فهرست

فصل اول- مقدمه

۱-۱ مقدمه ۲

۱-۲ مروری بر سیستم‌های تحریک قابل کاشت در بدن ۳

۱-۲-۱ پروتز بینایی ۳

۱-۲-۲ پروتز حلزونی شنوایی ۵

۱-۲-۳ تحریک الکتریکی کارکردی عضله ۸

۱-۲-۴ محرک نخاع ۹

فصل دوم- سیستم تحریک نخاع

۲-۱ مقدمه ۱۳

۲-۲ نخاع، درد و ارتباط بین این دو ۱۴

۲-۲-۱ آناتومی نخاع ۱۴

۲-۲-۲ نواحی موثر در پیدایش احساس و درد ۱۶

۲-۲-۴ مسیر انتقال پیام درد به دستگاه عصبی مرکزی ۲۰

۲-۳ مکانیسم عمل سیستم تحریک نخاع ۲۱

۲-۶ آینده SCS ۳۰

فصل سوم- الکترودهای قابل کاشت در بدن

۳-۱ مقدمه ۳۲
۳-۲ پاسخ بدن به جسم خارجی ۳۵
۳-۳ بررسی اثرات مواد مختلف بر بافت ۳۸
۳-۴ تعامل بین الکترود و بافت ۴۳
۳-۴-۱ پاسخ بافت به الکترود در دراز مدت ۴۵
۳-۴-۲ روش‌های کاهش عوارض مزمن توسط الکترود ۴۶

فصل چهارم- میکروالکترونیک و فناوری لایه نازک

۴-۱ مقدمه ۵۰
۴-۲ فوتولیتوگرافی ۵۰
۴-۳ فناوری لایه نازک ۵۴
۴-۳-۱ ویژگی‌های لایه‌های نازک ۵۵
۴-۳-۲ فرآیند جاگذاری و رشد لایه‌های نازک ۵۶
۴-۴ ITO/PET ۵۹
۴-۵ آرایه الکترودی دستگاه محرک نخاعی ۶۰

فصل پنجم- ساخت آرایه الکترود قابل کاشت در بدن

۵-۱ مقدمه ۶۴
۵-۲ تجهیزات آزمایشگاه ادوات نیمه‌هادی ۶۴
۵-۲-۱ دستگاه لایه نشانی ۶۴
۵-۲-۲ پاک کننده اولتراسونیک ۶۶

۵-۲-۳ هود ۶۷
۵-۲-۴ لایه نشان چرخشی ۶۸
۵-۲-۵ کوره ۶۹
۵-۲-۶ تولید کننده نور آبی ۶۹
۵-۳ روش ساخت آرایه الکترودی ۷۰
۵-۳-۱ طراحی ماسک ۷۱
۵-۳-۲ تمیز کردن زیر لایه ۷۲
۵-۳-۳ لایه نشانی، نوردهی و آشکارسازی فوتورزیست ۷۳
۵-۳-۴ زدایش ۷۴
۵-۳-۵ لایه نشانی پدهای اتصال ۷۶
۵-۳-۶ سیم بندی و عایق بندی الکترود ۷۸
۵-۳-۷ شستشو و استریل کردن نهایی ۷۹
۵-۴ تست سازگاری الکترود ۷۹
۵-۵ تست امپدانس ۸۰
۵-۵-۱ مقایسه امپدانس با امپدانس الکترودهای مشابه ۸۵

فصل ششم- طراحی و شبیه سازی سیستم تحریک قابل کاشت در بدن

۶-۱ مقدمه ۹۰
۶-۲ آرایش کلی مدارات تحریک قابل کاشت در بدن ۹۱
۶-۳ انواع تحریک ۹۳

۶-۴ مدار تحریک طراحی شده در این پروژه..... ۹۴
۶-۵ بخش دیجیتال..... ۹۶
۶-۶ بخش آنالوگ..... ۹۸
۶-۷ ارتباط بخش آنالوگ و دیجیتال..... ۱۰۰
۶-۸ مدار ثبت سیگنال..... ۱۰۵
جمع بندی و نتیجه‌گیری ۱۰۸
پیشنهادات..... ..... ۱۰۹
مراجع..... ۱۱۰

فهرست شکل‌ها:

