

کلیه حقوق مادی مترتب بر نتایج مطالعات، ابتکارات
و نوآوری‌های ناشی از تحقیق موضوع این پایان‌نامه
متعلق به دانشگاه رازی است.



دانشکده فنی مهندسی

گروه مهندسی برق

پایان نامه جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد رشته مهندسی برق

گرایش الکترونیک

عنوان پایان نامه

**پیاده سازی سخت افزاری تحریک عمقی مغز با استفاده از روش فیدبک تاخیر دار
غیر خطی در جمعیتی از نوسان گرهای واندرپُل**

اساتید راهنما:

جناب آقای دکتر غلامرضا کریمی

جناب آقای دکتر محمود امیری

نگارش:

هنگامه یوسف پور



پایان نامه جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد رشته‌ی مهندسی برق

گرایش الکترونیک

دانشجو: هنگامه یوسف پور

تحت عنوان

**پیاده سازی سخت افزاری تحریک عمقی مغزی با استفاده از روش فیدبک تاخیر دار
غیر خطی در جمعیتی از نوسان گرهای واندرپُل**

در تاریخ توسط هیأت داوران زیر بررسی و با درجه به تصویب نهایی رسید.

- ۱- استاد راهنمای اول پایان نامه : دکتر غلامرضا کریمی با مرتبه علمی استادیار امضاء
- ۲- استاد راهنمای دوم پایان نامه : دکتر محمود امیری با مرتبه علمی استادیار امضاء
- ۳- استاد داور داخل گروه : دکتر محمد مهدی کارخانه چی با مرتبه علمی استادیار امضاء
- ۴- استاد داور داخل گروه : دکتر آرش صادق زاده با مرتبه علمی استادیار امضاء

سپاس‌گزاری

سپاس بی‌دریغ خود را نثار تمامی کسانی می‌نمایم که مرا در مراحل مختلف این تحقیق یاری رساندند. از زحمات استادان بزرگوار جناب آقای دکتر محمود امیری و جناب آقای دکتر غلامرضا کریمی که در کلیه مراحل تحصیل، با حسن خلق و فروتنی، از هیچ کمکی در این عرصه بر من دریغ ننمودند و زحمت راهنمایی این رساله را بر عهده گرفتند کمال تشکر و قدردانی را دارم. باشد که این خردترین، بخشی از زحمات آنان را سپاس گوید و نیز از اعضای خانواده‌ام که با بردباری و حمایت خود در تمام عرصه‌های زندگی یار و یآوری بی‌چشم‌داشت برای من بوده‌اند و درشتی‌های این راه را بر من هموار نمودند، تشکر می‌کنم.

همچنین از دکتر محمود احمدی استادیار گروه کامپیوتر دانشگاه رازی که بُرد FPGA را جهت انجام پیاده‌سازی در اختیار ما قرار دادند کمال تشکر را دارم.

از کلیه دوستان و همکلاسی‌های عزیزم علی‌الخصوص هم‌گروهی‌های خوبم که، در همه مراحل بنده را از کمک‌های خود محروم ننمودند تشکر و قدردانی می‌نمایم.

تقدیم به

آنانکه

نشاطم را مرهون محبتشان

وزندگیم را مدیون تلاششان می دانم.

تو

ای مادر مهربانم

که محبت را از تو آموختم و یاد و خاطرت همیشه بر قلبم حک شده

و تو ای پدر عزیزم

که به من درس صلابت آموختی.

