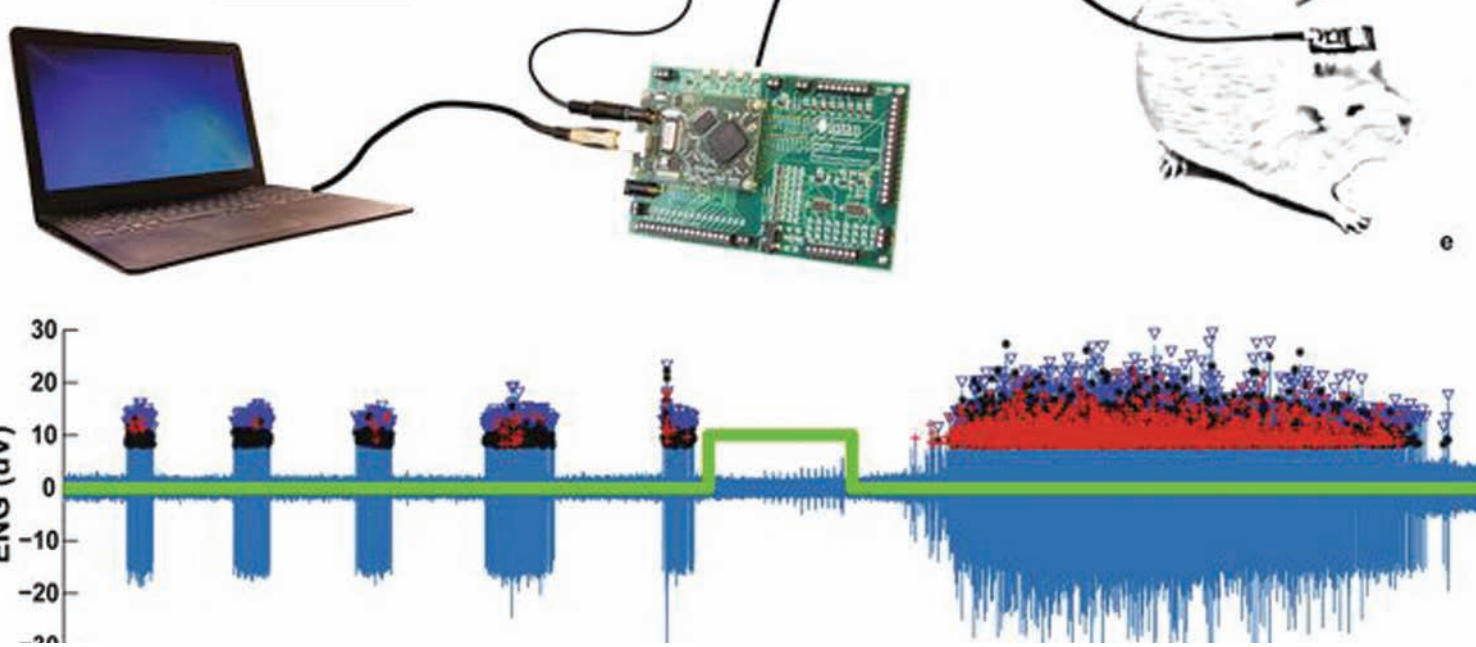


بررسی سیستم‌های ثبت سیگنال‌های سیستم عصبی موجود زنده (از الکترود تا مدار الکترونیکی)

مریم قرائی جمعه‌ئی/ پردیس دانشکده‌های فنی/دانشکده برق و کامپیوتر/ دانشگاه تهران/ m.gharaie@ut.ac.ir
صمد شیخائی/ 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 الکترود، 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 الکترودها را بررسی می‌کند.

