

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



پردیس بین المللی خوارزمی

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی مکاترونیک

کنترل فعال پا با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی FES برای بیماران

دارای افتادگی پا

نگارنده: محمد خوبانی

استاد راهنما

دکتر مصطفی نظری

استاد مشاور

دکتر ناصرالدین سپهری

شهریور ۱۳۹۸

ب

شماره: ۳۲۶۸۱۳۶۴۵
تاریخ: ۹۸/۲/۱۲

باسمه تعالی



مدیریت تحصیلات تکمیلی

فرم شماره (۲) ارزشیابی نهایی پایان نامه کارشناسی ارشد

رشته و گرایش تحصیلی: مکترونیک - مکترونیک

نام و نام خانوادگی دانشجو: محمد خوبانی

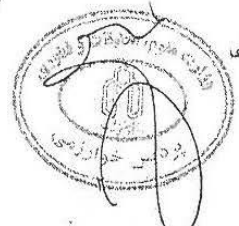
شماره دانشجویی: ۹۶۰۶۲۴۴

تاریخ دفاع: ۱۳۹۸/۰۶/۰۵

عنوان پایان نامه: کنترل فعال یا با استفاده از تحریک الکتزیکی عملکردی (FES) برای بیماران دارای افتادگی پا

امضاء	نمبره	پایان نامه	نمره از ۲۰ (مجموعاً)	اسامی هیات داوران
	۷	با حضور استاد مشاور نمره از ۷ بدون حضور استاد مشاور نمره از ۸	۲۰	استاد راهنمای اول: مصطفی نظری استاد راهنمای دوم: ---
	۲	نمره از ۲	۲۰	استاد مشاور: ناصرالدین سهبری
	۴۵	با حضور مشاور نمره از ۴/۵ برای هر داور بدون حضور مشاور نمره از ۵ برای هر داور	۲۰	استاد ممتحن اول: حبیب احمدی استاد ممتحن دوم: عین الله نادری
	۴,۴۶		۱۹,۱۸	
	۱	نحوه دفاع، گزارشات پیشرفت، حضور در دانشکده: ۱ نمره نمره مقالات: ۱ نمره		نماینده تحصیلات تکمیلی: علی عباس نژاد
نمره کل: به عدد ۱۸,۹۶ به حروف نهمه در دانش نامه درجه خیلی خوب				
عالی (۳۰ - ۱۹)، خیلی خوب (۱۸ - ۱۸/۹۹)، خوب (۱۷ - ۱۶)، متوسط (۱۵/۹۹ - ۱۴)، نمره کمتر از ۱۴ مردود				

امضاء نماینده هیات داوران
امضاء
تاریخ و امضاء و مهر دانشکده



اصلاحات انجام شده مورد تایید اینجانب می باشد. نام و نام خانوادگی

نام و نام خانوادگی نماینده تحصیلات تکمیلی

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده

باسپاس از اساتید که تقدیرم که سخاوتمندانه برای آموزش شتم تلاش نمودند

وسپاس از بیمارانی که با وجود سختی حرکتی، برای حضور در آزمایشات حضور بهم رساندند

وسپاس از همه عزیزانی که در این پژوهش یاریمان نمودند

تقدیم بہ پدر و مادر عزیزم

تعهدنامه

اینجانب محمد خوبانی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی مکترونیک دانشکده پردیس خوارزمی دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه "کنترل فعال پا با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی FES برای بیماران دارای افتادگی پا" تحت راهنمایی آقای دکتر مصطفی نظری متعهد می شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش های محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد و مقالات مستخرج با نام «دانشگاه صنعتی شاهرود» و یا «Shahrood University of Technology» به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت های 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

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

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

چکیده

سکته با آمار سالانه بیش از ۱۵ میلیون مورد، یکی از چهار عامل اصلی مرگ و ناتوانی در جهان است. از این میان، یک سوم می‌میرند و یک سوم دیگر دچار معلولیت دائمی می‌گردند [۱]. پیش‌بینی می‌شود در ۱۵ سال آینده این میزان به دو برابر برسد [۲]، سکته بیش از هر عامل دیگری، باعث ایجاد معلولیت می‌شود [۳]، بسته به شدت و محل ضایعه، بازماندگان سکته ممکن است دچار ناتوانی فیزیکی یا ذهنی شوند. با شیوع بیش از ۲۰٪ در میان بازماندگان سکته مغزی، افتادگی پا (DF) یکی از معلولیت‌هایی است که حرکت این اشخاص را به شدت دچار نقصان می‌کند. علاوه بر سکته، فلج مغزی (CP)، ام اس (MS)، ضایعات تروماتیک مغز (TBI) و ضایعات نخاعی (SCI)، عواملی هستند که ممکن است افتادگی پا را در پی داشته باشند. این وضعیت اغلب به خاطر فلج شدن یا ضعف ماهیچه دورسیفلکسور پدید آمده و بیماران قادر نخواهند بود شست پای خود را در حالت گذرای قدم برداشتن (تاب دادن پا) از روی زمین جدا کنند. در پی عدم فعالیت درست ماهیچه‌ای، مکانیزم‌های جبران‌سازی در دیگر مفاصل مانند زانو یا لگن، برای اصلاح حرکت به کار گرفته می‌شوند [۴].

یک دستگاه اصلاح حرکت با تحریک الکتریکی عملکردی (FES) اغلب به صورت پوشیدنی روی پا بسته می‌شود و شامل الکترودهایی است که عصب پروئثال را تحریک می‌نماید و امکان حرکت دورسیفلکشن را مهیا می‌سازد که طی آن پنجه‌ها به ساق پا نزدیک می‌شوند. این دستگاه توسط حس‌گرهای فشار کف پا یا شتاب‌سنج، فازهای گام برداشتن را تشخیص داده و در زمان مناسب دستور تحریک عضلات توسط یک سیستم کنترلی برای اصلاح راه رفتن صادر می‌گردد [۵].

در این پژوهش، در آزمایشگاه‌های آنالیز حرکتی، راه رفتن اشخاص دارای سابقه سکته مغزی که با افتادگی پا درگیر هستند، تحلیل شده و نتایج با شیوه راه رفتن افراد سالم در همان موقعیت مقایسه گردید. پارامترهایی که باید برای اصلاح الگوی راه رفتن این افراد تغییر کنند مشخص شد و اقدام به ساخت مدار تحریک الکتریکی عملکردی (FES) به عمل آمد.

در مرحله بعد، با اعمال تحریک کنترل شده و ثبت زوایه پنجه پا توسط شتابسنج، زوج‌های ورودی و خروجی برای عمل شناسایی سیستم غیر خطی ماهیچه تشکیل شدند. نتیجه این بخش به عنوان کنترل شونده در سیستم کنترلی فازی چند ورودی - تک خروجی به عنوان مدل تحریک ماهیچه نقش ایفا کرد. نهایتاً، نتایج عملی و پیشنهادات در آخر این پژوهش ذکر شده‌اند.

کلمات کلیدی: افتادگی پا، تحریک الکتریکی عملکردی، دورسیفلکشن، کنترل فازی

فهرست مطالب

۱	فصل ۱: مقدمه و پیشینه موضوع
۱-۱-۱	مقدمه
۲-۱	فرآیند راه رفتن
۱-۲-۱	تفاوت‌های فردی در الگوهای راه رفتن
۳-۱	چرخه راه رفتن
۲-۳-۱	نوسان بدن
۳-۳-۱	راه رفتن سازگار
۴-۳-۱	واکنش‌های حرکتی جهت حفظ تعادل در حالت ایستادن
۴-۱	افتادگی پا
۵-۱	مبنای نوروفیزیولوژیکی تحریک الکتریکی عملکردی
۶-۱	کاربردهای بالینی FES
۷-۱	استفاده از FES برای اصلاح افتادگی پا
۱-۷-۱	کنترل حلقه باز
۲-۷-۱	نمونه‌های اولیه کنترل تحریک بر اساس سوئیچ‌های کف پا
۳-۷-۱	کنترل تحریک تعدیل یافته بر اساس سوئیچ‌های کف پا
۴-۷-۱	کنترل تحریک از پیش تعیین شده EMG مدولار بر اساس سوئیچ‌های پا
۵-۷-۱	کنترل تحریک از پیش تعیین شده ثابت بر اساس سنسورهای طبیعی
۶-۷-۱	نمونه‌های تجاری
۷-۷-۱	سیستم‌های کنترل حلقه بسته
۸-۷-۱	کنترل ردیابی مسیر
۹-۷-۱	کنترل sEMG
۳۵	فصل ۲: مدل سازی ماهیچه در برابر تحریک الکتریکی عملکردی
۱-۲-۱	مقدمه
۲-۲	شناسایی پارامترهای غیرخطی
۳-۲	مدل ARX
۴-۲	مدل خطا خارجی
۲-۴-۲	شناسایی پارامترهای خطی
۵-۲	تئوری مدل ARX
۶-۲	تئوری مدل خطا خارجی OE
۷-۲	شناسایی فاز راه رفتن
۲-۷-۲	تشخیص foot rest
۳-۷-۲	تشخیص toe off
۴-۷-۲	تشخیص initial contact

فصل ۳: آزمایشات آنالیز حرکت و شناسایی سیستم ۵۵

- ۱-۳- مقدمه ۵۶
- ۲-۳- تحلیل راه رفتن بیماران دارای افتادگی پا ۵۶
- ۳-۳- مدل شناسایی سیستم با استفاده از روش فازی ۷۱
- ۴-۳- انتخاب ساختار سیستم فازی ۷۲
- ۱-۴-۳- طراحی پارامترها به وسیله گرادیان نزولی ۷۳
- ۵-۳- طراحی سیستم فازی با استفاده از آموزش گزاین نزولی ۷۵
- ۱-۵-۳- مرحله اول) تعیین ساختار و پارامترهای اولیه ۷۵
- ۲-۵-۳- مرحله دوم) اعمال ورودی و محاسبه خروجی سیستم فازی ۷۶
- ۳-۵-۳- مرحله سوم) تصحیح پارامترها ۷۶
- ۴-۵-۳- مرحله چهارم) قیاس ۷۷
- ۵-۵-۳- مرحله پنجم) تشکیل زوج ورودی و خروجی ۷۷
- ۶-۵-۳- مرحله ششم) تکرار فرآیند ۷۷
- ۶-۳- بررسی کاربرد در شناسایی سیستم دینامیکی غیر خطی ۷۸

فصل ۴: طراحی مدار تحریک الکتریکی عملکردی - پیاده‌سازی کنترل فازی ۸۵

- ۱-۴- ملاحظات طراحی ۸۶
- ۲-۴- طراحی مدار تحریک الکتریکی ۸۷
- ۳-۴- اعمال تحریک روی بدن بیمار ۹۱
- ۴-۴- معیار خطا و زمان بندی تحریک ۹۲
- ۵-۴- نرم افزار کنترلی ۹۳
- ۶-۴- رابط سیستم کنترلی و مدار ایجاد تحریک الکتریکی عملکردی ۹۳
- ۷-۴- محل قرارگیری الکتروود و المان‌های مدار تحریک روی پا ۹۴
- ۸-۴- سیستم کنترل فازی ۹۵
- ۹-۴- پیاده‌سازی سیستم کنترلی ۹۷

فصل ۵: نتیجه‌گیری و پیشنهادات ۱۰۳

- ۱-۵- نتیجه‌گیری ۱۰۴
- ۲-۵- پیشنهادات ۱۱۱

مراجع ۱۱۳

فهرست اشکال

- شکل (۱-۱) سیکل کامل از فرآیند راه رفتن ۶
- شکل (۲-۱) تقسیم‌بندی فازها در یک سیکل راه رفتن برای دو پا ۶
- شکل (۳-۱) مسیر حرکت لگن طی فرآیند راه رفتن ۷
- شکل (۴-۱) استراتژی تاب خوردن مچ پا ۱۰
- شکل (۵-۱) اساس فیزیولوژیکی - عصبی تحریک الکتریکی عملکردی ۱۵
- شکل (۶-۱) محرک های آوران و وابران ناشی از تحریک محیطی ۱۵
- شکل (۷-۱) شکل موج تحریک الکتریکی ۱۷
- شکل (۸-۱) شکل موج دوزنقه‌ای مورد استفاده توسط سیستم‌های تجاری FES ۲۱
- شکل (۹-۱) پروفایل تحریک مدولار ۲۴
- شکل (۱۰-۱) میکرو محرک‌های کاشتنی برند BION ۲۵
- شکل (۱۱-۱) سیستم تحریک Due-Stim ۲۷
- شکل (۱۲-۱) سیستم تحریک با شبکه منطقی تطبیق پذیر ۲۸
- شکل (۱۳-۱) سیستم تحریک کاشتنی Medtronic ۳۰
- شکل (۱۴-۱) سیستم تحریک الکتریکی عملکردی شرکت Walkaid ۳۱
- شکل (۱۵-۱) کنترل بایوامپدانس تحریک الکتریکی عملکردی ۳۲
- شکل (۱۶-۱) محل قرار گیری حس‌گرها و الکترودهای سیستم تحریک نهرستاد ۳۳
- شکل (۱۷-۱) پردازش سیگنال EMG ۳۴
- شکل (۱-۲) ناحیه محتمل تحریک الکتریکی جهت ایجاد دورسیفلکشن و اینورژن ۳۷
- شکل (۲-۲) ناحیه محتمل اندازه تحریک (Q) ۳۸
- شکل (۳-۲) ساختار زمان گسسته هم‌رشتاین ۴۰
- شکل (۴-۲) شناسایی فاز گام برداشتن با داده‌ها شتاب‌سنج و روش FSM ۵۱
- شکل (۵-۲) میانگین و انحراف از معیار استاندارد مشخصه‌های سیگنال مسیر حرکت انسان ۵۲
- شکل (۶-۲) زاویه α روی محور x_{foot} و تصویر آن روی صفحه افق ۵۴
- شکل (۱-۳) افتادگی پا بر اثر عدم توانایی ماهیچه تیپالیس انتریور ۵۷
- شکل (۲-۳) اسکن کف پا بیمار با سابقه سکنه مغزی و دوره بهبودی ۲ ساله ۵۸
- شکل (۳-۳) نتیجه اسکن کف پا بیمار با سابقه سکنه مغزی در شروع دوره بهبودی ۵۹
- شکل (۴-۳) اسکن کف پا بیمار دارای افتادگی پا در اثر حادثه رانندگی ۵۹
- شکل (۵-۳) نیروی‌های کف پا، بیمار با سابقه سکنه مغزی و در اوایل دوره بهبودی ۶۱

- شکل (۳-۶) مقایسه نیروی جهت z کف پا بیماران دارای افتادگی پا ۶۲
- شکل (۳-۷) محل قرارگیری الکترودهای EMG و مارکرها ۶۳
- شکل (۳-۸) محل الکتروگذارای جهت ثبت سیگنال EMG و نمودار EMC ۶۴
- شکل (۳-۹) محل قرارگیری مارکرها در دوربین روی نیم تنه پایین ۶۵
- شکل (۳-۱۰) نیرویهای کف پا هنگام گام برداشتن روی صفحه نیرویی ۶۶
- شکل (۳-۱۱) مسیر مارکر لگن و نقاط بالای و پایینی طی تغییر وضعیت پا ۶۷
- شکل (۳-۱۲) مقایسه مسیر حرکت مارکرها در شخص بیمار دارای افتادگی پا ۶۸
- شکل (۳-۱۳) سیگنال EMG مربوط به الکترودهای روی عضله تیپالیس انتریور ۶۹
- شکل (۳-۱۴) تبدیل دانش خبره به سیستمهای فازی ۷۱
- شکل (۳-۱۵) مدار تحریک الکتریکی عملکردی با استفاده از سیگنال PWM ۸۰
- شکل (۳-۱۶) محیط سیمولینک نرم افزار متلب جهت شناسایی سیستم ۸۱
- شکل (۳-۱۷) پروفایل تحریک الکتریکی عملکردی مرحله شناسایی سیستم ۸۱
- شکل (۳-۱۸) خروجی سیستم شناسایی، زاویه پنجه پا ۸۲
- شکل (۳-۱۹) نمودار صفر - قطب مربوط به تابع تبدیل (۳-۱۳) ۸۴
- شکل (۴-۱) مسیر طی شده مارکرها در روی پا (زاویه مچ) ۸۷
- شکل (۴-۲) بلوک دیاگرام معمول برای ایجاد تحریک الکتریکی ۸۷
- شکل (۴-۳) تاثیر فیلتر خازنی برای صاف کردن ریپل منبع تغذیه ۸۸
- شکل (۴-۴) دستگاه تحریک الکتریکی ساخت شرکت نوین ۸۹
- شکل (۴-۵) ماسفت BUZ90 afi و نمودار کاری پایه Drain (الکتروود) ۹۰
- شکل (۴-۶) سیگنال مربعی استاندارد برای تنظیم اسیلوسکوپ ۹۰
- شکل (۴-۷) الکترودهای سطحی تحریک الکتریکی عملکردی ۹۱
- شکل (۴-۸) حس گر نیرویی FSR شتابسنجهای آنالوگ ۳ محوره ۹۳
- شکل (۴-۹) کارت انتقال داده Advantech PCI1710 ۹۴
- شکل (۴-۱۰) محل قرارگیری الکترودهای تحریک الکتریکی عملکردی روی پا ۹۵
- شکل (۴-۱۱) بلوک دیاگرام کنترل گر فازی ۹۶
- شکل (۴-۱۲) چیدمان سیستم کنترل فازی در محیط سیمولینک نرم افزار متلب ۹۶
- شکل (۴-۱۳) تابع عضویت مربوط به حس گر نیرویی FSR ۹۸
- شکل (۴-۱۴) تابع عضویت مربوط به استپ زمانی ۹۸
- شکل (۴-۱۵) تابع عضویت مربوط به استپ زمانی ۹۸
- شکل (۵-۱) نتایج شناسایی سیستم با روش ARX ۱۰۴
- شکل (۵-۲) نتایج شناسایی سیستم با روش گرادیان نزولی ۱۰۴

فهرست جداول

- جدول (۱-۳) روش‌های سنجش تاثیرگذاری دستگاه اصلاح حرکت افتادگی ۵۸
- جدول (۲-۳) لیست قعطات استفاده شده در آزمون شناسایی سیستم ۸۳
- جدول (۱-۴) مشخصه‌های کاری منبع تغذیه ۸۹
- جدول (۲-۴) قوانین فازی مربوط به تنظیم شدت تحریک ۹۷
- جدول (۳-۴) قوانین فازی مربوط به تشخیص گام با داده‌های حس‌گر نیرویی FSR ۹۷
- جدول (۴-۴) قوانین فازی مربوط به استپ زمانی ۹۷
- جدول (۵-۴) لیست قعطات استفاده شده در پیاده‌سازی کنترل‌گر فازی ۱۰۰

فصل ۱:

مقدمه و پیشینه موضوع

۱-۱- مقدمه

سکته با آمار سالانه بیش از ۱۵ میلیون مورد، یکی از چهار عامل اصلی مرگ و ناتوانی در جهان است. از این میان، یک سوم می‌میرند و یک سوم دیگر دچار معلولیت دائمی می‌گردند [۱]. پیش‌بینی می‌شود در ۱۵ سال آینده این میزان به دو برابر برسد [۲]، سکته بیش از هر عامل دیگری، باعث ایجاد معلولیت می‌شود [۳]، بسته به شدت و محل ضایعه، بازماندگان سکته ممکن است دچار ناتوانی فیزیکی یا ذهنی شوند. با شیوع بیش از ۲۰٪ در میان بازماندگان سکته مغزی، افتادگی پا^۱ (DF) یکی از معلولیت‌هایی است که حرکت این اشخاص را به شدت دچار نقصان می‌کند. علاوه بر سکته، فلج مغزی^۲ (CP)، ام اس^۳ (MS)، ضایعات تروماتیک مغز (TBI) و ضایعات نخاعی^۴ (SCI)، عواملی هستند که ممکن است افتادگی پا را در پی داشته باشند. این وضعیت اغلب به خاطر فلج شدن یا ضعف ماهیچه دورسیفلکسور^۵ پدید آمده و بیماران قادر نخواهند بود شست پای خود را در حالت گذرای قدم برداشتن^۶ (تاب دادن پا) از روی زمین جدا کنند. در پی عدم فعالیت درست ماهیچه‌ای، مکانیزم-های جبران‌سازی در دیگر مفاصل مانند زانو یا لگن، برای اصلاح حرکت به کار گرفته می‌شوند [۴].

یک دستگاه اصلاح حرکت با تحریک الکتریکی عملکردی (FES^۷) اغلب به صورت پوشیدنی روی پا بسته می‌شود و شامل الکترودهایی است که عصب پروئنال^۸ را تحریک می‌نماید و امکان حرکت دورسیفلکشن^۹ را مهیا می‌سازد که طی آن پنجه‌ها به ساق پا نزدیک می‌شوند. این دستگاه توسط حس‌گرهای فشار کف پا یا شتاب‌سنج، فازهای گام برداشتن را تشخیص داده و در زمان مناسب دستور

¹ drop foot

² cerebral palsy

³ multiple sclerosis

⁴ Spinal cord injury

⁵ dorsiflexor

⁶ Swing phase of gait

⁷ Functional Electrical Stimulation

⁸ peroneal

⁹ dorsiflexion

تحریک عضلات توسط یک سیستم کنترلی برای اصلاح راه رفتن صادر می‌گردد [۵]. در این پژوهش، در آزمایشگاه‌های آنالیز حرکتی، راه رفتن اشخاص دارای سابقه سکتی مغزی که با افتادگی پا درگیر هستند، تحلیل شده و نتایج با شیوه راه رفتن افراد سالم در همان موقعیت مقایسه گردید. پارامترهایی که باید برای اصلاح الگوی راه رفتن این افراد تغییر کنند مشخص شد و اقدام به ساخت مدار تحریک الکتریکی عملکردی (FES) به عمل آمد. در مرحله بعد، با اعمال تحریک کنترل شده و ثبت زوایه پنجه پا توسط شتاب‌سنج، زوج‌های ورودی و خروجی برای عمل شناسایی سیستم غیر خطی ماهیچه تشکیل شدند. نتیجه این بخش به عنوان plant در سیستم کنترلی فازی MISO به عنوان مدل تحریک ماهیچه نقش ایفا کرد. نهایتاً، نتایج عملی و پیشنهادات در آخر این پژوهش ذکر شده‌اند.

۱-۲- فرآیند راه رفتن

از منظر بیومکانیکی، راه رفتن را می‌توان سلسله‌ی از دست دادن تعادل و بازیابی دوباره آن دانست که در آن فعالیت ریتمیک ماهیچه‌ها از سقوط جلوگیری می‌نمایند. استاینر از گام برداشتن این گونه یاد می‌کند: "یک سری فاجعه‌هایی که از آن‌ها جلوگیری می‌شود". درحقیقت، یک روند پیوسته در حال تغییر است که شامل تغییرات در نقطه شروع، سرعت و جهت‌گیری، تغییرات تطبیقی در شیب با توجه به شرایط سطح، تغییر حالات اسکلتی-عضلانی و مصرف انرژی، نسبت حرکات بخش‌های بدن، سازگاری با قد پاشنه کفش و توقف حرکات می‌باشد. با این حال تمام این حرکات گذرا هستند و بر الگوهای جابه‌جایی فردی سوار شده‌اند که هدف آن پیشرفت به سمت یک هدف است [۶]. روی یک سطح هموار، بیومکانیک، راه رفتن را به عنوان انتقال روبه‌جلو مرکز جرم بدن در نظر می‌گیرد. این امر به نیروی خارجی احتیاج دارد که اساساً عکس‌العمل نیروی است که از سمت لگن، زانو و فلکسورهای پلانتر مچ پا ارائه می‌شود. بازدهی این عمل توسط اصطکاک تولید شده بین پا و

سطح زمین تحت تاثیر قرار می گیرد [۷].

هر بار تکرار چرخه راه رفتن برابر با یک گام است که شامل دو مرحله، یک مرحله برای هر پا می باشد. در طول تکرار این چرخه، طول گام، میزان جابه جایی هایی قسمت های مختلف بدن را تعیین می نماید و فرکانس حرکات مدت زمان وقوع آن را مشخص می کند. طول گام در اصل با طول پای فرد مشخص می گردد. این دو عامل، زمان و طول گام، مهم ترین عوامل موثر در راه رفتن خاص هر فرد هستند [۸].

هنگام تحلیل راه رفتن بایستی قانون دوم نیوتن را مد نظر قرار داد. سطح زمین کف پا را در خلاف جهت خط عمل و با نیرویی به همان بزرگی نیرویی که پا اعمال کرده، به جلو می راند. با این حال این نیروی عکس العمل سطح ممکن هست همیشه به خوبی اعمال نگردد، مثلا زمانی که راه رفتن به روی قالیچه نرم، شن، ماسه یا گِل نرم صورت می پذیرد. به علاوه، یک نیروی افقی با بزرگی یکسان اما در خلاف جهت کاری که پا انجام داده است و توسط اصطکاک تولید می گردد برای به وقوع پیوستن این چرخه مورد نیاز است. این نیرو به شدت در سطوح لغزنده، به خاطر کوچک بودن ضریب اصطکاک، کاهش می یابد. در زمان راه رفتن روی یک سطح لغزنده، گام های بلند بیشتر مستعد سقوط هستند که دلیل آن زاویه برخورد پاشنه با سطح است. گام کوتاه به پا اجازه می دهد با راستای عمودی تری فرود آید [۹].

۱-۲-۱- تفاوت های فردی در الگوهای راه رفتن

انواع حالت بدن، شامل مزومورفیک^۱، اکتومورفیک^۲ و اندومورفیک^۳، دارای خصیصه های راه رفتن

¹ Mesomorphic

² Ectomorphic

³ endomorphic

گوناگونی هستند و تنوع زیادی در مورد این دسته‌بندی‌های کلی وجود دارد. این معمول نیست که فردی فقط به واسطه شیوه راه رفتنش از فاصله‌ای دور، به یقین قابل تشخیص ارزیابی گردد. با این وجود، هر انسانی الگوی راه رفتن مشخصی دارد که البته شرایط روحی و محیطی روی آن موثر است. جدا از این، ممکن است یک آسیب، محور حرکت را تغییر داده و باعث شود برخی حرکات محدود و برخی با بزرگی غیر طبیعی صورت پذیرد. پس هر توصیفی از راه رفتن در حقیقت تعمیم دادن و یافتن شباهت بین حرکات قطعه‌ای بدن در هنگام این عمل است [۶].

۱-۳- چرخه راه رفتن

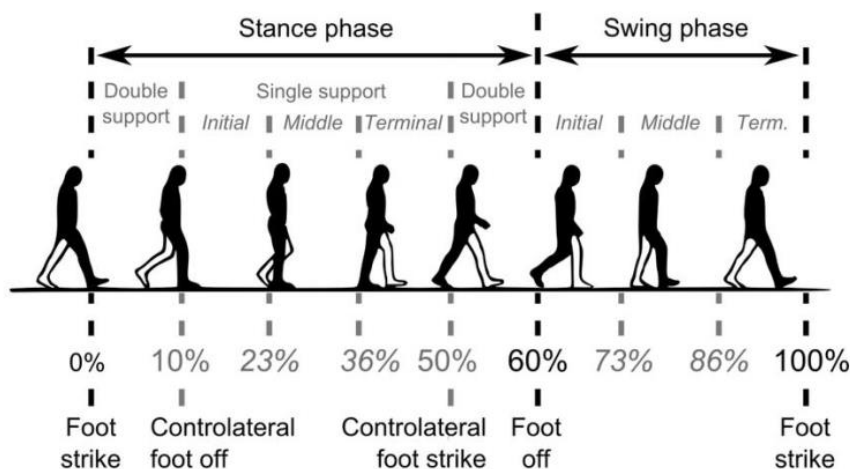
به کمک تحقیقات صورت گرفته توسط وینتر [۱۱] یک سیکل راه رفتن از یک سری حرکات متوالی و منظم تشکیل می‌شود که با یک الگوی زمانی مشخص تکرار می‌شوند. به طور کل، می‌توان این فرآیند را به دو قسمت ۱- خیزش پا^۱ و ۲- مرحله سکون^۲، تقسیم‌بندی کرد. از آنجایی که فرآیند راه رفتن همواره به وسیله دو پا انجام می‌گیرد، لذا این فرآیند به چهار مرحله (دو مرحله برای هر پا) تقسیم‌بندی می‌شود که عبارتند از:

۱- خیزش پا ۲- جدا شدن پا مقابل ۳- خیزش پای مقابل ۴- فرود پا. همانطور که در شکل (۱-۱) مشخص است. اگر بخواهیم یک چرخه راه رفتن را به صورت درصد بیان نماییم خیزش پای نخست در ۰% ابتدا چرخه و خیزش پای مقابل در انتهای هر چرخه (۱۰۰٪) صورت می‌گیرد. فازهای اولیه چرخه راه رفتن ساده هستند: فاز ایستایی به درصدی از چرخه راه رفتن گفته می‌شود که پا با زمین در تماس باشد. فاز تاب خوردن به فازی اطلاق می‌شود که پا در حالت گذرا در هوا به سمت جلو در حرکت باشد. فاز ایستایی با خیزش پای نخست (۰ درصد) شروع و نهایتاً جدا شدن پای مقابل (۶۲٪)

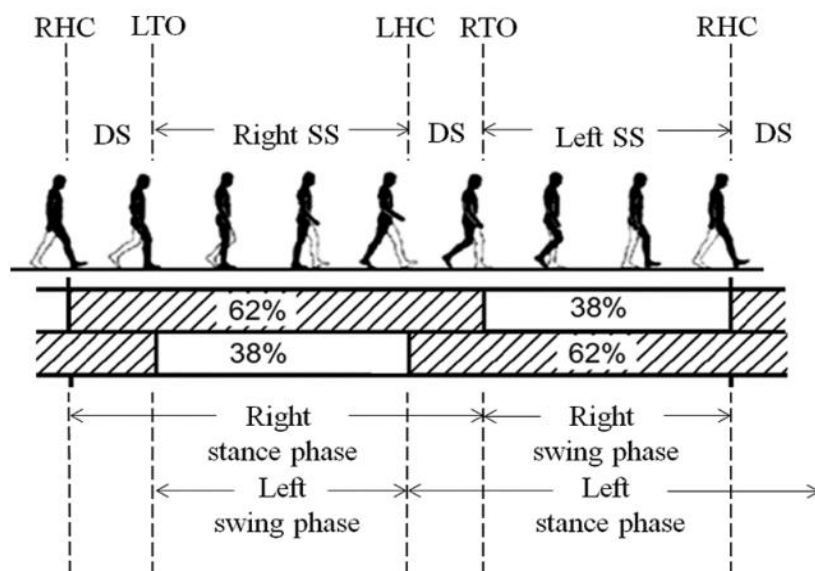
¹ Foot strike

² Foot stance

پایان می‌یابد و فاز تاب خوردن از حدود 62% آغاز و تا انتهای فرآیند که جدا شدن پای دیگر است (۱۰۰٪) ادامه دارد.



شکل (۱-۱) Error! No text of specified style in document. سیکل کامل از فرآیند راه رفتن [۱۱]



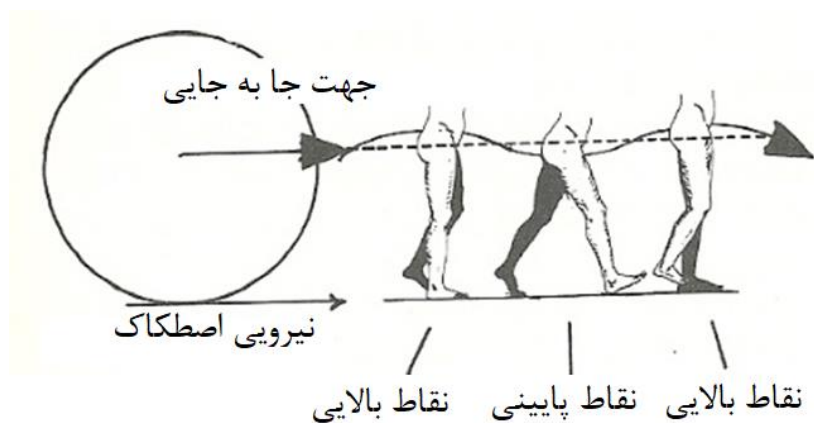
شکل (۲-۱) تقسیم‌بندی فازها در یک سیکل راه رفتن برای دو پا [۱۱]

فاز تاب خوردن در سه قسمت تقسیم می‌گردد: ۱- تاب خوردن اولیه که در آن پس از تکیه بر پای اول، پای ثانویه تاب می‌خورد. ۲- تاب خوردن میانی که در آن پای اولیه با حرکتی عمودی خود را به پای دوم می‌رساند. ۳- تاب خوردن ترمینالی که در آن با تاب دادن پای ثانویه از حرکت عمودی به

خیزش می‌انجامد. باید دقت داشت که از نظر کارآیی مرحله نهایی فاز ایستایی برای آماده‌سازی پایین تنه قبل از تاب خوردن است. به‌طور متوسط یک چرخه راه رفتن از ۶۲٪ ایستایی و ۳۸٪ فاز تاب خوردن تشکیل شده است.

۱-۳-۲- نوسان بدن

یک چرخ، در انتقال رو به جلو، با کارآمد ارزیابی می‌گردد. چراکه حرکت مرکز جرم آن به موازات سطح رخ می‌دهد. در مورد انسان، حرکت به سمت بالا و پایین، حرکت به طرفین و البته حرکت دورانی شکل و انتقال رو به جلو اتفاق می‌افتد که این رفتارها در شکل (۱-۳) نشان داده شده است. بنابراین، برای این جابه‌جایی‌های عمودی، افقی و دورانی نیرویی احتیاج است که بایستی به نیرویی مورد نیاز برای حرکت روبه‌جلو اضافه گردد. هر اختلالی که حرکت دورانی را افزایش دهد انرژی‌بر و کاهنده سرعت خطی روبه‌جلو است.



شکل (۱-۳) مسیر حرکت لگن طی فرآیند راه رفتن

۱-۳-۳- راه رفتن سازگار

کیفیت راه رفتن به توانایی فرد در تطابق با شرایط محیطی گوناگون وابسته است. راه رفتن در یک محیط شلوغ و پرتکاپو نیازمند سطح توجه متفاوتی نسبت به راه رفتن با واکر در یک کلینیک توانبخشی است. برای بیمارانی که بر اثر سکته مغزی یا هر اختلال عصبی دیگری در حال توان‌یابی هستند، سازگاری با شرایط مختلف در هنگام راه رفتن چالش برانگیز خواهد بود، حتی عملی مانند صحبت کردن در حین راه رفتن می‌تواند تمرکز بیمار را صلب نماید.

طبق تحقیقات ماکی [۱۲]، با فاصله گرفتن از زمان ایجاد اختلال عصبی، حدود ۸۵٪ از بیماران می‌توانند دوباره مهارت‌های کنترلی جهت راه رفتن را در خود بازیابند. این در حالی است که تنها ۷٪ از بیماران مرخص شده از مراکز توانبخشی قابلیت تسلط بر گام برداشتن، تکیه و یا حتی تنظیم سرعت حین راه رفتن را دارا می‌باشند. محدودیت‌های حرکتی به وجود آمده در اثر آسیب دیدن واحدهای حرکتی، باعث می‌شود بیماران از راه رفتن طبیعی در محیط‌های عمومی محروم شده و نیازمند گذراندن سیر توانبخشی برای کسب مهارت‌های کنترل اندام خویش با توجه به شرایط به وجود آمده باشند.

دو جنبه: قدم برداشتن و کنترل وضعی، به منظور ایجاد هماهنگی در شرایط گوناگون حین راه رفتن در تحقیقات وولاکات [۱۳] مهم ارزیابی شده است. همچنین این تحقیق موارد تاثیرگذار خارجی دیگری را در بحث توانایی شخص در هنگام راه رفتن معرفی می‌نماید:

- تراکم ترافیک (تمرکز کردن به منظور عدم تصادم در محیط شلوغ) [۱۴]
- تغییر وضعیت (چرخاندن سر، گرفتن نرده، توقف و ...)
- محدودیت زمانی (تعیین سرعت با توجه به اهمیت رسیدن به مقصد در زمانی خاص)
- مسافت
- شرایط جوی

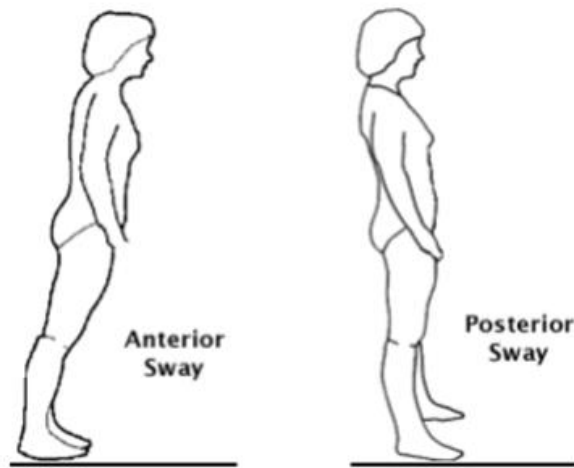
- بارگذاری (حمل کردن کیف یا پاکت خرید)
- جنس زمین و میزان اصطکاک کفش پا سطح
- عوامل برهم‌زننده تمرکز

۱-۳-۴- واکنش‌های حرکتی جهت حفظ تعادل در حالت ایستادن

واکنش حرکتی، الگوی حرکتی منعطف و تکرار پذیری است که توسط سیستم عصبی مرکزی تولید و کنترل می‌شود. واکنش حرکتی به ما اجازه می‌دهد که الگوهای حرکتی موفق گذشته را حفظ و یا بازیابی کنیم. واکنش‌های حرکتی، کارا و خودکار هستند و می‌توانند به‌مرور زمان رشد کنند. هر زمانی که عدم تعادل (اختلال) صورت بگیرد، سیستم عصبی بدن استراتژی حرکتی که از قبل برنامه‌ریزی کرده است را فراخوانی کرده و این امر مانع از زمین خوردن شخص می‌گردد. استراتژی‌های حرکتی که سیستم عصبی برای پاسخ به اختلالات تعادلی مورد استفاده قرار می‌دهد در اثر اختلالات سیستم عصبی از بین رفته و یا به شدت آسیب می‌بیند.

تاب خوردن مچ پا^۱ اولین واکنش به اختلالات محیطی است که بدن برای پاسخ به این اختلالات از این رفتار استفاده می‌کند. به‌عنوان مثال زمانی اگر فردی در مترو ایستاده باشد، مچ پا نقش اهرمی را دارد که می‌تواند خود را با حرکات مترو تطبیق دهد. هنگامی که به حفظ تعادل نیاز باشد، عضلات نزدیک به زمین، درشت نی قدامی و دوقلو، فعال شده و مانع از زمین خوردن وی می‌گردند.

¹ Ankle Sway



شکل (۴-۱) استراتژی تاب خوردن مچ پا [۱]

اگر بزرگی اختلالات وارد شده به اندازه‌ای باشد که واکنش عضلات مچ کافی نباشد، واکنش حرکتی از جانب مفصل لگن شکل خواهد گرفت. در این حین، حرکت به مرکزیت مفصل لگن بوده و عضلات مچ پا، درشت نی قدامی^۱ و دوقلو عقبی^۲ غیر فعال خواهند بود. روند فعال‌سازی حرکت عضلات، از عضلات تنه شروع شده و به عضلات پا انتقال می‌یابد. بنابراین وقتی که مترو توقف ناگهانی داشته باشد، بدن شخص به سمت جلو خم می‌شود، عضلات کمر و عقب ران^۳ منقبض شده و بدن به سمت بالا بر می‌گردد.

