مروری بر طراحی و ساخت ادوات الکترونیک انعطاف‌پذیر و پوشیدنی

مهشید نبی بیدهندی[1] امیرجهانشاهی[2]

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد - آزمایشگاه ریز فناوری ساخت پزشکی- دانشکده مهندسی برق- دانشگاه امیرکبیر- تهران- ایران
Mahta_nabi@aut.ac.ir

۲- استادیار- آزمایشگاه ریز فناوری ساخت پزشکی- دانشکده مهندسی برق- دانشگاه امیرکبیر- تهران- ایران
Amir.Jahanshahi@aut.ac.ir

چکیده: ابزارهای الکترونیکی انعطاف‌پذیر، به عنوان یک زمینه نوظهور در تحقیقات، اخیرا مورد توجه بسیاری قرار گرفته است. با توجه به تغییر و تحولات، پیشرفت و همچنین افزایش تقاضا برای این ابزارهای الکترونیکی، تحقیقات و مطالعات بسیار زیادی در محیط‌های دانشگاهی و صنعتی بر روی مواد قابل انعطاف انجام شده است. بنابراین به دلیل جایگزینی این تجهیزات سفت و سخت متداول با نمونه‌های قابل انعطاف و قابل کشش مشابه، باید مطالعات دقیق و گسترده‌ای برای عملی ساختن این جایگزینی در این زمینه صورت گیرد. به طور خاص، قابلیت اطمینان از اهمیت فوق العاده‌ای در کاربردهای عملی واقعی برخوردار است و لازم است در ساخت به آن توجه ویژه‌ای شود. مطالعات صورت گرفته، عمدتا بر روی مواد و روش‌های ساخت این ابزارها می‌باشد. در این مقاله به صورت خلاصه، پیشرفت‌هایی که اخیرا در زمینه ابزارهای الکترونیکی قایل انعطاف انجام شده است مورد بررسی قرار می‌گیرد. پارامترهای مهمی همچون پسماند، خطی بودن سیستم و قابلیت اطمینان این ابزارها و همچنین اهمیت این پارامترها در ساختارها بیان می‌شود. با این وجود برای انطباق دقیق و درست این الکترونیک‌ها با کاربردهای دنیای واقعی و همچنین تولید انبوه و گسترده آنها، چالش‌هایی وجود دارد که در این مقاله به صورت خلاصه به برخی از این چالش‌ها می‌پردازیم.

واژه‌های کلیدی: الکترونیک قابل ارتجاع، الکترونیک انعطاف‌پذیر، الکترونیک پوشیدنی، قابلیت اطمینان

نوع مقاله: مروری

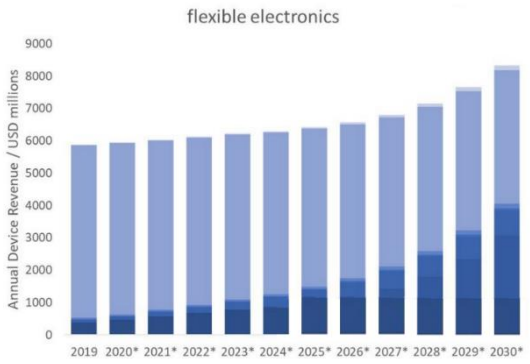
DOI: 10.52547/jiaeee.21.1.63

تاریخ ارسال مقاله: ۱۴۰۰/۰۸/۳۰
تاریخ پذیرش مشروط مقاله: ۱۴۰۱/۰۱/۲۱
تاریخ پذیرش مقاله : ۱۴۰۱/۰۹/۲۷
نام نویسنده‌ی مسئول: امیر جهانشاهی
نشانی نویسنده‌ی مسئول: ایران – تهران – خیابان حافظ – پلاک ۴۲۴ – دانشگاه صنعتی امیر کبیر – دانشکده‌ی برق

۱- مقدمه

نیاز و علاقه به توسعه تجهیزات الکترونیکی انعطاف‌پذیر از دهه ۱۹۶۰ مشاهده می‌شود و در طی چند دهه گذشته، بسیار محبوب و مورد توجه بوده است. این فناوری جدید و پرطرفدار از گذشته تا به امروز پیشرفت بسیاری داشته و با توجه به نوع کاربرد آنها در هر دوره، با چالش‌های خاصی روبرو بوده است[۱].

مدارات الکترونیکی سیلیکونی به دلیل سفتی و سختی، وزن بالا و ناسازگاری با محیط و انسان در طولانی مدت کنار گذاشته شده‌اند و توسط مدارات الکترونیکی با انعطاف‌پذیری بالا، وزن سبک و سازگاری زیاد با محیط و انسان جایگزین شده‌اند. این قابلیت انعطاف‌پذیری و قابلیت کشش در الکترونیک‌ها می‌تواند یک مزیت بزرگ در طولانی مدت باشد و طیف گسترده‌ای ازکاربردها را برای انسان فراهم سازد. وسایل الکترونیکی قابل انعطاف می‌توانند به صورت فشرده و پیچ خورده تغییر یابند و با سطوح غیر مسطح پیچیده، مطابقت داشته باشند و سیگنال‌های مختلفی با حساسیت بسیار بالا را تشخیص و ارائه دهند[۲]. شکی نیست که نسل بعدی الکترونیک‌های انعطاف‌پذیر و پوشیدنی، منجر به ایجاد انقلابی در شیوه زندگی انسان‌ها خواهد شد. در حال حاضر، این بسترهای منعطف به دلیل ساختار مطلوب، در دستگاه‌های الکترونیکی و تجهیزات الکترونیکی پوشیدنی به صورت گسترده استفاده می‌شوند و تأثیرات زیادی بر جنبه‌های مختلف زندگی روزمره انسان دارند[۲،۳]. این امر منجر به رشد اقتصادی و توسعه سریع این زمینه الکترونیک شده است. شکل ۱ پیش‌بینی از روند صعودی و پیشرفت سریع این مدارات الکترونیکی را در چند سال آینده نشان می‌دهد که نمایانگر جذابیت و محبوبیت این الکترونیک‌ها می‌باشد.