کلمات کلیدی: الکترودهای 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

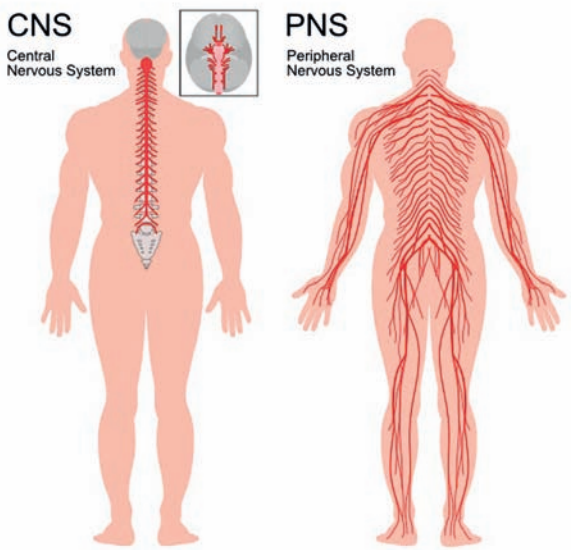
Neural activities recording from heart, brain and muscles could give brilliant information about the body physiology and help scientists to cure diseases such as paresis, depression, epilepsy and Parkinson. Besides, it also could cure the peripheral nerves injuries and amend the spinal cord injuries. 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

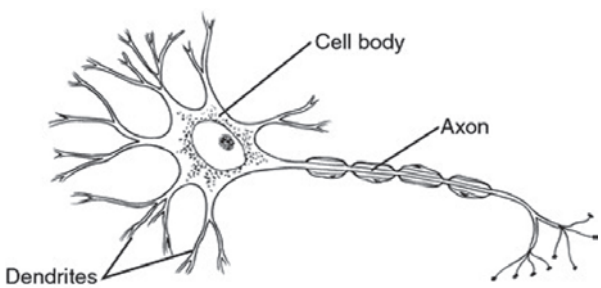
[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-05-19]

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] کـه درون جمجمه و کانال مهره‌ای قرار داشـته، شـامل مغز و نخاع می‌باشـد و سیسـتم عصبی جانبی یا پیرامونی[۳] (شـکل ۱). سیستم عصبی جانبی از رشـته‌های عصبی یا آکسـون تشـکیل شده است و وظیفـه انتقال پیام عصبی از محیط بـه 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]

سیسـتم عصبی از بافت ویژه‌ای تشـکیل شده است که شامل دو نوع سلول می‌باشد: سلول‌های عصبی یا نورون[۴] و سلول‌های غیرعصبی یا نوروگلیا. سـلول‌های عصبی که پیچیده‌ترین سلول‌های بدن هستند، واحد تشریحی و عملکردی سیستم عصبی بوده و تعداد آنها در سیستم عصبی حدود ۱۶میلیارد می‌باشـد. این سـلول‌ها شـامل سـه بخش اصلی جسـم سـلولی، آکسون و دندریت می‌باشـند (شکل ۲). جسم سلولی شـامل هسته و سیتوپلاسم اسـت. در سیتوپلاسم رشته‌های ظریفـی به نام رشـته‌های عصبی یا نورو فیبر وجـود دارد که وظیفه آنها انتقال پیام‌های عصبی اسـت. دندریت‌ها زوائد کوتاهی هسـتند که پیام‌های عصبی را به جسم سلولی منتقل می‌کنند. آکسون، زائده دراز و منفردی اسـت 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 اسـت. 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 حسـی[۶] نیز شـناخته می‌شـوند، 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 شـناخته 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 باشـد. ارتباطات و مخابره اطلاعات درون سیسـتم عصبی از طریق سیگنال‌های الکتریکی انجام می‌شود. درواقع، این ارتباط به‌طور اساسـی از طریق نرخ و الگوی سیگنال‌های الکتریکـی که در اصطلاح پتانسـیل عمل[۱۰] نامیده می‌شـود (از این پـس آن را AP می‌نامیـم)، و همچنین از طریق تعـداد یا فاصله این پتانسیل‌های عمل در واحد زمان که اطلاعات را در سیستم عصبی کد می‌کند، انجام می‌شود. بیشتر فرایند پردازش اطلاعات سیستم عصبی توسـط همین APهـا و الگوهای زمانی-مکانی آن‌ها انجام می‌شـود. بنابراین، اطلاعات می‌تواند از طریق فراهم آوردن AP ها به سیسـتم عصبی منتقل شـوند و یا به‌طور برعکس می‌توان تعداد، نرخ یا الگوی این APها را بدسـت آورد و از آنها جهت بازیابی اطلاعات از سیسـتم عصبی اسـتفاده کرد. تبادل اطلاعات با سیسـتم عصبی در سـطوح مختلفی انجام می‌شود. در سطح عصب‌های جانبی، ثبت سیگنال‌های efferent می‌توانـد برای کنتـرل حرکت یک پروتـز مکانیکی به‌کار رود[۳]. از طرف دیگر، فیدبک‌های سنسـوری از سنسـورهای نیرو و سنسـورهای لامسـه‌ای و ... می‌تواند برای تحریک فیبرهای عصبی afferent داخل عضو باقی مانده کاربر به‌کار روند. علاوه بر این، تبادل اطلاعات می‌تواند در سـطح 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 شـده و ثبت سـیگنال نیز می‌تواند جهت یادگیری و کسـب اطلاعات در مورد وضعیت این سیسـتم به کار رود.

