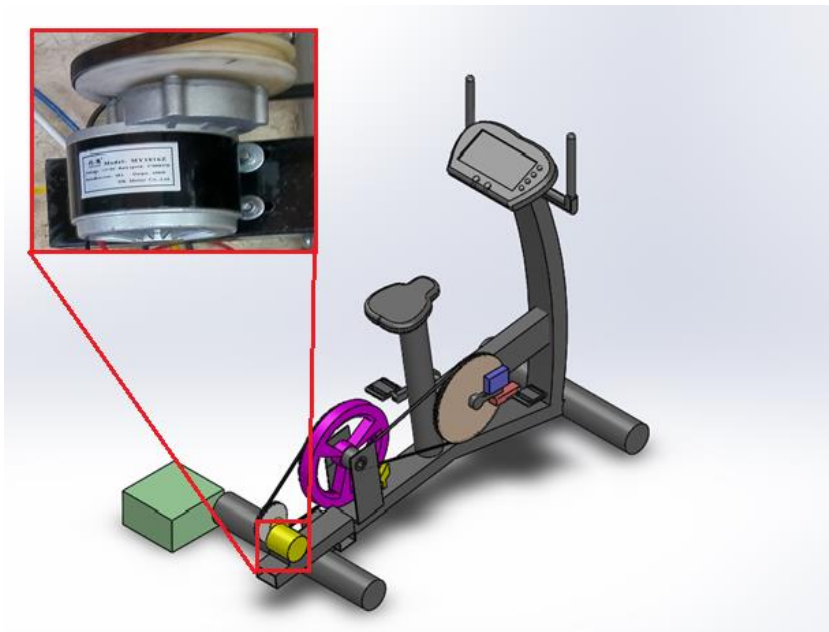
۲-۲-۷- فلیویل

در دوچرخه از نوعی فلیویل^۱ و یا چرخ لنگر به منظور ذخیره سازی انرژی دورانی در حین پدال زنی و بهره‌مندی از آن در زمان‌های مورد نیاز، استفاده شده است. بهره بردن از چرخ لنگر به انتقال توان نرم و روان کمک می‌کند و انرژی پیوسته‌ای را هنگام ناپیوسته شدن منبع انرژی (پدال زدن بیمار) فراهم می‌آورد. بیمارانی که دچار نقص‌های حرکتی و در پایین تنه خود هستند گاهی دیده شده برای چند لحظه کنترلی بر پاهای خود ندارند و حرکات سریع به سیستم وارد می‌آورند، در این حالت استفاده از فلیویل به عنوان واسطه بین موتور و پدال امری ضروری به نظر می‌رسد که در پژوهش‌های پیشین کمتر به آن توجه شده است. بنابراین طراحی و انتخاب یک فلیویل مناسب که برای استفاده در دوچرخه توانبخشی مناسب باشد و بتواند به صورت بهینه انرژی بیمار و یا محرکه را جذب و در موقع نیاز آزاد نماید ضروری می‌باشد. محاسبه اندازه و ابعاد بهینه برای فلیویل بر اساس جنس و شکل و تنش‌های مکانیکی موجود در آن، در فصل آینده شرح داده خواهد شد.

^۱ Flywheel

۲-۲-۸- موتور

موتور استفاده شده در دوچرخه توانبخشی، از نوع جریان مستقیم است که ولتاژ نامی و جریان نامی آن به ترتیب ۱۲ ولت و ۲۸ آمپر است. مدل آن MY1016 و دارای توان حداکثر ۲۵۰ وات می‌باشد که در شکل ۲-۱۲ مکان قرارگیری و نحوه اتصال آن به دوچرخه نشان داده شده است. این موتور دارای یک گیربکس سر خود با ضریب تبدیل تقریبی ۷,۴ می‌باشد. گشتاور نامی آن، ۶ نیوتن‌متر و سرعت نامی ۳۷۹,۵ دور بر دقیقه است که با یک تسمه ۷ و با نسبت ۱,۸۶ کاهنده به فلاپویل متصل است.



شکل ۲-۱۲: شکل موتور و مکان نصب آن در انتهای دوچرخه توانبخشی

برای آن که دوچرخه برای توانبخشی کاربرد داشته باشد باید موتوری به آن متصل باشد که بتواند از نظر سرعت و گشتاور قابلیت کمک رسانی داشته باشد. براساس پژوهش‌های صورت گرفته پیشین، سرعت ۸۰-۹۰ دور بر دقیقه و کمتر از آن برای پدال سرعتی استاندارد برای کاربرد درمانی و توانبخشی است [۱،۳۷]. همان‌طور که گفته شد یکی از روش‌های توانبخشی به صورت غیرفعال و فقط به صورت سرعت ثابت است. این سرعت باید سرعتی بالا تر از سرعتی باشد که بیماران قادر به پدال

زنی می‌باشند. براساس این پژوهش‌ها، این سرعت برای روش درمانی غیرفعال سرعتی استاندارد است. همچنین، این موتور باید توانایی اعمال گشتاور مناسب در صورت نیاز را به کاربر داشته باشد و بتواند در مقابل نیروهای اعمالی بیمار رفتار مقاوم داشته باشد. براین اساس و بر طبق نسبت تبدیل کل سیستم از موتور به پدال (۰,۲۶۷۵)، این موتور برای این پژوهش انتخاب گردید. لازم به ذکر است حداکثر سرعت پدال در دوچرخه توانبخشی طراحی شده، حدود ۱۰۲ دور بر دقیقه است.

۲-۲-۹- جعبه سیستم کنترل مرکزی

تمام داده‌های سنسورها جهت پردازش وارد این جعبه می‌شوند. یک آردوینو از نوع مگا^۱، تمام داده‌ها را جمع‌آوری و پس از پردازش به موتور ارسال می‌کند. شکل ۲-۱۳ درون این جعبه را نشان می‌دهد. به صورت خلاصه جعبه سیستم کنترل مرکزی از قطعات زیر تشکیل شده است:

الف) منبع تغذیه: یک عدد منبع تغذیه ۱۲ ولت و حداکثر جریان خروجی ۳۰ آمپر.

ب) درایور موتور: برای کنترل موتور DC از یک ماژول درایور موتور IBT 2 با ماسفت‌های^۲ BTS7960 43A استفاده شده است. این درایور براساس کنترل ولتاژ که با روش مدولاسیون عرض پالس^۳ انجام می‌شود سرعت موتور را کنترل می‌کند. همچنین فرکانس فعالیت این درایور برای حذف نویزهای موتور و عملکرد بهتر از ۵۰۰ هرتز به ۳۱ کیلو هرتز تغییر یافته است. مشخصات این ماژول در جدول زیر قابل مشاهده است.

^۱ Arduino Mega 2560

^۲ Mosfet

^۳ Pulse Width Modulation (PWM)

جدول ۲-۲: مشخصات درایور موتور IBT-2

Input voltage: 6V-27V

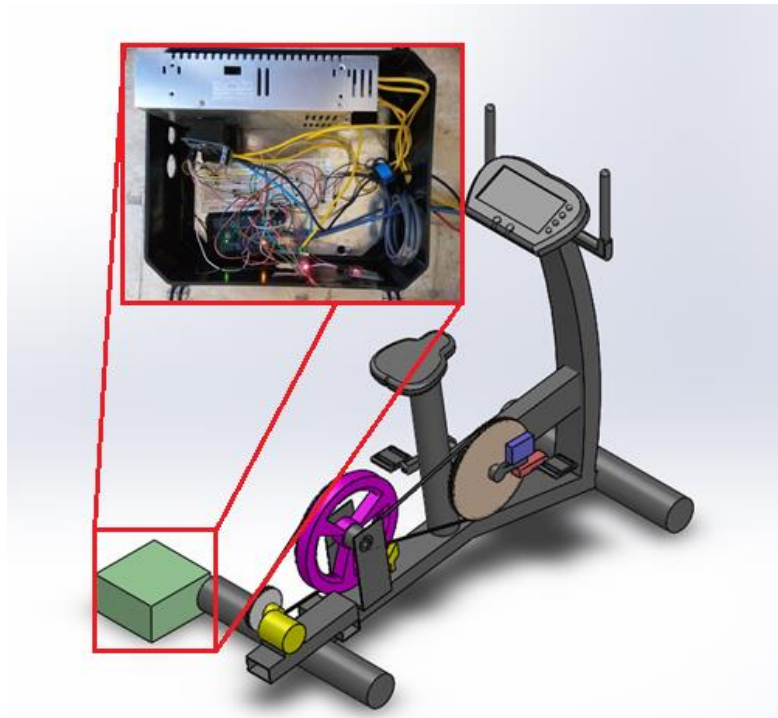
Model: IBT-2

Maximum Current: 43A

Input level: 3.3-5V

Control mode: PWM or level

Duty cycle: 0-100%



شکل ۲-۱۳: جعبه سیستم کنترل مرکزی و قطعات الکترونیکی مورد استفاده در آن

(ج) ماژول بلوتوث: دریافت داده‌های نیرویی توسط این ماژول انجام می‌شود. براساس تنظیمات

انجام شده این ماژول به صورت اتوماتیک به ماژول فرستنده متصل می‌شود. همچنین مدل ماژول مشابه مدل فرستنده است.

د) هسته فریت^۱: به منظور حذف ریپل‌های جریانی موتور بر سر راه سیم مثبت (یا منفی موتور) یک عدد هسته فریت قرار داده شده است.

ه) آردوینو مرکزی: امروزه میکرو کنترلرهای آردوینو به دلیل فراوانی و در دسترس بودن در بسیاری از پژوهش‌های عملی و تحقیقاتی مورد استفاده قرار گرفته‌اند. در این پژوهش تعداد حداقل ۱۰ ورودی/خروجی نیاز است که همگی به یک آردوینو وارد گردند. بنابراین هرچه سرعت پردازش این میکرو کنترلر بیشتر باشد کنترلر دقیق تر و خطا کمتر خواهد بود. آردوینو مگا به دلیل آن که از جمله پردازش‌گرهای پر قدرت در بین دیگر آردوینوها است و دارای سرعت بالا در پردازش (۱۶MHz) و حافظه بیشتر نسبت به مدل‌های دیگر آردوینو می-باشد، گزینه مناسبی برای استفاده در این پژوهش است.

۲-۲-۱۰- تسمه

دو عدد تسمه برای انتقال قدرت موتور به فلاپیول و از فلاپیول به پدال در سیستم استفاده شده است (شکل ۲-۱۴).



شکل ۲-۱۴: نحوه انتقال قدرت از موتور به پدال توسط دو عدد تسمه

^۱ Ferrite Core

۱۱-۲-۲- پولی موتور و فلاپویل

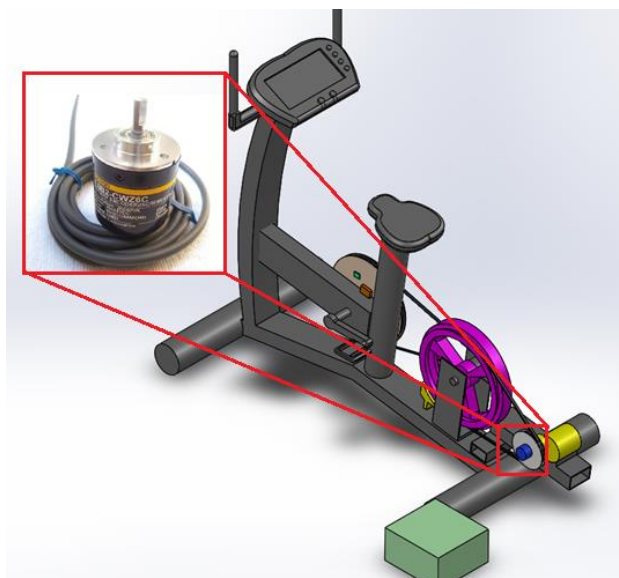
برای ایجاد نسبت تبدیل مناسب و انتقال قدرت از موتور به پدال به خروجی گیربکس موتور یک عدد پولی از جنس تفلون با قطر ۱۲,۲ سانتی متر، نصب شده است. روی فلاپویل نیز دو عدد پولی آلومینیومی نیز با قطرهای ۲۲,۸ و ۱۱,۵ سانتی متر طراحی و نصب گردید.

۱۲-۲-۲- انکودر افزایشی

انکودر از ابزارهای بسیار پر کاربرد در صنعت است که به منظور مشاهده و اندازه گیری میزان چرخش ، سرعت دورانی، جهت دوران و کنترل بسیاری فرآیندهای صنعتی مورد استفاده واقع شده است. انکودرها در مدل‌های بسیاری بر اساس دقت، ولتاژ کاری ، حداکثر سرعت قابل سنجش و ... در بازار موجود می‌باشند. ولتاژ کاری مناسب برای این پژوهش به دلیل اتصال آن به آردوینو ۵ ولت است. همچنین دقت ۱۰۰۰ پالس در هر دور از نمونه‌های پر کاربردتر با مقبولیت بیشتر برای مهندسان در طی سالیان بوده است؛ بدین منظور برای فیدبک از سرعت خروجی موتور در هر لحظه یک عدد انکودر افزایشی^۱ متعلق به شرکت آمرون^۲ با دقت ۱۰۰۰ پالس در هر چرخش به سر پولی موتور متصل گردیده است. در شکل ۲-۱۵ مکان قرار گیری این سنسور نمایش داده شده است.

^۱ Incremental Encoder

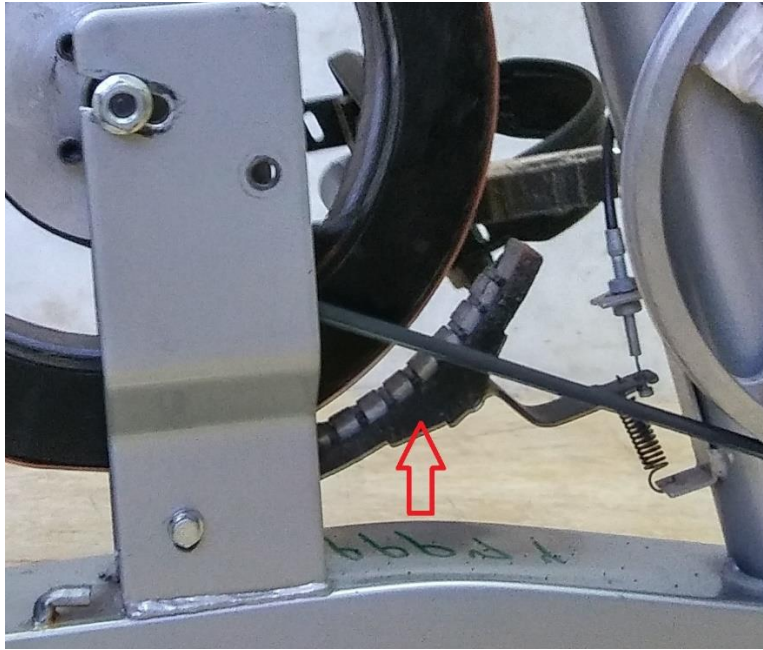
^۲ Encoder E6B2-CWZ6C



شکل ۲-۱۵: مکان نصب انکودر روی پولی موتور

۲-۲-۱۳- ترمز مغناطیسی

در دوچرخه ثابت و زیر فلاپویل آن یک عدد ترمز مغناطیسی نزدیک فلاپویل متصل گردیده است. با استفاده از صفحه نمایش روبه روی دوچرخه سوار می‌توان میزان این ترمز که نوعی مقاومت در حرکت دوچرخه سوار فراهم می‌کند را تنظیم نمود (شکل ۲-۱۶). بنابراین در این دوچرخه نیز می‌توان تمرینات چالش محور و مقاومتی همانند دوچرخه‌های ثابت دیگر موجود در بازار را انجام داد. انجام این نوع تمرینات هدف این پژوهش نمی‌باشد اما از این ترمز برای اعمال یک پیش بار مقاومتی مشخص و ثابت در سیستم می‌توان بهره برد.



شکل ۲-۱۶: مکان قرارگیری و نصب ترمز مغناطیسی با وظیفه ایجاد مقاومت در چرخش پدال

۲-۳- نحوه راه اندازی و استفاده از دوچرخه ثابت توانبخشی

در ابتدا نیاز است برای هر بیمار برآوردی از توانایی و ضعفهای وی داشت. به این خاطر پس از قرارگیری بیمار روی دوچرخه با موتور خاموش و بستن و محکم کردن پاهای وی روی پدال، سنسور نیروسنج را آماده داده برداری کرد. قبل از نمونه برداری باید کالیبراسیون^۱ سنسور نیروسنج را انجام داد و سپس اقدام به نمونه برداری کرد. در ابتدای کار پدال در زاویه صفر درجه قرار داده می شود و سپس بیمار شروع به پدال زدن می کند. پس از دو الی سه دقیقه مرحله پیش تست انجام می گیرد و حداکثر سرعت ثبت شده پدال و گشتاور حداکثری که بیمار می تواند وارد کند به دست می آید. در برنامه توانبخشی می توان براساس حداکثر سرعت بیمار مطلوب موتور را تنظیم نمود (براساس ضریب بالاتر از یک یا سرعتی بالاتر از توان سرعتی بیمار).

^۱ Calibration

به دلیل آن که پای فرد روی پدال و داخل نگهدارنده پا قرار می‌گیرد، امکان لغزش و یا سر خوردن و خالی شدن پدال از زیر پای بیمار نیست. بنابراین یکی دیگر از شرایط اولیه تست قرار دهی مناسب پاها درون آن است.

در سیستم به دلیل ماهیت توانبخشی دستگاه، سرعت موتور به آهستگی افزایش می‌یابد تا به سرعت مطلوب برسد. در آن سرعت با توجه به برنامه کنترلی به بیمار گفته می‌شود که فرآیند وارد کردن نیرو و پدال زنی خود را آغاز کند، یا اگر به طور کامل توانایی حرکت دادن پاهای خود را ندارد به صورت غیرفعال به توانبخشی وی پرداخته شود. در این حالت از داده‌های نیرویی بیمار در فرآیند توانبخشی استفاده نمی‌شود (شکل ۲-۱۷).