پیاده‌سازی دیجیتال نورون‌ها، روشی مهم در پیاده‌سازهایی است که از سیستم‌های نورونی الهام گرفته شده‌اند. بیماری پارکینسون^۱ از راه تباهی نورون‌های مغزی در جسم سیاه^۲ مغز ایجاد شده و باعث می‌شوند انتقال‌دهنده‌های عصبی^۳ دوپامین^۴ در ساختارهای خاصی از مغز از بین بروند. این تخریب به دلیل همزمانی^۵ بیش از حد نورون‌های مغزی در جسم سیاه مغز است. یک روش درمان برای این بیماری، تحریک عمقی مغز^۶ است. برای این منظور در این پایان‌نامه مدلی پیشنهاد دادیم که جمعیت نورون‌های بیش از حد همزمان شده را ناهمزمان کند. برای نیل به این هدف DBS^۷ را ارائه دادیم که براساس یک فیدبک تاخیردار غیرخطی^۸ الهام گرفته شده از کارهای پیشین است، و بر روی جمعیتی از سیلاتورهای چرخه‌حدی و غیرخطی و اندرپل^۸ اعمال کردیم. در این پایان‌نامه برای بهینه‌کردن مدل ارائه شده، در تحریک‌کننده عمقی مغزی که به کار بردیم تغییراتی اعمال می‌کنیم. پس از انجام شبیه‌سازی نورون‌های مغزی با جمعیت سیلاتورهای و اندرپل، DBS ارائه شده را بر روی یک بُرد FPGA، پیاده‌سازی می‌کنیم. قطعه به کار رفته شده در این کار Virtex-II Pro XC2VP30 می‌باشد. حجم سخت‌افزار استفاده شده در این پیاده‌سازی برای مدل و DBS ارائه شده، برای پیاده‌سازی ۱۰۰ نورون، ۲۳٪ می‌باشد و از ۵۶ ضرب‌کننده استفاده کردیم. همچنین بلوک‌های ورودی/خروجی استفاده شده در این حالت ۵٪ از حجم کل ورودی/خروجی‌های موجود در این قطعه می‌باشد. هدف ما از شبیه‌سازی و پیاده‌سازی این تحریک‌کننده عمقی مغز، ارائه سخت‌افزار و راهکاری برای ناهمزمان ساختن جمعیتی از سلول‌های عصبی به شدت همزمان شده در مغز، جهت جلوگیری از بروز یا پیشگیری بیماری پارکینسون می‌باشد.

کلمات کلیدی: تحریک عمقی مغز (DBS)، فیدبک تاخیردار غیرخطی، همزمانی و ناهمزمانی، بُرد FPGA.

¹ Parkinson Disease

² Basal ganglia

³ neurotransmitter

⁴ Dopamine

⁵ synchronization

⁶ Deep brain stimulation (DBS)

⁷ Nonlinear Delayed Feedback

⁸ vanderPol Oscillators

فهرست مطالب

صفحه

عنوان

فصل اول: مقدمه

۲	۱-۱-مقدمه.....
۳	۲-۱-اهداف پژوهش.....
۴	۳-۱-جمع بندی و پیکربندی پژوهش.....

فصل دوم : مروری بر کارهای پیشین

۷	۱-۲-مقدمه.....
۷	۱-۱-۲-همزمانی چیست؟.....
۹	۲-۱-۲-ارائه راهکار برای ناهمزمانی.....
۱۰	۲-۲-پارکینسون.....
۱۲	۱-۲-۲-جراحی:.....
۱۴	۲-۲-۲-تاریخچه جراحی.....
۱۵	۳-۲-تحریک عمقی مغز (DBS) Deep Brain Stimulation.....
۱۵	۱-۳-۲-مقدمه.....
۱۶	۲-۳-۲-تاریخچه:.....
۱۷	۳-۳-۲-اشتراک تکنولوژی و مشخصات DBS.....
۲۰	۴-۲-فیدبک تاخیردار غیرخطی.....
۲۳	۱-۴-۲-کاربرد فیدبک تاخیردار غیرخطی برای سیستم های نوسانی همزمان مختلف.....
۲۳	۱-۱-۴-۲-جمعیت اسیلاتورهای چرخه حدی Landau-Stewart.....
۲۵	۲-۱-۴-۲-جمعیت اسیلاتورهای vanderPol.....
۲۷	۳-۱-۴-۲-جمعیت اسیلاتور های آشوب Rossler.....
۲۸	۴-۱-۴-۲-جمعیت نوروں های burst.....
۳۰	۲-۴-۲-DBS های ارائه شده مختلف.....
۳۰	۱-۲-۴-۲-فیدبک تاخیری تک مکانه خطی.....
۳۰	۲-۲-۴-۲-فیدبک تاخیری خطی چند مکانه.....
۳۲	۳-۲-۴-۲-تحریک با فیدبک تاخیردار غیرخطی مشخصه کنترل مورد تقاضای ذاتی.....
۳۵	۴-۲-۴-۲-تحریک با کنترلر خارجی انتگرالی.....
۳۹	۵-۲-خلاصه فصل.....

