بسم الله الرحمن الرحيم

بسمه تعالی

مدیریت تحصیلات تکمیلی

تعهد نامه اصالت اثر

اینجانب **هاجرنیکبخت** متعهد می شوم که مطالب مندرج در این پایان نامه حاصل کار پژوهشی اینجانب است و دستاوردهای پژوهشی دیگران که در این پژوهش از آن استفاده شده است، مطابق مقررات ارجاع و در فهرست منابع و مأخذ ذکرگردیده است. این پایان نامه قبلاً برای احراز هیچ مدرک هم سطح یا بالاتر ارائه نشده است. در صورت اثبات تخلف (در هر زمان) مدرک تحصیلی صادر شده توسط دانشگاه از اعتبار ساقط خواهد شد.

کلیه حقوق مادی و معنوی اثر متعلق به دانشگاه شهید رجایی می باشد.

هاجرنیکبخت

تهران – لویزان –کدپستی ۱۶۷۸۸-صندوق پستی ۱۶۳-۱۶۷۸۵ تلفن ۹-۲۲۹۷۰۰۶۰ (داخلی ۲۳۴۷)نمابر ۲۲۹۷۰۰۱۱ پست الکترونیک sru@sru.ac.ir

دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر

طراحی کنترلر برای یک سیستم تحریک نخاعی

نگارش

هاجر نیکبخت

استادان راهنما:

دکتر امیر مسعود سوداگر

دکتر محمود صیفوری

پایان‌نامه برای دریافت درجه کارشناسی ارشد

در رشته مهندسی برق گرایش الکترونیک

بهمن ۱۳۹۰

فرم داوران

تقدیم به:

مادر فداکار

پدر زحمتکش

و همسر مهربانم

که هر چه دارم از آنهاست.

تشکر و قدردانی:

حمد و سپاس خدایی را که توان آموختنم بخشید. امید آنکه بتوانم خالصانه در راه رضای او گام بردارم. بر دستان پر مهر و محبت پدر و مادرم بوسه می زنم که علیرغم تمام مشکلات امکان پیحالتن این راه را برایم فراهم آوردند. از همسر مهربانم که امید بخش این راه برای اینجانب بوده آند،کمال تشکر و قدردانی را دارم. از دو فرزند تازه متولد شده ام کیانا و آناهیتا که معصومانه سختی این مسیر را با مادر شریک شدند سپاسگذارم.

از استاد عزیز و گرانقدرام جناب آقای دکتر امیرمسعود سوداگر که در نهایت صفا و مهربانی در تمام مراحل انجام این تحقیق راهگشایم بودند صمیمانه تشکر می کنم. همچنان از دکتر مححالت صیفوری استاد راهنمای دوم به خاطر مشاوره های دلگرم کننده شان سپاسگذارم. بعلاوه از آقای مهندس حسین حسینی نژاد که در بخش پیاده‌سازی مرا یاری نحالتند کمال تشکر و قدردانی را دارم .

چکیده

میکروسیستم های بیومدیکال قابل کاشت به عنوان یکی از جذاب ترین حوزه های کـابردی برای کارشناسان و خصوصا حوزه پزشکی و مهندسی در نظر گرفته شده است.کاشـت حلزونـی گوش، پروتزهای بینایی، ریزسیستم های ثبت عصبی و سیستم های کاشتنی برای کنترل مثانه نمونه هایی از موارد قابل کاشت بیومدیکال هستند.

سیستم‌های تحریک نخاع نمونه دیگری از ریزسیستم‌های قابل کاشت هستند که هم بـرای کاهش درد و هم به عنوان فانکشن‌های محرک در بازتوانی افراد آسیب دیده نخاعی کابرد دارد.

واحد کنترل به کار رفته در این سیستم ها به سه دسته کنترلرهای اقتضـایی[1]، کنترلرهـای سفارشی و میکروکنترلرهای تجاری تقسیم می شوند.

در این پایان نامه یک کنترلر خاص برای سیستم هـای تحریـک نخـاع پیشـنهاد داده شـده است. این کنترلر پالس های دوفازه را برای شانزده کانال پشتیبانی مـی کنـد. همچنـین پاسـخ عصبی ثبت شده در هر یک از سایت ها را با هشت بیت دقت به بیرون ارسال می کند. ارسال و دریافت داده از طریق لینک سریال به صورت بی سیم انجام می‌شود. دامنه پالس های کاتدیک و آندیک نیز با هشت بیت دقت در کنترلر پـردازش مـی شـود. بـا فرکـانس شـبیه‌سـازی یـک مگاهرتز رزلوشن زمانی پالس ۶۰ میکروثانیه و طول بسته ۲۵ بیت می‌باشد.پس از پیاده‌سـازی، مدار نیز در فرکانس ۲۴۰ کیلوهرتز تست شد. در این کنترلر از تایمینگ بیرون تراشه اسـتفاده شده است.

