



بررسی سیستم‌های ثبت سیگنال‌های سیستم عصبی موجود زنده (از الکترومدار الکترونیکی)

مریم قرانی جمعه‌نی / پردیس دانشکده‌های فنی / دانشکده برق و کامپیوتر / دانشگاه تهران / m.gharaie@ut.ac.ir

صمد شیخانی / پردیس دانشکده‌های فنی / دانشکده برق و کامپیوتر / دانشگاه تهران / sheikhaei@ut.ac.ir

چکیده

ثبت فعالیت‌های عصبی شبکه‌های سلولی در اندام‌هایی نظیر قلب، مغز و عضلات می‌تواند اطلاعات ارزشمندی از فیزیولوژی بدن در اختیار محققان قرار داده و جهت تشخیص و یا درمان بیماری‌هایی نظیر فلج عضلات، افسردگی، صرع و پارکینسون به کار رود. علاوه بر آن، ارتباط موفق با عصب‌های جانبی می‌تواند اثرات صدمه به عصب‌های جانبی را جبران کرده و هم چنین صدمات نخاعی را نیز بهبود دهد و به این طریق، انقلاب بزرگی در کاربردهای پروتزهای عصبی ایجاد کند. با ظهور و پیشرفت فناوری‌های جدید در حوزه الکترونیک و در حوزه مواد قابل انطباق با بدن، در چند سال اخیر، تقاضا جهت طراحی و تولید سیستم‌های مجتمع قابل کاشت که بتوان از آنها جهت ثبت فعالیت‌های عصبی یا تولید چنین فعالیت‌هایی استفاده کرد، افزایش یافته است. این سیستم‌ها به طور خاص از سه بخش الکترومدار، سیستم ثبت عصبی و سیستم تحریک تشکیل شده‌اند. مقاله پیش‌رو به معرفی ساختار سیستم عصبی بدن می‌پردازد و واسط میان بدن و این سیستم‌های الکترونیکی یعنی الکترومدارها را بررسی می‌کند.

کلمات کلیدی: الکترومدارهای نفوذی، پتانسیل عمل، سیستم عصبی مرکزی، مدارهای آنالوگ پیشانی.

Neural recording systems; from electrodes to electronic interface

— Maryam Gharaei Jomehei/ PhD Candidate/ Advancom Lab/ School of Electrical and Computer Engineering/ College of Engineering/ University of Tehran/ m.gharaie@ut.ac.ir

— Samad Sheikhaei/ Assistant Professor/ Advancom Lab/ School of Electrical and Computer Engineering/ College of Engineering/ University of Tehran/ sheikhaei@ut.ac.ir

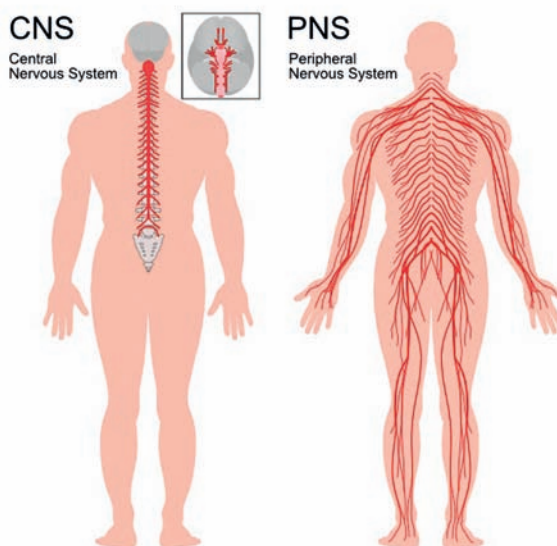
Abstract

Neural activities recording from heart, brain and muscles could give brilliant information about the body physiology and help scientists to cure diseases such as paresis, depression, epilepsy and Parkinson. Besides, it also could cure the peripheral nerves injuries and amend the spinal cord injuries. In recent decades, appearing the new technologies in electronics and also in biocompatible materials, has led to more demand for design and implementation of implantable integrated systems which record neural activities or generate them. Such a system has three subsystems, electrodes, recording electronics interface and also stimulation interface. The paper is about the body nervous system and studies the interface between the body and the electronics, i.e. electrodes.