فصل سوم: مدل نوروئی و DBS پیشنهادی

۴۱	۱-۳- مقدمه
۴۱	۲-۳- مدل نوروئی جمعیت اسیلاتورهای واندرپیل
۴۱	۱-۲-۳- روابط ریاضی اسیلاتورهای واندرپیل
۴۳	۲-۲-۳- تعادل و پایداری
۴۴	۳-۳- اعمال کوپلینگ و تحریک براسیلاتورهای واندرپیل
۴۷	۴-۳- معیار همزمانی
۴۸	۵-۳- معماری مدل نوروئی، DBS طراحی شده و ساختار کلی
۴۸	۱-۵-۳- معماری کلی مجموعه اسیلاتورها
۴۸	۲-۵-۳- ساختار تولید گام به گام اسیلاتور واندرپیل
۴۹	۳-۵-۳- ساختار داخلی کوپلر
۵۰	۴-۵-۳- ساختار داخلی تحریک کننده
۵۱	۶-۳- استراتژیهای مدل نوروئی و DBS
۵۲	۷-۳- نتایج شبیه سازی متلب
۵۹	۸-۳- تغییر مکان الکتروود تحریک و اثر آن بر روی ناهمزمانی
۶۱	۹-۳- نتیجه گیری فصل

فصل چهارم: پیاده سازی سخت افزاری بر روی بُرد FPGA

۶۳	۱-۴- مقدمه
۶۳	۲-۴- زبان توصیف سخت افزاری Verilog
۶۳	۱-۲-۴- مراحل اجرای زبان توصیف سخت افزاری وریلوگ
۶۵	۲-۲-۴- نتایج اجرای برنامه
۶۹	۳-۴- نرم افزار ISE7 و سنتز
۷۰	۴-۴- تراشه FPGA
۷۲	۱-۴-۴- ساختار کلی FPGA
۷۴	۲-۴-۴- شرکتهای سازنده FPGA و ساختارهای داخلی سریهای ساخت آن شرکت
۷۴	۳-۴-۴- مشخصات Virtex-II Pro
۷۷	۵-۴- مروری بر پیاده سازیهای گذشته بر روی FPGA
۸۰	۶-۴- پیاده سازی سختافزاری بر روی بُرد FPGA
۸۵	۵-۴- نتیجه گیری فصل