کلمات کلیدی: ریزسیستم‌های قابل کاشت، مدارات میکروالکترونیک، تحریک نخاع، کاشت حلزونی گوش، پروتزهای بینایی، ریزسیستم های ثبت عصبی و سیستم های کاشتنی برای کنترل مثانه

[1]- ad-hoc

فهرست مطالب

عنوان صفحه

فصل۱ ..... ۱

۱-۱. مقدمه ۱
۱-۲. ظهور الکتریسیته مصنوعی ۱
1-3. مروری بر سیستمهای تحریک قابل کاشت در بدن ٤
۱-۳-۱. پروتز بینایی ٤
۱-۳-۲. پروتز حلزونی شنوایی ٦
۱-۳-۳. تحریک الکتریکی کارکردی عضله ۸
۱-۳-۴. کنترلر تحریک نخاع ۹

فصل۲ ..... ۱۲

2-1. مقدمه ۱۳
۲-۲. ارتباط بین نخاع و درد ۱۳
۲-۳. آناتومی نخاع ۱٤
۲-۴. نواحی موثر در پیدایش احساس و درد ۱٥
۲-۴-۱. اعصاب محیطی ۱٥
۲-۴-۲. نخاع ۱٥
۲-۴-۳. مغز ۱٦
۲-۵. انواع درد ۱٦
۲-۵-۱. درد حاد ۱٦
۲-۵-۲. درد مزمن ۱٦
۲-۵-۳. درد عضوی که وجود ندارد ۱۷
۲-۶. مسیر انتقال پیام درد به دستگاه عصبی مرکزی ۱۷
۲-۷. مکانیسم عمل سیستم تحریک نخاع ۱۸
۲-۸. روش کاشت ۲۱
۲-۹. مزایا و معایب تحرککننده نخاعی ۲۳
۲-۱۰. آینده تحریک کنندههای نخاع ۲٤

فصل۳ ..... ۲٥

۳-۱. مقدمه ۲٦
۳-۲. طراحی کنترلر ۲٦
3-2-2. بخش ورودی داده(DFE) ۲۷
۳-۲-۳. بخش تبادل داده(DEU) ۲۷
۳-۲-۴. حافظه میکروپروگرام(MPM) ۲۸
۳-۲-۵. کنترل مرکزی(CCU) ۲۸
۳-۳. مجموعه دستورات ۲۸
3-3-2. ریست RESET ۲۹
۳-۳-۳. تنظیمات تحریک STSET ۲۹
3-3-4. تحریک STIM ۳۱
۳-۳-۵. تنظیمات ثبت عصبی NRSET ۳۲

۳-۴. پروتکل تبادل داده با دنیای خارج ۳۲
۳-۴-۲. دریافت اطلاعات و دستورات از بیرون ۳۳
۳-۴-۳. ارسال اطلاعات به بیرون ۳٤
۳-۵. تبادل داده با بافت/الکترود/بدن ۳۵
۳-۶. طراحی بلوک های مربوطه ۳۵
3-6-2. طراحی بخش DFE ۳۸
۳-۶-۳. طراحی میکروپروگرام ۳۹
۳-۶-۴. طراحی بخش MPM ٤۱
۳-۶-۵. طراحی بخش CCU ٤۲
فصل۴ ..... ٤۷
۴-۱. مقدمه ٤۸
۴-۲. شبیه سازی ٤۸
۴-۳. پیاده سازی ۵۰
4-4. پیادهسازی سختافزاری ۵۱
۴-۵. نتیجهگیری ۵٤
۴-۶. پیشنهادات ۵٤
۴-۵. نتیجهگیری ۵۴
۴-۶. پیشنهادات ۵۴

