

الحمد لله الذي
خلقنا من
الحمم



دانشگاه شاهد
دانشکده فنی و مهندسی

پایان نامه دوره کارشناسی ارشد مهندسی برق-الکترونیک
طراحی ریزتحریک کننده قابل کاشت بیسیم برای تحریک الکتریکی بافت
تحریک پذیر

مهدي لطفی نوایی
۸۸۷۵۱۴۰۰۲

استاد راهنما:

دکتر حامد ساجدی

استاد مشاور:

دکتر محسن جلالی

زمستان ۱۳۹۰

تقدیم به پدر و مادر مهربانم

با نهایت تشکر و قدردانی از دکتر ساجدی و دکتر جلالی

چکیده

بررسی کارایی تحریک شکل موج های تحریک مختلف به منظور انتخاب تحریک بهینه در دوره های زمانی مختلف می تواند در بهینه سازی میکروسیستم های قابل کاشت موجود مفید باشد. از سوی دیگر، طراحی مدارات مربوط به میکروسیستم قابل کاشت بویژه بخش انتقال توان و دی تا بصورت بی سیم و همچنین مدارات تولیدکننده شکل موج های تحریک برای قضاوت جامع تر ضروری به نظر می رسد.

در این پروژه ابتدا دو نوع سیستم انتقال دی تا و توان بی سیم قابل استفاده در میکروسیستم های قابل کاشت ارائه شده است. یکسوساز ولتاژ، محدود کننده فرکانس بالا، تنظیم کننده ولتاژ با افت ولتاژ پایایی و همچنین دمدولاتور ASK از مهمترین بخش های تشکیلی دهنده دو میکروسیستم می باشند.

سیستم اول بر اساس مدارات متداول موجود در میکروسیستم های قابل کاشت طراحی شده است. این سیستم با دریافت سیگنال ASK با ضریب مدولاسیون 5% با فرکانس حامل 12 MHz قادر است بطور همزمان دی تا را با سرعت حدود 1 Mbps و ولتاژ تغذیه 3.3 V را با تنظیم خط (line regulation) و تنظیم بار (load regulation) حدود 30 mV/V و 25 mv/mA استخراج کند. نتایج خروجی سیستم اول نشان دهنده این است که این سیستم قابل رقابت با میکروسیستم های موجود می باشد. این در حالی است که در میکروسیستم دوم با صرف توان کمتر (نصف مصرف توان سیستم اول در حدود 35 میکرو وات) و همچنین مساحت اشغالی بسیار کمتر (به صورت تمام مجتمع و مساحت اشغالی حدود 0.26 mm^2) خروجی مشابهی با میکروسیستم اول تولید می کند. این امر نشان از بهبود محسوس میکروسیستم دوم دارد. علاوه بر اینها در میکروسیستم دوم یک دمدولاتور کم مصرف جدی د به منظور استفاده در میکروسیستم های قابل کاشت یا کارت های RFID معرفی و پیاده سازی شده است. جدا از مصرف توان پایایی، در ساختار این دمدولاتور از یک تقویت کننده پوش جدی د بسیار کم مصرف استفاده شده است بطوریکه دی گرنی از به استفاده از مقایسه گر و یا اشمیت تری گرنی نباشد. فضای اشغالی کم، 3744 um^2 ، مصرف توان پایایی در حدود 35 uw و درعین حال کارایی بالا از ویژگی های بارز این دمدولاتور می باشد. دمدولاتور پی شنهادی قادر است با ضریب مدولاسیون بین 5 تا 100 درصد دی تا را تا سرعت 1 Mbps استخراج کند.

در گام بعدی، ما با داشتن مدل SEF حلزونی گوش، کارایی بار، توان، انرژی و همچنین نرخ تحریک موثر شکل موج های مربعی، مثلثی، شیب افزایشی و شیب افزایشی-نمایی کاهش را در دوره های زمانی مختلف بررسی کرده ایم. مدارات تولید کننده هر یک از این مدارات نیز طراحی شده است.

نتایج شبیه‌سازی تحریک و همچنین سخت‌افزاری نشان داده است که برای دوره‌های زمانی کوتاه ($D < 150 \text{ us}$) کارایی بار و انرژی چهار شکل موج اختلاف زیادی ندارند اما کارایی توان و همچنین نرخ تحریک شکل موج مربعی نسبت به بقیه بسیار بهتر می‌باشد و در نتیجه برای دوره‌های زمانی کوتاه شکل موج مربعی مناسب‌ترین انتخاب به نظر می‌رسد. در دوره زمانی متوسط (150 $\text{us} < D < 400 \text{ us}$)، کارایی انرژی و بار تزریقی به بافت توسط تحریک موج مربعی از سایرین بیشتر است. اما شکل موج تحریک مربعی از لحاظ نرخ تحریک و کارایی توان همچنان بهینه‌ترین شکل موج می‌باشد. به هر جهت در کاربردهایی که بحث سرعت تحریک زیاد مهم نباشد در تحریک با دوره زمانی متوسط شکل موج مربعی جای‌گاه خود را به عنوان بهینه‌ترین شکل موج از دست داده و در این بین شکل موج جریان تحریک مثلثی بهینه‌ترین گزین به نظر می‌رسد. نتایج نشان داده است که حتی با وجود سهولت پیاده‌سازی سخت‌افزاری شکل موج مربعی باید گفت که در دوره‌های زمانی بلند ($D > 400 \text{ us}$) شکل موج تحریک بهینه قطعاً مربعی می‌باشد. از این بین شکل موج تحریک مثلثی و یا شبیه‌افزایشی-نمایی کاهش می‌تواند گزین مناسبی برای انتخاب بهینه‌ترین شکل موج تحریک باشد.

