پایان نامه جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد

در مهندسی برق- الکترونیک

طراحی یک ریزتحریک کننده ایمن برای کاربرد تحریک عمقی مغز

ساعد مرادی

اساتید راهنما: دکتر رضا لطفی و دکتر خلیل مافی نژاد

بهمن ۱۳۹۰

بسم الله الرحمن الرحیم

تعهد نامه

اینجانب **ساعد مرادی** دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته **مهندسی برق – الکترونیک** دانشکده **مهندسی** دانشگاه فردوسی مشهد نویسنده پایان نامه : **طراحی یک ریزتحریک کننده ایمن برای کاربرد تحریک عمقی مغز** تحت راهنمایی **دکتر رضا لطفی و دکتر خلیل مافی نژاد** 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 فردوسی مشهد می باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه فردوسی مشهد » و یا « Ferdowsi University of Mashhad » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده‌اند در مقالات مستخرج از رساله رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت های آن ها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است، اصل رازداری، ضوابط و اصول اخلاقی 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) متعلق به دانشگاه فردوسی مشهد 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.

سپاس گزاری

خداوند را سپاس می‌گویم که به من فرصت داد تا عمر خود را در راه تحصیل علم و دانش سپری کنم و همواره استادانی دلسوز و فرزانه بر سر راهم قرار داد. از کلیه اساتید گروه الکترونیک دانشگاه فردوسی مشهد که در طول این دوره تحصیلی از محضر ایشان بهره‌مند شده‌ام، کمال تشکر را داشته، بویژه از زحمات استاد ارجمند جناب آقای دکتر لطفی که این پژوهش با ارائه بی دریغ تجربیات و راهنمایی‌های ارزشمند علمی و معنوی ایشان به انجام رسید، صمیمانه سپاس گزارم. همچنین بر خود لازم می‌دانم از جناب آقای دکتر حسینی خیاط و جناب آقای دکتر طاهرزاده که به عنوان اساتید دفاع جهت ارزشیابی این پایان‌نامه قبول زحمت نمودند قدردانی و تشکر نمایم.

تقدیم به

پدر و مادرم

متشکرم

به خاطر هدیه زندگی و تشویق به کاوش آن

به خاطر چشاندن لذت دانایی و هیجان کنجکاوی

به خاطر همه چیز...

بسمه تعالی

مشخصات رساله/پایان نامه تحصیلی دانشجویان

دانشگاه فردوسی مشهد

عنوان رساله/پایان نامه: طراحی یک ریزتحریک کننده ایمن برای کاربرد تحریک عمقی مغز

(Design of a Charge Balanced Neural Microstimulator for Deep Brain Stimulation Applications.**)**

نام نویسنده: ساعد مرادی

نام استاد راهنما: دکتر رضا لطفی و دکتر خلیل مافی نژاد

نام استادان مشاور:

دانشکده: مهندسی	**گروه**: برق	**رشته تحصیلی**: الکترونیک
تاریخ تصویب: / / ۱۳		**تاریخ دفاع: ۱۳۹۰/۱۱/۱۵**
مقطع تحصیلی: کارشناسی ارشد ●	دکتری ○	**تعداد صفحات**: ۱۱۰

چکیده رساله/پایان نامه : توسعه و پیشرفت ادوات قابل کاشت پزشکی در سال های اخیر، نقش بزرگی در درمان بیماری ها و ناتوانی ها داشته است. پروتز بینایی، ضربان ساز قلب و پروتز چشمی از جمله ادوات قابل کاشتی هستند که در سال های اخیر پیشرفت قابل ملاحظه ای داشته اند. تحریک الکتریکی عملکردی (*FES*) یا تحریک عصبی عملکردی (*FNS*)، هدف مشترک این ادوات برای بازگرداندن قابلیت از دست رفته ی بافت های آسیب دیده می‌باشد. تحریک الکتریکی برپایه تزریق بار به بافت، استخراج پتانسیل های عمل و برانگیختگی پاسخ های عصبی استوار است.