شکل (۱): پیش‌بینی پیشرفت الکترونیک منعطف در آینده

از کاربردهای مدارات الکترونیکی انعطاف‌پذیر در فناوری، می‌توان به استفاده آن‌ها در پزشکی مانند پوست مصنوعی[۴]، تشخیص حرکت‌های عضلانی و مراقبت‌های بهداشتی خانگی[۲،۳] و همچنین در صنعت و تجهیزات نظامی[۵] اشاره کرد.

برای استفاده گسترده از این الکترونیک در زندگی و همچنین پیشبرد این وسایل انعطاف‌پذیر و پوشیدنی از آزمایشگاه تا ساخت انبوه آن‌ها، باید مواد مختلف برای ساخت و تکنیک‌های تولید و همچنین قیمت را در نظر گرفت؛ چرا که این الکترونیک‌ها نسخه‌های بهبودیافته حسگرهای سخت و ناسازگار هستند. بنابراین، تحقیقات گسترده‌ای در راستای ساخت این الکترونیک‌ها و کاهش کل هزینه ساخت، از طریق طرح‌های پیشرفته و مواد جدید انجام شده است. الگوهای مختلف بر روی بسترهای انعطاف‌پذیر، کمک می‌کند که این نوع مدارها بتوانند تا بیشترین حد ممکن کشیده و یا پیچیده شوند تا به نسبت تغییرات ایجاد شده در ورودی، پاسخی در سیگنال خروجی دیده شود، بنابراین حساسیت بالا به تغییرات، از پارامترهای مهم محسوب می‌شود. به همین دلیل از فلزات به دلیل رسانایی و حساسیت بالا، در ساخت این حسگرها به صورت گسترده استفاده شده است. همچنین برای انعطاف‌پذیری بالا، این مدارهای الکترونیکی نیاز به بستری منعطف دارند[۶]. این الکترونیک‌های انعطاف‌پذیر به دلیل تغییر حالت به اشکال خمیده و پیچیده، به سازگاری مکانیکی بالا با محیط اطراف خود نیاز دارند و نباید در معرض آسیب قرار بگیرند یا عملکرد آنها تحت شرایط خمش یا کشش و یا در مقابل شستشو و رطوبت تغییر کند [۶،۷]. بنابراین، ساخت این الکترونیک‌ها چالشی است که از گذشته تا به امروز با آن مواجه بوده‌اند.

در این مقاله مدارات قابل انعطاف پوشیدنی و قابل حمل را به طور کامل مورد بررسی قرار می‌دهیم. در بخش بعدی به طور خلاصه در مورد مواد استفاده شده در ساخت این نوع الکترونیک‌ها و تکامل آن‌ها در طول چند سال اخیر بحث خواهیم‌کرد. همچنین پروسه ساخت این الکترونیک‌ها را به صورت خلاصه بیان می‌کنیم. علاوه بر این، انواع مختلف این الکترونیک‌ها را بررسی خواهیم کرد و نحوه کار آن‌ها را شرح خواهیم داد و همچنین مکانیسم رفتاری، عملکرد و پارامترهای لازم برای ساخت آن‌ها را مورد بررسی قرار خواهیم داد. در بخش سوم کاربردهای آن‌ها در زندگی روزمره، از جمله مدارهای الکترونیکی قابل شستشو ، الکترودهای منعطف و چند سنسور کاربردی در زندگی انسان را بررسی می‌کنیم و پارامترهای مهمی که در همه این الکترونیک‌ها مورد توجه قرار می‌گیرند از جمله: خطی بودن و حساسیت آن‌ها، سرعت تشخیص تغییرات ناگهانی و برگشت‌پذیری به حالت اولیه خود بررسی می‌شود. در بخش چهارم، چالش‌هایی که از گذشته تاکنون این بسترها با آن مواجه بوده‌اند بیان می‌شود تا در آینده با برطرف کردن این چالش‌ها بتوان به بهترین بازدهی از این زمینه الکترونیکی دست یافت.

۲- مواد و روش ساخت

تولید الکترونیک‌های انعطاف‌پذیر و مواد مورد استفاده برای ساخت آن‌ها، بسته به نوع کاربرد در زندگی انسان‌ها به برخی از عوامل از جمله ساختار شیمیایی(که در دو دهه گذشته به طور گسترده نقش اصلی را ایفا می‌کند)، در دسترس بودن مواد، هزینه کلی تولید و غیره بستگی دارد. این تجهیزات الکترونیکی، برای آنکه بتوانند جایگزین

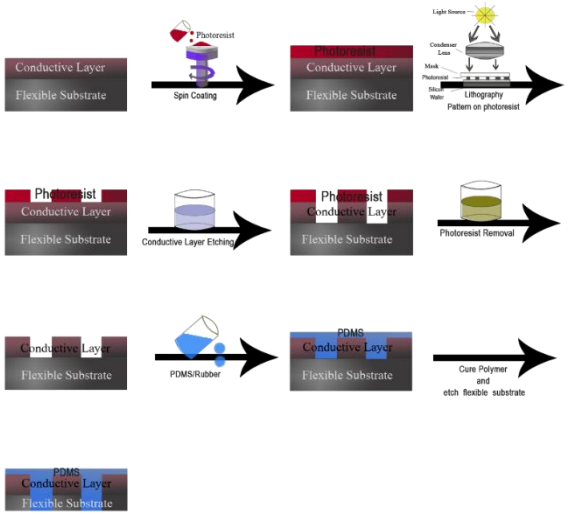
مناسبی برای مدارهای الکترونیکی سفت و سخت باشند، باید از نظر اقتصادی به صرفه باشند تا بتوانند به صورت انبوه تولید شوند و در دسترس قرار گیرند. بنابراین استراتژی‌های ساخت ارزان، آسان، قابل اعتماد و مقیاس‌پذیر برای تولید در مقیاس بزرگ، بسیار مطلوب می‌باشد[۸]. تاکنون، موادی که هم دارای رسانایی بالا و همچنین قابلیت انعطاف‌پذیری مطلوب باشند، وجود نداشته است. الکترونیک‌های انعطاف‌پذیر از ترکیب مواد نرم انعطاف‌پذیر و مواد الکترونیکی فعال(قسمت رسانا) به منظور دستیابی به انعطاف‌پذیری و کشش‌پذیری به دست می‌آیند. شکل ۲ این ساختار را نشان می‌دهد.