کلید واژه: قابل کاشت، ارتباط بیسیم، ریزتحریک کننده، مبدل دیجیتال به آنالوگ

فهرست مطالب

عنوان	صفحه
فهرست جدول‌ها.....	ج
فهرست شکل‌ها.....	د
فصل ۱- مقدمه ۱	
فصل ۲- تاریخچه و مروری بر کارهای دیگران.....	۴
۱-۲- مقدمه ۴	
۲-۲- آناتومی گوش.....	۴
۳-۲- ناشنوایی.....	۹
۴-۲- تاریخچه کاشت حلزون.....	۱۰
۵-۲- چگونگی عملکرد کاشت حلزون.....	۱۲
۶-۲- میکرو سیستم قابل کاشت.....	۱۴
۱-۶-۲- میکرو سیستم استخراج توان و دیتای قابل کاشت متداول.....	۱۵
۲-۶-۲- پارامترهای تحریک و تاثیر آنها بر روی کارایی تحریک.....	۱۹
فصل ۳- طراحی میکرو سیستم قابل کاشت استخراج توان و دیتا.....	۲۳
۱-۳- میکرو سیستم اولیه.....	۲۴
۱-۱-۳- سیستم کلی.....	۲۴
۲-۱-۳- جزئیات مداری.....	۲۵
۳-۱-۳- نتایج.....	۲۸
۲-۳- میکرو سیستم بهبود یافته.....	۳۵
۱-۲-۳- سیستم کلی.....	۳۵
۲-۲-۳- جزئیات مداری.....	۳۶
۳-۲-۳- نتایج.....	۴۷
فصل ۴- تاثیر شکل موج بر روی کارایی تحریک.....	۵۴
۱-۴- مقدمه ۵۴	
۲-۴- انتخاب مدل.....	۵۴
۱-۲-۴- مدل همگن کروی.....	۵۵
۲-۲-۴- مدل غشای تحریک پذیر فیبر عصبی.....	۵۶
۳-۴- شکل موج های جریان تحریک.....	۶۰
۴-۴- کارایی تحریک.....	۶۱
۵-۴- روش تحریک.....	۶۲

۶-۴- سیستم تولید کننده شکل موجهای جریان تحریک ۶۳

۶-۴-۱- واحد تولید کننده مراجع جریان تحریک ۶۴

۶-۴-۲- مبدل دیجیتال به آنالوگ و تحویل دهنده جریان ۶۷

۷-۴- نتایج ۷۰

۷-۴-۱- نتایج فیزیولوژی ۷۰

۷-۴-۲- نتایج سخت افزاری ۷۴

فصل ۵- نتیجه گیری و پی‌شنهادات ۷۸

۵-۱- جمع بندی نتایج فصل سه و چهار ۷۸

۵-۲- پی‌شنهادات ۸۳

فهرست مراجع ۸۴

فهرست جدول‌ها

صفحه	عنوان
۵۹	جدول (۱-۴) پارامترهای مدل
۷۸	جدول (۱-۵) مشخصات کلی می‌کروسی‌ستم اول
۷۸	جدول (۲-۵) مشخصات کلی می‌کروسی‌ستم دوم
۷۹	جدول (۳-۵) مشخصات کلی دمدولاتور پی‌شنهادیو مقایسه آن با دمدولاتور های قبلی

فهرست شکل‌ها

عنوان	صفحه
شکل ۱-۲) قسمت‌های مختلف گوش به‌مراه منظره بزرگ شده گوش میانی.....	۵
شکل ۲-۲) مقطع عرضی یک دور از حلزون شنوایی.....	۶
شکل ۳-۲) انتقال امواج صوتی و ایجاد تشدید بسته به نوع فرکانس در نواحی مختلف غشاء قاعده ای....	۷
شکل ۴-۲) تقسیم حلزون شنوایی به ۱۰ قسمت مساوی بطوریکه هر کدام یک دهم کل طول حلزونی می باشد. فرکانسهای متناظر با هر ناحیه نیز آورده شده است.....	۹
شکل ۵-۲) نمای بیرونی و داخلی سیستم کاشت حلزونی.....	۱۳
شکل ۶-۲) حلزون مانند تجزیه کننده سیگنال عمل می کند.....	۱۴
شکل ۷-۲) بلوک دیاگرام کلی سیستم کاشت حلزونی.....	۱۴
شکل ۸-۲) بلوک دیاگرام کلی سیستم انتقال توان و دیتا به صورت بی سیم و قابل کاشت.....	۱۵
شکل ۱۰-۲) محدودکننده ولتاژ فعال.....	۱۶
شکل ۱۱-۲) محدود کننده ولتاژ متداول.....	۱۷
شکل ۱۲-۲) دم‌دولاتور Ask متداول شامل آشکار ساز پوش، مقایسه کننده و بافر.....	۱۸
شکل ۱۳-۲) تنظیم کننده های ولتاژ حلقه باز.....	۱۹
شکل ۱۴-۲) تنظیم کننده های ولتاژ حلقه بسته.....	۱۹
شکل ۱-۳) دیاگرام کلی سیستم انتقال توان و دیتا به صورت بی سیم و قابل کاشت در بدن.....	۲۴
شکل ۲-۱) ی‌کسو ساز ولتاژ.....	۲۵
شکل ۳-۳) محدود کننده ولتاژ.....	۲۶
شکل ۴-۳) دم‌دولاتور ASK معمولی.....	۲۷
شکل ۵-۳) مدار تولید کننده ولتاژ مرجع به همراه تنظیم کننده ولتاژ.....	۲۸
شکل ۶-۳) ولتاژ القا شده به دو سر سلف داخلی.....	۲۹
شکل ۷-۳) خروجی یکسو ساز.....	۲۹
شکل ۸-۳) خروجی آشکار ساز پوش.....	۳۰
شکل ۹-۳) دیتای استخراج شده (خروجی بافر).....	۳۰
شکل ۱۰-۳) خروجی آشکار ساز پوش و دم‌دولاتور ASK.....	۳۱
شکل ۱۱-۳) تغییرات ولتاژ مرجع با تغییر تغذیه.....	۳۱
شکل ۱۲-۳) تغییر ولتاژ خروجی رگولاتور بر حسب تغییرات ولتاژ تغذیه.....	۳۲
شکل ۱۳-۳) تغییرات خروجی رگولاتور با تغییر جریان بار خروجی.....	۳۲
شکل ۱۴-۳) خروجی مرجع ولتاژ و تنظیم کننده ولتاژ.....	۳۳
شکل ۱۵-۳) خروجی یکسوساز، رگولاتور و دم‌دولاتور در حالت بدون بار.....	۳۳
شکل ۱۶-۳) خروجی یکسوساز، رگولاتور و دم‌دولاتور در حالت بار کامل.....	۳۴