زمانی که از فلج عضلانی و یا مثلاً تاثیر سخته مغزی بر ناحیه پایین تنه صحبت می‌شود، بدن دارای عکس‌العمل‌های ضعیفی برای مقابله با اختلالات است. نقص‌های مذکور در ناحیه پایین تنه فرد باعث ایجاد محدودیت در زمینه‌هایی مانند جبران اختلالات در فعالیت‌هایی نظیر راه رفتن می‌شود.

حتی در صورت عدم حضور بیماری‌های عصبی، سن افراد تاثیر زیادی بر روی زمان عکس‌العمل آن‌ها در حفظ تعادل دارد. افراد مسن تمایل بیشتری برای کمک‌گرفتن از سطوح برای حفظ تعادل خود

¹ Anterior tibias

² Gastrocnemius

³ Low back and hamstrings

نسبت به افراد جوان دارند. این در حالی است که زمان عکس‌العمل افراد جوان تر کمتر می‌باشد. افزایش تمایل جهت استفاده از سطوح برای حفظ تعادل و همچنین کاهش سرعت عمل برای انجام آن، اعمالی قابل پیش‌بینی هستند که توسط مکی و مکلروی مورد بررسی قرار گرفته است [۱۵].

۱-۴- افتادگی پا

سکته مغزی یک نقص عصبی که به علت آسیب حاد سیستم عصبی مرکزی با پیش‌زمینه گرفتگی عروقی رخ می‌دهد [۱۶]. با استناد به بانک داده WHO، سکته مغزی یکی از بزرگترین دلایل معلولیت بلند مدت با درگیر کردن ۱۵ میلیون شخص در جهان است [۱]. از این بین، یک‌سوم دچار معلولیت دائمی می‌گردند. بنابراین سکته آثار اجتماعی و اقتصادی سنگینی بر جامعه دارد [۱۷]. با وجود تلاش‌های مستمر برای کاهش زمینه‌های خطر ساز (فشار خون بالا و کشیدن سیگار)، نرخ سکته مغزی به دلیل سالخورده‌تر شدن اجتماع افزایش داشته است [۱].

با توجه به گزارش سازمان سلامت جهانی، تعداد افرادی که تا سال ۲۰۳۰ ممکن است دچار سکته مغزی شوند تا ۱۸,۴ میلیون نفر رشد خواهد داشت [۱۸].

بیشتر (۷۷٪) بازماندگان سکته مغزی به نوعی کاهش محدوده حرکتی و نقص اندام‌های حرکتی و بنابراین، کاهش کیفیت زندگی را تجربه می‌کنند [۲۰].

به دلیل مداخله مکانیزم‌های سازگاری بدن برای تقویت فعالیت‌های حرکتی، برخی از بهبودها به صورت خودبه‌خودی در هفته‌های اول پس از سکته مغزی اتفاق می‌افتد [۲۰]. به‌طو خاص، سازماندهی مجدد بافت‌های عصبی (نوروپلاستیسیته^۱) منجر به معماری جدیدی می‌شود که برای هر بیمار متفاوت است و نقش بسزایی برای موفقیت طولانی مدت در توانبخشی دارد [21]. از این‌رو، استراتژی‌های درمانی جدید باید در درجه اول، در تعامل با پدیده نورو پلاستیسیته باشد تا توان

¹ Neuroplasticity

حرکتی را بهبود دهد.

به کارگیری ابزاری نوآورانه برای توانبخشی باعث ارتقا نوروپلاستیسیته و بازیابی حرکتی شود. به عنوان مثال، تحریک الکتریکی عملکردی روشی است که از تحریک الکتریکی برای ایجاد حرکت مصنوعی استفاده می‌نماید. پالس‌های الکتریکی باعث فعال شدن آکسون‌های نورون‌های حرکتی سالم می‌شوند که به وجود آورنده یک انقباض مصنوعی عضلانی است. در گروه بزرگی از بیماری‌های سیستم عصبی که حرکت پایین‌تنه با اختلال روبه‌رو شده است، مانند سکته مغزی [22-25]، آسیب نخاعی (SCI) [26]، مولتیپل اسکلروزیس [27] و فلج مغزی [28، 29]، این نوع ابزار به صورت موقتی و به جهت سهولت توان‌یابی، ایجاد حرکت در ماهیچه، مورد استفاده قرار می‌گیرد [30]. در گذشته، این روش برای درمان اختلال راه رفتن بیماران همی‌پلژیک در نظر گرفته می‌شده است. سیستم‌های بر پایه FES برای بالاتنه با دشواری‌های بیشتری نسبت به بیماری‌های که پایین‌تنه را درگیر می‌نماید، مورد استفاده قرار می‌گیرد، به کارگیری گسترده‌تر در زمینه اصلاح راه رفتن به خاطر حرکت ریتمیک و استاندارد عضلات این قسمت می‌باشد.

افتادگی پا^۱ (DF) با شیوع بیش از ۲۰٪ در میان بازماندگان سکته مغزی، یکی از معلولیت‌هایی است که حرکت این اشخاص را به شدت دچار نقصان می‌کند. این وضعیت اغلب به خاطر فلج شدن یا ضعف ماهیچه دورسیفلکسور^۲ پدید آمده و بیماران قادر نخواهند بود شست پای خود را در مرحله نوسان قدم برداشتن^۳ از روی زمین جدا کنند [۴].

افتادگی پا اصطلاحی است که به ضعیف شدن عضلات مسئول خم کردن مچ و انگشتان پا اشاره دارد. این عارضه باعث می‌شود که نوک پا هنگام راه رفتن روی زمین کشیده شود. بری رفع این حالت فرد بایستی زانوی خود را خم کند تا پا بیشتر از حد معمول در گام برداشتن بالا بیاید (استپاژ، گام

¹ drop foot

² dorsiflexor

³ Swing phase of gait

برداشتن شبیه از پله بالا رفتن). یک آزمون سریع برای افتادگی پا راه رفتن روی پاشنه پا می‌باشد. چنانچه انجام این کار مشکل باشد، احتمالاً پا دچار افتادگی است. با وجود اینکه افتادگی پا یک اختلال عصبی عضلانی بوده که بر اعصاب و عضلات تأثیر می‌گذارد، در واقع یک بیماری محسوب نمی‌شود. افتادگی پا نشانه‌ای از وجود یک عارضه زمینه‌ساز است که احتمالاً در قسمت پایین کمر وجود دارد.

متداول‌ترین نشانه افتادگی پا، گام‌برداری استپاژ می‌باشد که در این حالت فرد هنگام راه رفتن پای خود را شبیه گام برداشتن از راه پله، بیش از حد معمول بالا می‌آورد.

راه رفتن استپاژ شامل یکی از موارد زیر می‌باشد:

دشواری در حرکت دادن پا و نوک انگشتان

کشیده شدن نوک انگشتان روی زمین

ضربه خوردن غیرقابل کنترل انگشتان به زمین

عضلات مربوطه معمولاً پا را هنگام گام برداشتن از زمین بالا نگه می‌دارند. وقتی این عضلات ضعیف باشند، قادر به بالا نگه داشتن پا نبوده و پا روی زمین کشیده می‌شود [۳۱].

در پی عدم فعالیت درست ماهیچه‌ای، مکانیزم‌های جبران‌سازی در دیگر مفاصل مانند مچ، زانو یا لگن، برای اصلاح حرکت به کار گرفته می‌شوند [۴].

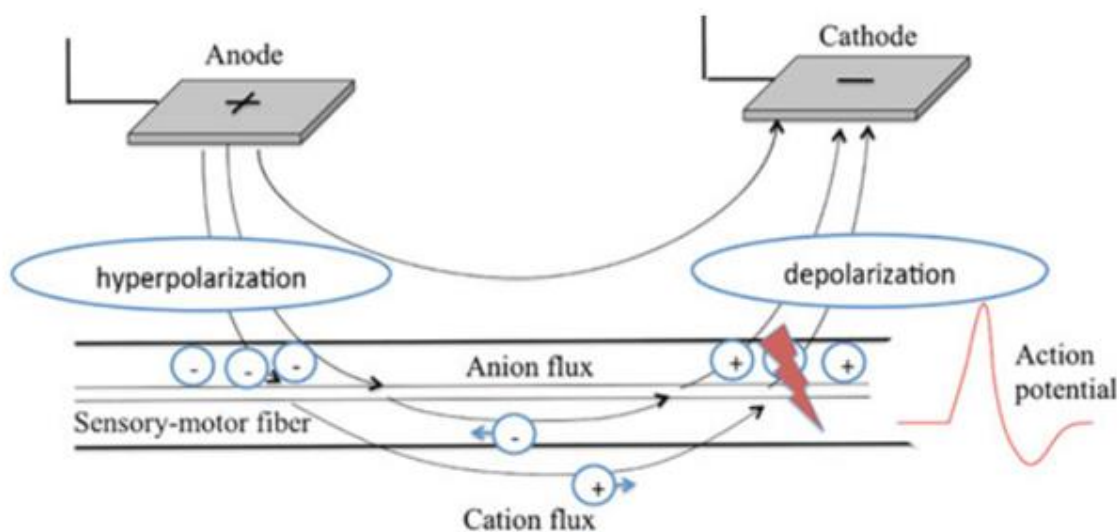
۱-۵- مبنای نوروفیزیولوژیکی تحریک الکتریکی عملکردی

تحریک الکتریکی عملکردی^۱ (FES) مبتنی بر اعمال جریان الکتریکی به بافت تحریک شونده، به منظور ایجاد انقباض مصنوعی در ماهیچه استفاده می‌گردد [۳۲]. خصوصیت FES در خلال

^۱ Functional Electrical Stimulation

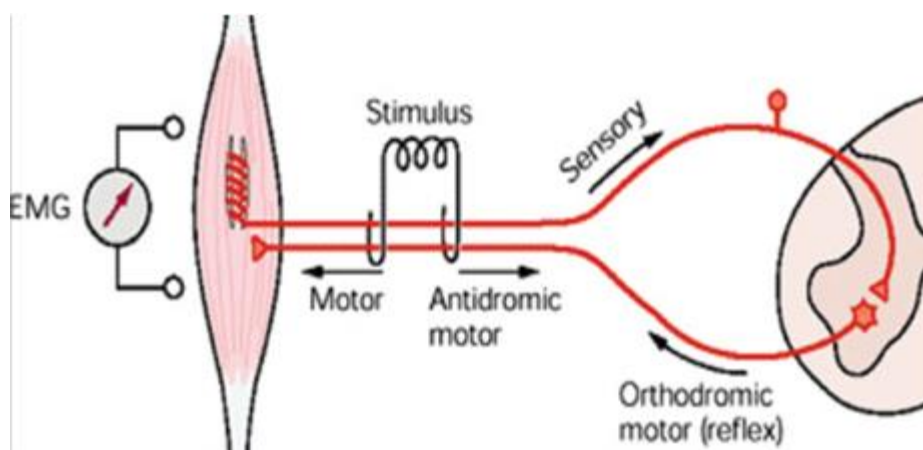
روش‌های تحریک الکتریکی و بر پایه ایجاد توالی از انقباض مصنوعی عضله برای ایجاد حرکت شبیه به حرکت طبیعی عضله می‌باشد [۳۰]. این نوع از تحریک الکتریکی به‌طور کلی برای تحریک اعصاب و نه خود عضله، مدنظر قرار می‌گیرد چرا که سطح آستانه تحریک‌پذیری اعصاب بسیار پایین‌تر از سطح تحریک مستقیم فیبرهای عضلانی است [33]. بنابراین، تحریک FES صرفاً می‌تواند به منظور توانبخشی اشخاصی مورد استفاده قرار گیرد که اعصاب مربوط به حرکت مورد نظر از شاخ‌های قدامی نخاع تا اتصالات عصبی عضلانی در عضلاتی که باید به‌صورت مصنوعی فعال شوند دست‌نخورده و سالم مانده باشد. از این‌رو، تمام آسیب‌های عصبی نمی‌تواند از تحریک FES برای درمان بهره‌مند گردد. به‌علاوه، FES در مواقعی موثر است که نوروهای عصبی سطحی تحریک‌پذیر بوده و اتصالات عضلانی و خود عضله سالم هستند. سکته مغزی، آسیب‌های سر، SCI، فلج مغزی و مولتیپل اسکلروزیس معمولاً دارای شرایط این درمان هستند [۳۴].

زمانی که یک جریان به بافت بین دو الکترود (یک آند و یک کاتد) اعمال می‌شود، یک میدان الکتریکی موضعی یک شار یونی ایجاد می‌نماید. در مجاورت الکترود کاتد، دپلاریزاسیون رخ داده و اگر مقادیر ن بالاتر از یک آستانه بحرانی باشد، حرکت یون‌های سدیم از فضای خارج سلولی به یک پتانسیل عملی را باعث می‌شود که در هر دو جهت از محل الکترودگذاری پخش می‌شود [30]. این پدیده در شکل (۱-۵) به صورت شماتیک نمایش داده شده است.



شکل (۵-۱) اساس فیزیولوژیکی - عصبی تحریک الکتریکی عملکردی [۳۴]

از آنجا که اکثر آکسون‌ها به الیاف حسی و حرکتی مربوط شده‌اند، پتانسیل‌های عمل در هر دو جهت از نظر ارتودرومیک و انتی‌درمیک در امتداد دو نوع فیبر حرکت می‌کنند، همان‌ور که در شکل (۶-۱) نشان داده شده است. این امر اساس تسهیل توانبخشی به کمک نوروپلاستیسیته است که در پاراگراف بعدی بیشتر بسط داده خواهد شد [۳۵].

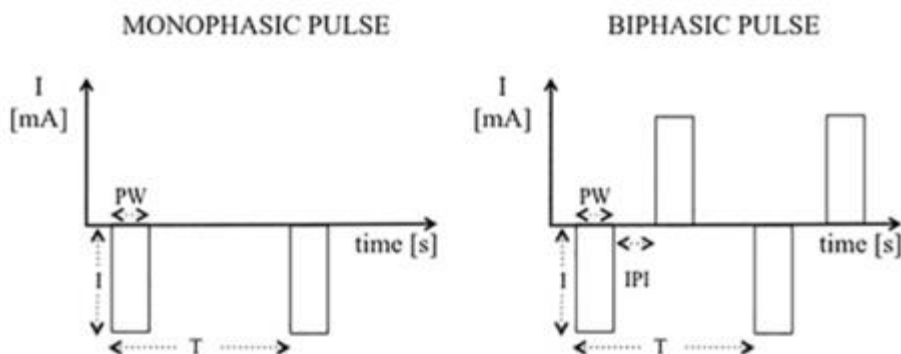


شکل (۶-۱) محرک‌های آوران و وایران ناشی از تحریک محیطی [35]

وقتی که جریان به بافت بدن اعمال می‌گردد، ترتیب به‌کارگیری واحدهای حرکتی با آنچه در شرایط

فیزیولوژیکی اتفاق می‌افتد متفاوت است. اول این‌که، جهت‌گیری فیبرهای عصبی و فاصله آنها از الکترودها مهم‌ترین تاثیرگذاری در تحریم را ایفا می‌کند. به نظر می‌رسد که دنباله فعال‌سازی از لایه‌های عضلانی سطحی به سمت لایه‌های عمیق‌تر صورت گرفته و این باعث کاهش گردش بازده فیزیولوژیک واحد حرکتی می‌گردد [۳۶،۳۷]. این مکانیسم تجمع مکانی نام گرفته است. دوم این‌که، آکسون‌ها با قطر بیشتر (قوی‌تر هستند اما این فیبرها در برابر خستگی مقاومت نیستند). که وظیفه ایجاد حرکات بزرگ‌تری هستند، پیش از بقیه که در فاصله یکسانی باشند تحریک می‌شوند، چراکه در مقایسه با آکسون‌های کوچک‌تر (که در برابر خستگی مقاوم هستند) دارای سطح آستانه فعال‌سازی پایین‌تری می‌باشند [۳۰،۳۲]. این مکانیسم به کارگیری، برخلاف مکانیسم فیزیولوژیکی است که مطابق با اصل هانمن، خستگی کم‌تری در ماهیچه‌ها و همچنین تعدیل دقیق‌تر نیرو را تضمین می‌نماید [۳۸]. تفاوت دیگر این نوع انقباض مصنوعی در مقایسه با انقباض فیزیولوژیک، تحقق آن با یک فرکانس خاص و فعال‌سازی هم‌زمان واحدهای حرکتی است که در ایجاد حرکت درگیر می‌شوند (تجمع موقتی) نتیجه این نوع از بکارگیری واحدهای حرکتی خستگی عضلانی است که زودتر از حرکت طبیعی اندام‌های بدن مشاهده شده و این یکی از اصلی‌ترین محدودیت‌های FES است [۳۱،۳۹].

برای فائق آمدن بر این محدودیت، شکل موجی که برای تحریک در نظر گرفته می‌شود می‌تواند نقش مهمی داشته باشد. در حقیقت، FES با سلسله پالس‌هایی اعمال می‌گردد که می‌تواند از طریق ۳ پارامتر تعریف شود. همان‌طور که در شکل (۱-۷) به تصویر کشیده شده است این پارامترها فرکانس (f)، دامنه (I) و عرض پالس (pw) هستند. فرکانس تحریک زیاد باعث افزایش میزان خستگی ماهیچه‌ها به دلیل اثر تجمع در یک بازه زمانی کوتاه (تجمع موقتی) می‌شود. در هر صورت، این پارامتر بایستی بالاتر از یک حداقل (به طور معمول ۱۲/۵ هرتز) باشد تا انقباض عضلانی به صورت نرم و هموار صورت بگیرد [۳۴].



شکل (۷-۱) شکل موج تحریک الکتریکی، پالس‌های تک فاز و دو فاز به ترتیب در سمت چپ و راست نشان داده شده است. شدت (I)، فاصله زمانی بین پالس‌ها (IPI)، پهنای باند و تناوب (T).

به طور کلی، قدرت انقباض عضلانی از طریق تعیین مقادیر عرض و دامنه پالس تحریک کنترل می‌شود که با اعمال بار الکتریکی و بر اساس تجمیع مکانی به وقوع می‌پیوندد [۳۱]. مقادیر کاری معمول، فرکانسی بین ۲۰ تا ۱۰۰ هرتز، عرض پالسی بین ۱۰۰ تا ۵۰۰ میلی‌ثانیه و دامنه‌ای بین ۱۰ تا ۱۲۵ میلی‌آمپر در نظر گرفته می‌شود.

پالس‌های تحریک FES را می‌توان با ولتاژ یا جریان کنترل کرد. مزیت تحریک بر اساس کنترل ولتاژ این است که در صورت جدا شدن جزئی الکترودها، چگالی جریان در زیر الکتروود از مقادیر مجاز خطور نمی‌کند. از سوی دیگر، تحریک‌های کنترل شده با جریان، تحت تاثیر تغییر سطح امپدانس به دلیل ارتباط بین پوست و الکتروود قرار نمی‌گیرند، لذا این روش به کارگیری واحدهای حرکتی قابلیت اطمینان بیشتری داشته و معمولاً در کاربردهای بالینی ترجیح داده می‌شوند [۴۰].

باید اضافه کرد که هر شکل موج می‌تواند تک فازی یا دو فازی باشد [۳۱، ۴۱]، همانطور که در شکل (۷-۱) دیده می‌شود، شکل موج تک‌فاز از پالس‌های یک‌طرفه مکرر (کاتدی) تشکیل شده‌اند، در حالی که شکل موج‌های دو فازی علاوه بر داشتن پالس کاتدی دارای دنباله‌ای از پالس‌های آندی نیز می‌باشند. در پیکربندی دوم، فاز اول موجب برانگیختگی آکسون‌های نزدیک شده و پالس مثبت ثانویه بار الکتریکی اعمال شده از پالس اول را متعادل می‌کند. این مهم از آسیب رسیدن به محل اتصال الکتروود با بافت بدن جلوگیری می‌کند و از هم‌پارو پیکربندی دو فازی برای تحریک ترجیح

داده می‌شود [۳۱].

الکترودهای سطحی قرارگرفته روی پوست و الکترودهای کاشتنی با عمل جراحی، هردو می‌توانند برای تحریک الکتریکی به کار گرفته شوند. اگرچه الکترودهای سطحی برای تحریک عضلات عمیق‌تر موفقیتی ندارند [25]، اما در کاربردهای توانبخشی معمولاً به دلیل تهاجمی نبودن این روش و همچنین سادگی در اتصال و انفصال آن‌ها از پوست مورد توجه قرار می‌گیرند [40]. به همین دلیل، در این پایان‌نامه نیز تنها از الکترودهای سطحی به منظور تحریک الکتریکی استفاده شده است.

۱-۶- کاربردهای بالینی FES

تحریک FES به‌طور گسترده‌ای برای توانبخشی افراد دارای اختلال عصبی-حرکتی مفید واقع شده است، اگرچه هیچ نتیجه‌گیری قطعی در مورد برتری آن نسبت به سایر درمان‌ها حاصل نشده [25]، [۴۲]، اما به نظر می‌رسد بیماران این روش درمانی را ترجیح می‌دهند [۲۵،۴۳].

در بررسی جامعی که توسط کوکران در مورد استفاده از تحریک الکتریکی برای توانبخشی پس از سکته مغزی شامل ۲۴ داوطلب کنترل شده تصادفی صورت پذیرفت، نشان داد که FES یک مداخله موثر برای بهبود برخی از جنبه‌های توان‌یابی واحدهای حرکتی و درمان اختلال حرکتی بوده است. با توجه به این مطالعه، FES در مورد بهبود فیزیکی از فیزیوتراپی معمولی بدون تحریک و صرفاً با انجام ورزش‌های پیشنهاد شده به این افراد، موثرتر بوده است [۴۲].

با توجه به تحقیقات صورت پذیرفته، تا به امروز کاربردهای اصلی FES برای بازآموزی واحد حرکتی در تمرینات بالینی، می‌تواند به دو دسته تقسیم گردد [۴۴]:

استفاده از fes برای اصلاح الگوی راه رفتن و بازآموزی واحدهای حرکتی در حین این تمرین

دوچرخه سواری همراه با تحریک fes و بیوفیدبک EMG

اولین استفاده از FES برای بهبود اختلالات عصبی حرکتی به شکل تحریک الکتریکی برای افتادگی پا

بوده است که توسط لیبرسون و همکارانش ساخته شد [۴۵]. تحریک تک کانال عص پروئال و یک سنسور فشار برای تشخیص تماس اولیه با زمین در نظر گرفته شده بود. در مقایسه با روش‌های سنتی درمان این نقص حرکتی، در این روش تمرینات با حرکات تکرار شونده به منظور انجام روند توانیابی و بازآموزی سیستم عصبی صورت می‌گیرد. هرچند باید در نظر داشت که در این تمرینات به خاطر تحریک مداوم و مصنوعی اعصاب سطحی، میزان خستگی نسبت به راه رفتن طبیعی فرد بیشتر بوده و به همین دلیل مدت زمان انجام این تمرین‌ها محدود می‌گردد.

۷-۱- استفاده از FES برای اصلاح افتادگی پا

یک دستگاه اصلاح حرکت FES اغلب به صورت پوشیدنی روی پا بسته می‌شود و شامل الکترودهایی است که عصب پروئال^۱ را تحریک می‌نماید و امکان حرکت دورسیفلکشن^۲ را مهیا می‌سازد که طی آن پنجه‌ها به ساق پا نزدیک می‌شوند. این دستگاه توسط سنسورهای فشار کف پا یا شتاب‌سنج، فازهای گام برداشتن را تشخیص داده و در زمان مناسب دستور تحریک عضلات توسط یک سیستم کنترلی برای اصلاح راه رفتن صادر می‌گردد [۵].

معماری معمول برای یک پروتز عصبی بر پایه FES می‌تواند ترکیبی از شبکه سنسورها، الگوریتم کنترلی و واحد تحریک باشد. شبکه حسی بایستی همواره اطلاعات سیستم را برای کنترل‌گر فراهم آورد [۴۶]. این کنترل‌گر بایستی به درستی مقادیر ورودی قسمت تحریک عضلانی را تنظیم نماید. بنابراین، استراتژی‌های کنترلی بایستی به اندازه کافی در برابر رفتار غیرخطی و متغیر با زمان ماهیچه‌های تحریک شده، مقاومت نشان دهند [۴۷]. همچنین، دستگاه تحریک الکتریکی بایستی قابل حمل، سبک‌وزن و به اندازه کافی منعطف باشند.

¹ peroneal

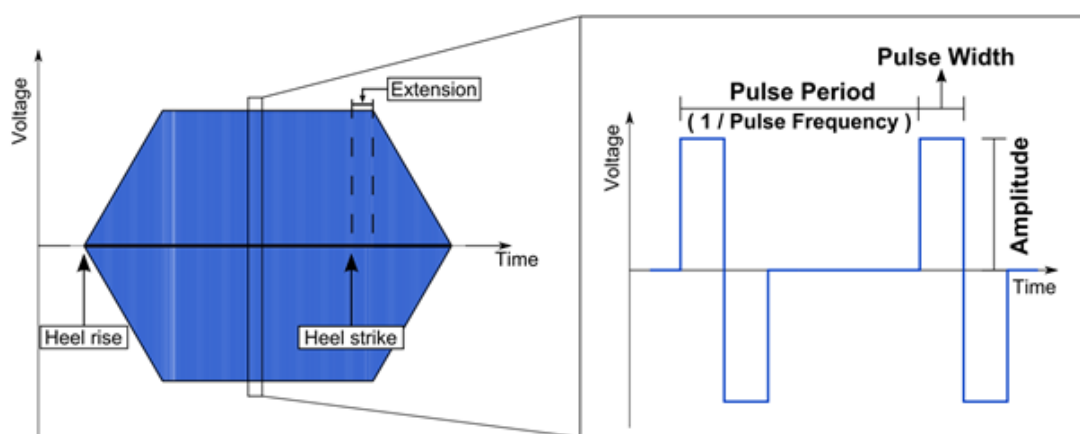
² dorsiflexion

طبق یافته‌ها، برای تحریک فیبرهای عصبی و ایجاد انقباضی کارآمد، به دلیل رفع مشکل همسازی غشاء فیبر عصبی^۱، پالس مربعی شکل به عنوان شکل موج بهینه پیشنهاد شده است [۴۸]. همچنین، پالس باید توزیع یکنواختی از شارژ الکتریکی در محل الکترودها، در دوره زمان تحریک ایجاد نماید، به صورتی که هیچ عدم توازن الکتروشیمیایی رخ ندهد تا منجر به آسیب به بافت بدن نگردد [۴۹]. این مهم معمولاً با داشتن پالسی با فاز مثبت و پالس دیگری در جهت مخالف (فاز منفی) میسر می‌گردد که لزومی به تقارن آن‌ها نیست. به علاوه، به طور معمول، تحریک با شیب افزایشنده در ابتدا و شیب کاهشنده در انتهای تحریک صورت می‌پذیرد به طوری که از پاسخ‌های ناگهانی اجتناب شده و انواع مختلفی از انقباضات فیزیولوژیکی حاصل آید [۵۰]. بعد از بالا آمدن پاشنه پا تحریکی ممتد با اندازه مشخصی برای کنترل پا افتاده به کار گرفته می‌شود [۵۱]. فرکانس پالس، نوع انقباض عضله و مقدار نیروی تولیدی را تعیین می‌نماید. دامنه و عرض پالس، بیان‌گر میزان و مدت زمان تولید جریان تحریک برای برای فراهم آوردن کمینه جریان یونی جهت تحریک پتانسیل‌های عملیاتی است [۵۲]. در حال حاضر بیشتر اورتزهای مچ پا غیر فعال هستند. تنها سیستم فعال که به صورت تجاری نیز تولید گشته، مدل‌های بر پایه FES هستند. تا به امروز، تمام مدل‌های تجاری در دسترس بیماران، تنها از استراتژی کنترل حلقه باز استفاده می‌نمایند. با وجود اینکه اکثر این ادوات از فیدبک یک سنسور برای تغییر بین حالات بهره می‌برند، نبایستی آن‌ها را جز سیستم‌های حلقه بسته به حساب آورد، چراکه یک سیستم حلقه بسته بایستی به عنوان سیستمی معرفی گردد که کنترل‌گر به اندازه مناسبی در برابر خطاهای مدل و اغتشاشات خارجی، مانند وجود مانع حین حرکت و خستگی ماهیچه، پایدار و مقاوم باشد [۵۳].

¹ Nerve fiber membrane accommodation

۱-۷-۱- کنترل حلقه باز

اولین سیستم کنترل حلقه باز برای تصحیح DF با استفاده از FES توسط لیبرسون و همکاران [۵۴] توسعه یافت. سیستم لیبرسون با تحریک همزمان عضله تیبیالیس قدامی در مرحله تاب خوردن، بالا آوردن پنچ به سمت ساق پا را ممکن نمود، شکل موج به کر رفته در این سیستم در شکل (۸-۱) دیده می‌شود. این تحقیق برگرفته از یک نوع سیستم^۱ FSM بوده است، با حساسیت به دو حالت، محرک روشن یا خاموش است که با استفاده از یک مقاومت شانتی، تماس پاشنه با سطح راه رفتن تشخیص داده می‌شده است. تا به امروز، مفهوم تحقیق لیبرسون در بین محققان بسیار رواج داشته است و بیشتر سیستم‌های ساخته شده در دهه‌های بعدی بر اساس معماری FSM وی ساخته شده‌اند.



شکل (۸-۱) شکل موج دوزنقه ای معمولی که توسط اکثر سیستم های تجاری FES استفاده می شود ، با بارهای متعادل ، تهدیدی برای یکپارچگی بافت ایجاد نمی کند. شکل به مقیاس ترسیم نشده است [۴۸].

¹ Finite State Machine

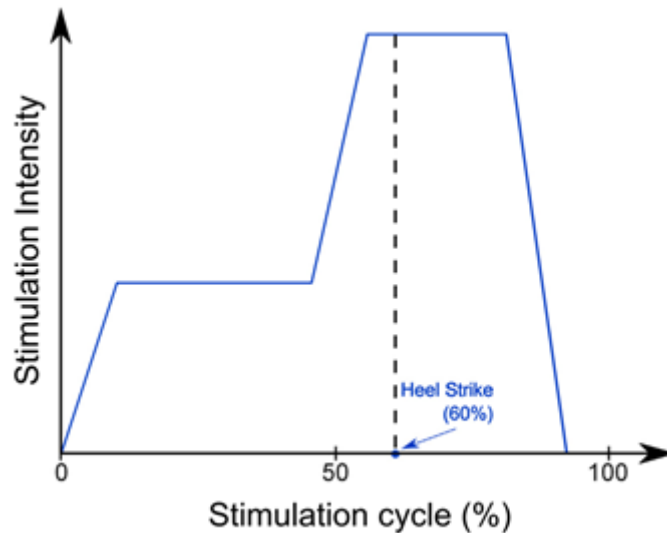
۱-۷-۲- نمونه های اولیه کنترل تحریک ثابت از پیش تعیین شده بر اساس سوئیچ های کف پا

ظهور میکروکنترل کننده ها در دهه ۱۹۷۰ امکان توسعه مداوم دستگاه های تحریک انعطاف پذیرتر و کوچکتر را فراهم کرد. نمونه ای از این سیستم، سیستم توسعه یافته توسط مالزیک و همکاران [۵۵] است، که در آن از میکروکنترلرها برای ایجاد یک سیستم تحریک کننده سطح چهار کانال استفاده شد. این سیستم به عنوان یک دستگاه درمانی روی بیست و یک نفر، ۱۱ مورد با سکته مغزی و ۱۰ مورد با TBI مورد بررسی قرار گرفت. این سیستم برای تشخیص مراحل چرخش و ایستادن به کلیدهای پاشنه متکی بوده است. پالس تحریک از پیش تعیین شده با دامنه، عرض و فرکانس ثابت مطابق شکل (۱-۸) به عصب پرونتال مشترک (تیپالیس قدامی) تحویل داده شده و در مرحله تاب دادن پا، بالا آمدن پاشنه به سمت ساق پا را ایجاد می کند. دیگر کانال های تحریک، برای فعال کردن خم شدگی اضافی زانو و کشش لگن استفاده شده اند. طبث پژوهش مالزیک برای هر دو گروه بیماران، پیشرفت در راه رفتن از نظر سرعت، وزن و طول قدم به ترتیب ۲۲ درصد، ۱۰ درصد و ۹ درصد بوده است. چو و همکاران [۵۶] آزمایشات مشابهی را با آزمایشات چرخش بازوی دوطرفه مالزیک با تحریک ماهیچه سه سر بازویی انجام دادند. در راستای کار مالزیک، کیم و همکاران [۵۷] تحریک سنتی بالا آورنده مچ پا را با تحریک عضله دور کننده ران، روی ۳۶ بیمار مبتلا به فلج خفیف یک سویه بعد از سکته مغزی ترکیب کرد. سوئیچ های کف پا، تحریک TA در مرحله تاب خوردن و تحریک ماهیچه سرینی بزرگ در مرحله ایست را برای جلوگیری از انحراف لگن به طرف مقابل فعال کردند. کیم پیشرفت هایی را در برابر تحریک یک کاناله TA و بدون تحریک، تا ۴۸٪ در تقارن راه رفتن، ۱۵٪ در سرعت، ۷٪ در وزن و ۷٪ در طول حرکت گزارش داد. سابوت و ماهادیوآپ [۵۸] یک آزمایش کنترل شده تصادفی هشت هفته ای (RCT) را بر روی ۱۰ بیمار مبتلا به DF، با استفاده از سوئیچ پاشنه پا برای تحریک TA در طول مرحله تاب خوردن پا هنگام راه رفتن انجام

دادند. راه رفتن هنگام استفاده از این دستگاه از نظر آماری، با افزایش سرعت راه رفتن، وزن و طول گام به ترتیب ۱۱/۷٪، ۱۰/۸٪ و ۱۳/۳٪ بهبود یافت. همچنین در شاخص هزینه فیزیولوژیکی (PCI) نیز ۱۷/۷٪ کاهش نشان داده شده شد. علاوه بر این، برخی از اثرات درمانی با کاهش قابل توجه اسپاسم، افزایش دامنه حرکات، افزایش گردش خون و کاهش درد وجود گزارش شد.

۱-۷-۳- کنترل تحریک از پیش تعیین شده تعدیل یافته بر اساس سوئیچ‌های کف پا

سیستم‌های حلقه باز ارائه شده تاکنون بر پایه فیدبک سطح بوده و دارای یک پروفایل تحریک متشکل از یک رشته از پیش تعیین شده ثابت از پالس‌ها هستند. اوهالوران و همکاران [۵۹،۶۰] یک استراتژی تحریک متفاوت را اتخاذ کردند و یک سیستم قابل کاشت سوئیچ پاشنه را برای DF با مدولاسیون عرض پالس در دو مرحله راه رفتن ایجاد کردند، این دستگاه بروی یک سوژه نیم فلج آزمایش شد، محرک قابل کاشت دو کانال مستقل، در یک الکتروود ۱۲ قطبی عصبی داشته و بر روی عصب پرونتال (با عمل جراحی) قرار داده شده بود. در این تحقیق، بالا آمدن پنجه با تعادل مناسب بین این کانال‌ها به دست آمده است. با مشخصات محرک پیشنهادی (به شکل (۱-۹) رجوع کنید)، اوهالوران نشان داد که افزایش شدت تحریک، درست قبل از تماس پاشنه پا، باعث می‌شود زمان پاسخگویی در بارگذاری، بازتاب کف پا کنترل شده بهتر فعال شود و احتمال افتادگی پا حین راه رفتن را به حداقل برساند. حتی گزارش شده است که اگر تحریک فراتر از این نقطه افزایش یابد، این موضوع به نفع بیمار خواهد بود. به همین ترتیب برین و همکاران [۶۱] با استفاده از دو سوئیچ پا (پاشنه پا و جلو پا پیش از شست) و مشخصات محرک مدوله شده، یک سیستم تحریک کننده DF جالب را ایجاد کردند که زمان بندی تحریک از چرخه‌ای به چرخه دیگر بر اساس سرعت راه رفتن تنظیم می‌شده است.



شکل (۹-۱) پروفایل تحریک مدولار [۶۰]

۱-۷-۴- کنترل تحریک از پیش تعیین شده EMG مدولار بر اساس سوئیچ‌های پا

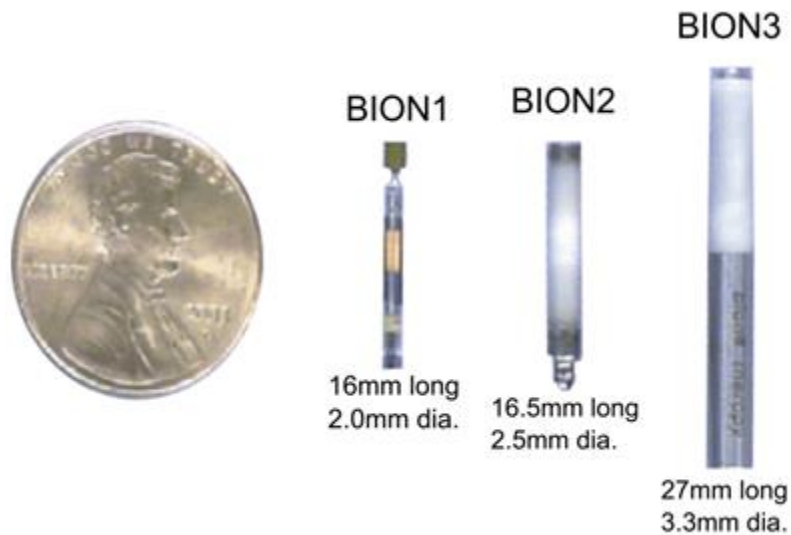
کارهای مورد بحث قبلی در مورد مدولاسیون محرک اساساً مبتنی بر تنظیم پروفایل بر اساس مشخصات پزشک بوده است. لیونز و همکاران [۶۲] از طریق یک استراتژی تحریک "طبیعی"، از الکترومیوگرافی آفلاین سطح (sEMG) برای تعدیل شکل پروفایل برای یک بیمار مبتلا به DF نیم فلج استفاده کرده‌اند. این رویکرد منجر به افزایش قابل توجه دامنه بالا آمدن پنجه، تا $7/68$ درجه (76%) در برابر $4/35$ درجه (53%) روش سنتی شد (شکل (۸-۱) را ببینید). این نتایج بهبود یافته ممکن است نتیجه واکنش اسپاسمی شدیدتر عضلات نرم ساق پا در هنگام خمیدگی به عقب باشد. توجه به این نکته ضروری است که رویکرد دوم نسبت به روش "طبیعی" کارایی کمتری دارد، زیرا برای تولید خمیدگی به عقب (جهت بالا آمدن پاشنه) با انعطاف‌پذیری کمتر به تقریباً دو برابر بار نیاز دارد. کواچی و همکارانش [۶۲]، با در نظر گرفتن کارهای پیشین، استراتژی مشابهی را ایجاد کردند. اگرچه سیستم وی فقط روی یک فرد سالم مورد آزمایش قرار گرفت، اما با استفاده از 47% جریان

تحریکی کمتر نسبت به شدت تحریک روش‌های پیشین، بسیار کارآمدتر است.

کنترل تحریک از پیش تعیین شده بر اساس سنسورهای اینرسی و مقاومت‌های حساس به نیرو

(FSR)

گزینه‌های دیگر برای سوئیچ‌های قرارگیرنده روی پا، مانند سنسورهای اینرسی، در سال‌های اخیر ظاهر شده‌اند و استراتژی‌های جدید کنترل FES را ممکن می‌کنند. وبر و همکاران [۶۴] چنین سیستمی را آزمایش کردند. برند Walkaide، یک محرک تجاری مبتنی بر سطح با یک سنسور شتاب. وبر نیز Walkaide را اصلاح کرد تا بتواند نوع جدیدی از محرک‌های میکرو قابل کاشت به نام BIONic Neuron را حاصل کند. BION توسط لوب و همکاران [۶۵،۶۶] به عنوان یک پلتفرم بر پایه میکرو تحریک کننده محتاط با حداقل تهاجم برای طیف وسیعی از برنامه‌ها (شکل (۱-۱۰) را ببینید) که به راحتی در نزدیکی عضلات یا اعصاب هدف تزریق می‌شود، ایجاد کردند. آخرین نسل شامل EMG داخلی، شتاب‌سنج و ویژگی‌های ارتباطی درون دستگاہی است و می‌تواند چند روز با یک بار شارژ کار کند.