شکل (۲): شماتیکی از ساخت مدار الکترونیکی انعطاف‌پذیر براساس بستر انعطاف‌پذیر و انتقال داده[۹]

ساخت قسمت رسانا این الکترونیک‌ها، بسته به نوع و کاربرد آن‌ها با هم متفاوت است. برای کاربردهای مختلف، از مواد رسانایی مانند کربن و مشتقات آن، ذرات فلزی و آلیاژها استفاده می‌شود. از ترکیبات کربن می‌توان به گرافن، نانولوله‌های کربنی(CNTs)و الیاف کربن اشاره کرد و از نانوذرات فلزی نیز می‌توان نقره، طلا و نیکل را نام برد[۸،۱۰]. به عنوان مثال از ترکیب‌های کربن می‌توان به استفاده از گرافن بر روی پارچه‌های بافته شده، که به زیرلایه پلی دی متیل سیلوکسان(PDMS) منتقل شده‌اند، اشاره کرد[۱۱]. همچنین پیوند بین نانو سیم‌های طلا و PDMS را در بخش نانوذرات فلزی که یک سنسور فشار بر اساس لایه دی‌الکتریک PDMS را ارائه می‌دهد می‌توان نام برد [۱۲]. در میان آلیاژها نیز مس، طلا و نقره به دلیل سازگاری و رسانایی بالا بیشتر از فلزات دیگر مورد توجه قرار گرفته‌اند. این ساختارها با توجه به کارایی و میزان حساسیت، در جنبه‌های مختلف زندگی انسان، مورد تغییر و توجه واقع می‌شوند.

ساخت این مواد بسیار مهم است چرا که اگر در تولید انبوه قرارگیرد باید صرفه اقتصادی داشته باشد. از روش‌های ساخت این مواد می‌توان به سنتز شیمیایی و رسوبات بخار شیمیایی (CVD) اشاره کرد. قسمت نرم و قابل انعطاف این الکترونیک‌ها که آن‌ها را متمایز از الکترونیک‌های سفت و سخت کرده است، از موادی از جمله پلی دی متیل سیلوکسان(PDMS)، پلی اتیلن ترفتالات(PET)، سیلیکون رابر(rubber)، پلی آمید (PI) پاریلن و پلی پیرول و غیره تشکیل می‌شود[۸،۱۰]. تفاوت این مواد پلیمری در مدول یانگ و ضریب شکست آن‌ها است. به طور کلی، بستر باید به اندازه کافی انعطاف‌پذیر باشد تا اجازه دهد مواد رسانا خارج از صفحه تغییر شکل دهند. انتقال قسمت‌های سفت و سخت رسانا بر روی این بسترها به روش‌های الکترواسپینینگ، پوشش و پاشش، چاپ و ... انجام می‌شود. این مواد به گونه‌ای در کنار هم قرار می‌گیرند که از لحاظ ساختار مکانیکی پایدار باشند و بعد از تغییر شکل ساختار، همچنان کارایی اولیه خود را داشته باشند و این ساختار نرم با مدارهای الکترونیکی سخت از هم جدا نشوند و تعامل خوبی را در کنار هم ایجاد کنند. همچنین بسته به نوع استفاده، به عنوان مثال در رطوبت [۷]، درست و دقیق کار کنند. بنابراین نحوه قرار گرفتن این مواد در کنار هم و واکنش آن‌ها نسبت به هم بسیار مهم می‌باشد که در فرآیند ساخت باید به آن توجه شود. روش‌های پردازش جدید به گونه‌ای طراحی شده است که پس از تغییر شکل مکرر بتواند عملکرد خوب دستگاه را به همراه داشته باشد (یکبار مصرف نباشد) و اطلاعات دقیق و جامعی را در اختیار ما قرار دهد[۱۳].

تا به امروز، انواع مختلفی از تکنیک‌ها برای ساخت این الکترونیک های انعطاف‌پذیر به وجود آمده است. یک روش کلی ساخت آنها بر بستر پلیمری در شکل ۳ نشان داده شده است.

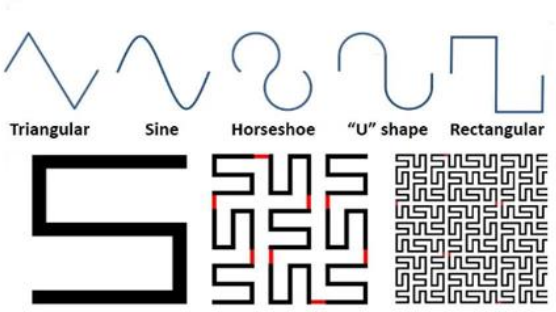


شکل (۳): مراحل ساخت الکترونیک انعطاف‌پذیر

بعد از قرار گرفتن یک لایه رسانا به روش‌های گفته شده در بالا بر روی یک بستر انعطاف‌پذیر و ایجاد شکل و الگو مداری به روش

لیتوگرافی[۱۴]، بستر رسانای این الکترونیک‌ها ساخته می‌شود. در انتها با قرار دادن آن‌ها در زیرلایه پلیمری مثل PDMS، مدار الکترونیک منعطف ساخته می‌شود. از ماده‌های شیمیایی خورنده مختلف برای برداشتن قسمت‌های اضافی و ایجاد الگویی درست استفاده می‌شود و بسته به نوع بستر رسانا و ساختار شیمیایی این مواد تغییر می‌کند.