شکل ۱-۱: نمای کلی سیستم پروتز بینایی [۴] ۴

شکل ۱-۲: دستگاه حلزون شنوایی[۶] ۶

شکل ۱-۳: نمای کلی سیستم قابل کاشت تحریک نخاع ۱۱

شکل ۲-۱: نواحی طناب نخاعی ۱۵

شکل ۲-۲: تسلسل روش‌های درمانی درد مزمن[۱۶] ۱۹

شکل ۲-۳: اعصاب نخاعی که مسئولیت عملیات حسی نقاط مختلف بدن را دارند. ۲۱

شکل۲-۴: نمای کلی سیتم تحریک نخاعی[۱۸] ۲۲

شکل ۲-۵: مولد پالس و الکترود سیستم تحریک نخاع ساخت شرکت Eon ۲۳

شکل ۲-۶: کنترل‌از راه دور مربوط به سیستم تحریک نخاع ۲۴

شکل ۲-۷: الکترود زیرپوستی و لامینکتومی برای سیستم تحریک نخاع ۲۵

شکل ۲-۸: عکس گرفته شده در اتاق عمل، با اشعه X، در حین کاشت الکترود[۱۶] ۲۶

شکل ۲-۹: ژنراتور و الکترود سیستم محرک نخاعی ساخته شرکت Medtronic [۵۵] ۲۷

شکل ۳-۱: الکترود سیلیکونی برای ثبت سیگنال مغزی بر روی تار موی انسان[۲۳]. ۳۲

شکل ۳-۲: الکترود ساخته شده توسط میکروالکترونیک که تعداد زیادی از آن‌ها پشت یک سکه دیده می‌شوند[۲۳]. ۳۳

شکل ۳-۳: نمونه‌ای از الکترودهای لامینکتومی که برای کاشت احتیاج به عمل جراحی دارند، در کنار الکترودهای زیرپوستی بر روی شکل مشخص شده‌اند[۱۶]. ۳۴

شکل ۳-۴: سطح ۴ نوع متفاوت سیستم قابل کاشت الف) تیتانیوم با سطح صاف و پولیش شده ب) سیلیکون با سطح صاف ج)تیتانیوم با سطح متخلخل د) سیلیکون با سطح متخلخل[۳۰] ۴۰

شکل ۳-۵: تصویر ضخامت کپسول در ۴ قطعه کاشته شده بعد از ۱، ۶ یا ۱۲ هفته پس از کاشت در جدار بطنی موش. ضخامت کپسول با زمان برای هر دو نوع سیلیکون و تیتانیوم صاف افزایش پیدا می‌کند[۳۰]. ۴۱

شکل ۳-۶: تصویر چگالی سلولی کلی در کپسول واکنشی بعد از ۱، ۶ یا ۱۲ هفته پس از کاشت در جدار بطنی موش. قطعه سیلیکونی متخلخل به مرور زمان در تعداد سلولها کاهش نشان می‌دهد[۳۰]. ۴۲

شکل ۳-۷: تصویر چگالی کلی سلولی در مرز اتصال بعد از ۱، ۶ یا ۱۲ هفته پس از کاشت در جدار بطنی موش. سطوح متخلخل و تیتانیوم در تعداد سلولها بین ۶ و ۱۲ هفته کاهش نشان می‌دهند[۳۰]. ۴۲