شکل ۲-۱۷: قرار گیری بیمار روی دوچرخه و اتصال پاهای وی به پدال جهت انجام برنامه توانبخشی

فصل ۳: مدل سازی سیستم و طراحی کنترلر

در ابتدای این فصل به طراحی و انتخاب یک فلاپیول مناسب براساس رویکردهای انرژی و تنش‌های موجود در آن پرداخته می‌شود و تمامی روابط و محدودیت‌های دخیل در امر طراحی آن محاسبه می‌شوند. و سپس براساس تئوری و روابط، یک فلاپیول عمومی و در دسترس و با هزینه کمتر که تمامی شرایط عنوان شده را برای جذب انرژی کارآمد و بهینه سیستم دوچرخه داشته باشد انتخاب می‌گردد. در بخش بعد و در فاز اصلی به مدل سازی سیستم دوچرخه پرداخته می‌شود و معادلات دینامیکی عنوان می‌گردند. همچنین روابط الکتریکی موتور استفاده شده بیان شده و سپس همه معادلات دینامیکی سیستم در فضای حالت نوشته می‌شوند. برای کنترل سرعت موتور با توجه به ورودی سیستم یک کنترلر PID، طراحی شده و معادلات مربوط به آن عنوان می‌گردد. در نهایت نتایج شبیه سازی مدل طراحی شده در نرم افزار متلب^۱ برای ورودی‌های مختلف رسم می‌شوند. در حالت توانبخشی غیرفعال گشتاور اعمالی بیمار در مدل کنترلی در نظر گرفته نمی‌شود و صرفاً کنترل سرعت موتور دوچرخه انجام می‌گیرد. در حالت کمک فعال گشتاورهای اعمالی بیمار ثبت می‌گردند و در مدل کنترل سرعت موتور به عنوان ورودی در نظر گرفته می‌شوند.

علاوه بر آن پس از پیاده سازی کنترلر طراحی شده بر روی دوچرخه توانبخشی در عمل، نتایج و کارکرد واقعی سیستم برای سرعت‌های مطلوب و ورودی‌های گشتاوری متفاوت بیان شده است و عملکرد سیستم در هر دو حالت توانبخشی غیرفعال و کمک فعال ارائه می‌گردند. نتایج، عملکرد مشابهی در شبیه‌سازی و واقعیت نشان می‌دهند. همچنین در مدل تجربی و پس از تست‌های گرفته شده در حالت غیرفعال نتایج دقت ۹۸,۴۱٪ برای شش تست و در حالت کمک فعال نتایج الگوریتم کنترلی

^۱ MATLAB®

پیاده‌سازی شده، دقت متوسط ۹۶,۳۳٪ برای دو تست انجام شده را در رسیدن به سرعت مطلوب نشان می‌دهند که نشان از عملکرد قابل قبول و مناسب یک سیستم توانبخش اندام‌های پایین تنه دارد.

۳-۲- رویکرد های تئوری طراحی فلاپیول برای دوچرخه توانبخشی

۳-۲-۱- اصول طراحی

۳-۲-۱-۱- معادلات بنیادی

ذخیره انرژی در فلاپیول توسط معادله (۳-۱) بیان می‌گردد که در آن E انرژی جنبشی ذخیره شده، I ممان اینرسی و ω سرعت زاویه ای فلاپیول می‌باشد [۳۸،۳۹]:

$$E = \frac{1}{2} \cdot I \cdot \omega^2 \quad (۳-۱)$$

ممان اینرسی تابعی از شکل و جرم است بنابراین داریم:

$$I = m \cdot r^2 \quad (۳-۲)$$

برای یک جرم استوانه ای معمول I توسط معادله (۳-۳) محاسبه می‌گردد که h عرض استوانه، r شعاع و ρ چگالی ماده استوانه است.

$$I = \frac{1}{2} \cdot r^4 \cdot \pi \cdot h \cdot \rho \quad (۳-۳)$$

یکی دیگر از اشکال عمومی استوانه تو خالی^۱ می باشد که جرم اصلی در قسمت بیرونی سطح مقطع دایره ای قرار دارد و توسط یک ارتباط به شفت مرکزی جسم دوار استوانه ای متصل می گردد. برای این جسم خواهیم داشت:

$$I = \frac{1}{2} \cdot \pi \cdot h \cdot \rho \cdot (r_o^4 - r_i^4) \quad (۴-۳)$$

که در آن r_o شعاع خارجی استوانه و r_i شعاع داخلی استوانه می باشد.

انرژی ذخیره شده در این جسم استوانه ای در واحد $[MJ]$ تابعی از سرعت دورانی و شعاع داخلی و خارجی استوانه خواهد بود:

$$E_{MJ} = \frac{1}{4} \cdot \pi \cdot h \cdot \rho \cdot (r_o^4 - r_i^4) \cdot \omega^2 \quad (۵-۳)$$

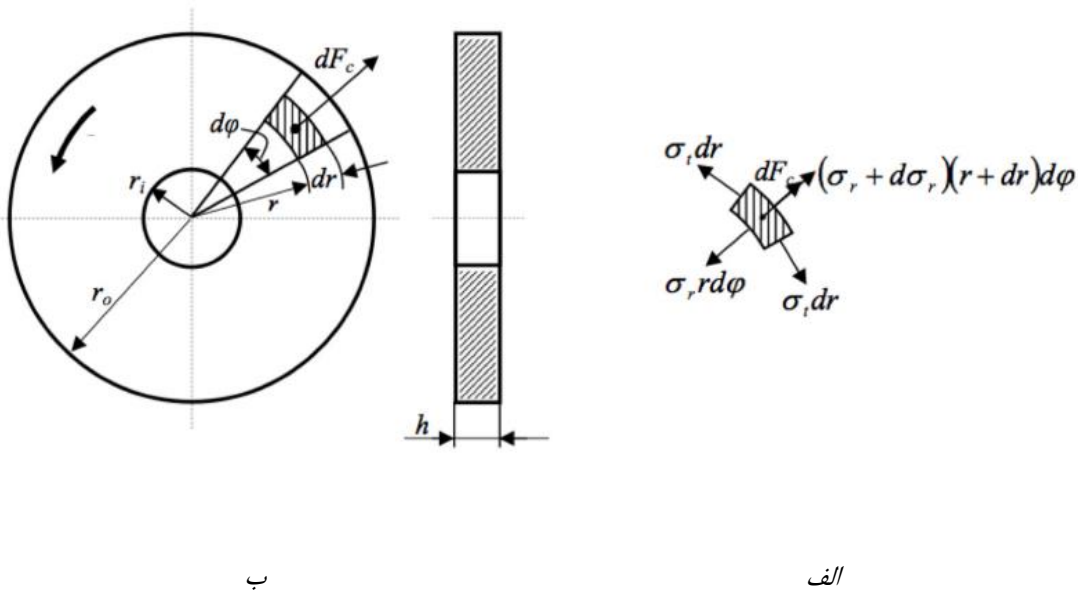
بر اساس معادله (۳-۱) بهترین راه برای افزایش انرژی ذخیره شده در فلاپیویل، افزایش سرعت آن است. اما مسئله ای که در این جا باید در نظر گرفته شود دانستن میزان مقاومت این استوانه در سرعت های بالا است. از این نظر که براساس تنش های به وجود آمده در استوانه و بر طبق جنس این استوانه میزان حداکثر سرعت قابل تحمل متفاوت خواهد بود.

^۱ Hallow circular cylinder

آنالیز نیروهای ایجاد کننده تنش فاکتور مهمی در طراحی ابعاد فلاپیول است. تنش کششی یک جسم دوار دارای دو مولفه تنش شعاعی^۱ و تنش مماسی^۲ است که به ترتیب با σ_r و σ_t نمایش داده می-شود.

با فرض وجود چرخشی با جرم همگن و نیروی گریز از مرکز dF_c (شکل ۳-۱)، معادلات روی جرم دیفرانسیلی dm برابر است با:

$$dF_c = dm \cdot r \cdot \omega^2 = \rho \cdot h \cdot r^2 \cdot d\varphi \cdot dr \cdot \omega^2 \quad (۳-۶)$$



شکل ۳-۱: نیروها و قیدهای موجود در یک چرخ دوار همگن [۳۸]

برای هر المان جدا از دیسک در شکل ۳-۱ رابطه زیر قابل محاسبه است:

^۱ Radial stress

^۲ Tangential stress

$$(\sigma_r + d\sigma_r).(r + dr)d\varphi - \sigma_r.r.d\varphi - 2.\sigma_t.dr.\sin\frac{d\varphi}{2} + \rho.h.r^2.d\varphi.\omega^2 = 0 \quad (7-3)$$

که می‌توان تنش شعاعی و تنش مماسی را به صورت کلی توسط روابط (۳-۸) و (۳-۹) نشان داد:

$$\sigma_r(r) = \frac{3+\nu}{8}.\rho.\omega^2.\left(r_o^2 + r_i^2 - \frac{r_o^2.r_i^2}{r^2} - r^2\right) \quad (8-3)$$

$$\sigma_t(r) = \frac{3+\nu}{8}.\rho.\omega^2.\left(r_o^2 + r_i^2 + \frac{r_o^2.r_i^2}{r^2} - \frac{1+3\nu}{3+\nu}.r^2\right) \quad (9-3)$$

که در آن ν ضریب پواسون و عددی ثابت است.

۳-۲-۲- ارتباطات بین شعاع داخلی، شعاع خارجی و سرعت دورانی

به منظور محاسبه ابعاد دیسک دورانی برای استفاده در سیستم، مطالعه ارتباط بین شعاع داخلی

و خارجی و میزان تنش‌های داخلی آن امری ضروری است. برای این هدف با استفاده از معادلات (۳-۳)

(۸) و (۳-۹) و با نوشتن آن‌ها براساس $\frac{r_i}{r_o}$ خواهیم داشت:

$$\sigma_r(r) = \frac{3+\nu}{8}.\rho.\omega^2.\left(r_o^2 + r_i^2 - \frac{r_o^2.r_i^2}{r^2} - r^2\right) = \frac{3+\nu}{8}.\rho.\omega^2.r_o^2.\left(1 + \frac{r_i^2}{r_o^2} - \frac{r_i^2}{r_o^2}.\frac{r_o^2}{r^2} - \frac{r^2}{r_o^2}\right) \Leftrightarrow$$

$$\Leftrightarrow \frac{\sigma_r}{\rho.\omega^2.r_o^2} = \frac{3+\nu}{8}.\left(1 + \frac{r_i^2}{r_o^2} - \frac{r_i^2}{r^2} - \frac{r^2}{r_o^2}\right) \quad (3-)$$

(۱۰)

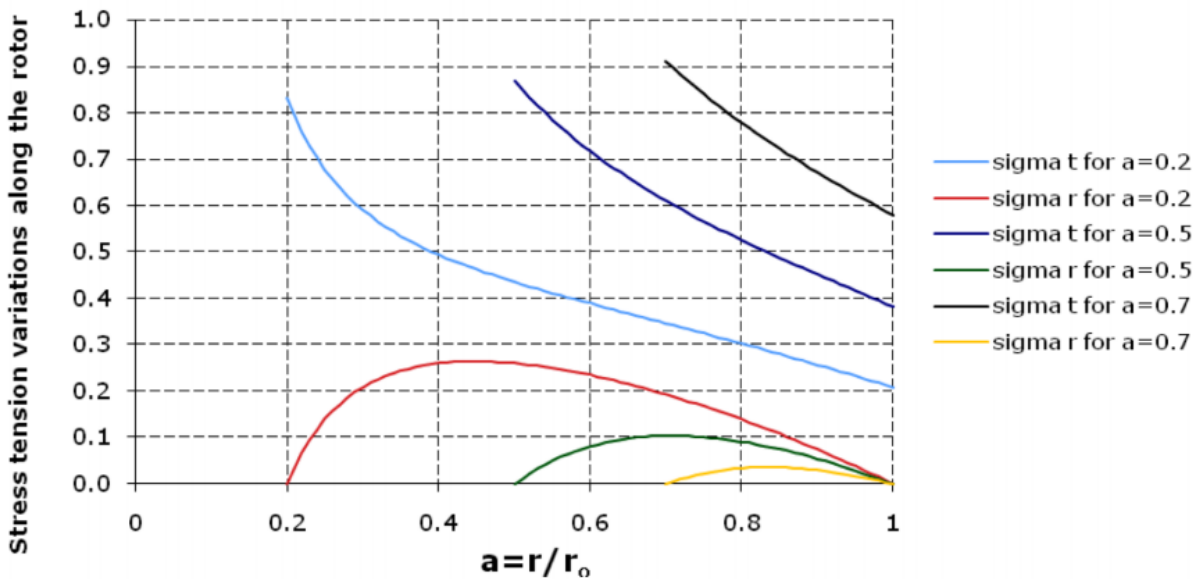
$$\sigma_t(r) = \frac{3+\nu}{8}.\rho.\omega^2.\left(r_o^2 + r_i^2 + \frac{r_o^2.r_i^2}{r^2} - \frac{1+3\nu}{3+\nu}.r^2\right) \Leftrightarrow \frac{3+\nu}{8}.\rho.\omega^2.r_o^2.\left(1 + \frac{r_i^2}{r_o^2} + \frac{r_i^2}{r^2} - \frac{1+3\nu}{3+\nu}.\frac{r^2}{r_o^2}\right) \Leftrightarrow$$

$$\Leftrightarrow \frac{\sigma_t}{\rho \cdot \omega^2 \cdot r_o^2} = \frac{3+\nu}{8} \cdot \left(1 + \frac{r_i^2}{r_o^2} + \frac{r_i^2}{r^2} - \frac{1+3\nu}{3+\nu} \cdot \frac{r^2}{r_o^2} \right) \quad (3-)$$

(۱۱)

با استفاده از معادلات (۳-۱۰) و (۳-۱۱)، با فرض $\frac{r}{r_o}$ به عنوان متغیر و با در نظر گرفتن

میزان تغییرات $\frac{\sigma_r}{\rho \cdot \omega^2 \cdot r_o^2}$ و $\frac{\sigma_t}{\rho \cdot \omega^2 \cdot r_o^2}$ در شکل ۳-۲ نشان داده شده است [۳۸].



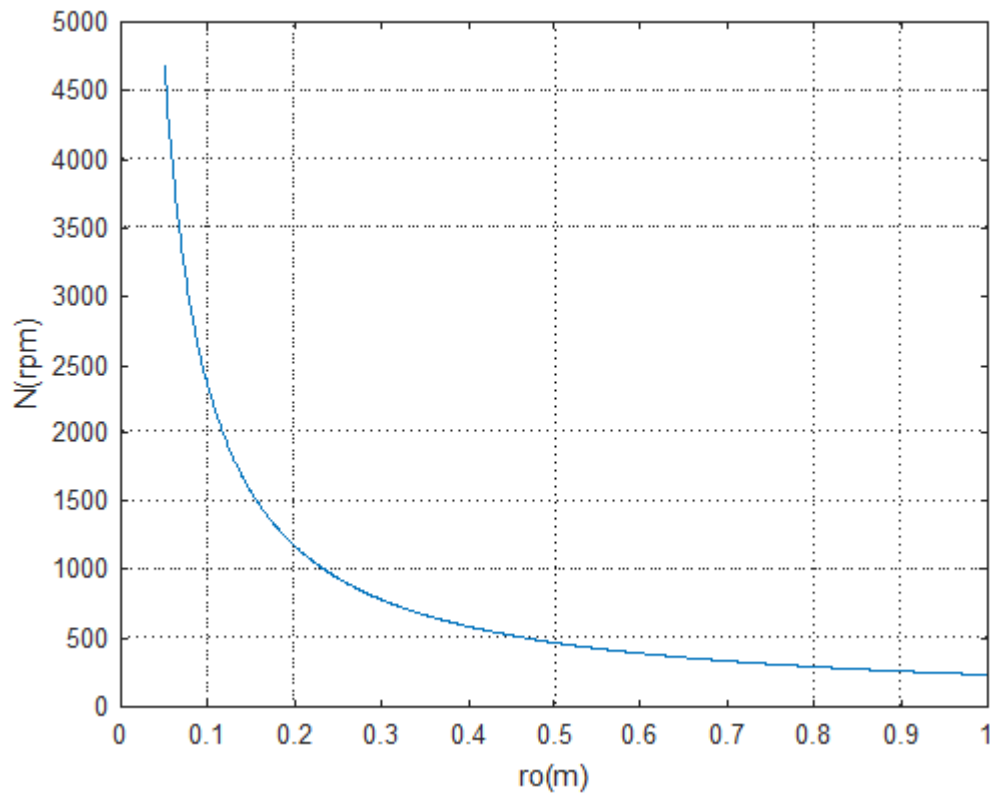
شکل ۳-۲: تغییرات تنش شعاعی و مماسی در دیسک دوار برای $a = 0.2; a = 0.5; a = 0.7$

با مشاهده میزان تغییرات تنش در شکل می‌توان به وضوح دریافت که تنش مماسی همیشه پر

اهمیت تر از تنش شعاعی است. همانطور که در شکل ۳-۲ نشان داده شد حداکثر میزان تنش مماسی

تقریباً برابر با ۱ شده است که نتیجه می‌دهد $\frac{\sigma_t}{\rho \cdot \omega^2 \cdot r_o^2} \approx 1$.

با در نظر گرفتن $\sigma_i = 400MPa$ برای جنس چدن که حداکثر تنش برشی قابل تحمل آن می‌باشد، شعاع خارجی و حداکثر سرعت دورانی مجاز برای دیسک با یکدیگر در ارتباط هستند که در شکل ۳-۳ قابل مشاهده است.