فصل پنجم: بحث و نتیجه گیری

۸۷۱-۵- جمع بندی و نتیجه گیری
۸۸۲-۵- کارهای آینده
۸۹مراجع

فهرست اشکال

شکل	صفحه
شکل ۱-۱: یک سلول عصبی.....	۲
شکل ۱-۲: بیماری پارکینسون.....	۱۰
شکل ۲-۲: علائم بیماری پارکینسون.....	۱۱
شکل ۳-۲: محل قرار گرفتن الکتروده، اتصالات و باطری در جراحی با DBS.....	۱۳
شکل ۴-۲: نحوه ایمپلنت کردن و نشانگذاری برای قرار دادن DBS.....	۱۴
شکل ۵-۲: شمای کلی موقعیت میکروالکترودها و مولد پالس در روش DBS.....	۱۵
شکل ۶-۲: دستگاه تنظیم IPG.....	۱۶
شکل ۷-۲: نحوه ایمپلنت کردن بخش های یک وسیله DBS.....	۱۸
شکل ۸-۲: مدل شماتیک تحریک فیدبک دار غیرخطی به جمعیت اسیلاتورها [۲].....	۲۲
شکل ۹-۲: ناهمزمانی قوی در اسیلاتور های چرخه حدی کوپل و تحریک شده [۲].....	۲۴
شکل ۱۰-۲: اثر کوپلینگ و تحریک براسیلاتور های واندرپیل [۲].....	۲۶
شکل ۱۱-۲: اثر کوپلینگ و تحریک براسیلاتور های راسلر [۲].....	۲۸
شکل ۱۲-۲: ناهمزمانی جمعیت نورو ن های bursting [۲].....	۲۹
شکل ۱۳-۲: شماتیک تحریک چند سایت به جمعیت اسیلاتورها [۱۱].....	۳۱
شکل ۱۴-۲: میدان میانگین برای متغیرهای X اسیلاتور و تحریک اعمال شده [۱۷].....	۳۳
شکل ۱۵-۲: تحریک مورد تقاضا [۱۷].....	۳۴
شکل ۱۶-۲: تاثیر فیدبک تاخیردار غیرخطی بر اسیلاتورهای در تعامل با یکدیگر [۱۷].....	۳۵
شکل ۱۷-۲: مدل جمعیتی چاکراواتی [۳۲].....	۳۶
شکل ۱۸-۲: فیدبک های تنظیم و جبران داخلی [۳۲].....	۳۸
شکل ۱-۳: پروفسر بالتازار واندرپیل (1889-1959).....	۴۲
شکل ۲-۳: تغییرات چرخه حدی بر حسب μ	۴۲
شکل ۳-۳: بلوک دیاگرام اسیلاتور واندرپیل.....	۴۳
شکل ۴-۳: نقطه تعادل اسیلاتور واندرپیل.....	۴۴
شکل ۵-۳: شماتیک DBS اعمال شده به جمعیت اسیلاتورهای واندرپیل.....	۴۵
شکل ۶-۳: معیار همزمانی.....	۴۷
شکل ۷-۳: معماری کلی مجموعه اسیلاتورهای کوپل و تحریک شده.....	۴۸
شکل ۸-۳: اسیلاتور واندرپیل به فرم ماشین حالت.....	۴۹
شکل ۹-۳: معماری داخلی کوپلر.....	۵۰
شکل ۱۰-۳: معماری تحریک فیدبک تاخیردار غیرخطی.....	۵۱
شکل ۱۱-۳: استراتژی های در نظر گرفته شده برای ضرایب کوپلینگ و تحریک.....	۵۳
شکل ۱۲-۳: اثر کوپلینگ بر همزمانی جمعیت اسیلاتورهای واندرپیل.....	۵۴
شکل ۱۳-۳: اثر DBS طراحی شده بر مجموعه اسیلاتورهای واندرپیل و ایجاد ناهمزمانی.....	۵۵

- شکل ۳-۱۴: اثر DBS طراحی شده و کولپینگ بر میدان میانگین متغیرهای x (LFP) ۵۶
- شکل ۳-۱۵: چرخه حدی اسیلاتور و اندرپل به ازای $\mu = 2.49$ ۵۶
- شکل ۳-۱۶: جریان تحریک اعمال شده به جمعیت در ثانیه ۹۰۰ ۵۷
- شکل ۳-۱۷: مقایسه اثر DBS پیشنهادی با پوویچ در [۲۲] و DBS ارائه شده بر روی جمعیت اسیلاتورهای و اندرپل ۵۸
- شکل ۳-۱۸: مقایسه LFP برای جمعیت اسیلاتورهای و اندرپل با اعمال DBS پیشنهادی در [22] و DBS ارائه شده ۵۸
- شکل ۴-۱: نتایج شبیه سازی Verilog برای همزمانی و ناهمزمانی جمعیت اسیلاتورهای و اندرپل با اعمال DBS ۶۷
- شکل ۴-۲: اثر DBS طراحی شده بر همزمانی و ناهمزمانی: LFP از متغیرهای x اسیلاتور ۶۸
- شکل ۴-۳: ساختار داخلی FPGA و نشان دادن دو بلوک منطقی در آن [۳۸] ۷۱
- شکل ۴-۴: ساختار کلی [FPGA ۳۸] ۷۳
- شکل ۴-۵: بلوک دیاگرام Virtex-II Pro [۴۰] ۷۶
- شکل ۴-۶: قطعه Virtex-II Pro XC2VP30 [۴۰] ۷۶
- شکل ۴-۷: معماری نهایی سیستم با FPGA برای ۲۵۶ نورون [۴۵] ۷۸
- شکل ۴-۸: شماتیک کلی سیستم برای الگوی ۴۰۹۶ نورونی [۴۶] ۷۹
- شکل ۴-۹: نتایج پیاده سازی سخت افزاری جمعیت اسیلاتورهای و اندرپل با تحریک با فیدبک تاخیردار غیرخطی ۸۱
- شکل ۴-۱۰: نتایج LFP از پیاده سازی سخت افزاری جمعیت اسیلاتورهای و اندرپل با تحریک فیدبک تاخیردار غیرخطی ۸۴