وظیفه سیسـتم عصبـی جانبی که ازین پس PNS خوانده می‌شـود، مخابره اطلاعات از CNS به اندام‌های جانبی و برعکس اسـت. ارتباط با عصب‌های جانبی از این جهت مورد توجه است که می‌تواند عملکرد موتوری آن را تقویت کرد یا اطلاعات سنسـوری آن را استخراج کرده و برای پیاده‌سـازی پروتزهای دقیق اسـتفاده کرد. در چنین مواردی اعصاب جانبی سـالم و صدمه ندیده هسـتند و می‌توان از آنها جهت راه‌اندازی درایورهایی اسـتفاده کرد که توانایی اعصاب جانبی را برای شـروع انقباضات عضلـه و اندام‌های جانبی بهبـود می‌دهند. قابلیت تحریک عصب‌های جانبی جهت داشتن خروجی‌های موتوری مطلوب یکـی از مهم‌تریـن دلایل اسـتفاده از PNS Interfacing اسـت. 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 عصبـی ایجاد کند. به این طریق، هم می‌توان اثرات صدمه بـه عصب‌های جانبی را خنثی کرد و هـم می‌توان صدمات نخاعی را نیز بهبود داد. امـکان ثبت و تحریک الکتریکی اعصاب جانبی، امکان مطالعه شکل و عملکرد سیستم عصبی را فراهم کرده و اجازه بازیابی عملکردهای از دسـت رفته به خاطر صدمه یـا بیماری را می‌دهد. از جمله نمونـه کاربردهای تحریک عصب‌های جانبی می‌توان به درمان درد[۴] و از جملـه نمونـه کاربردهـای ثبـت سـیگنال‌های عصبی

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-05-19]

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، الکترود 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، الکترود 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 تک‌تک سلول‌ها نیاز به الکترودهای بسیار تیز با دقت بسیار بالا داشته که نیاز به فرایندهای پیچیده در ساخت الکترود دارد. به علاوه آن‌که 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 چندساعت از ثبت، تنها برای اندازه گیریهای 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 AP ها از ۱۰ تا ۱۲۰ تا در ثانیه متغیر است [۸].

جدول (۱) به طور خلاصه مشخصات سیگنالهای عصبی را نشان می‌دهد [۹]. AP ها پهنای باند ۳- dB در حدود ۳ KHz داشته که محتویات فرکانسی آن تا ۶ KHz هم موجود است [۱۰]. محدودکردن 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 Hz-۳۰۰ 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].

