

Mechatrical Design and Control Implementation of a Fixed Smart Exercise Bike

Khavary, Mohammad¹ / Bamdad, Mahdi^{2*}

¹ - M.Sc. Graduated, School of Mechanical and Mechatronics Engineering, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran

² - Assistant Professor, School of Mechanical and Mechatronics Engineering, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2021.123422.1610

Received: 20 July 2020

Revised: 16 April 2021

Accepted: 21 April 2021

KEYWORDS

Fixed Rehabilitation Bike
Pedal Speed Control
Passive Therapy Method
Active-Assisted Therapy Method
Pedal Force

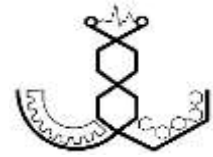
ABSTRACT

Nowadays, one of the most effective tools for restoring patients' mobility and muscles strength is the use of stationary cycling exercises and pedaling. In this study, two methods for the treatment of lower limbs are made possible by the design, control implementation, and construction of an intelligent exercise bike. According to the damage level, the patient will fall into the active-assisted training or passive training group. In a passive training program, patients 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 patients will pedal at a constant speed above the speed patient is able to achieve compulsorily. In an active-assisted training program, the patient is already improved enough to have a higher ability to pedal at the same constant speed and the motor will provide less power according to the pedaling power of the patient. Hence, the provided power by the motor is set based on the provided force by the patient. In this study, it is aimed to design the control theory for these two treatment methods and this bike. Furthermore, speed control was done by force and speed feedback. Experimental and theoretical results showed that the implementation and equipping of stationary bike with the mentioned method has led the research to the goals of speed control for rehabilitation use. Eventually, the experimental results show an average accuracy of 98.71% for the passive method in the test sample reported in this study and 98.24% for the six tests after reaching a steady state speed. Also, these results are 96.33% for the active-assisted mode and for the test reported in this study; and 95.59% for four tests to reach the desired pedaling speed.

***Corresponding Author**

Address	School of Mechanical and Mechatronics Engineering, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran
Postal Code	3619995161
E-Mail	bamdad@shahroodut.ac.ir
Tel	+98-23-32392204
Fax	+98-23-32392204





طراحی مکاترونیکی و پیاده‌سازی کنترلی دوچرخه‌ی هوشمند ثابت تمرینی

خاوری، محمد^۱ / بامداد، مهدی^{۲*}

^۱ - دانش آموخته‌ی کارشناسی ارشد، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک و مکاترونیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، ایران

^۲ - استادیار، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک و مکاترونیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2021.123422.1610

پذیرش: ۱ اردیبهشت ۱۴۰۰

بازنگری: ۲۷ فروردین ۱۴۰۰

ثبت در سامانه: ۳۰ تیر ۱۳۹۹

چکیده

واژه‌های کلیدی

امروزه یکی از وسیله‌های موثر برای بازگردانی قوای حرکتی و ماهیچه‌ای بیماران استفاده از تمرینات دوچرخه‌ی ثابت و عمل پدال‌زنی است. در این پژوهش با طراحی، پیاده‌سازی کنترلی و ساخت یک دوچرخه‌ی تمرینی هوشمند، انجام دو روش تمرینی-درمانی در حوزه‌ی توان‌بخشی اندام‌های پایین‌تنه امکان‌پذیر شده است. بیمار با توجه به میزان آسیب دیدگی در یکی از دو گروه تمرینی غیرفعال و یا کمک‌فعال جای می‌گیرد. در برنامه‌ی تمرینی غیرفعال بیمار قوای لازم برای پدال زدن روی دوچرخه را به خوبی دارا نبوده، بنابراین موتور به کمک وی آمده و تمام بار رسیدن به یک سرعت پدال‌زنی مشخص را بر عهده می‌گیرد. پای بیمار در این برنامه با سرعت ثابتی که بالاتر از توانایی وی در پدال زدن است، به صورت اجباری می‌چرخد. در برنامه‌ی کمک‌فعال که بیمار توانایی بالاتری از حالت درمانی اول پیدا کرده است، هدف همان پدال‌زنی بیمار در یک سرعت مشخص بوده با این تفاوت که وی توانایی وارد کردن نیرو را نیز دارد. میزان کمک‌رسانی موتور در این روش را مقدار نیروی اعمالی بیمار مشخص می‌کند. در این پژوهش یک تئوری کنترلی برای این دو روش درمانی با استفاده از دوچرخه، طراحی و ارائه شده است. کنترل سرعت نیز با استفاده از بازخوردهای نیرویی و سرعتی صورت گرفته است. نتایج تجربی و تئوری نشان داده که پیاده‌سازی و تجهیز دوچرخه‌ی ثابت با روش پیشنهادی، پژوهش را به اهداف کنترل سرعتی برای استفاده‌ی توان‌بخشی رسانده است. در نهایت دقت متوسط نتایج تجربی برای روش غیرفعال در نمونه‌ی تست این پژوهش برابر با ۹۸/۷۱٪ و برای شش تست پس از رسیدن سرعت به حالت ماندگار برابر با ۹۸/۲۴٪ گزارش شده است. همچنین این نتایج برای حالت کمک‌فعال برای تست برابر با ۹۶/۳۳٪ و برای چهار تست در رسیدن به سرعت مطلوب پدال‌زنی برابر با ۹۵/۵۹٪ بوده است.

دوچرخه‌ی ثابت توان‌بخشی

کنترل سرعت پدال

روش درمانی غیرفعال

روش درمانی کمک‌فعال

نیروی پدال

*نویسنده‌ی مسئول

دانشکده‌ی مهندسی مکانیک و مکاترونیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، ایران

نشانی

تلفن ۹۸-۲۳-۳۲۳۹۲۲۰۴

۳۶۱۹۹۵۱۶۱

کد پستی

دورنگار ۹۸-۲۳-۳۲۳۹۲۲۰۴

bamdad@shahroodut.ac.ir

پست الکترونیک



۱- مقدمه

در سال‌های اخیر نیاز به روش‌های جدید برای پیش‌گیری، به‌تأخیر انداختن و درمان بیماری‌های حرکتی و ضعف‌های ماهیچه‌ای بیش از پیش احساس شده است. تحقیقات اخیر نشان می‌دهد که درمان‌های حرکتی و تمرینی نقش مهمی برای بیماران دچار نقص حرکتی از جمله بیماران پارکینسون^۱ و سکتة دارد [۱، ۲]. از طرفی بازگردانی دامنه‌ی حرکتی مفصل‌ها در طی حرکات و آموزش حرکات کششی به بیماران برای افرادی که توانایی خود را از دست داده‌اند زمان‌بر بوده 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 [۳]. امروزه از ابزارها و دستگاه‌های ورزشی و تمرینی که با انسان در تعامل مستقیم هستند علاوه بر استفاده در حوزه‌های ورزشی در حوزه‌های درمانی، پزشکی و تحقیقاتی نیز استفاده می‌شود. دوچرخه‌ی ثابت تمرینی یکی از دستگاه‌های عمومی و در دسترس پژوهش‌گران برای رشد و توسعه در این بخش‌ها است. دوچرخه‌ی ثابت توان‌بخشی که توسط محرک موتوری به حرکت در می‌آید یک دستگاه توان‌بخشی برای کمک‌رسانی به بیماران دچار نقص‌های حرکتی و ضعف‌های ماهیچه‌ای در پایین‌تنه‌ی است. به‌طور کلی افراد مبتلا به اختلالات فیزیکی پایین‌تنه از جمله پارکینسون و آسیب‌های نخاعی می‌توانند از تاثیر تمرینات دوچرخه‌سواری بهره‌مند شوند [۴، ۵]. دوچرخه‌های ثابت موجود می‌توانند در سرعت‌های پدال‌زنی مختلف و سطح فشاری متفاوتی فعالیت داشته و کاربر به‌صورت داوطلبانه قادر به دوچرخه‌سواری روی آن‌ها است. از طرفی محرکی که در امر پدال‌زنی به کاربر کمک‌رسانی کند کم‌تر دیده می‌شود. در برخی نمونه‌های جدید این محرک موتوری به دوچرخه اضافه شده و کمبود نمونه‌های قبلی را برطرف کرده اما این محرک‌ها معمولاً با اهدافی غیر از کنترل سرعت اضافه شده است. برای مثال برای شبیه‌سازی در محیط واقعیت مجازی هنگام استفاده از دوچرخه‌ی ثابت از آن‌ها بهره گرفته شده است [۶]. هم‌چنین کمبود سیستم کنترل خودکار و حلقه بسته که بر اساس فعالیت بیمار میزان کمک‌رسانی را تعیین کند احساس می‌شود. برای ارزیابی این فعالیت‌ها به اندازه‌گیری پارامترهای حرکتی بیمار مانند گشتاور و سرعت دورانی نیاز است که این پارامترها از بازخوردهای دریافت شده از

سنسورهای مختلف روی دوچرخه به صورت برخط^۲ از بیمار گرفته و ذخیره می‌شود.