فهرست جداول

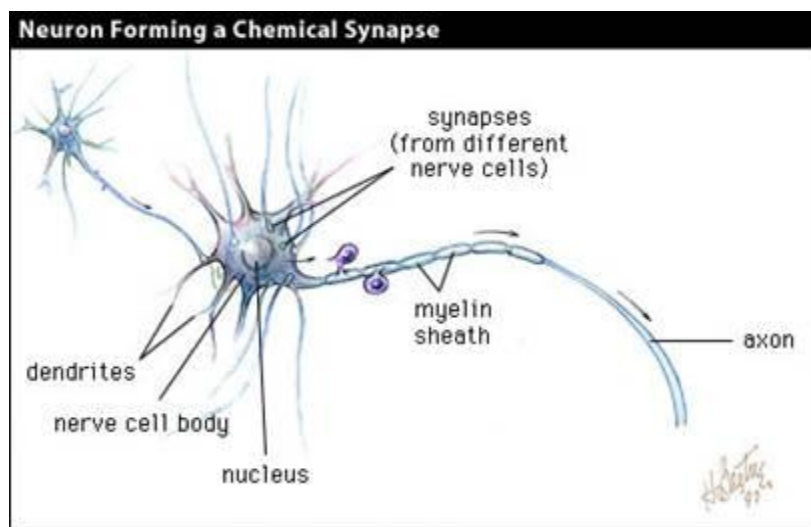
صفحه	جدول
۶۰.....	جدول ۱-۳ . مقایسه موقعیت مکانی قرار گرفتن الکتروود تحریک بین DBS طراحی شده و DBS پاپوویچ
۶۹	جدول ۱-۴ : قطعات استفاده شده در Virtex-II Pro XC2VP30 برای مدل نورونی و DBS طراحی شده
۷۰.....	جدول ۲-۴ قطعات استفاده شده در Virtex-II Pro XC2VP30 برای DBS طراحی شده
۷۵.....	جدول ۳-۴ : مشخصات Virtex-II Pro XC2VP30 [۴۰]
۷۵.....	جدول ۴-۴ : سایر مشخصات سخت افزار Virtex-II Pro XC2VP30 [۴۰]
۷۸.....	جدول ۵-۴ : قطعات استفاده شده در FPGA برای ۲۵۶ نورون [۴۵]
۷۹.....	جدول ۶-۴ : قسمتهای استفاده شده در FPGA برای ۴۰۹۶ نورون [۴۶]

فصل اول

مقدمه

۱-۱- مقدمه

شبکه‌های عصبی زیستی مجموعه‌ای بسیار عظیم از پردازش‌گرهای موازی به نام نورون‌اند که به صورت هماهنگ برای حل مسئله عمل می‌کنند و توسط سیناپس‌ها^۱ (ارتباط دهنده‌های الکترومغناطیسی) اطلاعات را منتقل می‌کنند [1]. در این شبکه‌ها اگر یک سلول آسیب بیند بقیه سلول‌ها می‌توانند نبود آن را جبران کرده و نیز در بازسازی آن سهیم باشند. این شبکه‌ها قادر به یادگیری اند. مثلاً با اعمال سوزش به سلول‌های عصبی لامسه، سلول‌ها یاد می‌گیرند که به طرف جسم داغ نروند و با این الگوریتم سامانه می‌آموزد که خطای خود را اصلاح کند. یادگیری در این سامانه‌ها به صورت تطبیقی صورت می‌گیرد، یعنی با استفاده از مثال‌ها، وزن سیناپس‌ها به گونه‌ای تغییر می‌کند که در صورت دادن ورودی‌های تازه سامانه پاسخ درستی تولید کند.