فهرست شکل‌ها

عنوان صفحه

شکل۱-۱. ماهی تورپدو جهت بی حسی الکتریکی[۱] ۱
شکل۱-۲. درمان نقرس و سردرد توسط برخی سنگها و ماهیها[۱] ۲
شکل۱-۳. اولین الکترودرمانی[۱] ۳
شکل۱-۴. سیستم پروتز بینایی[۶] ۵
شکل۱-۵. دستگاه حلزون شنوایی[۸] ۷
شکل۱-۶. شمای کلی سیستم قابل کاشت تحریک نخاع ۱۱
شکل۲-۱. نواحی طناب نخاعی[۲۰] ۱٤
شکل۲-۲. اعصاب نخاعی مسئول عملیات حسی نقاط مختلف بدن [۲۰] ۱۸
شکل۲-۳. نمای کلی سیستم تحریک نخاعی[۲۳] ۱۹
شکل۲-۴. مولد پالس و الکترود سیستم تحریک نخاع ساخت شرکتEon[۲۵] ۲۰
شکل۲-۵. کنترل از راه دور مربوط به سیستم تحریک نخاع[۲۵] ۲۰
شکل۲-۶. الکترود زیر پوستی و لامینگتومی برای سیستم تحریک نخاع[۲۵] ۲۱
شکل۲-۷. عکس گرفته شده در اتاق عمل، با اشعهX، در حین کاشت الکترود[۲۲] ۲۲
شکل۲-۸. ژنراتور و الکترود سیستم تحریک نخاعی ساخت شرکتMedtronic [۲۵] ۲۳
شکل۳-۱. بلوک دیاگرام کنترلر پیشنهادی ۲۷
شکل۳-۲. ساختار حافظه میکروپروگرام ۲۸
شکل۳-۳. پارامترهای عمومی پالس تحریک تولید شده توسط سیستم ۲۹
شکل۳-۴. فرمت پاکتهای ورودی و خروجی کنترلر به همراه بیت های توازن ۳۳
شکل۳-۵. ارسال اطلاعات تحریک به صورت آنلاین ۳۳
شکل۳-۶. بسته دیتای ورودی ۳۳
شکل۳-۷. مجموعه دستورات کنترلر ۳٤
شکل۳-۸. بسته های دیتای خروجی ۳٤
شکل۳-۹. بلوکS/R Back End ۳۵
شکل۳-۱۰. تایمینگ پاکت ارسال ۳۵
شکل۳-۱۱. بلوک دیاگرام کنترل کننده پیشنهادی ۳۷
شکل۳-۱۲. دیاگرام حالت شناسایی ابتدای بسته ۳۸
شکل۳-۱۳. مدار شناسایی ابتدای بسته ۳۹
شکل۳-۱۴. مدار ماسک ۳۹
شکل۳-۱۵. مکان روتینهای دستورالعمل در حافظه ٤۰
شکل۳-۱۶. شماره حافظه ٤۲
شکل۳-۱۷. بلوک دریافت تنظیمات تحریک و ارسال سریال آن ٤۳
شکل۳-۱۸. بلوک دریافت زمان تحریک کانالها ٤٤
شکل۳-۱۹. بلوک تنظیمات ثبت عصبی ٤٤
شکل۳-۲۰. بلوک ارسال فیدبک ٤۵
شکل۳-۲۱. دریافت آدرس در S/R Back End ٤٦
شکل۳-۲۲. دریافت داده در S/R Back End ٤٦
شکل۴-۱. مدار مانیتورینگ کانال یک ٤۸
شکل۴-۲. خروجی حاصل از دستور STSET ٤۹
شکل۴-۳. خروجی حاصل از دستور STIM ٤۹

شکل۴-۴. خروجی حاصل از دستور NRSET ۵۰
شکل۴-۵. خروجی حاصل از دستور FDBK ۵۰
شکل۴-۶. سخت افزار پیشنهادی ۵۲
شکل۴-۷. ارسال سریال دامنه تحریک کانال ۱۴ ..... ۵۲
شکل۴-۸. ارسال سریال آدرس تحریک(کانال ۱۴) ۵۳

فهرست جداول

عنوان صفحه

فصل۱ ..... **۱**

جدول۱-۱. مشخصه های اصلی سه تحریک کننده نخاعی در صنعت ۱۰

فصل۳ ..... **۲۵**

جدول۳-۱. ساختار مجموعه دستورات ۲۹
جدول۳-۲. مقداردهی رجیسترهای تحریک در STSET ۳۰
جدول۳-۳. چهار حالت جریان دهی ۳۱
جدول۳-۴. آدرس روتینهای دستورالعمل در حافظه کنترلی ٤۱

فصل۴ ..... **٤۷**

جدول۴-۱. مشخصه کنترلر ۵۱
جدول۴-۲. محدوده سرعت کنترلر ۵۱
جدول۴-۳. خصوصیات اصلی کنترلر ۵۳
جدول۴-۴. بلوک ارسالی ۵۸

فصل ۱

تاریخچه‌ای از تحریک الکتریکی سیستم‌های عصبی جهت کنترل درد

۱-۱. مقدمه

مردم باستان از انرژی الکترومغناطیس موجود در برخی صمغ‌ها(کهربا)، سنگ‌ها و همچنین اثر بی حسی ماهی‌های الکتریکی برای درمان بیماری استفاده می‌کردند.