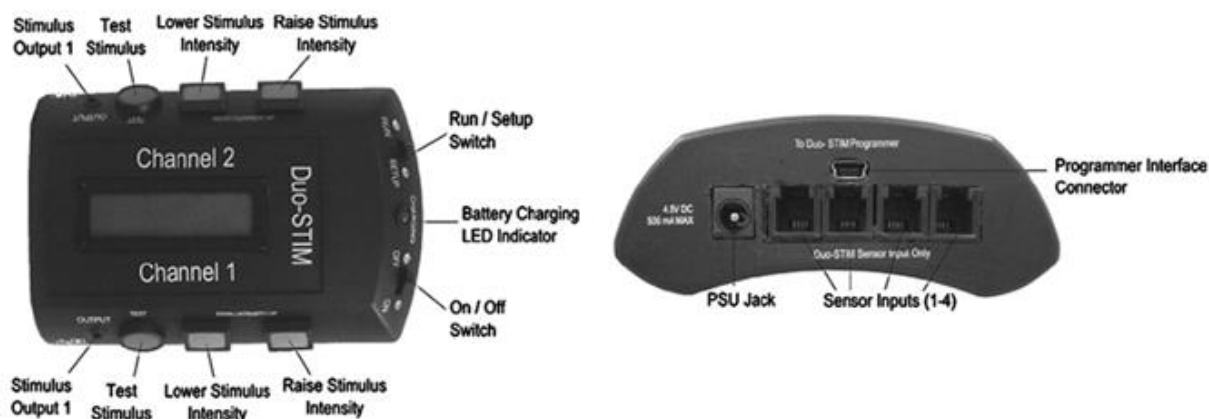


شکل (۱-۱۰) میکرو محرک‌های کاشتنی برند BION [۶۷]

وبر همراه با یک شتاب‌سنج ساق پا و الگوریتم‌های کنترل در سیستم Walkaide، نشان داد که

BION یک جایگزین مناسب برای سیستم‌های سطحی هستند. این نمونه بر روی یک مرد ۴۲ ساله با SCI ناقص انجام شد، نمونه اولیه در طول فاز تاب خوردن و آوردن پنجه به سمت ساق را ایجاد می‌کند، سرعت راه رفتن را بسیار افزایش می‌دهد و PCI را به طور قابل توجهی کاهش می‌دهد. خمیدگی به عقب حتی متعادل‌تر از سیستم‌های مبتنی بر سطح بود (که در آن اغلب پا معکوس می‌شود)، زیرا BION اضافی در عضله peroneus longus وارد می‌شود. جالب اینجاست که نمونه اولیه در هر دو سرعت راه رفتن و PCI از سیستم FES عقب افتاد. در سال ۲۰۱۱، میورا و همکاران [۶۸] یک سیستم توانبخشی FES سطحی (بدو نیاز به جراحی) بی‌سیم، کاملاً مبتنی بر حسگرهای اینرسی را ایجاد کرد. این سیستم از یک محرک ۱ کاناله سطح بی‌سیم و هفت حسگر اینرسی بی‌سیم (ران، ساق پا و پا در هر دو پا به علاوه در ناحیه کمر) تشکیل شده بود. این آزمایش با موفقیت در یک بیمار نیم فلج با DF انجام شد، این سیستم تنها با استفاده از محور عمودی شتاب‌سنج ساق پا برای تحریک بهره برد. سیستم دیگری با قابلیت اینرسی توسط برن و همکاران [۶۹] توسعه داده شد. سیستمی با نام Duo-STIM، یک محرک کامل دوکاناله قابل حمل با حسگرهای اینرسی بود (شکل (۱-۱۱) را ببینید). این دستگاه با الگوریتم‌های کنترل تعبیه شده برای تصحیح DF بر اساس سوئیچ‌های پا (پاشنه پا و زیر پنجه) همراه است و هرگونه تحریک به شکل آزاد و استراتژی‌های کنترل بر اساس سنسورهای مختلف مانند تحریک مبتنی بر شتاب‌سنج را ممکن می‌کند. دستگاه برای آزمایشات بالینی در نظر گرفته شده است، اما در زمان نگارش این مقاله، هیچ آزمایشی انجام نشده بود. با عبور از تصحیح DF سنتی و استفاده از سنسورهای بی‌حرکت، دوزن و پاپویچ [۷۰] یک استراتژی کنترل را بر اساس درخت تصمیم‌گیری تهیه کردند. روش‌های یادگیری ماشین برای تخمین چندین حالت، با استفاده از سه سنسور اینرسی (روی ران، ساق پا و روی کفش) و اندازه‌گیری نیرو (پاشنه و پا) به عنوان داده‌های ورودی و sEMG چهار عضله به عنوان داده‌های ورودی (تحریک روشن یا خاموش) استفاده شدند. اگرچه این سیستم تنها یکبار برای تحقیق تست شده است، نویسندگان گزارش دادند که کنترل بر اساس درخت تصمیم‌گیری دارای قابلیت خواندن و

تفسیر توسط انسان است که سفارشی‌سازی بهتر توسط پزشک را ممکن می‌کند.

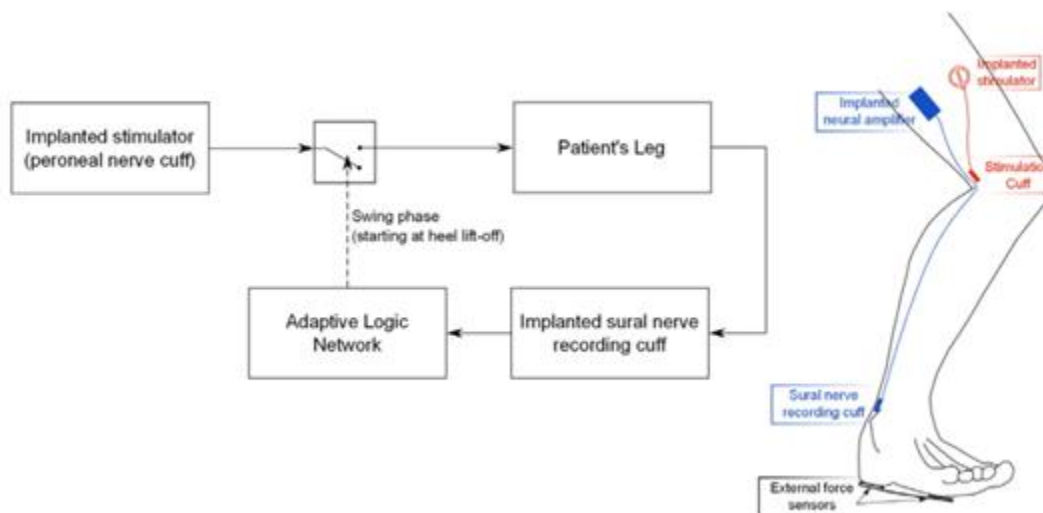


شکل (۱۱-۱) سیستم تحریک Duo-Stim ساخته شده توسط برن و همکاران [۶۹]

۱-۷-۵- کنترل تحریک از پیش تعیین شده ثابت بر اساس سنسورهای طبیعی

در طول دو دهه گذشته، استفاده از حسگرهای عصبی برای ثبت پاسخ گیرنده های مکانیکی سطحی (حسگرهای طبیعی) به عنوان راهی برای تشخیص وقایع اصلی راه رفتن، مانند ضربه خوردن پاشنه پیشنهاد شده است. این "سوئیچ طبیعی پا" برای اولین بار توسط هاگلند و سینکایر [۷۱] پیاده‌سازی شد و با ایمپلنت ۳۰ میلی متری در عصب مربوط به ماهیچه ساق قرار داده شد. این دستگاه روی یک بیمار نیم فلج دارای DF با استفاده از سیستم تحریک سطح تست شد که علی‌رغم مسئله قابلیت اطمینان با تشخیص ضربه خوردن پاشنه پا، امکان‌سنجی خود را ثابت کرد و با پیاده‌سازی یک زمان‌سنج برای تطبیق مراحل راه رفتن مورد بررسی قرار گرفت. هاگلند در ادامه کار خود، یک محرک عصبی قابل کاشت به اندازه کافی کوچک که بتواند در دیواره الکتروود کاف عصبی قرار بگیرد را آزمود. نتایج نشان‌گر انتخاب خوب دستگاه برای ماهیچه‌های قسمت درشت‌نی و نازک‌نی بوده است. هانسن و هاگلند [۷۲] کارهای هاگلند را ادامه داده و محرک قابل کاشت را با ثبت نوار عصب مربوط به ماهیچه ساق برای تصحیح DF ادغام کردند. هانسن (به شکل (۱-۱۲)

رجوع کنید)، با استفاده از داده‌های فعالیت عصبی و مقاومت حساس به نیرو (FSR) برای الگوریتم‌های یادگیری یادگیری ماشین، به‌ویژه شبکه‌های منطقی تطبیقی (ALN)، سرعت کم ردیابی قبلی را بهبود بخشید.



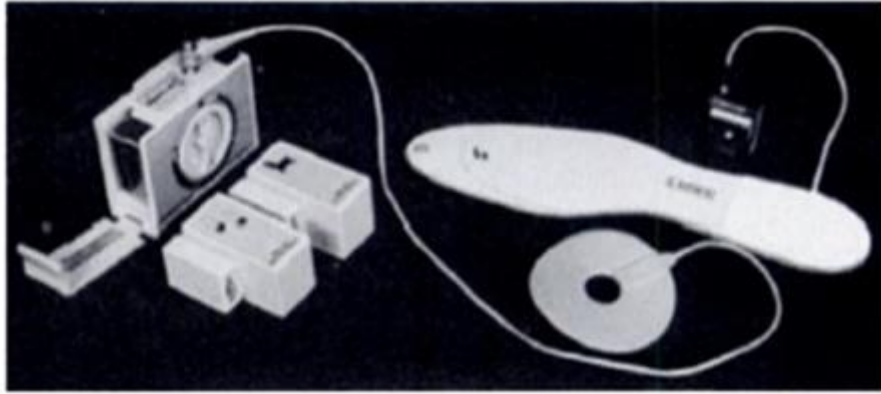
شکل (۱-۱۲) سیستم تحریک با شبکه منطقی تطبیقی پذیر بر اساس کاشت درون پا [۷۲]

آزمایش‌های راه رفتن روی یک زن ۳۲ ساله با افتادگی پا با استفاده از تحریک دوزنقه‌ای مانند تحقیقات گذشته انجام شد، که ALN عملکردی قابل قبول و همچنین ثبات در طی یک دوره چند ماهه را داشت. هاففر و همکاران [۷۳] یکی از اولین آزمایش‌های بالینی را با یک دستگاه کاملاً قابل کاشت برای تصحیح DF، با نام سیستم Neostostep logies انجام دادند. با این حال، در حال حاضر، Neurostep یک وسیله پزشکی تحقیقاتی تحت آزمایشات بالینی است. سیستم Neurostep به‌طور مستقل و بدون هیچ وسیله خارجی کار می‌کند و باتری‌ها، حس‌گرها و واحدهای تحریک کننده همه در یک بسته قابل کاشت گنجانده شده‌اند. تحریک در عصب پروئفال مشترک اتفاق می‌افتد و رویدادهای راه رفتن با استفاده از ثبت سیگنال عصبی درشت نی تشخیص داده می‌شوند. یک مرد ۷۰ ساله مبتلا به DF نیم فلج که تنها می‌توانست ۵ تا ۱۰ متر بدون خستگی راه برود، با کاشت دستگاه و پس از ۶ ماه، دامنه پیاده‌روی وی به ۲۵۰ متر افزایش یافت. علی‌رغم این دستاورد و میزان ردیابی

ابتدایی زیاد که بین ۷۲ تا ۹۰٪ بود، قسمت مربوط به سنجش امیدانس با گذشت زمان تخریب می‌شود و منجر به کاهش روز افزون سرعت تشخیص می‌گردد.

۱-۷-۶- نمونه‌های تجاری

در حال حاضر، برای تصحیح افتادگی پا تنها ارتزهای فعال مچ پا موجود در بازار، مبتنی بر FES هستند. این سیستم‌ها از محرک‌های سطحی قابل حمل به شدت فرسوده تا راه‌حل‌های تا حدی قابل کاشت هستند که در آن تنها محرک‌ها الکترودهای کاشته شده‌اند. تا کنون هیچ سیستم کاملاً قابل کاشت وجود نداشته است. تمامی این سیستم‌ها حلقه باز هستند، از این رو آنها تنها از حس‌گرها برای زمان‌بندی تحریک استفاده می‌کنند (بر اساس نوع FSM کنترل)، که در تمام موارد یک رشته پالس محرک از پیش تعیین شده است که توسط متخصص تنظیم شده‌اند. در حال حاضر سه نوع راه‌حل مبتنی بر FES سطحی به‌خوبی شناخته شده وجود دارد که عبارتند از Odstock، Ness L300 و Walkaide و تنها دو راه‌حل تا حدی قابل کاشت وجود دارد که عبارتند از STIMuSTEP و سیستم‌های ActiGait. جالب توجه است که یکی از اولین سیستم‌های تجاری FES برای تصحیح DF از نوع قرارگیری با کاشت بوده است (به شکل (۱-۱۳) رجوع کنید). این دستگاه که در سال ۱۹۷۱ توسط شرکت Medtronic, Inc، توسعه یافته بود، بروی ۱۶ بیمار در طی ۳ سال تست شد که می‌توانستند در طی فاز تاب خوردن، به موقعیت طبیعی زانو (برخی با وارونگی) دست یابند، و سرعت راه رفتن خود را تا ۳۷٪ در مقایسه با سرعت ارتزهای سطحی مچ پا، پیش از جراحی افزایش دهند. [۴۸].



شکل (۱-۱۳) سیستم تحریک کاشتنی Medtronic [۴۸]

در حال حاضر Odstock انواع محرک‌های مختلف ناحیه مچ پا را ارائه می‌دهد که از بین آنها Odstock Dropped Foot Stimulator (ODFS) و محرک دوکاناله Odstock (O2CHS) سیستم‌هایی هستند که برای تصحیح شرایط راه رفتن استفاده می‌شوند و تاکنون ۱۵۱ بیمار دارای DF با استفاده از سیستم‌های ODFS در طی ۱۸ هفته سرعت راه رفتن خود را به میزان ۲۷٪ افزایش داده‌اند و PCI به میزان ۳۱٪ کاهش داشته است [۷۴]. وان و همکاران [۷۵] با استفاده از دستگاه Ness L300 افزایش مشابهی را در سرعت راه رفتن ۲۶ بیمار سکته مغزی گزارش کردند. سیستم Walkaide نیز دارای یک سویچ زیر زانو است (به شکل (۱-۱۴) رجوع کنید)، با این حال از الگوریتم تشخیص راه رفتن مبتنی بر محور عمودی شتاب‌سنج و تحریک بر اساس آستانه شتاب استفاده می‌نماید. این سیستم تحریک تک کاناله خود مختار و کوچک می‌تواند به صورت خودکار خود را برای پا هر بیماری تنظیم کند. آزمایش‌های انجام شده با این دستگاه روی ۷۳ بیمار و به جهت اصلاح DF، با ۱۵٪ افزایش در سرعت راه رفتن، گزارش شده است [۵۰].



شکل (۱-۱۴) سیستم تحریک الکتریکی عملکردی شرکت Walkaid [۵۰]

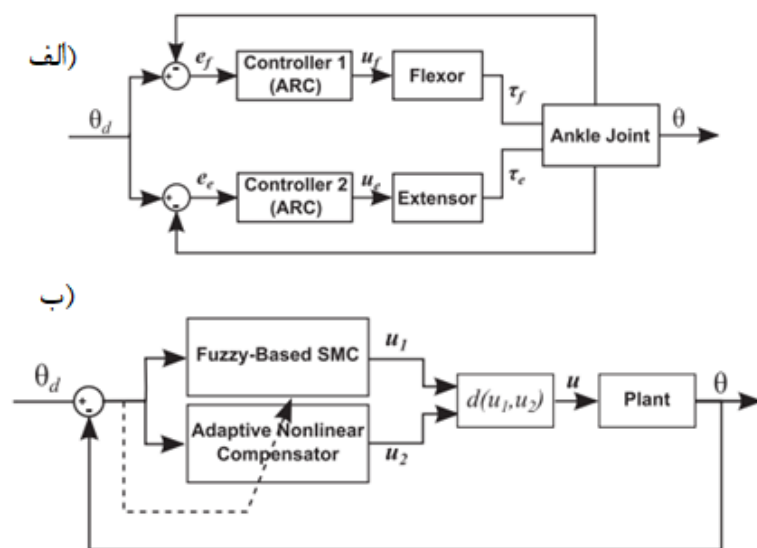
۱-۷-۷- سیستم‌های کنترل حلقه بسته

در سال ۱۹۷۴، استراتژی‌های کنترل حلقه بسته برای اصلاح DF پیشنهاد شدند. با این حال، مشکل عدم پیشرفت فن‌آوری در آن زمان، کاربرد بالینی آن‌ها را دشوار نمود. با وجود این واقعیت که اکثر سیستم‌های توسعه یافته تاکنون با موفقیت، معماری حلقه باز را اجرا کرده‌اند، آن‌ها هنوز سطح عملکرد افراد سالم را ارائه نمی‌دهند [۷۶]. این احتمالاً یکی از دلایلی است که سایر استراتژی‌های کنترل، مانند FES حلقه بسته، طی سال‌ها پیگیری شده‌اند [۵۳]. علی‌رغم این تلاش‌های فزاینده در دهه‌های گذشته برای تبدیل FES حلقه بسته در محیط بالینی و خارج از دانشگاه به محیط زندگی بیماران، هنوز هم برای کنترل اندام‌های فلج با FES، به دلیل رفتار غیرخطی و پدیده خستگی ماهیچه‌ها، کاری چالش برانگیز است.

۱-۷-۸- کنترل ردیابی مسیر

اکثر استراتژی‌های کنترل حلقه بسته برای تصحیح DF که تا به امروز ایجاد شده‌اند به روی این امر

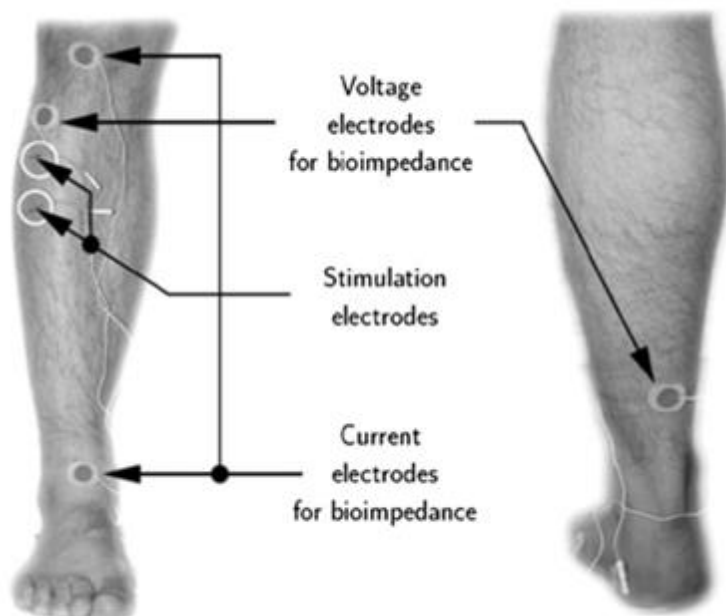
متمركز شده اند كه پا در طى راه رفتن از يك مرجع زاويه خاص پيروي كند. كبروى و عرفانيان [77] راهكارى را با اتخاذ يك كنترل كننده غير متمركز با جفت عضلانى آگونىست - آنتاگونىست (عضلات TA و ماهيچه ساق پا)، كه با مدولاسيون عرض پالس كنترل مى گرديدند، پيشنهاد دادند (به شكل (15-1) قسمت الف رجوع كنيد). استراتژى آن ها بر مبنای دو كنترل كننده مستقل برای حرکت هر عضله و مفصل بود كه برهم كنش های درون اين زیرسیستم ها به عنوان عملکرد بیرونی در نظر گرفته می شدند.



شكل (15-1) كنترل بايواپيدانس تحريك الكتريكي عملكردي [78]

هر زیر سیستم بر اساس یک کنترل کننده قدرتمند تطبیقی (ARC)، متشکل از یک کنترل کننده مد لغزشی (SMC) و همچنین مبتنی بر منطق فازی و یک جبران کننده خطی تطبیقی، برای مقابله با دینامیک غیرخطی سیستم و اغتشاش ساخته شد (به شكل (15-1) قسمت ب رجوع شود). در آزمایشات سیلیکو عملکرد عالی در ردیابی زاویه مچ پا آزاد با خطای RMS 0.79 درجه، مقاومت در برابر اختلالات بیرونی و در برابر خستگی عضلات نشان داده شد. عرفانیان [79] یک کنترل کننده حلقه بسته مد لغزشی تطبیقی را برای ردیابی زاویه مچ پا 2 بیمار دچار فلج ناقص در پا ساخت. در

مقایسه با کار کبروی، این کنترل کننده دارای عملکرد ردیابی بهتری در آزمایشات مشابه بود، با این حال، این دستگاه در گروه بیماران با تعداد کمی تست شد و بسیاری از آزمایش‌های اعتبار سنجی انجام نشدند. نهرستاد و همکاران [۷۸] رویکرد متفاوتی را در تصحیح DF به کار گرفتند و شکلی از کنترل پیش‌خورده تطبیقی، به طور خاص یک کنترل کننده ILC^۱ را برای پیگیری زاویه از پیش تعیین شده مچ پا در مرحله تاب خوردن، پیاده‌سازی کردند. در آغاز هر چرخه راه رفتن، بر اساس سیگنال خطای زاویه (بازخورد) از چرخه قبلی، مشخصات تعدیل شده پهنای پالس به روز می‌شده است. برای تخمین سینماتیک مچ پا، نهرستاد از نوع جدیدی از حس‌گر را ایجاد کرد که با تغییر زاویه مفصل، افت ولتاژ تقریباً خطی بافت را فراهم می‌نماید که در شکل (۱-۱۶) دیده می‌شود.

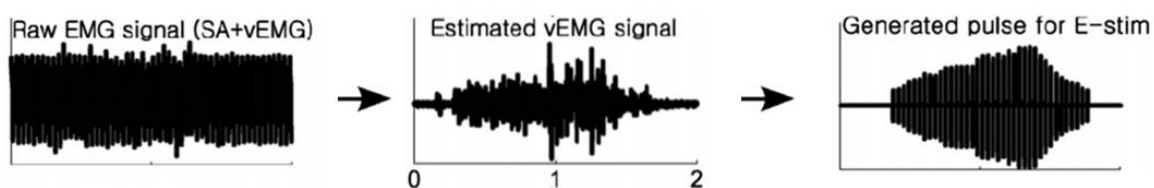


شکل (۱-۱۶) محل قرار گیری حس‌گرها و الکترودهای سیستم تحریک نهرستاد و همکاران [۷۸]

¹ Iterative Learning Control

۱-۷-۹- کنترل sEMG

کنترل ارتزهای مبتنی بر FES برای تصحیح DF با استفاده از sEMG به اندازه سیستم‌های مورد بحث قبلی مورد بررسی قرار نگرفته است، با این وجود پیشرفت‌های جالبی در این موضوع وجود داشته است. هدف از چنین معماری‌های کنترل sEMG، ارائه کنترل فیزیولوژیکی و مداوم از مفصل میچ پا نیم فلج است. این استراتژی کنترل بر این فرض استوار است که ماهیچه بیمار آن هنوز سیگنال‌های sEMG باقیمانده داوطلبانه را حفظ می‌کند، که می‌تواند توسط سیستم حس شده و به عنوان ورودی به کنترل‌کننده وارد شود. سپس کنترل‌کننده از سیگنال برای تحریک تناسبی عضلات بیمار استفاده می‌کند (شکل ۱-۱۷ را ببینید). تحریک همزمان ماهیچه و حصول sEMG آن، نوع جدیدی از مشکل را مطرح کرد، زیرا این تحریک باعث ایجاد نوع مصنوعی در خوانش sEMG می‌شود که سیگنال پاسخ ماهیچه واقعی را پوشش می‌دهد. موراکا [۸۲] یک سیستم sEMG حلقه بسته بیمار محور را معرفی کرد اما بهره‌وری آن تنها با یک سوژه اثبات شده بود. چن و همکاران [۸۳] مفاهیم قبلی را برای عضله بالا آورنده پنجه پا گسترش دادند و روی یک بیمار دارای DF تست کردند که بهبودهای قابل توجهی را در سرعت میانگین، وزن و طول گام به ترتیب حدود ۴۸٪، ۶۵٪ و ۴۴٪ نشان داد.



شکل (۱-۱۷) پردازش سیگنال EMG قبل از استفاده به عنوان فیدبک کنترلی [81]

فصل ۲:

مدل سازی ماهیچه در برابر تحریک

الکتریکی عملکردی

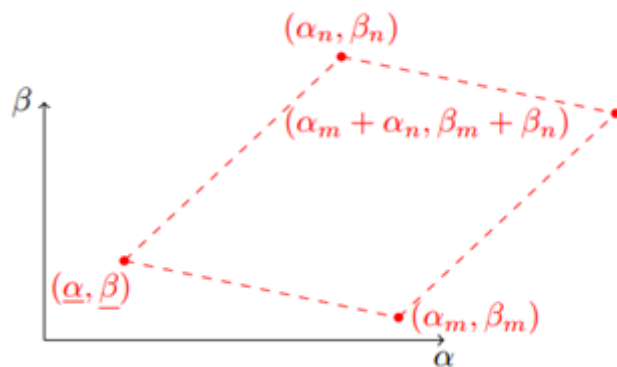
۲-۱- مقدمه

برای کنترل دقیق یک پدیده بایستی شناخت کافی از آن حاصل شده باشد. بدین منظور که خروجی سیستم مد نظر با توجه به ورودی که به آن اعمال می‌گردد قابل پیش‌بینی باشد. علاوه بر بهره‌گیری از روابط ریاضی، در مدل‌های شناسایی سیستم، ممکن است زوج‌های ورودی و خروجی که از آزمودن سیستم به‌دست آمده برای تعیین مشخصه‌های کاری استفاده گردد. در مورد موضوع کنترل مطرح شده در این پایان‌نامه، به دلیل رفتار غیرخطی و متغیر با زمان ماهیچه و ایجاد خستگی، به‌دست آوردن مدلی دقیق پرچالش بوده است. در این فصل به مدل‌هایی که تا کنون به منظور بیان رفتار ماهیچه و مقدار نیاز تحریک الکتریکی عملکردی برای ایجاد حرکت در آن استفاده شده است اشاره می‌شود، همچنین پشتوانه ریاضی مدل‌های شناسایی سیستم که برای پژوهش پیش‌رو مد نظر قرار گرفته‌اند در آخر ذکر شده است.

والتین در مقاله‌ای [۸۴] با رویکرد استفاده از الکترودهای آرایه‌ای و کنترل یادگیرنده تکرار پذیر، از دو کانال برای تحریک عصب پرونتال و ایجاد دورسیفلکشن و اینورژن بهره برد. همچنین از رابطه زیر برای ارتباط بین شدت تحریک و بزرگی حرکت پا استفاده نمود:

$$\begin{pmatrix} \alpha - \underline{\alpha} \\ \beta - \underline{\beta} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c_{\alpha,m} & c_{\alpha,n} \\ c_{\beta,m} & c_{\beta,n} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} q_m - \underline{q}_m \\ q_n - \underline{q}_n \end{pmatrix} \begin{matrix} \underline{q}_m \leq q_m \leq \bar{q}_m \\ \underline{q}_n \leq q_n \leq \bar{q}_n \end{matrix} \quad (۱-۲)$$

در این رابطه \underline{q}_m و \underline{q}_n شدت تحریک هر کدام از الکترودها در هنگام شروع به حرکت پا و $\underline{\alpha}$ و $\underline{\beta}$ کمینه زوایا در هنگام اعمال کمینه شدت تحریک (\underline{q}_m و \underline{q}_n) هستند. ناحیه محتمل زوایای α و β در شکل (۲-۱) به تصویر کشیده شده است.



شکل (۱-۲) ناحیه محتمل کاری برای تحریک الکتریکی عملکردی جهت ایجاد دورسیفلکشن و اینورژن

به منظور استخراج ضرایب $c_{i,j}$ که $i \in \{\alpha, \beta\}$ و $j \in \{n, m\}$ است، زوایای (α_m, β_m) و (α_n, β_n) در حالت پیشینه تحریک ماهیچه‌ای $(\underline{q}_m, \underline{q}_n)$ و پیشینه تحریک عصبی $(\overline{q}_m, \overline{q}_n)$ اندازه‌گیری شدند. با این حساب، بزرگی شدت تحریک این‌گونه بوده است:

$$\begin{pmatrix} q_m \\ q_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c_{\alpha,m} & c_{\alpha,n} \\ c_{\beta,m} & c_{\beta,n} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} u_\alpha - \underline{\alpha} \\ u_\beta - \underline{\beta} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \underline{q}_m \\ \underline{q}_n \end{pmatrix} =: \begin{pmatrix} \tilde{c}_{m,\alpha} & \tilde{c}_{m,\beta} \\ \tilde{c}_{n,\alpha} & \tilde{c}_{n,\beta} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_\alpha - \underline{\alpha} \\ u_\beta - \underline{\beta} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \underline{q}_m \\ \underline{q}_n \end{pmatrix} \quad (۲-۲)$$

ورودی‌های u_α و u_β از نظر آماری سیستم را مستقل (decouple) می‌کند. ورودی‌های جدید بایستی در فضای محتمل شکل (۱-۲) قرار داشته باشند.

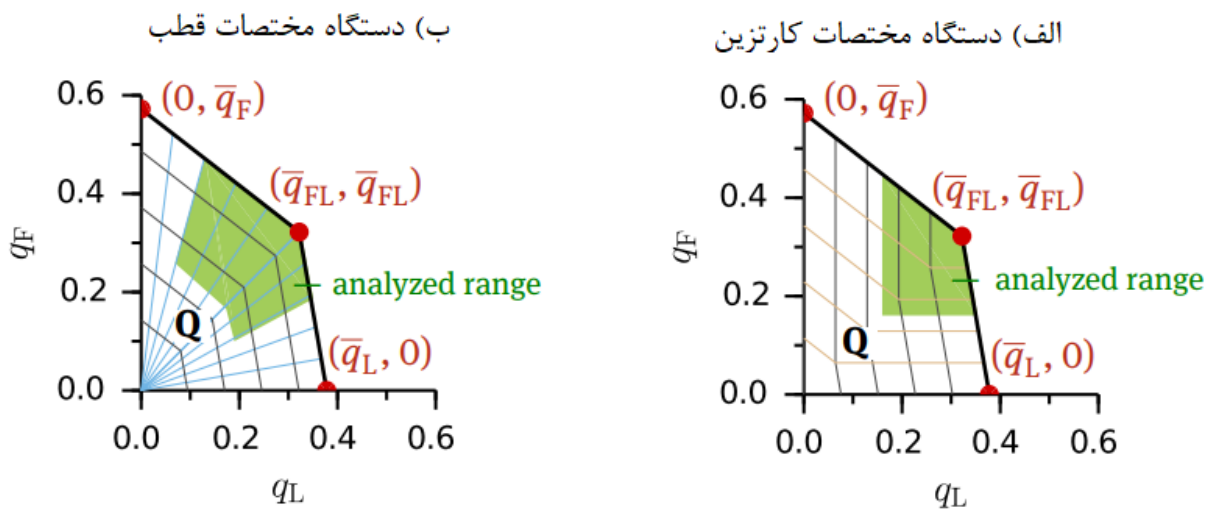
سیل در پژوهشی [۸۵] اثر زوایای پیچ $\psi(t)$ و رول $\varphi(t)$ پنجه پا (مقایسه با خط افق) را با استفاده از الگوریتم معرفی شده مرجع [۸۶] مد نظر قرار داد. مچ پا مفصلی کروی است که علاوه بر بالا و پایین بردن پنجه، با محدودیت‌هایی قابلیت چرخاندن آن را نیز دارد. داده‌های زاویه با یک شتابسنج با فرکانس نمونه برداری $f_{IMU} = 100Hz$ استخراج شد. با معرفی t_{to} برای مرحله جداسدن پنجه و t_{ic} برای برخورد پاشنه با زمین، مقدار اسکالری برای حرکت پا در هر قدم اطلاق گردید:

$$p := \sqrt[3]{\frac{2f_{IMU}}{t_{ic} - t_{to}} \sum_{t=\frac{t_{to}+t_{ic}}{2}}^{t_{ic}} (\psi(t) - \psi_b)^3 + \psi_b^3} \quad (۳-۲)$$

$$r := \sqrt[3]{\frac{2f_{IMU}}{t_{ic} - t_{to}} \sum_{t=\frac{t_{to}+t_{ic}}{2}}^{t_{ic}} (\varphi(t) - \varphi_b) + \varphi_b} (\xi - \gamma)$$

در این معادلات برای تخمین زدن زاویه جدا شدن پنجه $\psi_b = 40^\circ$ و $\varphi_b = 0^\circ$ انتخاب شدند.

همچنین بزرگی تحریکی که روی پوست اعمال شد (q_L و q_F) با استفاده از درون‌یابی خطی به دست آمده است، ناحیه محتمل اندازه تحریک (Q) در شکل (۲-۲) نمایش داده شده است.



شکل (۲-۲) ناحیه محتمل اندازه تحریک (Q) در دستگاه مختصات الف) کارتیزین ب) قطبی

اگر با بزرگی q_L و q_F تحریک پوست صورت گیرد، حد اشباع هر کدام، به مقدار دیگری در همان لحظه وابسته می‌شود. از این مشکل به واسطه تنظیم پارامترها در محدوده محتمل به شکل زیر اجتناب شد.

$$q_L = \begin{cases} \bar{q}_{FL} u_L & \text{if } : u_L \leq u_F \quad (5-2) \\ \bar{q}_{FL} u_F + \bar{q}_L (u_L - u_F) & \text{if } : u_L > u_F \end{cases}$$

$$q_F = \begin{cases} \bar{q}_{FL} u_L + \bar{q}_F (u_F - u_L) & \text{if } : u_L \leq u_F \quad (6-2) \\ \bar{q}_{FL} u_F & \text{if } : u_L > u_F \end{cases}$$

که پارامترهای $u_L \in [0,1]$ و $u_F \in [0,1]$ برای توصیف مقادیر تحریک در دامنه محتمل Q در سیستم کارترین انتخاب شدند، به شکل مشابهی اگر $u_\Sigma \in [0,1]$ و $\rho \in [-1,1]$ در نظر گرفته شوند، سیستم قطبی نیز پوشش داده می‌شود:

$$q_L = \begin{cases} u_\Sigma(\bar{q}_{FL}(1+\rho)) & \text{if } : \rho \leq 0 \\ u_\Sigma(\bar{q}_{FL}(1-\rho) + \bar{q}_L\rho) & \text{if } : \rho > 0 \end{cases} \quad (7-2)$$

$$q_F = \begin{cases} u_\Sigma(\bar{q}_{FL}(1+\rho) - \bar{q}_F\rho) & \text{if } : \rho \leq 0 \\ u_\Sigma(\bar{q}_{FL}(1-\rho)) & \text{if } : \rho > 0 \end{cases} \quad (8-2)$$

همان‌طور که در شکل (۲-۲) دیده می‌شود، $u_L = 0$ بیانگر $q_L = 0$ و $u_L = 1$ به نقاطی اشاره دارد که در خط میان‌یابی بین \bar{q}_L و \bar{q}_{FL} واقع است. به طور مشابه برای u_F ، q_F ، \bar{q}_F و \bar{q}_{FL} نیز برقرار بوده است.

نهرستاد [۷۸]، در روشی نوآورانه زاویه میج پا را با استفاده از بایو امپدانس عضلات ساق استخراج نمود. همچنین با استراتژی کنترل یادگیرنده تکرار پذیر، سعی کرد زاویه مبنایی در مرحله تاب‌خورن پا، دنبال نماید. مدلی که برای این سیستم کنترلی استفاده شد، با فرض $y_j(k)$ به عنوان خروجی در لحظه k برای قدم j و با ورودی کنترلی $u_j(k)$ ، به شکل زیر بیان گشت:

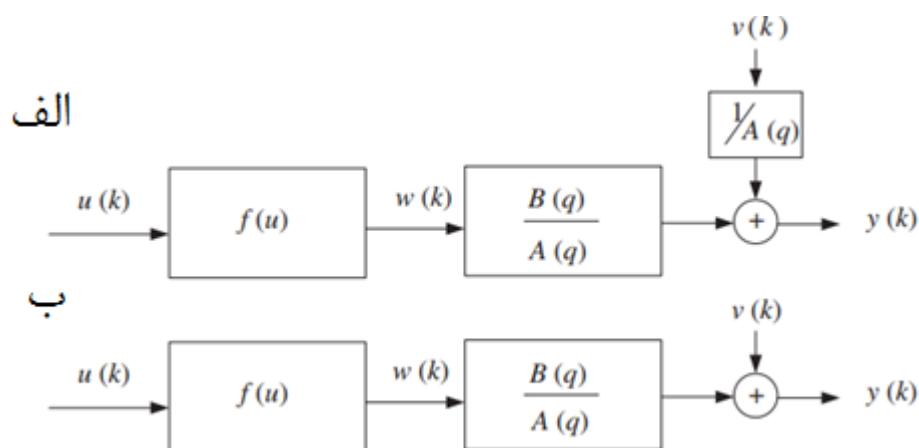
$$y_j(k) = \frac{B(q^{-1})q^{-m}}{A(q^{-1})}u_j(k) + d(k), \quad (9-2)$$

$$\underline{u} < u_j(u) < \bar{u}, j = 1, 2, \dots,$$

در این رابطه، q^{-1} عمل‌گر شیفت روبه‌عقب ($(q^{-1}u(k) = u(k-1))$) است. A و B چند جمله‌ای‌های مربوط به q^{-1} هستند. q^{-m} مبین تاخیر زمانی شامل m وقفه است. اغتشاش d از این چرخه مستقل می‌باشد. ورودی سیگنال $u_j(k)$ به بازه $[\underline{u}, \bar{u}]$ محدود شده است. با وجود سیگنال $r(k)$ ، مرجع مستقل از چرخه، سیگنال خطا به این شکل تعریف می‌گردد:

$$e_j(k) = r(k) - y_j(k) \quad (۱۰-۲)$$

فنگمین، در پژوهشی [۸۸] جهت بدست آوردن مدل تحریک عصب با FES از روش‌های شناسایی سیستم بهره برد. به دلیل تشابه روابط ریاضی حاکم بر روش‌های شناسایی سیستم این پایان‌نامه با پژوهش مذکور، برخی از روابط ریاضی به کار گرفته شده بیش از پیش بسط داده می‌شود. در این تحقیق برای شناسایی، از دو ساختار همراشتاین مطابق شکل (۲-۳) استفاده شده است.