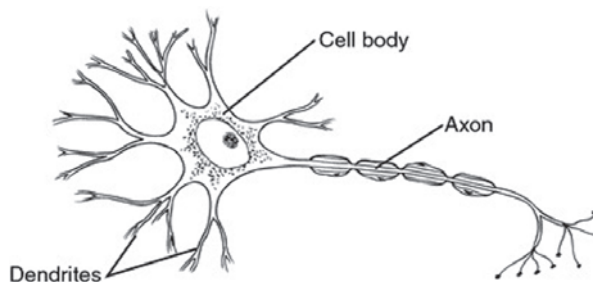
Keywords: Penetrating Electrodes, Action Potential, Central Nervous System, Analog Front-End Circuits

۱- مقدمه، سیستم عصبی موجود زنده

سیستم عصبی^۱، مهم‌ترین سیستم ارتباطی بدن می‌باشد که بر اعمال سایر سیستم‌های بدن نظارت دارد. در یک تقسیم‌بندی کلی سیستم عصبی را به دو بخش عمده تقسیم می‌کنند: سیستم عصبی مرکزی^۲ که درون جمجمه و کانال مهره‌ای قرار داشته، شامل مغز و نخاع می‌باشد و سیستم عصبی جانبی یا پیرامونی^۳ (شکل ۱). سیستم عصبی جانبی از رشته‌های عصبی یا آکسون تشکیل شده است و وظیفه انتقال پیام عصبی از محیط به CNS و یا برعکس را برعهده دارد.



شکل ۱: سیستم عصبی مرکزی و سیستم عصبی محیطی [۱]



شکل ۲: تصویر میکروسکوپی یک سلول عصبی [۲]

سیستم عصبی از بافت ویژه‌ای تشکیل شده است که شامل دو نوع سلول می‌باشد: سلول‌های عصبی یا نورون^۴ و سلول‌های غیرعصبی یا نوروگلیا. سلول‌های عصبی که پیچیده‌ترین سلول‌های بدن هستند، واحد تشریحی و عملکردی سیستم عصبی بوده و تعداد آنها در سیستم عصبی حدود ۱۶ میلیارد می‌باشد. این سلول‌ها شامل سه بخش اصلی جسم سلولی، آکسون و دندریت می‌باشند (شکل ۲). جسم سلولی شامل هسته و سیتوپلاسم است. در سیتوپلاسم رشته‌های ظریفی به نام رشته‌های عصبی یا نورو فیبر وجود دارد که وظیفه آنها انتقال پیام‌های عصبی است. دندریت‌ها زوائد کوتاهی هستند که پیام‌های عصبی را به جسم سلولی منتقل می‌کنند. آکسون، زائده دراز و منفردی است که پیام‌های عصبی را از جسم سلولی به خارج هدایت می‌کند و طول آن می‌تواند از یک میلی‌متر تا یک متر متفاوت باشد. وظیفه سلول‌های غیرعصبی، تغذیه، ترمیم و حفاظت سلول‌های عصبی است. این سلول‌ها نقشی در انتقال پیام‌های عصبی ندارند. از لحاظ عملکردی می‌توان سلول‌های عصبی را به دو دسته تقسیم کرد:

- نورون‌های آوران^۵: وظیفه این نورون‌ها که به نام عصب‌های حسی^۶ نیز شناخته می‌شوند، انتقال پیام‌های عصبی از محیط (پوست و اندام‌های حسی) به CNS می‌باشد.
- نورون‌های وابران^۷: وظیفه این نورون‌ها که به نام عصب‌های موتوری یا حرکتی^۸ نیز شناخته می‌شوند، انتقال پیام‌های عصبی از CNS به اندام‌ها می‌باشد.

۲- تبادل اطلاعات با سیستم عصبی

وظیفه اتصالات عصبی^۹ تبادل اطلاعات با سیستم عصبی است که این تبادل می‌تواند به صورت دوطرفه باشد. ارتباطات و مخابره اطلاعات درون سیستم عصبی از طریق سیگنال‌های الکتریکی انجام می‌شود. در واقع، این ارتباط به‌طور اساسی از طریق نرخ و الگوی سیگنال‌های الکتریکی که در اصطلاح پتانسیل عمل^{۱۰} نامیده می‌شود (از این پس آن را AP می‌نامیم)، و همچنین از طریق تعداد یا فاصله این پتانسیل‌های عمل در واحد زمان که اطلاعات را در سیستم عصبی می‌کند، انجام می‌شود. بیشتر فرایند پردازش اطلاعات سیستم عصبی توسط همین APها و الگوهای زمانی-مکانی آنها انجام می‌شود. بنابراین، اطلاعات می‌تواند از طریق فراهم آوردن APها به سیستم عصبی منتقل شوند و یا به‌طور برعکس می‌توان تعداد، نرخ یا الگوی این APها را بدست آورد و از آنها جهت بازبازی اطلاعات از سیستم عصبی استفاده کرد. تبادل اطلاعات با سیستم عصبی در سطوح مختلفی انجام می‌شود. در سطح عصب‌های جانبی، ثبت سیگنال‌های efferent می‌تواند برای کنترل حرکت یک پروتز مکانیکی به کار رود [۳]. از طرف دیگر، فیدبک‌های سنسوری از سنسورهای نیرو و سنسورهای لامسه‌ای و ... می‌تواند برای تحریک فیبرهای عصبی afferent داخل عضو باقی مانده کاربر به کار روند. علاوه بر این، تبادل اطلاعات می‌تواند در سطح سیستم عصبی مرکزی نیز انجام شود که این تبادل می‌تواند با مغز و یا با نخاع باشد. در این سطح نیز، تحریک می‌تواند باعث اثرگذاری بر اندامها شده و ثبت سیگنال نیز می‌تواند جهت یادگیری و کسب اطلاعات در مورد وضعیت این سیستم به کار رود.