بسیاری از افراد به دلیل کهولت سن یا ابتلا به بیماری‌ها و آسیب دیدگی‌های حرکتی و یا افرادی که دچار سکتة مغزی شده‌اند، قوای لازم برای حرکت پاها و اعمال نیرو و فشار از طریق پاهای خود را ندارند. از این رو در مراحل ابتدایی درمان توان‌بخشی نیاز به انجام تمرین‌هایی است که بازه‌ی حرکتی مفاصل و نرمی پاها را به حالت اولیه باز گرداند [۷]. در طول انجام این تمرین‌ها که تمرین‌های غیرفعال^۳ نام دارند هیچ نیرویی در راستای پدال زدن به بیمار اعمال نشده و تمام فشار حرکتی بر عهده‌ی محرک نصب شده روی دوچرخه است. در پژوهش‌های بالینی پیشین تاثیرات مثبت این تمرین‌ها در بهبود لرزش اندام‌های بالاتنه و عمل کرد حرکتی پایین‌تنه در بیماران پارکینسون گزارش شده است [۸، ۹]. هم‌چنین دوچرخه‌های تجهیز شده‌ی جدیدی برای تحقق این برنامه‌ی تمرینی با استفاده از توسعه‌ی سخت‌افزاری و نرم‌افزاری طراحی و ساخته شده که دارای رابط کاربری گرافیکی (GUI) نیز است [۱۰].

در سطح بعدی توان‌بخشی که در قالب تمرین‌های کمک‌فعال^۴ قرار دارد، بیمار توانایی اعمال نیرو را داشته و باید یک الگوی مرجع حرکتی مبتنی بر سرعت دورانی پدال را دنبال کند و در شرایطی که از الگو یا سرعت مطلوب فاصله بگیرد، موتور سطح ولتاژ خود را تنظیم کرده تا سرعت دورانی پدال دوچرخه به الگوی مرجع نزدیک شده و اثر نیروی اعمالی بیمار بر سیستم خنثی گردد [۱۱]. بنابراین به منظور مشاهده و استفاده از نیروهای اعمالی بیمار به پدال، بهره‌گیری از یک سنسور نیرو ضروری است. استفاده از سنسور نیرو یکی از نوآوری‌های سیستم توان‌بخشی پیشنهادی این مقاله بوده که در کارهای گذشته به منظور توان‌بخشی کمک‌فعال مشاهده نشده است. در واقع در اکثر پژوهش‌های پیشین به جای داده‌های نیرویی (گشتاوری) به صورت مستقیم، از داده‌های سرعت دورانی پدال همراه با شتاب دورانی برای برآورد تلاش بیمار هنگام عمل پدال‌زنی استفاده شده است [۱، ۱۲، ۱۳]. در تمرین‌های آیزوکینتیک^۵ و اساساً در حضور فعالیت محرکه‌ی موتور، اندازه‌گیری شتاب و نهایتاً تبدیل آن به گشتاور نمی‌تواند معیار دقیقی برای محاسبه‌ی گشتاور و تلاش بیمار باشد. از طرفی حتی اگر در بعضی از سیستم‌ها از سنسور نیرو بهره گرفته شده، از داده‌های آن در ساختار کنترلی استفاده نشده و آن داده‌ها

^۱ Active Assisted Exercise^۲ Isokinetic Exercise^۱ Parkinson's Disease^۲ Real Time^۳ Passive Exercise

در این پژوهش سعی شده تا با پیاده‌سازی یک ساختار جدید برای انجام برنامه‌ی تمرینی غیرفعال و کمک‌فعال که کارایی آن در درمان سریع‌تر بیماران به اثبات رسیده است، یک دوچرخه‌ی تمرینی با کنترل دقیق مولفه‌های تمرین در عمل پیاده‌سازی شود. لازم به ذکر است که این پژوهش توسط کمیته‌ی علمی آزمایشگاه تحقیقاتی تمرینات اصلاحی و توان‌بخشی دانشگاه صنعتی شاهرود مطابق پروتکل مصوب، تایید شده است.

در بخش بعد به بررسی ساختار دوچرخه‌ی توان‌بخشی در این پژوهش پرداخته شده است. پس از آن مدل‌سازی سیستم مکانیکی شرح داده شده، روابط مکانیکی دوچرخه و معادلات موتوری ارائه شده و روابط در فرم استاندارد فضای حالت بازنویسی شده است. در مرحله‌ی بعد طراحی کنترلر برای هر یک از تمرین‌های توان‌بخشی انجام شده است. در نهایت نتایج شبیه‌سازی این سیستم در نرم‌افزار متلب ارائه شده و با نتایج تجربی مورد مقایسه قرار گرفته است.

۲- ساختار دوچرخه‌ی ثابت توان‌بخشی

دوچرخه‌ی مورد استفاده، ثابت و از نوع عمودی بوده و سیستم مکاترونیکی نصب شده روی آن امکان کنترل فعالیت‌های حرکتی پایین‌تنه‌ی بیمار را از طریق اندازه‌گیری داده‌های دریافت شده از سنسورها فراهم می‌کند (شکل ۱). هم‌چنین امکان افزودن پروتکل‌های جدید با استفاده از قابلیت اتصال به کامپیوتر روی این دوچرخه فراهم شده که در نتیجه آن را به یک سیستم برنامه‌پذیر تبدیل کرده است.



شکل (۱) - نمای کلی از دوچرخه‌ی ثابت توان‌بخشی

اجزای اصلی نمونه‌ی طراحی شده‌ی این دوچرخه در شکل (۲) نشان داده شده و در مورد هر یک از آن‌ها در ادامه توضیح داده شده است.

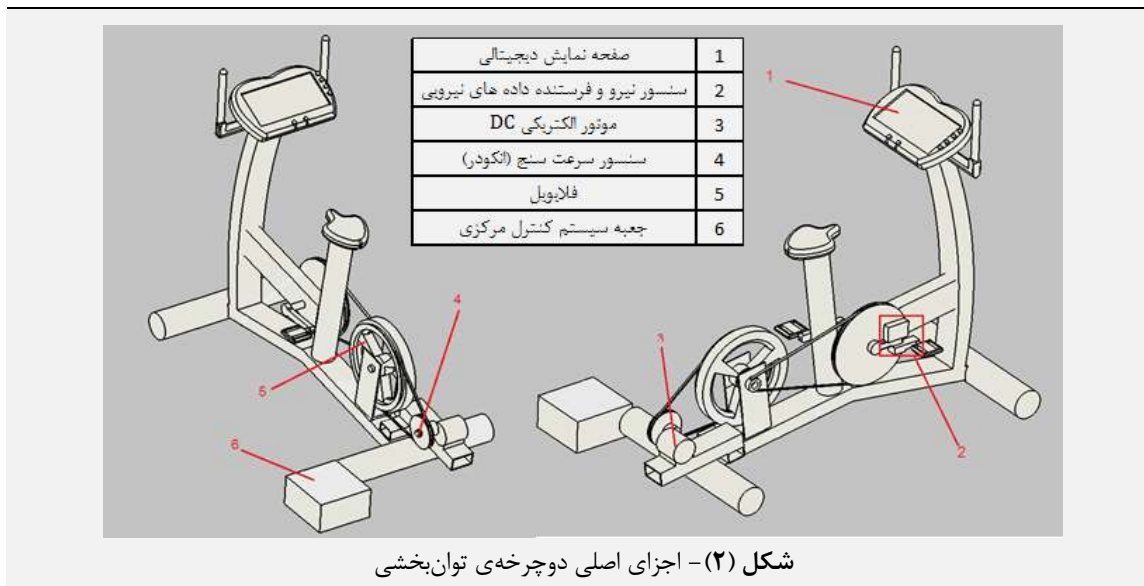
صرفاً در مانیتورینگ و کاربردهای غیرکنترلی در محیط واقعیت مجازی به کار گرفته شده است [۱۴، ۱۵].

به منظور تسریع در روند درمانی انواع بیماران دچار نقص‌های حرکتی، تحقیقات فراوانی در خصوص تاثیرات پدال‌زنی روی دوچرخه صورت گرفته، با استفاده از انواع روش‌ها تسریع در روند درمان تایید شده و این موضوع به اثبات رسیده است [۵، ۱۶]. در مقاله‌ی استوکن اشنایدر و هم‌کارانش [۱۷] با استفاده از تصویربرداری مغزی نشان داده شده که دوچرخه‌سواری اجباری کمک‌فعال علائم مربوط به بیماری پارکینسون را کاهش داده و این تاثیر بیش از دوچرخه‌سواری اجباری غیرفعال است. در پژوهش بالینی کوتوبودین و هم‌کارانش [۱۸] اثبات شده که تمرین پدال‌زنی اجباری به کمک محرک خارجی روی یک دوچرخه‌ی تمرینی ثابت، به درمان علائم بیماران دچار پارکینسون کمک کرده است (بر اساس گزارش‌های پیش‌رفت بیماری). در پژوهش ریجل و هم‌کارانش [۱۹] شرایط فیزیولوژیکی بیماران مبتلا به پارکینسون مورد ارزیابی قرار گرفته که هدف اولیه‌ی آن تست فیزیولوژیکی بیماران مبتلا به پارکینسون در طول دوره‌ی درمان با استفاده از استراتژی درمانی دوچرخه‌سواری کمک‌فعال در سرعت بالا و با استفاده از یک دوچرخه‌ی دارای موتور بوده است.