شکل (۲-۳) ساختار زمان گسسته همراشتاین الف) مدل ARX ب) مدل OE

ابتدا ورودی تحریک $u(k)$ به وسیله تابع غیرخطی $f(u)$ مقیاس‌بندی می‌شود و سپس به یک سیستم خطی غیرمتغیر با زمان ارجاع داده می‌شود که توسط یک تابع تبدیل به فرم $G(q) = \frac{B(q)}{A(q)}$ تفسیر می‌گردد. سیگنال $w(k)$ قابل اندازه‌گیری نیست و اغتشاش از نوع نویز سفید می‌باشد. به این ترتیب، سیستم خطی با تابع تبدیل زیر بیان می‌گردد:

$$G(q) = \frac{B(q)}{A(q)} = \frac{b_0 q^{-d} + b_1 q^{-(d+1)} + \dots + b_n q^{-(d+n)}}{1 + a_1 q^{-1} + \dots + a_l q^{-l}} \quad (۱۱-۲)$$

که q^{-1} عملگر تاخیر و n و l و d تعداد صفر، قطب و درجه تاخیر زمانی می‌باشند. فرض می‌شود پارامترهای n ، l و d مشخص هستند. تابع غیرخطی $f(u)$ با spline مکعبی زیر معرفی می‌گردد:

$$f(u) = \sum_{i=1}^{m-2} \beta_i |u - u_{i+1}|^3 + \beta_{m-1} + \beta_m u + \beta_{m+1} u^2 + \beta_m + 2u^3 \quad (12-2)$$

$$u_{\min} = u_1 < u_2 < u_3 < \dots < u_m = u_{\max}$$

$$\theta_n = [\beta_1 \quad \beta_2 \quad \dots \quad \beta_{m+2}]^T$$

که پارامترهای بلوک غیرخطی می‌باشند و

$$\theta_1 = \begin{bmatrix} \theta_a \\ \theta_b \end{bmatrix} = [a \quad \dots \quad a_l \quad b_0 \quad b_1 \quad \dots \quad b_n]^T \quad (13-2)$$

پارامترهای بلوک خطی را تشکیل می‌دهند.

تفاوت بین دو مدل بلوک هم‌رشتاین در مدل کردن اغتشاش نهفته است. در شکل (۲-۳) یک مدل رگرسیون خودکار خارجی (ARX) استفاده شده است که فیلتر اغتشاش $H = 1/A(q)$ با اجزای مدل خطی کوپل شده است. در عوض، در شکل (۲-۳)، مدل خطای خارجی (OE) به کار آمده است و در این صورت مدل اغتشاش $H = 1$ می‌باشد.

در این شرایط مسئله شناسایی سیستم به این صورت توصیف می‌گردد: داده‌های ورودی / خروجی جمع‌آوری شده

$$((u(1), y(1)), \dots, (u(N), y(N)))$$

جهت پیدا کردن بردار پارامترها

$$\theta = \begin{bmatrix} \theta_n \\ \theta_1 \end{bmatrix}$$

که تابع هزینه (۲-۱۴) را کمینه خواهد کرد:

$$\|v\|_2^2 = \sum_{k=1}^N v^2(k) \quad (14-2)$$

که در مورد وجود اغتشاش و به‌کارگیری مدل ARX بایستی رابطه (۲-۱۵) را در نظر گرفت:

$$\frac{1}{\hat{A}(q)}v = y - G(q, \hat{\theta}_1)f(u, \hat{\theta}_n) = y - \frac{B(q)}{\hat{A}(q)}f(u, \hat{\theta}_n) \quad (15-2)$$

9

$$v = y - G(q, \hat{\theta}_1)f(u, \hat{\theta}_n) = y - \frac{\hat{B}(q)}{\hat{A}(q)}f(u, \hat{\theta}_n) \quad (16-2)$$

اگر مدل خطای خارجی (OE) مورد بررسی باشد.

۲-۲- شناسایی پارامترهای غیرخطی

فرض کنید یک پیش‌بینی اولیه از بردار پارامترهای خطی، θ_1 دسترس باشد. بنابراین، پارامترهای غیرخطی می‌توانند با استفاده از پیش‌بینی اولیه موجود از پارامترهای خطی با تدابیر ذیل شناخته شوند.

۲-۳- مدل ARX

با ضرب طرفین رابطه (۲-۱۵) در $A(q)$ و جایگزین کردن عبارت حاصل برای v در رابطه (۲-۱۴) خواهیم داشت:

$$\hat{\theta}_n = \arg \min_{\theta_n} \left\| \hat{A}(q)y - \hat{B}(q)f(u, \theta_n) \right\|_2 \quad (17-2)$$

از رابطه (۲-۱۲) داشتیم که تابع $f(u, \theta_n)$ در θ_n خطی است و همچنین است برای

$$(B(q)f(u, \theta_n))(k)$$

$$\begin{aligned}
& (\hat{B}(q)f(u, \theta_n))(k) \\
&= \sum_{i=1}^{m-2} \beta_i \underbrace{(\hat{b}_0 |u(k-d) - u_{i+1}|^3 + \dots + \hat{b}_n |u(k-d-n) - u_{i+1}|^3)}_{f_i(u(k), \hat{\theta}_b)} \\
&+ \beta_{m-1} \underbrace{(\hat{b}_0 + \dots + \hat{b}_n)}_{f_{m-1}(u(k), \hat{\theta}_b)} + \beta_m \underbrace{(\hat{b}_0 u(k-d) + \dots + \hat{b}_n u(k-d-n))}_{f_m(u(k), \hat{\theta}_b)} \\
&+ \beta_{m+1} \underbrace{(\hat{b}_0 u(k-d)^2 + \dots + \hat{b}_n u(k-d-n)^2)}_{f_{m+1}(u(k), \hat{\theta}_b)} \\
&+ \beta_{m+2} \underbrace{(\hat{b}_0 u(k-d)^3 + \dots + \hat{b}_n u(k-d-n)^3)}_{f_{m+2}(u(k), \hat{\theta}_b)}
\end{aligned} \tag{۱۸-۲}$$

از این رو رابطه (۲-۱۷) می‌تواند به صورت یک مسئله حداقل مربعات خطی^۱ بازنویسی کرد

$$\arg \min_{\theta_n} \|Y_n(y, \hat{\theta}_a) - \Phi_n(u, \hat{\theta}_b)\theta_n\|_2 \tag{۱۹-۲}$$

و با فرض $l < n + d$:

$$Y_n(y, \hat{\theta}_a) = \begin{bmatrix} y(l+1) + \hat{a}_1 y(l) + \dots + \hat{a}_1 y(1) \\ y(l+2) + \hat{a}_1 y(l+1) + \dots + \hat{a}_1 y(2) \\ \vdots \\ y(N) + \hat{a}_1 y(N-1) + \dots + \hat{a}_1 y(N-l) \end{bmatrix} \tag{۲۰-۲}$$

۹

$$\Phi_n(u, \hat{\theta}_b) = \begin{bmatrix} f_1(u(l+1), \hat{\theta}_b) \cdots f_{m+2}(u(l+1), \hat{\theta}_b) \\ f_1(u(l+2), \hat{\theta}_b) \cdots f_{m+2}(u(l+2), \hat{\theta}_b) \\ \vdots \\ f_1(u(N), \hat{\theta}_b) \cdots f_{m+2}(u(N), \hat{\theta}_b) \end{bmatrix} \tag{۲۱-۲}$$

اکنون حاصل عبارت (۲-۱۷) این چنین خواهد بود:

^۱ Ordinary Least Square

$$\hat{\theta}_n = \left(\Phi_n(u, \hat{\theta}_b)^T \Phi_n(u, \hat{\theta}_b) \right)^{-1} \Phi_n(u, \hat{\theta}_b)^T Y_n(y, \hat{\theta}_a)$$

۲-۴- مدل خطای خارجی

اگر y خروجی G با وجود ورودی $f(u, \theta_n)$ باشد خواهیم داشت:

$$\hat{y}(k) = \frac{\hat{B}(q)}{\hat{A}(q)} f(u, \theta_n) \quad (22-2)$$

با ضرب کردن $A(q)$ در طرفین رابطه (۲-۲۲) نتیجه می شود که:

$$\hat{A}(q)\hat{y}(k) = \hat{B}(q)f(u, \theta_n) \quad (23-2)$$

و با بسط دادن $B(q)f(u(k), \theta_n)$ مانند رابطه (۲-۱۸)، معادله ماتریسی (۲-۲۴) را خواهیم داشت:

$$T(\hat{\theta}_a)\hat{Y} = \Phi_n(u, \hat{\theta}_b)\theta_n \quad (24-2)$$

که:

$$\hat{Y} = \begin{bmatrix} \hat{y}(1) \\ \hat{y}(2) \\ \vdots \\ \hat{y}(N) \end{bmatrix} \text{ و } T(\hat{\theta}_a) = \begin{bmatrix} \hat{a}_l & \cdots & \hat{a}_1 & 1 & 0 & \cdots & \cdots & 0 \\ 0 & \hat{a}_l & \cdots & \hat{a}_1 & 1 & \cdots & \cdots & 0 \\ \vdots & & & & & & & \vdots \\ 0 & \cdots & \cdots & 0 & \hat{a}_l & \cdots & \hat{a}_1 & 1 \end{bmatrix}$$

هرچند، $T(\theta_a)$ یک ماتریس $(N-1) \times N$ می باشد و بیان گر این نکته است که پاسخ y منحصر به فرد نمی باشد. توصیف تئوریک این سیستم جبری خطی این چنین است که خروجی نمی تواند منحصر به وسیله مدل و ورودی ارائه شده مشخص شود. در واقع، درجات آزادی اضافه شده ای در انتخاب شرایط اولیه وجود دارد. به منظور یکتا کردن پاسخ معادله (۲-۲۴)، هیچ شرایط اولیه ای می تواند انتخاب نگردد.

در این پایان نامه، این فرض در شناسایی ماهیچه قابل توجه است زیرا حرکت ماهیچه در اثر تحریک بعد از یک مدت استراحت رخ می دهد و تحریکات پیوسته و بدون استراحت در نظر گرفته نمی شوند که این شرایط باعث آسیب رسیدن به ماهیچه های تحریک شده می شود. انتخاب شرایط اولیه صفر به بسط دادن داده های تهی در گذشته مربوط می گردد، که به نوبه خود به این معنی است که ماتریس های $T(\theta_a)$ و $\Phi_n(u, \theta_b)$ برای به وجود آوردن N ستون گسترش داده می شوند و سپس رابطه (2-24) به صورت رابطه (2-25) تبدیل خواهد شد:

$$T_{ext}(\hat{\theta}_a) \hat{Y} = \Phi_n(u_{ext}, \hat{\theta}_b) \theta_n \quad (2-25)$$

که

$$T_{ext}(\hat{\theta}_a) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & \dots & 0 & 0 & \dots & \dots & 0 \\ \hat{a}_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & \dots & \dots & 0 \\ \vdots & \ddots & & & & & & \vdots \\ \hat{a}_1 & \dots & \hat{a}_1 & 1 & 0 & \dots & \dots & 0 \\ 0 & \hat{a}_1 & \dots & \hat{a}_1 & 1 & \dots & \dots & 0 \\ \vdots & & & & & & & \vdots \\ 0 & \dots & \dots & 0 & \hat{a}_1 & \dots & \hat{a}_1 & 1 \end{bmatrix}$$

و

$$\Phi_n(u_{ext}, \hat{\theta}_b) = \begin{bmatrix} f_1(u(1), \hat{\theta}_b) & \dots & f_{m+2}(u(1), \hat{\theta}_b) \\ f_1(u(2), \hat{\theta}_b) & \dots & f_{m+2}(u(2), \hat{\theta}_b) \\ \vdots & & \vdots \\ f_1(u(N), \hat{\theta}_b) & \dots & f_{m+2}(u(N), \hat{\theta}_b) \end{bmatrix}$$

در نتیجه، از رابطه (2-25) خواهیم داشت:

$$y = T_{ext}^{-1}(\theta_a) \Phi_n(u_{ext}, \theta_b) \theta_n$$

با جایگذاری این عبارت در رابطه (2-16)، تابع هزینه (2-14) به این صورت ظاهر می گردد:

$$\hat{\theta}_n = \arg \min_{\theta_n} \|Y - T_{ext}^{-1}(\hat{\theta}_a)\Phi_n(u_{ext}, \hat{\theta}_b)\theta_n\|_2$$

که می‌تواند به صورت تقریبی با روش تخمین کمترین مربعات^۱ حل شود تا در پیش‌بینی بردار پارامترهای غیرخطی θ_n مورد استفاده قرار گیرد:

$$\hat{\theta}_n = \left(\left(T_{ext}^{-1}(\hat{\theta}_a)\Phi_n(u_{ext}, \hat{\theta}_b) \right)^T T_{ext}^{-1}(\hat{\theta}_a)\Phi_n(u_{ext}, \hat{\theta}_b) \right)^{-1} \left(T_{ext}^{-1}(\hat{\theta}_a)\Phi_n(u_{ext}, \hat{\theta}_b) \right)^T Y \quad (26-2)$$

۲-۴-۲- شناسایی پارامترهای خطی

با داشتن یک پیش‌بینی از θ_n برای بردار پارامترهای غیرخطی تنها، تابع هزینه (۲-۱۴) می‌تواند روی پارامترهای خطی θ_n کمینه‌سازی گردد. این مسئله فرعی، یک کمینه‌سازی به روش حداقل مربعات خطی^۲ و روش ARX است، اما، همین موضوع یک مسئله دشوار حداقل مربعات غیر خطی در روش OE است.

۲-۵- تئوری مدل ARX

مسئله کمینه‌سازی در روش ARX در واقع به این صورت بیان می‌گردد:

$$\hat{\theta}_i = \arg \min_{\theta_i} \|A(q)y - B(q)f(u, \hat{\theta}_n)\|_2$$

یا در بیان ماتریسی:

¹ Least Square Sense

² Linear Least Square Minimization

$$\arg \min_{\theta_l} \|Y' - \Phi_l(u, y, \hat{\theta}_n)\theta_l\|_2 \quad (27-2)$$

که

$$Y' = [y(l+1) \quad y(l+2) \quad \cdots \quad y(N)]^T$$

و

$$\Phi_l(u, y, \hat{\theta}_n) = \begin{bmatrix} -y(l) & \cdots & -y(1) & f(u(l+1-d), \hat{\theta}_n) & \cdots & f(u(l+1-d-n), \hat{\theta}_n) \\ -y(l+1) & \cdots & -y(2) & f(u(l+2-d), \hat{\theta}_n) & \cdots & f(u(l+2-d-n), \hat{\theta}_n) \\ \vdots & & \vdots & \vdots & & \vdots \\ -y(N-1) & \cdots & -y(N-1) & f(u(N-d), \hat{\theta}_n) & \cdots & f(u(N-d-n), \hat{\theta}_n) \end{bmatrix}$$

بنابراین، پاسخ معادله (27-2) به این شکل است:

$$\hat{\theta}_l = (\Phi_l(u, y, \hat{\theta}_n)^T \Phi_l(u, y, \hat{\theta}_n)^{-1} \Phi_l(u, y, \hat{\theta}_n)^T Y')$$

2-6- تئوری مدل خطا خارجی OE

با در نظر داشتن شکل (2-3) و تابع تبدیل بردار پارامترهای خطی θ_l ، θ_a از مخرج A و پارامتر θ_b از صورت B، خطای خروجی می‌تواند به صورت تحلیلی روی θ_b کمینه گردد، در این صورت متغیرهای بهینه‌سازی نیز کم می‌گردد. برای θ_a ، رابطه (2-23) می‌تواند به فرم ماتریسی، مانند رابطه (2-25)، بازنویسی شود:

$$T_{ext}(\hat{\theta}_a) \hat{Y} = \Phi'_l(u_{ext}, \hat{\theta}_n) \theta_b \quad (28-2)$$

که

$$\Phi'_l(u_{ext}, \hat{\theta}_n) = \begin{bmatrix} f(u(1-d), \hat{\theta}_n) & \cdots & f(u(1-d-n), \hat{\theta}_n) \\ f(u(2-d), \hat{\theta}_n) & \cdots & f(u(2-d-n), \hat{\theta}_n) \\ \vdots & & \vdots \\ f(u(N-d), \hat{\theta}_n) & \cdots & f(u(N-d-n), \hat{\theta}_n) \end{bmatrix}$$

بنابراین:

$$\hat{Y}(\theta_a, \theta_b) = T_{ext}^{-1}(\hat{\theta}_a) \Phi'_l(u_{ext}, \hat{\theta}_n) \theta_b$$

پس با وجود θ_a داده شده، پاسخ θ_b ، برای θ_b این گونه خواهد بود:

$$\begin{aligned} \hat{\theta}_b &= \arg \min_{\theta_b} \|Y - \hat{Y}\|_2 \\ &= \underbrace{\left(\left(T_{ext}^{-1}(\hat{\theta}_a) \Phi'_l(u_{ext}, \hat{\theta}_n) \right)^T T_{ext}^{-1}(\hat{\theta}_a) \Phi'_l(u_{ext}, \hat{\theta}_n) \right)^{-1} \left(T_{ext}^{-1}(\hat{\theta}_a) \Phi'_l(u_{ext}, \hat{\theta}_n) \right)^T Y}_{g(\hat{\theta}_a)} \quad (29-2) \end{aligned}$$

اکنون مسئله کمینه‌سازی OE به یک مسئله حداقل مربعات غیرخطی بدون قید^۱ نزول پیدا کرده

$$\hat{\theta}_a = \arg \min_{\theta_a} \|Y - \hat{Y}(\theta_a, g(\theta_a))\|_2 \quad \text{است که:}$$

که تنها یک تغییر بهینه‌سازی θ_a وجود دارد. به این چنین مسئله‌ای می‌توان با روش‌های بهینه‌سازی

محلی استاندارد^۲ مانند روش لوبنبرگ - مارکوآرت^۳ [۹۳] پاسخ داده شود.

در بررسی پایداری مدل شناسایی با روش اخیرا ذکر شده در این پایان نامه، باید گفت داشتن پایداری

در مدل‌هایی که شناسایی می‌گردند به خودی خود دشوار است، اما در زمینه شناسایی ماهیچه،

مرتبه دوم مد نظر قرار می‌گیرد که در این حالت می‌توان نشان داد که محدودیت‌های پایداری در حد

محدودیت‌های زیر کاهش می‌یابد:

$$0 < \hat{a}_2 \leq 1$$

$$-2 \leq \hat{a}_1 \leq 0$$

¹ Unconstrained Nonlinear Least Square

² Standard Local Optimization Methods

³ The Levenberg-Marquardt Method

مولر در تحقیقی [۸۸] در مورد کنترل پا با FES با استفاده از کنترل گر تکرار پذیر یادگیرنده و با تمرکز بر پیچیدگی‌های ماهیچه‌ها در هنگام راه رفتن و بهره‌گیری از دو جفت کانال تحریک، از مدل بیان شده در رابطه؟ برای ایجاد ارتباط بین شدت تحریک و حرکت ایجاد شده در ماهیچه استفاده کرده است. تفاوت این تحقیق، در کنترل حرکت هر دو گروه ماهیچه‌های جلویی و پشتی پا در هنگام راه رفتن است که اگر ماهیچه‌های جلویی در حالت انقباض باشند، ماهیچه‌های پشتی در حالت انبساط قرار دارند. بیشتر مسائل کنترلی در این حوزه، تک ورودی - تک خروجی (SISO) هستند. در این پژوهش، با وجود دو کانال تحریک، متعاقباً دو ورودی کنترلی وجود دارد. هرچند تنها یک هدف خروجی وجود دارد که شامل زاویه دورسیلفکشن است. به واسطه بهره‌گیری از کنترل یادگیرنده، محقق موفق شده است دو ورودی تحریک را روی یک ورودی کنترلی مجازی نگاشت کند.

برای دو گروه ماهیچه QUADRICEPS و HAMSTRINGS شدت تحریک q_q و q_h طبق رابطه (۲-۳۰) خواهد بود:

$$q_h = \begin{cases} q_{h0} + k_h u & \text{if } u < 0 \\ q_{h0} & \text{otherwise} \end{cases} \quad q_q = \begin{cases} q_{q0} & \text{if } u > 0 \\ q_{q0} + k_q u & \text{otherwise} \end{cases} \quad (۳۰-۲)$$

که q_{h0} و q_{q0} کمینه مقادیر جهت ایجاد انقباض عضلانی هستند. k_h و k_q بهره تحریک و u ورودی جدید سیستم برای تبدیل شدن به یک سیستم SISO هستند.

انقباض ماهیچه به وسیله تحریک FES می‌تواند با استفاده از مدل‌های فیزیولوژیکی با درجات بالا بیان گردند. با این حال، در زمان پیاده‌سازی این سیستم‌ها و استفاده تعداد محدودی از داده‌های تجربی، بایستی بین سختی این مدل‌ها و عدم مطابقت داده‌های محدود موجود برای محقق تعادلی برقرار باشد. از این‌رو، مولر [۸۸] از مدل درجه اول (۲-۳۱) با در نظر گرفتن تاخیر استفاده نموده است:

$$G(s) = \frac{e^{-T_d s} K_p}{T_p s + 1} \quad (۳۱-۲)$$

که s پارامتر لاپلاس، T_d تاخیر زمانی، K_p بهره و T_{p1} ثابت زمانی است.

در پژوهش دیگری با تمرکز بر همگرایی روابط کنترل گر تکرار پذیر یادگیرنده، سیل [۸۹] کنترل گر خود را برای اصلاح افتادگی پا با استفاده از FES استفاده نموده است. در این تحقیق با تکیه بر تحقیق نهرستاد [۷۸]، مدل تحریک برای حرکت ماهیچه تیپالیس انتریور مد نظر قرار گرفته است. به ترتیب، عرض پالس تحریک FES بر حسب دهم میلی ثانیه و زاویه مفصل مچ بر حسب درجه، متغیرهای ورودی $u(t)$ و متغیر خروجی $y(t)$ را تشکیل می دهند. بنابراین، معادله دیفرانسیل خطی (۳۲-۲) به صورت تقریبی رابطه بین ورودی و خروجی دینامیک سیستم با بازه نمونه برداری $t_s = 0.02s$ را بیان می کند:

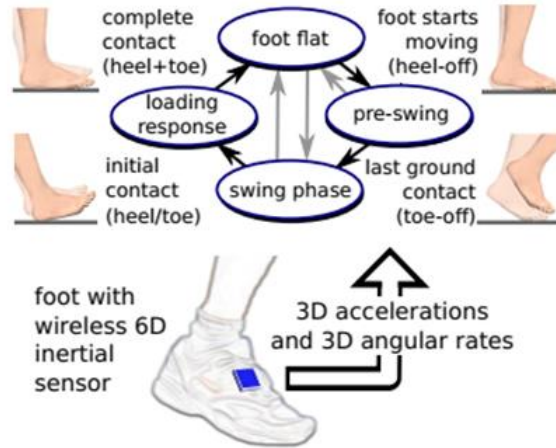
$$y(t) - 0.8097002y(t - t_s) - 0.0777289y(t - 2t_s) \quad (32-2) \\ = 0.6634u(t - 2t_s)$$

در فاز تاب دادن پا هنگام راه رفتن زاویه مفصل مچ $y(t)$ بایستی به جهت دنبال کردن مسیر از پیش تعیین شده ای در هر تکرار، کنترل گردد. با تکیه بر داده هایی تجربی که سیل پیش تر در تحقیقی [۸۶] مورد بررسی قرار داده است، مدت زمان فاز تاب دادن پا برای بیماران سکتة مغزی بین $0/6$ تا $1/0$ ثانیه برآورد شده است.

۲-۷- شناسایی فاز راه رفتن

همان طور که در فصل اول اشاره شد، برای اعمال تحریک الکتریکی عملکردی، احتیاج به زمان بندی خاصی است تا پنجه در زمان مناسب بالا بیاید و راه رفتن بیمار دارای افتادگی به الگوی راه رفتن افراد سالم نزدیک شود، از این رو محققین از حس گرهای نیرویی زیر پاشنه یا شتاب سنج و همچنین حس گرهای بایو، برای این منظور استفاده نموده اند، ذیلا نمونه هایی از مدل سازی و روش های شناسایی مراحل راه رفتن ذکر می گردد.

سیل در پژوهشی [۸۵] با شناسایی فاز گام برداشتن توسط شتابسنج وژیروسکوپ، از یک شتابسنج روی پا با فرکانس نمونه برداری $f_s = 100Hz$ مطابق شکل (۴-۲) استفاده نمود.



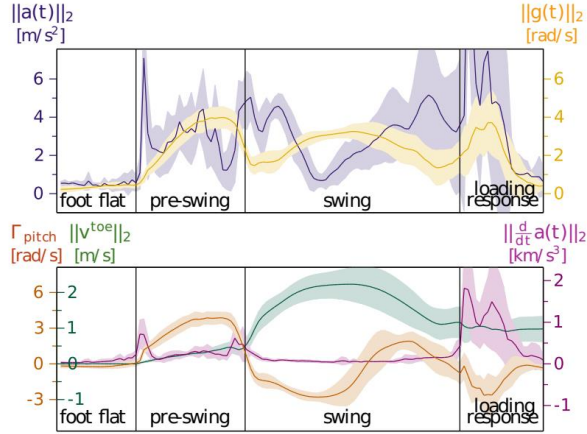
شکل (۴-۲) شناسایی فاز گام برداشتن با داده‌ها شتابسنج و روش FSM [۸۵]

۲-۷-۲- تشخیص foot rest

برای تشخیص فاز foot flat، روندی شامل بهره‌گیری از پهنای باند سیگنال در این مرحله، با کران بالا وجود داشته است. زمانی که هردو سیگنال در پهنای باند خود $\|g(t)\|_2 < g_{rest}$ و $|a(t)|_2 < a_{rest} - 9.81$ برای حداقل $n_{ff} \in N_{<0}$ نمونه باقی می‌مانند، به صورت اتوماتیک و بدون توجه به شرایط قبلی، به مرحله foot flat تغییر پیدا می‌کند. در مقابل، در صورت برقراری رابطه زیر، از حالت foot-flat به pre-swing تغییر پیدا می‌کند:

$$|-9.81 + \|a(t)\|_2 < \alpha_{a_{rest}} \vee \|g(t)\|_2 > \alpha_{g_{rest}} \quad (۳۳-۲)$$

در رابطه (۳۳-۲) $a \in R_{>1}$ ضریب هیستریزیس است که از چترینگ بین دو فاز foot-flat و pre-swing جلوگیری به عمل می‌آورد.



شکل (۲-۵) ۱ میانگین و انحراف از معیار استاندارد مشخصه‌های سیگنال مسیر حرکت انسان [۸۵]

۲-۷-۳- تشخیص toe off

همان‌طور که در شکل (۲-۵) دیده می‌شود، نمودار پایینی بیان‌گر زاویه پیچ $\Gamma_{pitch}(t) \in R$ و سرعت پنجه $\|v^{toe}(t)\|_2 \in R$ است. در حالی که نرخ تغییر زاویه پیچ همراه با تغییر علامت در هنگام جدا شدن پاشنه از زمین است، سرعت پنجه به طور ناگهانی بالا می‌رود. زمانی که مرحله foot-flat به درستی تشخیص داده شده باشد، این سیگنال‌ها این‌گونه قابل تشریح هستند: اگر t_0 مبین زمان آنی و آخرین لحظه حالت پا در مرحله foot-flat باشد و برای به دست آوردن ماتریس چرخش هربار که پاشنه از زمین جدا می‌شود از اطلاعات حس‌گر واقع در محل، در لحظه t تا اطلاعات تا لحظه t_0 . در این صورت می‌توان گفت:

$$\Gamma_{pitch}(t) := g(t) \cdot \frac{\int_{t_0}^t g(\tau) d\tau}{\left\| \int_{t_0}^t g(\tau) d\tau \right\|_2}$$

$$v^{toe}(t) := \int_{t_0}^t R(\tau) a^{toe}(\tau) - a(t_0) d\tau$$

$$a^{toe}(t) := a(t) + g(t) \times (g(t) \times o) + \dot{g}(t) \times o$$

که نقطه، نشان‌دهند ضرب داخلی و $0 \in R^3$ ، تقریبی از موقعیت پنجه پا با توجه به اطلاعات حس‌گر

شتاب موجود می‌باشد.

با توجه به تکنیک استفاده شده توسط مراجع [۹۰، ۹۱] این اطلاعات همچنین با اندازه‌گیری داده‌های مرحله pre swing نیز قابل پیش‌بینی می‌باشند.

۲-۷-۴- تشخیص initial contact

حتی در راه‌رفتن با سرعت‌های پایین، مرحله initial contact همراه نقطه اوج بزرگی در نمودار جرک $\|da(t)/dt\|_2 \in R \geq 0$ می‌باشد. با این حال، مخصوصاً برای بیماران دارای نقص راه رفتن، مشاهده شده که این بزرگی جرک ممکن است در هنگام جدا شدن پاشنه از زمین نیز اتفاق بیافتد. بنابراین، سیل در این پژوهش دو شرط برای تشخیص این مرحله مد نظر قرار داده است: زمان $T_{sw,min}$ که نیاز است از مرحله جدا شدن پاشنه گذشته باشد و قبل از مرحله initial contact مورد استفاده قرار می‌گیرد. همچنین سرعت افقی سنسور موجود $\|v_{xy}^{IMU}\|_2$ بایستی تا ۷۵٪ مقدار اوجش از زمان جدا شدن پاشنه کاهش داشته باشد، به بیان ریاضی:

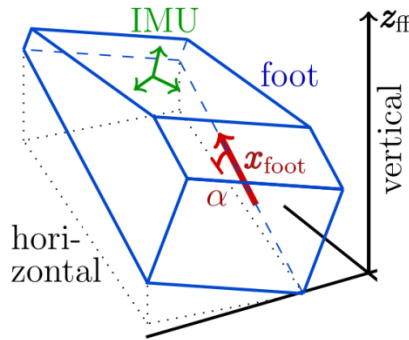
$$\|v_{xy}^{IMU}(t)\|_2 < 0.75 \max_{\tau \in [t_0, t]} \|v_{xy}^{IMU}(\tau)\|_2 \quad (۳۴-۲)$$

$$v_{xy}^{IMU}(t) := \int_{t_0}^t R(\tau)a(\tau) - (a(t_0)^T R(\tau)a(\tau))a(t_0)d\tau$$

در این حالت فرض بر این است که سرعت در مرحله جدا شدن پاشنه از زمین افزایش داشته است، این خود در حالی است که سرعت قبل از مرحله initial contact کاهش می‌یابد.

همین محققین در مقاله دیگری [۹۲]، به اندازه‌گیری زاویه پیچ^۱ پا پرداختند و از اطلاعات به‌دست آمده برای کنترل حلقه بسته با استفاده از FES استفاده نمودند. زاویه α (زاویه پیچ پا) در شکل (۶-۲) نشان داده شده است.

^۱ Pitch angle



شکل (۶-۲) زاویه α روی محور x_{foot} و تصویر آن روی صفحه افق [۹۲]

اطلاعات مربوط به محور x_{foot} با داده‌هایی که از حسگر شتاب روی پا استخراج می‌گردد، قابل استفاده نبوده و به‌خاطر دشواری در تبیین آن، مستقیماً مورد استفاده نیز قرار نگرفته است. با این حال، دانش مورد نیاز از موقعیت x_{foot} پا این‌گونه قابل تخمین است: با فرض این‌که حداقل در اولین قدم، پا به سمتی حرکت می‌کند که جهت پا در شروع گام برداشتن به آن سمت بوده است، که فرضی معقول مخصوصاً در مورد بیماران با دشواری راه رفتن است. سرعت افقی حرکت پا $v_{xy}^{ff}(t)$ بین دو مرحله heel-rise و full-contact تعریف می‌گردد. با توجه به این مهم که پا در مرحله full-contact به نوعی استراحت می‌نماید، شناوری داده‌های خروجی شتاب‌سنج را مد نظر قرار نداده و اطلاعات محور x_{foot} در موقعیت محلی posterior-anterior به شکل رابطه (۲-۳۵) بیان می‌گردد:

$$\mathbf{x}_{foot} = \frac{\hat{\mathbf{x}}_{foot}}{\|\hat{\mathbf{x}}_{foot}\|_2}, \quad \hat{\mathbf{x}}_{foot} := \int_{t_{hr,j}}^{t_{fc,j}} \left(\mathbf{v}_{xy}^{ff}(\tau) - \frac{\tau - t_{hr,j}}{t_{fc,j} - t_{hr,j}} \mathbf{v}_{xy}^{ff}(t_{fc,j}) \right) d\tau \quad (۳۵-۲)$$

در صورت نصب صحیح و محکم سنسور شتاب‌سنج روی پا، جهت محور x_{foot} در هنگام ایستادن تغییر نخواهد داشت. با انتقال محور x_{foot} به دستگاه محلی روی پای که محور z_{ff} تغییر ارتفاع و حرکت عمودی هنگام راه رفتن را نشان می‌دهد، زاویه پیچ α که جهت‌گیری در جهت زاویه پیچ را

$$\tilde{\alpha}(t) := \frac{\pi}{2} - \angle(\mathbf{z}_{ff,j}, \mathbf{R}_{ff}(t)\mathbf{x}_{foot}) = \arcsin(\mathbf{z}_{ff,j}^T \mathbf{R}_{ff}(t)\mathbf{x}_{foot}) \in \left[-\frac{\pi}{2}, +\frac{\pi}{2} \right]$$

محاسبه می‌شود.

فصل ۳:

آزمایشات آنالیز حرکت و شناسایی

سیستم

۳-۱- مقدمه

در این فصل، ابتدا در مورد راهرفتن بیماران دارای افتادگی و تفاوت‌های شاخص آن با راهرفتن افراد سالم صحبت خواهد شد. سپس مدل تحریک عضله با FES به دو روش گرادیان نزولی و شناسایی سیستم ARX معرفی می‌گردد. همچنین سیستم کنترلی مورد استفاده در این پایان‌نامه و نتایج محیط سیمولینک نرم‌افزار متلب مورد بحث قرار می‌گیرد.

۳-۲- تحلیل راهرفتن بیماران دارای افتادگی پا

آنچه واضح است، دشواری راهرفتن این افراد در هنگام راهرفتن، باعث لنگیدن ایشان می‌شود. به نحوی که سرعت حرکت به دفعات از افراد سالم کم‌تر بوده و طول گام‌ها کوتاه‌تر است. اما نکته‌ای که در این پایان‌نامه مورد بررسی است، یافتن تفاوتی چشم‌گیر است تا به واسطه اصلاح آن بتوان ادعا کرد که سیستم کنترلی و عمل شناسایی تحریک عضله مفید بوده است. به منظور آشنایی با عادات گام برداشتن این افراد و امید به معرفی داوطلبین، به مراکز درمانی، فیزیوتراپی و توان‌بخشی شهرستان شاهرود مراجعه شد و بعد از صرف زمان زیادی، همکاری ۳ نفر داوطلب دارای افتادگی پا شروع گردید. دو نفر خانم در رده سنی ۶۰ سال و دارای سابقه سکته مغزی و یک نفر آقا با سن کم‌تر از ۳۰ سال و دارای افتادگی پا به دلیل قطع شدن عصب پرونتال در تصادف رانندگی. در اولین مواجهه با این افراد که از افتادگی پا رنج می‌بردند، تفاوت‌های واضحی به چشم می‌خورد. مهم‌ترین آن کشیدن پنجه پا دارای افتادگی طی راهرفتن است چرا که عضله تیبیالیس انتریور ایشان قادر به منقبض شدن نیست. همین موضوع باعث می‌شود این بیماران از لگن خود کمک گرفته تا با چرخشی غیر طبیعی

به سمت بالا، عدم حرکت پنجه را جبران کرده و از کشیده شدن پنجه و تماس نوک کفش با سطح زمین جلوگیری به عمل بیاورند. این تفاوت‌های بصری در شکل (۱-۳) نشان داده شده است.



شکل (۱-۳) افتادگی پا بر اثر عدم توانایی ماهیچه تیبیالیس انتریور در بالا آوردن پنجه

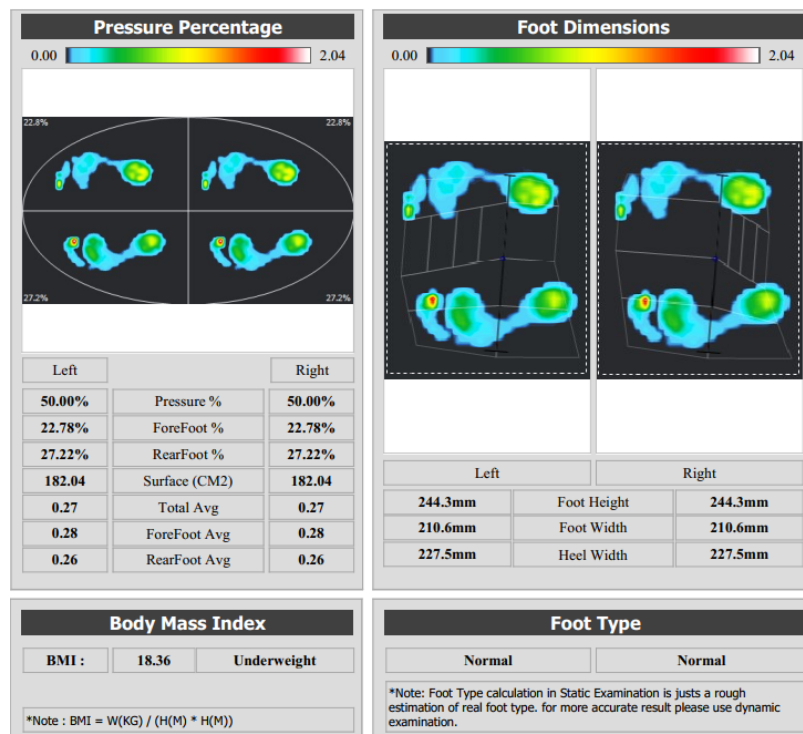
همان‌طور که در فصل ۱ اشاره شد، عمل راه رفتن به چند قسمت تقسیم می‌گردد. در افراد سالم یک پا تکیه‌گاه است و گام برداشتن، با بالا آمدن پاشنه پا دیگر آغاز می‌شود. در محله بعد پنجه پا بالا می‌آید و حرکت تاب خوردن شروع می‌شود. در قسمت نهایی، دوباره پاشنه روی زمین می‌نشیند و بعد از آن پنجه به سمت پایین حرکت می‌کند. در بیماران دارای افتادگی پا، بالا آمدن پاشنه بدون مشکل انجام می‌شود، اما شروع تفاوت‌ها در مرحله‌ای است که پنجه باید بالا بیاید.

جهت بررسی علمی و پرهیز از خطا، نیاز بود این روند که با چشم به وضوح مشخص می‌گردد، نه فقط به صورت کیفی، بلکه با داده‌های کمی بیان گردد. با مطالعه مقالات و بررسی روش‌های متخصصین این بحث، وسایل مورد استفاده برای این منظور شناسایی شد که در جدول (۱-۳) آورده شده است.