شکل ۴-۱: نمای کلی فرآیند فوتولیتوگرافی ۵۱

شکل ۴-۲: ایجاد ساختارهای کوچک با فناوری فوتولیتوگرافی[۴۴] ۵۲

شکل ۴-۳: مشخصات الکترود زیرپوستی شرکت Medtronic [۵۵] ۶۱

شکل ۴-۴: مشخصات الکترود پدالی شرکت Medtronic [۵۵] ۶۲

شکل ۵-۱: دستگاه لایه نشانی ۶۵

شکل ۵-۲: دستگاه اولتراسونیک ۶۶

شکل ۵-۳: دستگاه هود مرکزی ۶۷

شکل ۵-۴: دستگاه لایه نشانی چرخشی ۶۸

شکل ۵-۵: دستگاه تولید کننده نور آبی ۶۹

شکل ۵-۶: نمای پروسه ساخت آرایه الکترودی ۷۰

شکل ۵-۷: ماسک طراحی شده برای الکترود زیرپوستی ۷۱

شکل ۵-۸: طراحی ماسک الکترودهای لامینکتومی ۷۲

شکل ۵-۹ : تصویر میکروسکوپی آرایه الکترودی ۷۶

شکل ۵-۱۰: پدهای اتصال پس از لایه نشانی آلومینیوم ۷۷
شکل ۵-۱۱: ماسک استفاده شده برای لایه نشانی..... ۷۷
شکل ۵-۱۲: الکترود پس از اعمال چسب سیلیکون ۷۸
شکل ۵-۱۳: چگونگی سیم بندی الکترود بر روی PCB آزمایش امپدانس ۷۸
شکل ۵-۱۴: PCB طراحی شده جهت تست امپدانس الکترود ۸۱
شکل ۵-۱۵: مدار تست امپدانس الکترود. الکترود در محلول سرم با PH برابر بدن قرار داده می‌شود. ۸۱
شکل ۵-۱۶: نمای مدار تست امپدانس الکترود..... ۸۲
شکل ۵-۱۷: نمودار دامنه و فاز امپدانس الکترود نوع سوزنی با مساحت $3mm^2$ ۸۳
شکل ۵-۱۸: نمودار دامنه و فاز امپدانس الکترود لامینکتومی با مساحت $6mm^2$ ۸۴
شکل ۵-۱۹: امپدانس و فاز الکترود لایه نشانی شده با طلا در الکترود سوزنی..... ۸۵
شکل ۵-۲۰: امپدانس الکترود از جنس طلا، امپدانس برای ۴ سطح مختلف با قطرهای متفاوت انجام شده است [۵۶]..... ۸۶
شکل ۵-۲۱: امپدانس الکترود که بر روی دو نوع الکترود از جنس پلاتین و ایریدیوم انجام شده است [۵۷]..... ۸۶
شکل ۵-۲۲: امپدانس الکترود از جنس سیلیکون [۵۸]..... ۸۷
شکل ۵-۲۳ مقایسه امپدانس الکترود با مساحت $3mm^2$ ساخته شده با مواد متفاوت..... ۸۷
شکل ۶-۱: نمای کلی سیستم قابل کاشت در بدن[۵۶]..... ۹۲
شکل ۶-۲: آرایش بخش داخلی در سیستم قابل کاشت در بدن[۵۷] ۹۳
شکل ۶-۳: مدار تحریک کنترل شده با ولتاژ[۵۸] ۹۴
شکل ۶-۴: مدار تحریک کنترل شده با جریان[۵۸] ۹۴
شکل ۶-۵: سیستم تحریک طراحی شده در این پروژه ۹۵
شکل ۶-۶: DEMUX و رجیسترهای ورودی مدار..... ۹۷

شکل ۶-۷: بخش آنالوگ، نوع تحریک مدار را بر اساس داده‌ی Site Status انجام می‌دهد. ۹۷
شکل ۶-۸ بخش آنالوگ مدار تحریک ۹۸
شکل ۶-۹: DAC هشت بیتی تولید کننده جریان تحریک ۹۹
شکل ۶-۱۰: مدار خروجی سیستم تحریک نخاع ۹۹
شکل ۶-۱۱: الگوی تحریک برای تست عملکرد مدار ۱۰۰
شکل ۶-۱۲: مقادیر رجیسترهای ورودی از کنترل کننده ۱۰۱
شکل ۶-۱۳: آدرس ورودی از کنترل کننده ۱۰۱
شکل ۶-۱۴: ورود مقادیر دامنه تحریک به رجیستر مثبت کانال ۱ ..... ۱۰۲
شکل ۶-۱۵: کانال ۱ که بر اساس داده‌ی ورودی به رجیستر مثبت تحریک شده است. ۱۰۳
شکل ۶-۱۶: کانال ۲ که بر اساس داده‌ی ورودی به رجیستر منفی تحریک شده است ۱۰۳
شکل ۶-۱۷: کانال ۳ و ۴ که به ترتیب مثبت و منفی تحریک شده‌اند. ۱۰۴
شکل ۶-۱۸: تحریک دوفازه کانال ۲ ..... ۱۰۴
شکل ۶-۱۹: نمای کلی سیستم ثبت سیگنال از الکترود ۱۰۵
شکل ۶-۲۰: آرایش تقویت کننده دوطبقه ۱۰۶
شکل ۶-۲۱: پاسخ فرکانسی تقویت کننده شکل ۶-۲۰ ..... ۱۰۶
شکل ۶-۲۲: الف) PSRR+ ب)-PSRR تقویت کننده شکل ۶-۲۰ ..... ۱۰۶
شکل ۶-۲۳: CMRR تقویت کننده شکل ۶-۲۰ ..... ۱۰۷

فصل اول

مقدمه

۱-۱ مقدمه

دستگاه‌های الکتریکی قابل کاشت در بدن[1](IED)، سنسورها و تحریک کننده‌های اعصاب رفته رفته مورد توجه عموم مردم واقع شده و در دسترس قرار گرفته‌اند. این دستگاه‌ها برای تحریک اعصاب و ماهیچه‌ها، یا برای اندازه‌گیری و حس سیگنال‌های مختلف بیولوژیک از داخل بدن انسان یا حیوان استفاده می‌شوند. در دسترس بودن این دستگاه‌ها مرهون رشد سریع در فناوری حاضر مانند میکرو الکترونیک و الکترودهای تحریک است[۱].