روش ذکر شده بسته به نوع مواد استفاده شده در ساختار کلی، متغیر است. به عنوان مثال، روش‌های چاپ و میکروماشین‌کاری نیز برای ایجاد طرح روی این بسترها استفاده می‌شود. انعطاف‌پذیری به زیرلایه‌های الکترونیکی وابسته است. با این حال، ایجاد الگوهایی بر روی بستر رسانا نیز می‌تواند باعث کمک به هدایت و انعطاف‌پذیری بیشتر ساختار شود و مواد رسانای سفت و سخت ذاتی، از لحاظ ساختاری، قابلیت انعطاف‌پذیری پیدا می‌کنند. این الگوها از گذشته تاکنون تغییرات بسیاری داشته و شکل‌های گوناگونی در ساختار این الکترونیک‌ها برای هدایت بهتر و جلوگیری از شکستگی ساختار پدید آمده است. شکل ۴ نمونه‌ای از این نوع الگوها را نشان می‌دهد.



شکل (۴): الگوهای متداول برای مدارهای الکترونیکی انعطاف‌پذیر

این الگوها شامل شکل‌های نعل اسبی، مارپیچ، مثلثی و مربعی می‌باشند، که در بین همه این حالت‌ها، شکل‌های مارپیچ بیشتر مورد توجه قرار گرفته است[۷]. هنگامی که سازه با شکل‌های مارپیچ کشیده و یا فشرده می‌شود، این ساختار، خود را متناسب با شرایط تغییر می‌دهند و تغییرات اعمال شده بدون ایجاد پارگی و شکستگی در ماده ایجاد می‌شود. این تغییرات در کل ماده احساس شده و با کوچکترین تغییر در ساختار، شکل‌ها کشیده مانند خطی صاف و یا فشرده مانند فنر می‌شوند و با رها کردن، به حالت اولیه خود بر می‌گردند[۱۵]. این الگوهای مداری در ساختار بسیار مهم می‌باشند به عنوان مثال، اگرچه یک قطعه کاغذ قابل کشش نیست، اما یک مش کاغذی می‌تواند بسیار کشش پذیر باشد[۱۶]. در این ساختارها نیز، اگر یک فیلم فلزی با یک اتصال متناسب با شکل‌های مارپیچ به هم وصل شوند، بسیار انعطاف‌پذیر می‌شوند[۱۷]. همچنین در این مدارها، نقش زیرلایه‌ها و همچنین مقاومت چسبندگی سطحی بین ماده رسانا و بستر زیرین اغلب نادیده گرفته می‌شود. این در حالتی است که نیروی چسبندگی بین لایه زیرین و لایه رسانا از اهمیت زیادی برخوردار است. هنگامی که چسبندگی ضعیف باشد، لایه‌ها درکنارهم تغییرات را احساس نمی‌کنند، در نتیجه تنش در یک ناحیه بسیار زیاد شده و باعث ایجاد پارگی در محل می‌شود و این پارگی به عنوان پارگی محلی شناخته می‌شود. چسبندگی مناسب می‌تواند از ایجاد پارگی و همچنین شکستگی‌های احتمالی جلوگیری و ترک‌های کمتری را در روی سطح رسانا ایجاد کند و یا شکستگی‌های ایجاد شده در اثر کشش، به طور یکنواخت در کل فیلم توزیع شود و در یک محل ایجاد نشود و باعث قطعی کامل نگردد[۱۵].

۳- کاربردها

الکترونیک انعطاف‌پذیر به دلیل راحتی و سبکی در زندگی روزمره، کاربردهای گسترده‌ای در زمینه‌های مختلف دارد. این تجهیزات در تشخیص حرکات مختلف بدن انسان (تنفس، ضربان قلب[۱۰،۱۳]، مفاصل بدن و غیره) پروتز[۱۸]، الکترودهای قابل شستشو[۷] و سیستم‌های پوشیدنی[۱۹] کاربرد دارند. همچنین باید دارای پارامترهای مهمی از جمله کشش‌پذیری و انعطاف‌پذیری، حساسیت به تغییرات، خطی بودن پاسخ برای پیش‌بینی تغییرات بزرگتر و در نهایت پاسخ سریع باشند که در ساخت آن‌ها بسیار مورد توجه قرار می‌گیرد و آن‌ها را نسبت به تجهیزات الکترونیکی سفت و سخت کاربردی‌تر می‌کند[۱۰].

شکل (۵): پارامترهای مهم برای ساخت تجهیزات الکترونیکی انعطاف‌پذیر و کاربردهای بالقوه آن‌ها در مراقبت‌های بهداشتی و مهندسی پزشکی، نظارت بر عملکرد ورزشی و الکترونیک‌های نرم و انعطاف‌پذیر و قابل شستشو[۷ ،۱۰،۱۳،۱۹،۲۰]

۳-۱- اتصالات قابل انعطاف

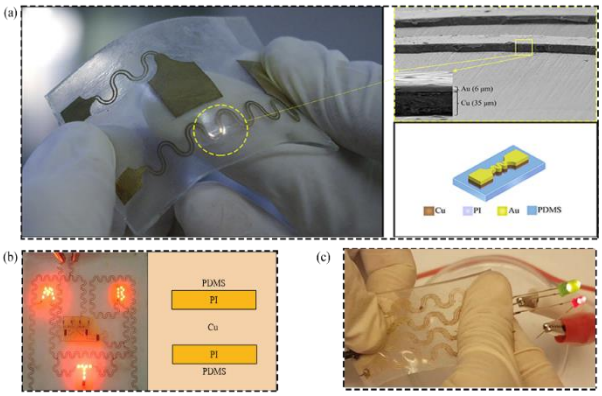
به طور کلی از گذشته تاکنون، از فلزاتی مانند طلا و مس به دلیل هدایت الکتریکی و حرارتی بالا که اجازه عبور جریان زیاد و انتقال سریع سیگنال‌ها را می‌دهند، برای اتصالات فلزی استفاده شده است.