شکل ۳-۳: ارتباط بین شعاع خارجی و حداکثر سرعت مجاز برای دیسک دوار برای چدن ASTM 40

بر اساس معادله (۸-۳) حداکثر مقدار تابع در $r = \sqrt[4]{r_o^2 \cdot r_i^2}$ است. در نتیجه تنش شعاعی

حداکثر برابر است با:

$$\sigma_{r,\max} = \frac{3+\nu}{8} \cdot \rho \cdot \omega^2 \cdot (r_o - r_i)^2 \quad (۳-)$$

(۱۲)

در معادله (۹-۳) حداکثر تابع در $r = r_i$ اتفاق می‌افتد بنابراین:

$$\sigma_{t,\max} = \frac{3+\nu}{8} \cdot \rho \cdot \omega^2 \cdot r_o^2 \cdot \left(2 + \left(1 - \frac{1+3\nu}{3+\nu} \right) \cdot \left(\frac{r_i}{r_o} \right)^2 \right) \quad (۳)$$

(۱۳)

با فرض $\frac{\sigma_t}{\rho \cdot \omega^2 \cdot r_o^2} \approx 1$ در معادله (۳-۵)، حداکثر انرژی مجاز (در واحد MJ) به دست خواهد

آمد.

$$E_{\lim} = \frac{1}{4} \cdot \pi \cdot h \cdot \left(1 - \left(\frac{r_i}{r_o} \right)^4 \right) \cdot r_o^2 \cdot \sigma_t \quad (۳)$$

(۱۴)

با در نظر داشتن رابطه بالا انرژی مجاز در واحد حجم (MJ / m^3) و با فرض $a = \frac{r_i}{r_o}$ معادله

زیر نتیجه می شود:

$$E_{\lim_per_volume} = \frac{1}{4} \cdot (1 - a^4) \cdot \sigma_t \quad (۳)$$

(۱۵)

انرژی مجاز در واحد حجم فقط برای جسم دوار در واحد (MJ / m^3) توسط معادله (۳-۱۶)

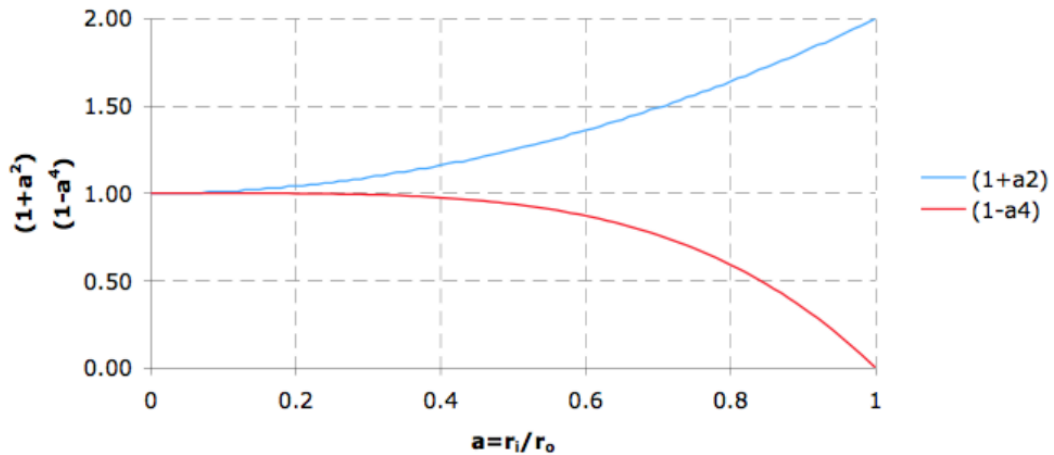
محاسبه می گردد:

$$E_{\lim_per_volume_mass} = \frac{1}{4} \cdot \frac{(1 - a^4) \cdot \sigma_t}{1 - a^2} = \frac{1}{4} \cdot \frac{(1 - a^2) \cdot (1 + a^2)}{1 - a^2} \cdot \sigma_t = \frac{1}{4} \cdot (1 + a^2) \cdot \sigma_t \quad (۳)$$

(۱۶)

براساس این دو معادله می‌توان بهترین رابطه بین شعاع داخلی و خارجی (شکل ۳-۴) و با

فرض $a = \frac{r_i}{r_o}$ محاسبه کرد.



شکل ۳-۴: نمایش انرژی مجاز برای حجم کل دیسک (استوانه توپر) به رنگ منحنی آبی و انرژی مجاز برای حجم کل دیسک دوار (استوانه تو خالی) به رنگ قرمز

برای محاسبه بهترین نسبت a بسیار ضروری است که ارتباط بین حجم و جرم دیسک دوار

ماکزیمم گردد؛ بدین منظور تابعی هدفی به شکل معادله (۳-۱۷) تعریف می‌گردد:

$$F = \alpha.(1-a^4) + (1-\alpha).(1+a^2) \quad (3)$$

(۱۷)

در این معادله با فرض $\alpha = \frac{1}{2}$ تاثیر دو قسمت عبارت یکسان در نظر گرفته می‌شود بنابراین:

$$2F = (1-a^4) + (1+a^2) \quad (3)$$

(۱۸)

برای دستیابی به مقدار حداکثر a و مشتق گیری از معادله نتیجه می‌شود:

$$\frac{dF}{da} = -4.a^3 + 2.a = 0 \Rightarrow a^2 = \frac{1}{2} \Rightarrow a = \frac{\sqrt{2}}{2}$$

براین اساس بهترین نسبت بین شعاع خارجی و داخلی $\frac{\sqrt{2}}{2} \approx 0.7$ به دست می‌آید.

۳-۲-۳- انتخاب ابعاد و وزن فلاپویل

یک دوچرخه سوار بالغ می‌تواند حداکثر تا ۱۵۰ وات در ساعت در پدال زنی انرژی تولید نماید [۳۷]. که این مقدار برابر ۵۴۰۰۰۰ ژول می‌باشد. از طرفی دوچرخه توانبخشی برای افرادی طراحی شده است که به درستی قادر به پدال زدن نیستند و بنابراین مقدار انرژی ای که در بالا ذکر گردیده است را می‌توان با یک ضریب اطمینان بالایی برای دوچرخه توانبخشی نیز استفاده کرد. فلاپویل باید طوری انتخاب شود که قابلیت ذخیره سازی این سطح از انرژی را داشته باشد.

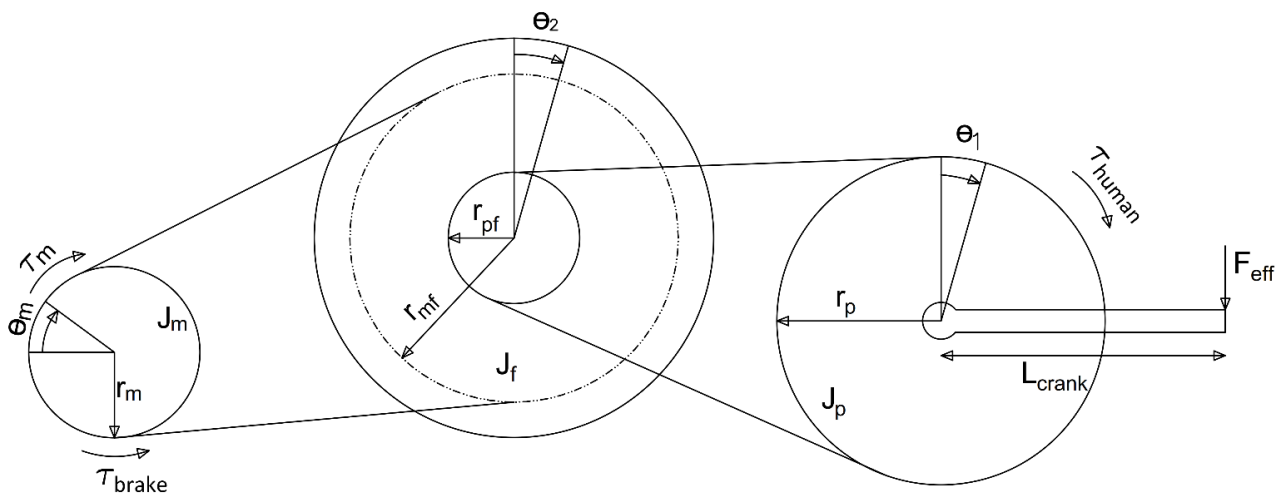
همانطور که در شکل ۳-۳ بیان شد سرعت دورانی حداکثر فلاپویل و شعاع خارجی آن با یکدیگر در رابطه هستند و از طرفی براساس معادله (۳-۱۴) انرژی مجاز قابل ذخیره در فلاپویل بر اساس متغیرهای ابعادی آن و همچنین تنش مرتبط گردیدند. در نهایت فلاپویلی که تمام الزامات و محدودیت‌های ذکر شده را در بر داشته باشد انتخاب می‌گردد.

جنس فلاپویل طراحی شده برای این پژوهش، چدنی با استحکام کششی ۴۰۰ مگا پاسکال، شعاع خارجی ۰,۱۴ متر و شعاع داخلی ۰,۱ متر است که نسبت این دو به یکدیگر ۰,۷۱ و براساس بهترین نسبت دو شعاع که $\frac{\sqrt{2}}{2}$ است، می‌باشد. حداکثر دور در هنگام توانبخشی و اتصال آن به موتور ۲۰۴ دور در دقیقه است که از حداکثر سرعت مجاز ۱۶۷۰ دور بر دقیقه، که از معادله $\frac{\sigma_t}{\rho \cdot \omega^2 \cdot r_o^2} \approx 1$ به دست آمده است کمتر می‌باشد. همچنین دارای وزن ۲۰ کیلوگرم، عرض ۰,۰۴ متر، و در نهایت انرژی

مجاز ۳,۶۸ مگا ژول تمامی قیود تئوری عنوان شده را دارا می‌باشد. بنابراین با اتصال آن به پدال نرمی حرکت و جذب انرژی بهتری مورد انتظار است.

۳-۳- استخراج معادلات دینامیکی سیستم مکانیکی

تصویری کلی از سیستم دینامیکی دوچرخه در شکل ۳-۵ نمایش داده شده است. این سیستم دارای یک درجه آزادی است و فرض می‌گردد لغزشی بین تسمه‌ها و سطوح در تماس با آن شامل فلاپیول و پدال و موتور اتفاق نیفتد. سیستم دوچرخه متقارن در نظر گرفته می‌شود به این معنا که وزن پاهای بیمار، میزان نیروی وارد شده برای پای چپ و راست وی متقارن و همسان فرض می‌گردد و همچنین وزن دو میله کرنک بعلاوه پدال چپ و راست هم اندازه است که باعث صفر شدن انرژی پتانسیل ذخیره شده در قسمت پدال دوچرخه می‌شود. دلیل صفر شدن آن حذف شدن میزان انرژی پتانسیل پدال چپ با راست می‌باشد.



شکل ۳-۵: ساختار انتقال قدرت دوچرخه توانبخشی

در جدول زیر متغیرهای استفاده شده در شکل بالا و آن‌هایی که به این شکل مرتبط هستند

عنوان می‌گردند:

جدول ۳-۱: پارامترهای تعریف شده برای ساختار مکانیکی دوچرخه توانبخشی

واحد	توضیح پارامترها	پارامترها
$rad, \frac{rad}{sec}, \frac{rad}{s^2}$	جا به جایی، سرعت و شتاب زاویه ای موتور	$\ddot{\theta}_m, \dot{\theta}_m, \theta_m$
$rad, \frac{rad}{sec}$	جا به جایی و سرعت زاویه ای فلاپیول و پدال	$\theta_1, \theta_2, \dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2$
$N.m$	گشتاور تولیدی موتور	τ_m
$N.m$	اصطکاک کل سیستم	τ_{brake}
$N.m$	گشتاور موثر وارد شده بیمار	τ_{human}
N	نیروی موثر ورودی بیمار	F_{eff}
m	طول میله کرنک پدال	L_{crank}
$kg.m^2$	اینرسی پدال، فلاپیول و موتور	J_p, J_f, J_m
m	شعاع پولی پدال	r_p
m	شعاع پولی روی فلاپیول متصل به موتور	r_{pf}
m	شعاع پولی روی فلاپیول متصل به پدال	r_{pm}
m	شعاع پولی موتور	r_m

لازم به ذکر است τ_{brake} در شکل بالا معادل اصطکاک کل سیستم می‌باشد که در معادلات

ادامه فصل به صورت استاندارد خود یعنی $C_{eq} \dot{\theta}_m$ نمایش داده می‌شود. همچنین نسبت تبدیل بین

موتور با فلاپیول یعنی $\frac{r_m}{r_{pm}} = 0.537$ را با N_1 و نسبت تبدیل پدال با فلاپیول یعنی $\frac{r_{pf}}{r_p} = 0.5$ را با

N_2 نشان می‌دهیم. معادلات دیفرانسیلی ریاضی که دینامیک سیستم را تشریح می‌کند بر پایه معادلات

اولر لاگرانژ^۱ بیان می‌گردد:

^۱ Euler-Lagrange

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} + \frac{\partial W}{\partial q_i} = Q_i \quad (۳)$$

(۱۹)

در معادله (۳-۱۹) لاگرانژین با L نمایش داده می‌شود و W معرف انرژی اتلافی و $q(t)$ بردار موقعیت زاویه‌ای و $\dot{q}(t)$ بردار سرعت زاویه‌ای و Q_i بردار بار یا نیروی خارجی هستند. در معادلات اویلر لاگرانژ، لاگرانژین L به صورت زیر تعریف می‌گردد:

$$L(q, \dot{q}) = T_{total} - V_{total} \quad (۳)$$

(۲۰)

که در معادله (۳-۲۰) T_{total} مجموع انرژی جنبشی و V_{total} مجموع انرژی پتانسیل سیستم است. براساس شکل ۳-۵ انرژی جنبشی کل به صورت کلی زیر نوشته می‌شود:

$$T_{total} = T_{motor} + T_{flywheel} + T_{pedal} + T_{belt} \quad (۳)$$

(۲۱)

که مجموع انرژی جنبشی موتور، فلاپویل، پدال و تسمه‌ها است. در این سیستم انرژی جنبشی تسمه‌ها به دلیل کوچک بودن در معادلات لحاظ نمی‌گردد. در نتیجه معادله (۳-۲۱) به صورت معادله زیر در می‌آید:

$$T_{total} = \frac{1}{2} J_m \dot{\theta}_m^2 + \frac{1}{2} J_f \dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{2} J_p \dot{\theta}_1^2 \quad (۳)$$

(۲۲)

به دلیل آن که متغیرهای $\theta_m, \theta_1, \theta_2$ قابل تبدیل به یکدیگر هستند و از طرفی مبدا سیستم مختصاتی را روی موتور در نظر می‌گیریم در نتیجه انرژی جنبشی کل به صورت معادله زیر ساده می‌گردد:

$$T_{total} = \frac{1}{2} J_m \dot{\theta}_m^2 + \frac{1}{2} J_f N_1^2 \dot{\theta}_m^2 + \frac{1}{2} J_p N_1^2 N_2^2 \dot{\theta}_m^2 = \frac{1}{2} J_{eq} \dot{\theta}_m^2 \quad (۳)$$

(۲۳)

که در آن:

$$J_{eq} = J_m + J_f N_1^2 + J_p N_1^2 N_2^2$$

همانطور که بیان گردید انرژی پتانسیل کل سیستم به دلیل خنثی شدن اثر جرم‌های دارای پتانسیل صفر در نظر گرفته شده است. بنابراین معادله (۳-۲۰) به صورت زیر در می‌آید:

$$L = T_{total} \quad (۳)$$

(۲۴)

انرژی اتلافی کل سیستم نیز که نمود آن معادل یک گشتاور مقاومتی در سیستم ظاهر می‌گردد برابر است با:

$$W = \frac{1}{2} C_m \dot{\theta}_m^2 + \frac{1}{2} C_1 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} C_2 \dot{\theta}_2^2 = \frac{1}{2} C_{eq} \dot{\theta}_m^2 \quad (۳)$$

(۲۵)

که در آن:

$$C_{eq} = \frac{C_1 C_2 C_m}{C_1 C_2 + C_1 C_m + C_2 C_m}$$

همچنین Q که بیان گر نیرو یا گشتاورهای خارجی به سیستم هستند نیز به صورت معادله

زیر در می آید که در آن $\tau_{human} N_1 N_2$ تصویر گشتاور موثر بیمار روی موتور است:

$$Q = \tau_m + \tau_{human} N_1 N_2 \quad (۳-۳)$$

(۲۶)

از طرفی ارتباط گشتاور موثر بیمار با نیروی موثر با معادله $\tau_{human} = F_{eff} * L_{crank}$ بیان می شود،

و در ادامه این پایان نامه صرفاً پارامتر گشتاور بیمار در معادلات ظاهر می گردد.

از جانشینی معادلات (۳-۲۳)، (۳-۲۵) و (۳-۲۶) در (۳-۱۹) فرم نهایی معادله دینامیکی

سیستم به فرم استاندارد زیر در می آید [۴۳]

$$J_{eq} \ddot{\theta}_m + C_{eq} \dot{\theta}_m - \tau_m - \tau_{human} N_1 N_2 = 0 \quad (۳-۲۷)$$

۳-۴-مدل دینامیکی موتور الکتریکی

معادلات الکتریکی موتور DC به کار برده شده در زیر آورده شده است. این معادله از جمع

ولتاژی تمام المانهای درون مدار به دست می آید که در شکل ۳-۶ قابل مشاهده است. فرض بر این

است که (الف) سیم پیچی آرمیچر متقارن باشد، (ب) هیستریزیس^۱ و تلفات جریانهای گردابی^۲ صفر

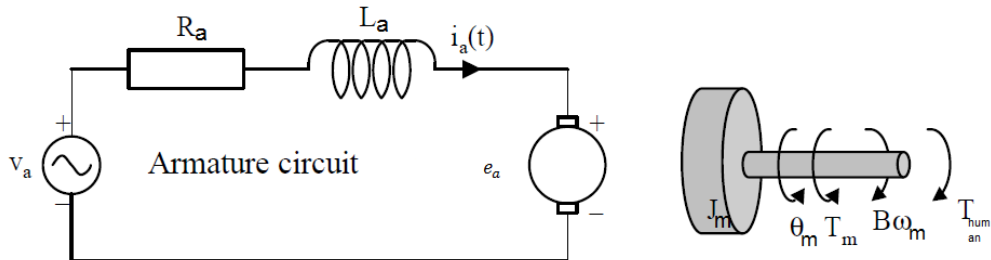
باشد، (ج) اشباع مغناطیسی وجود نداشته باشد و (د) شکاف هوا یکنواخت باشد و به صورت کلی از

اثرات غیر خطی موتور صرف نظر شود. از این رو مدل خطی موتور DC از طریق معادلات (۳-۲۸)، (۳-۳۰)

^۱ hysteresis

^۲ eddy current

(۲۹)، (۳-۳۰) بیان می‌گردند، که در آن K_v ثابت بازگشتی نیروی الکتریکی موتور و K_t ثابت گشتاور موتور می‌باشد [۴۱، ۴۲، ۴۴]:



شکل ۳-۶: مدل مدار الکتریکی موتور DC متصل به بار مکانیکی

$$\xrightarrow{KVL} V_a(t) = R_a i_a(t) + L_a \left(\frac{di_a}{dt} \right) + e_a(t) \quad (۳)$$

(۲۸)

$$e_a = K_v \dot{\theta}_m \quad (۳)$$

(۲۹)

$$\tau_m = K_t i_a(t) \quad (۳)$$

(۳۰)

با جایگذاری معادلات (۳-۲۹) و (۳-۳۰) در (۳-۲۸) به معادله زیر می‌رسیم:

$$\frac{d}{dt} i_a = -\frac{R_a}{L_a} i_a(t) - \frac{K_v}{L_a} \dot{\theta}_m + \frac{1}{L_a} V_a(t) \quad (۳)$$

(۳۱)

که در آن ولتاژ ورودی موتور به سرعت دورانی و جریان آن مرتبط می‌گردد.