IED از دو بخش تشکیل شده است: بخش خارجی و بخش داخلی[2]. بخش داخلی در داخل بدن تعبیه می شود و برای کاربردهای طولانی مدت مناسب است. این بخش مستقیماً با دنیای خارج در تماس نیست و معمولاً از طریق یک سیستم انتقال توان مثل سیستم الکترومغناطیسی یا نوری تغذیه می‌شود[۲].

هر سیستم قابل کاشت در بدن میزبان به مدت زیادی باقی می‌ماند، بنابراین لازم است مواد سازنده آن از نوعی باشند که با بافت میزبان سازگاری داشته باشند. آسیب‌های سیستم قابل کاشت به بدن می‌تواند شامل افزایش دمای محیط اطرافش، ایجاد زخم یا عفونت و یا آسیب در هنگام عبور سیگنال‌های مغناطیسی از بافت باشد. بافت بدن نیز باید به خوبی بررسی شود تا سیستم قابل کاشت با توجه به مشخصات بافت میزبان بهترین عملکرد را داشته باشد.

محرک نخاعی[3] عبارت است از یک الکترود، که طی یک جراحی ساده در نزدیکی نخاع بیماران کاشته می‌شود و سپس توسط یک کنترل کننده از راه دور، با پالس‌های الکتریکی ضعیفی قسمتی از اعصاب مربوطه را تحریک می‌کند.

[1] -Implantable electronic devices
[2] -Implant
[3] -Spinal cord stimulator

در این فصل مروری بر کارهای گذشته در مورد انواع دستگاه‌های تحریک قابل کاشت در بدن انجام خواهد شد. در فصل دوم سیستم تحریک نخاع توضیح داده شده، کاربرد و کارکرد آن بررسی می‌شود. در فصل سوم توضیحاتی در مورد الکترودهای قابل کاشت در بدن، نوع طراحی، نوع کاشت و میزان سازگاری آن‌ها با بدن بررسی می‌شود. فصل چهارم حاوی اطلاعاتی درباره فناوری میکروالکترونیک و لایه نازک به عنوان روشی برای ساخت الکترود است. نهایتاً در فصل پنجم روش ساخت آرایه الکترود و در فصل ششم طراحی و شبیه سازی مدار تحریک بررسی می‌شود.

۱-۲ مروری بر سیستم‌های تحریک قابل کاشت در بدن

دستگاه‌های قابل کاشت در بدن را می‌توان بر اساس عضو تحریک شونده دسته بندی کرد.

۱-۲-۱ پروتز بینایی

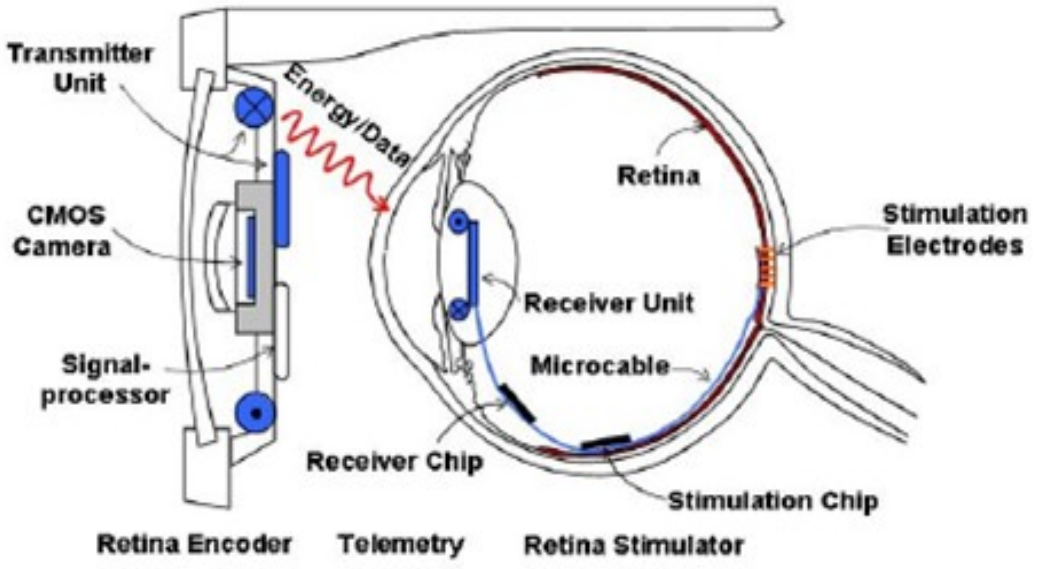
کوری معمولا نتیجه تخریب سلول‌های حساس به نور شبکیه در شرایطی مثل رتینیت پیگمنتوزا[1] و دژنراسیون ماکولا[2] مرتبط با سن می‌باشد. پروتز بینایی قابل کاشت، طوری طراحی شده است که باعث تحریک الکتریکی سلول‌های گانگلیونی[3] شبکیه شده و پتانسیل عمل را در آن‌ها به راه می‌اندازد و در نهایت منجر به ایجاد حس بینایی در قشر بینایی در مغز می‌گردد[۳].