یکی از مهمترین ملزومات یک تحریک ایمن، تحریک بار متعادل می‌باشد. روش های مختلفی برای رسیدن به تعادل بار ارائه شده اند. در این پژوهش، یک تکنیک جدید برای دستیابی به تعادل بار درتحریک الکتریکی عملکردی پیشنهاد شده که بر پایه شکل موج دوفازه بار نامتعادل می‌باشد. در این روش مقدار ولتاژ الکترود و خروج یا عدم خروج آن از بازه ی ایمن به عنوان معیاری برای تنظمی مقدار جریان تزریقی فاز بعد استفاده می شود. این روش بر روی یک ریزتحریک- کننده ی رایج که در تحریک عمقی مغز کاربرد دارد، اعمال شده است. نتایج شبیه سازی ها در تکنولوژی $CMOS\mu m\ HV$ ۰/۱۸، قابلیت تحقق و کم توان بودن این روش را تایید می‌کنند. توان مصرفی مدار متعادل سازی بار در حدود μW ۲/۵۱۷ است که حدود ۳/۴ ٪ توان مصرفی کل سیستم تحریک کننده را شامل می‌شود.

کلید واژه:

۱. تحریک عمقی مغز

۲. متعادل سازی بار فعال

۳. تحریک کننده عصبی

۴. قطعات قابل کاشت پزشکی

امضای استاد راهنما:

تاریخ: / /۱۳۹۰

چکیده

توسعه و پیشرفت ادوات قابل کاشت پزشکی در سال های اخیر، نقش بزرگی در درمان بیماری ها و ناتوانی ها داشته است. پروتز بینایی، ضربان ساز قلب و پروتز چشمی از جمله ادوات قابل کاشتی هستند که در سال های اخیر پیشرفت قابل ملاحظه ای داشته اند. تحریک الکتریکی عملکردی (*FES*) یا تحریک عصبی عملکردی *(FNS)*، هدف مشترک این ادوات برای بازگرداندن قابلیت از دست رفته ی بافت های آسیب دیده می‌باشد. تحریک الکتریکی برپایه تزریق بار به بافت، استخراج پتانسیل های عمل و برانگیختگی پاسخ های عصبی استوار است.

یکی از مهمترین ملزومات یک تحریک ایمن، تحریک بار متعادل می‌باشد. روش های مختلفی برای رسیدن به تعادل بار ارائه شده اند. در این پژوهش، یک تکنیک جدید برای دستیابی به تعادل بار درتحریک الکتریکی عملکردی پیشنهاد شده که بر پایه شکل موج دوفازه بار نامتعادل می‌باشد. در این روش مقدار ولتاژ الکترود و خروج یا عدم خروج آن از بازه ی ایمن به عنوان معیاری برای تنظمی مقدار جریان تزریقی فاز بعد استفاده می شود. این روش بر روی یک ریزتحریک- کننده ی رایج که در تحریک عمقی مغز کاربرد دارد، اعمال شده است. نتایج شبیه سازی ها در تکنولوژی *CMOSμm HV* ۰/۱۸، قابلیت تحقق و کم توان بودن این روش را تایید می-کنند. توان مصرفی مدار متعادل سازی بار در حدود *μW* ۲/۵۱۷ است که حدود ۳/۴ ٪ توان مصرفی کل سیستم تحریک کننده را شامل می‌شود.