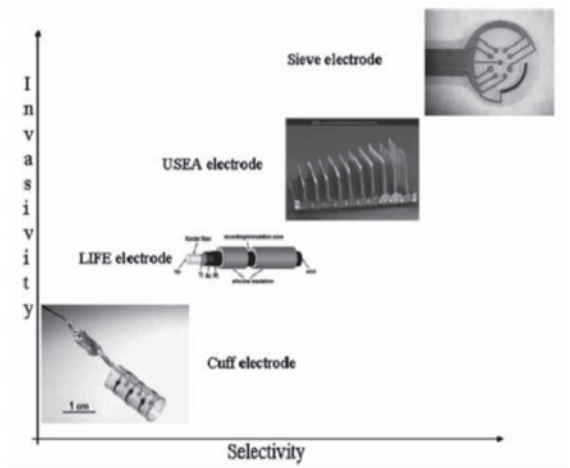
جدول ۱: مشخصات سیگنال‌های عصبی [۹]

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

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 می‌شود، artifact های با اندازه بزرگ نظیر EMG و artifact های حرکتی فرکانس پایین می‌توانند منابع مهم اخلال کننده در طراحی سیستم ثبت باشند. با طراحی و انتخاب مناسب الکترودها و مدارات ثبت می‌توان اثرات نویز را تا حدزیادی کاهش داد.

۳-الکترودها و انواع آن

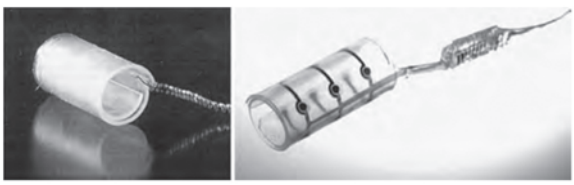
واسط میان سلول‌های عصبی و مدارهای خارجی ثبت و تحریک، الکترودها هستند که در واقع پلی دوجهته میان سیستم عصبی مرکزی یا جانبی و مدارات ثبت و تحریک می‌باشند. الکترودهای مورد استفاده برای ثبت از اعصاب جانبی را بر اساس ویژگی‌های مختلف آن می‌توان در گروه‌های متفاوتی دسته‌بندی کرد. شکل (۳) دسته‌بندی کلی الکترودها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



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

۳-۱- 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 الکترود 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 الکترود 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.

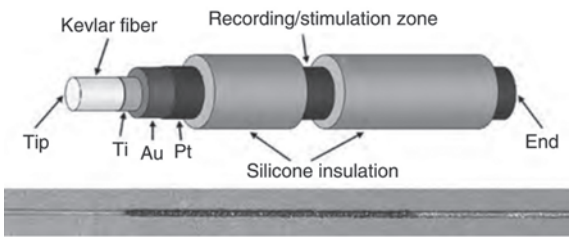


شکل ۴: نمونه‌ای از الکترود Cuff از جنس سیلیکن-پلیامایدا ۷۱ [۱۱]

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-05-19]

۳-۲- الکترودهای LIFE

الکترودهایی کـه در داخل عصب جانبی قرار می‌گیرند، در مقایسـه با الکترودهایی که در خارج عصب نصب و کاشـت می‌شـوند، به‌دلیل تماس مسـتقیم با بافت، نسـبت سـیگنال 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 اسـت فعال شـود و یا سـیگنالی از آن ثبت شـود. بنابراین، در مقایسه با الکترودهای خارج از عصب[۲۰] به شدت تحریک‌های کمتری نیـاز دارند. به کمک الکترودهای بین فاسـیکولی کاشـت شـده به صورت طولی[۲۱] (LIFE)، (شـکل ۵)، می‌توان به مجموعه محدودی از آکسـون‌ها در داخل عصب‌های جانبی دسترسـی پیدا کرد. LIFE ها (معمولاً) از سـیم‌های 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.