۳-۵- فرم فضای حالت سیستم:

پیچیدگی سیستم‌های مهندسی به دلیل نیاز به انجام وظایف پیچیده و دقت بالا افزون تر شده است. سیستم‌های پیچیده که دارای چند ورودی چند خروجی هستند به منظور تحلیل و طراحی این گونه سیستم‌ها از فضای حالت استفاده می‌شود. فرم فضای حالت استاندارد در حالت کلی برای یک سیستم خطی غیر متغیر با زمان به صورت زیر است:

$$\begin{aligned} \dot{x} &= Ax + Bu \\ y &= Cx + Du \end{aligned} \quad (۳)$$

(۳۲)

بر این اساس مدل فضای حالت سیستم خطی براساس معادلات (۳-۲۷) و (۳-۳۱) به صورت استاندارد زیر در می‌آید [۴۰]:

$$\begin{bmatrix} \ddot{\theta}_m \\ \frac{di_a}{dt} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{C_{eq}}{J_{eq}} & \frac{1}{J_{eq}} \\ -\frac{K_v}{L_a} & -\frac{R_a}{L_a} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_m \\ i_a \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & \frac{N_1 N_2}{J_{eq}} \\ \frac{1}{L_a} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_a \\ \tau_{human} \end{bmatrix} \quad (۳)$$

(۳۳)

و خروجی سیستم را نیز می‌توان به فرم زیر نوشت:

$$y = [1 \quad 0] \begin{bmatrix} \dot{\theta}_m \\ i_a \end{bmatrix} + [0 \quad 0] \begin{bmatrix} V_a \\ \tau_{human} \end{bmatrix} \quad (۳)$$

(۳۴)

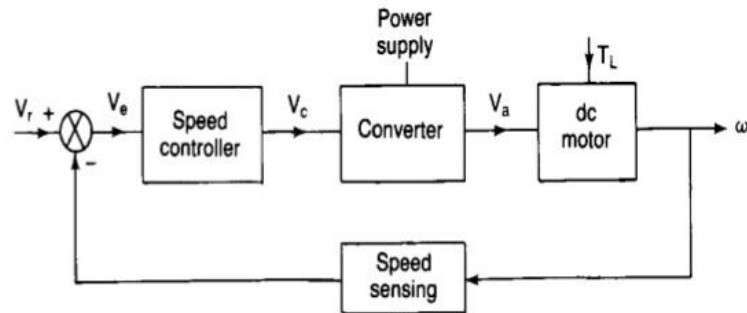
۳-۶- طراحی کنترلر حلقه بسته PID:

کنترل کننده PID در سراسر جهان پذیرفته شده است و پر کاربرد ترین کنترل کننده در کاربردهای صنعتی است، چون که کنترل کننده PID ساده است، پایداری خوب و پاسخ سریعی را فراهم می کند. ورودی کنترل کننده سیگنال خطا است و خروجی به دستگاه یا فرایند داده می شود. سیگنال خروجی کنترل کننده به روشی تولید شده است که خروجی دستگاه برای رسیدن به مقدار مورد نظر تلاش می کند.

کنترل کننده PID یک سیستم حلقه بسته است که سیستم کنترل فیدبک دارد و متغیر فرایند (متغیر فیدبک) را با نقطه تنظیم شده مقایسه می کند و سیگنال خطایی تولید می کند و بر طبق آن، خروجی سیستم تنظیم می شود. این فرایند تا اینکه خطا صفر شود یا مقدار متغیرهای فرایند با مقدار تنظیم شده برابر شوند، ادامه می یابد.

همانطور که گفته شده است، هدف، کنترل سرعت موتور در دو حالت تمرینی غیرفعال و کمک فعال می باشد. در حالت غیر فعال کنترلر سرعت بدون نیاز به توانایی بیمار و میزان گشتاور تولیدی وی به کنترل سرعت می پردازد و فرض می شود که t_{human} برابر صفر است. در واقع به دلیل آن که این روش تمرینی برای افرادی اجرا می گردد که توانایی حرکت اندام های پایین تنه خود را ندارند و فرض می گردد که تقریباً یا کاملاً معلول هستند بنابراین در مدل کنترلی در نظر گرفته نمی شوند. در این حالت به صورت کاملاً اجباری به اعمال برنامه تمرینی که چرخاندن پاهای بیمار در یک سرعت مشخص است پرداخته می شود. البته داده های نیرویی بیمار برای اهداف دیگری مانند پایش نیروهای اعمالی بیمار در طی دوره درمان تمرین غیرفعال بسیار مفید و با اهمیت است. بنابراین صرفاً به ذخیره این داده ها

پرداخته می‌شود. مدل کنترلی این روش درمانی نیز مانند روش‌های کلاسیک کنترل سرعت و بدون پیچیدگی خواهد بود که در شکل ۳-۷ نشان داده شده است.



شکل ۳-۷: بلوک دیاگرام کنترل سرعت موتور در حالت توانبخشی غیرفعال

در حالت کلی برای محاسبه تابع تبدیل بین ورودی و خروجی سیستم بر طبق فضای حالت

سیستم از معادله زیر استفاده می‌شود:

$$G(s) = \frac{Y(s)}{U(s)} = C(sI - A)^{-1}B + D \quad (3)$$

(۳۵)

بنابراین تابع خروجی بر مبنای ورودی ولتاژی برابر است با:

$$\omega_m(s) = H_U(s) V_a(s)$$

که در این معادله $H_U(s)$ برابر خواهد بود با:

$$H_U(s) = \frac{1}{L_a J_{eq} s^2 + (R_a J_{eq} + C_{eq} L_a) s + R_a C_{eq} + K_v} \quad (3-36)$$

تابع تبدیل کنترلر PID به شکل زیر قابل نمایش می‌باشد:

$$G_c(s) = K_p + \frac{K_I}{s} + K_d s \quad (3)$$

(37)

در نتیجه تابع تبدیل کنترلی حلقه بسته روش غیرفعال به صورت معادله (3-38) قابل نوشتن می-
باشد:

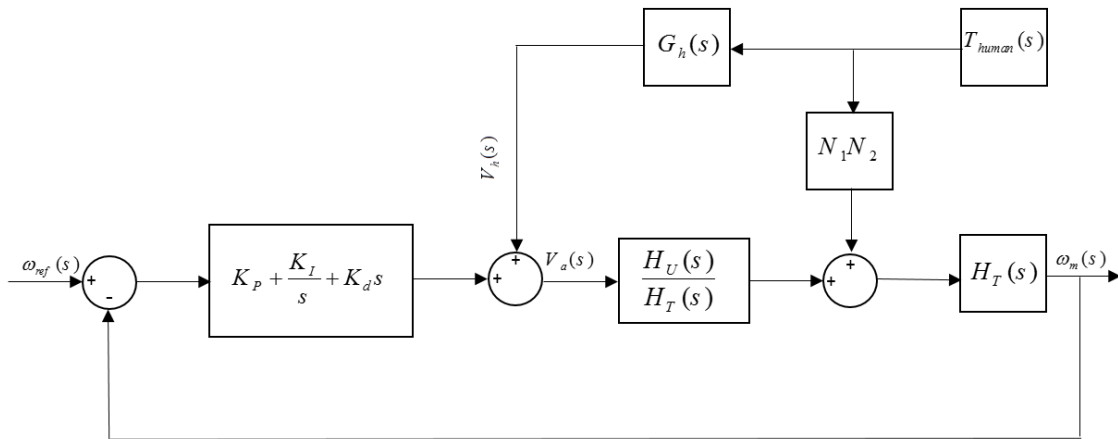
$$\omega_m(s) = \frac{H_U(s)G_c(s)\omega_{ref}(s)}{1 + H_U(s)G_c(s)} \quad (38-3)$$

$$\Rightarrow \frac{\omega_m(s)}{\omega_{ref}(s)} = \frac{K_d s^2 + K_p s + K_i}{(L_a J_{eq} + K_d) s^2 + (R_a J_{eq} + C_{eq} L_a + K_p) s + R_a C_{eq} + K_v + K_i}$$

در برنامه تمرینی کمک فعال برعکس روش غیرفعال از داده‌های نیرویی بیمار در طی فرآیند درمان و کنترل بر سرعت پدال زنی بیمار استفاده می‌شود. در این حالت به گشتاور اعمالی بیمار به مثابه یک ورودی معلوم که باید تاثیر آن از سیستم حذف گردد تا به سرعت ثابت برسد نگاه می‌شود. بنابراین در این روش کمک رسانی در صورت نیاز انجام می‌شود و موتور در مواقع لازم بر اساس گشتاور تولیدی بیمار، میزان تاثیر خود در امر توانبخشی را کم یا زیاد می‌کند، تا پدال در سرعت مطلوب بماند.

شکل 3-8 بلوک دیاگرام حلقه بسته همراه کنترلر PID برای توانبخشی کمک فعال و در حالت

کلی نشان داده شده است:



شکل ۳-۸: بلوک دیاگرام کنترلی حلقه بسته کنترل سرعت پدال در حالت تمرینی کمک فعال

همانطور که در شکل ۳-۸ نشان داده شده گشتاور ورودی بیمار به سیستم علاوه بر آن که به عنوان ورودی اغتشاشی معلوم با گشتاور تولیدی موتور جمع گردد، با تبدیل آن به ولتاژ معادل و پیشخور^۱ کردن آن به خروجی کنترلر PID انتظار کنترل مناسب تر و دقیق تری برای سرعت داریم. در این حالت تاثیر گشتاور ورودی بیمار در هر لحظه بر V_a ورودی به درایور موتور لحاظ شده تا سیستم عملکرد مناسب تری داشته باشد. ارتباط بین خروجی سرعت و ورودی‌ها شامل V_a و τ_{human} در حالت حلقه باز به صورت زیر تعریف می‌گردد:

$$\omega_m(s) = H_U(s)V_a(s) + H_T(s)N_1N_2T_{human}(s) + H_U(s)G_h(s)T_{human}(s) \quad (3)$$

(۳۹)

که در آن:

^۱ Feed forward

$$H_U(s) = \left. \frac{\omega_m(s)}{V_a(s)} \right|_{T_{human}(s)=0} = \frac{1}{L_a J_{eq} s^2 + (R_a J_{eq} + C_{eq} L_a) s + R_a C_{eq} + K_v} \quad (3)$$

$$H_T(s) = \left. \frac{\omega_m(s)}{-T_{human}(s)} \right|_{V_a(s)=0} = \frac{(L_a s + R_a) N_1 N_2}{L_a J_{eq} s^2 + (R_a J_{eq} + C_{eq} L_a) s + R_a C_{eq} + K_v}$$

(40)

و همچنین

$$G_h(s) = \frac{V_{human}(s)}{T_{human}(s)} = -\frac{N_1 N_2 K_v}{J_{eq} s + C_{eq}} \quad (3)$$

(41)

با اضافه کردن معادله (3-37) و تبدیل به کنترل حلقه بسته خواهیم داشت:

$$\omega_m(s) = \frac{1}{1 + H_U(s) G_c(s)} [H_U(s) G_c(s) \omega_{ref}(s) + H_T(s) N_1 N_2 T_{human}(s) + H_U(s) G_h(s) T_{human}(s)]$$

(3-42)

معادله حلقه بسته (3-42) به فرم زیر قابل ساده سازی هستند:

$$\omega_m(s) = G_{ref}(s) \omega_{ref}(s) + (G_{human}(s) + G_{v_{human}}(s)) T_{human}(s) \quad (3)$$

(43)

عملکرد سیستم حلقه بسته سیستم دوچرخه توانبخشی در حالت کمک فعال با سه تابع تبدیل

حلقه بسته قابل تعریف است که اولین تابع ارتباط بین $\omega_m(s)$ و $\omega_{ref}(s)$ ، دومین تابع ارتباط بین

$\omega_m(s)$ و $T_{human}(s)$ به عنوان ورودی اغتشاشی به سیستم و سومین تابع ارتباط بین $\omega_m(s)$ و

به عنوان ورودی پیشخور به کنترلر در نظر گرفته شده است. بنابراین پس از ساده سازی و مخرج مشترک گرفتن خواهیم داشت:

$$G_{ref}(s) = \frac{(K_d s^2 + K_p s + K_i)(J_{eq} s + C_{eq})}{\Delta_C(s)}$$

$$G_{human}(s) = \frac{(L_a s + R_a)(J_{eq} s + C_{eq}) N_1^2 N_2^2}{\Delta_C(s)} \quad (3)$$

$$G_{v_{human}}(s) = \frac{N_1 N_2 K_v}{\Delta_C(s)}$$

(۴۴)

در نهایت مخرج تابع تبدیل سیستم حلقه بسته یا $\Delta_C(s)$ برابر خواهد بود با:

$$\Delta_C(s) = (L_a J_{eq}^2) s^4 + (R_a J_{eq}^2 + 2L_a J_{eq} C_{eq} + K_d J_{eq}) s^3$$

$$+ (2R_a C_{eq} J_{eq} + C_{eq}^2 L_a + K_v J_{eq} + K_p J_{eq} + K_d C_{eq}) s^2$$

$$+ (R_a C_{eq}^2 + K_v C_{eq} + K_p C_{eq} + K_i J_{eq}) s + K_i C_{eq} \quad (3)$$

(۴۵)

۳-۷- اثبات پایداری سیستم

طبق تئوری سیستم‌های کنترل سیستم زمانی پایدار است که ریشه‌های مخرج تابع تبدیل کل سیستم در سمت چپ صفحه s قرار داشته باشند برای اثبات این موضوع از روش کمکی راوث-هرویتز^۱ استفاده شده است. در این روش شرط لازم و نه کافی، مثبت و غیر صفر بودن ضرایب تمام چند جمله ای مخرج تابع تبدیل و شرط لازم و کافی آن مثبت و غیر صفر بودن تمامی ضرایب ستون اول جدول راوث است. پایداری برای هر دو مدل کنترل غیرفعال و کمک فعال بررسی می‌گردد. برای اثبات پایداری

^۱ Routh-Hurwitz

سیستم دوچرخه توانبخشی مقادیر ثابت و اندازه‌گیری شده را در معادلات قرار داده و سپس به بررسی پایداری پرداخته می‌شود. براین اساس و طبق اندازه‌گیری‌های صورت گرفته و رجوع به مشخصات الکتریکی موتور نصب شده، $J_{eq} = 0.0955$ ، $C_{eq} = 0.5$ ، $L_a = 0.005$ ، $R_a = 0.25$ ، $K_t = 0.74$ ، $K_v = 0.13$ است که در معادله مشخصه سیستم قرار داده می‌شود.

براساس معادله (۳-۳۸) و پس از جایگذاری مقادیر در جدول راوت شرط پایداری مدل توانبخشی غیرفعال طبق ضرایب کنترلر به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$q(s) = (K_d + 4.7 * 10^{-4})s^2 + (K_p + 2.63 * 10^{-2}) + 0.255 + K_i \quad (۳)$$

$$\begin{matrix} s^2 & K_d + 4.7 * 10^{-4} & 0.255 + K_i \\ s^1 & K_p + 2.63 * 10^{-2} & 0 \\ s^0 & 0.255 + K_i & 0 \end{matrix} \Rightarrow \begin{cases} K_d > -4.7 * 10^{-4} \\ K_p > -2.63 * 10^{-2} \\ K_i > -0.255 \end{cases}$$

(۴۶)

برای مدل کمک فعال نیز براساس معادله (۳-۴۵) و طبق جدول راوت، شرط پایداری به شکل زیر به دست می‌آید:

$$\begin{matrix} s^4 & 4.5 * 10^{-5} & 3.7 * 10^{-2} + 9.5 * 10^{-2} K_p + 0.5 K_d & 0.5 K_i \\ s^3 & 2.7 * 10^{-3} + 9.5 * 10^{-2} K_d & 0.1275 + 0.5 K_p + 9.5 * 10^{-2} K_i & 0 \\ s^2 & a & 0.5 K_i & 0 \\ s^1 & b & 0 & 0 \\ s^0 & 0.5 K_i & 0 & 0 \end{matrix} \quad (۳)$$

(۴۷)

پس از محاسبه a و b و ساده‌سازی عبارت شرط پایداری نتیجه می‌دهد:

$$\left. \left[\begin{array}{l}
 1.1*10^{-5} + 7.7*10^{-5} K_p + 1.1*10^{-4} K_p^2 + 6.2*10^{-4} K_d \\
 + 6*10^{-3} K_d^2 + 5*10^{-6} K_i - 4*10^{-7} K_i^2 + 3.6*10^{-3} K_p K_d \\
 + 1.8*10^{-5} K_p K_i + 2.2*10^{-4} K_i K_d + 4.5*10^{-3} K_p^2 K_d \\
 + 2.3*10^{-2} K_p K_d^2 + 8.6*10^{-4} K_p K_i K_d > 0 \\
 \left[\begin{array}{l}
 9.4*10^{-5} + 2.3*10^{-4} K_p + 5*10^{-3} K_d \\
 -4.3*10^{-6} K_i + 9.1*10^{-3} K_p K_d + 4.77*10^{-2} > 0
 \end{array} \right] \\
 [K_i > 0] \\
 [K_d > -2.8*10^{-2}]
 \end{array} \right] \right\} \text{-}\text{3})$$

(4A)

فصل ۴: نتایج شبیه سازی و ارزیابی

۴-۱- مقدمه

در این بخش به بررسی نتایج در دو بخش تمرین غیرفعال و کمک فعال پرداخته می‌شود و نتایج عملی و شبیه سازی برای هر یک ارائه می‌شود. شبیه‌سازی توسط نرم افزار MATLAB انجام گرفته است. در هر یک از بخش‌های عملی و شبیه سازی دو تست در دو سرعت مطلوب متفاوت انجام شده و خروجی‌های ولتاژی، نیرویی، سرعتی و خطای سرعت گرفته شده‌اند. همچنین مقادیر ثابت‌های مکانیکی و الکتریکی دوچرخه توانبخشی برای مقدار دهی در شبیه سازی در جدول ۴-۱ آورده شده است.