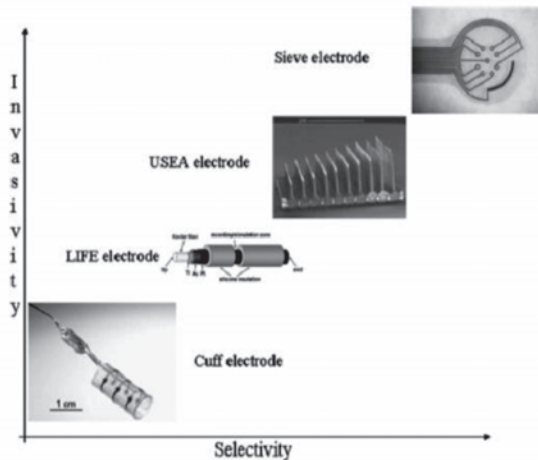
وظیفه سیستم عصبی جانبی که از این پس PNS خوانده می‌شود، مخابره اطلاعات از CNS به اندام‌های جانبی و برعکس است. ارتباط با عصب‌های جانبی از این جهت مورد توجه است که می‌تواند عملکرد موتوری آن را تقویت کرد یا اطلاعات سنسوری آن را استخراج کرده و برای پیاده‌سازی پروتزهای دقیق استفاده کرد. در چنین مواردی اعصاب جانبی سالم و صدمه ندیده هستند و می‌توان از آنها جهت راه‌اندازی درایورهایی استفاده کرد که توانایی اعصاب جانبی را برای شروع انقباضات عضله و اندام‌های جانبی بهبود می‌دهند. قابلیت تحریک عصب‌های جانبی جهت داشتن خروجی‌های موتوری مطلوب یکی از مهم‌ترین دلایل استفاده از PNS Interfacing است. این اتصالات و ارتباط با سیستم عصبی به‌طور معمول توسط الکترودهای ثبت و تحریک انجام می‌شود.

ارتباط موفق با عصب‌های جانبی می‌تواند انقلاب بزرگی در کاربردهای پروتزهای عصبی ایجاد کند. به این طریق، هم می‌توان اثرات صدمه به عصب‌های جانبی را خنثی کرد و هم می‌توان صدمات نخاعی را نیز بهبود داد. امکان ثبت و تحریک الکتریکی اعصاب جانبی، امکان مطالعه شکل و عملکرد سیستم عصبی را فراهم کرده و اجازه بازبازی عملکردهای از دست رفته به خاطر صدمه یا بیماری را می‌دهد. از جمله نمونه کاربردهای تحریک عصب‌های جانبی می‌توان به درمان درد [۴] و از جمله نمونه کاربردهای ثبت سیگنال‌های عصبی

می‌شود، artifact‌های با اندازه بزرگ نظیر EMG و artifact‌های حرکتی فرکانس پایین می‌توانند منابع مهم اختلال‌کننده در طراحی سیستم ثبت باشند. با طراحی و انتخاب مناسب الکترودها و مدارات ثبت می‌توان اثرات نویز را تا حد زیادی کاهش داد.

۳- الکترودها و انواع آن

واسط میان سلول‌های عصبی و مدارهای خارجی ثبت و تحریک، الکترودها هستند که در واقع پلی دوجهته میان سیستم عصبی مرکزی یا جانبی و مدارات ثبت و تحریک می‌باشند. الکترودهای مورد استفاده برای ثبت از اعصاب جانبی را بر اساس ویژگی‌های مختلف آن می‌توان در گروه‌های متفاوتی دسته‌بندی کرد. شکل (۳) دسته‌بندی کلی الکترودها را بر اساس میزان انتخاب‌گری^{۱۶} آنها نشان می‌دهد.