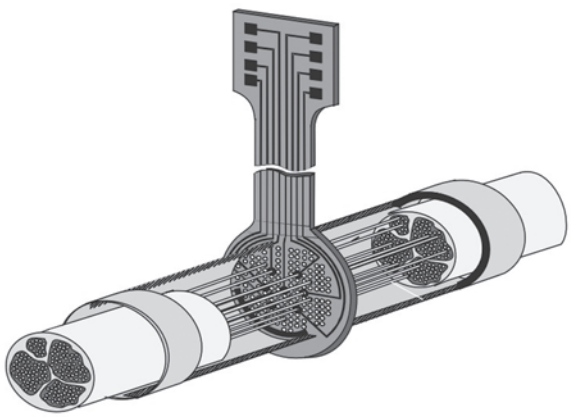
شکل ۵: شماتیک الکترود LIFE پلیمری ایزوله شده توسط لایه‌های سیلیکنی. لایه فعال ثبت و تحریک، محدودی به طول 1mm از جنس پلاتین است [۱۲]

قدرت انتخابگری LIFE ها به دلیل تماس مسـتقیم با بافت‌ها بسـیار مناسـب بوده، هندسـه آنها این الکترودها را بـرای مصارف طولانی مناسـب سـاخته اسـت. به دلیل همین ویژگی‌هـا، LIFE ها گزینه مناسـبی برای کاربـرد در سیسـتم‌های FES[۲۲]، و در مطالعات اولیه کنترل و کدینگ عصبی اسـت. با این حال، سـیگنال‌های ثبت شده توسط آنها بسیار ضعیف است که آشکارسازی آن‌ها را سخت می‌کند. تحریـک الکتریکـی از طریق ایـن الکترودها می‌تواند حس لامسـه، حرکـت و حالت مفاصل را فعال کند. این ویژگی‌ها طراحان را مجاب می‌کند که به سـراغ طراحی مدارات واسـط عصب‌های جانبی بروند و بـه کمـک این الکترودها به افـراد فلجی که انـدام مصنوعی دارند کمک کنند تا کنترل دقیق‌تر و احسـاس طبیعی‌تری نسـبت به این عضو مصنوعی خود در مقایسـه با پروتزهایی داشته باشند که توسط مغز کنترل می‌شـوند. با همه این ویژگی‌ها، به دلیل مشکلات ساخت آنها، کاشت حتی تعداد کمی از آن‌ها در فاسیکول‌های مختلف خیلی سـخت اسـت و این باعث شده اسـت که نمونه‌های عملی کار با این الکترودها برای ثبت از عصب‌های جانبی محدود باشد[۱۱].

۳-۳- الکترودهای Regenerative

الکترودهـای Regenerative بـه گونـه‌ای سـاخته می‌شـوند که در ارتباط با تعداد زیادی از فیبرهای عصبی باشـند. این ارتباط توسـط آرایـه‌ای از حفره‌ها کـه الکترودهایی در اطراف آنهـا قرار دارد و بین دو بخش قطع شـده عصب جانبی قرار گرفته اسـت، ایجاد می‌شـود (شـکل ۶). آکسون‌های احیاشـده داخل این سوراخ‌ها رشد می‌کنند. از ایـن‌رو می‌تـوان آنها را تحریک یـا از آنها سـیگنالی را ثبت کرد. موفقیت این نوع الکترودها منوط به رشـد کامل آکسـون‌ها در درون این حفره‌هاست. در نسخه‌های اولیه این الکترودها، حفره‌ها به قطر ۲ تا ۱۰µm بوده‌اند. Sieveها دسـته‌ای از الکترودهای Regenerative هسـتند که قطر حفره‌ها در آنها زیاد اسـت تا بتوان از تعداد بیشتری آکسـون همزمان سـیگنال ثبت کرد. به علاوه آن‌که، بتوان صدمات بالقـوه به آکسـون‌های در حال رشـد و احیا را تا حـد امکان کاهش داد، چرا که قطر خود آکسـون‌ها بیشـتر از µm ۲ اسـت. مزیت دیگر Sieve ها جنس پلیامیدی آن‌هاسـت که بسیار سازگار با بدن بوده و می‌تواند برای مدت‌های طولانی به صورت پایدار در آزمایش‌های روی موجود زنـده۳۲ به کار رود. این الکترودهـا به‌صورت عمود بر عصب قرار می‌گیرند.