در حوزه‌ی طراحی، مدل‌سازی و پیاده‌سازی کنترلی دوچرخه‌ی ثابت، در پژوهش محمدی و هم‌کارانش [۲۰] برای ارزیابی و صحت‌سنجی دوچرخه‌ی هوشمند تمرینی طراحی شده برای توان‌بخشی بیماران پارکینسون، دو نوع تمرین توان‌بخشی استاتیکی و دینامیکی روی ۴۷ بیمار پیاده‌سازی شده است. در حالت استاتیکی بیمار صرفاً نوعی بار مقاومتی که توسط موتور به وی اعمال شده را احساس می‌کند. اما در حالت دینامیکی (برنامه‌ی تمرینی کمک‌فعال) هدف پدال زدن بیمار در یک سرعت مشخص بوده به طوری که امکان کم یا زیاد کردن سرعت برای بیمار وجود نداشته و وی مجبور به پدال زدن در یک سرعت مشخص است. در حالت دینامیکی، یک برنامه‌ی تمرینی اجباری بر مبنای داده‌های سرعت و شتاب سرو موتور توسط کنترلر منطقی برنامه‌پذیر^۱، طراحی و پیاده‌سازی شده اما از داده‌های نیرویی و گشتاوری پای بیمار استفاده نشده است [۱]. در پژوهش سوش و هم‌کارانش [۱۲] یک دوچرخه با هدف بازگردانی قدرت ماهیچه‌ها و رفع اسپاسم‌های عضلانی^۲ طراحی شده که قادر است علاوه بر کنترل سرعت دورانی پدال، داده‌های گشتاوری اعمالی کاربر به سیستم را نیز استخراج و مانیتور کند اما از داده‌های گشتاوری در مدل کنترلی استفاده نشده است.

^۱ Muscle Spasticity

^۲ PLC



۲-۱- صفحه‌ی نمایش دیجیتالی

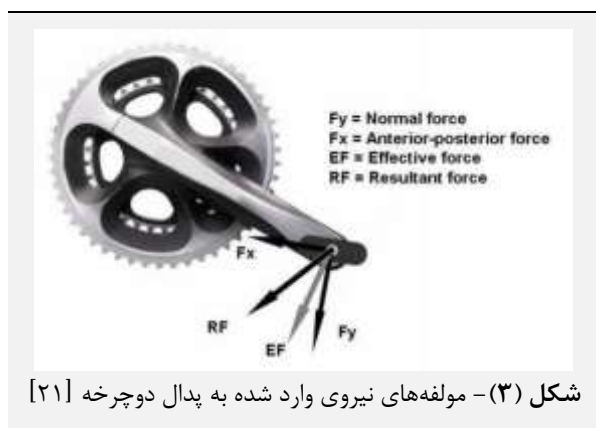
صفحه‌ی نمایش دیجیتالی این دستگاه پارامترهای عمومی مختلفی نظیر سرعت دورانی و خطی بیمار، زمان طی شده، انرژی مصرفی بیمار بر حسب کالری و ضربان قلب بیمار را نمایش می‌دهد. از این صفحه‌ی نمایش صرفاً برای مشاهده و ارزیابی برخط این پارامترها استفاده شده و از داده‌های آن در سیستم طراحی شده برای دوچرخه، استفاده نشده است.

۲-۲- سنسور نیرو و فرستنده‌ی داده‌های نیرویی

همان‌طور که گفته شد در برنامه‌ی توان‌بخشی از داده‌های نیرویی و گشتاوری بیمار در مدل کنترلی استفاده می‌شود. تا کنون اندازه‌گیری نیروی وارد بر پدال دوچرخه‌سوار توسط انواع متفاوتی از ابزارها انجام شده است. در پژوهش‌های متعددی بازه‌ی تغییرات این نیرو برای افراد مختلف اندازه‌گیری شده است که بر اساس نتایج به دست آمده می‌توان حدود حداکثر نیروی وارد شده در حالت عادی را محاسبه کرد [۲۱]. در حالت کلی این بازه می‌تواند از ۲۰۰- تا ۴۰۰ نیوتن متغیر باشد. انتخاب سنسور نیروی سنج باید به صورتی انجام شود که با انتخاب یک ضریب اطمینان، دامنه‌ی اندازه‌گیری سنسور در بازه‌ی بیش‌تر از بازه‌ی تغییرات نیروی پدال قرار گیرد.

نیروی وارد شونده به پدال بر اساس شکل (۳) دارای دو مولفه در جهت عمود بر پدال و مماس بر پدال است. برآیند این دو نیرو (RF) باید روی جهت عمود بر میله‌ی لنگ^۱ تصویر شود تا بتوان آن را به عنوان نیروی موثر (EF) یا نیروی تولیدکننده‌ی گشتاور در نظر گرفت [۲۱]. بنابراین با انتخاب سنسوری که با اتصال به آن بتوان به صورت مستقیم نیروی موثر را اندازه‌گیری

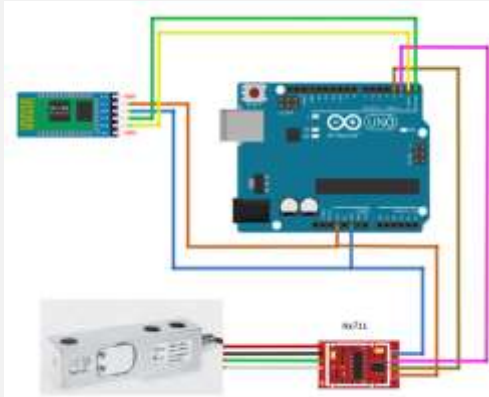
کرد، گشتاور اعمالی موثر بیمار به سادگی قابل اندازه‌گیری است. بر این اساس سنسوری که فقط قابلیت خواندن نیرو در یک جهت را داشته باشد کفایت می‌کند. به این منظور یک نیروسنج لودسل^۲ از نوع خمشی با ظرفیت ۱۵۰ کیلوگرم نیرو و دقت ۰/۱ نیوتن انتخاب شده است. از آن‌جا که بار وارد شده از نظر ظرفیتی در بازه‌ی انتخابی لودسل‌های مینیاتوری فشاری قرار نگرفته و مناسب لودسل‌های صنعتی نیز نیست، می‌توان سنسورهای خمشی را انتخاب مناسبی برای کاربردهای معمول پزشکی در نظر گرفت.



لازم به ذکر است که برای اندازه‌گیری نیروی پای بیمار، سنسور نیروی سنج فقط روی یک پدال (راست) نصب شده است. می‌توان به جای نصب یک سنسور دیگر و متعاقباً هزینه‌ی بیش‌تر، با فرض حرکت دورانی متقارن برای بیمار، محاسبات را فقط برای یک پا انجام داد. سنسور نیروی سنج، نحوه‌ی اتصال آن به میله‌ی لنگ دوچرخه و همچنین نوع نیروی‌های وارد شده به آن در شکل (۴) نشان داده شده است.

^۱ Load Cell

^۲ Crank



الف



ب

شکل (۴) - جزئیات اجزای درون جعبه، الف) سیم‌کشی و نقشه‌ی مدار الکترونیکی به صورت شماتیک، ب) اتصالات و سیم‌کشی‌های قطعات درون جعبه در واقعیت

۲-۳- موتور الکتریکی و سنسور سرعت سنج

برای آن که دوچرخه برای توان‌بخشی کاربرد داشته باشد باید موتوری به آن متصل شود که بتواند از نظر سرعت و گشتاور قابلیت کمک‌رسانی داشته باشد. بر اساس پژوهش‌های پیشین، سرعت ۸۰-۹۰ دوربردقیقه و کم‌تر از آن برای کاربرد درمانی و توان‌بخشی سرعت استاندارد است [۱، ۱۹، ۲۰]. موتور متصل شده به دوچرخه از نوع دی‌سی ۱۲ ولت و دارای حداکثر توان ۲۵۰ وات است که توان تولیدی را با ضریب تبدیل کاهنده‌ی ۳/۷۳ توسط دو عدد تسمه به پدال دوچرخه منتقل می‌کند. سرعت حداکثر این موتور ۳۷۹ دوربردقیقه است، بنابراین سرعت دوران پدال تا حداکثر ۱۰۲ دوربردقیقه امکان افزایش دارد. اندازه‌گیری سرعت دوران سیستم نیز توسط یک انکودر افزایشی^۴ متصل شده به پولی روی موتور انجام شده است. انکودر از ابزارهای بسیار پرکاربرد در صنعت است که از آن برای مشاهده و اندازه‌گیری میزان چرخش، سرعت دوران، جهت دوران و کنترل بسیاری از فرایندهای صنعتی استفاده می‌شود. مدل‌های مختلفی از انکودرها بر اساس دقت، ولتاژ کاری، حداکثر سرعت قابل سنجش و ... در بازار وجود دارد. در این جا



شکل (۴) - مکان قرارگیری، نحوه‌ی اتصال سنسور نیروسنج به پدال دوچرخه و نوع نیروهای اعمالی به پدال

داده‌های نیرویی دریافت شده از لودسل خمشی به صورت آنالوگ و ولتاژی بوده که به دلیل کوچک بودن مقادیر ولتاژ خروجی و آنالوگ بودن، نیازمند تقویت و تبدیل به سیگنال‌های دیجیتال است تا برای ماژول آردوینو قابل پردازش باشد. بنابراین داده‌ها پس از تقویت و عبور از یک مبدل آنالوگ به دیجیتال^۱ وارد برد ماژول آردوینو^۲ شده است. در این ماژول کنترلر بر اساس برنامه‌ی نوشته شده برای این عملیات پس از پردازش و تبدیل ولتاژهای آنالوگ خروجی سنسور نیروسنج به نیروی قابل فهم در واحد نیوتن، این داده‌ها توسط ماژول ارسال داده‌های بلوتوثی^۳ به برد اصلی منتقل شده تا در آن جا تحت پردازش دیگری قرار گیرند. تمام این عملیات روی پدال و درون جعبه‌ی متصل شده به آن انجام گرفته و برای تغذیه‌ی آردوینو از یک باتری ۹ ولت قابل شارژ استفاده شده است. مکان قرارگیری جعبه‌ی پردازش و ارسال داده‌های نیرویی در شکل (۵) و نقشه‌ی مدار الکترونیکی و قطعات و اتصالات اجزای درون جعبه در شکل (۶) نشان داده شده است.