شکل ۳: دسته‌بندی کلی الکترودها بر اساس میزان انتخاب‌گری آنها [۱۱]

۱-۳ الکترودهای Cuff

دسته نخست، الکترودهای Cuff هستند که از یک پوشش لوله‌ای عایق تشکیل شده‌اند که به‌طور کامل دور عصب قرار می‌گیرد و شامل دو یا تعداد بیشتری اتصال الکترودی است که در سطح داخلی لوله قرار دارند. این اتصالات به سیم‌های اتصال عایق‌دار وصل هستند (شکل ۴). مهم‌ترین مزیت الکترودهای Cuff آن است که می‌توان سرهای الکترودی را دقیقاً در محل عصب مربوط قرار داد و به این طریق اعوجاج مکانیکی ناشی از حرکت الکترودها را کاهش داد. به علاوه، چون جریان تحریک به سطح داخلی الکترودی محدود می‌شود، از تحریک سایر عصب‌ها و بافت‌های مجاور جلوگیری شده، سطح نویز EMG تا حدودی کاهش می‌یابد. مزیت دیگر آن، صدمه کمتر به عصب‌ها و کاشت و نصب به نسبت آسان آن است. علی‌رغم اینکه الکترودهای Cuff چندین دهه است که در بیماران مختلف استفاده می‌شوند، به خاطر ویژگی‌های فیزیکی الکترودها و اینکه بافت به مرور زمان در داخل Cuff رشد می‌کند، عصب‌ها صدمه می‌بینند. به طور خاص می‌توان به صدمات زیادی که به عصب‌های جانبی اندام‌های بدن وارد می‌شود، اشاره کرد، چرا که اندام‌ها در معرض حرکت زیادی هستند.



شکل ۴: نمونه‌ای از الکترودی Cuff از جنس سیلیکن-پلیاماید [۱۱]

می‌توان به مطالعه ویژگی‌های کدگذاری عصب‌های سنسوری جانبی [۵] و بازیابی فعالیت کلی عصب‌ها جهت سیگنال‌های فیدبکی و دستورالعمل برای کنترل پروتزها [۶] اشاره کرد.

۲-۱ ارتباط الکتریکی با سیستم عصبی

زمانی که سلول‌های عصبی تحریک شوند، در غشا، جریان‌های یونی تولید می‌شوند که باعث تغییر در ولتاژ بین داخل و خارج سلول می‌شوند. در فاز تحریک، الکترودی جریان الکتریکی را به جریان‌های یونی در داخل آکسون‌ها تبدیل می‌کند. این جریان‌های یونی منجر به فعال شدن کانال‌های یونی سلول‌های تحریک پذیر^{۱۱} شده و باعث می‌شود که سلول دپلاریز شده، AP ای تولید کند. در فاز ثبت، الکترودی تغییرات ناشی از حرکت یون‌ها را به جریان الکترون‌ها (جریان الکتریکی) تبدیل می‌کند. بسته به محل ثبت سیگنال‌ها، می‌توان اندازه‌گیری فعالیت‌های عصبی را به دو دسته، تقسیم‌بندی کرد:

- ثبت داخل سلولی^{۱۲}، که AP را از تک تک سلول‌ها ثبت می‌کند. سیگنال‌های ثبت شده در این نوع ثبت، اندازه‌ای در حدود چند ده میلی‌ولت دارند. گرچه این نوع سیگنال‌ها دقیق و به‌طور تقریبی نویز کمی دارند، ایراد این نوع ثبت آن است که دسترسی به تک تک سلول‌ها نیاز به الکترودهای بسیار تیز با دقت بسیار بالا داشته که نیاز به فرایندهای پیچیده در ساخت الکترودی دارد. به علاوه آن که احتمال صدمه زدن به سلول‌ها بسیار بالاست. در واقع، این نوع ثبت مناسب برای فناوری‌های قابل کاشت و طولانی مدت نیست و به دلیل تخریب سلول و مرگ آنها پس از گذشت چند ساعت از ثبت، تنها برای اندازه‌گیری‌های In-Vitro مناسب هستند.
- ثبت خارج سلولی^{۱۳}، که AP را از تعداد زیادی سلول‌های عصبی ثبت می‌کند. AP‌های ثبت شده به این طریق در اصطلاح AP‌های عصبی^{۱۴} نامیده می‌شوند و اندازه‌ای در حدود چند ده تا چند صد میکروولت در محدوده فرکانسی ۳۰۰ Hz تا حداکثر ۱۰ KHz دارند [۷]. نرخ رخداد این AP‌ها از ۱۰ تا ۱۲۰ تا در ثانیه متغیر است [۸].