- شکل ۳-۱۷) خروجی دمدولاتور در دو حالت (SS 20) و (FF,50)..... ۳۵
- شکل ۳-۱۸) آنالیز مونت کارلو با در نظر گرفتن پروسه و عدم تطابق با دوره تکرار ۱۰۰..... ۳۵
- شکل ۳-۱۹) بلوک دیاگرام کلی میکرو سیستم بهبود یافته..... ۳۶
- شکل ۳-۲۰) یکسو ساز تمام موج..... ۳۷
- شکل ۳-۲۱) محدود کننده ولتاژ که شامل دو بخش مجزا می باشد..... ۳۷
- شکل ۳-۲۲) شماتیک بلوکی دمدولاتور ASK پیشنهادی..... ۳۹
- شکل ۳-۲۳) دیاگرام زمانی تقویت کننده پوش..... ۴۰
- شکل ۳-۲۴) نحوه پیاده سازی فیلتر پایین گذر مورد استفاده در دمدولاتور..... ۴۰
- شکل ۳-۲۵) پیاده سازی مقاومت با استفاده از مدار فعال..... ۴۱
- شکل ۳-۲۶) فیلتر پایین گذر به منظور کاهش ریپل فرکانس بالا..... ۴۲
- شکل ۳-۲۷) مدار تولید کننده مراجع ولتاژ و جریان مستقل از منبع تغذیه..... ۴۳
- شکل ۳-۲۸) رگولاتور ولتاژ معمولی..... ۴۴
- شکل ۳-۲۹) مدار معادل سیگنال کوچک رگولاتور ولتاژ..... ۴۵
- شکل ۳-۳۰) نمودار بهره و فاز خروجی رگولاتور..... ۴۷
- شکل ۳-۳۱) ولتاژ القا شده به دو سر سلف داخلی..... ۴۸
- شکل ۳-۳۲) ولتاژ خروجی یکسوساز..... ۴۸
- شکل ۳-۳۳) ولتاژ خروجی تقویت کننده پوش..... ۴۹
- شکل ۳-۳۴) دیتای استخراج شده..... ۴۹
- شکل ۳-۳۵) خروجی فیلتر حذف کننده ریپل به همراه خروجی یکسو ساز و تنظیم کننده ولتاژ..... ۴۹
- شکل ۳-۳۶) تغییرات ولتاژ مرجع بر حسب تغییر ولتاژ تغذیه..... ۵۰
- شکل ۳-۳۷) تغییرات جریان مرجع بر حسب تغییر ولتاژ تغذیه..... ۵۰
- شکل ۳-۳۸) تغییرات ولتاژ خروجی رگولاتور بر حسب تغییر ولتاژ تغذیه..... ۵۱
- شکل ۳-۳۹) تغییرات ولتاژ خروجی رگولاتور بر حسب تغییر جریان بار..... ۵۱
- شکل ۳-۴۰) ولتاژ خروجی تنظیم کننده ولتاژ و ولتاژ مرجع..... ۵۱
- شکل ۳-۴۱) خروجی یکسو ساز و ولتاژ تنظیم شده خروجی و دیتای استخراج شده در بدون بار..... ۵۲
- شکل ۳-۴۲) خروجی یکسو ساز و ولتاژ تنظیم شده خروجی و دیتای استخراج شده در حالت بار کامل..... ۵۲
- شکل ۳-۴۳) خروجی تقویت کننده پوش در دو حالت (SS 37) و (FF,37)..... ۵۳
- شکل ۳-۴۴) نتایج حاصل از آنالیز مونت کارلو با در نظر گرفتن پروسه و عدم تطابق با دوره تکرار ۱۰۰ برای توان و دیتا..... ۵۳
- شکل ۴-۱) ساختار مدل فیبر عصبی میلین دار با غشای تحریک پذیر مبتنی بر مدل SEF..... ۵۶
- شکل ۴-۲) چهار شکل موج جریان تحریک مورد استفاده در این پروژه..... ۶۰
- شکل ۴-۳) پاسخ غشاء تحریک پذیر فیبر عصبی به تحریک کاتدی بالای آستانه..... ۶۲
- شکل ۴-۴) تولید و انتشار پتانسیل عمل در طول فیبر بر اثر تحریک کاتدی بالای آستانه..... ۶۳