شکل (۵) - مکان قرارگیری جعبه

^۱ Bluetooth Module

^۲ Incremental Encoder

^۳ A/D Converter HX711

^۴ Arduino Uno



شکل (۸) - جعبه‌ی سیستم کنترل مرکزی

منبع تغذیه با ولتاژ ۱۲ ولت جهت تغذیه‌ی موتور است. برای کنترل موتور DC از یک ماژول درایور موتور IBT 2 استفاده شده است که بر اساس کنترل ولتاژ با روش مدولاسیون عرض پالس^۱، سرعت موتور را کنترل می‌کند. دریافت داده‌های نیرویی نیز توسط یک ماژول بلوتوث انجام می‌شود. بر اساس تنظیمات انجام شده این ماژول به صورت اتوماتیک به ماژول فرستنده متصل شده است. هم‌چنین مدل ماژول مشابه مدل فرستنده است. در این جعبه یک عدد هسته‌ی فریت به منظور حذف ریپل‌های جریان‌ی موتور بر سر راه سیم مثبت (منفی موتور) قرار گرفته و در نهایت برای برنامه‌نویسی منطقی کنترلی و پیاده‌سازی آن روی سیستم، به یک کنترلر مرکزی که تمام داده‌های سنسوری و خروجی محرکه در آن جا پردازش شود و مانیتورینگ صورت بپذیرد احتیاج است. برای این منظور از یک آردوینو از نوع مگا^۲ (دارای حافظه و پورت ورودی و خروجی بیش‌تر نسبت به آردوینو اونو) استفاده شده است.

قرارگیری بیمار روی دوچرخه با موتور خاموش و بستن و محکم کردن پاهای وی روی پدال انجام می‌شود. قبل از نمونه‌برداری باید کالیبراسیون^۳ سنسور نیروسنج انجام شده و سپس بیمار شروع به پدال زدن کند. از آن‌جا که پای فرد روی پدال و داخل نگهدارنده‌ی پا قرار می‌گیرد، امکان لغزش و یا سر خوردن و خالی شدن پدال از زیر پای بیمار وجود ندارد. بنابراین یکی دیگر از شرایط اولیه‌ی تست، قرار گرفتن دقیق پاها درون پدال است. در سیستم به دلیل ماهیت توان‌بخشی دستگاه، سرعت موتور به آهستگی افزایش یافته تا به سرعت مطلوب برسد. در آن سرعت با توجه به برنامه‌ی کنترلی به بیمار گفته می‌شود که فرایند وارد کردن نیرو و پدال‌زنی 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 فرایند توان‌بخشی استفاده نمی‌شود.

ولتاژ کاری مناسب به دلیل اتصال به آردوینو ۵ ولت است. هم‌چنین دقت ۱۰۰۰ پالس در هر دور از نمونه‌های پرکاربردتر با مقبولیت بیش‌تر برای مهندسان است. بنابراین در این پژوهش از یک انکودر با مشخصات فوق استفاده شده است (شکل ۷).



شکل (۷) - سیستم محرکه‌ی دوچرخه‌ی ثابت، شکل و مکان قرارگیری موتور الکتریکی و سنسور سرعت‌سنج

۲-۴- فلاپویل

در دوچرخه از نوعی فلاپویل و یا چرخ لنگر نیز به منظور ذخیره‌سازی انرژی دورانی در حین پدال‌زنی و بهره‌مندی از آن در زمان‌های مورد نیاز استفاده شده است. بهره بردن از چرخ لنگر به انتقال توان نرم و روان کمک کرده و انرژی پیوسته‌ای را هنگام ناپیوسته شدن منبع انرژی (پدال زدن بیمار) فراهم می‌کند. علاوه بر این با استفاده از یک اتصال مکانیکی با تسمه، هیچ تاخیری در پاسخ سیستم وجود نخواهد داشت. برخی از مواقع بیماران دارای نقص‌های حرکتی در پایین‌تنه برای چند لحظه کنترلی بر پاهای خود نداشته و حرکات سریع به سیستم وارد می‌کنند. در این حالت استفاده از فلاپویل به عنوان واسط بین موتور و پدال امری ضروری بوده که در پژوهش‌های پیشین کم‌تر به آن توجه شده و محرک موتوری به صورت مستقیم به پدال دوچرخه متصل شده است. این فلاپویل از یک طرف توسط تسمه به موتور و از سمت دیگر با یک تسمه‌ی دیگر به پدال دوچرخه متصل شده است.

۲-۵- جعبه‌ی سیستم کنترل مرکزی

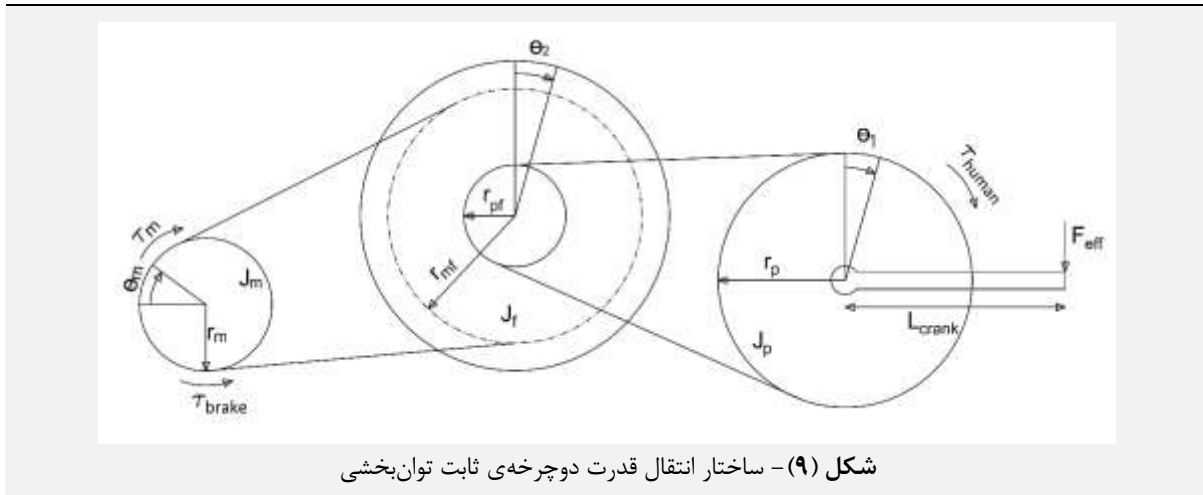
تمام داده‌های سنسورها جهت پردازش و ارسال سیگنال کنترلی خروجی به موتور وارد این جعبه می‌شود (شکل ۸). در جعبه‌ی سیستم کنترل مرکزی یک منبع تغذیه، درایور موتور ماژول گیرنده‌ی بلوتوثی، هسته‌ی فریت و آردوینو مرکزی قرار دارد.

^۱ Calibration

^۱ Pulse Width Modulation (PWM)

^۲ Arduino Mega 2560

سیستم دوچرخه متقارن در نظر گرفته شده به طوری که وزن پاها و میزان نیروی وارد شده برای پای چپ و راست بیمار متقارن و همسان بوده و همچنین وزن دو میله‌ی لنگ و پدال چپ و راست هم‌اندازه است که باعث صفر شدن انرژی پتانسیل ذخیره شده در قسمت پدال دوچرخه می‌شود که دلیل آن حذف شدن میزان انرژی پتانسیل پدال چپ با راست است.



شکل (۹) - ساختار انتقال قدرت دوچرخه‌ی ثابت توان‌بخشی

قابل تبدیل به یک‌دیگر هستند، انرژی جنبشی کل با فرض انتخاب مرکز سیستم مختصاتی روی موتور به صورت زیر است.

$$T_{total} = \frac{1}{2} J_m \dot{\theta}_m^2 + \frac{1}{2} J_f N_1^2 \dot{\theta}_m^2 + \frac{1}{2} J_p N_2^2 \dot{\theta}_m^2 = \frac{1}{2} J_{eq} \dot{\theta}_m^2 \quad (3)$$

در این رابطه J_m ، J_f و J_p به ترتیب اینرسی موتور، فلاپویل و پدال است. انرژی پتانسیل کل سیستم به دلیل خنثی شدن اثر جرم-های دارای پتانسیل (وزن پدال و پاها) برابر با صفر در نظر گرفته شده و رابطه‌ی (۲) به صورت زیر بازنویسی شده است.

$$L = T_{total} \quad (4)$$

انرژی اتلافی کل سیستم نیز که نمود آن معادل یک گشتاور مقاومتی در سیستم ظاهر می‌شود به صورت زیر است.

$$W = \frac{1}{2} C_m \dot{\theta}_m^2 + \frac{1}{2} C_1 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} C_2 \dot{\theta}_2^2 = \frac{1}{2} C_{eq} \dot{\theta}_m^2 \quad (5)$$

در این رابطه C_1 ، C_2 و C_m به ترتیب ضریب میرایی پدال، فلاپویل و موتور بوده و ضریب میرایی معادل به صورت زیر است.