جدول (۱) به طور خلاصه مشخصات سیگنال‌های عصبی را نشان می‌دهد [۹]. AP‌ها پهنای باند ۳ dB- در حدود ۳ KHz داشته که محتویات فرکانسی آن تا ۶ KHz هم موجود است [۱۰]. محدود کردن محتویات فرکانسی تا حدود ۶-۷ KHz اثر نویز اعمالی از مدارات و الکترودها را به شدت کاهش می‌دهد. پتانسیل عمل محلی^{۱۵} که ناشی از فعالیت هم‌زمان عصب‌های زیادی است، می‌تواند هم‌زمان با AP‌های عصبی رخ داده و اندازه در حدود چند ده mV با محتویات فرکانسی ۱-۳۰۰ Hz داشته باشد. بسته به اینکه کدام یک از این سیگنال‌ها جهت ثبت مدنظر باشد، واحدهای readout سیستم ثبت باید قادر به ثبت آن محدوده فرکانسی باشند [۹].

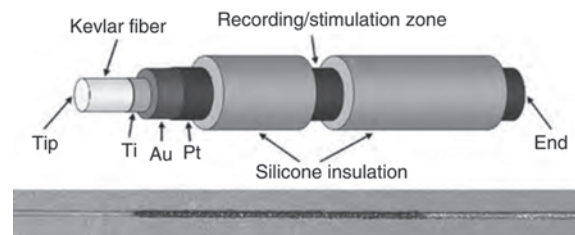
جدول ۱: مشخصات سیگنال‌های عصبی [۹]

اندازه و ولتاژ	باند فرکانسی	نوع سیگنال
< 5mV	300 Hz – 1 Hz	Neural Local Field Potential
< 1mV	300 Hz – 6 KHz	Neural Action Potential
< 50mV	1 Hz – 1 KHz	Cardiac Action Potential

با داشتن چنین ولتاژهای کوچکی، نویز به‌طور معمول مهم‌ترین مساله در فرایند ثبت سیگنال بوده، از این‌رو نویز سیستم ثبت و نویز محیطی بایستی تا حد امکان حداقل باشند. چون ثبت عصبی جانبی به‌طور معمول در کنار اندام‌های عملیاتی نظیر ماهیچه‌ها انجام

۳-۲- الکترودهای LIFE

الکترودهایی که در داخل عصب جانبی قرار می‌گیرند، در مقایسه با الکترودهایی که در خارج عصب نصب و کاشت می‌شوند، به دلیل تماس مستقیم با بافت، نسبت سیگنال به نویز^{۱۸} را افزایش داده، قدرت انتخاب بالاتری دارند. الکترودهای بین فاسیکولی^{۱۹} از این دسته الکترودهای داخلی هستند که در تماس مستقیم با بافتی هستند که قرار است فعال شود و یا سیگنالی از آن ثبت شود. بنابراین، در مقایسه با الکترودهای خارج از عصب^{۲۰} به شدت تحریک‌های کمتری نیاز دارند. به کمک الکترودهای بین فاسیکولی کاشت شده به صورت طولی^{۲۱} (LIFE)، (شکل ۵)، می‌توان به مجموعه محدودی از آکسون‌ها در داخل عصب‌های جانبی دسترسی پیدا کرد. LIFE‌ها (معمولاً) از سیم‌های هادی نازکی از جنس Pt-Ir ساخته می‌شوند و ناحیه فعالی که سیگنال از آنجا ثبت یا به آنجا اعمال می‌شود، محدود و کوچک (۵۰۰-۱۰۰۰ μm) است.



شکل ۵: شماتیک الکترودهای LIFE پلیمری ایزوله شده توسط لایه‌های سیلیکونی. لایه فعال ثبت و تحریک، محدودی به طول 1mm از جنس پلاتین است [۱۲]

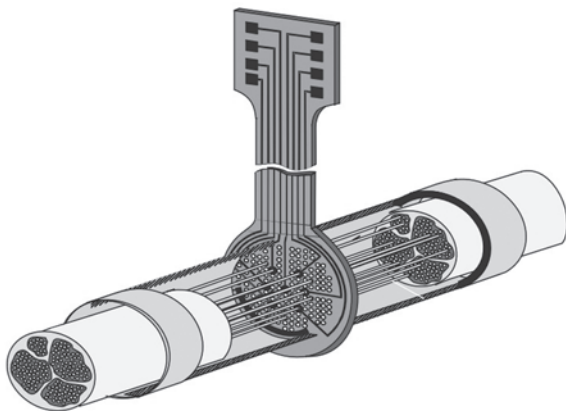
قدرت انتخابگری LIFE‌ها به دلیل تماس مستقیم با بافت‌ها بسیار مناسب بوده، هندسه آنها این الکترودها را برای مصارف طولانی مناسب ساخته است. به دلیل همین ویژگی‌ها، LIFE‌ها گزینه مناسبی برای کاربرد در سیستم‌های FES^{۲۲}، و در مطالعات اولیه کنترل و کدینگ عصبی است. با این حال، سیگنال‌های ثبت شده توسط آنها بسیار ضعیف است که آشکارسازی آنها را سخت می‌کند. تحریک الکتریکی از طریق این الکترودها می‌تواند حس لامسه، حرکت و حالت مفاصل را فعال کند. این ویژگی‌ها طراحان را مجاب می‌کند که به سراغ طراحی مدارات واسط عصب‌های جانبی بروند و به کمک این الکترودها به افراد فلجی که اندام مصنوعی دارند کمک کنند تا کنترل دقیق‌تر و احساس طبیعی‌تری نسبت به این عضو مصنوعی خود در مقایسه با پروتزهایی داشته باشند که توسط مغز کنترل می‌شوند. با همه این ویژگی‌ها، به دلیل مشکلات ساخت آنها، کاشت حتی تعداد کمی از آنها در فاسیکول‌های مختلف خیلی سخت است و این باعث شده است که نمونه‌های عملی کار با این الکترودها برای ثبت از عصب‌های جانبی محدود باشد [۱۱].