جدول ۴-۱: ثوابت سیستم و مقادیر کنترلر

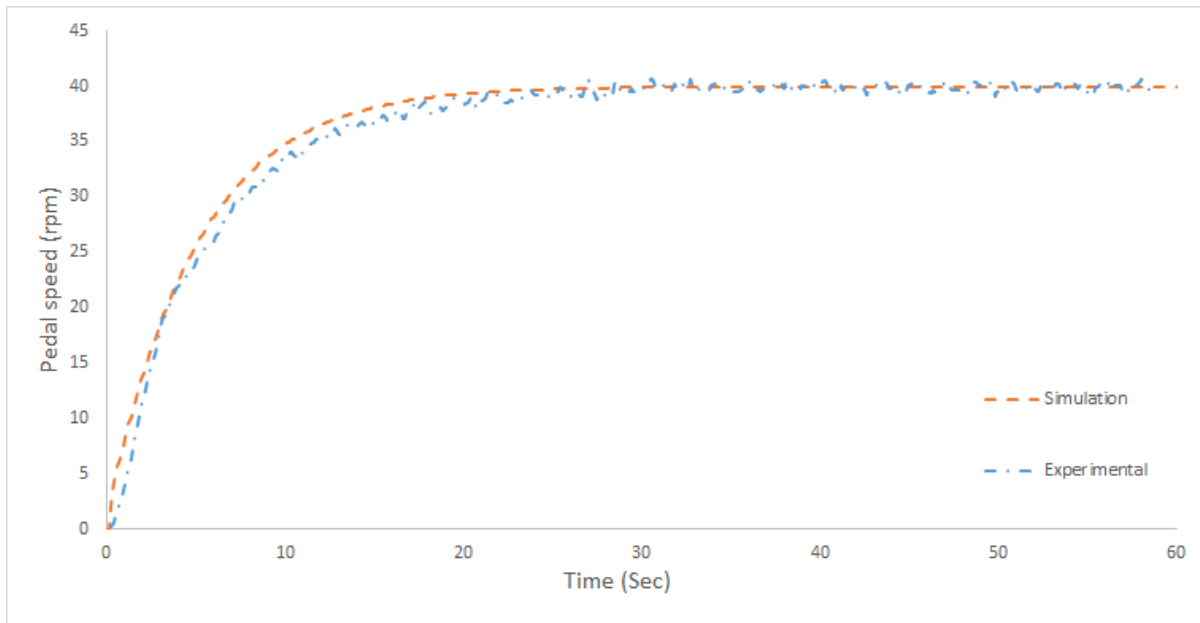
$R_a = 0.25\Omega$	$C_{eq} = 0.5kg \cdot m^{-1} \cdot s^{-1}$	$J_{eq} = 0.0955Kg \cdot m^2$
$L_a = 0.005H$	$K_t = 0.74N \cdot m \cdot Amp^{-1}$	$K_v = 0.13V \cdot rpm^{-1}$
$K_d = 0.05$	$K_i = 0.09$	$K_p = 0.05$
$N_1 = 0.537$	$N_2 = 0.5$	

۴-۲- نتایج تمرین غیرفعال

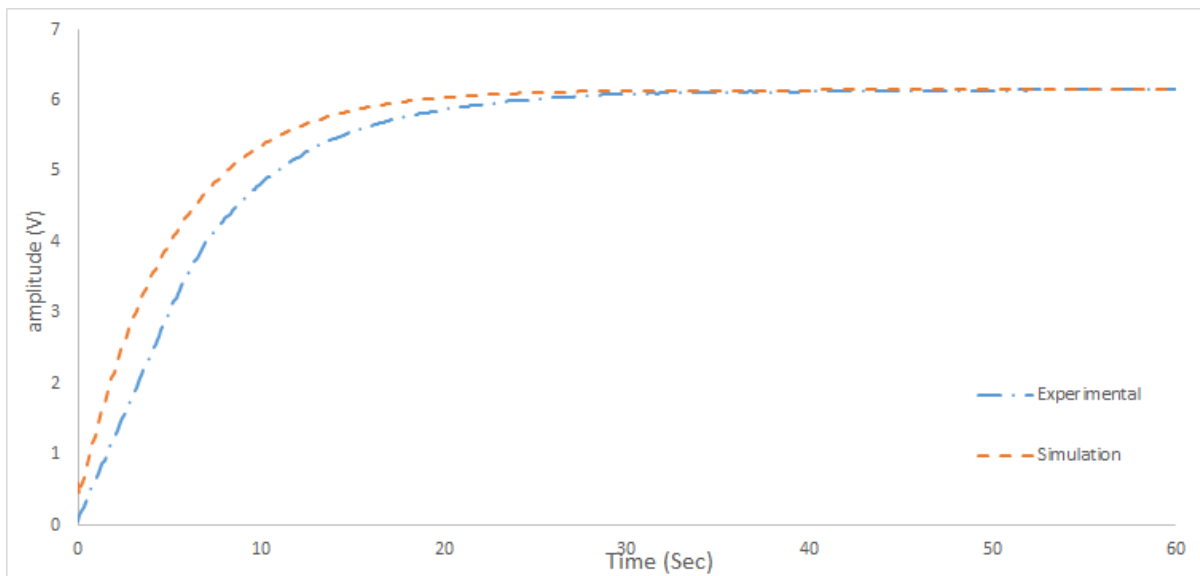
در ابتدا در بخش تمرین غیرفعال شش آزمایش عملی صورت گرفت. پس از قرارگیری و محکم شدن پاهای بیماران روی پدال تست‌ها را برای سه سرعت مطلوب پدال ۴۰ دور در دقیقه و سه سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه انجام گرفت و داده‌های سرعت، ولتاژ خروجی کنترلر و خطای کنترلی ثبت شد. برای نمایش صحت عملکرد سیستم برای هر یک از سرعت‌های مطلوب، نتایج یک تست در ادامه نمایش داده می‌شود. همچنین براساس مدل تئوری طراحی شده و پیاده سازی آن در نرم افزار

MATLAB، نتایج شبیه سازی نیز ثبت گردید و در نهایت مقایسه ای بین نتایج و عملکرد سیستم بین

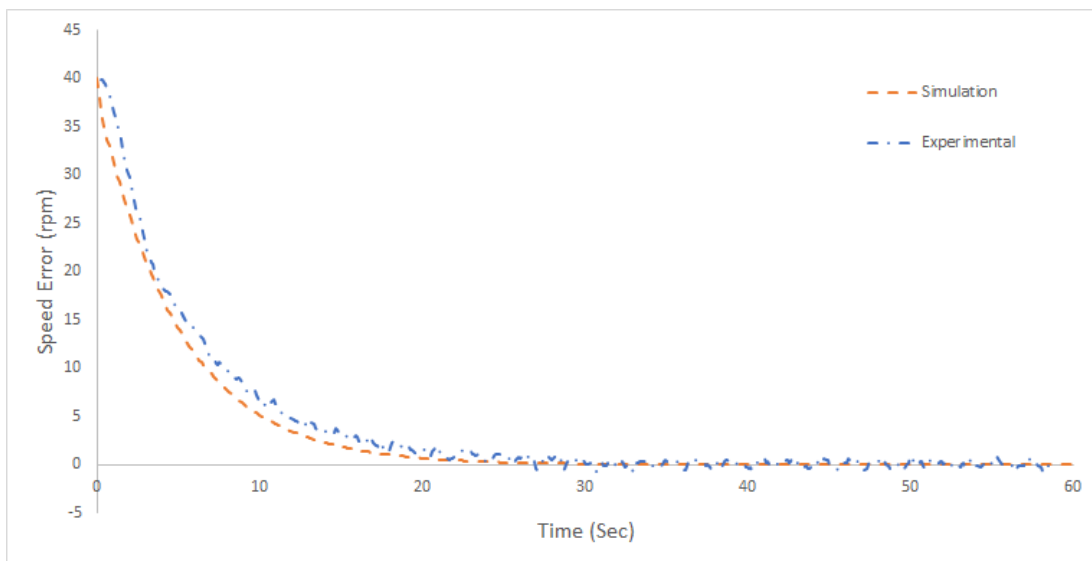
این دو صورت گرفت که در شکل ۴-۱ تا شکل ۴-۶ ارائه شده است.



شکل ۴-۱: سرعت پدال برای مقدار مطلوب ۴۰ دور در دقیقه در تمرین غیرفعال

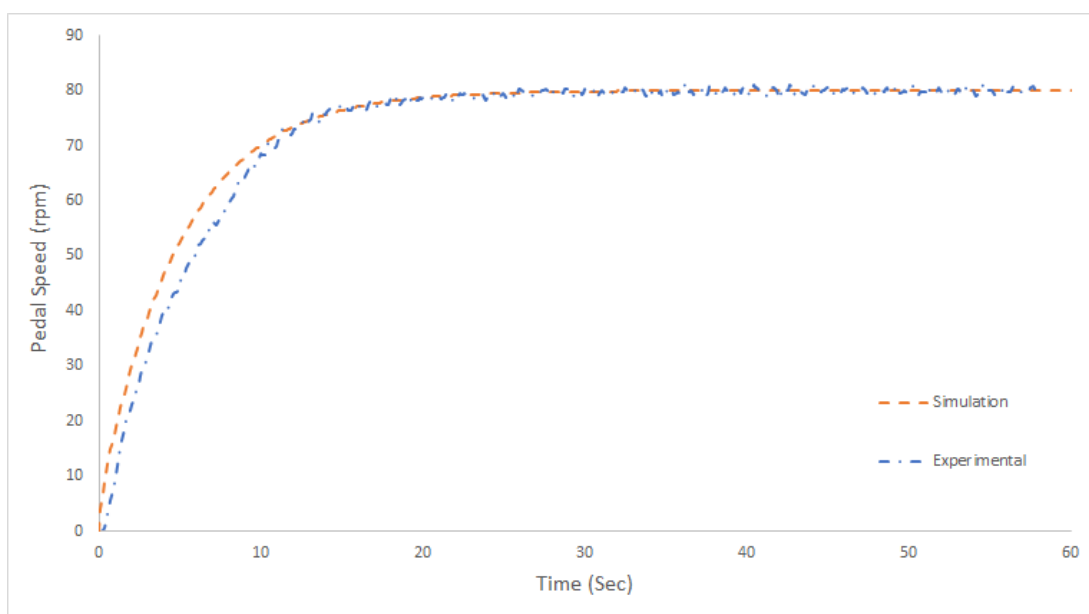


شکل ۴-۲: ولتاژ خروجی کنترلر برای مقدار مطلوب ۴۰ دور در دقیقه در تمرین غیرفعال

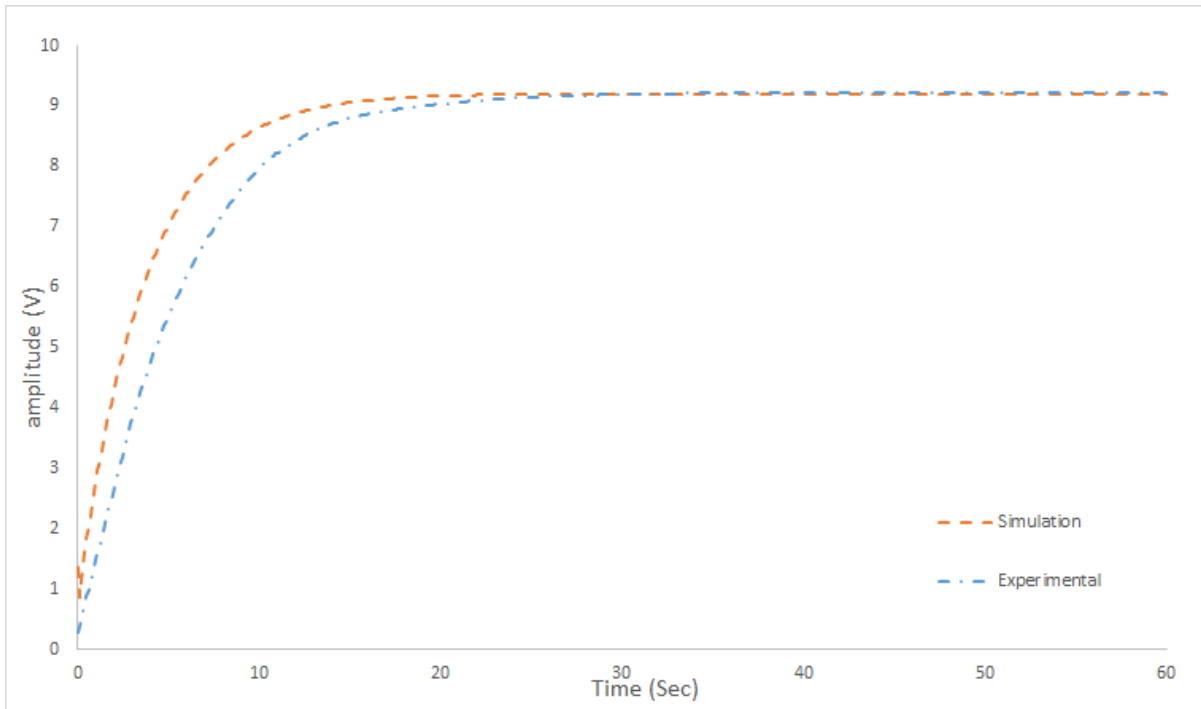


شکل ۳-۴: خطای سرعت برای مقدار مطلوب ۴۰ دور در دقیقه در تمرین غیرفعال

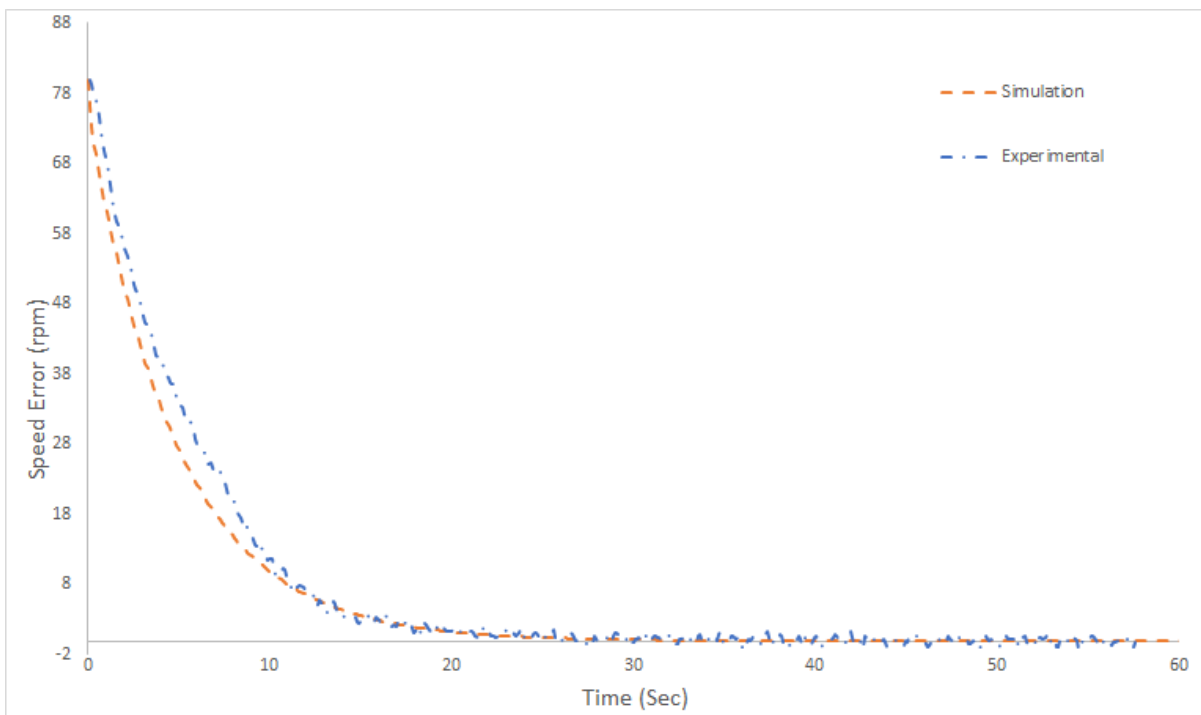
همانطور که در شکل ۳-۴ مشخص است در این تست برای سرعت مطلوب ۴۰ دور بر دقیقه نتایج تست‌های عملی خطا زیر دو درصد و نتایج تئوری خطا را صفر نشان می‌دهند. همچنین برای سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه نتایج مشابه ای به دست می‌آید که در ادامه یکی از تست‌ها قابل مشاهده است.