بـا این حال، علاوه بر پیشـرفت‌های تکنولوژیکی، الکترودهای Sieve نیازمند پیشـرفت‌های 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 APهـای ثبت شـده از فیبرهای عصبی داخل ایـن الکترودها، اندازه واقعی سیگنال ثبت شده را کاهش می‌دهد. گرچه یکی از کاربردهای چالش برانگیز این نوع الکترود، کاشـت آنها در عصب‌های جداشـده یک عضو قطع شـده برای ارتباط دوسویه در پروتزهای عصبی کنترل شـونده به صورت فیدبکی[۲۴] است، اما به دلایل ذکر شده، هیچ کاربرد انسانی تاکنون از این الکترودها گزارش نشده است.



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

۳-۴- الکترودهای نفوذی[۲۵]

میکرونروگرافی عملی اسـت که به طور گسـترده‌ای به‌عنوان روشـی غیرمخرب بـرای اندازه‌گیری فعالیت عصب‌های جانبی به کار می‌رود [۱۱]. به‌طـور معمول یک میکروالکترود از جنس تنگسـتن از طریق پوسـت در داخل فاسـیکول‌های یک عضو قرار گرفته (نفوذ کرده) و فعالیت‌هـای afferent یا efferent فیبرهای عصبی را مانیتور می‌کند. علی‌رغـم ایجاد زخم‌های کوچکی که در عصب به خاطر نفوذ الکترود بـه داخل آن حاصل می‌شـود، احتمال مرگ عصب و سـلول‌های آن بسیار پایین است.

تحریک ایجاد شده توسط این میکروالکترودها نیز به‌طور معمول برای تحریک یک تک آکسون هم می‌تواند به‌کار رود، اما در واقع باز هم دسته کوچکی از آکسـون‌ها در داخل یک فاسـیکول تحریک می‌شوند. این الکترودهای نفوذی به‌دلیل دقت بالا، به‌طور معمول به صورت آرایه‌ای با تعـداد زیاد به کار می‌روند. آرایه‌ای شـدن آنها قدرت انتخاب‌گری الکترودها را به شـدت بالا می‌برند. آرایه‌های میکروالکترودی[۲۶] که از ایـن پس در این گزارش به اختصار آنهـا را MEA می‌نامیم، در واقع مجموعه‌ای از الکترودها هسـتند که بر روی یک سـوزن، یک سطح شیشه‌ای، سطح سیلیکنی یا سـطح پلیامیدی نصب شده و به‌صورت آرایه‌های یک بعدی، دو بعدی و سـه بعدی وجود دارند (شـکل ۷). MEA هـا در ابتدا برای ثبت و تحریک سـیگنال‌های مغزی طراحی شـدند و تاکنون در کاربردهای طولانی مدت زیادی جهت ثبت خارج

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-05-19]

سلولی از سلول‌های مغزی یا سلول‌های شبکیه 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 برروی 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.