۳-۳- الکترودهای Regenerative

الکترودهای Regenerative به گونه‌ای ساخته می‌شوند که در ارتباط با تعداد زیادی از فیبرهای عصبی باشند. این ارتباط توسط آرایه‌ای از حفره‌ها که الکترودهایی در اطراف آنها قرار دارد و بین دو بخش قطع شده عصب جانبی قرار گرفته است، ایجاد می‌شود (شکل ۶). آکسون‌های احیاء شده داخل این سوراخ‌ها رشد می‌کنند. از این‌رو می‌توان آنها را تحریک یا از آنها سیگنالی را ثبت کرد. موفقیت این نوع الکترودها منوط به رشد کامل آکسون‌ها در درون این حفره‌هاست. در نسخه‌های اولیه این الکترودها، حفره‌ها به قطر ۲ تا ۱۰ μm بوده‌اند. Sieve دست‌های از الکترودهای Regenerative هستند که قطر حفره‌ها در آنها زیاد است تا بتوان از تعداد بیشتری آکسون هم‌زمان سیگنال ثبت کرد. به علاوه آن‌که، بتوان صدمات

بالقوه به آکسون‌های در حال رشد و احیا را تا حد امکان کاهش داد، چرا که قطر خود آکسون‌ها بیشتر از ۲ μm است. مزیت دیگر Sieve‌ها جنس پلیامیدی آنهاست که بسیار سازگار با بدن بوده و می‌تواند برای مدت‌های طولانی به صورت پایدار در آزمایش‌های روی موجود زنده^{۳۲} به کار رود. این الکترودها به صورت عمود بر عصب قرار می‌گیرند.

با این حال، علاوه بر پیشرفت‌های تکنولوژیکی، الکترودهای Sieve نیازمند پیشرفت‌های بیولوژیکی نیز هستند تا بتواند علاوه بر بهبود روند احیا آکسون‌های موتوری، آکسون‌ها را از نیروهای فشاری داخل خود حفره‌ها رها کند. علاوه بر این، محدودیت دامنه و قابلیت تفکیک AP‌های ثبت شده از فیبرهای عصبی داخل این الکترودها، اندازه واقعی سیگنال ثبت شده را کاهش می‌دهد. گرچه یکی از کاربردهای چالش برانگیز این نوع الکترودها، کاشت آنها در عصب‌های جدا شده یک عضو قطع شده برای ارتباط دوسویه در پروتزهای عصبی کنترل شونده به صورت فیدبکی^{۲۴} است، اما به دلایل ذکر شده، هیچ کاربرد انسانی تاکنون از این الکترودها گزارش نشده است.



شکل ۶: شماتیک مفهومی الکترودهای regenerative. فیبرهای عصبی یک عصب قطع شده در داخل حفره‌های الکترودها رشد می‌کنند [۱۱].

۳-۴- الکترودهای نفوذی^{۲۵}

میکرونروگرافی عملی است که به طور گسترده‌ای به‌عنوان روشی غیرمخرب برای اندازه‌گیری فعالیت عصب‌های جانبی به کار می‌رود [۱۱]. به‌طور معمول یک میکروالکترودها از جنس تنگستن از طریق پوست در داخل فاسیکول‌های یک عضو قرار گرفته (نفوذ کرده) و فعالیت‌های afferent یا efferent فیبرهای عصبی را مانیتور می‌کند. علی‌رغم ایجاد زخم‌های کوچکی که در عصب به خاطر نفوذ الکترودها به داخل آن حاصل می‌شود، احتمال مرگ عصب و سلول‌های آن بسیار پایین است.