شکل ۱-۱: یک سلول عصبی

مغز انسان حدود ۱۰ میلیارد سلول عصبی (نورون) دارد که هر نورون با دیگر نورون‌ها به‌طور میانگین از طریق ۱۰۰۰۰ سیناپس ارتباط دارند. شبکه‌ی سلول‌های عصبی در مغز یک سامانه‌ی بزرگ پردازش اطلاعات موازی را تشکیل می‌دهند. این برخلاف نحوه‌ی کارکرد رایانه‌هاست که در آن‌ها یک پردازش‌گر

¹ synapses

به طور منفرد مجموعه‌ای از دستورالعمل‌ها را انجام می‌دهد. در سال ۱۹۴۳ دو پژوهش‌گر به نام‌های وارن مک کالچ^۱ و والتر پیترز^۲ مقاله‌ای در مورد شبکه‌های عصبی نوشتند. این مقاله نخستین جرقه‌ی طراحی شبکه‌های عصبی مصنوعی بود. از آن زمان تاکنون انواع گوناگونی از شبکه‌ها به وجود آمده‌اند ولی همه‌ی آن‌ها در دو چیز مشترک‌اند: مجموعه‌ای از گره‌ها و رابطه‌های میان گره‌ها. گره‌ها می‌توانند به عنوان واحدهای محاسبات در نظر گرفته شوند. ورودی‌ها به آن‌ها وارد شده، پردازش می‌شوند تا در نهایت یک خروجی به دست آید. این پردازش‌ها ممکن است بسیار ساده باشند (مانند جمع زدن ورودی‌ها) یا کاملاً پیچیده باشند (که یک گره شامل یک شبکه‌ی دیگر باشد). رابطه‌های میان گره‌ها اطلاعات جاری میان گره‌ها را تعیین می‌کنند. تعامل میان گره‌ها به وسیله‌ی این رابطه‌ها منجر به یک رفتار سراسری در شبکه می‌شود که آن‌را برآیند می‌نامند (چیزی شبیه کارکرد شبکه‌ی عصبی مغز!).

نورون‌های زیستی پیام (سیگنال)‌هایی از میان سیناپس‌هایی که روی دندریت‌ها یا روی غشای سلول عصبی جای گرفته‌اند، دریافت می‌کنند. وقتی که پیام‌های دریافتی به اندازه‌ی کافی قوی باشند (یعنی از یک حد آستانه قوی‌تر باشند)، نورون فعال می‌شود و یک پیام به اکسون می‌فرستد. این پیام به سیناپس دیگری فرستاده می‌شود و نورون دیگری را فعال می‌کند (شکل ۱-۱). شبکه‌های عصبی مصنوعی تنها بخش کوچکی از ویژگی‌های شبکه‌های عصبی زیستی (طبیعی) را می‌توانند شبیه‌سازی کنند. در واقع از دید متخصصان این رشته هدف از ایجاد یک شبکه‌ی عصبی نرم‌افزاری ایجاد یک سازوکار برای حل مسایل مهندسی با الهام از الگوی رفتاری شبکه‌های زیستی است [۱]. شبکه‌ها در مسایل متنوعی، از شناخت الگوی فکر کردن گرفته تا تفسیر توالی نوکلئوتیدها، طبقه‌بندی سرطان‌ها، پیش‌بینی ژنتیک و حتی در تحلیل داده‌های استخراج نفت و هواشناسی به کار می‌آیند.

۱-۲- اهداف پژوهش

بیماران بسیاری طی سال‌های متمادی به بیماری‌های لرزش اساسی^۳ و پارکینسون مبتلا بوده‌اند و برای رهایی از آن به مداوا پرداختند. پژوهشگران نیز همواره به دنبال روشی برای درمان بیماری‌ها بوده‌اند.