این در حالی است که فلزات به تنهایی از نظر کشش مناسب نیستند و ضریب انعطاف‌پذیری آنها حدود ۱۰۰ گیگا پاسکال است که در مقایسه با مواد قابل کشش، بسیار بالا است. اتصالات سفت و سخت نمی‌توانند درجه تغییرات در قسمت‌های مختلف را احساس کنند[۲]. بنابراین در کاربردهای جدید از اتصالات انعطاف‌پذیر استفاده می‌شود و به دلیل توجه زیاد به آن‌ها در ربات‌ها و پزشکی، منجر به استفاده بیشتر از این اتصالات الکترونیکی شده است. با اضافه کردن درجه‌ای از انعطاف‌پذیری به مجموعه کلی، می‌توان عملکرد سیستم‌های الکترونیکی چند منظوره را برای کاربردهای مختلف افزایش داد. به همین دلیل، اتصالات الکترونیکی، روی بسترهای انعطاف‌پذیر به یکدیگر متصل شده‌اند تا بتوانند به راحتی تغییر شکل دهند[۲،۳].

تعامل این اتصالات سخت با مجموعه‌ای از مواد انعطاف‌پذیر می‌تواند در کل، ساختار انعطاف‌پذیری را ایجاد کند. به عنوان مثال، تغییر شکل بزرگی در سطوح پیچیده مانند زانوها و آرنج‌های یک ربات انسان‌نما وجود دارد که نیاز شدیدی به اتصالات انعطاف‌پذیر دارند تا بتوانند تغییرات حرکتی انسان را به خوبی به این ربات‌ها منتقل کنند[۲۱،۲۲]. این پیشرفت‌ها منجر به رشد زیادی در زمینه اتصالات قابل انعطاف شده است.

ساخت این اتصالات از نظر ظاهری و ساختاری بسیار مهم است تا بتوانند در طولانی مدت خراب نشوند و همچنین کل ساختار در کنار یکدیگر تعامل خوبی داشته باشند تا سیستم به صورت یکپارچه عمل کند. یک اتصال رسانای قابل انعطاف باید مانند لاستیک باشد، یعنی پس از آزاد شدن، با کمترین میزان تغییر در هدایت، دوباره به حالت اولیه خود برگردد. بنابراین اتصالات طراحی شده، بیشتر سیم‌های مواج هستند که به دلیل انعطاف‌پذیر بودن، برای طولانی مدت به صورت گسترده در اتصالات قابل انعطاف استفاده می‌شوند[۲۰]. با طراحی دقیق دامنه، انحنا و عرض این ساختار مواج، می‌توان بهترین ساختار با کمترین شکنندگی را ساخت به گونه‌ای که در تغییرات، پاسخ الکتریکی آن با کمترین تغییر و بیشترین دقت اعمال شود[۲]. این اتصالات مواج، راحت‌ترین و ساده‌ترین شکل اتصالات انعطاف‌پذیر هستند. بنابراین در سال‌های اخیر از این اتصالات در تجهیزات الکترونیکی به صورت گسترده استفاده شده است. هندسه‌های مختلف دیگری مانند استفاده از اسفنج‌های رسانا نیز برای ساخت این اتصالات و ساختار کلی وجود دارد [۱۶]، ولی استفاده از اسفنج رسانا برای اتصالات قابل انعطاف دارای چالش‌های زیادی می‌باشد که بعنوان مثال می‌توان به اندازه منافذ موجود در اسفنج‌ها اشاره کرد. با اندازه منافذ کوچکتر، ساختار اتصال، می‌تواند ظریف‌تر باشد، اما انعطاف‌پذیری و کشش کمتری را ایجاد می‌کند. علاوه بر این، چالش‌هایی نیز مربوط به اتصال چنین سازه‌هایی با ساختار کلی و مدارها وجود دارد زیرا منافذ موجود در ساختار، اجازه ادغام آن‌ها با سیم‌های لحیم و اتصال به ساختار کلی را نمی‌دهد.

روش دیگر، استفاده از ساختار مارپیچ قابل انعطاف است، که الکترودهای مارپیچی قابل انعطاف از پیچاندن سیم‌های مسی بر روی یک رشته سیم نایلونی انعطاف‌پذیر ایجاد می‌شود[۲۳] و یا لباس‌های ساخته شده با نخ‌های رسانا که اتصالات در درون لباس قرار می‌گیرد[۲۴]. ساخت چنین ساختاری اغلب به هسته‌ای نیاز دارد که سیم رسانا در اطراف هسته پیچیده می‌شود تا شکل مارپیچ ایجاد شود. این ساختارها می‌توانند از سیم‌های فلزی و یا سیم‌های پلیمری رسانا (نانو سیم‌ها و یا نانوذرات فلزی در پلیمرها) باشند. این نوع اتصالات به دلیل قطر زیاد، ساختار را محدود می‌سازد و دقت اندازه‌گیری و حساسیت سیستم را با محدودیت مواجه می‌سازد[۲]. بنابراین اتصالات مواج، یکی از بهترین اتصالات ممکن می‌باشد که با قرار دادن آن‌ها در بستری لاستیکی، می‌تواند کاملا آن‌ها را انعطاف‌پذیر و قابل کشش سازد. به عنوان مثال شکل ۶ قسمت c ساخت اتصالات مقرون به صرفه‌ای را نشان می‌دهد. این ساختار شامل ورقه‌های مسی همراه با پلی‌آمید است و با ایجاد الگویی مواج و چند خطی با ضخامت پایین، اطمینان از قطع نشدن ارتباط و همچنین حساسیت سیم‌ها به تغییرات در خمش و کشش‌های زیاد حاصل می‌کند و با روش‌های مبتنی بر لیتوگرافی بر روی این ورقه‌ها و انتقال آن‌ها به بستر PDMS، آن‌ها را برای اتصالات منعطف آماده می‌سازد. این ساختار، دارای تغییرات و کشش خوبی(حدود ۳۰٪) است که می‌تواند راحتی را برای مصرف‌کننده در استفاده طولانی مدت فراهم سازد[۲۰].