- شکل ۴-۵) بلوک دیاگرام مداری تولید کننده جریان های تحریک ۶۴
- شکل ۴-۶) مدار پیشنهادی برای تولید شکل موج جریان مثلثی ۶۵
- شکل ۴-۷) مدار پیشنهادی برای تولید شکل موج جریان شیب افزایشی-نمایی کاهشی و شیب افزایشی ۶۷
- شکل ۴-۸) مبدل دیجیتالی به آنالوگ و تحویل دهنده جریان ۶۸
- شکل ۴-۹) تقویت کننده کسکود تا شده طراحی شده برای به کار گیری در ساختار تحویل دهنده جریان تحریک ۶۹
- شکل ۴-۱۰) ساختار مداری به منظور ایجاد شکل موج تحریک دو فازی ۷۰
- شکل ۴-۱۱) منحنی توان چهار شکل موج تحریک بر حسب دوره زمانی ۷۱
- شکل ۴-۱۲) نمودار انرژی بر حسب دوره زمانی ۷۲
- شکل ۴-۱۳) بار تحویلی به بافت در دوره های تحریک مختلف ۷۳
- شکل ۴-۱۴) تاثیر شکل موج جریان های تحریک مختلف در دوره زمانی مختلف بر روی نرخ موثر تحریک ۷۴
- شکل ۴-۱۵) خروجی ولتاژ خازن های سویچ مربوط به مدار شکل موج مثلثی ۷۵
- شکل ۴-۱۶) خروجی ولتاژ خازن های سویچ مربوط به مدار شکل موج شیب افزایشی-نمایی کاهشی ۷۵
- شکل ۴-۱۷) خروجی ولتاژ خازن های سویچ مربوط به مدار شکل موج شیب افزایشی ۷۵
- شکل ۴-۱۸) جریان تحریک مرجع تحریک مثلثی ۷۶
- شکل ۴-۱۹) جریان تحریک مرجع شیب افزایشی-نمایی کاهشی ۷۶
- شکل ۴-۲۰) جریان تحریک مرجع شیب افزایشی ۷۶
- شکل ۴-۲۱) خروجی جریان مثلثی در حالت کمترین دوره زمانی (۲۰ میکرو ثانیه) ۷۷
- شکل ۴-۲۲) خروجی جریان مثلثی در بیشترین دوره زمانی (۱ میلی ثانیه) ۷۷
- شکل ۵-۱) layout می کروی ستم دوم ۸۰

فصل ۱ - مقدمه

تحقیقات نشان داده است که استفاده از تحریک الکتریکی برای برانگیزش فیبر عصبی به منظور کمک به بیماران که به نحوی از نارسایی‌های سیستم عصبی یا عصبی عضلانی رنج می‌برند مفید است [۱]. ایده استفاده از تحریک سلول‌های عصبی برای بازیابی بعضی توانایی‌ها در این بیماران به مطالعاتی در اواسط قرن ۱۹ باز می‌گردد. بعدها با پیشرفت علم در زمینه پزشکی و مهندسی پزشکی آزمایشات زیادی بر روی حیوانات به منظور آنالیز و بررسی تحریکات مختلف بر روی سیستم عصبی عضلانی آنها انجام شده است. هم‌چنین با پیشرفت علوم کامپیوتر و در نتیجه فراهم شدن امکان مدل‌سازی، تحقیقات زیادی به منظور بهبود کارایی تحریک (stimulation efficiency) الکتریکی سیستم‌های عصبی عضلانی انجام شده است. [۲] از سوی دیگر، توسعه روزافزون در زمینه الکترونیک و طراحی مدارات فوق مجتمع (VLSI) در طول چند دهه اخیر امکان طراحی و پیاده‌سازی ریز تحریک‌کننده‌های قابل کاشت (Implantable micro-stimulator) در بدن را فراهم کرده است. [۳]

امروزه با پیشرفت علم الکترونیک زمینه‌های زیادی برای مطالعه و تحقیق به منظور تسهیل بخشیدن در درمان نارسایی‌های سیستم عصبی عضلانی فراهم شده است. در این بین آنالیز کارایی تحریک تحت شرایط مختلف به منظور ارتقای پروتوزهای عصبی یکی از وسیع‌ترین زمینه‌های تحقیقاتی محسوب می‌شود. بطوریکه در تحقیقات زیادی محققین با فراهم کردن شرایط آزمایشگاهی مناسب و یا داشتن مدل بیولوژیکی معتبر کارایی تحریک تحت شرایط مختلف را به منظور طراحی هر چه بهتر ریز تحریک‌کننده‌ها ارائه داده‌اند. [۴]، [۵]، [۶]، [۷]، [۸]، [۹]، [۱۰]، [۱۱]، [۱۲] مقایسه نتایج حاصل از تحریک بر روی مدل‌های بیولوژیکی با اعمال تحریک بر روی بافت زنده اعتبار بسیاری از مدل‌های بیولوژیکی را به اثبات رسانده است. از آنجاییکه فراهم کردن شرایط و امکانات آزمایشگاهی امری ساده نیست و ممکن است که این شرایط به نحو ایده‌آل فراهم نشود، استفاده از مدل‌های بیولوژیکی معتبر برای بررسی کارایی تحریک از محبوبیت بیشتری برخوردار است. [۱۳]

در این تحقیقات، فاکتورهای زیادی جهت ارزیابی کارایی تحریک معرفی شده است. از جمله مهمترین این فاکتورها عبارت است از: کارایی بار (charge efficiency)، کارایی توان (power efficiency) و کارایی انرژی (energy efficiency). برای یک تحریک با دامنه و دوره زمانی مشخص مقدار بار تحویلی به بافت در طول تحریک به عنوان کارایی بار در نظر گرفته می‌شود. از آنجایی که خطر فساد بافت و الکتروود به طور مستقیم با میزان بار تحویلی به بافت رابطه دارد، این پارامتر می‌تواند یکی از مهمترین فاکتورها به منظور مقایسه تحریک الکتریکی در شرایط مختلف باشد. فاکتور