آنها دلیل فیزیکی این قضیه را نمی‌دانستند و این درمان را بر اساس عقاید مرموزی که از پیشینیان خود آموخته بودند، انجام می‌دادند[۱].

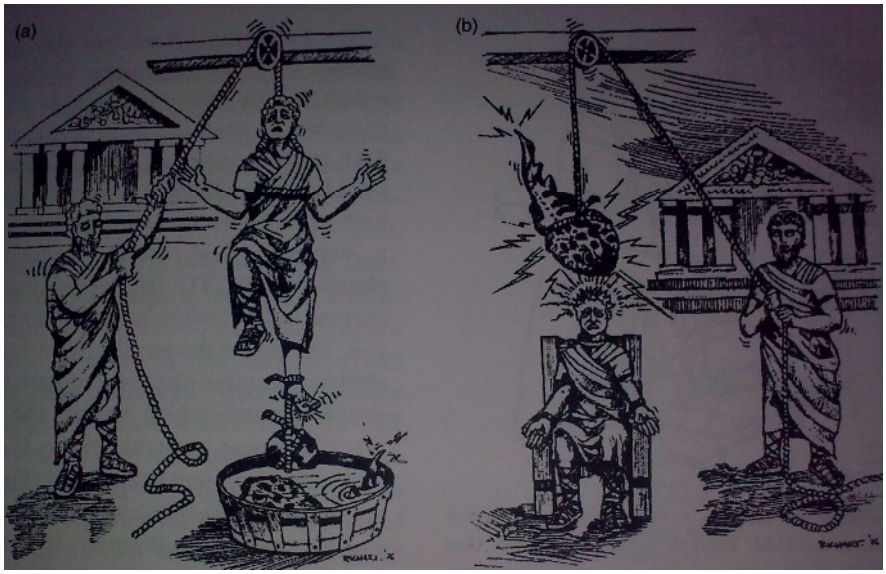
شکل۱-۱. ماهی تورپدو جهت بی حسی الکتریکی[۱]

الکتریسیته موجود در مواد معدنی و بدن برخی ماهی‌ها تنها منابع الکترودرمانی بود، تا اینکه در قرن هفدهم اولین ماشین سایشی الکتروستاتیک اختراع شد و در کشفیات بعدی شار الکتریکی به ترتیب توسط مالش، واکنش‌های شیمیایی و القایی که برای اهداف درمانی استفاده می‌شد در قرن هجدهم و نوزدهم تولید گردید.

۱-۲. ظهور الکتریسیته مصنوعی

در سال ۱۶۷۲ مهندسان آلمانی الکتریسیته مصنوعی را با ژنراتورهای الکتروستاتیکی تولید کردند.

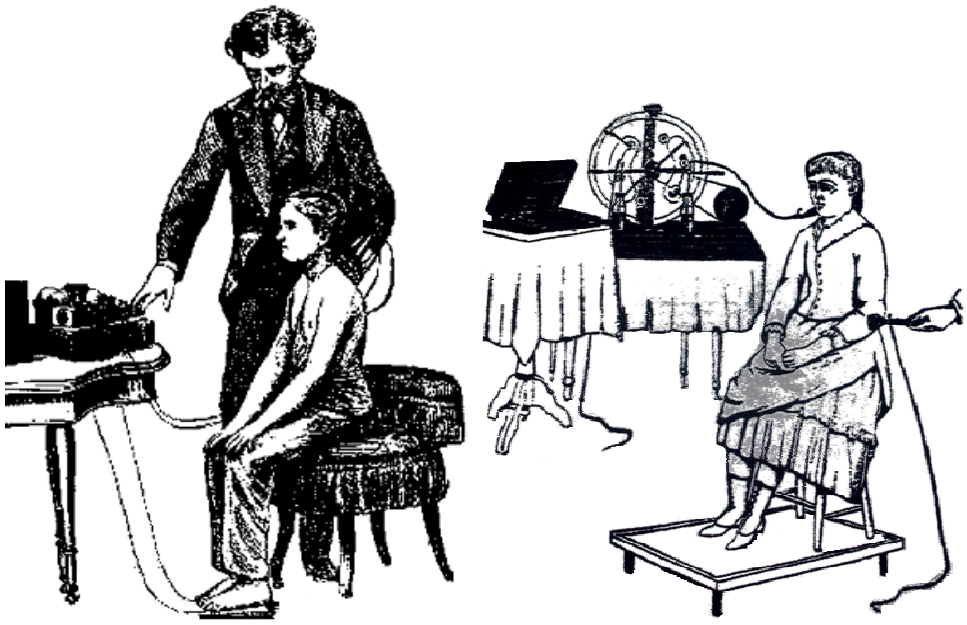
اما از آنجا که شارژ تولیدی شان نسبتا کم بود برای درمان مناسب نبود. هوف[1] در سال ۱۶۹۳ کاربردهای الکتریسیته برای درمان درد را گسترش داد. وی این کار را با ذخیره انرژی در خازن‌های الکتریکی(که در سال ۱۷۴۵ توسط لیدن جار[2] دنبال می‌شد) و سپس دشارژ آن در هنگام استفاده، انجام داد.