تحریک ایجاد شده توسط این میکروالکترودها نیز به‌طور معمول برای تحریک یک تک آکسون هم می‌تواند به کار رود، اما در واقع باز هم دسته کوچکی از آکسون‌ها در داخل یک فاسیکول تحریک می‌شوند. این الکترودهای نفوذی به دلیل دقت بالا، به‌طور معمول به صورت آرایه‌ای با تعداد زیاد به کار می‌روند. آرایه‌ای شدن آنها قدرت انتخاب‌گری الکترودها را به شدت بالا می‌برند. آرایه‌های میکروالکترودهای^{۲۶} که از این پس در این گزارش به اختصار آنها را MEA می‌نامیم، در واقع مجموعه‌ای از الکترودها هستند که بر روی یک سوزن، یک سطح شیشه‌ای، سطح سیلیکونی یا سطح پلیامیدی نصب شده و به صورت آرایه‌های یک بعدی، دو بعدی و سه بعدی وجود دارند (شکل ۷). MEA‌ها در ابتدا برای ثبت و تحریک سیگنال‌های مغزی طراحی شدند و تاکنون در کاربردهای طولانی مدت زیادی جهت ثبت خارج

سلولی از سلول‌های مغزی یا سلول‌های شبکه چشم به کار رفته‌اند [۱۳]. با پیشرفت فناوری ساخت و حرکت از MEAهای غیرفعال به MEA-CMOS ها، کاربرد آنها از حوزه ثبت مغزی تا حوزه ثبت از عصب‌های جانبی افزایش یافت.

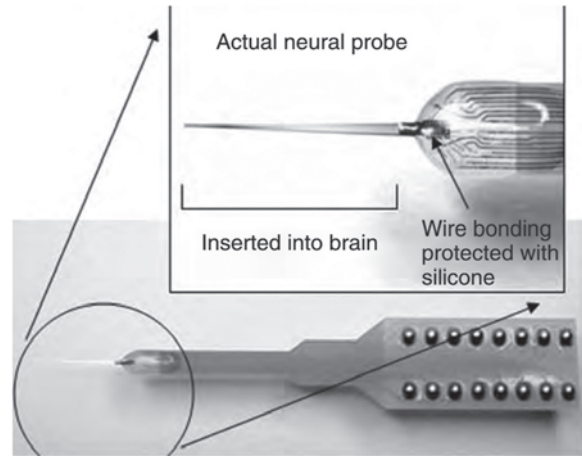
نخستین نوع MEAها، از نوع غیرفعال^{۲۷} بودند. این نوع MEAها به‌طور معمول الکترودهای فلزی هستند که بر روی بدنه شیشه‌ای قرار گرفته‌اند. تعداد الکترودها روی این بدنه محدود بوده (حداکثر ۳۰۰) و رزولوشن مکانی کمی دارند. محدودیت تعداد الکترودها و فاصله زیاد آنها از هم، دقت و وسعت اندازه‌گیری را کاهش می‌دهند.

با پیشرفت فناوری CMOS، این محدودیت‌ها برطرف شد و نوع MEA-CMOS ها ارایه شدند که تعداد زیادی الکترودها را با فواصل بسیار نزدیک به هم بر روی یک بدنه قرار می‌دهند و می‌توانند نواحی ثبت یا تحریک بزرگی با رزولوشن مکانی بسیار بالا فراهم کنند. از طرف دیگر به کمک تکنیک‌های مداری خاصی برای سیستم‌های ثبت و تحریک مثلاً به اشتراک‌گذاری مدارات ثبت هر الکترودها، می‌توان رزولوشن مکانی آنها را باز هم افزایش داد. با این حال، مشکل اصلی آنها که باعث شده است تعداد کمی از آنها در نمونه‌های عملی به کار روند، عملکرد نویزی آنها در مدارات ثبت و تحریک هم‌زمان است [۹]. یکی از پرکاربردترین الکترودهای آرایه‌ای، الکترودهای ساخته شده توسط گروه‌هایی از دانشگاه‌های Utah ایالات متحده آمریکا و Twente هلند است که آرایه‌ای با بیش از ۱۰۰ الکترودها سوزنی شکل است که در فناوری سیلیکون ساخته شده است (شکل ۷-۵). در سال ۱۹۹۹ برای نخستین بار از آرایه سه بعدی Utah با ۱۲۸ الکترودها در کاربردهای ثبت از اعصاب جانبی استفاده شده است. این آرایه مورب شامل الکترودهایی با ارتفاع متفاوت از ۲۵۰ μm تا ۶۰۰ μm بود که با فاصله ۱۲۰ μm از هم قرار گرفته بودند.