شکل ۴-۴: سرعت پدال برای مقدار مطلوب ۸۰ دور در دقیقه در تمرین غیرفعال



شکل ۴-۵: ولتاژ خروجی کنترلر برای مقدار مطلوب ۱۰ دور در دقیقه در تمرین غیرفعال

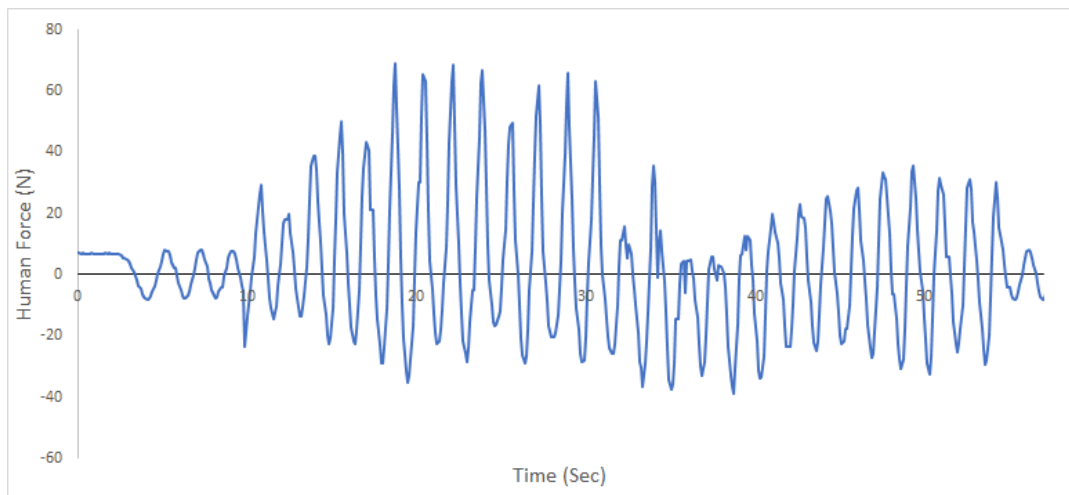


شکل ۴-۶: خطای سرعت برای مقدار مطلوب ۱۰ دور در دقیقه در تمرین غیرفعال

۳-۴- نتایج تمرین کمک فعال

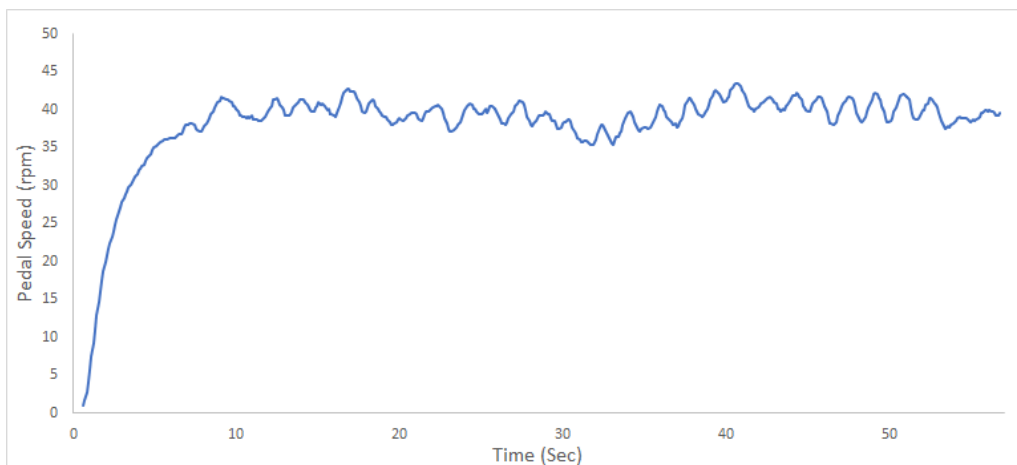
تست عملی و شبیه‌سازی برای دو سرعت مطلوب ۴۰ و ۸۰ دور در دقیقه برای تمرین کمک فعال انجام گردید. در این روش پس از رسیدن به سرعت مطلوب به بیمار اجازه پدال زدن و اعمال نیرو در جهت دوران پدال یا خلاف آن (مقاومت) داده شد. تست‌ها برای سرعت مطلوب ۴۰ در ۶۰ ثانیه و برای سرعت ۸۰ در ۴۰ ثانیه انجام گرفت و نتایج عملی و شبیه‌سازی آن ارائه گردید.

۱-۳-۴- نتایج عملی تمرین کمک فعال:

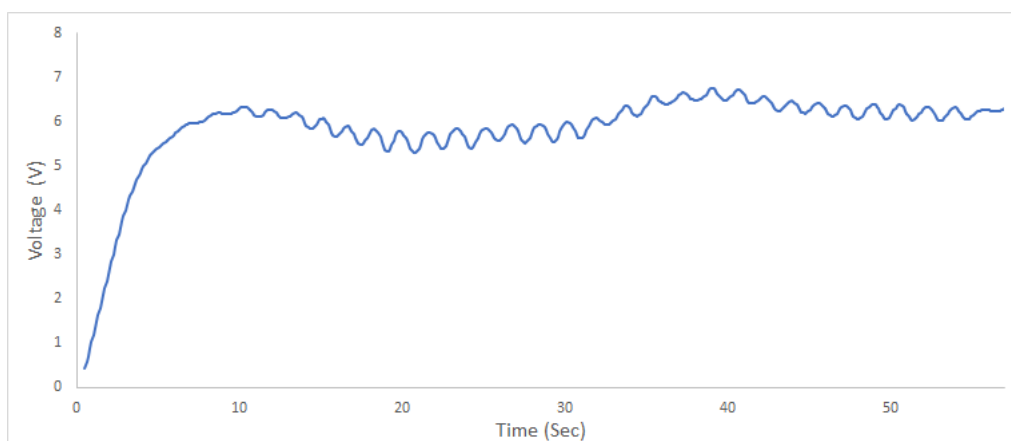


شکل ۴-۷: نیروی اعمالی بیمار در سیکل پدال زنی برای تمرین کمک فعال و سرعت مطلوب ۴۰ دور در دقیقه

همانطور که در شکل ۴-۷ قابل مشاهده است برای سرعت ۴۰، در حالت عملی، بیمار نمونه در این پژوهش در ابتدا در جهت دوران پدال نیرو وارد می‌کند و حداکثر ۶۰ نیوتن را در جهت موافق دوران ثبت می‌کند. سپس بار مقاومتی در جهت خلاف چرخش اعمال و سعی در کاهش سرعت پدال دارد. در این حالت نیز حداکثر ۴۰- نیوتن نیروی مقاومتی در جهت کاهش سرعت دورانی اعمال می‌کند. در ادامه عملکرد سیستم شامل ولتاژ خروجی کنترلی که به موتور اعمال می‌گردد و سرعت و خطا سرعت نشان داده می‌شود. (شکل ۴-۸، شکل ۴-۹، شکل ۴-۱۰)

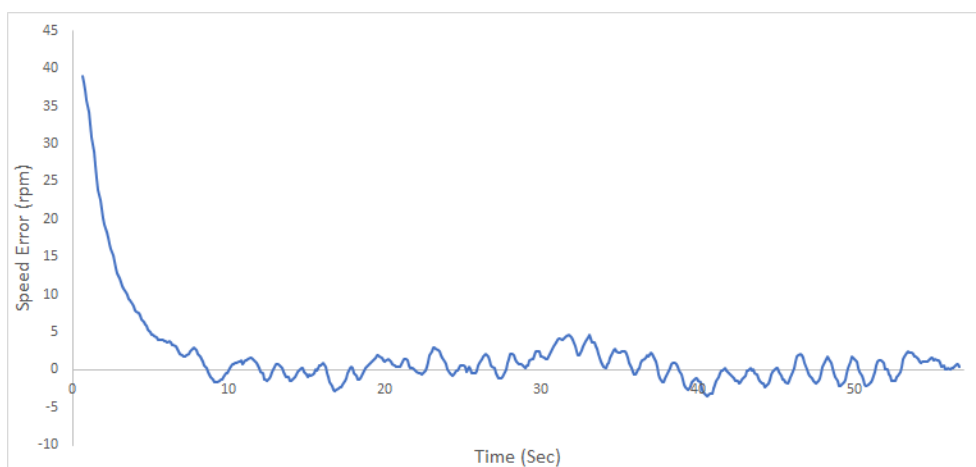


شکل ۴-۱: سرعت دورانی پدال برای تمرین کمک فعال و سرعت مطلوب ۴۰ دور در دقیقه



شکل ۴-۹: ولتاژ خروجی کنترلر داده شده به موتور برای تمرین کمک فعال و سرعت مطلوب ۴۰ دور در

دقیقه

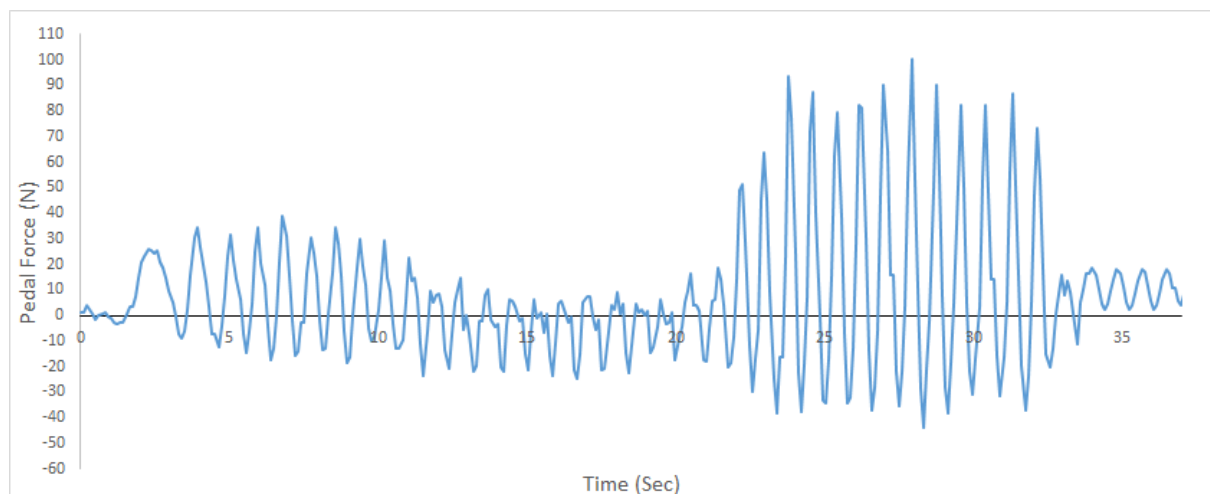


شکل ۴-۱۰: خطای سرعت پدال برای تمرین کمک فعال و سرعت مطلوب ۴۰ دور در دقیقه

همانطور که در شکل های بالا می توان مشاهده کرد هر زمان که سطح نیروهای بیمار در جهت افزایش سرعت پدال زیاد می شود موتور تاثیر خود را در کمک رسانی کاهش داده و با کم کردن ولتاژ سرعت پدال را ثابت نگه می دارد و هر زمان که بیمار نیروهای مقاومتی در جهت کاهش سرعت سیستم اعمال می کند در ابتدا میزان خطا افزایش یافته و موتور ولتاژ خود را بالا برده تا از کاهش سرعت دورانی پدال جلوگیری کند.

همچنین نتایج تست برای سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه نیز قابل مشاهده و بررسی می باشد

(شکل ۴-۱۱، شکل ۴-۱۲، شکل ۴-۱۳، شکل ۴-۱۴)



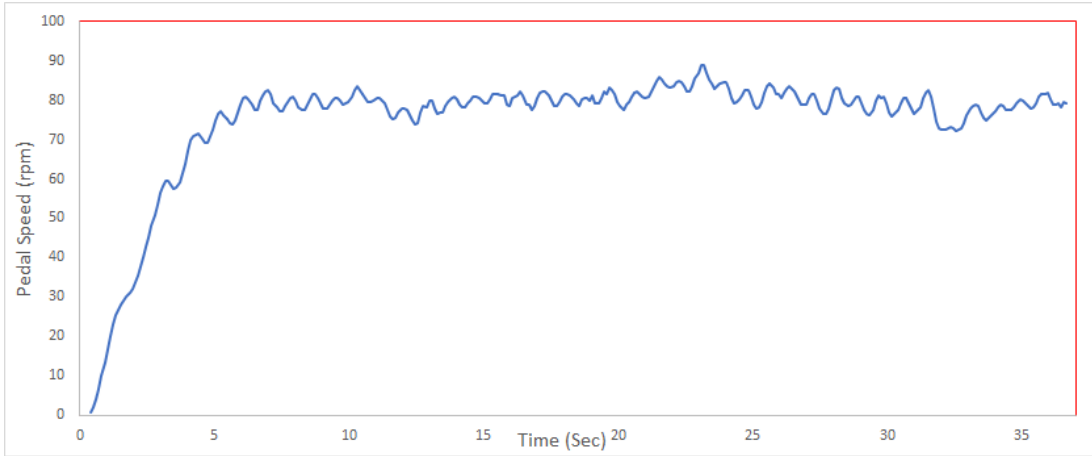
شکل ۴-۱۱: نیروی اعمالی بیمار در سیکل پدال زنی برای تمرین کمک فعال و سرعت مطلوب ۸۰ دور در

دقیقه

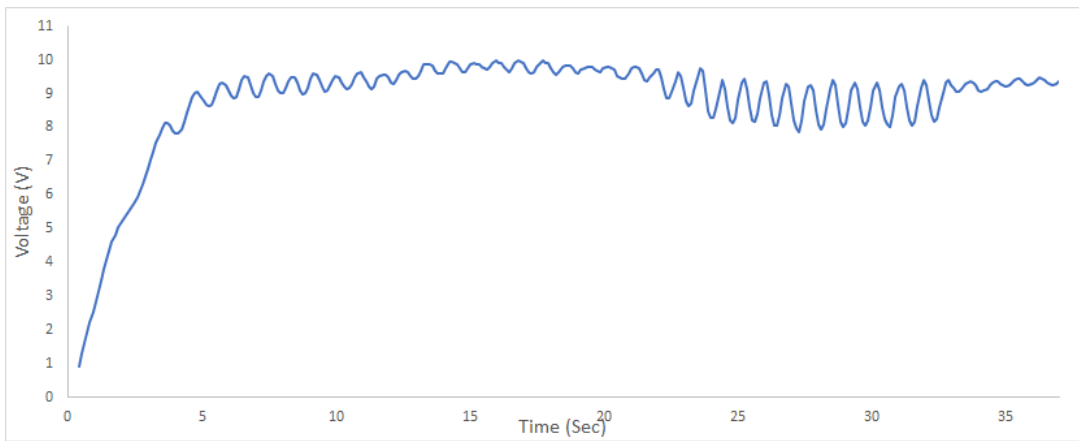
در این تست بیمار از ثانیه ۱۲ تا ۲۰ تست نیروی مقاومتی در مقابل چرخش پدال اعمال کرده

و از ثانیه ۲۲ تا ۳۳ نیروی مثبت در جهت افزایش سرعت پدال با حداکثر مقدار ۹۰ تا ۱۰۰ نیوتن اعمال

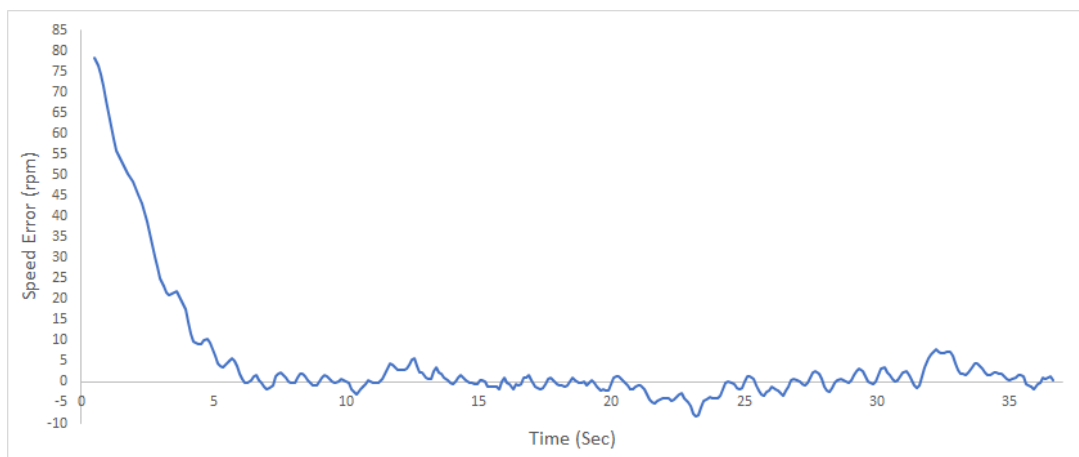
می کند.