در مقالات مختلف روش‌های کنترلی متفاوتی را برای جلوگیری از عامل اساسی این بیماری (همزمانی بیش از حد نورون‌ها) ارائه شده است. لذا ما DBS را طراحی کردیم که جمعیت نورون‌های بیش از حد همزمان شده را ناهمزمان کند و از بروز بیماری‌هایی که ازین عامل نشئت می‌گیرند جلوگیری شود و یا به

¹ Waren Mc Culloch

² Walther Pitts

³ Resting tremor

درمان آن‌ها کمک کند. در این پژوهش در ابتدا برای به اجرا درآوردن طرح خود، نورون مغزی را به دلیل رفتارهای غیرخطی‌ش با یک اسیلاتور تقریب می‌زنیم. مدل پیشنهادی برای این طراحی، جمعیت نوسان-گرهای واندرپل می‌باشد که دارای رفتاری غیرخطی می‌باشند. سپس معادلات آن‌را بدست آورده و آن‌را از سطح نورونی به سطح ترانزیستوری تبدیل می‌کنیم. بعد از آن، یک DBS برای ناهمزمان کردن جمعیت نورون‌های بیش از حد همزمان طراحی می‌کنیم. DBS ارائه شده ما مشابه فیدبک تاخیردار غیرخطی بررسی شده توسط پاپوویچ^۱ و همکارانش می‌باشد، زیرا فیدبک تاخیردار غیرخطی می‌تواند جمعیت نوسان‌گرهای همزمان شده را به خوبی ناهمزمان کند. این مدل‌ها را توسط نرم‌افزار متلب^۲ شبیه‌سازی می‌کنیم و برای به اجرا درآوردن این شبیه‌سازی‌ها، مدل و طرح، از زبان توصیف سخت افزاری وریلوگ^۳ استفاده کرده و در نهایت طرح پیشنهادی خود را به صورت سخت‌افزاری پیاده‌سازی کرده‌ایم. هدف اصلی ما ازین پژوهش ارائه روشی برای ناهمزمان‌سازی جمعیت نورون‌های همزمان مغز و درمانی برای بیمارانی است که از بیماری پارکینسون رنج می‌برند.

۱-۳- جمع بندی و پیکربندی پژوهش

به طور خلاصه، روش کنترلی پیشنهاد شده برای ناهمزمان کردن اسیلاتورهای کوپل و همزمان شده، DBS طراحی شده‌ای است که از فیدبک تاخیردار غیرخطی الهام گرفته شده است و بر جمعیت نوسان‌گرهای واندرپل اعمال می‌شود. این مدل توسط دو شبیه‌ساز، "نرم افزار متلب" و "زبان توصیف سخت افزاری وریلوگ" شبیه‌سازی می‌شود، سپس برای به کارگیری طراحی انجام شده، آن را به صورت سخت افزاری پیاده‌سازی می‌کنیم. برای این منظور جهت ارائه یک دیدگاه جامع از پروژه، ضمن معرفی هر فصل شرح مختصری نیز در مورد جایگاه مطالب آن فصل در این پژوهش ارائه خواهد گردید.

در **فصل دوم** پروژه به معرفی پدیده همزمانی می‌پردازیم، سپس مقدمه‌ای از بیماری پارکینسون گفته می‌شود و پس از آن بر تاریخچه‌ای از DBS و انواع آن و سپس DBS طراحی شده و انواع مدل‌های جمعیت‌های نورونی بحث خواهد شد و در انتهای فصل مروری بر کارهای پیشین که توسط دانشمندان و محققان در زمینه سنکرون سازی نورون‌ها و DBS‌های پیشنهادی مختلف برای ناهمزمان‌سازی پرداخته می‌شود.

¹ Popovych

² Matlab software

³ Verilog hardware discription language

در **فصل سوم** مدل جمعیت نورونی استفاده شده را به عنوان راهکاری برای مدل‌سازی معرفی می‌کنیم و در مورد DBS طراحی شده بحث می‌کنیم. نهایتاً در انتهای فصل مدل نورونی و DBS طراحی شده را در نرم‌افزار متلب شبیه‌سازی کرده و نتایج آن را ارائه می‌دهیم.

در **فصل چهارم** ابتدا مقدمه‌ای از زبان برنامه‌توصیف سخت‌افزاری وریلوگ را شرح می‌دهیم، سپس نتایج شبیه‌سازی شده در متلب را برای رسیدن به حالت سخت‌افزاری و پیاده‌سازی آن، توسط این زبان، شبیه‌سازی می‌کنیم. پس از معرفی کوتاهی از نرم‌افزار سنتزکننده ISE، کد وریلوگ را سنتز می‌کنیم. در پایان فصل توضیح مختصری در مورد سخت‌افزار FPGA و تعدادی از پیاده‌سازی‌های انجام شده بر روی آن در دیگر تحقیقات سخنی گفته و در نهایت کد سنتز شده را بر روی برد FPGA پیاده‌سازی می‌کنیم و اشکال و نتایج بدست آمده از سنتز و پیاده‌سازی را به نمایش می‌گذاریم.