کارایی بار نشان دهنده مقدار توان لحظه ای مصرف شده در تحریک می باشد. همانطور که میدانیم، تحریک بافت تحت شرایط مختلف میتواند با دامنه جریان های مختلفی صورت گیرد و ریز تحریک کننده باید توانایی این جریان دهی را داشته باشد. فاکتور کارایی بار آنجا اهمیت پیدا میکند که هر چه جریان مورد نیاز تحریک کمتر باشد سبب باتری و یا چالش های طراحی ریز تحریک کننده کمتر خواهد بود. فاکتور کارایی انرژی نشان دهنده استمرار تحریک تحت شرایط مختلف می باشد که می تواند فاکتوری برای طول عمر باتری باشد [۴]. علاوه بر اینها، بررسی حداکثر نرخ تحریک تحت شرایط مختلف میتواند در کاربردهایی که سرعت تحریک اهمیت دارد، از جمله کاشت حلزونی، مفید باشد. نحوه قرارگیری الکترودهای تحریک، چگونگی الگوی تحریک، پارامترهای تحریک از جمله دامنه و دوره زمانی آن و همچنین شکل موج تحریک از مهمترین عواملی می باشند که می توانند به طور مستقیم بر فاکتورهای کارایی تحریک تاثیر گذار باشند.

علاوه بر بررسی کارایی تحریک، طراحی ریز تحریک کننده های قابل کاشت که قادر به جایگزینی با عضو آسیب دیده باشد یکی از زمینه مطالعاتی است که امروزه با پیشرفت میکروالکترونیک بسیار مورد توجه قرار گرفته است. طراحی ریز تحریک کننده های قلبی (cardiac pacemakers)، کاشت حلزونی (cochlear implant)، تحریک کارکردی عصبی عضلانی (functional neuromuscular stimulation)، پروتزهای بینایی (visual prostheses) از جمله شناخته شده ترین میکروسیستم های قابل کاشت می باشند. [۱۴]، [۱۵]، [۱۶]، [۱۷].

اکثر ریز تحریک کننده های قابل کاشت ذکر شده دارای یک کنترل کننده خارجی که با فاصله کمی از بخش کاشته شده در بدن قرار دارند می باشند. برقراری ارتباط مناسب بین این دو بخش به منظور تبادل اطلاعات از مهمترین چالشها در طراحی این نوع ریز تحریک کننده ها میباشد. ایجاد ارتباط سخت افزاری بین کنترل کننده خارجی و بخش کاشته شده در بدن به دلیل ایجاد محدودیت های حرکتی، ایجاد مشکل در شرایط عادی زندگی بیمار، بالا رفتن احتمال قطع شدن ارتباط و مهمتر از همه افزایش خطر عفونت امری معقول نیست. بنابراین در ریز تحریک کننده های قابل کاشت مدرن، برقراری ارتباط بیسیم با استفاده از لینک فرکانس بالا (RF Link) برای تبادل اطلاعات امری ضروری است. علاوه بر این استفاده از باتری به دلیل عمر مفید محدود گزینه مناسبی برای تغذیه چیپ کاشته شده در بدن نمی تواند باشد. از این جهت از سیگنال دریافتی علاوه بر استخراج اطلاعات، توان مورد نیاز برای تغذیه مدارات نیز تولید میگردد. بنابراین یکی از بخش های مهم میکروسیستم قابل کاشت، طراحی مدارات مناسبی است که بتواند دیتا و توان را به طور همزمان از سیگنال فرکانس بالای دریافتی استخراج کند. نرخ خطای بیت (bit error rate)، سرعت

داده (data rate) ، توانایی تحویل توان، تعداد المان های به کار برده شده و توان مصرفی از جمله پارامترهایی کلی هستند که در طراحی این مدارات میتوانند مورد اهمیت واقع شوند [۱۵].

کنترل کننده دیجیتال و بخش تولید کننده شکل موج تحریک به همراه مدارات تحویل دهنده جریان تحریک از دیگر بخش‌هایی میکروسیستم قابل کاشت می باشند. تقریباً در همه میکروسیستم های قابل کاشت استفاده از جریان تحریک مربعی به دلیل سادگی در پیاده سازی و کارایی تحریک خوب رایج است. به هر جهت در برخی از ریزتحریک کننده ها برای افزایش انعطاف پذیری سیستم، با استفاده از کدهای دیجیتال جریان تحریک غیر مربعی نیز تولید می گردد [۴]. اما این کار به قیمت پیچیدگی سیستم تمام میشود بطوریکه ممکن است که طرح کلی از لحاظ قابل کاشت بودن زیر سوال برود. بنابر این در طراحی تولید کننده جریان تحریک غیر مربعی، فاکتور سادگی ساختار و در عین حال کارایی بالا مورد توجه قرار می گیرد. اگر بررسی فاکتورهای کارایی تحریک تحت شرایط ذکر شده به منظور ارتقای کارایی ریز تحریک کننده های قابل کاشت باشد بدیهی است که در نظر گرفتن چالشهای موجود در عملی کردن سخت افزاری شرایط تحریک و یا حتی بررسی امکان پیاده سازی این شرایط سخت افزاری امری اجتناب ناپذیر می باشد. بنابراین در دسترس بودن طراحی ریز تحریک کننده ای با انعطاف پذیری بالا که قادر به پیاده سازی شرایط تحریک مختلف باشد می تواند زمینه قضاوت سخت افزاری شرایط تحریک مختلف را فراهم آورد تا در کنار بررسی فاکتورهای کارایی تحریک بتوان قضاوت درستی برای ارزیابی کلی انجام داد.