شکل۱-۲. درمان نقرس و سردرد توسط برخی سنگ‌ها و ماهی‌ها[۱]

اولین الکترودرمانی[3] مدرن با اختراع ماشین مولد الکتریسیته ساکن به وسیله دیسک‌های دوار[4] توسط جیز رامزدن[5] (ابزار ساز انگلیسی) در سال ۱۷۶۶ انجام گردید. در اواسط قرن هجدهم ماشین-های الکتروستاتیکی برای بی حسی الکتریکی در بیمارستان‌های انگلیس مورد استفاده قرار گرفتند. در سال ۱۷۸۲ جان بیرچ[6] جراح انگلیسی گزارش‌های نمونه‌ای برای درمان درد کمر خفیف و نقرس ارائه داد. تماشایی ترین درمان الکتروستاتیک، حمام الکتریکی بود که درشکل۱-۳ نشان داده شده است. این حمام برای درمان دردهای شدید خصوصا رماتیسم مورد استفاده قرار می‌گرفت، و توسط التوس[7] برای سردرد و درد اعصاب پیشنهاد شد. در این روش یک الکترود از ماشین الکتروستاتیک به زمین متصل می‌شد و در دست درمانگر نگه داشته می‌شد، که آن را به قسمت‌های دردناک اعمال میکرد. الکترود دیگر به لباس بیمار متصل می‌شد[۱].

[1] Hoff
[2] Layden jar
[3] Electrotherapy
[4] Rotating-disk static-electricity machine
[5] Jesse Ramsden
[6] John Birch
[7] Althaus



شکل۱-۳. اولین الکترودرمانی[۱]

مجادله گالوانی و ولتا[1] در سال ۱۸۰۰ منجر به کشف باطری‌های الکتروشیمیایی گردید. و منجر به آغاز مرحله دوم الکترودرمانی مدرن شد[۱]. در قرن نوزدهم الکتروتراپی با استفاده از مولدهای شوک الکتریکی قابل حمل توسط پزشکان غربی برای تسکین درد تجویز شد[۲]. در سال ۱۹۶۵ ملزاک و وال[2] نظریه ی کنترل دروازه درد[3] را ارایه دادند. این نظریه درد را یک پدیده ادراکی عصبی می‌دانست که تابعی از تعادل بین تکانه‌های فیبرهای عصبی پوشیده از میلن[4] بزرگ تر و فیبرهای درد کوچک تر در نخاع می‌دانست که هر دو در ناحیه پشتی[5] به هم متصل می‌شدند[۳]. به عبارت دیگر این نظریه وجود یک دروازه در سیستم عصبی را مطرح می‌کند که در مقابل محرک‌های درد باز و بسته می‌شود. باز شدن دروازه به پیامهای عصبی اجازه می‌دهد تا به مغز ارسال شوند و بستن دروازه، رفتن پیامها به مغز را متوقف می‌سازد. فعالیت در تارهای درد موجب می‌شوند که سلولهای انتقال دهنده، تکانه‌های علائم درد را به سوی مغز بفرستند و دروازه را باز کنند. فعالیت در اعصاب حسی که بطور مستقیم با درد بی‌ارتباط است موجب می‌شود که اعصاب با قطر بزرگتر اطلاعات مربوط به حسهای مضر و زیان آور را حمل کنند (چسبیدن، تماس، مالیدن و خارآندن یا خراشیدن). این فعالیتها، دروازه را می‌بندد و احتمال تجربه درد را کاهش می‌دهد و به این دلیل است که مالیدن پایی

[1] -Galvani – Volta controversy
[2] -Ron Melzack and Patrick Wall
[3] -Gate Control Theory of pain
[4] - myelinated nerve fibers
[5] -dorsal horn

که درد می‌کند می‌توآند درد را تسکین دهد. این نظریه در نهایت منجر به توسعه کنترلرهای تحریک نخاع گشت.