شکل (۶): کاربرد الکترونیک انعطاف‌پذیر الف) الکترودهای قابل انعطاف برای نظارت بر سیگنال‌های حیاتی (EMG/ECG) [۱۳] . ب) الکترودهای قابل شستشو[۷] پ) ساخت الکترودهای کششی در پلیمرهای زیست سازگار[۲۰]

۳-۲- میکروالکترودها

فناوری میکروالکترودها انقلابی در محاسبات و ارتباطات با همه نوع سیستم‌ها از جمله سیستم‌های پزشکی[۲۵] و رابط کاربری در بدن انسان و حیوانات[۲۶]، در ساخت سلول‌های خورشیدی و همچنین ساخت ترانزیستورها ایجاد کرده است[۲۷]. اولین استفاده از میکروالکترودها در تحقیقات، به دهه ۱۹۵۰ برمی‌گردد. در ابتدا، از

الکترودهای سیم فلزی برای نظارت بر فعالیت الکتریکی در آزمایشات استفاده می‌شد[۲۸] ولی با گذشت زمان و توسعه سریع در فناوری، میکروالکترودها به جای آن‌ها عرضه شدند. مدارهای بزرگ و سخت جای خود را به مدارهای کوچک، دارای وزن کم و روش‌های ساخت کم هزینه و به صرفه دادند و از این رو در کاربردهای مختلف بسیار مورد توجه قرار گرفتند. در نتیجه تقاضا برای تولید این تجهیزات الکترونیکی کوچک و انعطاف‌پذیر که دارای کارایی بالایی هستند، روز به روز در حال افزایش می‌باشد. این عملکردهای هوشمند، توسط ساختارهای میکرونی در سطح یا درون الیاف یا پلیمرها تعبیه شده و این ساختار را به وجود می‌آورد[۸].

قرار گرفتن یک مجموعه از قطعات الکترونیکی در روی یک بستر کوچک و یکپارچه‌سازی آن‌ها در کنار هم، از گذشته تاکنون در حال تحقیق و بررسی است. زیرا که برای انعطاف‌پذیری ساختار، تمام این اجزا باید از نظر خمش مطابقت داشته باشند. در نتیجه برای هر ساختار با توجه به کارایی آن‌ها ساختاری مناسب طراحی می‌شود. مدارهای الکترونیکی و الکترودهای انعطاف‌پذیر و کوچک که بر پایه پلیمر ساخته می‌شوند و از نظر ضخامتی در ابعاد میکرومتری هستند، بسیار سبک هستند و می‌توان آن‌ها را در قسمت‌های مختلف استفاده کرد. میکروالکترودها به دلیل ضخامت کم دارای حساسیت بالایی هستند و کارایی بهتری نسبت به الکترودهای قبلی دارند. این الکترودها بر روی بسترهای انعطاف‌پذیر شامل انواع قطعات الکترونیکی از جمله خازن‌ها، مقاومت‌ها، ترانزیستورها و دیودها و... هستند که با هم در یک مجموعه قرار می‌گیرند. ساخت تک تک این قطعات و استفاده از آن‌ها در مدار بسیار مطلوب است زیرا می‌توانند جایگزین دقیقی برای مدارهای رایج باشند. چالش‌های بسیاری به منظور ساخت آن‌ها از جمله پلیمر انتخابی به منظور انعطاف‌پذیری و همچنین ساختار رسانایی که هدایت را انجام می‌دهد، وجود دارد. این میکروالکترودها به دلیل سبکی و سازگاری بالا در پزشکی بسیار مورد توجه قرار گرفته‌اند. به همین دلیل در ساخت آن‌ها بیشتر از پلیمرهای شفاف مانند PDMS و یا rubber استفاده می‌شود.

بستری که بر روی آن، رسانا قرار داده می‌شود معمولا از اجناس کم هزینه و شفاف است که از جمله این مواد می‌توان به پلی‌آمید و پلی اتیلن ترفتالات اشاره کرد و با ساختار انعطاف‌پذیری که دارند و همچنین سازگاری با مواد دیگر، می‌توان آن‌ها را برای نظارت پزشکی، درون و یا بیرون بدن قرار داد بدون آنکه ناراحتی در طول روز و یا طولانی مدت برای بیمار ایجاد کند[۸،۱۰] . در نتیجه ساختاری که ایجاد می‌شود بسیار نازک و سبک بوده و مانند پوستی نازک ساخته می‌شود. این نظارت پزشکی می‌تواند دریافت ضربان قلب و سیگنال مغز و حرکت ماهیچه‌ها باشد[۳۰, ۲۹].

انعطاف‌پذیری و همچنین سازگاری الکترودها با بدن، پارامترهایی هستند که قابلیت اطمینان اندازه‌گیری علائم حیاتی را از طریق سیستم‌های پوشیدنی فراهم می‌سازد. به عنوان مثال شکل ۶ قسمت a یکی از سنسورهای ساخته شده بر اساس میکروالکترودها است که با نصب آن‌ها بر روی بدن و با کمترین هزینه ساخت، می‌توان سیگنال‌های مختلف قلبی را دریافت کرد. این ساختار بر اساس ایجاد الگوهای مواج بر روی بستر رسانای فلزی که بر روی پلی آمید قرار دارد، می‌باشد و با انتقال آن‌ها به پلیمر شفاف PDMS و انتقال اطلاعات از طریق سیم به مدار طراحی شده می‌توانند سیگنال حیاتی بدن را دریافت کنند که در مقایسه با نمونه‌های سخت یکبار مصرف تولید شده، این الکترودها چند بار مصرف هستند و اطلاعات دقیقی را در دسترس می‌گذارند[۱۳].