در این تحقیق اهداف عمده زیر دنبال شده است :

- بررسی تاثیر شکل موج تحریک در دوره های زمانی مختلف بر روی کارایی بار، کارایی توان، کارایی انرژی و همچنین حداکثر نرخ تحریک با در دست داشتن مدل SEF حلزونی گوش و ابزار تحلیل مطلب
- طراحی تولید کننده جریان تحریک بصورت قابل برنامه ریزی و قابل کاشت مربوط به شکل موج هایی که کارایی آنها در بالا بررسی شده است با استفاده ابزار طراحی مدار Cadance
- تعیین شکل موج جریان تحریک بهینه در دوره های زمانی مختلف با داشتن نتایج بالا به منظور ارتقای کارایی سیستم کاشت حلزونی
- طراحی سیستم استخراج دیتا و توان به صورت بیسیم (Power and data telemetry system) به منظور استفاده در کاربردهای بیو از جمله کاشت حلزونی

فصل ۲- تاریخچه و مروری بر کارهای دیگران

۲-۱- مقدمه

برای بررسی نحوه عملکرد کاشت حلزونی لازم است تا در مورد چگونگی عملکرد گوش آشنا شویم. به همین خاطر در ابتدای این فصل فیزیولوژی و آناتومی گوش و نحوه تمییز دادن فرکانس‌های مختلف توسط حلزونی گوش و تحریک اعصاب شنوایی و در نتیجه درک صوت ارائه شده است. همچنین در مورد ناشنوایی و دلایل آن بحث شده است تا آن دسته از ناشنوایی‌هایی که با کاشت حلزونی قابل درمان می‌باشند معرفی شوند. در ادامه تاریخچه استفاده از کاشت حلزونی و عملکرد کلی آن و همچنین قسمت‌هایی از سیستم کاشت حلزونی که در این پروژه طراحی و بهینه شده اند به همراه مدارات رایج آن آورده شده است. در پایان این فصل به پارامترهای تحریک و تاثیر آنها بر روی کارایی تحریک و همچنین تحقیقاتی را که در این زمینه صورت گرفته است پرداخته شده است.

۲-۲- آناتومی گوش

برای بررسی نحوه عملکرد حلزونی کاشته شده و مدلسازی آن، باید ابتدا با نحوه کار گوش طبیعی آشنا شویم. گوش، اندامی است که امواج صوتی را دریافت می‌کند، فرکانس‌های آن‌ها را تمییز می‌دهد و سرانجام اطلاعات شنوایی آن را به داخل سیستم عصبی مرکزی برای تشخیص مفهوم آن‌ها انتقال می‌دهد. هر گوش بطور کاملاً مستقل از دیگری عمل کرده و هیچ ارتباطی با دیگری ندارد. گوش از سه قسمت گوش خارجی^۱، میانی^۲ و داخلی^۳ تشکیل شده است.

گوش خارجی شامل لاله گوش و مجرا می‌باشد که وظیفه آن متمرکز کردن امواج صوتی بدخل سوراخ شنوایی خارجی می‌باشد. صوت دریافتی از محیط از طریق این مجرا به پرده صماخ (تمپان)^۴ می‌رسد که در پاسخ به صدا مرتعش می‌شود. پشت پرده صماخ، گوش میانی قرار دارد که یک حفره پر شده از هوا در داخل استخوان گیجگاهی است که از طریق مجرای شنوایی اوستاش بدخل حلق و بینی ارتباط دارد. سه استخوان کوچک شنوایی یعنی چکشی^۵، سندان^۶ و رکابی^۷ در گوش میانی واقع شده اند. دسته استخوان چکشی به پشت پرده صماخ چسبیده و زائده کوتاه آن به استخوان سندان متصل می‌شود که آن نیز به

¹ Outer Ear

² Middle Ear

³ Inner Ear

⁴ Tympanic Membrane

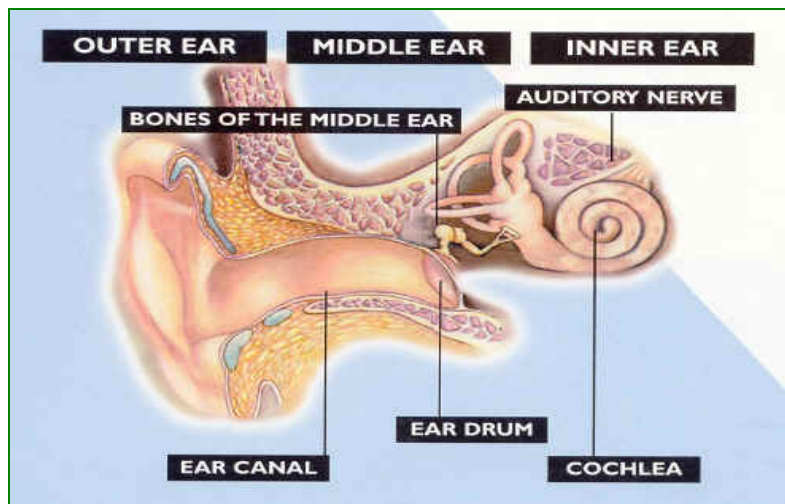
⁵ Malleus

⁶ Incus

⁷ Stapes

نوبه خود با سر استخوان رکابی مفصل شده و کف استخوان رکابی نیز بوسیله یک رباط حلقوی به جدار دریچه بیضی متصل می شود [۱۸].

گوش داخلی از دو قسمت بنام لابیرنت استخوانی یا کپسول شنوایی^۱ و لابیرنت غشائی^۲ تشکیل شده است. لابیرنت غشائی در لابیرنت استخوانی قرار دارد و درون لابیرنت غشائی مایع آندولنف^۳ و پیرامون آن یعنی بین لابیرنت غشائی و استخوانی مایعی بنام پرلنف^۴ در جریان است. لابیرنت استخوانی بطول ۲ سانتیمتر در ضخامت خاره ای استخوان گیجگاهی جای دارد. این قسمت از سه بخش دهلیز، مجاری نیمدایره ای^۵ و حلزون^۶ تشکیل شده است. شکل ۱-۲ قسمتهای مختلف گوش و به صورت دقیقتر گوش میانی و سه استخوان آنرا نشان می دهد. [۱۹]