دو راه برای تحریک سلول‌های گانگلیونی شبکیه وجود دارد. در روش زیر شبکیه‌ای[4] الکترودهای الکتریکی را در پشت شبکیه در ناحیه‌ای که سلول‌های مخروطی واستوانه‌ای تخریب شده‌اند، قرار

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

می‌دهند[۳]. در روش تحریک درون شبکیه‌ای[1] الکترودهای تحریکی از داخل چشم روی شبکیه قرار می‌گیرند[۴] [۵].

شکل ۱-۱ نمای نمونه‌ای از این سیستم‌ها را نشان می‌دهد که توسط موکوا[2] گزارش شده است. سیستم شامل یک بخش خارج چشمی و یک بخش داخل چشمی می‌باشد. در بخش خارج چشمی یک دوربین تصاویر بینایی را می‌گیرد. یک پردازنده سیگنال دیجیتال، تصاویر بینایی را به بخش کنترل داده‌های ورودی منتقل می‌کند. این ورودی‌ها در نهایت به کمک یک رابط با فرکانس رادیویی به داخل چشم منتقل می‌شوند، انرژی مورد نیاز برای تغذیه بخش داخل چشمی نیز همراه با این داده‌ها وارد می‌شود. در قسمت جایگذاری شده در داخل چشم، اطلاعات در یک واحد گیرنده از حالت کد خارج شده و از طریق رابط‌هایی به قسمت تحریک سیستم منتقل می‌شوند[۴].



شکل ۱-۱: نمای کلی سیستم پروتز بینایی [۴]

[1] -Epi-Retinal
[2] -Mokwa

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 ۱۰ میکرومتر قرار می‌گیرند. واحد گیرنده در یک لنز مصنوعی قرار دارد. به علت استفاده از ارتباط بی‌سیم با فرکانس رادیویی از مدارهای تشدید کننده استفاده می‌شود و اطلاعات که برای اطمینان از انتقال بدون نقص تصویر، کد شده‌اند از طریق رمزگشایی خوانده می‌شوند. اطلاعات ورودی از طریق یک میکروکابل به صورت سری به قطعه 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 استخراج شده 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 به آن‌ها می‌فرستد. این مدار می‌تواند با چندین الکترود در ارتباط باشد. در حالت حداکثر تحریک، جریان به۳۳۰ میکروآمپر هم می‌رسد. دستیابی به فرکانس۵۰۰ هرتز نیز برای پالس‌ها امکان‌پذیر است.

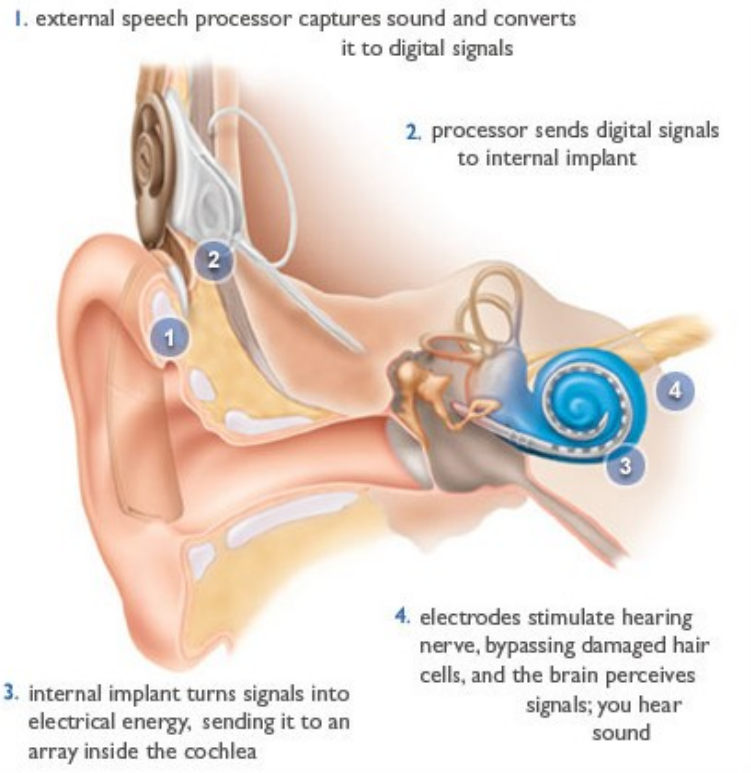
در فرآیند ساخت این سیستم، بعد از اینکه قسمت‌های مختلف به هم متصل شدند، دستگاه درون پوششی قرار می‌گیرد تا مانع رسیدن مایعات چشم به بخش‌های الکترونیکی دستگاه شود.