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

۳- مدل‌سازی سیستم

۳-۱- استخراج روابط دینامیکی سیستم مکانیکی

تصویری کلی از سیستم انتقال قدرت مکانیکی دوچرخه در شکل (۹) ارائه شده است. این سیستم دارای یک درجه‌ی آزادی بوده و فرض شده است که لغزشی بین تسمه‌ها و سطوح در تماس با آن شامل فلاپویل و پدال و موتور اتفاق نمی‌افتد.

در شکل (۹) معادل اصطکاک کل سیستم بوده که در معادلات این بخش به صورت مدل اصطکاک ویسکوز خطی $(C_{eq} \dot{\theta}_m)$ فرض شده و در آن ضریب میراگر ویسکوز معادل کل سیستم است. همچنین N_1 نسبت تبدیل بین موتور با فلاپویل $(r_m/r_{mf}=0/537)$ و N_2 نسبت تبدیل پدال با فلاپویل $(r_{pf}/r_p=0/5)$ است. معادلات دیفرانسیلی تشریح کننده‌ی دینامیک سیستم بر پایه‌ی معادلات اوپلر لاگرانژ^۱ است.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} + \frac{\partial W}{\partial q_i} = Q_i \quad (1)$$

در این رابطه L لاگرانژین، W انرژی اتلافی، $q(t)$ بردار موقعیت زاویه‌ای، $\dot{q}(t)$ بردار سرعت زاویه‌ای و Q_i بردار بار یا نیروی خارجی است. در معادلات اوپلر لاگرانژ، لاگرانژین L به صورت زیر قابل تعریف است.

$$L(q, \dot{q}) = T_{total} - V_{total} \quad (2)$$

در این رابطه T_{total} مجموع انرژی جنبشی و V_{total} مجموع انرژی پتانسیل سیستم است. انرژی جنبشی کل برابر مجموع انرژی‌های جنبشی موتور، فلاپویل و پدال است. از آن‌جا که متغیرهای θ_m ، θ_1 و θ_2 (نشان‌گر تغییرات زاویه‌ای هر قسمت)

^۱ Euler-Lagrange

است که سیم‌پیچی آرمیچر متقارن باشد، هیستریزیس^۱ و تلفات جریان‌های گردابی^۲ صفر باشد، اشباع مغناطیسی وجود نداشته باشد و شکاف هوا یک‌نواخت باشد. هم‌چنین به صورت کلی از اثرات غیرخطی موتور صرف نظر شده است. از این رو مدل خطی موتور DC به صورت روابط (۸)، (۹) و (۱۰) بوده که در آن K_v ثابت بازگشتی نیروی الکتریکی موتور، K_t ثابت گشتاور موتور، V_a ولتاژ ترمینال موتور، R_a مقاومت سیم‌پیچی آرمیچر، i_a جریان سیم‌پیچی آرمیچر، L_a اندوکتانس سیم‌پیچی آرمیچر و e_a نیروی ضد‌محرکه (EMF) است [۲۳، ۲۴، ۲۵].

$$\overset{KVL}{\rightarrow} V_a(t) = R_a i_a(t) + L_a \left(\frac{di_a}{dt} \right) + e_a(t) \quad (۸)$$

$$e_a = K_v \dot{\theta}_m \quad (۹)$$

$$\tau_m = K_t i_a(t) \quad (۱۰)$$

با جای‌گذاری روابط (۹) و (۱۰) در رابطه‌ی (۸) معادله‌ی (۱۱) به دست آمده است.

$$\frac{d}{dt} i_a = -\frac{R_a}{L_a} i_a(t) - \frac{K_v}{L_a} \dot{\theta}_m + \frac{1}{L_a} V_a(t) \quad (۱۱)$$

در این رابطه ولتاژ ورودی موتور با سرعت دورانی و جریان آن مرتبط است.

هم‌چنین Q (بیان‌گر نیرو یا گشتاورهای خارجی به سیستم) نیز به صورت رابطه‌ی زیر بوده که در آن $\tau_{human} N_1 N_2$ تصویر گشتاور موثر بیمار روی موتور و τ_m گشتاور تولیدی موتور است.

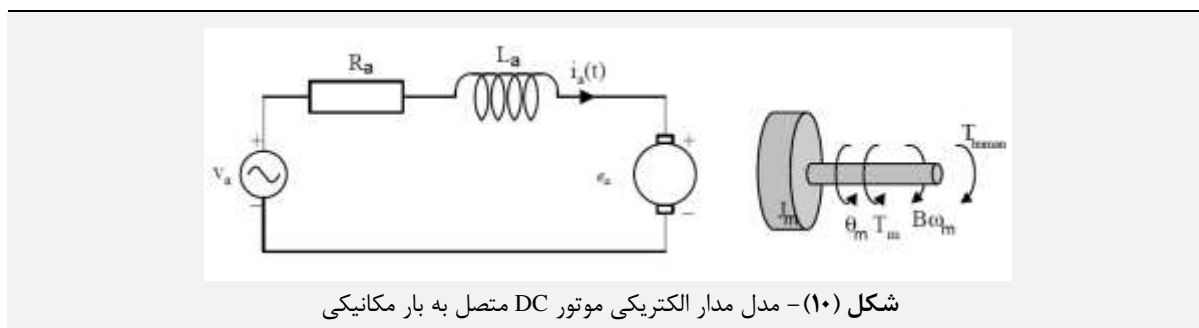
$$Q = \tau_m + \tau_{human} N_1 N_2 \quad (۶)$$

از طرفی ارتباط گشتاور موثر بیمار با نیروی موثر به صورت رابطه‌ی $\tau_{human} = F_{eff} * L_{crank}$ بوده که در آن F_{eff} نیروی موثر پاهای بیمار، τ_{human} گشتاور موثر روی پدال و L_{crank} طول میله‌ی لنگ دوچرخه است. به منظور ساده‌سازی در ادامه‌ی این مقاله صرفاً پارامتر گشتاور بیمار در معادلات ظاهر شده است. با جانشینی روابط (۳)، (۵) و (۶) در رابطه‌ی (۱) فرم نهایی معادله‌ی دینامیکی سیستم به شکل استاندارد زیر تبدیل می‌شود [۲۲].

$$J_{eq} \ddot{\theta}_m + C_{eq} \dot{\theta}_m - \tau_m - \tau_{human} N_1 N_2 = 0 \quad (۷)$$

۳-۲- مدل دینامیکی موتور الکتریکی

معادلات الکتریکی موتور DC مورد استفاده در زیر ارائه شده است. این معادله از جمع ولتاژی تمام المان‌های درون مدار به دست آمده که در شکل (۱۰) قابل مشاهده است. فرض بر این



شکل (۱۰) - مدل مدار الکتریکی موتور DC متصل به بار مکانیکی

۳-۳- فرم فضای حالت سیستم

پیچیدگی سیستم‌های مهندسی به دلیل نیاز به انجام وظایف پیچیده و دقت بالا بیش‌تر شده است. برای تحلیل و طراحی سیستم‌های پیچیده‌ی دارای چند ورودی و خروجی از فضای حالت استفاده می‌شود. فضای حالت استاندارد در حالت کلی برای یک سیستم خطی غیرمتغیر با زمان به صورت زیر است.

$$\dot{x} = Ax + Bu \quad y = Cx + Du \quad (۱۲)$$

بر این اساس مدل فضای حالت سیستم خطی بر اساس روابط (۷) و (۱۱) به صورت استاندارد زیر است [۲۶].

$$\begin{bmatrix} \ddot{\theta}_m \\ \frac{di_a}{dt} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{C_{eq}}{J_{eq}} & \frac{1}{J_{eq}} \\ -\frac{K_v}{L_a} & -\frac{R_a}{L_a} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_m \\ i_a \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & \frac{N_1 N_2}{J_{eq}} \\ \frac{1}{L_a} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_a \\ \tau_{human} \end{bmatrix} \quad (۱۳)$$

خروجی سیستم نیز به صورت زیر قابل تعریف است.

$$y = [1 \quad 0] \begin{bmatrix} \dot{\theta}_m \\ i_a \end{bmatrix} + [0 \quad 0] \begin{bmatrix} V_a \\ \tau_{human} \end{bmatrix} \quad (۱۴)$$

^۱ Eddy Current

^۲ Hysteresis



$$G_C(s) = K_p + \frac{K_i}{s} + K_d s \quad (18)$$

در نتیجه تابع تبدیل کنترلی حلقه بسته‌ی روش غیرفعال به صورت رابطه‌ی (۱۹) است.

$$\omega_m(s) = \frac{H_U(s)G_C(s)\omega_{ref}(s)}{1 + H_U(s)G_C(s)} \Rightarrow \frac{\omega_m(s)}{\omega_{ref}(s)} = \frac{K_d s^2 + K_p s + K_i}{\Psi} \quad (19)$$

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

در برنامه‌ی تمرینی کمک‌فعال بر عکس روش غیرفعال از داده‌های نیرویی بیمار در طی فرایند درمان و کنترل سرعت پدال‌زنی استفاده می‌شود. در این حالت گشتاور اعمالی بیمار به عنوان یک ورودی معلوم که باید تاثیر آن از سیستم حذف شده تا به سرعت ثابت برسد در نظر گرفته می‌شود. در این روش، کمک‌رسانی در صورت نیاز انجام شده و موتور در مواقع لازم بر اساس گشتاور تولیدی بیمار، میزان تاثیر خود در امر توان‌بخشی را کم یا زیاد کرده تا پدال در سرعت مطلوب باقی بماند.