فصل پنجم این پژوهش به بحث و نتیجه‌گیری راجع به نقش تحریک‌کننده عمقی مغز ارائه شده در ناهمزمان‌سازی سلول‌های عصبی با توجه به نتایج حاصل از این پژوهش می‌پردازد. امید است که نتایج حاصل از مباحث تئوری و نیز آزمایش‌های عملی انجام گرفته در این پروژه، گامی در راستای افزایش سطح دانش کنونی در مورد نقش DBS در همزمان‌شدن نورون‌ها و بهبود روش‌های تشخیصی، دارویی و درمانی بیماری‌های مرتبط با آن باشد.

فصل دوم

مروری بر کارهای پیشین

۲-۱-مقدمه

همانطور که می‌دانیم فرآیند همزمان‌سازی^۱ برای تابع مغز از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است [۲]. لرزش ساکن در بیماری پارکینسون از همزمان‌سازی جمعیت نورون‌های نوسانی منتجه می‌شود که به صورت دوره ای برانگیخته می‌شود. برای درمان بیماران مبتلا به اختلالات حرکتی از تحریک عمقی مغزی الکتریکی با فرکانس بالا و یک قطار پالس دائمی^۲ در منطقه هسته زیر تالاموس^۳ استفاده می‌شود. این بحثی در مورد روش تحریک با فیدبک تاخیردار غیرخطی و اثر ناهمزمانی بر روی گروه نوسان‌گرها می‌باشد. بسیاری از نوسان‌گرهای طبیعی یا نوسان‌گرهای ساخت بشر وقتی با هم برهمکنش دارند، می‌توانند ریتم نوسان‌شان را با یکدیگر تنظیم کنند. همزمان شدن یکی از جالب‌ترین الگوهای است که در سیستم‌های متشکل از اجزای دینامیکی مثل جمعیت نوسان‌گرهای کوپل شده مشاهده می‌شود [۳]. به زبان ساده همزمان شدن چیزی نیست جز تنظیم ریتم اشیاء در حال نوسانی که به هم کوپل شده‌اند. این همزمانی هنگامی که در مغز رخ دهد باعث ایجاد اختلالات مغزی و بیماری پارکینسون می‌شود.

۲-۱-۱-همزمانی چیست؟

همزمان شدن یک پدیده شناخته شده در نوسان‌گرهایی است که به هم کوپل شده‌اند و برهم واکنش دارند. این پدیده در زمینه‌های مختلف پزشکی، زیست‌شناسی، شیمی و مهندسی مورد بررسی قرار گرفته است [۳،۴،۵]. از نظر عملکرد مغز، فرآیند همزمان شدن نورون‌ها اهمیت بسزایی دارد. در واقع، همزمان شدن فعالیت نورون‌های یک جمعیت نورونی با هم و نیز با دیگر جمعیت‌های نورونی، منجر به ایجاد مکانیسم مهمی برای سیگنال‌دهی نورونی^۴ و پردازش اطلاعات^۵ می‌شود [۶،۷،۸]. سنکرون شدن یک پدیده معروف از دینامیک نوسان‌سازهای تعامل‌کننده است. در سالهای اخیر سنکرون شدن به طور گسترده‌ای در متون مختلف و توسط پژوهشگران زیادی مورد بررسی قرار گرفته است. رودریگز^۶ و همکارانش سنکرون شدن دو نورون توصیف شده با مدل هاکین-هاکسلی^۷ ($H-H$) که با پارامترهای مختلف و به صورت جزئی به

¹ Synchronization

² Continuous pulse

³ Sub-thalamic nucleus (STN)

⁴ Neuronal signaling

⁵ Information Processing

⁶ Rodrigues

⁷ Hodgkin-Huxley