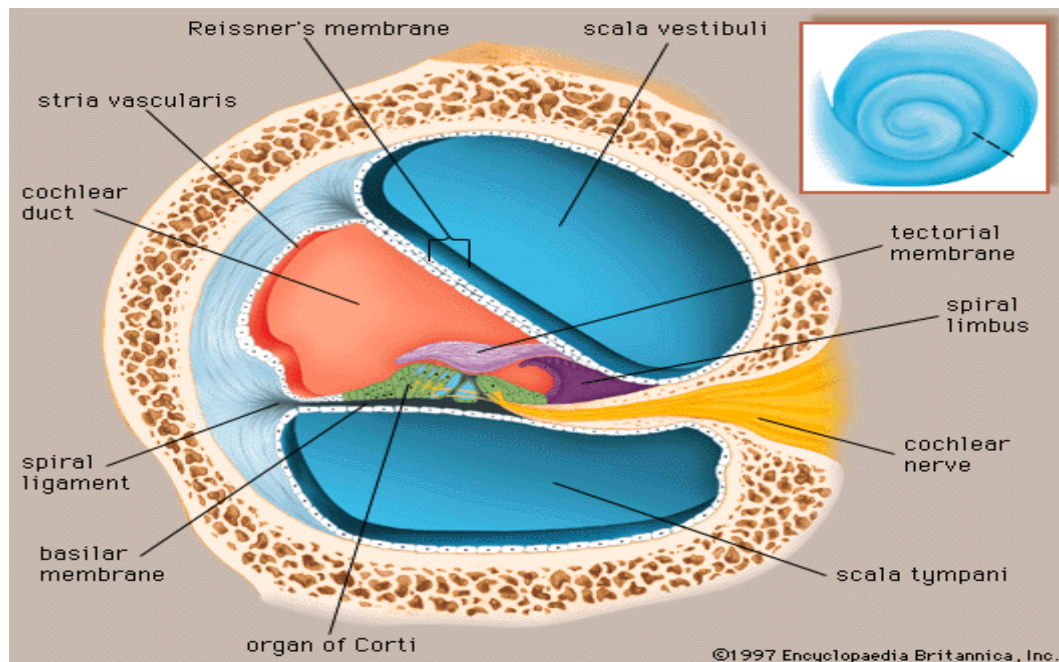


شکل ۱-۲) قسمتهای مختلف گوش به همراه منظره بزرگ شده گوش میانی

حلزون از سه لوله پیچ خورده مختلف کنارهم بنامهای نردبان دهلیزی^۷، نردبان میانی^۸ و نردبان صماخی^۹ تشکیل شده است. نردبان دهلیزی و میانی بوسیله غشاء رایسنر^{۱۰} یا غشاء دهلیزی که در شکل نشان داده

¹ Otic Capsule
² Membranous Labyrinth
³ Andolymph
⁴ Perilymph
⁵ Anterior Semicircular
⁶ Cochlea
⁷ Scala Vestibuli
⁸ Scala Media
⁹ Scala Tympani
¹⁰ Reissner Membrane

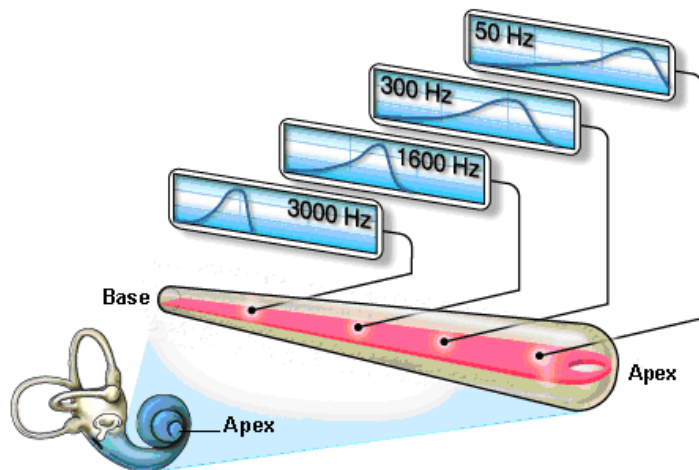
شده و نردبان صماخی و نردبان میانی بوسیله غشاء قاعده ای^۱ از یکدیگر جدا شده اند. مقطع عرضی یک دور از حلزون شنوایی و ارتباط سه مجرای آنرا نشان می دهد.



شکل ۲-۲) مقطع عرضی یک دور از حلزون شنوایی

هرگاه کف استخوان رکابی بطور آنی به طرف داخل حرکت کند، غشاء قاعده ای در قاعده حلزون در جهت پنجره گرد مرتعش شده و سبب تولید موج می شود که در طول غشاء قاعده ای بسوی هلیکوترما سیر می کند، هر موج تولید شده در هنگام شروع نسبتاً ضعیف است، اما هنگامیکه به قسمتی از غشاء قاعده ای که فرکانس تشدید طبیعی آن با فرکانس صوت مربوطه برابر است، می رسد قوی می گردد. غشاء قاعده ای در این نقطه می تواند با چنان سهولتی مرتعش شود که انرژی موج بطور کامل به مصرف می رسد، در نتیجه موج در این مکان خاتمه یافته و نمی تواند باقی مانده طول غشاء قاعده ای را بپیماید. بنابراین یک موج صوتی با فرکانس زیاد قبل از رسیدن به نقطه تشدید کننده، فقط مسافت کوتاهی در طول غشاء قاعده ای را می پیماید و یک موج با فرکانس متوسط تا نیمه در طول غشاء قاعده ای پیش می رود و سپس خاتمه می یابد و سرانجام یک موج صوتی با فرکانس بسیار پایین، سراسر طول غشاء قاعده ای را می پیماید. [۲۰]

^۱ Basilar Membrane



شکل ۲-۳) انتقال امواج صوتی و ایجاد تشدید بسته به نوع فرکانس در نواحی مختلف غشاء قاعده ای

در شکل ۲-۳ انتقال امواج صوتی و ایجاد تشدید بسته به نوع فرکانس در نواحی مختلف غشاء قاعده ای اصوات با فرکانس پائین موجب حداکثر فعالیت غشاء قاعده ای، در نزدیکی رأس حلزون می شود و اصوات با فرکانس بالا غشاء قاعده ای را در نزدیکی قاعده حلزون فعال می کنند و فرکانس های متوسط، غشاء قاعده ای را در فاصله بین این دو حد فعال می سازند.