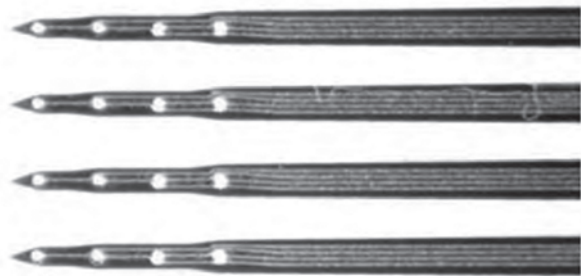
این فاصله، فاصله بهینه‌ای برای ثبت انتخابی^{۲۸} است. با این حال در این نوع الکترودها نیز، مصالحه‌ای میان قدرت انتخاب و کل تعداد فیبرهای عصبی که می‌توانند فعال شوند وجود دارد. قدرت انتخاب‌گری زیاد، مستلزم تعداد فراوانی الکترودها با فاصله کم و در ساختار سه بعدی است. خوشبختانه در چند سال اخیر به کمک تکنیک‌های مداری مشکل انتخاب‌گری تا حد امکان کم شده است.

۴- نتیجه‌گیری

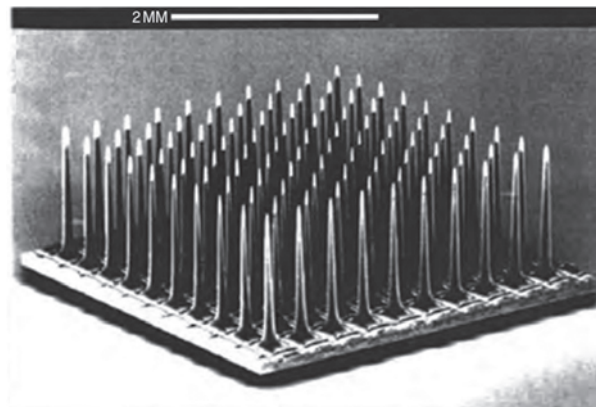
واسط میان سلول‌های عصبی و مدارات خارجی ثبت و تحریک، الکترودها هستند که در واقع پلی دوجهته میان سیستم عصبی مرکزی یا جانبی و مدارات ثبت و تحریک می‌باشند. بسته به نوع الکترودها، می‌توان تعداد سیگنال‌های بیشتر یا سیگنال کمتر ولی با کیفیت بالاتر ثبت کرد. از آنجا که در کاربردهای علوم عصبی^{۲۹} و پروتوزهای عصبی نیاز به داشتن اطلاعات زیادی به‌طور هم‌زمان از عصب‌های مختلف است، آرایه‌های میکروالکترودها به عنوان نوعی از الکترودهای خارج سلولی پیشرفت چشم‌گیری پیدا کرده‌اند. استفاده از الکترودهای خارج سلولی گرچه ایمن‌تر و ساده‌تر است، اما سیگنال‌های آنالوگ ضعیف و آغشته به نویزی را ثبت می‌کنند که جهت استخراج داده‌های مورد نیاز از آنها بایستی قبل از ارسال آنها به واحدهای پردازش و ذخیره‌سازی، عملیاتی نظیر تقویت و فیلترینگ بر آنها انجام داد. دلیل این امر آن است که دامنه‌های میکروولتی این سیگنال‌ها به‌طور معمول با نویز عضله و نویز خود تقویت‌کننده‌ها در مسیر ثبت پوشانده می‌شود. علاوه بر آن، نویز حرارتی الکترودها نیز خود مساله‌ساز است. تداخلات حاصل از تغذیه مدارات دیجیتال و نویز مد مشترک مدارات نیز بخش دیگری از سیگنال‌های مزاحم را می‌سازند. عملیات تقویت، فیلترینگ و... توسط مداراتی انجام



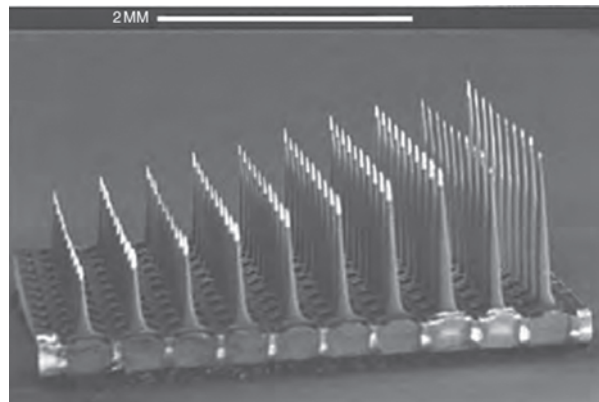
(الف)



(ب)



(ج)



(د)

شکل ۷: انواع مختلف الکترودهای نفوذی [۱۱]