شکل ۴-۱۲: سرعت دورانی پدال برای تمرین کمک فعال و سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه



شکل ۴-۱۳: ولتاژ خروجی کنترلر داده شده به موتور برای تمرین کمک فعال و سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه

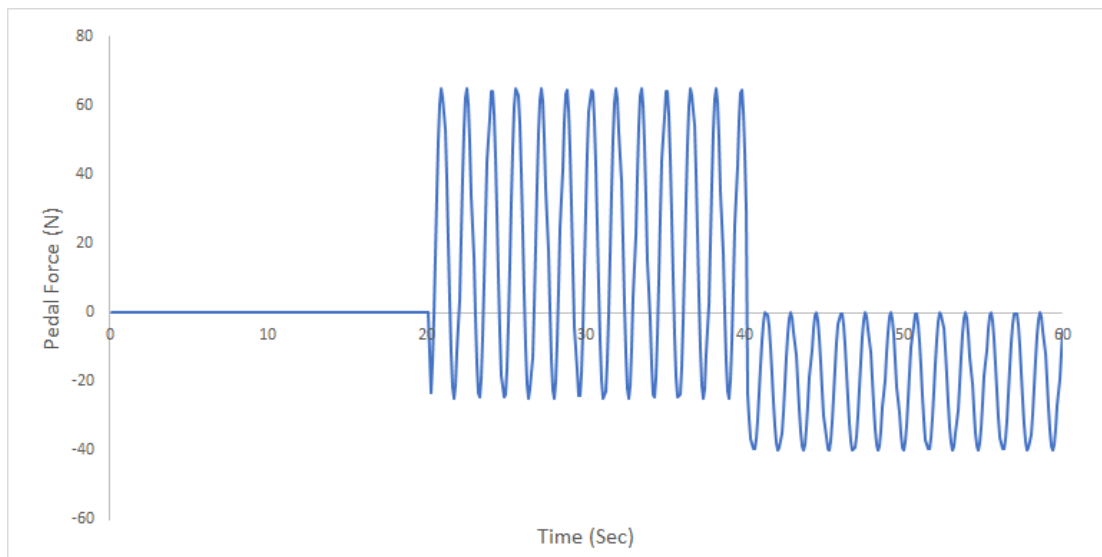


شکل ۴-۱۴: خطای سرعت پدال برای تمرین کمک فعال و سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه

تغییرات ناگهانی در نمودارهای سرعت، ولتاژ و خطا به علت تغییرات ناگهانی نیروی پدال است که در این صورت پس از چند ثانیه خطای سرعت ایجاد شده توسط کنترلر رفع می‌گردد. نمونه این تغییرات را در ثانیه‌های تقریبی ۱۲ و ۲۳ ثانیه از تست را می‌توان مشاهده کرد.

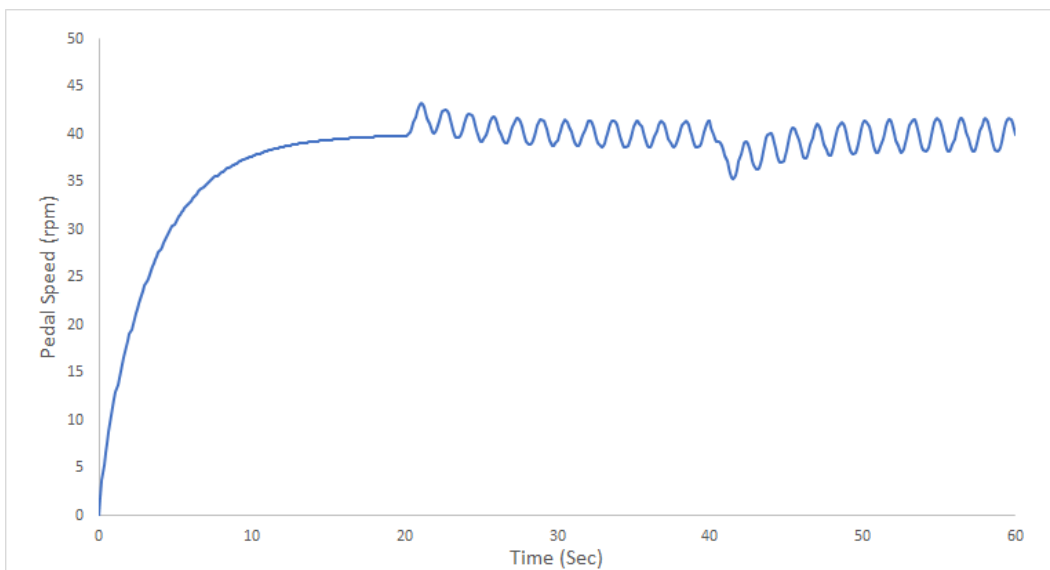
۴-۳-۲- نتایج شبیه سازی تمرین کمک فعال

در ابتدا نتایج شبیه سازی برای تست کمک فعال و سرعت مطلوب ۴۰ ارائه می‌شود. (شکل ۴-۴-۱۵، شکل ۴-۱۶، شکل ۴-۱۷، شکل ۴-۱۸) در این شبیه سازی از ثانیه ۲۰ به بعد ورودی سینوسی با دامنه نشان داده شده به سیستم اعمال می‌گردد.

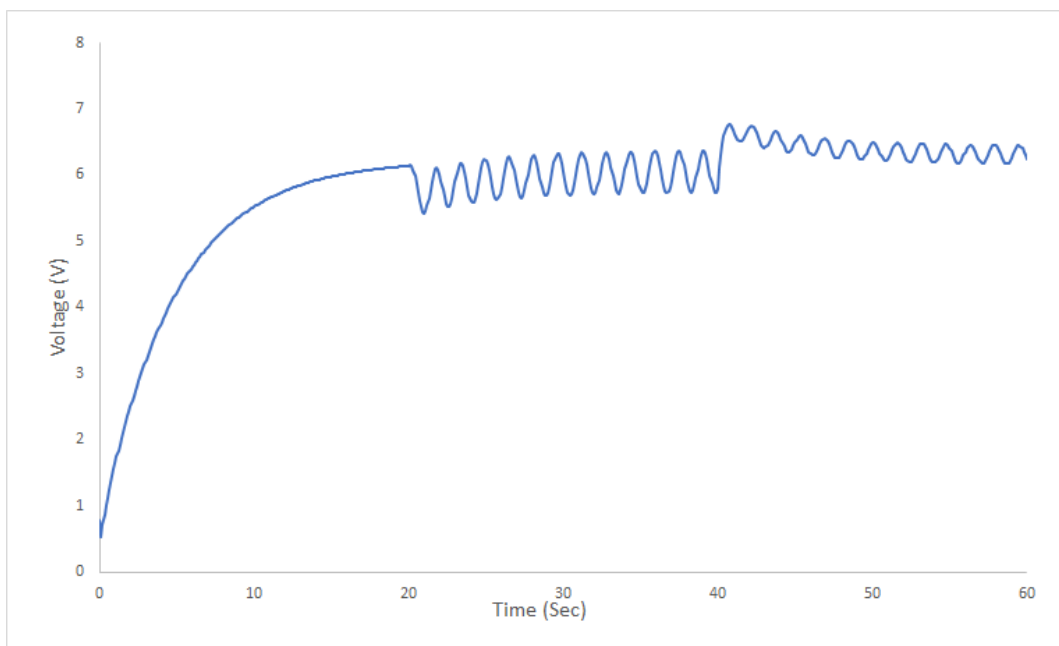


شکل ۴-۱۵: ورودی نیرویی سینوسی در شبیه سازی مشابه حالت عملی برای سرعت مطلوب ۴۰ دور در

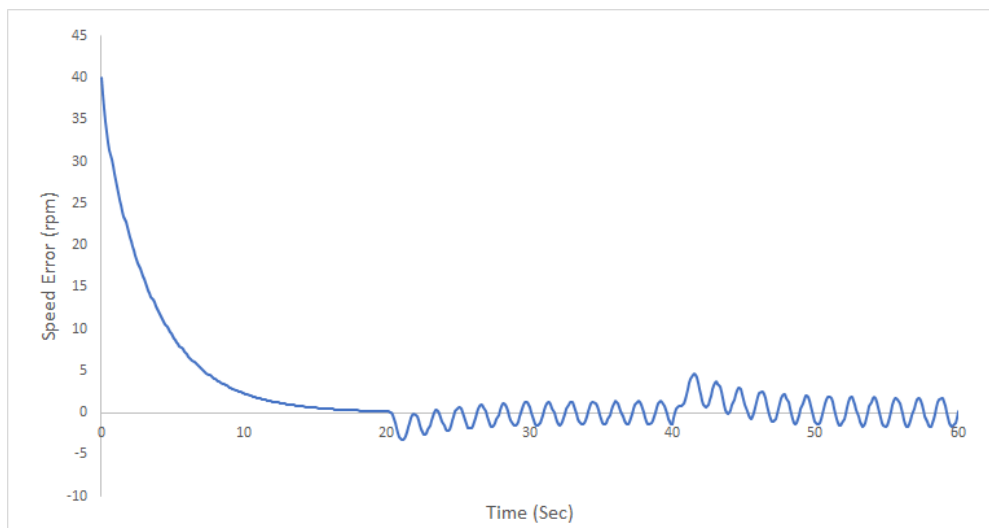
دقیقه



شکل ۴-۱۶: سرعت دورانی پدال برای تمرین کمک فعال در شبیه سازی و برای سرعت مطلوب ۴۰ دور در دقیقه

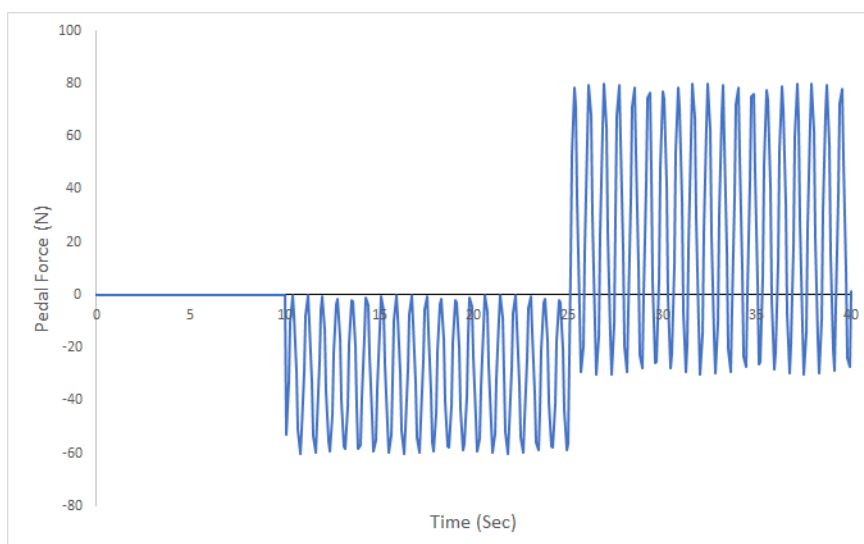


شکل ۴-۱۷: ولتاژ خروجی کنترلی برای تمرین کمک فعال در شبیه سازی و برای سرعت مطلوب ۴۰ دور در دقیقه

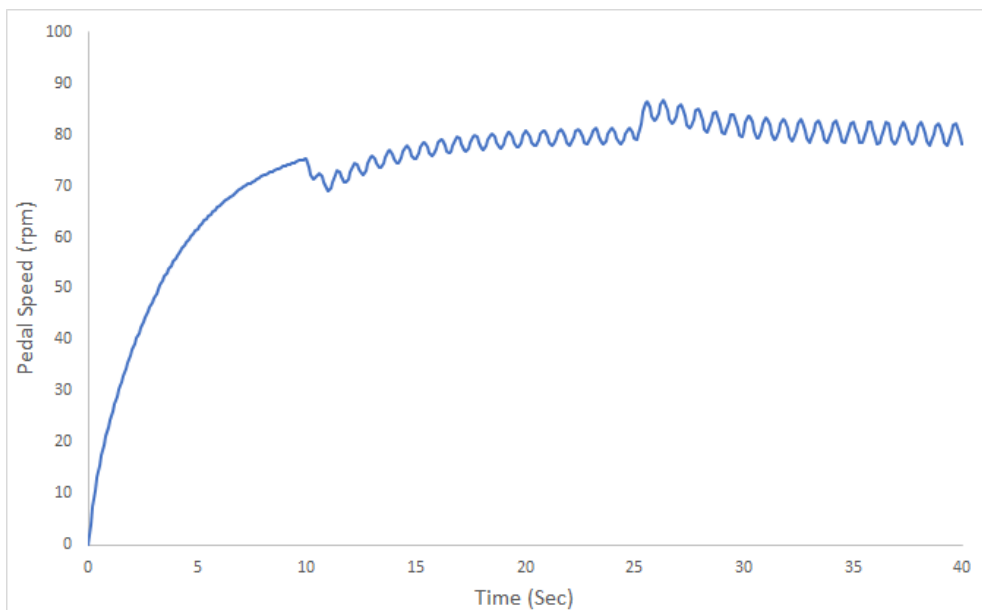


شکل ۴-۱۸: خطای سرعت دورانی برای تمرین کمک فعال در شبیه سازی و برای سرعت مطلوب ۴۰ دور در دقیقه

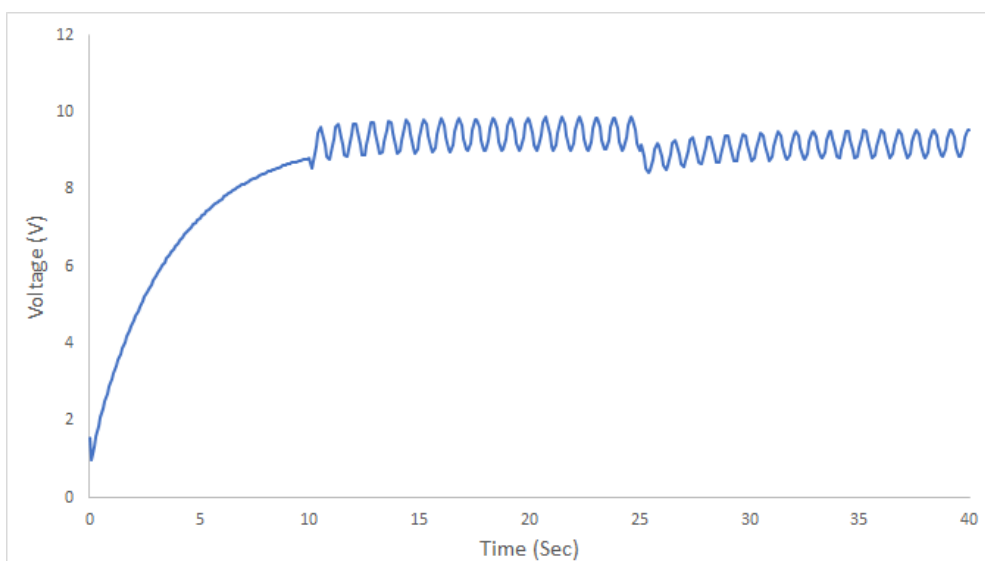
همانطور که در نتایج قابل مشاهده می-باشد خروجی های دو تست عملی و تئوری عملکرد مشابهی را نشان می-دهند که این خود اثباتی برای درستی نتایج و همچنین طراحی و برنامه نویسی در نرم افزار شبیه سازی می-باشد. نتایج شبیه سازی برای یک تست صورت گرفته برای سرعت مطلوب ۸۰ نیز در ادامه ارائه شده است (شکل ۴-۱۹، شکل ۴-۲۰، شکل ۴-۲۱، شکل ۴-۲۲).



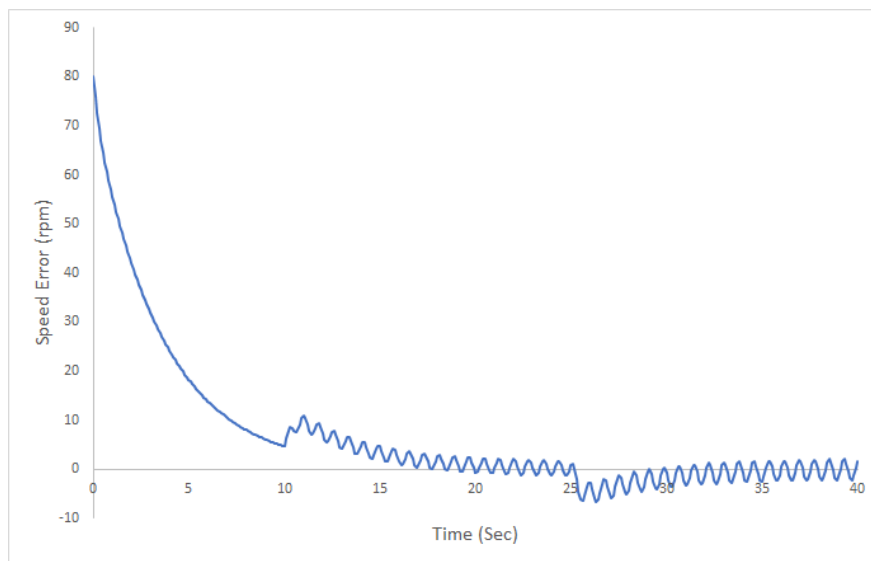
شکل ۴-۱۹: ورودی نیرویی سینوسی در شبیه سازی حالت عملی برای سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه



شکل ۴-۲۰: سرعت دورانی پدال برای تمرین کمک فعال در شبیه سازی و برای سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه

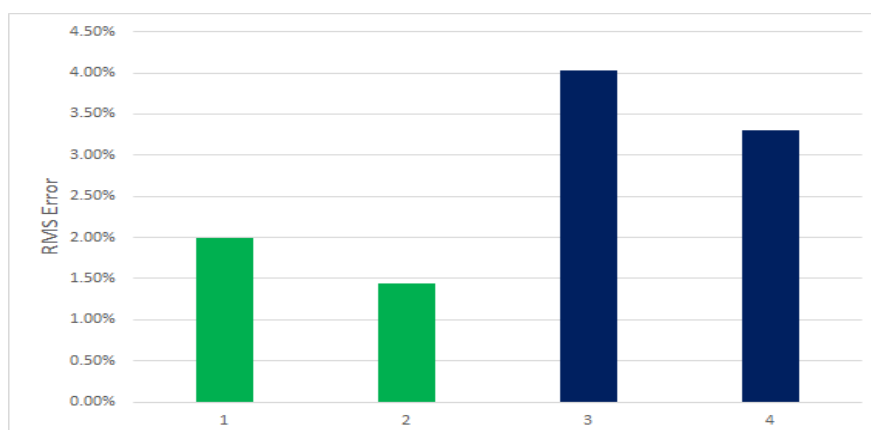


شکل ۴-۲۱: ولتاژ خروجی کنترلی برای تمرین کمک فعال در شبیه سازی و برای سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه



شکل ۴-۲۲: خطای سرعت دورانی برای تمرین کمک فعال در شبیه سازی و برای سرعت مطلوب ۸۰ دور در دقیقه

در نهایت براساس داده‌های عملی اندازه گیری شده میانگین مربعات خطا در حالت ماندگار سیستم برای چهار حالت مختلف یعنی تمرین غیرفعال در سرعت ۴۰، تمرین غیرفعال در سرعت ۸۰، تمرین کمک فعال در سرعت ۴۰ و سرعت ۸۰ محاسبه برای تمام تست‌های انجام گرفته، در شکل ۴-۲۳ نشان داده می‌شود. همگی خطاهای تمرین غیرفعال کمتر از دو درصد و برای تمرینات کمک فعال بین سه تا چهار درصد به دست آمده است. (شکل ۴-۲۳).