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، فعالیت کورتکس بینایی در مغز قابل اندازه‌گیری است[۴].

۱-۲-۲ پروتز حلزونی شنوایی

در اکثر کم‌شنوایی‌های حسی- عصبی، انتخاب سمعکی مناسب می‌تواند موجبات رضایت بیمار را فراهم نماید. با این وجود، گاهی ممکن است کاربرد سمعک از سودمندی ناچیز برخوردار باشد یا

هیچگونه سودمندی نداشته باشد. این حالت در کم شنوایی‌های در حد عمیق و در موارد مشابه مشاهده می‌شود که هیچگونه پاسخ شنیداری وجود ندارد. رویکردی که معمولا برای در اختیار قرار دادن سیگنال‌های صوتی برای این دسته از افراد کاربرد دارد استفاده از کاشت‌های حلزونی می‌باشد.



شکل ۱-۲: دستگاه حلزون شنوایی[۶]

دستگاه کاشت حلزونی شنوایی، وسیله‌ای با فناوری پیشرفته است که شنوایی را برای افرادی که به سختی می‌شنوند یا ناشنوا هستند، ایجاد می‌کند. این وسیله توانایی ناشنوایان را در برقراری ارتباط با دیگران بهبود بخشیده و یک آگاهی نسبی از صوت به آنان می‌دهد. شکل ۱-۲ نمایی از سیستم حلزونی گوش را نشان می‌دهد.

در سیستم شنوایی طبیعی انرژی صوتی وارد شده به مجرای گوش خارجی، در حلزون به سیگنال‌های عصبی تبدیل می‌شود تا از طریق عصب شنیداری و سیستم اعصاب شنیداری مرکزی به قشر مغز انتقال یافته و در آنجا تفسیر گردد. در صورتیکه حلزون، آسیب دیده یا عملکرد نداشته باشد، امکان تبدیل انرژی صوتی به پیام عصبی وجود نخواهد داشت. کاشت حلزونی روشی برای انتقال مستقیم صوت به عصب شنوایی است. این سیستم علائم الکتریکی را مستقیماً به اعصاب شنوایی می‌فرستد. پس در صورتی که اعصاب شنوایی سالم باشند می‌توان با استفاده از کاشت حلزونی، فرد ناشنوا را قادر به شنیدن کرد[۶].

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

۱- قسمتی که خارج از بدن قرار می گیرد:

قسمت خارجی سیستم شامل میکروفون، فرستنده و پردازشگر است. میکروفون 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. میکروفون و فرستنده و پردازشگر با سیم‌های ظریفی به هم متصلند.

۲- قسمتی که طی یک عمل جراحی در جمجمه کاشته می‌شود:

این قسمت که درواقع یک گیرنده / 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 دستگاه کاشت حلزونی در دنیا وجود دارد. بعضی از آنها خیلی خوب کار می‌کنند و بعضی دیگر کارایی کمتری دارند[۶].

۱-۲-۳ تحریک الکتریکی کارکردی عضله

اصلاح کارکرد حرکتی از بین رفته پس از ضایعه عصبی، قسمت حرکتی فوقانی به وسیله تحریک الکتریکی کارکردی[1](FES) ، یک روش جدید نیست. کارآیی این روش در بیماران نیمه فلج بین سالهای ۱۹۶۰ تا ۱۹۸۰، امید تازه‌ای برای درمان این بیماران پدید آورد. اما با مشکلاتی در عمل مواجه شد و امروزه فاصله زیادی بین گزارش‌های تحقیقاتی و کاربردهای عملی آن در بیماران نیمه فلج وجود دارد.