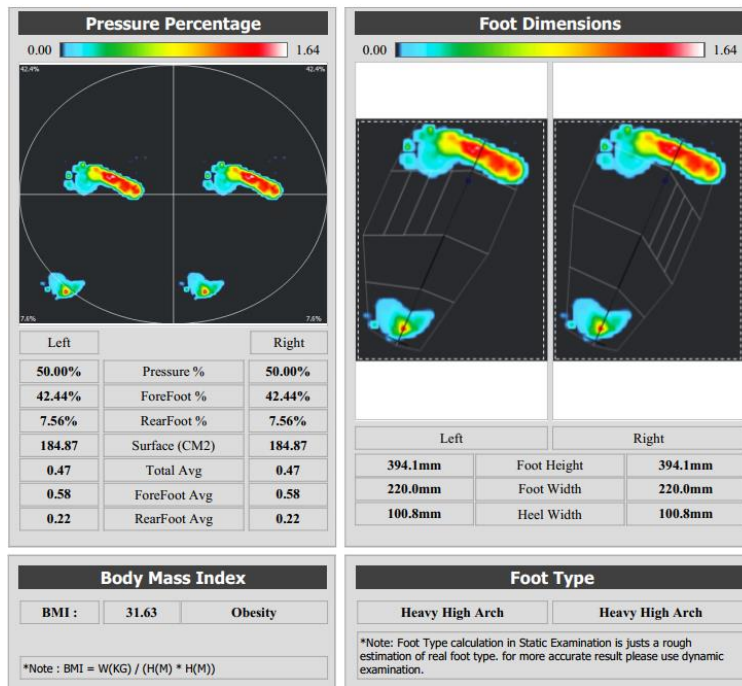
جدول (۱-۳) روش‌های سنجش تاثیرگذاری دستگاه اصلاح حرکت افتادگی پا پس از انجام تمرینات

نام ابزار	نحوه استفاده	دقت	آسانی دسترسی	آسانی استفاده
دوربین	بررسی کینماتیک مارکرهایی که روی بدن قرار گرفته‌اند	بسیار بالا	مشکل	مشکل
شتاب‌سنج	بررسی داده‌های شتاب، سرعت و زاویه محل قرار گیری شتاب‌سنج	بالا	بسیار آسان	آسان
سنسور نیرویی FSR	بررسی وجود یا عدم وجود نیرو در یک نقطه	متوسط	بسیار آسان	بسیار آسان
سونوگرافی	بررسی تغییر سایز فیبرهای عضلانی طی انجام یک دوره تمرین خاص	بسیار بالا	آسان	مشکل
الکترومایوگرافی	بررسی قدرت عضلانی	بسیار بالا	مشکل	مشکل

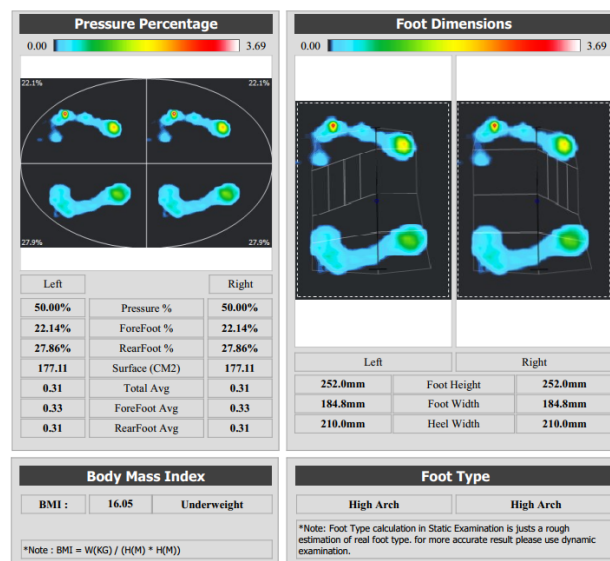
در مرحله اول، ۳ بیمار داوطلب برای تست به آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده تربیت‌بدنی دانشگاه صنعتی شاهرود دعوت شده و تست‌های آنالیز حرکت روی ایشان صورت پذیرفت. تست اول، توزیع نیروی کف پا هنگام ایستادن روی دستگاه فوت اسکن بود.



شکل (۲-۳) نتیجه اسکن کف پا بیمار با سابقه سکته مغزی و دوره بهبودی ۲ ساله در حالت ایستا



شکل (۳-۳) نتیجه اسکن کف پا بیمار با سابقه سکته مغزی و شروع دوره بهبودی در حالت ایستنا



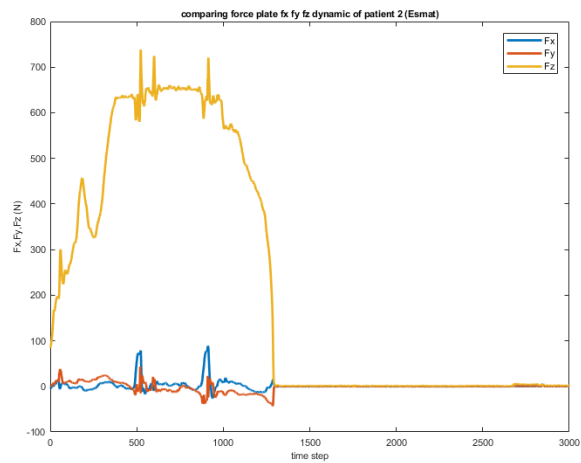
شکل (۴-۳) اسکن کف پا بیمار دارای افتادگی پا در اثر قطع شدم عصب پروئفال طی حادثه رانندگی

قبل از مقایسه شکل‌های (۳-۲) و (۳-۳) باید خاطر نشان که زمان بهبودی پس از سکته مغزی بین دو بیمار بیش از ۱۲ ماه بوده است. این مهم نشان دهنده تاثیر مثبت تمرینات فیزیوتراپی و

توانبخشی (امکان بهبودی و باز یادگیری سیستم عصبی) می‌باشد، بیمار شکل (۲-۳)، توانایی بالاتری برای توزیع وزن خود روی پای دارای افتادگی دارد، این نکته باعث افزایش تعادل و کم‌شدن خطر افتادن است. همچنین به دلیل اعمال فشار کم‌تر به پای سالم در اثر جبران کم توانی پای دیگر، خستگی به مراتب دیرتر اتفاق می‌افتد به طوری که این بیمار به راحتی توانایی طی کردن مسیر بین پارکینگ تا آزمایشگاه را داشت اما بیمار دیگر (شکل ۳-۳) نیازمند توقف‌های طولانی برای طی این مسیر بود. یکی از انتظارات این پایان‌نامه، تغییر در همین نمودار حاصل با فوت اسکن است تا پس از طی حداقل یک‌ماه تمرین روزانه با دستگاه تحریک عضلانی ساخته شده، نیروی توزیع شده کف پا برای این بیماران توزیع شده‌تر از زمانی باشد که از این دستگاه استفاده نمی‌نمایند.

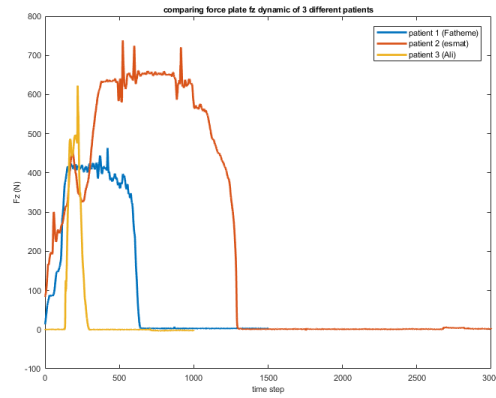
شکل (۴-۳) نیز مربوط به بیماری بود که بر اثر تصادف دچار آسیب در ناحیه اعصاب پروئال است که قادر بود به خوبی تعادل خود را حفظ نموده و از پای دارای افتادگی خود جهت ایستادن صحیح بهره‌گیرد. تست دستگاه مورد انتظار این پایان‌نامه روی این بیمار موثر نیست چرا که پیش‌نیاز استفاده از این دستگاه، سلامت عصب پروئال می‌باشد.

آزمایش بعدی، تست دینامیک با صفحه نیرویی ساخت شرکت کیستلر بود، در این تست بیمار مسیر ۳ متری را به گونه‌ای طی می‌کند که پا دارای افتادگی، روی صفحه نیرویی قرار بگیرد. هدف از این آزمایش بررسی تاثیر نیروهای محوری در گام برداشتن بود.



شکل (۳-۵) نیروی‌های کف پا، بیمار با سابقه سکته مغزی و در اوایل دوره بهبودی، ثبت داده نیرو در حال گام برداشتن روی صفحه نیرویی

شکل (۳-۵) مربوط به بیماری است که فاصله زمانی زیادی از سکته مغزی طی نشده و در حال انجام تمرینات توانبخشی بودند. در مقایسه با نیروی‌های محوری x و y ، تاثیر بیشتر نیرویی عمودی z در گام برداشتن نمایان است. همین نمودار یکی از اساسی‌ترین هدف‌گذاری‌های این پروژه، تصحیح حرکت پنجه و شکل نمودار z ، را بیان می‌کند. مهم‌ترین مشکل این افراد هنگام راه رفتن در رابطه با بالا آوردن پا در محور z است. به‌طور جداگانه، نیروی محور z هنگام راه رفتن این داوطلبین در شکل (۳-۶) دیده می‌شود.



شکل (۳-۶) مقایسه نیروی جهت z کف پا بیماران دارای افتادگی پا، ثبت داده در حال گام برداشتن روی صفحه نیرویی

همچنین، تست الکترومایوگرافی و تحلیل دوربین و مارکر پس از کالیبراسیون انجام شد که به دلیل ثبت بی کیفیت داده‌ها، کمک کننده نبودند. نحوه الکتروودگذاری الکترومایوگرافی روی پا بیمار با توجه به استاندارد سنپام صورت گرفت. جزییات این مرحله در شکل (۷-۳) دیده می‌شود.

الف



ب

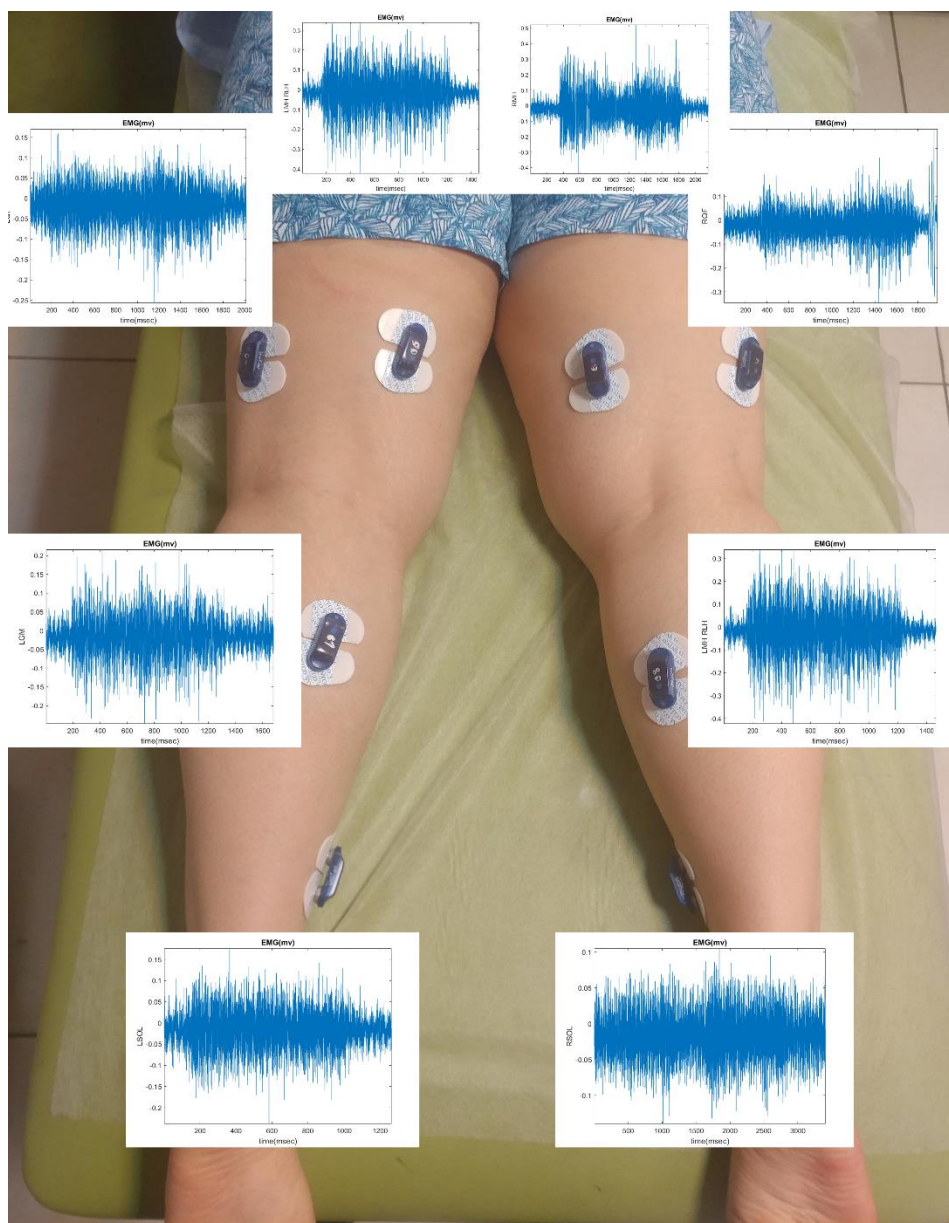


شکل (۳-۷) محل قرارگیری الکترودهای EMG (الف) و مارکرهای دوربین (ب)

چالش‌های پیش‌رو در انجام آزمایشات آنالیز حرکت دانشگاه صنعتی شاهرود نداشتن اپراتور حرفه‌ای برای کار با دستگاه و انجام امور توسط دانشجویان کم تجربه نداشتن وسایل کمکی چون ویلچر برای انتقال بیماران و وجود پله‌های متعدد برای رسیدن به محل دستگاه‌ها که باعث خستگی بیمار قبل از شروع آزمایشات می‌شود عدم ارتباط بین دستگاه‌ها شامل دوربین و صفحه نیرویی که امکان بررسی هم‌زمان را صلب می‌نماید هزینه بالای استفاده از آزمایشگاه در قیاس با آزمایشگاه‌های مجهز و با کیفیت بالاتر برای بیان دقیق‌تر جزئیات راه‌رفتن فرد دارای افتادگی پا، نیاز به دانستن چگونگی راه‌رفتن افراد سالم وجود دارد. به همین منظور، آزمایش دیگری در آزمایشگاه آنالیز حرکت دانشگاه صنعتی شریف انجام شد. در این آزمایش، راه‌رفتن فردی سالم با راه‌رفتن بیمار دارای افتادگی پا مورد قیاس قرار گرفت. تست‌های این آزمایش شامل دوربین، صفحه نیرویی و تست الکترومایوگرافی بود که داده‌ها به‌صورت هم‌زمان ثبت گردید.

مکان‌یابی ۱۴ الکترودهای الکترومایوگرافی مورد استفاده در این آزمایش نیز با توجه به استاندارد

سنیام صورت گرفت. در ابتدا، تست حداکثر قدرت عضلانی برای ماهیچه‌هایی که الکتروود روی آن قرار گرفته است، انجام شد. نتایج این تست در شکل (۸-۳) با جزئیات نشان داده شده است. هدف از این مرحله (دانستن حداکثر قدرت ماهیچه)، وجود معیاری برای مقایسه با سیگنال الکترومایوگرافی که طی راه رفتن ثبت می‌گردد، است.



شکل (۸-۳) محل الکتروودگذاری جهت ثبت سیگنال EMG و نمودار مربوط به حالت EMC ماهیچه‌های انتخاب شده برای تحلیل گام برداشتن

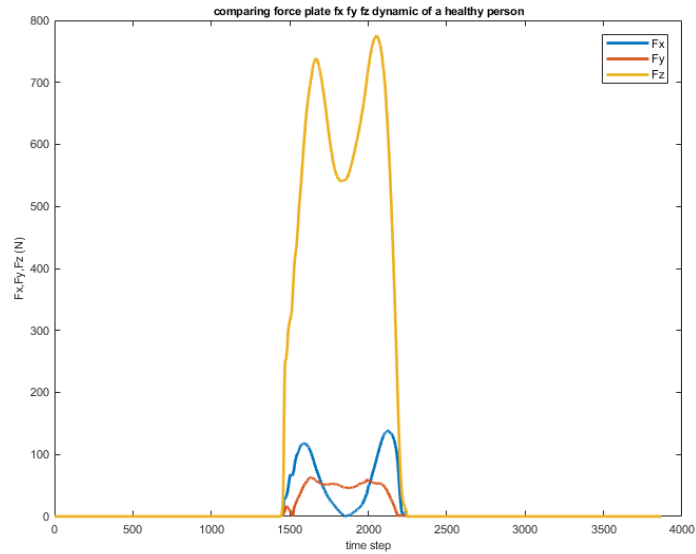
در این بخش ابتدا به صورت جداگانه نتیجه این آزمایشات تحلیل شده و سپس نتایج هم‌زمان برای

درک بهتر روند مورد بحث، ارائه می‌گردد. نحوه الکتروگذار و مارکر گذاری روی پای داوطلب با شرایط جسمانی سالم در شکل (۳-۹) دیده می‌شود.



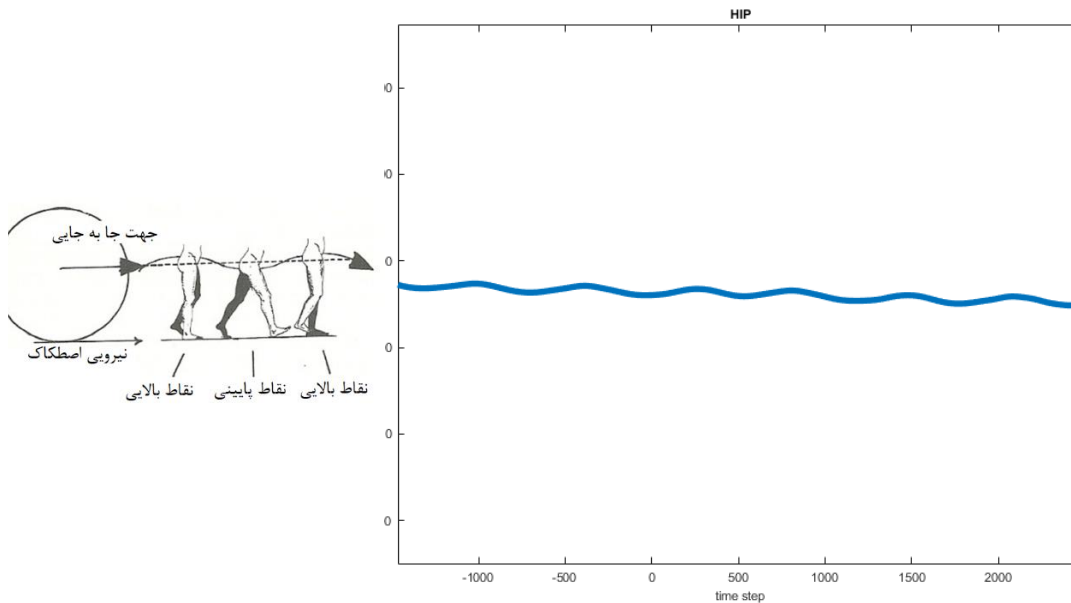
شکل (۳-۹) محل قرارگیری مارکرهای دوربین روی نیم‌تنه پایین جهت تحلیل گام برداشتن

گام برداشتن داوطلب ابتدا روی صفحه نیرویی بررسی می‌شود تا تفاوت‌های آن با شکل (۳-۵) مربوط به بیماران دارای افتادگی پا بیان گردد. شکل (۳-۱۰) بیان‌گر تفاوت در شکل نیروی عمودی بین داوطلب سالم و شخص بیمار دارای افتادگی پا است، این فراز و فرودها مربوط به نحوه گام برداشتن ماست، ابتدا فشاری در هنگام نشستن پاشنه روی زمین اعمال می‌گردد، سپس کف پا روی زمین قرار می‌گیرد که به خاطر مساحت بیشتر فشار کمتری اعمال می‌شود، در نهایت جلو پا به عنوان تکیه‌گاه برای قدم بعدی آماده می‌شود و نقطه بیشینه بعدی را ایجاد می‌نماید.



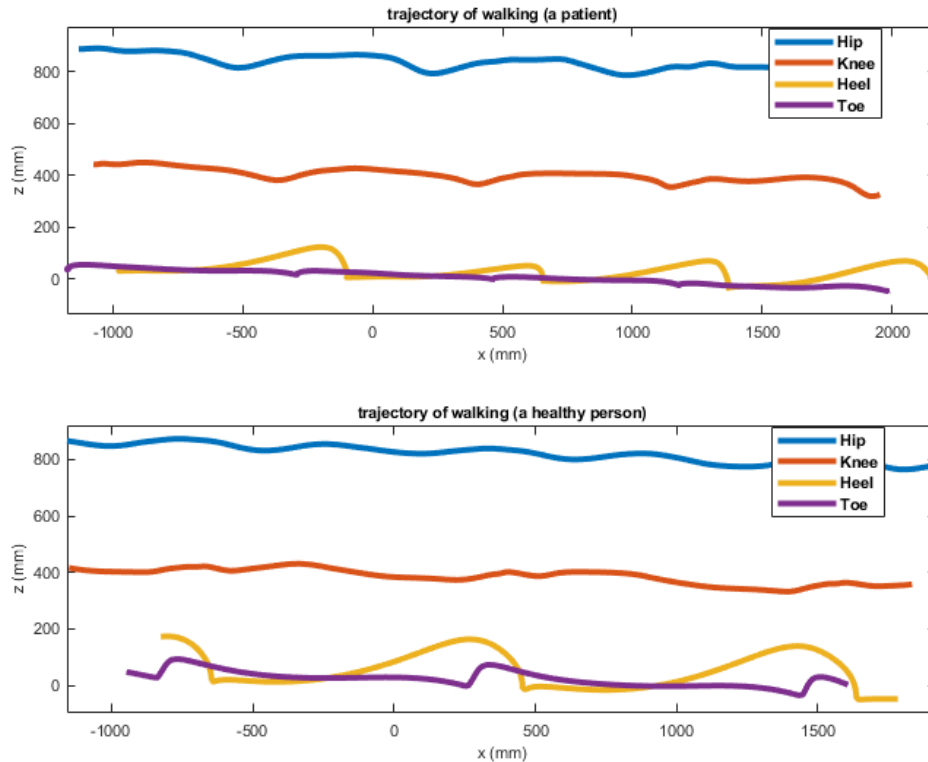
شکل (۳-۱۰) نیرویی‌های کف پا هنگام گام برداشتن روی صفحه نیرویی در مسیر حرکت برای داوطلب سالم

همانطور که در شکل (۳-۹) دیده شد، مارکرهای مربوط به دوربین از لگن و کمر، تا روی پنجه را پوشش می‌دهند. طی عمل راه رفتن، هریک از این مارکرها در مسیری ویژه منحنی‌ای می‌سازد که تا آخر مسیر نسبت به بقیه مارکرها توازی خود را حفظ می‌نمایند. برای مثال، همان‌طور که در فصل اول، راه رفتن و تقسیم‌بندی بیومکانیکی آن شرح داده شد (به شکل (۳-۱) ارجاع شود)، حرکت لگن خطی با منحنی‌های تکرار پذیر است که اثر چرخش دایره‌ای رو سطح زمین ایجاد می‌گردد و مرکز جرم بدن با نوسانی کوچک، بالا و پایین این خط، مسیری را طی می‌کند که در شکل (۳-۱۱) دیده می‌شود.



شکل (۳-۱۱) مسیر مارکر لگن و نقاط بالایی و پایینی طی تغییر وضعیت پا در مراحل مختلف راه رفتن شخص سالم

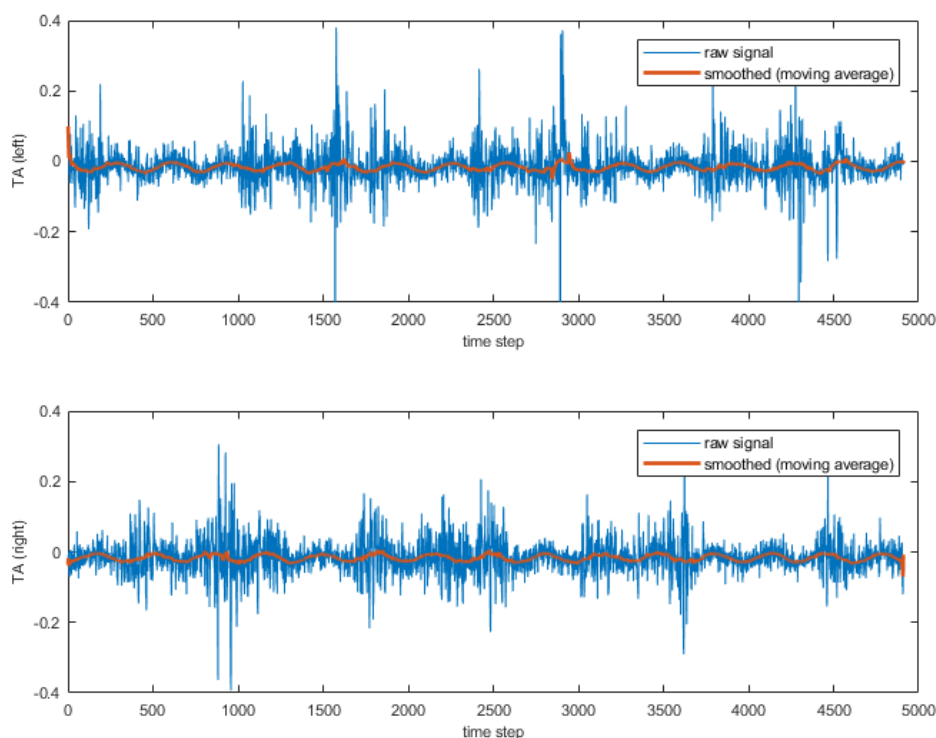
جهت مقایسه گام برداشتن فرد سالم و بیمار دارای افتادگی پا، از هر دو شخص خواسته شد تا در مسیر مشخصی راه روند. در این قسمت مارکرهای لگن، زانو، پاشنه و پنجه ایشان مورد بررسی قرار می‌گیرد. لازم به توضیح است که افراد دارای افتادگی پا نیز توانایی بالا آوردن پاشنه خود را دارند پس انتظار می‌رود تغییر زیادی در مسیر تشکیل شده توسط مارکر روی پاشنه وجود نداشته باشد. تفاوت اصلی روی پنجه ایشان است که به جای ایجاد فراز و فرود، در راه رفتن مسیری بدون کمینه و بیشینه را طی کرده و روی زمین کشیده می‌شود. همین موضوع و تلاش بیمار برای کشیده نشدن پنجه پا روی زمین باعث می‌گردد منحنی‌های لگن نیز دستخوش تغییر شود. بنابراین، زانو نیز طبیعتاً باید تلاش بیشتری برای جبران عدم حرکت پنجه نماید تا نوک کفش روی زمین کشیده نشود. این موضوع در شکل (۳-۱۲) بین دو داوطلب، خانم سالم ۲۵ ساله و آقا ۲۳ ساله دارای افتادگی پا بر اثر فشار زیاد روی زانو به خاطر کار در مزرعه، به نمایش گذاشته شده است.



شکل (۳-۱۲) مقایسه مسیر حرکت مارکرهای نیم تنه پایین شخص بیمار دارای افتادگی پا (بالا) و شخص سالم (پایین) طی راه رفتن

نمودار بال شکل (۳-۱۲) مربوط به مسیر طی شده مارکرهای روی پا شخص بیمار و نمودار پایین حالت مشابه برای شخص سالم را گزارش می‌دهد. نمودار با رنگ بنفش مربوط به مارکر روی پنجه است. عدم وجود فراز و فرود در تصویر بالا به خاطر عدم توانایی فرد در حرکت پنجه می‌باشد. همچنین حرکت بیشتر زانو در تلاش برای کشیده نشدن نوک کفش روی زمین باعث ایجاد تغییرات بیشتری در نمودار نارنجی رنگ مربوط به شخص بیمار است. همان‌طور که پیش‌تر بیان شد این اشخاص از لگن خود کمک می‌گیرند تا با حرکتی غیر طبیعی و رو به بالا کل پای خود را بالا بیاورند. این موضوع دلیل تفاوت بین نمودارهای آبی رنگ بین دو شکل است. هدف از ثبت این نمودارها نه فقط تحلیل راه رفتن، بلکه یافتن کلیدی برای استفاده از سیستم کنترلی، اشتن فیدبک مناسب، خطای قابل قبول و از همه مهم‌ترین معیاری برای مدل‌سازی تحریک ماهیچه است. پس از مطالعه

نتایج و منابع موجود، یکی از اولین نقاط روشن در آنالیز راه رفتن همکاری دو پا، یکی در حال بالا آمدن و تاب خوردن و دیگری در نقش تکیه‌گاه بودن است. بیدن معنی که عضلات یک پا بدون تغییر طول، و در فاز ایستادن قرار می‌گیرد تا پای دیگر انتقال رو به جلو خود را انجام دهد. برای بیان شفاف‌تر این موضوع شکل (۱۳-۳)، نشان‌دهنده سیگنال الکترومایوگرافی مربوط به عضله تیبیالیس انتریور هر دو پای فرد سالم در این آزمون است.



شکل (۱۳-۳) سیگنال EMG مربوط به الکترودهای روی عضله تیبیالیس انتریور پا چپ (بالا) و پا راست (پایین) شخص سالم در هنگام گام برداشتن

نقاط فراز در این نمودارها مبین گامی جدید در مسیر است. نکته قابل توجه، رفتار متقابل این دو نمودار است، به صورتی که در هنگام فراز یک نقطه، منطقه مشابه در نمودار دیگر سطح نزدیک به صفر را نشان می‌دهد. این حالت مربوط به پای تکیه‌گاه است. با وجود دقت بالا الکترومایوگرافی، نقاط وضعی در این روش وجود دارد. اول آن که ممکن است اگر

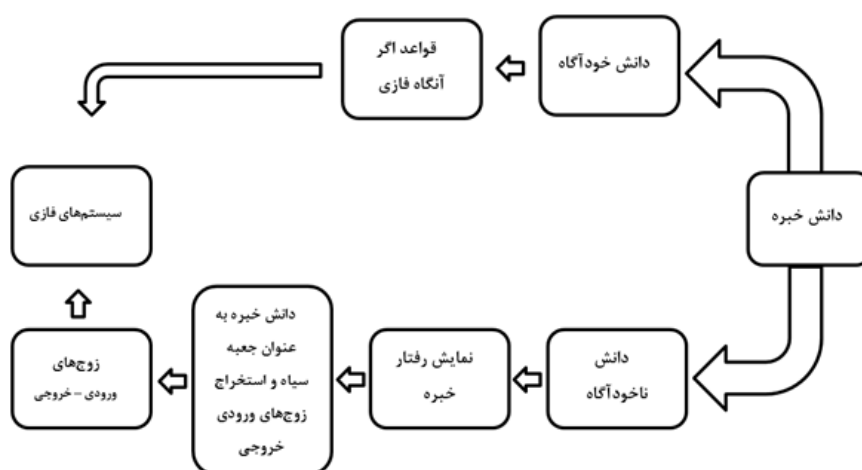
افتادگی با ریشه سخته مغزی بوده باشد، عضلات پا سیگنال مناسبی تولید نکرده و امکان مطالعه قدرت عضلانی در ماه‌های اول توان‌یابی وجود نداشته باشد. دومین مشکل، نیاز به داده‌های آنلاین است. بدین معنی که سیستم کنترلی می‌بایست همواره اطلاعاتی از حالات پای دارای افتادگی داشته باشد تا خطای کنترلی را اندازه‌گیری کند، اما دستگاه‌های کمی در آزمایشگاه‌های کشور وجود دارند که به صورت همزمان، هم امکان ثبت داده و هم استفاده از آن برای مثال در محیط سیمولینک متلب فراهم باشد. همچنین معمولاً دستگاه‌های با کیفیت موجود دارای اندازه بزرگ، وزن زیاد و قیمت بالا هستند که نمی‌توان به صورت قابل حمل از آن‌ها بهره برد. در کنار فواید بسیار، این موضوع در کنار نیاز به مهارت کاربر دستگاه در آزمایشگاه برای ثبت این سیگنال، باعث شد تا برای کنترل فعال افتادگی پا در این پایان‌نامه مد نظر قرار نگیرد چراکه یکی از اهداف این پژوهش ساخت دستگاهی سبک و ارزان و قابل دسترس برای بیماران بوده که صرفاً نیازمند حضور در کلینیک برای استفاده از آن نباشند.

نه فقط الکترومایوگرافی، دوربین‌ها و روش‌هایی چون کنترل امپدانس ماهیچه نیز وضع مشابهی دارند. به دنبال یافتن بهینه‌ترین روش برای کنترل خطا سیستم کنترلی و آزمودن روش‌های مختلف، استفاده از شتاب‌سنج به همراه سنسور نیرویی FSR انتخاب شد. سنسورهای شتاب‌سنج روی کفش و سنسور نیرویی زیر پا، روی کفی کفش نصب شدند.

در قسمت‌های بعدی این فصل، در مورد مدل‌سازی به روش‌های فازی و شناسایی سیستم صحبت خواهد شد. بعد از بیان تئوری فازی و گرادیان نزولی، نحوه قرارگیری و تحریک دستگاه FES ساخته شده نشان داده می‌شود که صرفاً اطلاعاتی در مورد استفاده از این دستگاه برای مدل‌سازی است و جزییات طراحی و ساخت آن، در فصل چهارم، بیان خواهد شد.

۳-۳- مدل شناسایی سیستم با استفاده از روش فازی

سیستم‌های فازی برای فرموله کردن دانش بشری استفاده می‌شوند. به صورت عامیانه دانش بشری را در زمینه یک مسئله خاص می‌توان به دو دسته تقسیم کرد [۹۳]: دانش خودآگاه و دانش ناخودآگاه. در مورد مسئله اصلاح راه رفتن بیماران دارای افتادگی پا، دانش خودآگاه یعنی از فرد خبره بخواهیم نحوه درست راه رفتن را در قالب عبارت‌های اگر- آنگاه فازی بیان کرده و آن را در سیستم‌های فازی قرار دهیم. در دانش ناخودآگاه آن چه که ما می‌توانیم انجام دهیم این است که از فرد خبره بخواهیم همراه بیمار به او کمک کند، بدین معنی که آن چه آنان در وضعیتی خاص انجام می‌دهند را نشان دهد. هنگامی که فیزیوتراپ در جوار بیمار است ما او را به دید جعبه سیاه نگریسته و ورودی و خروجی‌های آن را می‌سنجیم. یعنی ما مجموعه‌ای از داده‌های ورودی و خروجی را جمع‌آوری می‌کنیم. در آن حالت دانش ناخودآگاه به مجموعه‌ای از زوج‌های ورودی - خروجی تبدیل می‌گردد. در این قسمت پایان‌نامه مسئله اساسی ساخت سیستم فازی از روی زوج‌های ورودی - خروجی است که این روند در شکل (۳-۱۴) به صورت شماتیک قابل رویت است [۹۴].



شکل (۳-۱۴) تبدیل دانش خبره به سیستم‌های فازی

۳-۴- انتخاب ساختار سیستم فازی

در این بخش نائل آمدن به یک سیستم فازی مورد انتظار است که توابع تعلق بر اساس معیارهایی به شکل بهینه انتخاب شوند. همان طور که پیش تر مختصراً اشاره شد، طراحی سیستم‌های فازی از روی زوج‌های ورودی - خروجی را می‌توان به دو روش تقسیم بندی کرد. در روش اول ابتدا از روی زوج‌های ورودی - خروجی قواعد اگر - آنگاه فازی تولید شده و سپس با انتخاب موتور استنتاج، فازی ساز و غیر فازی ساز مطلوب، سیستم فازی از روی این قواعد ساخته می‌شود. در روش دوم ابتدا ساختار سیستم فازی مشخص می‌شود، در این ساختار تعدادی پارامتر متغیر وجود خواهد داشت که در مرحله بعد این پارامترها از روی داده‌های ورودی - خروجی معین می‌گردد. در این قسمت سیستم فازی با موتور استنتاج ضرب، فازی ساز منفرد، غیر فازی ساز میانگین مراکز و تابع تعلق گوسین، مطابق رابطه (۳-۱) انتخاب شد.

$$f(x) = \frac{\sum_{l=1}^M \bar{y}^l \left[\prod_{i=1}^n \exp \left(- \left(\frac{x_i - \bar{x}_i^l}{\sigma_i^l} \right)^2 \right) \right]}{\sum_{l=1}^M \left[\prod_{i=1}^n \exp \left(- \left(\frac{x_i - \bar{x}_i^l}{\sigma_i^l} \right)^2 \right) \right]} \quad (1-3)$$

که M ثابت و \bar{y}^l ، \bar{x}_i^l و σ_i^l پارامترهای متغیر هستند که برابر ۱ فرض شده است. اگرچه ساختار سیستم مطابق رابطه بالا انتخاب گردید اما سیستم فازی برای تکمیل شدن نیازمند جزییاتی بیشتری بوده است. با تعیین \bar{y}^l ، \bar{x}_i^l و σ_i^l است که سیستم فازی مورد بحث در مرحله آخر طراحی قرار می‌گیرد، به عبارت دیگر طراحی این سیستم فازی معادل تعیین \bar{y}^l ، \bar{x}_i^l و σ_i^l بوده است. برای تعیین بهینه این پارامترها نمایش سیستم فازی $f(x)$ به شکل شبکه‌ای پیش خورده، مفید واقع شد. در حقیقت، نگاهی از ورودی $x \in U \subset R^n$ به خروجی $f(x) \in V \subset R$ را می‌توان مطابق

عملیات زیر پیاده‌سازی نمود: ابتدا ورودی x از یک عمل‌گر ضرب گوسین عبور کرده و به

$$z^l = \prod_{i=1}^n \exp\left(-\left(\frac{x_i - \bar{x}_i^l}{\sigma_i^l}\right)^2\right)$$

عمل‌گر جمع‌کننده وزنی مقادیر $a = \sum_{l=1}^M \bar{y}^l z^l$ و $b = \sum_{l=1}^M z^l$ را به عنوان خروجی معرفی می‌نماید.

۳-۴-۲- طراحی پارامترها به وسیله گرادیان نزولی

داده‌های ورودی و خروجی مطابق رابطه (x_0^p, y_0^p) , $p = 1, 2, \dots, N$ داده شدند. هدف، طراحی سیستم

فازی $f(x)$ مطابق رابطه (۳-۱) است به نحوی که خطای تطبیق $e^p = \frac{1}{2} [f(x_0^p) - y_0^p]^2$ کمینه گردد.

همان‌طور که بیان شد، منظور از این عملیات مشخص نمودن پارامترهای \bar{y}^l ، \bar{x}_i^l و σ_i^l است، به نحوی که e^p کوچک‌ترین مقدار قابل دسترس را داشته باشد. به منظور سهولت در بیان مفاهیم، در ادامه این بخش از پایان‌نامه، از e ، f و y به ترتیب برای ذکر e^p ، $f(x_0^p)$ و y_0^p استفاده خواهد شد.