بلوک دیاگرام حلقه بسته همراه کنترلر PID برای توان‌بخشی کمک‌فعال در شکل (۱۲) ارائه شده است. مشاهده می‌شود که گشتاور ورودی بیمار به سیستم علاوه بر آن که به عنوان ورودی اغتشاشی معلوم با گشتاور تولیدی موتور جمع می‌شود، با تبدیل آن به ولتاژ معادل و پیش‌خور^۱ کردن آن به خروجی کنترلر PID می‌توان کنترل دقیق‌تری برای سرعت به دست آورد.

در این حالت تاثیر گشتاور ورودی بیمار در هر لحظه بر V_a ورودی به درایور موتور لحاظ شده تا سیستم عمل‌کرد مناسب‌تری داشته باشد. ارتباط بین خروجی سرعت و ورودی‌ها شامل V_a و τ_{human} در حالت حلقه باز به صورت زیر است.

$$\omega_m(s) = H_U(s)V_a(s) + H_T(s)N_1 N_2 T_{human}(s) + H_U(s)G_h(s)T_{human}(s) \quad (20)$$

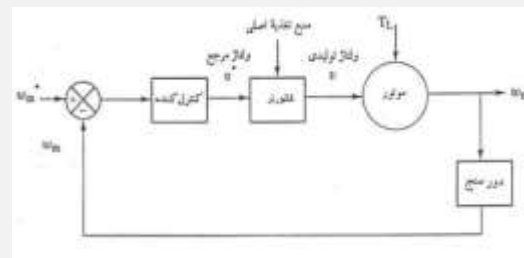
در این رابطه $H_U(s)$ گین ارتباطی بین ورودی ولتاژ و خروجی سرعتی و $H_T(s)$ گین ارتباطی بین ورودی گشتاور اعمالی به سیستم و خروجی سرعتی بوده و رابطه‌ی زیر برقرار است.

$$H_U(s) = \left. \frac{\omega_m(s)}{V_a(s)} \right|_{T_{human}(s)=0} = \frac{1}{L_a J_{eq} s^2 + (R_a J_{eq} + C_{eq} L_a) s + R_a C_{eq} + K_v} \quad (21)$$

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

۴- طراحی کنترلر حلقه بسته

رویکرد کنترلی این پژوهش برای رسیدن به اهداف تحقیق، کنترل سرعت موتور در دو حالت تمرینی غیرفعال و کمک‌فعال است. در حالت غیرفعال، کنترلر سرعت بدون نیاز به توانایی بیمار و میزان گشتاور تولیدی وی به کنترل سرعت می‌پردازد. در این حالت فرض می‌شود که مقدار τ_{human} کوچک بوده و از آن صرف نظر می‌شود. در واقع از آن‌جا که این روش تمرینی برای افرادی اجرا شده که توانایی حرکت اندام‌های پایین‌تنه را ندارند و فرض می‌شود که تقریباً یا کاملاً معلول هستند، در مدل کنترلی در نظر گرفته نمی‌شوند. در این حالت برنامه‌ی تمرینی که چرخاندن پاهای بیمار در یک سرعت مشخص است به صورت کاملاً اجباری اعمال می‌شود. البته داده‌های نیرویی بیمار برای اهداف دیگری مانند پایش نیروهای اعمالی بیمار در طی دوره‌ی درمان تمرین غیرفعال نیز قابل استفاده است. بنابراین صرفاً به ذخیره‌ی این داده‌ها پرداخته می‌شود. مدل کنترلی این روش درمانی نیز مانند روش‌های کلاسیک کنترل سرعت و بدون پیچیدگی بوده که در شکل (۱۱) نشان داده شده است.



شکل (۱۱) - بلوک دیاگرام کنترل سرعت موتور در حالت توان‌بخشی غیرفعال

در حالت کلی برای محاسبه‌ی تابع تبدیل بین ورودی و خروجی طبق فضای حالت سیستم از رابطه‌ی زیر استفاده می‌شود.

$$G(s) = \frac{Y(s)}{U(s)} = C(sI - A)^{-1} B + D \quad (15)$$

بنابراین تابع خروجی بر مبنای ورودی ولتاژی به فرم زیر است.

$$\omega_m(s) = H_U(s)V_a(s) \quad (16)$$

در این رابطه $H_U(s)$ به صورت زیر است.

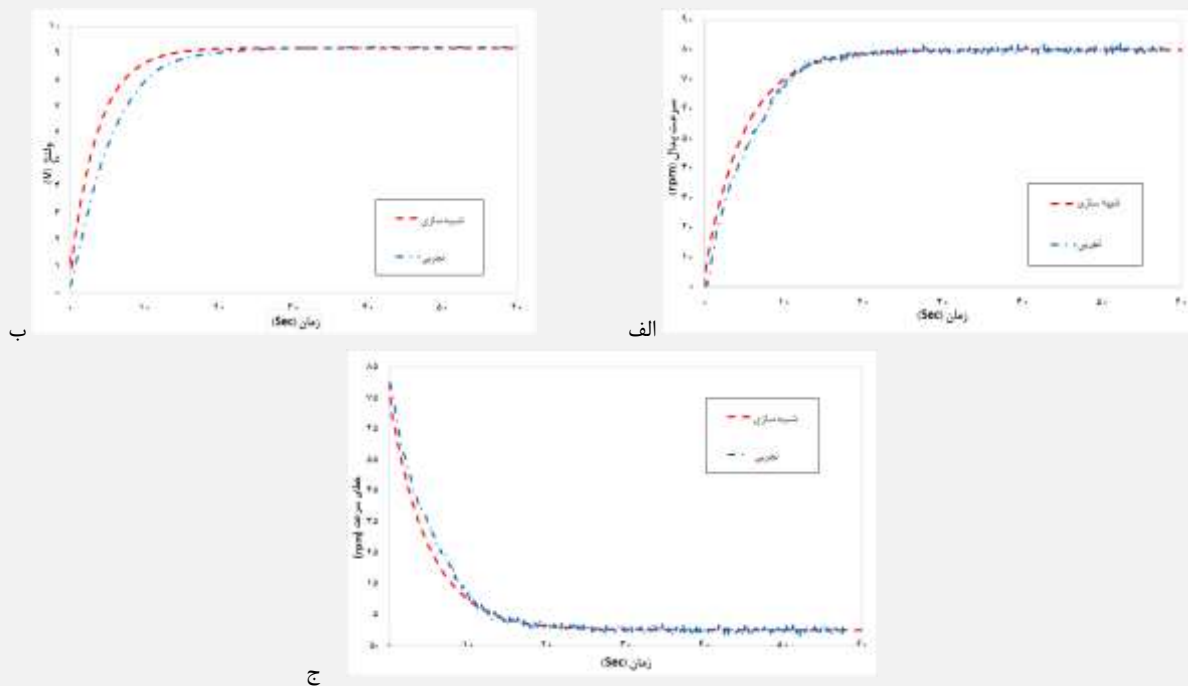
$$H_U(s) = \frac{1}{L_a J_{eq} s^2 + (R_a J_{eq} + C_{eq} L_a) s + R_a C_{eq} + K_v} \quad (17)$$

تابع تبدیل کنترلر PID به فرم رابطه‌ی (۱۸) قابل تعریف است.

^۱ Feed Forward

این کاربرد به دلیل قرارگیری پاهای بیمار روی پدال و اجتناب از اعمال حرکات ناگهانی و تغییرات سرعت سریع یا بزرگ‌تر از حد سرعت مطلوب، باید فراجهدش در سیستم وجود نداشته باشد که در این شکل و شکل‌های بعدی این مورد قابل مشاهده است. در شکل (۱۳-ب)، ولتاژ موتور اندازه‌گیری و رسم شده است. در حالت ماندگار این ولتاژ برای سرعت ۸۰ دوردر دقیقه برابر با ۹/۲ ولت است. هم‌چنین در شکل (۱۳-ج)، خطای سرعتی بر اساس دوردر دقیقه ارائه شده است.