مطابق تحقیقات و ثبت های صورت گرفته، هر نورون توسط صوتی با یک فرکانس خاص فعال می شود، بنابراین ایده اصلی سیستم عصبی به منظور تشخیص اصوات با فرکانس های مختلف، تعیین محلی از غشاء قاعده ای است که بیشتر از همه تحریک می شود، این موضوع موسوم به اصل مکانی^۱ برای تعیین فرکانس صوت می باشد [۱۷-۱۸]. اندام کورتی گیرنده ای است که در پاسخ به ارتعاش غشاء قاعده ای، ایمپالس های عصبی تولید می کند. گیرنده های حسی حقیقی در اندام کورتی دو نوع سلول های مژکدار داخلی و خارجی می باشد. قاعده و پهلوه های سلول های مژکدار با شبکه ای از انتهای عصب حلزونی سیناپس می کند. این فیبرهای عصبی، تحریک را به گانگلیون مارپیچی (spiral ganglion) و از آن جا به سیستم عصبی مرکزی در سطح قسمت فوقانی مدولا می فرستند.

خم شدن مژک های ریز در یک جهت سلول های مژکدار را دپلاریزه و در جهت دیگر هیپرپلاریزه می کند. این امر به نوبه خود فیبرهای عصبی قاعده سلول های مژکدار را تحریک می کند. بنابراین هر زمان که غشاء قاعده ای ارتعاش پیدا می کند، سلول های مژکدار تحریک می شوند. نرون های قاعده سلول های مژکدار با سیستم عصبی مرکزی ارتباط برقرار می کنند و اطلاعاتی را در مورد سیگنال آکوستیک به مغز می دهند. غشاء قاعده ای یک غشاء فیبری است که نردبان میانی و نردبان صماخی را از یکدیگر جدا می

^۱ Place Principle

کند. این غشاء محتوی ۲۰ تا ۳۰ هزار فیبر عصبی است که از مرکز استخوانی حلزون یعنی مودیولوس^۱ بطرف جدار خارجی کشیده می شوند. این فیبرها دارای ساختمانهای ارتجاعی هستند که انتهای قاعده ای آنها در ساختمان استخوانی مرکزی حلزون ثابت شده، اما انتهای دیگر آنها بجائی نچسبیده بلکه در غشاء قاعده ای سست فرو رفته است.

فیبرهای عصبی به دو دسته بدون میلین و میلین دار تقسیم می شوند. در فیبرهای میلین دار، تمام طول آکسون به جز در گره های رانویه، از غلاف میلین که به صورت عایق الکتریکی عمل می کند، پوشیده شده است. بطور کلی اکثریت فیبرها، میلین دار هستند و قطر بین یک تا دو میکرومتر دارند. همچنین طول فیبرهای قاعده ای بتدریج از قاعده حلزون تا رأس آن افزایش می یابد و از ۰/۰۴ میلیمتر در قاعده به ۵/۰ میلیمتر در رأس حلزون می رسد. قطر فیبرها از طرف دیگر از قاعده بطرف رأس کاهش می یابد، در نتیجه فیبرهای کوتاه وسخت موجود در نزدیکی قاعده حلزون تمایل دارند که در فرکانسهای بالا بارتعاش درآیند در حالیکه فیبرهای دراز و شلتر موجود در نزدیکی نوک حلزون متمایل به ارتعاش در فرکانس های پایین هستند.

بدین ترتیب تشدید فرکانسهای بالا در غشاء قاعده ای در نزدیکی قاعده و تشدید فرکانسهای پایین در نزدیکی رأس حلزون بوجود می آید که علت این امر بطور عمده اختلاف در سختی فیبرها و همچنین بعثت افزایش بار وارده به غشاء قاعده ای ناشی از مقادیر اضافی مایع است که باید همراه با غشاء در رأس حلزون ارتعاش کند [۱۹].

مساله دیگر در مورد موج انتقالی این است که در قسمت اول غشا قاعده ای با سرعت زیاد سیر می کند، اما به تدریج که در طول کوکله آ پیش می رود، از سرعت سیر آن کم می شود. علت این پدیده به ضریب الاستیسیته زیاد فیبرهای قاعده ای در نزدیکی استخوان رکابی مربوط می شود. این انتقال سریع اولیه موج به اصوات فرکانس بالا اجازه می دهد تا مسافت کافی را در داخل کوکله آ انتشار یابند و بر روی غشا قاعده ای پخش و از یکدیگر جدا شوند. بدون این انتشار کلیه امواج با فرکانس زیاد در همان یک میلیمتری اول غشا قاعده ای روی یکدیگر می افتند و فرکانس آن ها را نمی توان از هم تشخیص داد . بر طبق تحقیقات صورت گرفته، طول حلزونی بین ۳۳ تا ۳۴ میلی متر است (شکل ۲-۴). جهت بررسی حلزون و چگالی توزیع فیبرهای عصبی آن، حلزون را به ۱۰ قسمت تقسیم می کنند. توسط بررسی های میکروسکوپی مشخص شده است که در قطعه اول حلزونی یا همان قاعده حلزون، کمترین تعداد فیبرهای عصبی و حدوداً ۴۰۰ فیبر بر میلی متر و در قطعه هفتم حلزونی و در ابتدای شروع دور دوم پیچش

^۱ Modiolus