از الگوریتم گرادیان نزولی برای تعیین این پارامترها استفاده شد، به عبارت دیگر برای تعیین \bar{y}^l از رابطه (۲-۳) بهره‌برده شد، که $q = 0, 1, 2, \dots$ ، $l = 1, 2, \dots, M$ و α یک عدد ثابت بوده و مبین طول گام است.

$$\bar{y}^l(q+1) = \bar{y}^l(q) - \alpha \frac{\partial e}{\partial \bar{y}^l} \Big|_q \quad (۲-۳)$$

زمانی که q به سمت بی‌نهایت می‌رود $\bar{y}^l(q)$ همگرا می‌شود. از بالایی در نقطه همگرایی داریم

$$\frac{\partial e}{\partial \bar{y}^l} = 0 \quad \text{که بیان‌گر همگرایی \bar{y}^l در یک کمینه محلی e می‌باشد. f و e صرفاً از طریق a به \bar{y}^l وابسته است.}$$

$$z = \prod_{i=1}^n \exp \left[- \left(\frac{x_i - x_i^3}{\sigma_i^l} \right)^2 \right], \quad b = \sum_{l=1}^M z^l, \quad a = \sum_{l=1}^M (\bar{y}^l z^l), \quad f = \frac{a}{b}$$

وابسته می‌گردد، که $f = \frac{a}{b}$ ، $a = \sum_{l=1}^M (\bar{y}^l z^l)$ ، $b = \sum_{l=1}^M z^l$ ، $z = \prod_{i=1}^n \exp \left[- \left(\frac{x_i - x_i^3}{\sigma_i^l} \right)^2 \right]$ می‌باشند. بنابراین بر اساس قاعده مشتق زنجیره‌ای داریم:

$$\frac{\partial e}{\partial \bar{y}^l} = (f - y) \frac{\partial f}{\partial a} \frac{\partial a}{\partial \bar{y}^l} = (f - y) \frac{1}{b} z^l \quad (3-3)$$

با جایگزینی (3-3) در (3-4) الگوریتم آموزش برای \bar{y}^l استخراج می‌گردد:

$$\bar{y}^l(q+1) = \bar{y}^l(q) - a \frac{f - y}{b} z^l \quad (3-4)$$

که $l = 1, 2, \dots, M$ و $q = 0, 1, 2, \dots$ برای تعیین \bar{x}_i^l داریم:

$$\bar{x}_i^l(q+1) = \bar{x}_i^l(q) - \alpha \frac{\partial e}{\partial \bar{x}_i^l} \Big|_q \quad (3-5)$$

که $i = 1, 2, \dots, n$ و $l = 1, 2, \dots, M$ و $q = 0, 1, 2, \dots$ است. از آنجایی که f و e از طریق z^l و \bar{x}_i^l

وابسته هستند. بار دیگر قاعده زنجیره‌ای بیان می‌کند که:

$$\frac{\partial e}{\partial \bar{x}_i^l} = (f - y) \frac{\partial f}{\partial z} \frac{\partial z^l}{\partial \bar{x}_i^l} = (f - y) \frac{\bar{y}^l - f}{b} z^l \frac{2(x_{0i}^p - \bar{x}_i^l)}{\sigma_i^{l2}} \quad (3-6)$$

با جایگذاری (3-6) در (3-7)، الگوریتم آموزش را برای \bar{x}_i^l به دست می‌آوریم:

$$\bar{x}_i^l(q+1) = \bar{x}_i^l(q) - a \frac{f - y}{b} (\bar{y}^l(q) - f) z^l \frac{2(x_{0i}^p - \bar{x}_i^l(q))}{\sigma_i^{l2}(q)} \quad (3-7)$$

که $i = 1, 2, \dots, n$ ، $l = 1, 2, \dots, M$ و $q = 0, 1, 2, \dots$ است.

با همین روال، الگوریتم آموزش برای σ_i^l به دست آمده است:

$$\begin{aligned}\sigma_i^l(q+1) &= \sigma_i^l(q) - \alpha \frac{\partial e}{\partial \sigma_i^l} \Big|_q \\ &= \sigma_i^l(q) - \alpha \frac{f-y}{b} (\bar{y}^l(q) - f) z^l \frac{2(x_{0i}^p - \bar{x}_i^l(q))^2}{\sigma_i^{l3}(q)} \quad (8-3)\end{aligned}$$

که $q=0,1,2,\dots$ و $l=1,2,\dots,M$ ، $i=1,2,\dots,n$ است.

الگوریتم آموزش (۳-۴)، (۳-۷) و (۳-۸) یک روال پس‌انتشار خطا را انجام می‌دهند. برای آموزش \bar{y}^l ، خطا نرمال شده $\frac{f-y}{b}$ به لایه \bar{y}^l برگشت داده می‌شود. سپس \bar{y}^l مطابق رابطه (۳-۴) تصحیح می‌گردد، در آن z^l ورودی \bar{y}^l می‌باشد. برای آموزش \bar{x}_i^l و σ_i^l خطا نرمال شده $\frac{f-y}{b}$ ضرب در $(\bar{y}^l - f)$ و z^l به واحد پردازش لایه l که خروجی آن z^l است، برگشت داده می‌شود. آن‌گاه \bar{x}_i^l و σ_i^l مطابق روابط (۳-۷) و (۳-۸) تصحیح می‌شوند و متغیرهای باقی‌مانده \bar{x}_i^l ، x_{0i}^p و σ_i^l (متغیرهای سمت راست روابط (۳-۷) و (۳-۸) به‌جز خطای $(\frac{f-y}{b}(\bar{y}^l - f)z^l)$ به شکل محلی بوده است. این الگوریتم همچنین، آموزش پس‌انتشار خطا نامیده می‌شود.

۳-۵-۲- مراحل به کارگرفته شده برای طراحی سیستم فازی با

استفاده از آموزش گرائیان نزولی

۳-۵-۱- مرحله اول) تعیین ساختار و پارامترهای اولیه

سیستم فازی به شکل رابطه (۳-۱) انتخاب گردید و مقدار M تعیین شد. مشاهده شد که انتخاب M بزرگ‌تر، پارامترهای بیشتری را به وجود آورده و حجم محاسبات را بیش‌تر می‌کند ولی تقریب با دقت بالاتری انجام می‌گردد.

پارامترهای اولیه $\bar{y}^l(0)$ و $\bar{x}_i^l(0)$ و $\sigma_i^l(0)$ مشخص شدند. این پارامترهای اولیه مطابق قواعد زبانی از روی دانش فرد خبره که در این پایان نامه فیزیوتراپ با تجربه کافی در این زمینه بوده است، تعیین گردید، همچنین این امکان وجود داشت به نحوی انتخاب گردند که توابع تعلق متناظر به شکل یک نواخت فضای ورودی - خروجی را درگیرند.

۳-۵-۲- مرحله دوم) اعمال ورودی و محاسبه خروجی سیستم فازی

برای زوج ورودی - خروجی به دست آمده (در بخش های بعد به جزییات استخراج این داده ها اشاره می گردد) $(x_0^p; y_0^p)$ ، $p=1,2,\dots$ و در مرحله q آموزش، $q=0,1,2,\dots$ ، x_0^p را به لایه ورودی سیستم فازی اعمال گردید و خروجی لایه ۱ تا ۳ محاسبه شد. روابط برای محاسبه خروجی ها به شرح زیر بوده اند:

$$z^l = \prod_{i=1}^n \exp \left(- \left(\frac{x_{0i}^p - \bar{x}_i^l(q)}{\sigma_i^l(q)} \right)^2 \right) \quad (9-3)$$

$$b = \sum_{l=1}^M z^l$$

$$a = \sum_{l=1}^M \bar{y}^l(q) z^l$$

$$f = \frac{a}{b} \quad (10-3)$$

۳-۵-۳- مرحله سوم) تصحیح پارامترها

در این مرحله تصحیح پارامترها صورت پذیرفت. با استفاده از الگوریتم آموزش مطابق روابط (۳-۴)،

(۳-۷) و (۸-۳) پارامترهای تصحیح شده $\bar{y}^l(q+1)$ ، $\bar{x}_i^l(q+1)$ ، و $\sigma_i^l(q+1)$ محاسبه شدند که $y = y_0^p$ و a, b, z^l و f مقادیری بودند که در مرحله دوم استخراج شدند.

۳-۵-۴- مرحله چهارم) قیاس

روال ذکر شده با رفتن به مرحله ۲ با $q = q+1$ تکرار شد چون $|f - y_0^p|$ از مقدار مشخص ε کوچک تر بوده است (اگر q به عددی از قبل مشخص شده نیز برسد صدق می کند).

۳-۵-۵- مرحله پنجم) تشکیل زوج ورودی و خروجی

روال ذکر شده با رفتن به مرحله دوم با $p = p+1$ تکرار شد. به بیانی دیگر، پارامترها با استفاده از زوج ورودی - خروجی بعدی (x_0^{p+1}, y_0^{p+1}) تصحیح گردید.

۳-۵-۶- مرحله ششم) تکرار فرآیند

مطلوب این بوده است که مقدار p برابر ۱ قرار داده شده و مرحل دوم تا پنجم تا رسیدن به یک سیستم فازی که بیان گر رفتار مسئله باشد، تکرار شود.

برای کنترل بلادرنگ و شناسایی سیستم دینامیکی این پایان نامه، این مرحله امکان پذیر نبوده است چراکه داده ها ورودی - خروجی یکی پس از دیگری دریافت می شوند. از آن جایی که داده های ورودی - خروجی به طور هم زمان وجود دارند، انجام این مرحله ممکن نبوده است.

قابل ذکر است که پارامترهای اولیه نزدیک به مقادیر بهینه انتخاب شوند، الگوریتم شانس زیادی دارد که پارامترها به مقدار بهینه همگرا شوند. در غیر این صورت الگوریتم ممکن است به یک مقدار غیر بهینه همگرا شود و یا حتی واگرا باشد.

مزیت استفاده از سیستم فازی این است که پارامترهای $y^-, \bar{x}_i^-, \sigma_i^-,$ مفاهیم فیزیکی مشخص داشته و روش‌هایی برای مقادیر اولیه خوب برای آن‌ها وجود دارد.

۳-۶- بررسی کاربرد در شناسایی سیستم دینامیکی غیر خطی

شناسایی سیستم فرآیند تعیین یک مدل مناسب برای سیستم بر اساس داده‌ها و پارامترهای اندازه‌گیری شده سیستم می‌باشد. به دلیل این که سیستم‌های فازی تقریب‌گراهای عمومی قدرتمندی هستند، استفاده از آن‌ها به عنوان مدل شناساگر سیستم غیرخطی مورد بحث در این پایان‌نامه معقول به نظر می‌رسد. در این بخش از سیستم فازی رابطه ۱۳،۱ به همراه الگوریتم آموزش گرادیان نزولی، روابط (۳-۴) و (۳-۷) و (۳-۸) به منظور ترتیب اجزای غیرخطی نامعلوم در این سیستم دینامیک استفاده شد.

ابتدا، به صورت کلی، سیستم دینامیک غیرخطی و زمان گسسته (۳-۱۱) در نظر گرفته شد.

$$y(k+1) = f(y(k), \dots, y(k-n+1); u(k), \dots, u(k-m+1)) \quad (۱۱-۳)$$

که f یک تابع نامعلوم بوده که می‌خواهیم آن را شناسایی کنیم. u و y به ترتیب ورودی و خروجی سیستم و m و n اعداد مثبت می‌باشند. هدف شناسایی تابع نامعلوم f براساس سیستم فازی می‌باشد.

با فرض $f(x)$ به عنوان یک سیستم فازی مطابق رابطه (۳-۱۱)، در رابطه (۳-۱۱)، $f(x)$ با $f(x)$ جایگزین شده و مدل شناسایی (۳-۱۲) حاصل می‌گردد:

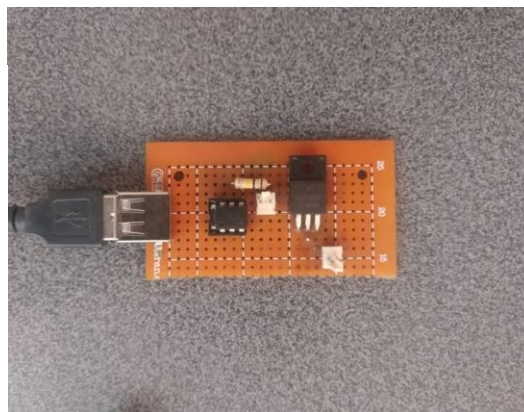
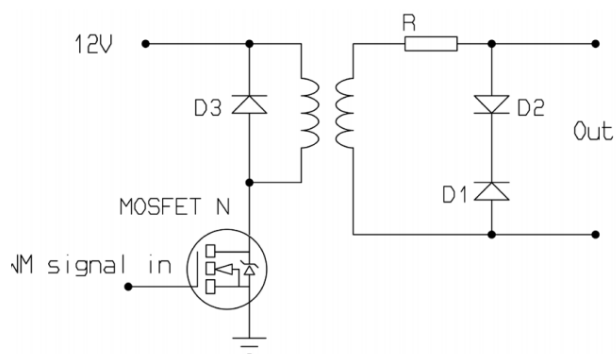
$$\hat{y}(k+1) = f(y(k), \dots, y(k-n+1); u(k), \dots, u(k-m+1)) \quad (3-12)$$

در این قسمت هدف تنظیم پارامترهای $f(x)$ است به نحوی که خروجی مدل شناسایی یعنی $y(k+1)$ ، زمانی که k به سمت بی‌نهایت می‌رود، به خروجی سیستم واقعی یعنی $y(k+1)$ همگرا شود.

زوج‌های ورودی - خروجی در این مسئله $(x_0^{k+1}; y_0^{k+1})$ بوده که $y_0^{k+1} = y(k+1)$ ، $k=0, 1, 2, \dots$ ، $x_0^{k+1} = (y(k), \dots, y(k-n+1); u(k), u(k-m+1))$ می‌باشند. به دلیل دینامیک بودن سیستم این داده‌ها یک به یک در هر لحظه جمع‌آوری شده‌اند. عمل فرآیند شناسایی مشابه مراحل ۱-۵-۳ تا ۶-۵-۳ در است. p همان k در روابط (۳-۳) و (۳-۴) بوده و n در رابطه (۳-۱) برابر $n+m$ است.

۳-۷- تحریک FES و ثبت داده زاویه پا

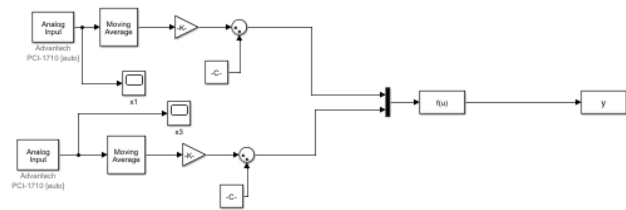
برای این منظور، از یک شتاب‌سنج روی کفش داوطلب آقا و سن ۲۸ سال، با شرایط جسمانی سالم، استفاده شد. داده‌های خروجی این سنسور مستقیماً به ورودی آنالوگ کارت داده مدل AdvanTech ۱۷۱۰ متصل بوده است. همچنین فرکانس خروجی برای مدار FES، از خروجی دیجیتال همین کارت داده، به مدار مطابق شکل (۳-۱۵) متصل شد. بلوک‌های مورد استفاده در سیمولینک شناسایی، شامل فرآوری داده‌های شتاب‌سنج، زمان‌بندی تحریک عضله و ساخت سیگنال مربعی جهت تحریک، در شکل (۳-۱۶) نمایش داده شده است.



شکل (۳-۱۵) مدار تحریک الکتریکی عملکردی با استفاده از ماسفت و سیگنال PWM

طبق نظر خبره (فیزیوتراپ‌های مراکز درمانی رازی گرگان، صاحبی، پاسارگاد، هلال احمر و بهزیستی شاهرود) حداکثر زمان تحریک ۱۰ ثانیه است که پس از آن به ۵۰ ثانیه استراحت نیاز است. در غیر این صورت خستگی به وجود آمده باعث تغییر شدید رفتار ماهیچه و شناسایی نادرست آن می‌شود. در شرایطی مشابه، با تکرارهای قابل قبول، عمل تحریک عضله با افزایش پلکانی از صفر تا ۱۰۰ درصد صورت گرفت و خروجی زاویه پا ثابت شد.

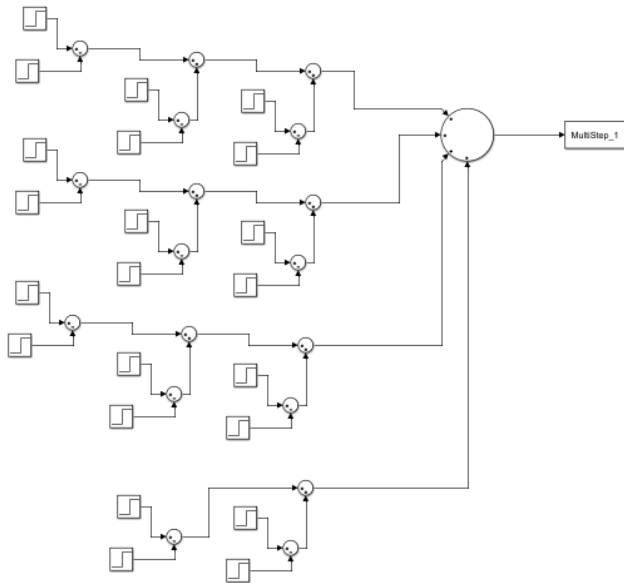
این داده‌های ورودی و خروجی سپس به سیستم فازی اعمال شد تا بهترین حدس خود برای مدل کردن رابطه بین ورودی و خروجی را معرفی نماید. همچنین، نمودارهای مربوط به داده‌های ثبت شده، در شکل (۳-۱۶) و (۳-۱۷)، به ترتیب شامل ورودی تحریک و خروجی زاویه پا، ارائه شده است.



IMU data as output

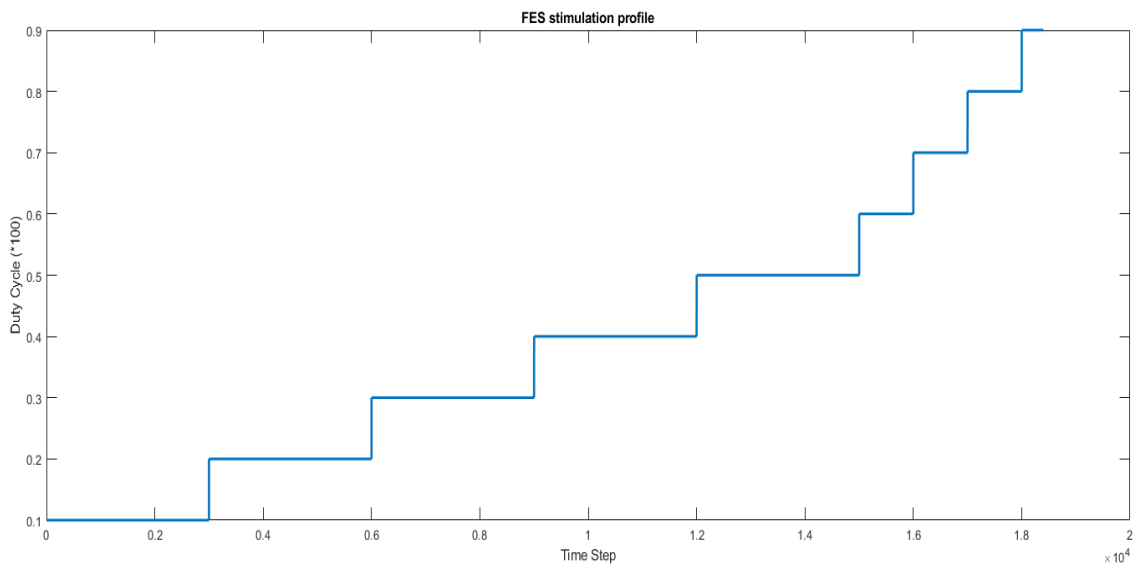


FES data as input



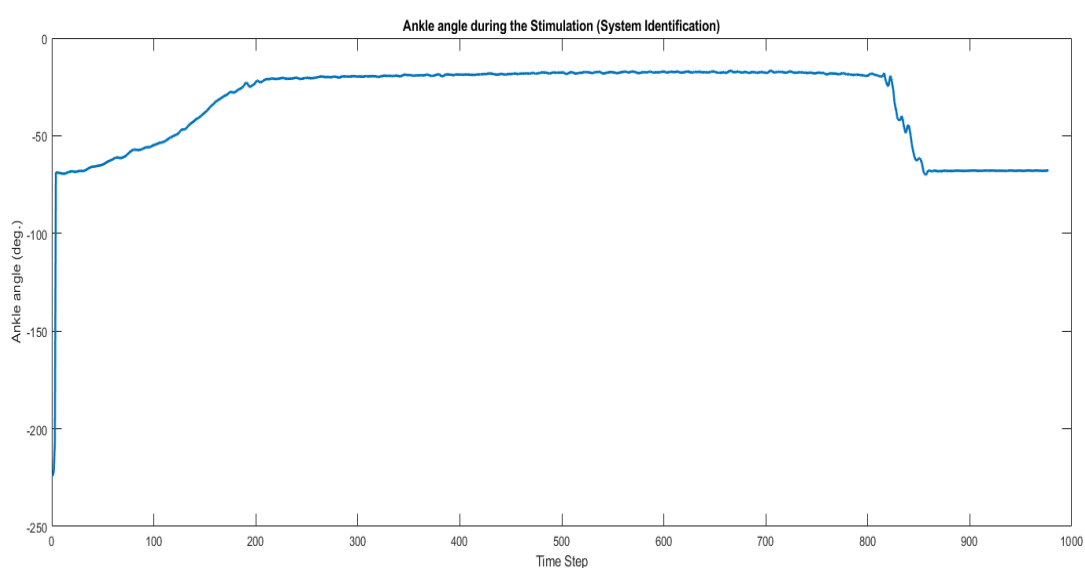
step-time generator

شکل (۳-۱۶) محیط سیمولینک نرم افزار متلب جهت شناسایی سیستم



شکل (۳-۱۷) پروفایل تحریک الکتریکی عملکردی مرحله شناسایی سیستم

شکل (۳-۱۷) نشان دهنده شکل اعمال تحریک به ماهیچه تیبیالیس انتریور است. در این شکل دیده می شود که با گذشت زمان، شدت تحریک به صورت پلکانی افزایش می یابد. پاسخ پا، که به صورت تغییرات زاویه پنجه با داده های شتابسنج ثبت شد، در شکل (۳-۱۸) آورده شده است. شایان ذکر است نحوه قرارگیری الکترودها روی پا، با استفاده از یک کانال (۲ عدد الکتروود سطحی) مانند زمانی که دستگاه برای استفاده روزمره مد نظر قرار گرفته، می باشد. جدول (۳-۲) شامل اقلامی است که در مرحله شناسایی سیستم استفاده شده است.



شکل (۳-۱۸) خروجی سیستم شناسایی، زاویه پنجه پا

در شکل (۳-۱۸) افت زاویه در انتهای تست به خاطر قطع شدن تحریک است. می دانیم فرد بیمار دارای افتادگی پا توانایی بالا آوردن پنجه را نداشته و در صورت نبود تحریک، پنجه پایین می افتد. نکته قابل تامل در این نمودار کاهش زاویه با وجود افزایش شدت تحریک در انتهای تست (قبل از قطع شدن) است، این امر که با کم شدن شیب به صورت نامحسوس رخ داده، پدیده خستگی را نشان می دهد، لذا تنها داده های ۶ ثانیه اول در الگوریتم های شناسایی استفاده شدند.

جدول (۲-۳) لیست قطعات استفاده شده در آزمون شناسایی سیستم

شماره	نام قطعه	شرکت سازنده	مدل / اندازه
۱	منبع تغذیه	JLY ۰ تا ۶۰ ولت ۵ آمپر	PS-A305D
۲	مدار ایجاد سیگنال تحریک	-	سیگنال مربعی با فرکانس 100Hz
۳	الکتروود	نوبن	۴*۶ سانتی متر
۴	چسب نگه‌دارنده الکتروود روی پا	-	-
۵	کارت انتقال داده	AdvanTech	PCI1710
۶	شتاب‌سنج	AXL	GY61
۷	رایانه بلادرنگ	ASUS	2/2GHz-RAM 4g-64bit

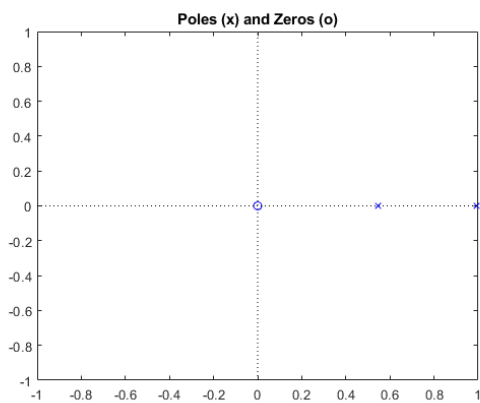
مدل دوم: شناسایی سیستم به روش ARX

در بخش ۵-۲ فصل دوم به تئوری این روش اشاره شد. در این روش نیز ورودی و خروجی مورد استفاده در مدل‌سازی فازی، شکل (۳-۱۷) و (۳-۱۸)، به عنوان ورودی الگوریتم شناخته می‌شود. این داده‌ها در حوزه زمان و با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز ثبت شده‌اند.

تابع تبدیل (3-13) که به عنوان خروجی این روش حاصل شد دارای ۱ صفر و ۲ قطب است.

$$\frac{-0.08599Z^{-1}}{1-1.541Z^{-1}+0.5436Z^{-2}} \quad (۱۳-۳)$$

همچون سیستم پاندول معکوس که در صورت نبود عمل‌گر، میل به ناپایداری دارد، پنجه پا دارای افتادگی نیز در صورت نبود تحریک پایین می‌افتد. همان‌طور که در شکل (۳-۱۹) دیده می‌شود، این تابع تبدیل دارای یک قطب روی دایره واحد بوده و نوسانی می‌باشد.



شکل (۳-۱۹) نمودار صفر - قطب مربوط به تابع تبدیل (۳-۱۳)

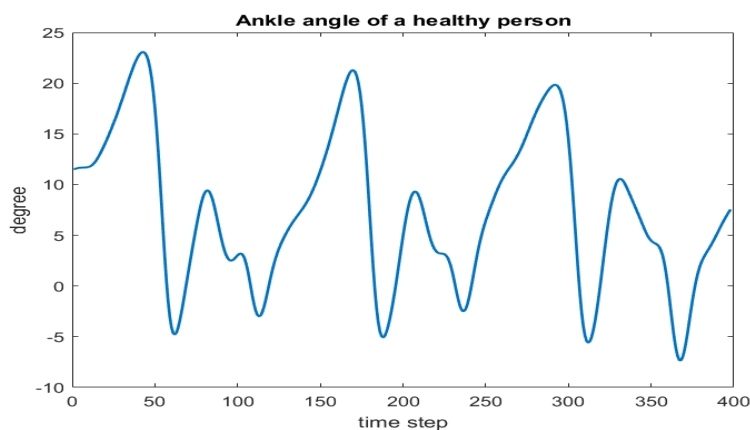
فصل ۴: طراحی مدار تحریک الکتریکی

عملکردی - پیاده‌سازی کنترل فازی

۴-۱- ملاحظات طراحی

در طراحی این دستگاه باید نکات زیر را مد نظر قرار داد:

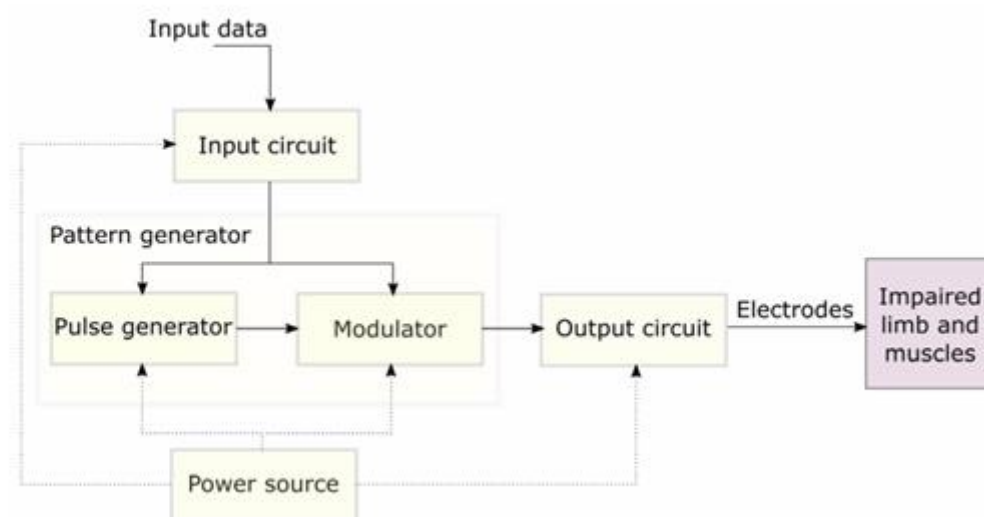
- بزرگی تحریک الکتریکی ایجاد شده بایستی به اندازه‌ای باشد که به بافت بدن آسیب نرساند.
- مدت زمان اعمال تحریک توسط سیستم کنترلی با توجه طول گام تنظیم شده و از حداکثر زمان اعمال تحریک (۱۰ ثانیه) تجاوز ننماید.
- دستگاه سبک باشد، به گونه‌ای که هنگام نصب روی پای بیمار برای حمل دستگاه دشواری نداشته باشد.
- در زمان گام برداشتن به کمک این دستگاه، فرکانس و تناوب کاری به گونه‌ای تنظیم شود که تا حد امکان از خستگی بکاهد.
- اصلاح حرکت توسط دستگاه عمومیت داشته باشد. بدین معنی که تحریک اعمال شده با توجه به بزرگی سائز عضلات، سرعت راه رفتن و میزان زاویه دورسیفلکشن شخص، تغییر کند.
- با توجه به نتایج حاصل از آزمایشگاه آنالیز حرکت دانشگاه صنعتی شریف، تحریک باید به گونه‌ای اعمال گردد که حرکات پنجه پا طی راه رفتن تا حد امکان به نمودار شکل ۱ ف ۴ نزدیک شود. این نمودار بیان گر زاویه مچ طی چند قدم متوالی است.



شکل (۴-۱) مسیر طی شده مارک‌های روی پا (زاویه مچ)

۴-۲- طراحی مدار تحریک الکتریکی

برای طراحی مدار تحریک الکتریکی عملکردی، روند مشخصی وجود دارد که این روند با توجه مرجع [۹۵]، در شکل (۲-۴) بیان شده است.

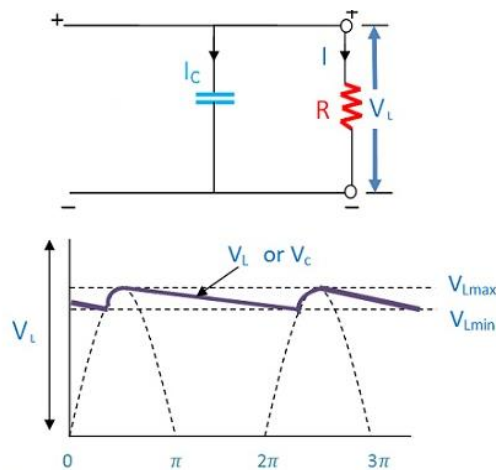


شکل (۲-۴) بلوک دیاگرام معمول برای ایجاد تحریک الکتریکی

با وجود روندی مشخص برای مسیری که باید از ورودی تا خروجی مدار طی شود، گزینه‌های بسیاری برای این هدف وجود داشته است. لذا در این پایان‌نامه، جهت دستیابی به مناسب‌ترین تحریک

الکتريکی عملکردی، از نمونه‌های موفق که در مقالات سال‌های گذشته استفاده شده است الگو برداری شد. این الگو برداری شامل مشخصه‌های کاری شامل جريان، ولتاژ، فرکانس کاری و پهنای باند و همچنین، المان ایجاد تحریک است.

چالش برانگیزترین قسمت این نمونه‌سازی‌ها، مربوط به تامین ولتاژ ورودی این مدارها بوده است که زمان زیادی صرف آن شد، ولتاژ معرفی شده در این تحقیقات تا ۲۵۰ ولت مستقیم معرفی شده‌اند، هرچند دستیابی به این سطح ولتاژ در حوزه متناوب بسیار ساده است، در حوزه ولتاژ مستقیم مستلزم استفاده از منابع تغذیه گران قیمتی است که در آزمایشگاه‌های دانشگاه صنعتی شاهرود یافت نمی‌شد. ناچار اقدام به ساخت آن‌ها شد. از المان‌هایی مانند ترانسفورمرهای افزایشنده تا مدارهای شوکر و پمپ خازنی مورد آزمایش قرار گرفت و برای دستیابی به خروجی صاف و بدون نویز از فیلترهای خازنی که تاثیر آن در شکل (۳-۴) دیده می‌شود، استفاده گردید.



شکل (۳-۴) تاثیر فیلتر خازنی برای صاف کردن ریپل منبع تغذیه

گام بعد، ساخت فرکانس مربعی با دامنه ۱۵ تا ۲۰۰ هرتز و اعمال آن با ولتاژ مستقیم بود. با وجود موفقیت در ساخت مدار تغذیه، خطر بالای استفاده از ولتاژ مستقیم با این بزرگی، باعث شد تا بازبینی در مورد مشخصه‌های مدار، بدون در نظر گرفتن اعداد اعلام شده توسط مقالات و با آزمون عملی صورت گیرد. به همین جهت آزمایشی در کلینیک فیزیوتراپی رازی گرگان و صاحبی شاهرود، روی

بدن شخص سالم، شامل استفاده از دستگاه تحریک ساخت شرکت نوین، شکل (۴-۴)، بازه کمترین تا بزرگترین تحریک مجاز روی پوست، انجام شد و نتایج با دستگاه اسیلوسکوپ مشاهده گردید. بر خلاف نتایج گزارش شده توسط مقالات، حداکثر ولتاژ ۶۰ ولت مستقیم برای این منظور کافی بوده و این ولتاژ با مداری که مشخصه‌های کاری آن در جدول (۳-۴) ذکر شده، در این پایان نامه تامین گردید.

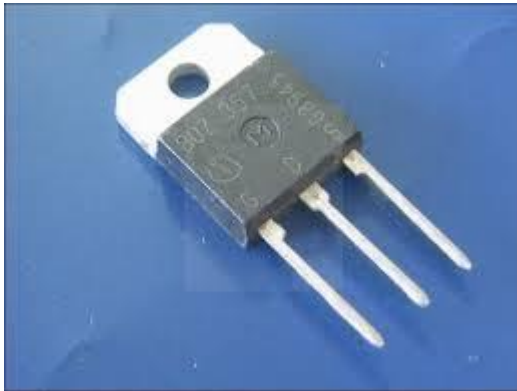


شکل (۴-۴) دستگاه تحریک الکتریکی ساخت شرکت نوین

جدول (۱-۴) مشخصه‌های کاری منبع تغذیه طراحی شده به عنوان ورودی ولتاژ مدار تحریک

ولتاژ ورودی	ولتاژ خروجی	جریان ورودی	جریان خروجی	توان خروجی	فرکانس کاری
۳۲-۱۰ ولت	۳۹۰-۴۵ ولت	۵-۰ آمپر	۰/۲ آمپر	۴۰ وات	۷۵ کیلو هرتز

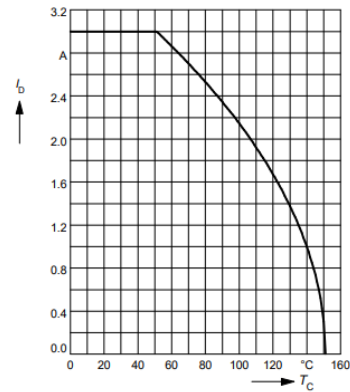
در مرحله بعدی، از بین المان‌های تست شده برای ایجاد نوسان، استفاده از ماسفت مدل BUZ90AF بهترین نتایج را حاصل کرد. این ماسفت و مشخصه‌های کاری مربوط به آن در شکل (۴-۵) نمایش داده شده است.



Drain current

$$I_D = f(T_C)$$

parameter: $V_{GS} \geq 10 \text{ V}$



شکل (۴-۵) ماسفت BUZ90 afi و نمودار کاری پایه Drain (الکتروود)

همان طور که مشخص است، پایه gain این مسافت ورودی سیگنال مربعی ساخته شده، پایه source، زمین و پایه drain، تغذیه و همچنین خروجی نهایی برای ایجاد تحریک و اتصال به الکتروود است. ابتدا از دستگاه تولید کننده سیگنال آزمایشگاهی برای ورودی سیگنال مربعی با فرکانس ۱۵ تا ۲۰۰ هرتز، استفاده شد. خروجی اسیلوسکوپ از این ماسفت با ورودی سیگنال مربعی و ولتاژ مستقیم ۶۰ ولت، در شکل ۶ ف ۴ دیده می شود، در مقایسه با سیگنال مربعی استاندارد (شکل (۴-۶) الف) سیگنال خروجی این مدار (شکل (۴-۶) ب) قابل قبول بوده است.



ب

الف

شکل (۴-۶) سیگنال مربعی استاندارد برای تنظیم اسیلوسکوپ (الف) و خروجی سیگنال مربعی مدار تحریک (ب)

به این ترتیب، برای ایجاد سیگنال تحریک الکتریکی عملکردی از مدار شکل (۳-۱۵) استفاده شد. علاوه بر این مدار، المان اپتوکوپلر برای ملاحظات ایمنی در نظر گرفته شد. وظیفه این المان حفاظت از ورودی و خروجی‌های متصل به این مدار در برابر ولتاژ ۶۰ ولت مستقیم می‌باشد، چرا که برای مثال، کارت داده مورد استفاده در این پژوهش برای سطوح ولتاژ پایین‌تری طراحی شده است.

۳-۴- اعمال تحریک روی بدن بیمار

پس از تولید سیگنال تحریک، برای ایجاد حرکت مصنوعی عضلات مورد نظر بایستی از الکترودهای مخصوص FES بهره‌برد. نمونه‌های تست شده در این پایان‌نامه از نوع ۲ قطبی و برای یک کانال موجود، دو عدد الکتروود که توضیحات آن پیش‌تر در بخش ۵-۱ فصل اول آمده است، در نظر گرفته شد. نمونه اول، دایره شکل و دارای قطر ۷ سانتی‌متر بوده است، با وجود اعمال تحریک مناسب، اندازه بزرگ این الکتروود باعث درگیر کردن ماهیچه‌هایی می‌شود که حرکت آن‌ها مد نظر نبوده، لذا نمونه دوم، که آزمایشات این پایان‌نامه تماماً با این الکتروود صورت گرفت، مستطیلی شکل و با ابعاد ۴ * ۶ سانتی‌متر ساخت شرکت نوین، انتخاب شد. شکل (۴-۷) مربوط به الکترودهای تست شده نمونه اول و دوم می‌باشد.



شکل (۴-۷) الکترودهای سطحی تحریک الکتریکی عملکردی

۴-۴- معیار خطا و زمان بندی تحریک

همان طور که در فصل اول اشاره شد، سیستم‌های کنترلی نیاز به معیاری برای خطا دارند که به واسطه کمینه کردن این خطا موفقیت بیشتری برای مسئله کنترلی حاصل گردد. همچنین بحث تشخیص فاز گام برداشتن که در فصل دوم مطرح گردید، نیازمند حس‌گری است که اتفاقات و حرکات پا حین گام برداشتن را به سیستم گزارش نماید. در سیستم کنترلی مورد استفاده این پایان‌نامه که در بخش‌های بعدی با جزییات در مورد آن بحث خواهد شد، از حس‌گرهای شتاب سنج ۳ محور آنالوگ و حس‌گرهای نیرویی FSR استفاده شده است.

یکی از خلاقیت‌های پژوهش پیش رو نسبت به کارهای پیشین، شخصی‌سازی دستگاه اصلاح حرکت با توجه به الگوی کاربر است. بدین معنی که در نمونه‌های تجاری و تحقیقاتی ساخته شده، با توجه به مراجع بیومکانیکی و مقالات، زاویه استاندارد برای بالا آمدن پنجه پا (دورسیفلکشن) در هنگام راه رفتن استخراج شده و به عنوان رفرنس خطا به سیستم کنترل حلقه بسته معرفی می‌گردد. طبق بررسی‌های انجام شده در این پایان‌نامه و تحلیل راه رفتن افراد با سابقه سکتی مغزی، مشاهده شد که هر یک از این افراد دارای شکل به خصوصی از عدم توانایی حرکت پا می‌باشند و نه فقط پا دارای افتادگی، بلکه پا سالم‌تر ایشان نیز با سرعت و زاویه‌ای طی مسیر می‌کند که با افراد سالم متفاوت بوده و ایده استفاده از مقادیر ذکر شده در این استانداردها چندان معقول به نظر نمی‌رسد، لذا در تحقیق پیش‌رو، سیستم کنترلی نه تنها زاویه پا دارای افتادگی، بلکه حرکات پنجه پا سالم این افراد را به عنوان رفرنس برای ایجاد خروجی کنترلی مناسب مد نظر قرار می‌دهد. حس‌گرهای شتاب‌سنج و نیرویی FSR به کار برده شده در شکل (۸-۴) دیده می‌شود. از خروجی حسگرهای شتاب‌سنج به عنوان سیگنال خطا و از خروجی حس‌گرهای نیرویی برای زمان بندی اعمال تحریک استفاده شد. برای این منظور، در زیر کفی کفش پا دارای افتادگی، در قسمتی که پاشنه پا قرار می‌گیرد، یک عدد حس‌گر نیرویی FSR تعبیه شد که نتایج قدم برداشتن افراد سالم و بیمار و همچنین نمودارهای

خروجی این المان در حین استفاده از دستگاه تحریک الکتریکی عملکردی در فصل ۵، بحث شده است.