فهرست

فصل ۱ پیشگفتار ۱

۱-۱مقدمه ۱

۱-۲برانگیختگی الکتریکی سیستم عصبی- عضلانی ۲

۱-۳پیکره بندی سیستم های پروتز عصبی ۷

۱-۴ تحقیقات آزمایشگاهی انجام شده در طراحی تحریک کننده های مجتمع ۱۰

۱-۵ ساختار این رساله ۱۵

فصل ۲ طراحی پروتکل های ایمن و موثر برای تحریک بافت های قابل تحریک ۱۷

۲-۱ مقدمه ۱۷

۲-۲ اصول فیزیکی واسط الکترود-الکترولیت ۱۹

۲-۲-۱ انتقال بار خازنی/ غیرفارادیک ۱۹

۲-۲-۲ انتقال بار فارادیک ۲۰

۲-۲-۳ واکنشهای فارادیک برگشت پذیر و برگشت ناپذیر ۲۴

۲-۲-۴ منشا پتانسیل الکترود و مدل الکتریکی آن ۲۵

۲-۳ تزریق بار در سطح مشترک الکترود/الکترولیت در خلال تحریک الکتریکی ۳۰

۲-۳-۱ تزریق بار در خلال پالس: برهم کنش مکانیزم های خازنی و فارادیک ۳۰

۲-۳-۲ پاسخ دنباله پالس در خلال تحریک کنترل شده با جریان ۳۳

۲-۴ مکانیسم آسیب ۳۶

۲-۵ طراحی یک تحریک الکتریکی موثر و ایمن ۴۲

۲-۶ نتیجه گیری ۴۵

فصل ۳ سیستم های تحریک الکتریکی قابل کاشت در بدن ۴۷

۳-۱ مقدمه ۴۷

۳-۲ روش های طراحی یک ریز ریزتحریک کننده ایمن ۵۰

۳-۲-۱ تحریک با خازن سوئیچ شونده ۵۱

۳-۲-۲ *تحریک با ولتاژ کنترل شده* ۵۱
۳-۲-۳ *تحریک با جریان ثابت* ۵۱
۳-۲-۴ *روشهای متعادل سازی بار* ۵۸
۳-۳ نتیجه گیری ۶۴
فصل ۴ روش پیشنهادی برای متعادل سازی بار در طراحی تحریک کننده عمقی مغز ۶۵
۴-۱ مقدمه ۶۵
۴-۲ مشخصات سیستم طراحی شده برای تحریک کننده عمقی مغز ۶۷
۴-۳ نحوه عملکرد سیستم تحریک کننده عصبی ۶۹
۴-۳-۱ *شمارنده باینری* ۷۳
۴-۳-۲ *مقایسه گر دیجیتال* ۷۳
۴-۳-۳ *مبدل دیجیتال به آنالوگ* ۷۴
۴-۴ روش پیشنهادی برای متعادل سازی بار در تحریک کننده های عصبی ۸۱
۴-۴-۱ *اصول روش پیشنهادی ارائه شده و شرایط کارکرد صحیح آن* ۸۱
۴-۴-۲ *پیاده سازی مداری ایده پیشنهادی* ۸۶
۴-۵ نتایج شبیه سازی ۹۳
۴-۵-۱ *مقایسه نتایج شبیه سازی با سایر روش های ارائه شده* ۹۶
فصل ۵ نتیجه گیری و پیشنهادها ۹۷
۵-۱ نتیجه گیری ۹۷
۵-۲ پیشنهادها ۹۸
مراجع ۹۹

فهرست شکل ها

شکل ۱-۱ منحنی دامنه- پهنای پالس تحریک برای ماهیچه و عصب ۴
شکل ۱-۲ پیکره بندی های مختلف یک سیستم پروتز عصبی. ۷

شکل ۲-۱ واسطه الکترود- الکترولیت، فرایندهای فارادیک و غیرفارادیک ۱۹
شکل ۲-۲ مدل ساده الکترود-الکترولیت ۲۱
شکل ۲-۳ a) مدل تک الکتروده b) مدل سه الکتروده ۲۸
شکل ۲-۴ a)پاسخ الکترود به تحریک تکفازه b)پاسخ الکترود به تحریک دوفازه بار متعادل ۳۴
شکل ۲-۵ نمودار بار برحسب دانسیته بار برای تحریک ایمن ۴۰
شکل ۲-۶ شکل موجهای تحریک مختلف و مشخصات آنها ۴۳
شکل ۳-۱ نمودار بلوکی یک قطعه قابل کاشت در بدن ۴۸
شکل ۳-۲ (a) تحریک توسط آینه جریانی ساده که توسطDAC جریانی کنترل می شود.(b) تحریک توسط DAC که به عنوان منبع جریان عمل می کند. ۵۳
شکل ۳-۳ تحریک توسط منبع جریانی که از فیدبک فعال بهره می برد. جریان ورودی توسط DAC تامین می شود. ۵۴
شکل ۳-۴ تحریک توسط یک مبدل جریان به ولتاژ که از فیدبک فعال استفاده میکند. جریان خروجی از نسبت ولتاژ به مقاومت ثابت بدست می آید. ۵۵
شکل ۳-۵ تحریک توسط منبع جریانی که از مقاومت کنترل شده توسط ولتاژ استفاده می کند. ۵۶
شکل ۳-۶ پیاده سازی ۴ بیتی یک منبع جریان با ترانزیستورهایی با ابعاد باینری. ۵۷
شکل ۳-۷ استفاده از خازن بلوکه کننده برای متعادل سازی بار ۵۹
شکل ۳-۸ روش تخلیه الکترود برای متعادل سازی بار ۶۰
شکل ۳-۱۰ نمودار بلوکی روش تنظیم آفست ۶۳
شکل ۴-۱ نمودار جریانهای تحریک آستانه و اعمالی بر حسب عرض پالس تحریک ۶۸
شکل ۴-۲ نمودار بار تزریقی آستانه و اعمالی بر حسب عرض پالس تحریک ۶۸
شکل ۴-۳ نمودار بلوکی یک تحریک کننده عصبی رایج ۶۹
شکل ۴-۴ سیگنال های خروجی مقایسه گرهای دیجیتال ۷۱
شکل ۴-۵ مدار داخلی بلوک Control logic ۷۲
شکل ۴-۶ موج های سیگنال های کنترلی N و P ۷۲