۳-۳- مدارهای الکترونیکی قابل شستشو

با افزایش تقاضا و در دسترس بودن هر روزه دستگاه‌های الکترونیکی در کاربردهای مختلف، مانند تلفن‌های هوشمند و وسایل الکترونیکی پوشیدنی و غیره، نگرانی زیادی در مورد سازگاری و ایمنی اینگونه دستگاه‌های الکترونیکی در برابر آب و رطوبت وجود دارد. قطعات الکترونیکی، به عنوان مثال سنسورهای پوشیدنی، در بخش استفاده روزمره، پزشکی و یا صنعت به گونه‌ای نصب می‌شوند که برای کاربر مطلوب باشند و در استفاده روزمره ناراحتی برای کاربر نداشته باشند[۱۹]. بنابراین با شرایط استفاده کاربر باید مطابقت داشته باشند.

به دلیل استفاده مداوم لوازم الکترونیکی به عنوان یک وسیله پوششی روی پوست، نیاز به تمیز کردن منظم و پایداری الکتریکی بالا دارند[۳۱]. این لوازم در صورت نداشتن مقاومت در برابر محیط‌های مرطوب، پاسخ درستی ارائه نمی‌دهند و در طولانی مدت دچار فرسایش می‌شوند. با این حال، بیشتر تجهیزات الکترونیکی فعلی به دلیل کمبود لایه‌های عایق و محافظ، قابل شستشو نیستند. به عنوان مثال، سنسورهای پوشیدنی، ممکن است قسمت رسانای آن‌ها (به عنوان مثال فلزات،گرافیت و یا ذرات رسانا) روی یک بستر انعطاف‌پذیر، در هنگام شستشو ترک خورده یا پوسته پوسته شوند[۳۲]. به همین دلیل در چند دوره استفاده از بین می‌روند. و هزینه بالایی برای خرید مجدد آن‌ها وجود دارد که از لحاظ اقتصادی مقرون به صرفه نیست. آبگریزی، یک خاصیت فیزیکی مولکول است که توده آب را دفع می‌کند. به طور دقیق‌تر، هیچ نیرویی جاذبه‌ای بین پیوندهای هیدروژنی آب با سطح ایجاد نمی‌شود. به سطوحی که آب را دفع می‌کنند(مانند برگ‌های گیاهان) آبگریز گفته می‌شوند. برگ‌ها، قطرات آب، گرد و غبار و خاک را جمع می‌کنند و در امتداد بستر خود حرکت می دهند. به عبارت دیگر، سطح برگ خاصیت خود تمیزی دارد. دانشمندان با الهام از این توانایی برخی گیاهان، بسترهایی برای قطعات الکترونیکی طراحی کرده‌اند که بخش رسانای مواد بر روی بسترهای پلیمری نرم، شبیه ساختار گیاهان خود تمیز شونده عمل کند و با کپسوله کردن آن‌ها بین این پلیمرها ساختاری ایزوله و قابل شستشو را فراهم سازند.

از نظر اقتصادی این زیرساخت‌ها مهم هستند، زیرا در نهایت انتظار می‌رود بازار این نوع سنسورها به به طرز چشم‌گیری رشد پیدا

کند و با بهبود آن‌ها در شرایط مختلف محیطی، برای کاربران بسیار جذاب‌تر شوند. به عنوان مثال استفاده از ورقه‌های رسانا برای ساخت مدارهای الکترونیکی، که از لحاظ اقتصادی بسیار مقرون به صرفه هستند[۱۳]. با این وجود محققان با چالش‌های زیادی روبرو هستند چرا که به دلیل قرار گرفتن این وسایل در معرض آب و رطوبت، باید در برابر ایمنی هر دستگاه الکترونیکی بسیار محتاطانه عمل شود. به عنوان مثال، منسوجات از الیاف متعددی تشکیل شده‌اند. اکثر منسوجات قادر به انتقال هوا و جذب مقادیر زیادی آب هستند که می‌تواند اجزای الکترونیکی را از نظر شیمیایی و مکانیکی دچار اختلال و آسیب کند. بنابراین ساخت دستگاه‌های نصب شده روی سطح این الیاف دشوار است[۳۳].

نسل جدید از اتصالات انعطاف‌پذیر می‌تواند در برنامه‌های الکترونیکی جدید مانند دماسنج‌های قابل کشش، دستگاه‌های پزشکی، ربات‌ها[۳۴] و پوست الکترونیکی[۳۵] استفاده شود که همگی مزیت اصلی انعطاف‌پذیر بودن و قابل شستشو بودن را دارند. به عنوان مثال محققان مدارهای الکترونیکی قابل شستشو و قابل کشش را با موفقیت در پارچه‌ها ادغام کرده‌اند که می‌تواند برای تولید تجهیزات الکترونیکی پوشیدنی و منسوجات هوشمند استفاده شود[۳۶]. در شکل ۶ قسمت b، یک مدار انعطاف‌پذیر با نفوذپذیری نسبتاً کم به مایعات و کشش‌پذیری با حداکثر تغییرات حدود ۲۵٪ را نشان می‌دهد که در بسیاری از کاربردها می‌توان از آن استفاده کرد. این مدار دارای مقاومت مکانیکی بالایی است و در همه جهت‌ها و اتصالات قسمت‌های مختلف، قابلیت خم شدن را فراهم می‌کند. این ساختار از لحاظ ابعاد کوچک است و شکل آن از حالت حجیم و سخت در نسل های قبلی، به نازک و انعطاف‌پذیر تبدیل شده است[۷].