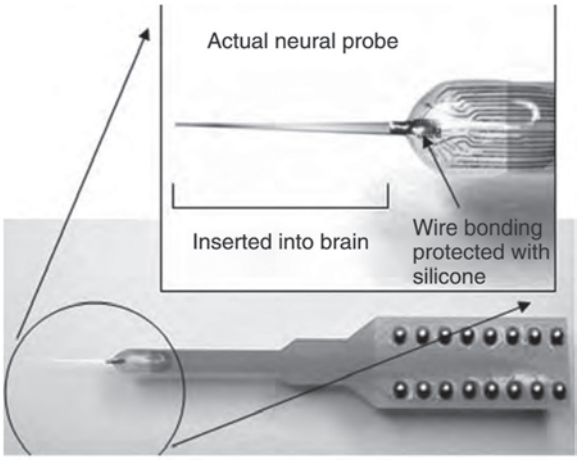
با پیشرفت فناوری CMOS، این محدودیت‌ها برطرف شد و نوع MEA-CMOS ها ارایه شدند که تعداد زیادی الکترود را با فواصل بسیار نزدیک به‌هم برروی یک بدنه قرار می‌دهند و می‌توانند نواحی ثبت یا تحریک بزرگی با رزولوشن مکانی بسیار بالا فراهم کنند. از طرف دیگر به کمک تکنیک‌های مداری خاصی برای سیستم‌های ثبت و تحریک مثلاً به اشتراک‌گذاری مدارات ثبت هر الکترود، 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 امریکا و Twente هلند است که آرایه‌ای با بیش از ۱۰۰ الکترود سوزنی شکل است که در فناوری سیلیکون ساخته شده است (شکل ۷-د). در سال ۱۹۹۹ برای نخستین بار از آرایه سه بعدی Utah با ۱۲۸ الکترود 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 الکترود 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.

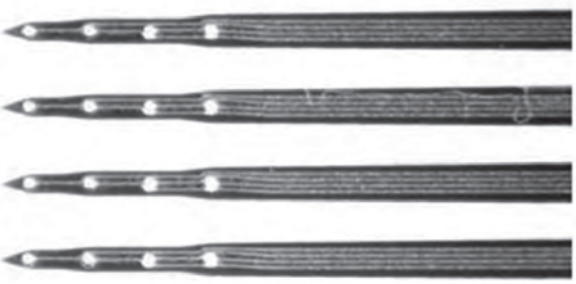
۴- نتیجه‌گیری

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 الکترود، می‌توان تعداد سیگنال‌های بیشتر یا سیگنال کمتر ولی با کیفیت بالاتر ثبت کرد. از آنجا که درکاربردهای علوم عصبی[۲۹] و پروتزهای عصبی نیاز به داشتن اطلاعات زیادی به طور هم‌زمان از عصب‌های مختلف است، آرایه‌های میکروالکترودی 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

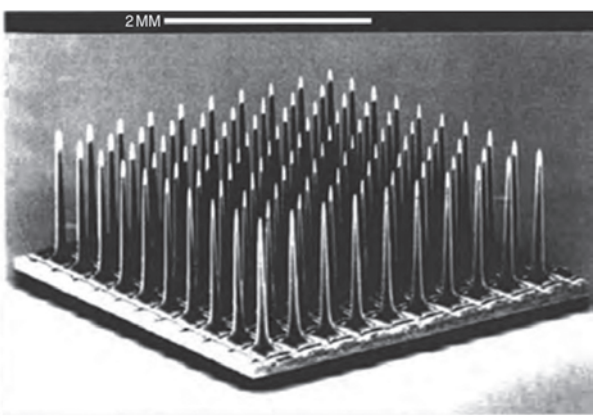
ادامه در صفحه ۳۳



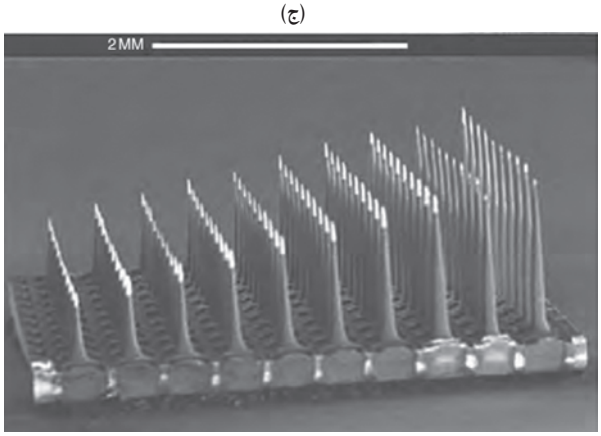
(الف)



(ب)



(ج)



(د)

شکل۷: انواع مختلف الکترودهای نفوذی [۱۱]

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-05-19]