شکل ۴-۷ شمارنده شش بیت بالاشمار غیر همزمان ۷۳
شکل ۴-۸ مقایسه گر دیجیتال ۷۴
شکل ۴-۹ مبدل دیجیتال به آنالوگ باینری نوع P نوع N ۷۵
شکل ۴-۱۰ نمودار غیر خطینگی تفاضلی برای مبدل نوع P ۷۷
شکل ۴-۱۱ نمودار غیر خطینگی تجمعی برای مبدل نوع P ۷۷
شکل ۴-۱۲ نمودار میانگین DNL برای مبدل نوع P ۷۸
شکل ۴-۱۳ نمودار میانگین INL برای مبدل نوع P ۷۸
شکل ۴-۱۴ نمودار غیر خطینگی تفاضلی برای مبدل نوع N ۷۹
شکل ۴-۱۵ نمودار غیر خطینگی تجمعی برای مبدل نوع N ۷۹
شکل ۴-۱۶ نمودار میانگین DNL برای مبدل نوع N ۸۰
شکل ۴-۱۷ نمودار میانگین INL برای مبدل نوع N ۸۰
شکل ۴-۱۸ a) نمودار جریان و ولتاژ الکترود b) شمای سیستمی ایده ارائه شده ۸۱
شکل ۴-۱۹ نمودار بلوکی یک تحریک کننده با قابلیت متعادل سازی بار. قسمت هایی که با خط چین نشان داده شده اند مربوط به مدارات متعادل سازی بار میباشند. ۸۷
شکل ۴-۲۰ a) مقایسه گر پنجره b) شمای مداری مقایسه گر پویا ۸۸
شکل ۴-۲۱ a) مدار داخلی المان .P.S b) مدار تاخیر برای تولید سیگنال Clkc ۸۹
شکل ۴-۲۲ زمان بندی سیگنال های نشان داده در شکل ۴-۲۰ b ۹۰
شکل ۴-۲۳ جمع/تفریق کننده شش بیت ۹۱
شکل ۴-۲۴ تمام جمع کننده منچستر ۹۱
شکل ۴-۲۵ هیستوگرام ولتاژ آفست مقایسه گر در شبیه سازی مونت کارلو ۹۳
شکل ۴-۲۶ a) شکل موج جریان تحریک b) پاسخ الکترود به جریان تحریک کاهش دامنه جریان و به تبع آن ولتاژ الکترود مشخص شده است. ۹۴
شکل ۴-۲۷ درصد مصرف توان در قسمت های مختلف سیستم ۹۵

فهرست جداول

جدول ۴-۱ نتایج شبیه سازی مبدل هی دیجیتال به آنالوگ در گوشه های دمایی و تغییرات ساخت ۷۵

جدول ۴-۲ توان مصرفی قسمت های مختلف سیستم ۹۵

جدول ۴-۳ مقایسه روش پیشنهادی با سایر روش های ارائه شده.....۹۶