شاید بتوان اولین تلاش جدی در زمینهٔ تسکین درد از طریق تحریک الکتریکی نخاع را به شلی[1] در سال ۱۹۶۷ میلادی (۱۳۴۶ هجری شمسی) نسبت داد. وی یک الکترود را در ناحیهٔ پشتی نخاع یک بیمار سرطانی در حال مرگ کاشت و توسط یک مولد پالس بیرونی به تحریک الکتریکی نخاع بیمار مبادرت ورزید. هر چند آزمایش وی جواب داد، اما بیمار پیش از موعد پیش بینی شده از دنیا رفت[٤]. با گذشت حدود ۴۰ سال از آن زمان این تکنیک پیچیدگی‌های فراوانی یافته است.

درمان بیماران، با تحریک الکتریکی سیستم‌های عصبی، به سرعت در حال توسعه است به طوری که سالانه ده‌ها هزار واحد از این تحریک کننده‌ها در بدن بیماران کاشته می‌شود.

۱-۳. مروری بر سیستم‌های تحریک قابل کاشت در بدن

این سیستم‌ها بر حسب اینکه چه عضوی را تحریک می‌کنند، دسته بندی می‌شوند. سیستم‌های پروتز بینایی، پروتز حلزونی شنوایی، تحریک الکتریکی کارکردی عضله و تحریک نخاع.

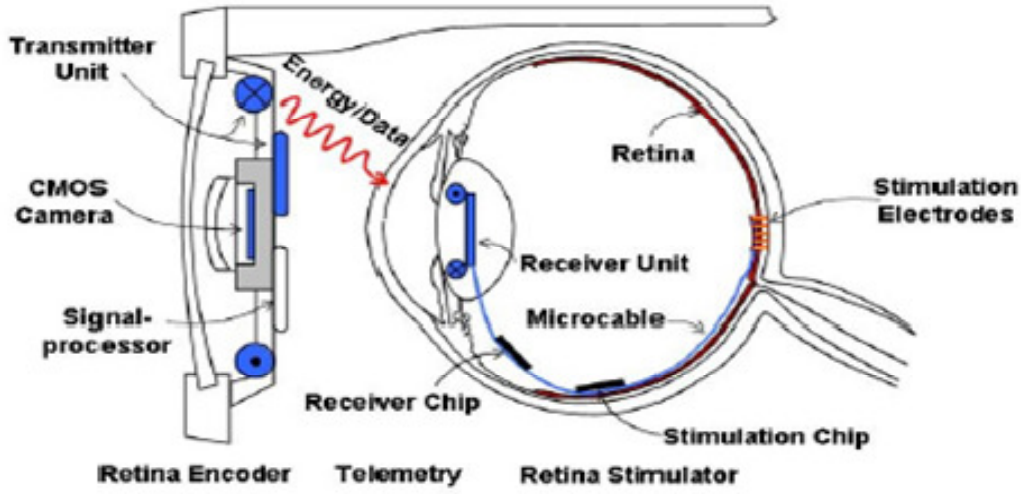
۱-۳-۱. پروتز بینایی

نابینایی عموما حاصل تخریب سلول‌های حساس به نور شبکیه در شرایطی مثل رتینیت پیگمنتوزا[2] و دژنراسیون ماکولا مرتبط با سن[3] می‌باشد. پروتزهای بینایی قابل کاشت، طوری طراحی می‌شوند که باعث تحریک الکتریکی سلول‌های گانگلیونی[4] شبکیه شده و پتانسیل عمل را در آنها به راه می‌آندازد و در نهایت منجر به ایجاد حس بینایی در قشر بینایی واقع در مغز می‌گردد[۵].