شکل ۴-۲۳: خطای میانگین مربعات برای (۱) تمرین غیرفعال با سرعت مطلوب ۴۰، (۲) تمرین غیرفعال با سرعت مطلوب ۸۰، (۳) تمرین کمک فعال با سرعت مطلوب ۴۰ و (۴) تمرین کمک فعال با سرعت مطلوب ۸۰

فصل ۵: نتیجه گیری و پیشنهادات

۵-۱- نتیجه گیری

با توجه به آمار بالای تصادفات و حوادث و بیماری‌های مختلف، تعداد زیادی بیمار دچار ضایعه نخاعی و حرکتی در کشور وجود دارند. بیشتر این‌گونه بیماران به دلیل ضایعات دستگاه عصبی دچار ناتوانی حرکتی در اندام‌های تحتانی بوده و قادر به راه رفتن و حرکت دادن پاهای خود نیستند و یا توانایی ماهیچه ای آنان تحلیل رفته است. امروزه با استفاده از روش‌های نوین درمانی و انجام فعالیت‌های فیزیوتراپی میتوان توان حرکتی به این بیماران بازگرداند. دوچرخه توانبخشی ثابت که یکی از مهمترین و در دسترس ترین دستگاه‌های فیزیوتراپیها است این امکان را فراهم می‌کند که بیماران با انجام تمرینات درمانی روی آن دامنه حرکتی و قوای ماهیچه ای خود را باز یابند. در این پژوهش و برای دوچرخه ثابت توانبخشی هدف از ابتدای طراحی مکانیکی تا پیاده سازی، برنامه نویسی کنترلی و راه اندازی آن ایجاد پلتفرم و دستگاهی بوده است که درمان بیماران که دچار نقص‌های حرکتی در اندام‌های پایین تنه خود هستند را سریع تر و بهینه تر دنبال کند. بر این اساس به دنبال پیاده سازی روش درمانی ای که اثبات کارایی آن توسط محققان دیگر در گذشته به اثبات رسیده است بوده‌ایم.

در فصل دوم ساختار مکانیکی و قطعات مورد استفاده روی دوچرخه بیان شدند و عنوان گردید که داده‌های نیرویی پس از پردازش، توسط ماژول بلوتوث به سیستم کنترل مرکزی ارسال شدند. همچنین سرعت دورانی سیستم با فرض حرکت بدون لغزش توسط سنسور انکودر به دست آمد. با تجمیع این داده‌ها در سیستم مرکزی اقدام به پیاده سازی برنامه کنترلی طراحی شده گردید تا بتواند هدف درمانی پژوهش یعنی ماندن در یک سرعت مشخص دورانی تحت شرایط اجباری را برآورده سازد. در بخش سوم این مجموعه اصول طراحی یک فلاپویل برای استفاده در این دوچرخه بیان شدند و براساس آن یک فلاپویل مناسب که نرمی حرکتی بیشتر برای بیمار نیز فراهم آورد، انتخاب شد. در

ادامه مدل دینامیکی سیستم مکانیکی و موتور الکتریکی بیان شدند و براساس آن یک کنترلر PID طراحی و پیاده شد.

اجرا و انجام روش‌های درمانی توانبخش مانند غیرفعال و کمک فعال هدف ابتدایی این پژوهش بوده است و هدف دیگر آن طراحی کنترلی به صورتی که بتواند این اهداف توانبخشی را صورت دهد. نتایج تست‌های عملی عملکرد دوچرخه را نشان دادند و بیان کردند سرعت پاهای بیمار طبق انتظار با خطای کمی در یک سرعت مطلوب از قبل تعیین شده، دوران می‌کند و هر زمان نیرویی به پدال وارد می‌گردد کنترلر خروجی ولتاژ خود را با آن تنظیم کرده تا هدف کنترل سرعت محقق گردد. و تاثیر اغتشاش اعمالی به سیستم از بین رود.

۵-۲- پیشنهادات

با توجه به موارد ذکر شده، پیشنهادات برای ادامه کار به شرح زیر است:

- از این دوچرخه می‌توان برای انجام آزمایش‌های بالینی بر روی تعدادی از بیماران در طی دوره درمان بهره برد؛ و به بررسی و مطالعه میزان پیشرفت درمانی و قوای حرکتی ماهیچه‌ای آن‌ها طبق معیارهای پیشرفت موجود پرداخت.
- ارتقا مدل کنترلی یکی دیگر از مواردی است که قابلیت اجرا را روی این دوچرخه فراهم آورده است. برای مثال با ایجاد برنامه تمرینی غیرفعال یا کمک فعال با سرعت مطلوب متغیر یا دادن مسیر مطلوب بر مبنای سرعت، تمرینات بیماران را صورت داد.
- برای افزایش دقت و ارتقا ساختار به نحوی که بیماران بیشتری امکان انجام مراحل درمانی روی این دوچرخه را داشته باشند پیشنهاد می‌گردد برای پای چپ نیز سنسور نیرو گذاشته شود. بر

این اساس قادر خواهیم بود به توانبخشی بیماران با میزان معلولیت متفاوت و نامتقارن برای هریک از پاهای وی پرداخته شود.

- استفاده از داده‌های ضربان قلب در مدل کنترلی و طراحی یک برنامه تمرینی براساس اندازه-گیری این داده‌ها.
- به منظور افزایش حاشیه ایمنی دوچرخه برای بیماران و جلوگیری از آسیب دیدن هریک از بیماران و یا موتور قرار دادن نوعی کلاچ که در مواقع اضطراری ارتباط موتور و پدال دوچرخه را قطع نماید را می‌تواند به عنوان یکی دیگر از پیشنهادات در نظر گرفت.
- ارزیابی، محاسبه و بررسی دقیق ایمنی بیمار روی دوچرخه و اندازه‌گیری ضریب ایمنی برای این دوچرخه در حالات تمرینی متفاوت.

٤- منابع

[1] Hassan Mohammadi-Abdar; Development of an Intelligent Exercise Platform for Rehabilitation in Parkinson's Disease, PhD Dissertation, Department, Case Western Reserve University, 2014.

[2] Susan Linder; Motorized Bicycling May Improve Motor Function Recovery Among Patients With Stroke, *Neurology Reviews*, Vol. 23(5), PP. 11-13, 2015.

[3] Gabor Fazekas, Monika Horvath, Tibor Troznai1 and Andras 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.

[4] Bradley, D., Acosta-Marquez, C., Hawley, M., Brownsell, S., Enderby, P., & Mawson, S; NeXOS – The Design, Development and Evaluation of a Rehabilitation System for the Lower Limbs, *Mechatronics*, Vol. 19, No. 2, PP. 247-257, 2009.

[5] Wade D.; Stroke: Rehabilitation and Long-Term Care, *Lancet.*, No. 339, PP. 791–793, 1992.

[6] Wottrich, A. W., Von Koch, L., & Tham, K; The Meaning of Rehabilitation in the Home Environment After Acute Stroke From the Perspective of a Multiprofessional Team, *Physical therapy*, Vol. 87, No. 6, PP. 778-788, 2007.

[7] Ali, A., Ahmed, S., Joyo, M., Malik, A., Ali, M., Kadir, K., & Yusof, Z; Control Strategies for Robot Therapy, *Sindh University Research Journal-SURJ* , Vol. 48, No. 4D, 2016.

[8] Marchal-Crespo, L., & Reinkensmeyer, D. J. ; Review of Control Strategies for Robotic Movement Training After Neurologic Injury, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Vol. 6, No. 1, PP. 20, 2009.

[9]. Nichols, D.; ZeroG: Overground Gait and Balance Training System, *Journal of rehabilitation research and development*, Vol. 48, No. 4, PP. 287, 2011.

[10] Finch, L., Barbeau, H. and Arsenault, B.; Influence of Body Weight Support on Normal Human Gait: Development of a Gait Retraining Strategy, *Physical Therapy*, Vol. 71, No. 11, PP. 842-855, 1991.

- [11] Po-Wen Hsueh, Mi-Ching Tsai; Reactive Torque Monitoring and Cycling Speed Control of a Belt-Driven Cycle Ergometer, *Control Engineering Practice*, Vol. 21, PP. 1564-76, 2013.
- [12] Stuckenschneider, T., Helmich, I., Raabe-Oetker, A., Froböse, I., & Feodoroff, B.; Active Assistive Forced Exercise Provides Long-term Improvement to Gait Velocity and Stride Length in Patients Bilaterally Affected by Parkinson's disease, *Gait & posture*, Vol. 42, No. 4, PP. 485-490, 2015.
- [13] Angela L. Ridgel, Matthew D. Muller, Chul-Ho Kim, Emily J. Fickes, Thomas O. Mera; Acute Effects of Passive Leg Cycling on Upper Extremity Tremor and Bradykinesia in Parkinson's Disease, *The Physician and Sports medicine*, Vol. 39, 2011.
- [14] Richard G Ranky, Mark L Sivak, Jeffrey A Lewis², Venkata K Gade, Judith E Deutsch and Constantinos Mavroidis; Modular Mechatronic System For Stationary Bicycles Interfaced With Virtual Environment For Rehabilitation, *Journal of Neuroengineering And Rehabilitation*, 11(1):93, 2014.
- [15] Amir B. Farjadian, Qingchao Kong, Venkata K. Gade, Judith E. Deutsch and Constantinos Mavroidis; VRACK: Measuring Pedal Kinematics During Stationary Bike Cycling, *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2013.
- [16] Kim, S. J., Cho, H. Y., Kim, Y. L., & Lee, S. M.; Effects of Stationary Cycling Exercise on the Balance and Gait Abilities of Chronic Stroke Patients, *Journal of physical therapy science*, Vol. 27, No. 11, PP. 3529-3531, 2015.
- [17] Ambrosini, E., Ferrante, S., Pedrocchi, A., Ferrigno, G., & Molteni, F.; Cycling Induced by Electrical Stimulation Improves Motor Recovery in Postacute Hemiparetic Patients, *Stroke*, Vol.42, No.4, PP. 1068-1073, 2011.
- [18] Hassan Mohammadi-Abdar, Angela L. Ridgel, Fred M. Discenzo, Robert Phillips, Benjamin L. Walter, Kenneth A. Loparo; Test and Validation of a Smart Exercise Bike for Motor Rehabilitation in Individuals with Parkinson's Disease, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 24, PP. 1254-64, 2016.
- [19] Abu Qutubuddin, Timothy Reis, Raed Alramadhani, David X. Cifu, Alan Towne, and William Carne; Parkinson's Disease and Forced Exercise: A Preliminary Study, *Rehabilitation Research and Practice*, 2013.

[20] Angela L. Ridgel, Hassan Mohammadi Abdar, Jay L. Alberts, Fred M. Discenzo, and Kenneth A. Loparo; Variability in Cadence During Forced Cycling Predicts Motor Improvement in Individuals With Parkinson's Disease, *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, Vol. 21, No. 3, PP. 481-89, 2013.

[21] Angela L. Ridgel, Corey A. Peacock, Emily J. Fickes, Chul-Ho Kim; Active-Assisted Cycling Improves Tremor and Bradykinesia in Parkinson's Disease, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 93, PP. 2049-54, 2012.

[22] Justyna Maculewicz, Stefania Serafin and Lise Busk Kofoed; A Stationary Bike in Virtual Reality – Rhythmic Exercise and Rehabilitation, *Scitepress*, 2015.

[23] J E Deutsch, MJ Myslinski, R Ranky, M Sivak, C Mavroidis, J A Lewis ;Fitness Improved For Individuals Post-stroke After Virtual Reality Augmented Cycling Training, *International Conference Disability*, No. 9, 2012.

[24] Qingchao 'Andy' Kong; Design, Development and Implementation of Smart Cycling Kits for Rehabilitation Applications and End-Users, Master of Science Dissertation, The Department of Mechanical and Industrial Engineering, *Northeastern University*, 2014.

[25] Oliver Stroh; The Design of an Electro-Mechanical Bicycle for an Immersive Virtual Environment, Master of Science Dissertation, The Department of Mechanical and Industrial Engineering, *University of Iowa*, 2017.

[26] Hassan Mohammadi-Abdar, Angela L. Ridgel, Fred M. Discenzo, Kenneth A. Loparo; Design and Development of a Smart Exercise Bike for Motor Rehabilitation in Individuals with Parkinson's Disease, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 21, PP. 1650-58, 2016.

[27] Therese E Johnston; Biomechanical Considerations for Cycling Interventions in Rehabilitation, *American Physical Therapy Association*, Vol. 87, No. 9, PP. 1243-52, 2007.

[28] Díaz, I., Gil, J. J., & Sánchez, E.; Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges, *Journal of Robotics*, 2011.

[29] G. Colombo, M. Joerg, R. Schreier, and V. Dietz; Treadmill Training of Paraplegic Patients Using a Robotic Orthosis, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 37, No. 6, pp. 693–700, 2000.

- [30] H. Yano, S. Tamefusa, N. Tanaka, H. Saitou, and H. Iwata,; Gait rehabilitation System for Stair Climbing and Descending, *In Proceedings of the IEEE Haptics Symposium*, PP. 393–400, 2010.
- [31] A. Goffer ; Gait-locomotor apparatus, *U.S. Patent and Trademark Office*, U.S. Patent No. 7,153,242. Washington, DC, 2006.
- [32] C. Schmitt, P. Metrailler, A. Al-Khodairy et al. ; The Motion Maker: a Rehabilitation System Combining an Orthosis with Closed-loop Electrical Muscle Stimulation, *In Proceedings of the 8th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation*, pp. 117–120, 2004.
- [33] M. Girone, G. Burdea, M. Bouzit, V. Popescu, and J. E. Deutsch ; Stewart Platform-based System for Ankle Telerehabilitation, *Autonomous Robots*, Vol. 10, No. 2, PP. 203–212, 2001.
- [34] G. S. Sawicki and D. P. Ferris; A Pneumatically Powered Knee Ankle-foot Orthosis (kafo) with Myoelectric Activation and Inhibition, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 6, PP. 23, 2009.
- [35] Rodrigo R Bini, Patria Hume, James Croft, Andrew Kilding ; Pedal Force Effectiveness in Cycling : A Review Of Constraints And Training Effects, *Journal Of Science And Cycling*, Vol. 2, No. 1, PP. 11-24, 2013.
- [36] Quintana-Duque, J. C., Dahmen, T., & Saupe, D.; Estimation of Torque Variation from Pedal Motion in Cycling, *International Journal of Computer Science in Sports*, Vol. 14, PP. 34-50, 2015.
- [37] <https://www.sciencelearn.org.nz/resources/1348-pedal-power>
- [38] Marques, M. I. L.; Design and Control of an Electrical Machine for Flywheel Energy-storage System, Master of Science Dissertation , *University of Lisbon*, 2008.
- [39] Oliver Stroh ; The Design of an Electro-Mechanical Bicycle for an Immersive Virtual Environment, Master of Science Dissertation, *University of Iowa*, 2017.
- [40] Shahgholian, G., & Shafaghi, P.; State Space Modeling and Eigenvalue Analysis of the Permanent Magnet DC Motor Drive System, *In 2010 2nd International Conference on Electronic Computer Technology*, PP. 63-67, 2010.

[41] Syllignakis, J., Panagiotakopoulos, P., & Karapidakis, E.; Automatic Speed Controller of a DC Motor Using Arduino, for Laboratory Applications, *Engineering and Industry Series*, 2016.

[42].Alasooly, H., & Redha, M.; Control of DC motor using different control strategies, *In AIP Conference Proceedings*, Vol. 1239, No. 1, PP. 111-119, 2010.

[43] Liu, Z. H., Li, Y. M., & Wang, C. L. ; Experiment Research on Control Method and Mathematic Models During Energy Storage to the Double Function Flywheel System, *In Advanced Materials Research*, Vol. 291, PP. 2814-2817, 2011.

[44] Ahmad, M. A., & Rai, P.; Speed control of a DC motor using Controllers, *Automation, Control and Intelligent Systems*, Vol. 2, No. 6-1, PP. 1-9, 2014.

Abstract

Rehabilitation is a field in science working on patients' muscles and movement empowering. For decades, this field is producing novel methods and technics in the fields of rehabilitation and treatment. Stationary bike is one of the devices that physiotherapists and practitioners were always looking at it as an effective mean to recover movement and muscular abilities. In this Study, two methods for treatment of lower limbs are made possible by design, installing and implementation of different types of mechatronical equipments including actuator, electronic circuits and different types of sensors for patient activity monitoring. Also, it is aimed to provide more smooth movement for patient by designing and installing a flywheel in between pedal and motor. According to the damage level, patient will fall in the active-assisted training or passive training group. In passive training program, patient do not have enough ability to pedal on the bike, so the motor will provide the power to reach a predefined pedaling speed. In this program, feet of patient will pedal in a constant speed above his ability's speed in a compulsory manner. In active-assisted training mode, patient is already improved enough to have higher ability to pedal in the same constant speed and motor will provide less power according to the pedaling power of patient. Hence, the provided power by motor is set based on the power provided by patient. In this thesis, it is aimed to design the control theory for these two treatment methods and this bike and finally to test its stability. Previous researches proved that such methods improved the treatment period of patients with movement disabilities. In this study, speed control were done by force and speed feedback. Finally, the results showed an accuracy level of 99.2 % for passive method and 96.7% for active method to reach a desired pedaling speed.

Keywords:

Stationary Rehabilitation bike, Pedal speed control, Passive exercise method, Active-assisted exercise method, Flywheel design, Pedal forces.



Shahrood University of Technology

Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering

M.Sc. Thesis in Mechatronics Engineering

**Design and Control Implementation of Intelligent
Exercise Bicycle for Rehabilitation**

By: Mohammad Khavary

Supervisor:

Dr. Mahdi Bamdad

Oct..2019