دوردر دقیقه انجام شده و داده‌های سرعت، ولتاژ خروجی کنترلر و خطای کنترلی ثبت شده است (شکل ۱۳). برای ارزیابی صحت عمل کرد سیستم برای این سرعت نتایج تست در ادامه ارائه شده است. بر اساس مدل تئوری طراحی شده و پیاده‌سازی آن در نرم‌افزار، نتایج شبیه‌سازی نیز ثبت شده و در نهایت مقایسه‌ای بین نتایج و عمل کرد سیستم بین این دو حالت انجام شده است. بر اساس شکل (۱۳-الف)، پدال دوچرخه پس از حدود ۲۰ ثانیه به سرعت ۸۰ دوردر دقیقه رسیده است. برای



شکل (۱۳) - نتایج تمرین توان‌بخشی غیرفعال، الف) سرعت پدال برای مقدار مطلوب ۸۰ دوردر دقیقه، ب) ولتاژ خروجی کنترلر، ج) خطای سرعت بر حسب دوردر دقیقه

اول در جهت چرخش پدال و تا حداکثر ۱۰۰ نیوتن به پدال دوچرخه اعمال کرده است. در این حالت نیز در ابتدا انتظار افزایش خطا و سرعت دورانی پدال به دلیل بار شدید اعمالی به پدال وجود دارد که پس از آن توسط کنترلر خطا به تدریج و در سیکل‌های دورانی بعدی حذف شده و این مورد در شکل‌های (۱۴-ب) و (۱۴-د) ارائه شده است. بر اساس تئوری کنترلی تعریف شده در ابتدای تغییر فاز نیرویی در حدود ثانیه‌ی ۱۲ انتظار افزایش ولتاژ و از ثانیه‌ی حدود ۲۲ به بعد انتظار کاهش سطح ولتاژی وجود دارد که این مورد نیز در شکل (۱۴-ج) نمایش داده شده است.

۳-۵- نتایج شبیه‌سازی تمرین کمک‌فعال

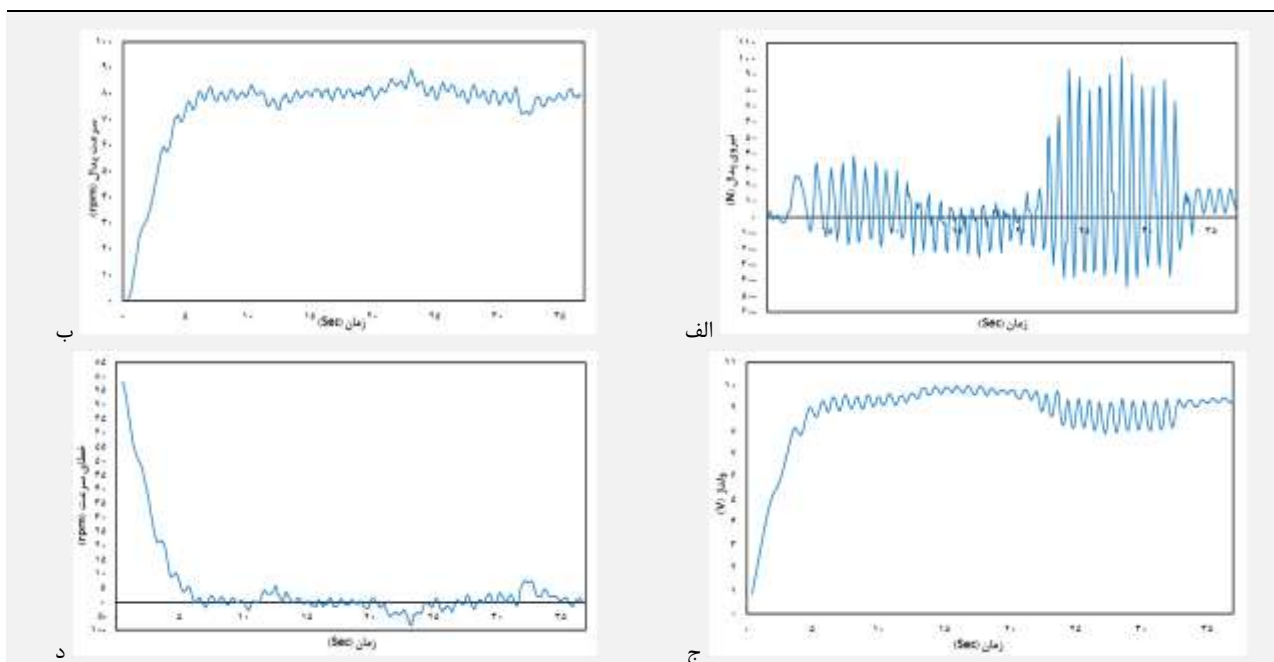
برای مقایسه‌ی نتایج تجربی و شبیه‌سازی باید پروفیل نیرویی مشابهی در این دو حوزه به سیستم اعمال شود تا مقایسه و

۲-۵- نتایج تجربی تمرین کمک‌فعال

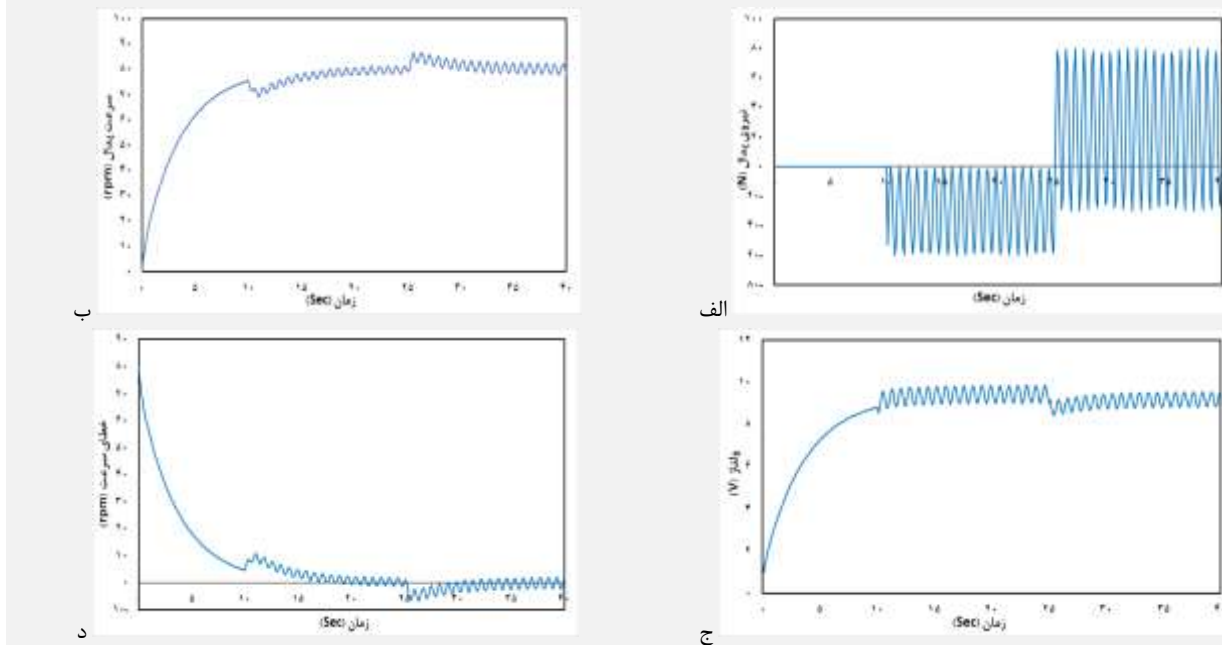
تست عملی و شبیه‌سازی برای سرعت مطلوب ۸۰ دوردر دقیقه برای تمرین کمک‌فعال انجام شده است. در این روش پس از رسیدن به سرعت مطلوب به بیمار اجازه‌ی پدال زدن و اعمال نیرو در جهت دوران پدال یا خلاف آن (مقاومت) داده شده است. مطابق شکل (۱۴) برای سرعت ۸۰ در حالت تجربی، بیمار نمونه در این پژوهش در ابتدا در جهت دوران پدال نیرو وارد کرده و حداکثر ۴۰ نیوتن را در جهت موافق دوران ثبت کرده است. سپس تا ثانیه‌ی ۲۰ بار مقاومتی تا حداکثر ۲۵- نیوتن را در جهت خلاف چرخش اعمال کرده و سعی در کاهش سرعت پدال داشته است. در ابتدای این حالت انتظار کاهش سرعت پدال وجود دارد که در شکل (۱۴-ب) این مورد قابل مشاهده است. هم‌چنین از ثانیه‌ی ۲۰ تا ۳۲ ثانیه و به طور ناگهانی بیمار جهت اعمال نیرو را عوض کرده و نیروی بیش‌تری را نسبت به حالت

ورودی به شبیه‌سازی اعمال شده است. در این راستا از ثانیه‌ی ۱۰ تا ۲۵ نوعی بار مقاومتی و از ثانیه‌ی ۲۵ به بعد بار موافق چرخش پدال اعمال شده که تغییرات مقادیر ولتاژی و سرعتی عمل کرد مشابهی را نشان داده است (شکل ۱۵-الف تا د).