دو راه برای تحریک سلول‌های گانگلیونی شبکیه وجود دارد. در روش اول که زیر شبکیه‌ای[5] نام دارد، آرایه الکترودی را در پشت شبکیه در ناحیه‌ای که سلول‌های مخروطی و استوانه‌ای تخریب شده آند، قرار می‌دهند[۵]. روش دوم تحریک درون شبکیه‌ای[6] است. در این روش الکترودهای تحریکی از داخل چشم روی شبکیه قرار می‌گیرند[۶-۷]. شکل۱-۴ نمونه‌ای از این سیستم‌ها را نشان می‌دهد

[1] - shealy
[2]- Retinitis Pigmentosa
[3]- Age-Related Macular Degeneration
[4]- Ganglion Cell
[5]- Sub-Retinal
[6]- Epi-Retinal

که توسط موکوا[1] گزارش شده است. این سیستم شامل یک بخش خارج چشمی و یک بخش داخل چشمی می‌باشد. بخش خارج چشمی شامل واحد فرستنده، یک دوربین CMOS و واحد پردازش که تصاویر دریافتی را پردازش و آماده ارسال به بخش داخل چشمی می‌کند. دوربین CMOS تصویر بینایی را می‌گیرد. واحد پردازش سیگنال دیجیتال، تصاویر بینایی را به بخش کنترل داده ورودی منتقل می‌کند. واحد فرستنده شامل کویل‌هایی جهت ارتباط بی‌سیم است که علاوه بر ارسال این ورودی‌ها، وظیفه ارسال انرژی به داخل چشم را نیز بر عهده دارد. در قسمت جایگذاری شده در داخل چشم، اطلاعات در یک واحد گیرنده رمزگشایی شده و از طریق رابط‌هایی به قسمت تحریک سیستم منتقل می‌شوند[۶].



شکل ۱-۴. سیستم پروتز بینایی[۶]

واحد گیرنده شامل یک پیچه کوچک و یک قطعه گیرنده برای دریافت اطلاعات می‌باشد. تحریک کننده شامل بخش مدار تحریک و الکترودهای تحریک از جنس پلاتین است. همه این اجزا روی صفحه‌ای به ابعاد ده میلی متر قرار می‌گیرند. واحد گیرنده در یک لنز مصنوعی قرار دارد. به علت استفاده از ارتباط بی سیم با فرکانس رادیویی از مدارهای تشدید کننده استفاده می‌شود و اطلاعات که برای اطمینان از انتقال بدون نقص تصویر، کد شده آند، از طریق رمزگشایی خوآنده می‌شوند. اطلاعات ورودی از طریق یک میکرو کابل به صورت سری به گیرنده منتقل می‌شوند. جریان حدود ۱۷۰ میکروآمپر و نرخ اطلاعات رمزگشایی شده ۲۰۰ کیلوبایت بر ثانیه می‌باشد. هم صفحه حساس گیرنده و هم قسمت تحریک کننده با منبع ولتاژ ۱۰ ولتی حاصل از ارتباط رادیویی کار می‌کنند. سیگنال بر اساس اطلاعات دریافت شده، مدار تحریک کننده الکترود تحریک را انتخاب می‌کند و پالس‌های دو قطبی تحریک را برای آنها می‌فرستد. این مدار می‌توآند با چندین الکترود در ارتباط باشد. در حالت

[1]- Mokwa

حداکثر تحریک، جریان به ۳۳۰ میکروآمپر هم می‌رسد. دستیابی بـه فرکـانس ۵۰۰ هرتـز نیـز بـرای پالس‌ها امکان پذیر است.

در فرآیند ساخت این سیستم، بعد از اینکه قسمت‌های مختلف به هم متصل شدند، دستگاه درون پوششی از جنس پریلن سی[1] قرار می‌گیرد تا مانع رسیدن مایعات چشـم بـه بخـش‌هـای الکترونیکـی شود.

این سیستم به طور موفقیت آمیزی در حیوانات به کار گرفته شده است. هم‌چنین نشان داده شده است که پس از تحریک سلول‌های گانگلیونی شبکیه توسط پروتز، فعالیـت کـورتکس بینـایی در مغـز قابل آندازه‌گیری است[۶].

۱-۳-۲. پروتز حلزونی شنوایی[2]