شکل (۴-۸) حس گر نیرویی FSR (سمت راست) و شتابسنج‌های آنالوگ ۳ محوره

۴-۵- نرم افزار کنترلی

برای ایجاد سیستم کنترلی حلقه بسته که روش فازی برای این منظور انتخاب گردید، از محیط نرم افزار متلب نسخه ۲۰۱۷، برای کد نویسی و ایجاد بلوک در محیط سیمولینک این نرم‌افزار استفاده شده است، جزییات و دیاگرام‌های کنترلی در بخش انتهایی همین فصل، معرفی شده‌اند.

۴-۶- رابط سیستم کنترلی و مدار ایجاد تحریک الکتریکی عملکردی

باید دانست که ورودی سیستم کنترلی زاویه پنجه و حس گرهای نیرویی FSR و خروجی آن Duty Cycle سیگنال تحریک است. این سیستم کنترلی توسط بلوک دیاگرام‌ها و کدهای نوشته شده در محیط نرم‌افزار متلب انجام وظیفه نموده و عمل تحریک و سیگنال‌های ورودی توسط المان‌هایی تولید می‌گردد که قابلیت تبادل داده با این نرم‌افزار را ندارند. لذا از کارت داده ساخت شرکت

AdvanTech مدل PCB1710 و همچنین برد ورودی / خروجی این کارت برای این مهم استفاده شد. کارت داده استفاده شده در این پایان‌نامه در شکل (۹-۴) نشان داده شده است. از ورودی آنالوگ کارت برای خواندن داده‌های حس‌گرهای شتاب و نیرو و از خروجی دیجیتال آن، برای اعمال سیگنال کنترلی ساخته شده به عنوان خروجی، به مدار تحریک، استفاده شده است. بدین صورت امکان کنترل آنلایین و گزارش لحظه به لحظه حرکات پا به سیستم کنترلی مقدور بوده است.



شکل (۹-۴) کارت انتقال داده Advantech PCI1710 به همراه برد ورودی و خروجی

۴-۷- محل قرارگیری الکتروود و المان‌های مدار تحریک روی پا

این بخش با توجه به ضرورت انجام این پژوهش مورد بحث قرار می‌گیرد. در مقدمه و تعریف افتادگی پا بیان شد که ماهیچه تیپالیس انتریور قابلیت انقباض و تحریک از عصب پروئثال را از دست داده و پنجه پای طی گام برداشتن بالا نمی‌آید. لذا الکتروودهای تحریک نیز روی همین عضله و به این صورت قرار می‌گیرند: دو عدد الکتروود در یک کانال تحریک وجود دارد که یکی مستقیماً به خروجی ماسفت

وصل شده و ولتاژ با شکل موج مربعی ساخته شده را اعمال می‌نماید و دیگری به زمین مدار وصل شده است. الکتروود متصل به خروجی ماسفت روی کالف عضله (ناحیه‌ای در شروع عضله که با انقباض آن محل دقیقش مشخص می‌گردد، نزدیک به استخوان ساق پا و زیر زانو قرار می‌گیرد) و الکتروود دیگر پایین‌تر، در انتهای عضله مستقر می‌گردد. نمایی از محل قرارگیری الکتروودها و بقیه اجزا در شکل (۴-۱۰) دیده می‌شود.

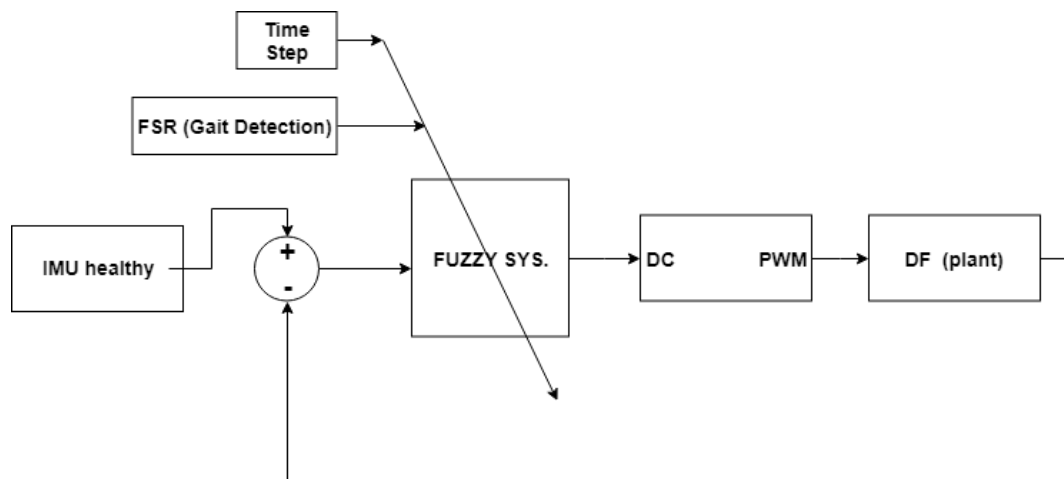


شکل (۴-۱۰) محل قرارگیری الکتروودهای تحریک الکتریکی عملکردی روی پا

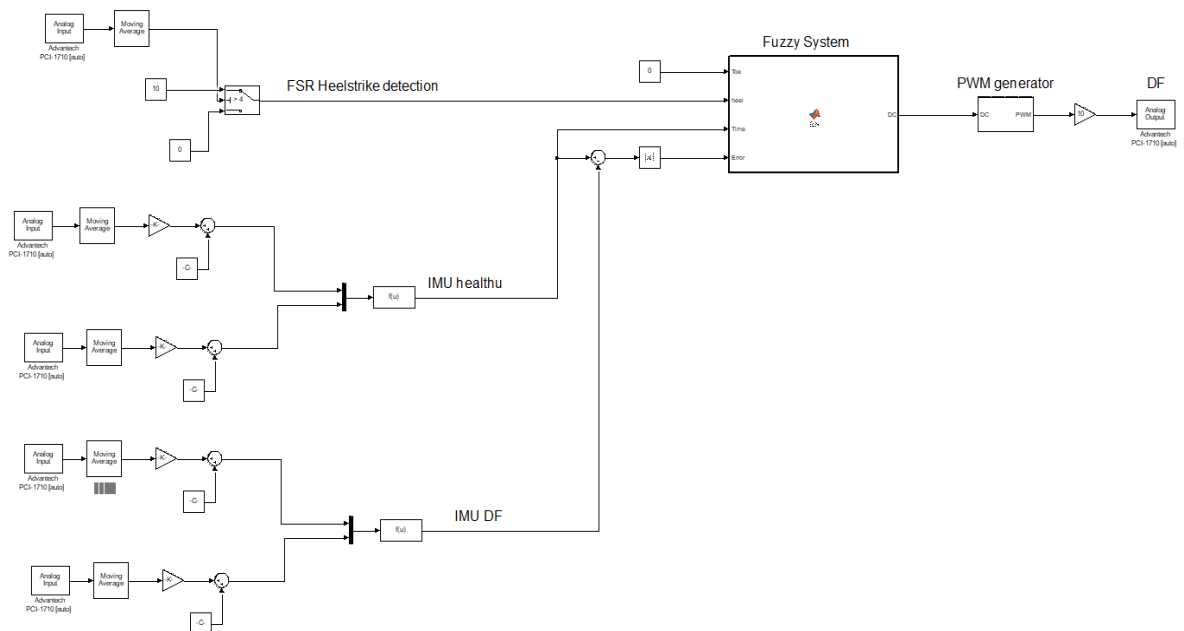
۴-۸- سیستم کنترل فازی

جزئیات تئوری و مبنای ریاضی کنترل به روش فازی و همچنین به کارگیری چنین روشی در اصلاح الگوی گام برداشتن در منابع [۹۶-۹۸] ذکر شده است. بلوک دیاگرام عملکردی سیستم فازی طراحی شده (شکل (۴-۱۱)) دارای ۳ ورودی و یک خروجی است، در این بلوک دیاگرام بخش‌های مربوط به محاسبه خطا، سیستم فازی تطبیقی با تیونینگ خودکار، تولید کننده سیگنال PWM و جعبه سیاه مربوط Plant که از شناسایی سیستم به روش گرادیان نزولی حاصل شده و همچنین ورودی استپ

زمانی و حس گر نیرویی دیده می‌شود. خروجی بعد از بلوک Plant شامل زاویه θ_{DF} پای دارای افتادگی می‌باشد که برای محاسبه خطا از θ_h کم می‌شود. ورودی‌ها شامل خطا (تفاضل زاویه پنجه دو پا)، زاویه رفرنس (شتاب‌سنج پا سالم) و داده‌های تشخیص فاز گام برداشتن با سنسور نیرویی FSR است. همچنین، چیدمان این عناصر در محیط سیمولینک متلب در شکل (۴-۱۲) دیده می‌شود.



شکل (۴-۱۱) بلوک دیاگرام کنترل گر فازی



شکل (۴-۱۲) چیدمان سیستم کنترل فازی در محیط سیمولینک نرم‌افزار متلب

۴-۸-۲- قوانین فازی و توابع عضویت

قوانین فازی به کار گرفته شده در این سیستم کنترلی در جدول‌های (۲-۴)، (۳-۴) و (۴-۴) ذکر شده است.

جدول (۲-۴) قوانین فازی مربوط به تنظیم شدت تحریک (با توجه به داده خطا)

Time	first	Middle	end	first	middle	end	first	middle	end	first	middle	End
Error	zero	zero	zero	start	start	start	end	end	end	step	step	step
E0	DC0	DC0	DC0	DC1	DC0	DC0	DC0	DC0	DC1	DC1	DC0	DC1
E1	DC0	DC0	DC0	DC1	DC0	DC0	DC0	DC0	DC1	DC1	DC1	DC1
E2	DC0	DC0	DC0	DC1	DC0	DC0	DC0	DC0	DC2	DC2	DC2	DC2
E3	DC0	DC0	DC0	DC1	DC0	DC0	DC0	DC0	DC2	DC2	DC3	DC2
E4	DC0	DC0	DC0	DC1	DC0	DC0	DC0	DC0	DC3	DC3	DC4	DC3
E5	DC0	DC0	DC0	DC1	DC0	DC0	DC0	DC0	DC3	DC3	DC5	DC3
E6	DC0	DC0	DC0	DC1	DC0	DC0	DC0	DC0	DC3	DC3	DC6	DC3
E7	DC0	DC0	DC0	DC1	DC0	DC0	DC0	DC0	DC3	DC3	DC7	DC3
E8	DC0	DC0	DC0	DC1	DC0	DC0	DC0	DC0	DC3	DC3	DC8	DC3
E9	DC0	DC0	DC0	DC1	DC0	DC0	DC0	DC0	DC3	DC3	DC9	DC3
E10	DC0	DC0	DC0	DC1	DC0	DC0	DC0	DC0	DC3	DC3	DC10	DC3

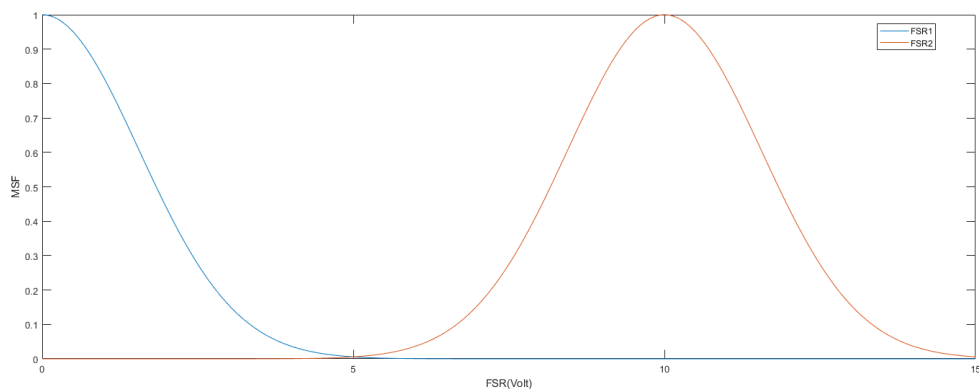
جدول (۳-۴) قوانین فازی مربوط به تشخیص گام با داده‌های حس گر نیرویی FSR

FSR_Toe	ON	OFF
FSR_Heel	Zero	End
ON	Zero	End
OFF	Start	Step

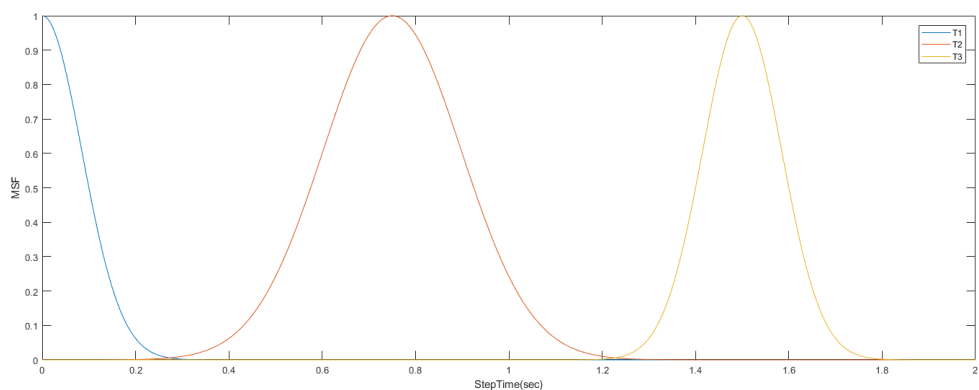
جدول (۴-۴) قوانین فازی مربوط به استپ زمانی (با توجه به داده شتاب‌سنج پا سالم)

FSR	F1	F2								
Time	First	Middle	end							
Error	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10
DC	Dc0	Dc2	Dc3	Dc4	Dc5	Dc6	Dc7	Dc8	Dc9	Dc10

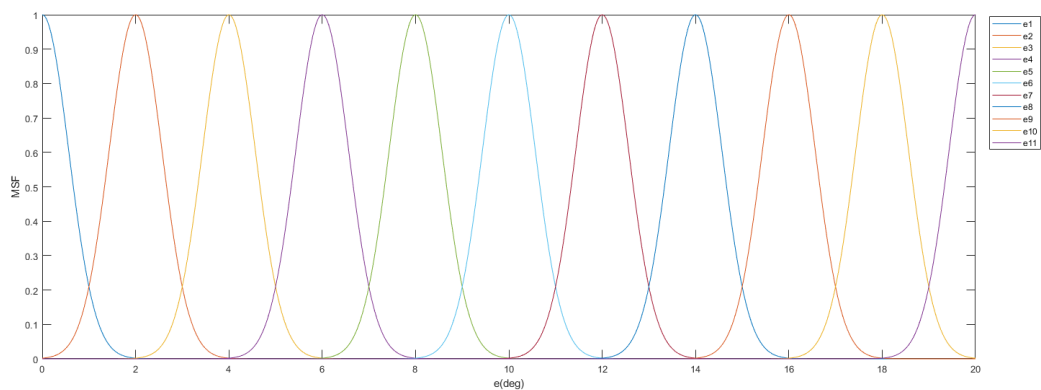
توابع عضویت مربوط به سنسور نیرویی FSR، استپ زمانی و خطا، به ترتیب در شکل‌های (۴-۱۳)، (۴-۱۴) و (۴-۱۵) نشان داده شده است.



شکل (۴-۱۳) تابع عضویت مربوط به حسگر نیرویی FSR



شکل (۴-۱۴) تابع عضویت مربوط به استپ زمانی



شکل (۴-۱۵) تابع عضویت مربوط به استپ زمانی

این سیستم کنترلی فازی از موتور استنتاج ممدانی، رابطه (۴-۱)، با قانون موتور استنتاج ضرب و غیرفازی‌ساز میانگین مراکز بهره می‌برد. غیرفازی‌ساز میانگین مراکز y^* با \bar{Y}^l مرکز مجموعه فازی l م و درجه ارتفاع w_l در رابطه (۴-۲) ذکر شده است.

خروجی سیستم کنترلی شامل Duty Cycle است که با واحد درصد معرفی می‌گردد. Duty Cycle صفر بدون تحریک و ۱۰۰٪ برابر اعمال ولتاژ مستقیم است. خروجی این سیستم فازی طبق رابطه (۴-۳) محاسبه می‌گردد که در بلوک دیاگرام شکل (۴-۱۱) به عنوان ورودی به بلوک PWM وارد می‌شود. تابع نمایی به خاطر گوسی بودن توابع عضویت می‌باشد. $x_i - \bar{x}_i^{-l}$ به معنی فاصله مقدار ورودی از مرکز تابع تعلق، σ انحراف از معیار، \bar{x}_i^{-l} بیان گر مرتبه تابع تعلق ورودی در قانون l م و \bar{y}_i^{-l} که در صورت ظاهر شده، بیان گر مرتبه تابع خروجی در قانون l م می‌باشد:

$$\mu_{B'}(y) = \max_{l=1}^M \left[\sup_{x \in U} (\mu_{A'}(x) \prod_{i=1}^n \mu_{A'}^l(x_i) \mu_{B'}(y)) \right] \quad (1-4)$$

$$y^* = \frac{\sum_{l=1}^M \bar{Y}^l w_l}{\sum_{l=1}^M w_l} \quad (2-4)$$

$$Duty\ Cycle = \frac{\sum_{l=1}^M \bar{y}_i^{-l} \prod_{i=1}^n \exp\left(-\frac{|x_i - \bar{x}_i^{-l}|}{\sigma^2}\right)}{\sum_{l=1}^M \prod_{i=1}^n \exp\left(-\frac{|x_i - \bar{x}_i^{-l}|}{\sigma^2}\right)} \quad (3-4)$$

۹-۴- پیاده‌سازی سیستم کنترلی

اجزای ذکر شده در جدول (۴-۵) در پیاده‌سازی سیستم کنترلی فازی طراحی شده به کار گرفته شده‌اند. به دلیل ملاحظات ایمنی و اخلاقی هیچ آزمایشی برای پیاده‌سازی سیستم کنترلی روی فرد

بیمار انجام نشده^۱ و تست‌های این بخش روی پای فرد سالم، مرد ۲۷ ساله، صورت گرفته است. این درحالی است فرد سالم در حال راه رفتن حرکت عمدی برای بالا آوردن پنجه خود نداشته است (سعی به شبیه سازی راه رفتن بیماران دارای افتادگی پا). گفتنی است در زمان اعمال تحریک حتی فرد سالم نیز اراده‌ای از خود نداشته و چون عصب پروئال تحریک می‌گردد، حرکت بالا آمدن پنجه به صورت خود به خودی صورت می‌گیرد.

جدول (۴-۵) لیست قطعات استفاده شده در پیاده‌سازی کنترل‌گر فازی

شماره	نام قطعه	شرکت سازنده	مدل / اندازه
۱	منبع تغذیه	JLY ۰ تا ۶۰ ولت ۵ آمپر	PS-A305D
۲	مدار ایجاد سیگنال تحریک	-	سیگنال مربعی با فرکانس 100Hz
۳	الکتروود	نوین	۴*۶ سانتی‌متر
۴	چسب نگه‌دارنده الکتروود روی پا	-	-
۵	کارت انتقال داده	AdvanTech	PCI1710
۶	شتاب‌سنج (۲ عدد)	AXL	GY61
۷	سنسور نیرویی FSR (۲ عدد)	HESAI	۱/۵ سانتی‌متری
۸	سیمولینک کنترل فازی نرم‌افزار متلب	MATLAB	2017
9	رایانه بلادرنگ	ASUS	2/2GHz-RAM 4g-64bit

در آزمون صورت گرفته سعی شد تا از تردمیل برای راه رفتن استفاده نشود. هرچند استفاده از تردمیل در تمرینات توانبخشی با تحریک الکتریکی عملکردی برای کسانی که هفته‌های ابتدایی پس از سکتة مغزی یا فلج شدن را می‌گذرانند بسیار مفید است، اما ایجاد سیکل‌های منظم با سرعت ثابت چالش‌های پیش‌رو سیستم کنترل را مستتر نموده و بهتر است آزمون راه رفتن و بررسی عملکرد سیستم کنترلی با سرعت راه رفتن معمول فرد و با طول‌گام‌های اختیاری صورت گیرد.

^۱انجام آزمون بر روی افراد بیمار نیازمند طی شدن پروسه‌ای شامل کسب گواهی اخلاق و حضور پزشک و فیزیوتراپ متخصص در آزمایشگاه و انجام تمرین برای چندین هفته با برنامه روزانه منظم و مطالعه تغییرات روی ماهیچه‌ها و سیستم عصبی می‌باشد که خود وابسته به عکس‌برداری، سونوگرافی و انجام تست‌های نوار عضله و دوربین است.

در زیر کفی کفش داوطلب، دو عدد حس گر نیرویی FSR جاسازی شده، یکی جلوی پا و قبل از شست و دیگری در زیر پاشنه پا قرار گرفت. دو شتاب‌سنج سه محوره آنالوگ، یکی روی پا مورد بررسی برای اصلاح افتادگی و دیگری روی پا سالم قرار گرفتند. الکترودهای سطحی نیز روی ماهیچه تیبیالیس انتریور مستقر شده و توسط کش مخصوص دور پا محکم شدند. اطلاعات دریافتی از حس گرها و سیگنال تحریک الکترودها توسط سیم‌های شیلد دار (برای حذف نویز محیط) به مدار تحریک و کارت داده متصل شدند تا ورودی و خروجی سیستم کنترلی با دستورات نرم‌افزار متلب ارتباط داشته باشند.

همه تکرارها در محیطی یکسان انجام شد تا نتایج راه‌رفتن با و بدون مدار محرک قابل قیاس باشند. این نتایج شامل راه‌رفتن شخص بیمار دارای افتادگی پا، راه‌رفتن شخص سالم و تست سیستم کنترلی رو پا است.

همانطور که محیط سیمولینک کنترل گر فازی معرفی شده در شکل (12-14) دیده می‌شود، خروجی حس گرهای نیرویی FSR وارد بلوک‌های قیاسی می‌شوند تا از طریق سطح آستانه‌های مشخص شده، موقعیت پاشنه به سیستم کنترلی گزارش شود، شروع راه رفتن با برداشتن پاشنه به این سیستم معرفی شده و خروجی این حس گر که مقداری بین ۰ تا ۵ است، در هنگام ایستادن و گذاشتن پاشنه روی حس گر مقدار بیشینه و در هنگام بی باری مقدار کمینه را نشان می‌دهد، در فاز تاب خوردن نیز ممکن است این مسیر دارای شیب مشخصی باشد و یکباره این تغییرات رخ ندهد.

بلوک دیگری با نام IMU وجود دارد که خروجی حس گر شتاب را می‌خواند. این داده‌ها خام هستند و ولتاژی بین صفر تا ۳ ولت ایجاد می‌نمایند. سپس یک فیلتر Moving Average برای حذف اغتشاشات به کار رفته و این داده‌ها وارد تابعی می‌شود که خروجی آن شتاب بر حسب شتاب زمین (g) است، شتاب بردارهای y و z هر شتاب سنج به عنوان ورودی ثبت شده و طی تبدیلاتی مثلثاتی و اعمال ضرایب کالیبراسیون، خروجی زاویه بر حسب درجه حاصل می‌گردد. لازم به ذکر است سیستم کنترل تغییرات این زاویه را مورد بررسی قرار می‌دهد و برای مثال زاویه مرجع ممکن است به جای

صفر، مقدار ۱۰۰- در نظر گرفته شود. در تمامی تحلیل‌های بر پایه نمودارهای شتاب این موضوع مد نظر قرار گرفته و تغییرات این پارامتر مورد بحث بوده است.

در ابتدا شروع به کار سیستم کنترلی مقدار رفرنس عدد ثابتی است که از مقالات آنالیز حرکت در مورد زاویه مچ در حین راه رفتن معرفی شده است. طی چند قدم، شتاب‌سنج روی پای سالم الگوی زاویه قرارگیری پنجه شخص را خوانده و به سیستم کنترل معرفی می‌نماید. این اقدام در هر ۵ قدم تکرار می‌شود تا این زاویه به‌روز رسانی شود. به این معنی که زاویه پا دارای افتادگی در حقیق پا سالم را دنبال کرده و سیستم کنترلی با خروجی مناسب سعی در تقلید این زاویه رفرنس جدید و شخصی‌سازی شده دارد.

خروجی سیستم کنترلی، پهنای باند سیگنال تحریک است. طبق تعریف هر سیگنال با سه مشخصه فرکانس، پهنای باند و دامنه معرفی می‌گردد. دامنه و فرکانس برابر ۵۰ هرتز، در این سیستم کنترلی ثابت بوده و بزرگی و کوچکی تحریک با تغییرات پهنای باند صورت می‌گیرد. واحد این متغیر درصد % بوده در هنگام تحریک شکل ثابتی ندارد.

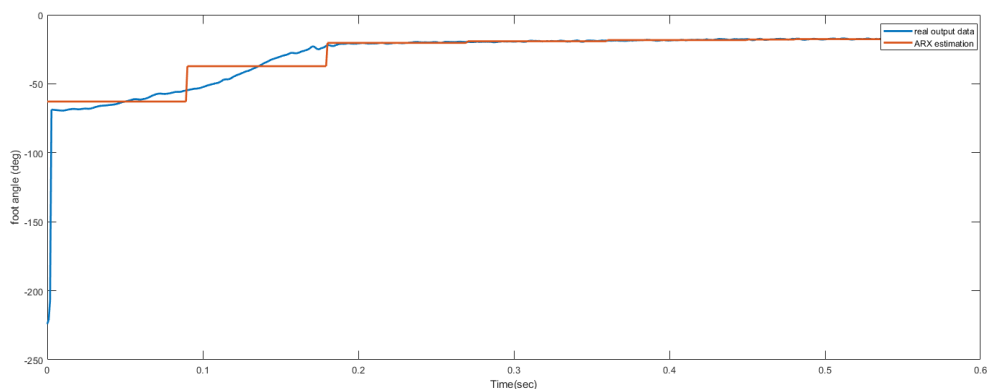
همان‌طور که در بخش نتایج، گام برداشتن با سیستم کنترلی مدار باز و با استفاده از حس‌گر نیرویی FSR بیان خواهد شد، سیگنال تحریک با شکلی ثابت به پا اعمال می‌گردد. مشکل این نوع تحریک ایجاد خستگی زودتر از حالت طبیعی گام برداشتن و به‌خاطر تکراری بودن شرایط تحریک است. همچنین سیستم کنترلی درکی برای تعیین بزرگی تحریک نداشته و کاربر با هر حجم عضله‌ای که باشد به یک صورت تحریک خواهد شد، این موضوع آزار دهنده است و ممکن است برای افراد با اندام ظریف در طولانی مدت دردناک و با خستگی زودتر همراه باشد.

سیستم کنترلی پیش‌رو با بررسی داده‌های زاویه پنجه، در مرحله تاب دادن پا، پروفیل متغیری از کم به زیاد برای شروع تحریک و دوباره از زیاد به کم در انتهای این مرحله و قبل از نشستن پاشنه روی زمین اعمال می‌نماید تا فقط به اندازه نیاز، و با توجه داده‌های خطا و قیاس با پا سالم، تحریک را انجام دهد. این روند تحریک پله‌ای نامیده می‌شود.

فصل ۵: نتیجه‌گیری و پیشنهادات

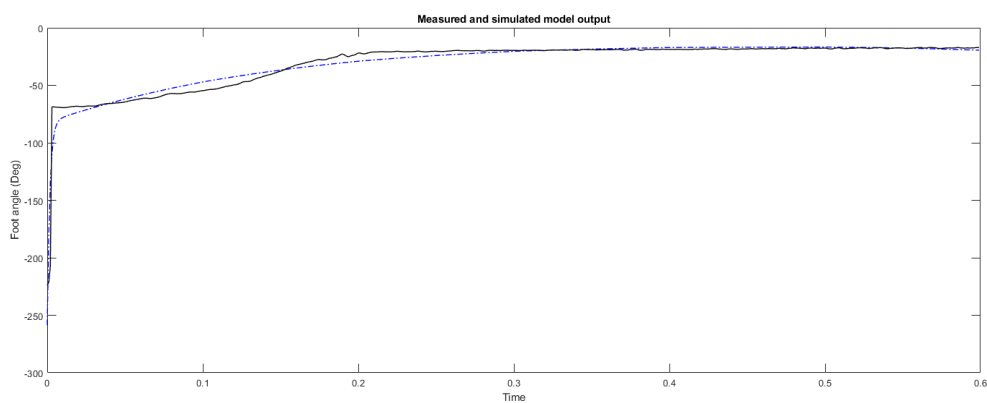
۱-۵- نتیجه شناسایی سیستم

۱-۱-۵- نتیجه شناسایی سیستم با روش ARX



شکل (۱-۵) نتایج شناسایی سیستم با روش ARX

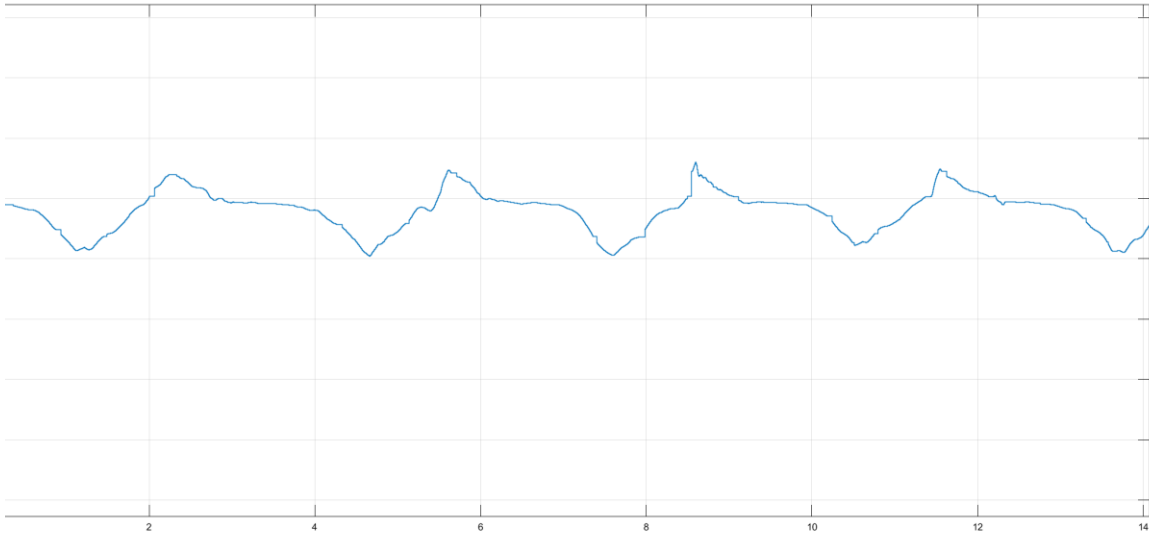
۲-۱-۵- نتیجه شناسایی سیستم با روش گرادیان نزولی



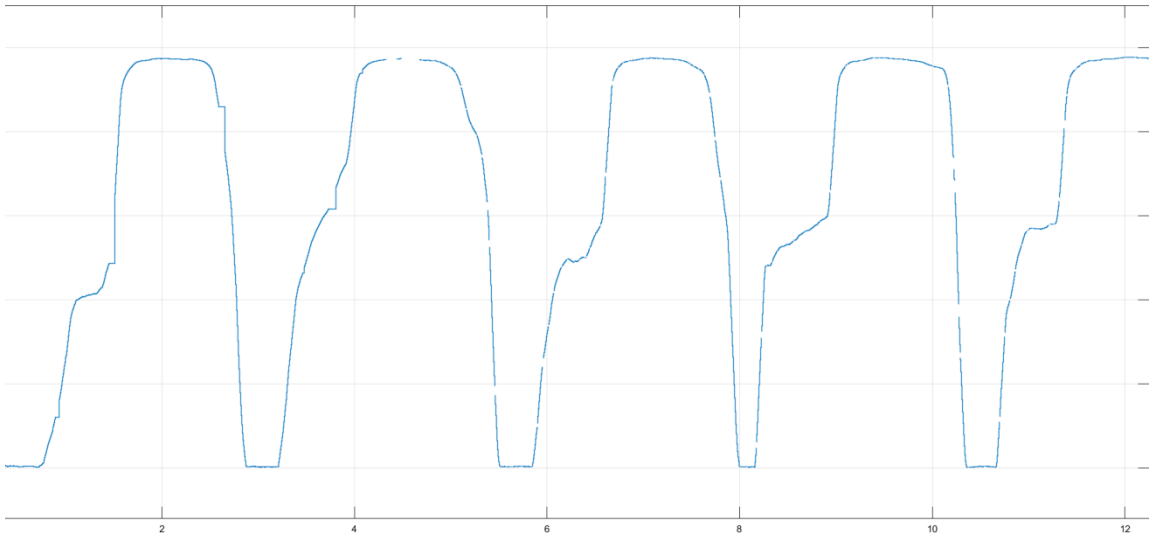
شکل (۲-۵) نتایج شناسایی سیستم با روش گرادیان نزولی

۲-۵- الگوی گام برداشتن و نتایج سیستم کنترلی

۲-۵-۱- الگوی گام برداشتن شخص سالم با شتابسنج و حس گر نیرویی FSR



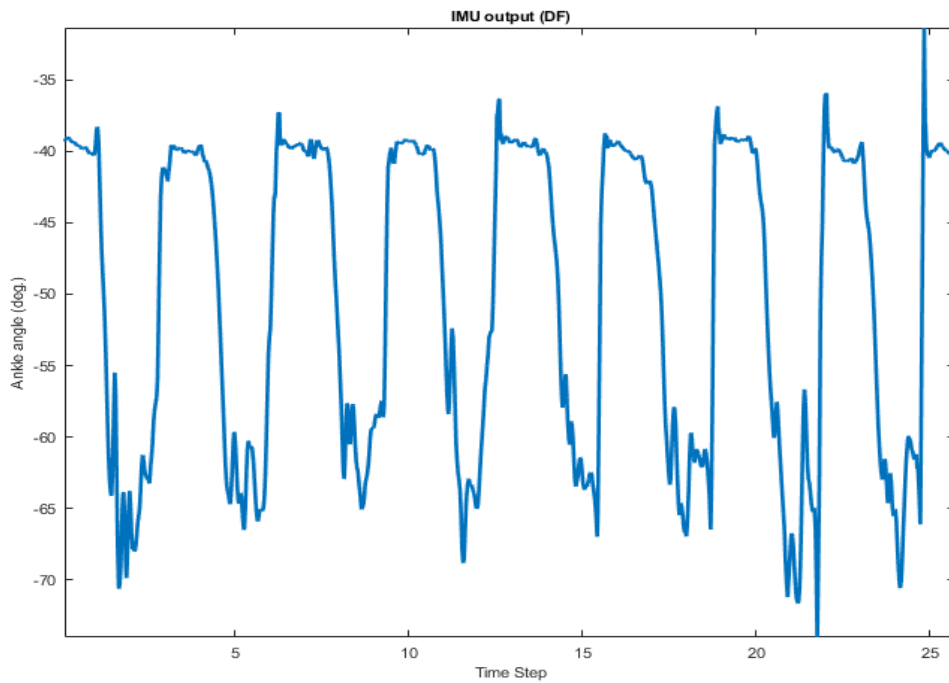
الف



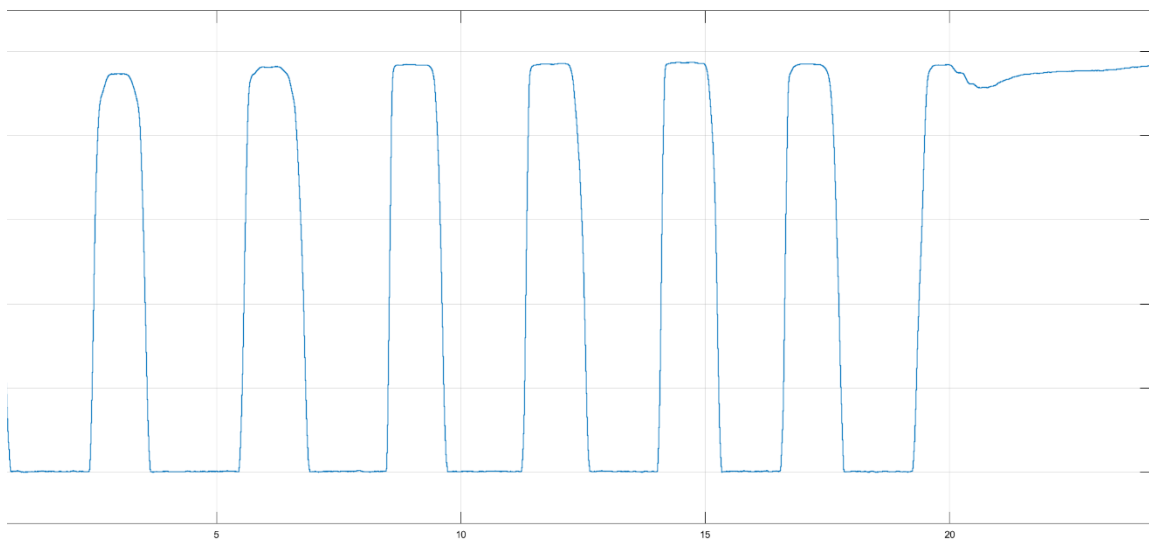
ب

شکل (۳-۵) گام برداشتن شخص سالم، الف) خروجی زاویه شتابسنج ب) خروجی حس گر نیرویی زیر پاشنه

۵-۲-۲- الگوی گام برداشتن بیمار دارای افتادگی پا با شتابسنج و حس گر
نیروی FSR



الف

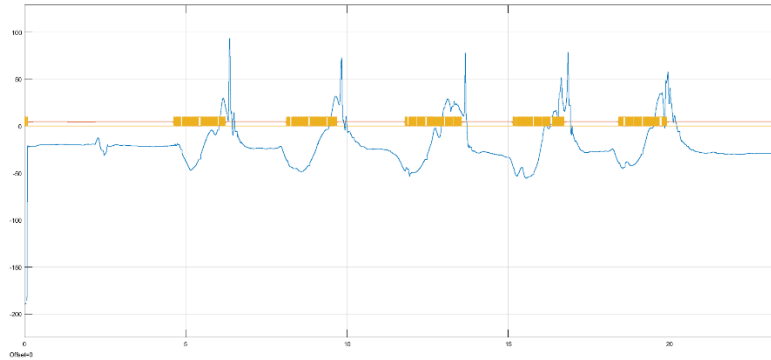


ب

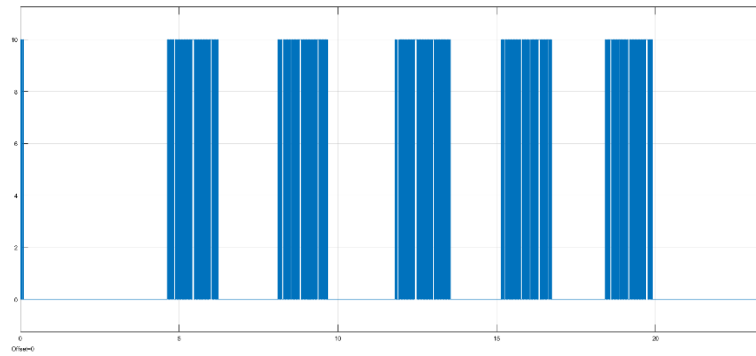
شکل (۴-۵) گام برداشتن بیمار دارای افتادگی پا ، الف) خروجی زاویه شتابسنج ب) خروجی حس گر نیرویی زیر پاشنه