ارزیابی نتایج از اعتبار درستی برخوردار باشد (شکل ۱۵). بدین منظور با توجه به مقادیر حداقل و حداکثر و همچنین فرکانس سینوسی این نیرو و با در نظر گرفتن بازه‌ی زمانی اعمال آن‌ها پروفیل نیرویی مشابه شکل (۱۴-الف) تولید شده و به عنوان



شکل (۱۴) - نتایج تمرین توان‌بخشی تجربی کمک‌فعال برای سرعت مطلوب پدال زنی ۸۰ دور در دقیقه، الف) نیروی اعمالی بیمار در سیکل‌های پدال زنی، ب) سرعت دورانی پدال، ج) ولتاژ خروجی کنترلر داده شده به موتور، د) خطای سرعت پدال



شکل (۱۵) - نتایج تمرین توان‌بخشی شبیه‌سازی کمک‌فعال برای سرعت مطلوب پدال زنی ۸۰ دور در دقیقه، الف) نیروی اعمالی فرضی بیمار در سیکل‌های پدال زنی، ب) سرعت دورانی پدال، ج) ولتاژ خروجی کنترلر داده شده به موتور، د) خطای سرعت پدال

آمده است. همچنین این نتایج در حالت کمک‌فعال برای نمونه‌ی تست برابر با ۹۶/۳۳٪ و برای چهار تست در رسیدن به سرعت مطلوب پدال زنی برابر با ۹۵/۵۹٪ به دست آمده است.

در نهایت دقت متوسط نتایج تجربی برای روش غیرفعال در نمونه‌ی تست این پژوهش برابر با ۹۸/۷۱٪ و برای شش تست پس از رسیدن سرعت به حالت ماندگار برابر با ۹۸/۲۴٪ به دست

- University of Iowa, 2017.
- [7] Z. H. Bamdad M, "Robotic rehabilitation with the elbow stiffness adjustability," *Modares Mech. Eng.*, vol. 14, no. 11, pp. 151–158, 2015.
- [8] A. L. Ridgel, M. D. Muller, C.-H. Kim, E. J. Fickes, and T. O. Mera, "Acute Effects of Passive Leg Cycling on Upper Extremity Tremor and Bradykinesia in Parkinson's Disease," *Phys. Sportsmed.*, vol. 39, no. 3, pp. 83–93, Sep. 2011.
- [9] A. L. Ridgel, R. S. Phillips, B. L. Walter, F. M. Discenzo, and K. A. Loparo, "Dynamic High-Cadence Cycling Improves Motor Symptoms in Parkinson's Disease," *Front. Neurol.*, vol. 6, pp. 1–8, Sep. 2015.
- [10] M. A. Romero-Laiseca, L. S. Morelato, K. A. Hernandez-Ossa, A. Frizzera, and T. F. Bastos-Filho, "Design and Development of Hardware and Software to Command a Motorized Exercise Static Bike," *IFMBE Proceedings*, vol. 70, no. 1, pp. 609–617, 2019.
- [11] M. V. S. Kaushik, "Model Based Design to Control DC Motor for Pedal Assist Bicycle," in *2015 IEEE International Conference on Electrical, Computer and Communication Technologies (ICECCT)*, pp. 1–4, 2015.
- [12] P. Hsueh and M. Tsai, "Reactive Torque Monitoring and Cycling Speed Control of a Belt-Driven Cycle Ergometer," *Control Eng. Pract.*, vol. 21, no. 11, pp. 1564–1576, Nov. 2013.
- [13] H. Mohammadi-Abdar, A. L. Ridgel, F. M. Discenzo, and K. A. Loparo, "Design and Development of a Smart Exercise Bike for Motor Rehabilitation in Individuals With Parkinson's Disease," *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 21, no. 3, pp. 1650–1658, Jun. 2016.
- [14] Romero-Laiseca, M.A., Cardoso, V., Pomer-Escher, A., Longo, B., Delisle-Rodriguez, D., Nascimento, S.S., Lima, J.P., Loterio, F.A., Frizzera-Neto, A. and Bastos-Filho., "Towards a Lower-Limb Rehabilitation System Based on Motor Imagery and Motorized Pedal for Stroke Patients," March, 2019.
- [15] M. F. Sani, S. Abeywardena, and E. Psomopoulou, "Virtual interface for an active motorized pedal exerciser for human leg rehabilitation," *Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing*, pp. 1696-1705, Springer, Cham, 2020.
- [16] E. Ambrosini, S. Ferrante, A. Pedrocchi, G. Ferrigno, and F. Molteni, "Cycling Induced by Electrical Stimulation Improves Motor Recovery in Postacute Hemiparetic Patients," *Stroke*, vol. 42, no. 4, pp. 1068–1073, Apr. 2011.
- [17] T. Stuckenschneider, I. Helmich, A. Raabe-Oetker, I. Froböse, and B. Feodoroff, "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, Oct. 2015.

لازم به ذکر است که این دقت با استفاده از روش خطای جذر میانگین مربعات (RMSE) محاسبه شده است.

۶- نتیجه‌گیری

انجام روش‌های درمانی توان‌بخشی مانند غیرفعال و کمک‌فعال با طراحی یک سیستم مکاترونیکی و پیاده‌سازی و تجهیز آن روی یک دوچرخه‌ی ثابت تمرینی هدف ابتدایی این پژوهش بوده و هدف دیگر آن طراحی کنترلی برای اجرای این اهداف توان‌بخشی به شکلی موثرتر و جامع‌تر است. نتایج تست‌های تجربی نشان داده است که سرعت پاهای بیمار طبق انتظار با خطای کمی در یک سرعت مطلوب از پیش تعیین شده، دوران کرده و هر زمان نیرویی به پدال وارد شود کنترلر خروجی ولتاژ خود را با آن تنظیم نموده تا هدف کنترل سرعت محقق شده و تاثیر اغتشاش اعمالی به سیستم از بین رود.

۷- سپاس‌گزاری

این تحقیق در آزمایشگاه حرکات اصلاحی و توان‌بخشی مشترک بین گروه مکاترونیک و تربیت‌بدنی دانشگاه صنعتی شاهرود انجام شده است که بدین وسیله از هم‌کاری اعضای آن تقدیر می‌گردد.

۸- مراجع

- [1] Hassan Mohammadi Abdar, "Development of an Intelligent Exercise Platform for Rehabilitation in Parkinson's Disease," *Case Western Reserve University*, 2014.
- [2] S. Linder, "Motorized Bicycling May Improve Motor Function Recovery Among Patients With Stroke," in *Neurology Reviews*, pp. 11–13, 2015.
- [3] D. Bradley, C. Acosta-Marquez, M. Hawley, S. Brownsell, P. Enderby, and S. Mawson, "NeXOS – The Design, Development and Evaluation of a Rehabilitation System for the Lower Limbs," *Mechatronics*, vol. 19, no. 2, pp. 247–257, Mar. 2009.
- [4] J. L. Alberts, S. M. Linder, A. L. Penko, M. J. Lowe, and M. Phillips, "It's not about the Bike, It's About the Pedaling: Forced Exercise and Parkinson's Disease," *Exerc. Sport Sci. Rev.*, vol. 39, no. 4, pp. 177–86, Jul. 2011.
- [5] S. Kim, H. Cho, Y. L. Kim, and S. Lee, "Effects of Stationary Cycling Exercise on the Balance and Gait Abilities of Chronic Stroke Patients," *J. Phys. Ther. Sci.*, vol. 27, no. 11, pp. 3529–3531, 2015.
- [6] O. Stroh, "The Design of an Electro-Mechanical Bicycle for an Immersive Virtual Environment,"



- [22] Z. H. Liu, Y. M. Li, and C. L. Wang, "Experiment Research on Control Method and Mathematic Models during Energy Storage to the Double Function Flywheel System," *Adv. Mater. Res.*, vol. 291-294, pp. 2814-2817, Jul. 2011.
- [23] J. Syllignakis, P. Panagiotakopoulos, and E. Karapidakis, "Automatic Speed Controller of a DC Motor Using Arduino, for Laboratory Applications," *Eng. Ind. Ser.*, 2016.
- [24] H. Alasooly, "Control Of Dc Motor Using Different Control Strategies," *Glob. J. Technol. Optim.*, vol. 2, no. 1, 2011.
- [25] M. Akram Ahmad, "Speed Control of a DC Motor Using Controllers," *Autom. Control Intell. Syst.*, vol. 2, no. 6, pp. 1-9, 2014.
- [26] G. Shahgholian and P. Shafaghi, "State Space Modeling and Eigenvalue Analysis of the Permanent Magnet DC Motor Drive System," 2nd International Conference on Electronic Computer Technology, pp. 63-67, 2010.
- [18] A. Qutubuddin, T. Reis, R. Alramadhani, D. X. Cifu, A. Towne, and W. Carne, "Parkinson's Disease and Forced Exercise: A Preliminary Study," *Rehabil. Res. Pract.*, pp. 1-5, 2013.
- [19] A. L. Ridgel, C. A. Peacock, E. J. Fickes, and C. Kim, "Active-Assisted Cycling Improves Tremor and Bradykinesia in Parkinson's Disease," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 93, no. 11, pp. 2049-2054, Nov. 2012.
- [20] H. Mohammadi-Abdar, A. L. Ridgel, F. M. Discenzo, R. S. Phillips, B. L. Walter, and K. A. Loparo, "Test and Validation of a Smart Exercise Bike for Motor Rehabilitation in Individuals With Parkinson's Disease," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 24, no. 11, pp. 1254-1264, Nov. 2016.
- [21] R. Bini, P. Hume, J. Croft, and A. Kilding, "Pedal force effectiveness in Cycling: a review of constraints and training effects," *J. Sci. Cycl.*, vol. 2, no. 1, pp. 11-24, 2013.