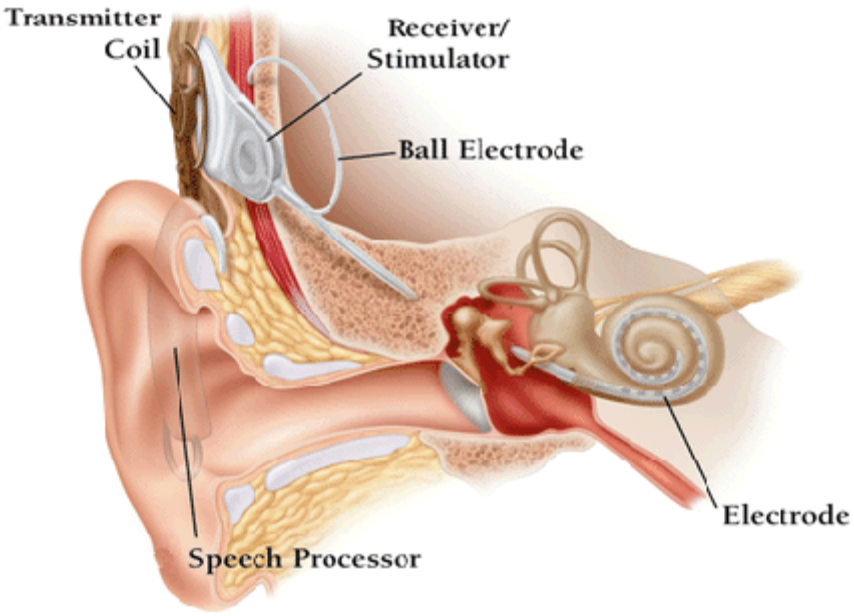
در اکثر کم شنوایان حسی – عصبی، انتخاب سمعکی مناسـب مـی‌توانـد رضـایت بیمـار را فـراهم نماید. با این وجود، گاهی ممکن است به کارگیری سمعک از سودمندی نـاچیزی برخـوردار باشـد یـا هیچگونه سودمندی نداشته باشد. این حالت در کم شـنوایی‌هـای در حـد عمیـق و در مـوارد مشـابه مشاهده می‌شود که هیچگونه پاسخ شنیداری وجود ندارد. رویکردی که معمولا بـرای در اختیـار قـرار دادن سیگنال‌های صوتی برای این دسته از افراد کاربرد دارد، استفاده از پروتز حلزونی شـنوایی مـی-باشد.

پروتز حلزونی شنوایی ، وسیله‌ای با فناوری پیشرفته‌ای که شنوایی را برای افرادی کـه بـه سـختی می‌شنوند یا ناشنوا هستند، ایجاد می‌کند. این وسیله توانایی ناشنوایان را در برقراری ارتباط با دیگران بهبود بخشیده و توانایی درک جملات را برای آنها به بیش از ۹۰ درصـد مـی‌رسـاند[۳۲]. شـکل۱-۵ نمایی از این سیستم‌ها را نشان می‌دهد.

در سیستم شنوایی طبیعی، انرژی صوت وارد شده به مجرای گوش خارجی، در حلزون به سیگنال عصبی تبدیل می‌شود تا از طریق عصب شنیداری و سیستم اعصاب شـنیداری مرکـزی بـه قشـر مغـز انتقال یافته و در آنجا تفسیر گردد. در صورتی که حلزون، آسیب دیده یا عملکرد مناسب نداشته باشد، امکان تبدیل انرژی صوت به پیام عصبی وجود نخواهد داشـت. کاشـت حلزونـی روشـی بـرای انتقـال مستقیم صوت به عصب شنوایی است. این سیستم علائم الکتریکی را مستقیماً به اعصاب شنوایی می-فرستد. در صورتی که اعصاب شنوایی سالم باشند، می‌توان با استفاده از پروتز حلزونی شـنوایی ، فـرد ناشنوا را قادر به شنیدن کرد[۸].

سیستم کاشت حلزونی دارای اجزای مختلفی است اما به طور کلی از دو قسمت تشکیل شده است:

[1] -Parylene C
[2] - Cochlear implants



شکل ۱-۵. دستگاه حلزون شنوایی[۸]

۱-۳-۲-۲. قسمتی که خارج از بدن قرار می‌گیرد:

این قسمت شامل میکروفن، فرستنده و پردازشگر است. میکروفن پشت گوش قرار می‌گیرد و فرستنده به کمک یک آهنربا بر روی قسمت محرک (که در زیر پوست کاشته می‌شود) مستقر می‌گردد. پردازشگر گفتار در مدل‌های قدیمی زیر لباس یا در جیب یا روی کمربند، و در مدل‌های جدید در پشت گوش قرار می‌گیرد. میکروفن، فرستنده و پردازشگر با سیم‌های ظریفی به هم متصل آند.

۱-۳-۲-۳. قسمت کاشته شده در جمجمه

این قسمت که در واقع هم گیرنده و هم محرک است، در زیر پوست در ناحیه پشت گوش کاشته می‌شود. این قسمت توسط یک سیم چند رشته‌ای ظریف به مجموعه‌ای از الکترودها متصل می‌گردد. این الکترودها در داخل حلزونی گوش با آرایشی مناسب قرار می‌گیرند.

چندین نوع مختلف از دستگاه کاشت حلزونی در دنیا وجود دارد. بعضی از آنها خیلی خوب کار می‌کنند و برخی کارایی کمتری دارند[۸].