۵-۲-۳- خروجی سیستم کنترل حلقه باز با تحریک الکتریکی عملکردی

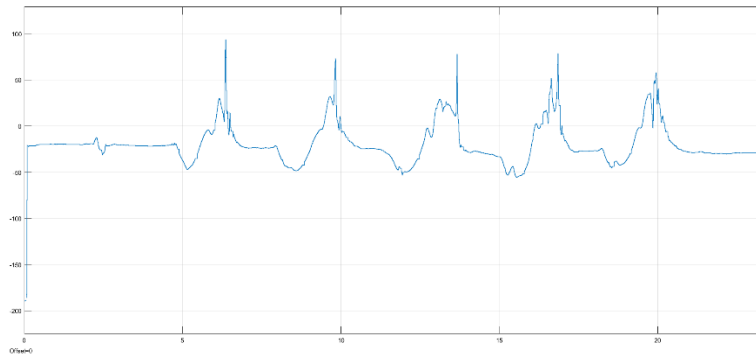
الف



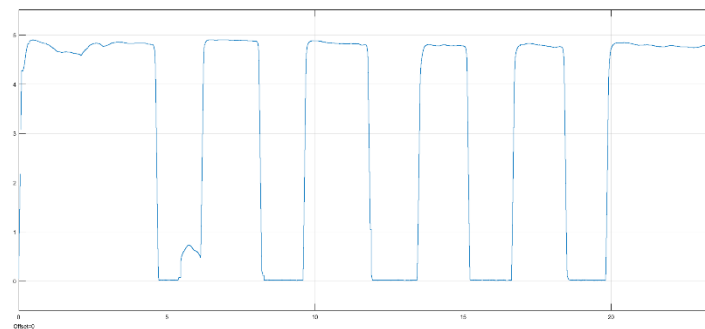
ب



ج

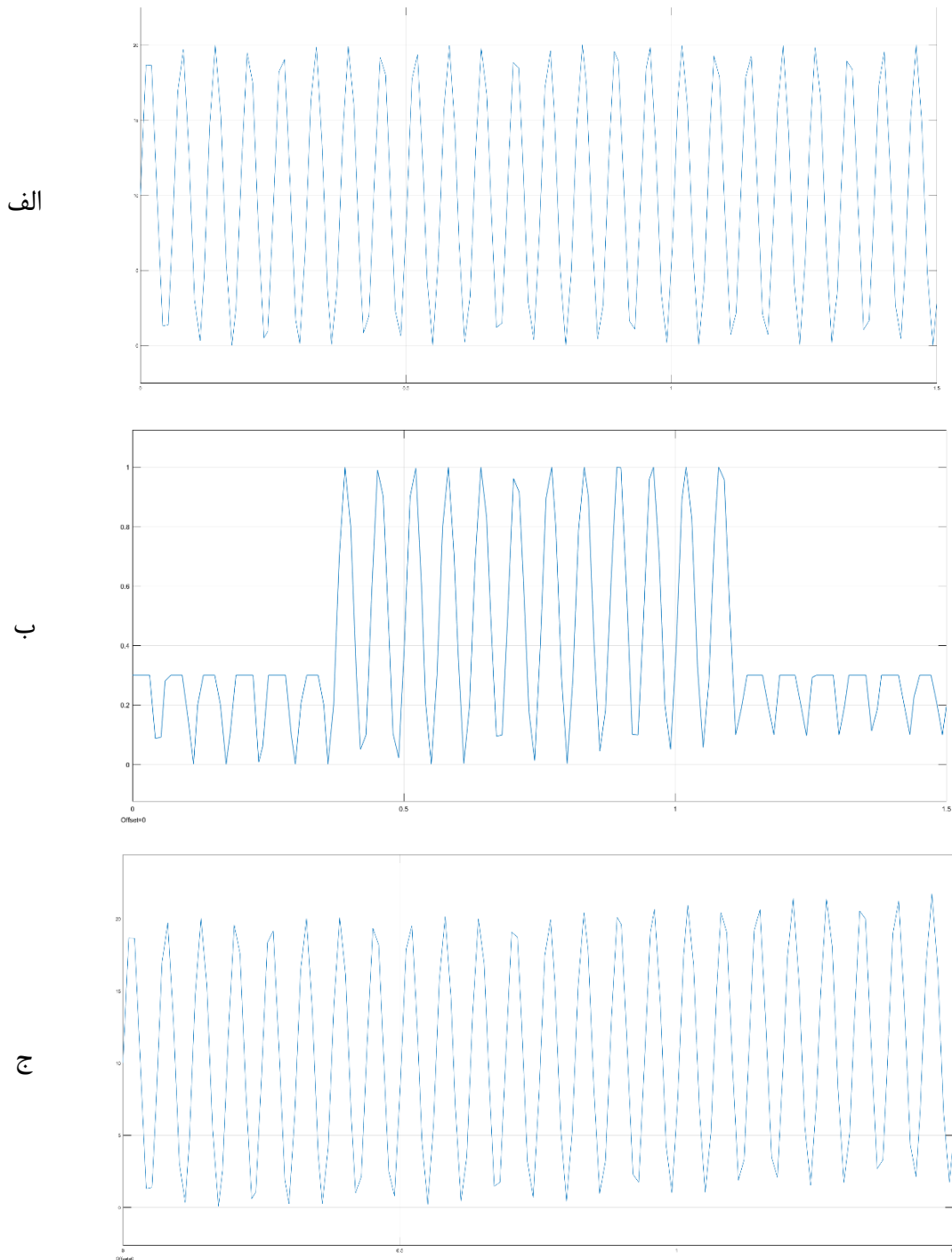


د



شکل (۵-۵) خروجی سیستم کنترل حلقه باز با تحریک الکتریکی عملکردی، الف) خروجی هم‌زمان زاویه و تحریک FES، ب) خروجی تحریک FES، ج) خروجی زاویه، د) خروجی حس‌گر نیرویی زیر پاشنه

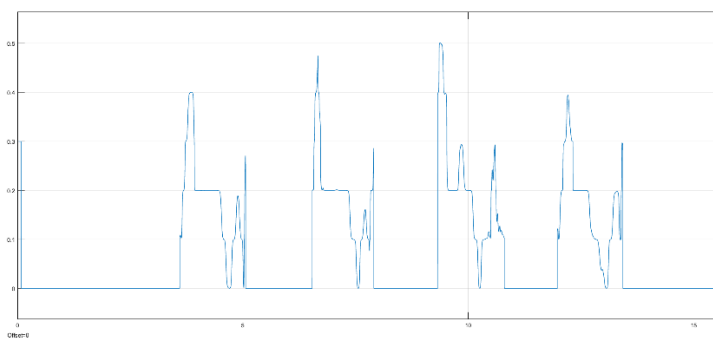
۵-۲-۴- خروجی سیمولینک سیستم کنترل فازی با تابع تبدیل ARX



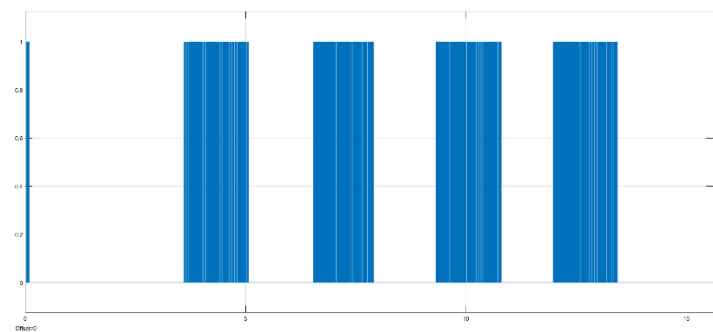
شکل (۵-۶) خروجی سیمولینک سیستم فازی با در نظر گرفتن مدل شناسایی ARX (الف) ورودی سینوسی (با نویز)
 (ب) خروجی سیستم فازی (Duty Cycle) خطا

۵-۲-۵- پیاده‌سازی سیستم کنترلی در هنگام گام برداشتن

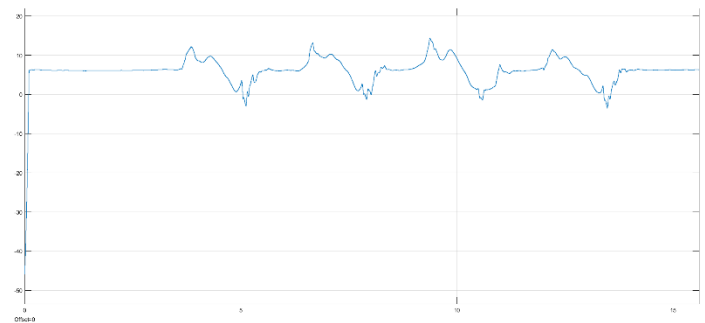
الف



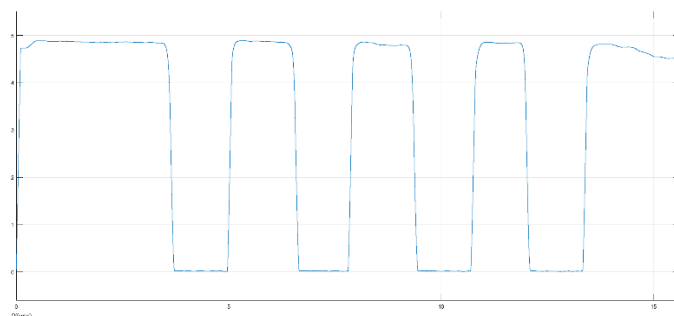
ب



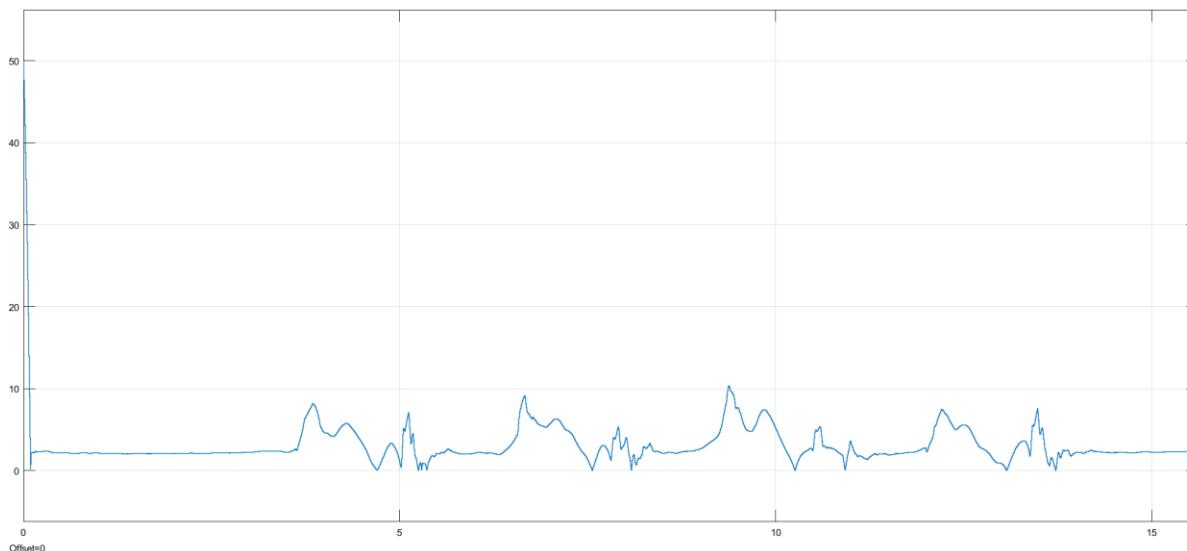
ج



د



شکل (۵-۷) پیاده‌سازی سیستم کنترل فازی، الف) خروجی Duty Cycle (ب) خروجی تحریک FES، ج) خروجی زاویه، د) خروجی حس‌گر نیرویی زیر پاشنه



شکل (۵-۸) خروجی خطا در پیاده‌سازی سیستم کنترلی

۵-۳- نتیجه‌گیری

در این پایان‌نامه به هدف اصلاح حرکت بیماران دارای افتادگی پا حین راه‌رفتن سیستمی کنترلی مدار بسته‌ای طراحی و ساخته شد. طبق بررسی‌های انجام شده، تحریک الکتریکی عملکردی، در این مسئله گزینه‌ای مناسب به جای ربات‌های پوششی و استفاده از سخت افزارهای مکانیکی غیر فعال است، بدین معنی که این نوع تحریک مستقیماً عصبی را برمی‌انگیزد که پیش‌تر مستقیماً از سیستم مرکزی عصبی بدن و مغز دستور می‌گرفته است و به همین دلیل بیشترین تشابه با عمل طبیعی راه رفتن را داراست. همچنین استفاده از چنین سیستمی شانس بازآموزی سیستم عصبی مغز و امکان بهبود دائمی را بیمار به همراه دارد. در فصل اول، به معرفی مشکل این بیماران و انواع استراتژی‌های کنترلی مد نظر قرار گرفته، اشاره شد. برای شناخت عملکرد پا و نحوه پاسخ ماهیچه‌ها به این نوع تحریک، نیاز به داشتن یک مدل و رابطه‌ای بین اندازه تحریک و میزان حرکت پا، احساس می‌شود. بنابراین، مدل‌های شناخته شده در مقالات معتبر این حوزه مطالعه شده و در فصل دوم معرفی گردید. گفتنی است که ماهیچه دارای رفتاری غیر خطی و متغیر با زمان است. مدل‌های پیشین اکثراً

به منظور سادگی از رابطه‌ای خطی استفاده نموده و یا مدل غیرخطی معرفی شده صرفاً قابل استفاده در پروژه مورد بحث بوده و در مسائل جدید پاسخ بهینه‌ای ندارد. از همین رو در فصل سوم، به دو روش، مدل‌سازی ماهیچه در پاسخ به تحریک صورت گرفت. یکی به روش خطی برای بدست آوردن تابع تبدیل، و دیگری با نگرش غیرخطی بودن پدیده و با استفاده از گرادیان نزولی و روش فازی. همچنین از آنجا که هدف از این دستگاه پیاده‌سازی روی بدن افراد بیمار است، چند داوطلب با سابقه سکتة مغزی، تصادف و فشار کاری زیاد که دچار افتادگی پا بودند به آزمایشگاه آنالیز حرکت دانشگاه صنعتی شاهرود و دانشگاه صنعتی شریف دعوت شده و راه رفتن ایشان به دقت مورد بررسی قرار گرفت که به نتایج آن در همین فصل اشاره شد.

در فصل چهارم، به جزییات طراحی مدار و سیستم کنترلی متمرکز شده و در پایان و در هنگام آزمودن سیستم کنترلی مشاهده شد که سیستم خطی شناسایی شده در گام‌های ابتدا، رفتار مناسبی از خود نشان می‌دهد، اما بعد از گذشت زمان نه چندان زیادی و به محض ایجاد خستگی در ماهیچه (که پدید آورنده رفتار غیر خطی و متغیر با زمان است) خطا زیاد شده و عملاً برای استفاده در دنیای واقعی برای بیمار مناسب نبود، از سوی دیگر، مدل جعبه سیاه شناخته شده توسط روش فازی و گرادیان نزولی، با تغییرات رفتار ماهیچه، خود را وفق داده و با تغییر بزرگی پهناهای باند هنگام تحریک، زاویه پنجه پا را کنترل کرده است. این موضوع در نمودارهای شکل (۸-۵) نمایش داده شده است.

۵-۴- پیشنهادات

اگرچه پروتزهای عصبی DF مبتنی بر FES در پنج دهه گذشته پیشرفت‌های مداومی داشته‌اند، اما هنوز جای پیشرفت بسیار است، زیرا بسیاری از راه‌حل‌های حلقه باز نمونه‌های تجاری موجود، هنوز با عملکرد افراد سالم مطابقت ندارند و همچنین از سایر مراحل راه رفتن و ماهیچه‌ها پشتیبانی نمی‌کنند. به نظر می‌رسد که باید روی کنترل‌کننده‌های تطبیقی متمرکز شود که از معماری

های حلقه بسته مبتنی بر مدل استفاده می‌کنند. این کار باعث می‌شود سیستم قادر به مقابله با دینامیک متغیرهای غیرخطی و زمانی عضلات تحریک شده و همچنین اختلالات بیرونی، خستگی عضلات و اسپاسم باشند. با تولید محرک‌های چند کاناله ادامه می‌توان تعداد بیشتری از ماهیچه‌ها را کنترل کرده و به شکل بهتری پاسخگوی نیازهای FES حلقه بسته در تصحیح DF باشند. سیستم‌هایی با حداقل دو کانال بهتر است در هنگام تحریک فقط TA در نظر گرفته شوند، البته این موضوع هزینه ساخت را بالا برده و استفاده روزمره این دستگاه را با مشکل روبه‌رو می‌کند. از این کانال‌های اضافی می‌توان برای تعادل بهتر پیچش کف پا به طرف خارج استفاده کرد که بعضی اوقات انجام این کار با تنها یک کانال می‌تواند مشکل باشد. این روش اغلب در سیستم‌های قابل کاشت استفاده می‌شود اما در سیستم‌های سطحی دیده نمی‌شود. هنگام تنظیم پارامترهای تحریک FES برای اهداف کنترل، تغییر عرض پالس توصیه می‌شود. در هنگام ایجاد تحریک، داشتن محدوده دقیق روی ماهیچه در پارامترهای FES نیز حائز اهمیت است. توسعه کنترل‌کننده‌های امپدانس با استفاده از FES توصیه می‌شود. توصیه می‌گردد که یک سیستم سطحی در اولویت قرار گیرد.

مراجع

- 1) WHO. World Health Organization, 2004. The Atlas of Heart Disease and Stroke, Part Three: Global Burden of Stroke
- 2) Feigin, V. L., Forouzanfar, M. H., Krishnamurthi, R., Mensah, G. A., Connor, M., Bennett, D. A., ... & O'Donnell, M. (2014). Global and regional burden of stroke during 1990–2010: findings from the Global Burden of Disease Study 2010. *The Lancet*, 383(9913), 245-255.
- 3) Stroke Association. (2016). A New Era for Stroke: Our campaign for a new national stroke strategy.
- 4) Don, R., Serrao, M., Vinci, P., Ranavolo, A., Cacchio, A., Ioppolo, F., ... & Pierelli, F. (2007). Foot drop and plantar flexion failure determine different gait strategies in Charcot-Marie-Tooth patients. *Clinical biomechanics*, 22(8), 905-916.
- 5) Hou, J., Fortson, B. D., Lovegreen, W., & Fox, J. R. (2019). Lower Limb Orthoses for Persons Who Have Had a Stroke. In *Atlas of Orthoses and Assistive Devices (Fifth Edition)* (pp. 289-295).
- 6) *Clinical biomechanics: musculoskeletal actions and reactions* / R.C. Schafer; editorial review panel, J.G. Anderson
- 7) Daniels L, Worthingham C: *Therapeutic Exercise for Body Alignment and Function*, ed 2. Philadelphia, W.B. Saunders, 1977, pp 8-9
- 8) Schafer RC: *Chiropractic Physical and Spinal Diagnosis*. Oklahoma City, Associated Chiropractic Academic Press, 1980, p IV-54
- 9) Clawson DK, Rosse C, Stolov WC: Screening examination of the musculoskeletal system. In Rosse C, Clawson DK: *The Musculoskeletal System in Health & Disease*. Hagerstown, PA, Harper & Row, 1980, pp 431-434.
- 10) Wright R: The concept of posture. *Digest of Chiropractic Economics*, p 124, September-October 1985
- 11) Winter DA, (1990) "Biomechanics and motor control of human movement" 2nd edition, New York: Wiley
- 12) Maki BE, McIlroy WE, (2006) "Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention *Age Ageing* ", 35(2): ii12–ii18.
- 13) Anne Shumway-Cook PT, Marjorie H. Woollcott, (2008) "Translating Research into Clinical Practice Fourth" North American Edition
- 14) Anne Shumway-Cook PT, Marjorie H. Woollacott ,(2002) " a review of an emerging area of research. *Gait Posture.*"16(1):1-14. PMID:12127181
- 15) Maki BE, McIlroy WE, (2006) "Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention *Age Ageing* ", 35(2): ii12–ii18
- 16) Sacco RL, Kasner SE, Broderick JP, Caplan LR, Connors JJ, Culebras A, Elkind MSV, George MG, Hamdan AD, Higashida RT, Hoh BL, Janis LS, Kase CS, Kleindorfer DO, Lee JM, Moseley ME, Peterson ED, Turan TN, Valderrama AL, Vinters HV. An updated definition of stroke for the 21st

- century: a statement for healthcare professionals from the American heart association/American stroke association. *Stroke*. 2013;44(7):2064–89.
- 17) Fattore G, Torbica A, Susi A, Giovanni A, Benelli G, Gozzo M, Toso V. The social and economic burden of stroke survivors in Italy: a prospective, incidence-based, multi-centre cost of illness study. *BMC Neurol*. 2012;12(1):137.
 - 18) Mackay, J., Mensah, G., Mendis, S., Greenlund, K.: *The Atlas of Heart Disease and Stroke*. World Health Organization, Geneva (2004)
 - 19) Bonita R, Beaglehole R, Bonita R, Beaglehole R. Recovery of motor function after stroke. *Stroke*. 1988; 19:1497–500.
 - 20) Brown JA. Recovery of motor function after stroke. *Prog Brain Res*. 2006; 157:223–8.
 - 21) Ward NS. Neural plasticity and recovery of function. *Prog Brain Res*. 2005; 150:527–35
 - 22) Ambrosini E, Ferrante S, Ferrigno G, Molteni F, Pedrocchi A. Cycling induced by electrical stimulation improves muscle activation and symmetry during pedaling in hemiparetic patients. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2012;20(3):320–30.
 - 23) Ambrosini E, Ferrante S, Pedrocchi A, Ferrigno G, Molteni F. Cycling induced by electrical stimulation improves motor recovery in postacute hemiparetic patients: a randomized controlled trial. *Stroke*. 2011;42(4):1068–73.
 - 24) Ferrante S, Pedrocchi A, Ferrigno G, Molteni F. Cycling induced by functional electrical stimulation improves the muscular strength and the motor control of individuals with post-acute stroke. *Europa Medicophysica-SIMFER 2007 Award Winner*. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2008;44(2):159–67.
 - 25) Kafri M, Laufer Y. Therapeutic effects of functional electrical stimulation on gait in individual's post-stroke. *Ann Biomed Eng*. 2015;43(2):451–66.
 - 26) Gater DR, Dolbow D, Tsui B, Gorgey AS. Functional electrical stimulation therapies after spinal cord injury. *NeuroRehabilitation*. 2011;28(3):231–48.
 - 27) Barrett CL, Mann GE, Taylor PN, Strike P. A randomized trial to investigate the effects of functional electrical stimulation and therapeutic exercise on walking performance for people with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis J*. 2009;15(4):493–504.
 - 28) Peri E, Ambrosini E, Pedrocchi A, Pagliano E, Riva D, Baranello G, Arnoldi MT, Foscan M, Corlatti A, Marchi A, Ferrigno G, Ferrante S. Volitional cycling augmented by functional electrical stimulation in hemiparetic adolescents: a case series study. *J Autom Control*. 2013;21(1):37–42.
 - 29) Trevisi E, Gualdi S, De Conti C, Salghetti A, Martinuzzi A, Pedrocchi A, Ferrante S. Cycling induced by functional electrical stimulation in children affected by cerebral palsy: case report. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2012;48(1):135–45.

- 30) Peckham PH, Knutson JS. Functional electrical stimulation for neuromuscular applications. *Annu Rev Biomed Eng.* 2005; 7:327–60
- 31) Moradi, Mehran. “Treatment of foot drop with surgery, physiotherapy and brace or ankle foot orthosis”, www.dr-moradi.com. Assessed 14 Feb. 2018.
- 32) Grill WM, Mortimer JT. Stimulus waveforms for selective neural stimulation. *IEEE Eng Med Biol Mag.* 1995;14(4):375–85.
- 33) McNeal DR. Analysis of a model for excitation of myelinated nerve. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1976;BME-23(4):329–337.
- 34) Peri, E., Guanziroli, E., Ferrante, S., Pedrocchi, A., & Molteni, F. (2018). Functional Electrical Stimulation and Its Use During Cycling for the Rehabilitation of Individuals with Stroke. In *Advanced Technologies for the Rehabilitation of Gait and Balance Disorders* (pp. 293-306). Springer, Cham.
- 35) Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. *Principles of neural science* 4th ed. New York: McGraw-Hill, Health Professions Division. 2000.
- 36) Knaflitz M, Merletti R, De Luca CJ. Inference of motor unit recruitment order in voluntary and electrically elicited contractions. *J Appl Physiol.* 1990;68(4):1657–67.
- 37) Farina D, Blanchietti A, Pozzo M, Merletti R. M-wave properties during progressive motor unit activation by transcutaneous stimulation. *J Appl Physiol.* 2004;97(2):545–55.
- 38) Mortimer JT. *Comprehensive physiology*. Hoboken, NJ, USA: Wiley; 2011.
- 39) Bickel CS, Gregory CM, Dean JC. Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: a critical appraisal. *Eur J Appl Physiol.* 2011;111(10):2399–407.
- 40) Ambrosini E, Ferrante S, Pedrocchi A. Design of myocontrolled neuroprosthesis: tricks and pitfalls. *Appl Challenges Adv Electromyogr Signal Process.* IGI Global, 2014;275–303.
- 41) Sheffler LR, Chae J. Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. *Muscle Nerve.* 2007;35(5):562–90.
- 42) Pomeroy VM, King L, Pollock A, Baily-Hallam A, Langhorne P. Electrostimulation for promoting recovery of movement or functional ability after stroke. *Cochrane Database Syst Rev.* 2006; (2).
- 43) Kluding PM, Dunning K, O’Dell MW, Wu SS, Ginosian J, Feld J, McBride K. Foot drop stimulation versus ankle foot orthosis after stroke: 30-week outcomes. *Stroke.* 2013;44 (6):1660–9.
- 44) Sheffler LR, Chae J. Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. *Muscle Nerve.* 2007;35(5):562–90.
- 45) Liberson WT, Holmquest HJ, Scot D, Dow M. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 1961; 42:101–5.

- 46) Moore, J., Zouridakis, G., 2004. Biomedical Technology and Devices Handbook. CRC Press LLC, Florida (USA).
- 47) Lynch, C., Popovic, M., 2005. Closed-loop control for FES: past work and future directions. 10th Annu. Conf. Int. FES Soc, pp. 2–4
- 48) Melo, P. L., Silva, M. T., Martins, J. M., & Newman, D. J. (2015). Technical developments of functional electrical stimulation to correct drop foot: sensing, actuation and control strategies. *Clinical Biomechanics*, 30(2), 101-113.
- 49) Robertson, J., Whittaker, M., 2005. Clinical perspectives in fitting the WalkAide2 foot-drop stimulator. 10th Annu. Conf. Int. FES Soc. pp. 6–8
- 50) Stein, R.B., Rolf, R., Everaert, D.G., Bobet, J., Chong, S., 2008. Surface electrical stimulation for foot drop: control aspects and walking performance. *J. Autom. Control* 18, 47–52.
- 51) Taylor, P.N., Wright, P., Burridge, J.H., Man, G.E., Swain, I.D., 1999a. Correction of bi-lateral dropped foot using the Odstock 2 channel stimulator (O2CHS). Proc 5th Ann IFESS Conf, pp. 8–11.
- 52) Robertson, V., Ward, A., Low, J., Reed, A., 2006. Electrotherapy Explained: Principles and Practice. In: Harrison, Heidi (Ed.), Fourth Edi
- 53) Lynch, C., Popovic, M., 2008. Functional electrical stimulation. *IEEE Control. Syst. Mag.* 28, 40–50
- 54) Liberson, W.T., Holmquest, H.J., Scott, H.J., Dow, M., 1961. Functional electrotherapy stimulation of the common peroneal nerve synchronised with the swing phase of gait of hemiplegic subjects. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 42, 101–105.
- 55) Malezic, M., Bogataj, U., Gros, N., Decman, I., Vrtacnik, P., Kljajic, M., et al., 1992. Application of a programmable dual-channel adaptive electrical stimulation system for the control and analysis of gait. *J. Rehabil. Res. Dev.* 29, 41.
- 56) Chou, C.H., Chen, S., Hwang, Y.S., Ho, C.S., Chen, C.C., Chen, S.C., et al., 2011a. Application of FES for hemiplegia in extremity coordination training. 5th Int. Conf. Bioinforma. Biomed. Eng. IEEE, pp. 1–4 (2011).
- 57) Kim, J.-H., Chung, Y., Kim, Y., Hwang, S., 2012. Functional electrical stimulation applied to gluteus medius and tibialis anterior corresponding gait cycle for stroke. *Gait Posture* 36 (1), 65–67. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.01.006>.
- 58) Sabut, S.K., Mahadevappa, M., 2008. Neuroprosthesis-functional electrical stimulation: opportunities in clinical application for correction of drop-foot. 2008 First Int. Conf. Emerg. Trends Eng. Technol. IEEE, pp. 950–953.
- 59) O'Halloran, T., Haugland, M., Lyons, G.M., Sinkjær, T., 2003. Modified implanted drop foot stimulator system with graphical user interface for customised stimulation pulsewidth profiles. *Med. Biol.* 41, 701–709

- 60) O'Halloran, T., Haugland, M., Lyons, G.M., Sinkjær, T., Sinkjaer, T., 2004. An investigation of the effect of modifying stimulation profile shape on the loading response phase of gait, during FES-corrected drop foot: stimulation profile and loading response. *Neuromodulation* 7, 113–125.
- 61) Breen, P.P., O'Keefe, D.T., Conway, R., Lyons, G.M., 2006. A system for the delivery of programmable, adaptive stimulation intensity envelopes for drop foot correction applications. *Med. Eng. Phys.* 28, 177–186.
- 62) Lyons, G., Wilcox, D., Lyons, D., Hilton, D., 2000. Evaluation of a drop foot stimulator FES intensity envelope matched to tibialis anterior muscle activity during walking. 5th Annu IFESS Conf, pp. 1–4.
- 63) O'Keefe, D.T., Donnelly, A.E., Lyons, G.M., 2003. The development of a potential optimized stimulation intensity envelope for drop foot applications. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 11, 249–256
- 64) Weber, D.J., Stein, R.B., Chan, K.M., Loeb, G.E., Richmond, F.J.R., Rolf, R., et al., 2004. BIONic WalkAide for correcting foot drop. *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 6, pp. 4189–4192
- 65) Loeb, G.E., Peck, R.A., Moore, W.H., Hood, K., 2001. BION system for distributed neural prosthetic interfaces. *Med. Eng. Phys.* 23, 9–18.
- 66) Loeb, G.E., Richmond, F.J.R., Baker, L.L., 2006. The BION devices: injectable interfaces with peripheral nerves and muscles. *Neurosurg. Focus.* 20, E2
- 67) Loeb, G.E., Richmond, F.J.R., Singh, J., Peck, R. a, Tan, W., Zou, Q., et al., 2004. RF-powered BIONs for stimulation and sensing. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 6, pp. 4182–4185
- 68) Miura, N., Watanabe, T., Akasaka, K., Suzuki, T., 2011. A clinical trial of a prototype of wireless surface FES rehabilitation system in foot drop correction. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, pp. 5461–5464 (2011).
- 69) Breen, P.P., Corley, G.J., O'Keefe, D.T., Conway, R., O'Laighin, G., 2009. A programmable and portable NMES device for drop foot correction and blood flow assist applications. *Med. Eng. Phys.* 31, 400–408.
- 70) Dosen, S., Popovic, D.B., 2008. Rule-based control of walking by using decision trees and practical sensors. 2008 9th Symp. Neural Netw. Appl. Electr. Eng. IEEE, pp. 125–128.
- 71) Haugland, M., Sinkjaer, T., 1995. Cutaneous whole nerve recordings used for correction of footdrop in hemiplegic man. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* 3, 307–317
- 72) Hansen, M., Haugland, M., Sinkjaer, T., Donaldson, N., 2002. Real time foot drop correction using machine learning and natural sensors. *Neuromodulation* 5, 41–53.

- 73) Hoffer, J., Baru, M., Bedard, S., Calderon, E., Desmoulin, G., Dhawan, P., et al., 2005. Initial results with fully implanted Neurostep™ FES system for foot drop. 10th Annu. Conf. Int. FES Soc. pp. 5–7
- 74) Taylor, P.N., Wright, P., Burridge, J.H., Man, G.E., Swain, I.D., 1999a. Correction of bi-lateral dropped foot using the Odstock 2 channel stimulator (O2CHS). Proc 5th Ann IFESS Conf, pp. 8–11
- 75) Van Swigchem, R., Vloothuis, J., Den Boer, J., Weerdesteyn, V., Geurts, A.C.H., 2010. Is transcutaneous peroneal stimulation beneficial to patients with chronic stroke using an ankle-foot orthosis? A within-subjects study of patients' satisfaction, walking speed and physical activity level. *J. Rehabil. Med. Off. J. UEMS Eur. Board Phys. Rehabil. Med.* 42, pp. 117–121
- 76) Watelain, E., Barbier, F., Allard, P., Thevenon, a, Angué, J.C., 2000. Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 81, 579–586.
- 77) Kobravi, H.-R., Erfanian, A., 2009. Decentralized adaptive robust control based on sliding mode and nonlinear compensator for the control of ankle movement using functional electrical stimulation of agonist–antagonist muscles. *J. Neural Eng.* 6.
- 78) Nahrstaedt, H., Schauer, T., Shalaby, R., Hesse, S., Raisch, J., 2008. Automatic control of a drop-foot stimulator based on angle measurement using bioimpedance. *Artif. Organs* 32, 649–654.
- 79) Nekoukar, V., Erfanian, A., 2010. Adaptive terminal sliding mode control of ankle movement using functional electrical stimulation of agonist–antagonist muscles. 32nd Annu. Int. Conf. IEEE EMBS vol. 2010, pp. 5448–5451.
- 80) Song, C.G., Kim, S.C., Nam, K.C., Kim, D.W., 2005. Optimum electrode configuration for detection of leg movement using bio impedance. *Physiol. Meas.* 26, S59–S68
- 81) Yeom, H., Chang, Y.-H., 2010. Autogenic EMG-controlled functional electrical stimulation for ankle dorsiflexion control. *J. Neurosci. Methods* 193, 118–125.
- 82) Muraoka, Y., 2002. Development of 2-channel gait assist electrical stimulator for hemiplegia. Proc. 41st SICE Annu. Conf. SICE 2002. Soc. Instrum. Control Eng. (SICE) vol. 3, pp. 2028–2031.
- 83) Chen, W.L., Chen, S.C., Chen, C.C., Chou, C.H., Shih, Y.Y., Chen, Y.-L.L., et al., 2010. Patientdriven loop control for ambulation function restoration in a non-invasive functional electrical stimulation system. *Disabil. Rehabil.* 32, 65–71.
- 84) Valtin, M., Seel, T., Raisch, J., & Schauer, T. (2014). Iterative learning control of drop foot stimulation with array electrodes for selective muscle activation. *IFAC Proceedings Volumes*, 47(3), 6587-6592.

- 85) Seel, T., Ruppel, M., Valtin, M., & Schauer, T. (2015). Multichannel FES parameterization for controlling foot motion in paretic gait. *Current Directions in Biomedical Engineering*, 1(1), 480-483.
- 86) Seel, T., Landgraf, L., & Schauer, T. (2014). Online gait phase detection with automatic adaption to gait velocity changes using accelerometers and gyroscopes. *Biomed. Tech*, 59, S795-S798.
- 87) Le, F., Markovskiy, I., Freeman, C. T., & Rogers, E. (2010). Identification of electrically stimulated muscle models of stroke patients. *Control Engineering Practice*, 18(4), 396-407.
- 88) Müller, P., Balligand, C., Seel, T., & Schauer, T. (2017). Iterative learning control and system identification of the antagonistic knee muscle complex during gait using functional electrical stimulation. *IFAC-PapersOnLine*, 50(1), 8786-8791.
- 89) Seel, T., Schauer, T., & Raisch, J. (2017). Monotonic convergence of iterative learning control systems with variable pass length. *International Journal of Control*, 90(3), 393-406.
- 90) B. Mariani, S. Rochat, C. Büla, K. Aminian, "Heel and toe clearance estimation for gait analysis using wireless inertial sensors", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, pp. 3162-68, 2012.
- 91) T. Seel, T. Schauer, J. Raisch, "Joint axis and position estimation from inertial measurement data by exploiting kinematic constraints", *Proc. of the IEEE International Conference on Control Applications (CCA)*, pp. 45-49, 2012
- 92) Seel, T., Werner, C., Raisch, J., & Schauer, T. (2016). Iterative learning control of a drop foot neuroprosthesis—Generating physiological foot motion in paretic gait by automatic feedback control. *Control Engineering Practice*, 48, 87-97.
- 93) Marquardt, D. (1963). An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters. *SIAM on Journal Applied Mathematics*, 11, 431–441.
- 94) Aliev, R., Aliev, F., & Babaev, M. (1991). *Fuzzy process control and knowledge engineering in petrochemical and robotic manufacturing*. Verlag TUV Rheinland.
- 95) Webster JG. *Electronic devices for rehabilitation*. John Wiley & Sons; 1989.
- 96) N. Mourselas, M.H. Granat, "Correction of Drop Foot Using a Fuzzy Logic Controlled Miniature Stimulator", In *Proc. of the 5th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society*, pp. 140–141, 2000.
- 97) Chen, Y.-L., Chen, S.-C., Chen, W.-L., Hsiao, C.-C., Kuo, T.-S., & Lai, J.-S. (2004). Neural network and fuzzy control in FES-assisted locomotion for the hemiplegic. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 28, 32–38
- 98) Chen, G., Shen, Z., Zhuang, Y., Wang, X., & Song, R. (2018). intensity-and Duration-adaptive Functional electrical stimulation Using Fuzzy logic control and a linear Model for Dropfoot correction. *Frontiers in neurology*, 9, 165.

Abstract

Stroke is one of the four leading causes of death and disability in the world, with more than fifteen million cases annually. Of these, one-third die and another one-third have permanent disabilities. It is projected to double in the next fifteen years, stroke causes more disability than any other factor, depending on the severity and location of the lesion, stroke survivors may develop physical or mental disability. With a prevalence of more than twenty percent among stroke survivors, foot-Drop is one of the disabilities that severely impair the movement of these individuals. stroke, cerebral palsy, MS, traumatic brain injury, and spinal cord injury are factors that can lead to foot-Drop. This condition is often caused by paralysis or muscle weakness of the dorsiflexor, and patients will not be able to move their toes. Because of muscle inactivity, compensatory mechanisms in other joints, such as the knee or hip, are used to correct the movement.

A motion-correction device employing Functional Electrical Etimulation is often worn on the foot that includes electrodes that stimulate the peroneal nerve and allow for dorsiflexion motion where the claws approach the calf. The device detects the step-by-step phases of the foot pressure or accelerometer sensors and, when appropriate, instructs the muscle to be stimulated by a gait control system.

In this study, the gait of people with a history of stroke who are involved in foot-Drop was analyzed in the kinetic analysis laboratories, and the results were compared with that of healthy subjects in the same position. The parameters that had to be changed to modify the gait pattern of these individuals were identified and a functional electrical stimulation circuit was designed.

In the next step, by applying stimulation and recording the toe angle by an

accelerometer, the inlet and outlet pairs were formed for the nonlinear muscle system identification. The result of this section served as the controller in the multi-input, single-output fuzzy control system as a model of muscle stimulation. Finally, practical conclusions and suggestions are mentioned at the end of this study.

Key words: Foot-Drop, Functional Electrical Stimulation, Dorsiflexion, Fuzzy Control



Shahrood University of Technology

Kharazmi International Campus

M.Sc. Thesis in Mechatronics Engineering

**A Functional Electrical Stimulation Based
Controller for Foot Drop**

By: Mohammad Khoobani

**Supervisor:
Dr. Mostafa Nazari**

**Advisor:
Dr. Naserodin Sepehri**

August 2019