تحریک الکتریکی کارکردی، دارای سه بخش اساسی زیر است :

۱) سیستم کنترل که تعیین می‌کند کدام عضله باید تحریک شود و سطح تحریک را نیز معین می‌کند.

۲) تحریک کننده که وسیله ای است که تولید قطار پالس الکتریکی می‌نماید.

۳) الکترودها که قطار پالس را به نورونهای حرکتی منتقل می‌کنند و سبب فعال شدن و انقباض مصنوعی عضلات فلج می‌شوند[۷].

الکترودهای سطحی، دارای بالشتک‌های قابل انعطافی هستند که روی پوست قرار می‌گیرند و برای تزریق جریان به بافت مورد نظر به کار می‌روند. این جریان الکتریکی برای فعال کردن سلول‌های قابل تحریک، به منظور اهدافی مانند کاهش درد و تحریک عصبی عضلانی به کار می‌رود. محققان و طراحان الکترودهای سطحی، برای طراحی نیاز به بررسی مسیر عبور جریان در بافت دارند. گزارش‌ها نشان می‌دهد که به کارگیری FES با الکترود سطحی، دارای محدودیت انتخاب‌پذیری و حداقل جریان لازم بالا برای تحریک عضله است. همچنین الکترودهای سطحی، در شدت‌های عادی که برای تحریک عضله به کار می‌روند، منجر به حساسیت‌های پوستی ناخوشایند می‌شوند. بنابراین ابزارهای بالینی که از

[1]- Functional Electrical Stimulation

الکترودهای سطحی استفاده می‌کنند، به آسانی قابل دسترس هستند. اما این ابزارها به جایگذاری دقیق الکترودها و تعیین شدت تحریک برای هر جلسه درمان نیاز دارند[۸].

الکترودهای کاشتنی، برای فراهم کردن کنترل قابل اطمینان و تکرارپذیر عضلات فلج به کار می‌روند. این الکترودها یا روی سطح عضله قرار می‌گیرند یا اطراف عصب پیچیده می‌شوند. الکترودهای کاشتنی در بازتوانی حرکت باز و بسته شدن دست به کار می‌روند. الکترودهای داخل عضله از سیم نازک فلزی تشکیل شده‌اند که به منظور تحریک اعصاب حرکتی در داخل عضله وارد می‌شوند. الکترودهای زیرجلدی نیز از سیم نازکی تشکیل شده‌اند و نوک آنها برای تحریک وارد عضله می‌شود. این الکترودها از طریق سیم رابط به کنترل کننده خارجی وصل می‌شوند. به دلیل ویژگی‌های مکانیکی، این الکترودها شکننده بوده و تحت استرس‌های ناشی از انقباض ماهیچه یا بافت نرم حرکت می‌کند[۹].

اعصاب محیطی توسط جراحی‌های کوچک به آسانی قابل دسترس است. الکترودهای اعصاب محیطی به صورت خارجی و داخلی هستند. الکترودهای اعصاب محیطی خارجی، بدون آسیب زدن به نخاع، به عصب متصل می‌شوند. با اینکه این الکترودها می‌توانند به طور سطحی ناحیه مورد نظر را تحریک کنند، ولی همیشه این پرسش مطرح بوده است که چگونه آکسون‌های داخلی می‌توانند بدون تحریک آکسون‌های سطحی تحریک شوند. الکترودهای دستبندی[1]، از جمله الکترودهای خارجی هستند که به دور عصب پیچیده می‌شوند و شامل یک قسمت دستبندی ایزوله با دو یا چند ناحیه فلزی به منظور انتقال جریان می‌باشند. اخیراً الکترودهای دستبندی عصبی دوقطبی برای تحریک اعصاب تنه به کار می‌روند و باعث کاهش تجهیزات به کار رفته جهت تحریک می‌شوند[۷].

۱-۲-۴ محرک نخاع

اولین محرک‌های نخاعی دارای دو قسمت بودند: یک الکترود و یک مولد پالس. ولی محرک‌های نخاعی امروزه پیشرفت زیادی کرده‌اند. اصلی‌ترین استفاده محرک نخاعی در تسکین دردهای مزمن

[1] -Cuff

است. همچنین برای تسکین درد موضعی، دردهای عصبی، سندروم‌های توهم عضو، درد پس از قطع عضو، درد احشائی، انواعی از دردهای کم‌خونی و بهبود فعالیت حرکتی و رهایی از درد در بیماران ضایعات نخاعی مورد استفاده قرار می‌گیرند.

نه تنها محرک نخاعی درجه درد را کاهش می‌دهد و به بیماران کمک می‌کند تا به داروهای درمان درد احتیاج نداشته باشند، همچنین فعالیت فیزیکی را بهبود می‌بخشد، کیفیت زندگی را افزایش می‌دهد و اجازه انجام کارهای روزمره را به بیمار می‌دهد.

هدف تکنیکی محرک نخاعی برای دردهای عصبی، پوشاندن بخشی از درد بیمار با احساس خارش القائی است. به این احساس احساس خیالی[1] گفته می‌شود. این احساس در محدوده‌ی مشخصی بین حس کردن و ناراحتی قرار می‌گیرد. این محدوده می‌تواند با در نظر گرفتن جایگاه الکترود و شکل گیری تماس آن افزایش یابد.

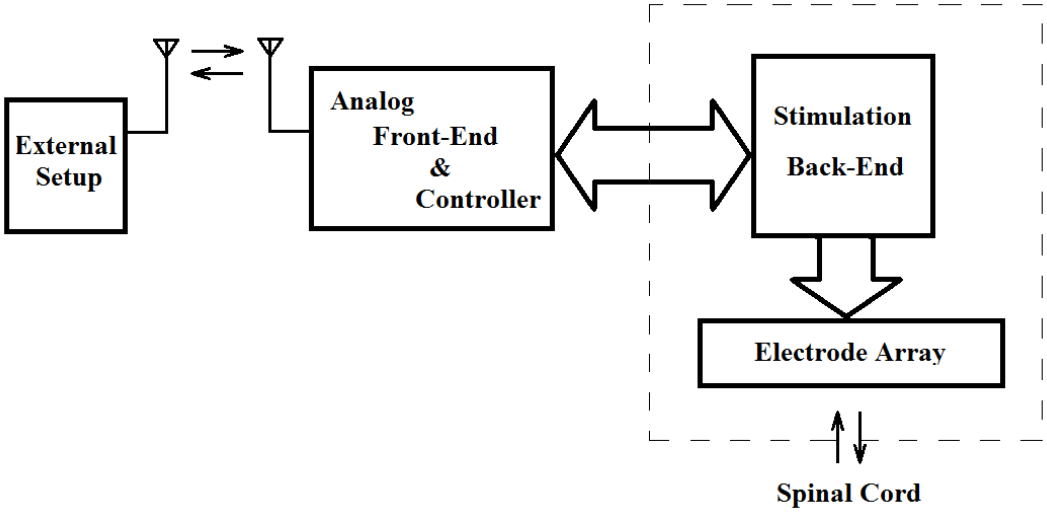
هدف تکنیکی دیگر، جلوگیری از احساس تحریک‌های نامربوط است. مخصوصا این که این احساس مجازی در حیطه درد موثر است ولی در نواحی دیگر ناراحت کننده می‌باشد. هم جایگاه الکترود و هم طراحی آن در رسیدن به این هدف موثر است.

ناحیه آناتومیکی که این احساس می‌تواند القا شود، توسط مکان الکترود و موقعیت آن نسبت به خط میانی نخاع تعیین می‌شود. عمق مایع مغزی-نخاعی[2] بین الکترود و نخاع تاثیر زیادی بر چگالی جریان دارد، زیرا این مایع هادی‌ترین بافت در کانال نخاعی است[۱۰].

به طور کلی سیستم تحریک قابل کاشت نخاعی به صورت شکل ۱-۳ است. سیستم دارای بخش خارجی است که به صورت بی‌سیم با کنترل کننده کاشته شده در بدن در ارتباط است. پژوهش ارائه شده در این پروژه مربوط به بخش تحریک و آرایه الکترودی است که در شکل ۱-۳ با نقطه‌چین از سایر بخش‌ها مجزا شده است. این بخش با کنترل کننده درون سیستم در ارتباط است و فرامین مربوط به نوع و زمان تحریک را دریافت می‌کند. عمده پژوهش در این پروژه مربوط به طراحی آرایه الکترود قابل

[1] -Anesthesia
[2] -Cerebrospinal Fluid

کاشت برای سیستم تحریک نخاع است. این طراحی بر مبنای استفاده از مواد انعطاف پذیر و ارزان‌تر نسبت به سیلیکون و سایر مواد رایج در ساخت الکترودهای قابل کاشت در بدن می‌باشد.



شکل ۱-۳: نمای کلی سیستم قابل کاشت تحریک نخاع

فصل دوم

سیستم تحریک نخاع