۳-۴- سنسورها

با توجه به پیشرفت‌های اخیر در زمینه فناوری تجهیزات الکترونیکی انعطاف‌پذیر، سنسورهای بیشماری برای فعالیت‌های روزانه به وجود آمده‌اند که به دلیل استفاده راحت از آن‌ها نسبت به نسل‌های قبلی، به شدت مورد توجه قرار گرفته‌اند. از طریق انطباق این سنسورهای انعطاف‌پذیر با بافت‌های منحنی بدن، می‌توان اندازه‌گیری دقیق و قابل تکراری از سیگنال‌های عصبی و فعالیت‌های فیزیولوژیکی را ارائه داد. این اطلاعات با کمترین خطر و هزینه ارائه می‌شوند به عنوان مثال، سنسورهای نظارت بر فعالیت‌های عضلانی مانند پیاده‌روی، آهسته‌دویدن و چشمک‌زدن که می‌توانند اطلاعات ارزشمندی در زمینه پزشکی را ارائه دهند[۳۷]. به عنوان نمونه استفاده از آن‌ها در پیاده‌روی، توزیع فشار وارد شده در نقاط مختلف پا و یا فرکانس حرکت برای راه رفتن در یک فرد سالم را بیان می‌کند. تجزیه و تحلیل این گونه اطلاعات می‌تواند میزان فشار وارد شده بر عضلات مختلف فرد را در حالت‌های گوناگون ورزشی ارزیابی کند که باعث بهبود عملکرد ورزشی می‌شود و از آسیب‌های غیر منتظره جلوگیری می‌کند.

همچنین به استفاده از این سنسورها برای نظارت بر علائم حیاتی بدن، مانند ضربان قلب، درجه حرارت، فشار خون و اکسیژن خون نیز می‌توان اشاره کرد که می‌تواند در طی روز، اطلاعات پزشکی انسان را بدون ایجاد ناراحتی جمع‌آوری کند[۳۹, ۳۸].

سنسورهای غیر قابل انعطاف در طولانی مدت ناراحتی، خستگی و درد را به همراه دارند، به عنوان مثال بیماری‌های خطرناکی مانند دیابت و گلوکز که به صورت مداوم باید اندازه‌گیری شوند را می‌توان با کمک حسگرهای انعطاف‌پذیر از طریق پوست، تشخیص داده و مدیریت کرد و در هر زمان می‌توانند سطح قند خون را اندازه‌گیری کنند[۴۰،۴۱] این سنسورها با نصب راحت بر روی پوست، دیگر نیازی به دستگاه‌های تهاجمی سخت ندارند و درد و ناراحتی را برای بیمار ایجاد نمی‌کنند. علاوه بر این موارد، با استفاده از مواد سازگار و قابل جذب‌شدن در بدن می‌توان از آن‌ها در داخل بدن نیز استفاده کرد و این در حالی است که درد و هزینه جراحی ثانویه را برای بیمار به همراه ندارد. اخیراً، فناوری‌های جدیدی برای دریافت نیرو از سیستم‌های بیولوژیکی و تبدیل آن‌ها به نیروی الکتریکی، توسعه داده شده است. این سنسورها به گونه‌ای هستند که از طریق ساختار پیزوالکتریک و توربوالکتریک زیست سازگار می‌توانند انرژی مکانیکی را مستقیماً از حرکات طبیعی بدن مانند راه‌رفتن، لرزش بازو و دست زدن را دریافت و آن‌ها را تبدیل به نیروی الکتریکی کنند. چنین تجهیزات الکترونیکی پوشیدنی می‌توانند مشکل مصرف برق را برای دستگاه‌های مراقبت‌های بهداشتی حل کنند [۱۵].

از دیگر سنسورها، می‌توان به رباتیک نرم در چند سال گذشته که به یک زمینه تحقیقاتی گسترده تبدیل شده است، نیز اشاره کرد. در مقایسه با ربات‌های معمولی، ربات‌های نرم و انعطاف‌پذیر، به دلیل نزدیک بودن ساختار آنها با بدن، دارای بسیاری از ویژگی‌های خاصی مانند سازگاری با محیط هستند و با سیستم‌های کنترل دقیق و کم‌هزینه، طیف گسترده‌ای از کاربردها را امکان‌پذیر می‌کنند که با ماشین‌های سخت و معمولی نمی‌توان به این اطلاعات دست یافت [۱۵]. ربات‌های نرم، برای عملیات‌های دشوار و سخت مانند جراحی‌ها، درمان‌های پزشکی و توانبخشی مناسب هستند[۴۴–۴۲]. علاوه بر این، فناوری‌های رباتیک نرم می‌توانند به ساخت اندام‌های مصنوعی مانند پروتزها نیز کمک کنند[۱۸]. این ربات‌ها با الهام از موجودات زنده، دارای درک حسی و انجام حرکت‌های پیچیده هستند.

پوست الکترونیکی نیز یکی از زمینه‌های تحقیقاتی جدید محسوب می‌شود که به منظور تطبیق بدن با محیط بیرونی ساخته می‌شود. طراحی سبک و انعطاف‌پذیر این سنسورها، بسیار اهمیت دارد تا بتواند سازگاری و انطباق‌پذیری زیاد با سطوح سه بعدی را فراهم سازند[۸]. پوست‌های طبیعی، به عنوان یک رابط موجودات زنده با محیط بیرون، ویژگی‌های متنوعی دارند. به عنوان مثال، پوست انسان می‌تواند به محرک‌های لمسی و حرارتی بیرونی بیشماری پاسخ دهد و با لمس کردن، به درک درستی از اشیاء و دماها دست یابد. همچنین پوست

طبیعی قابلیت خودترمیم شدن را دارد، به این معنا که در اثر ضربه و آسیب می‌تواند دوباره به حالت اولیه خود برگردد که یکی از مهم‌ترین ویژگی‌های پوست است[۴۵]. تقلید از این ویژگی‌ها و انتقال آن‌ها به پوست الکترونیکی، عملکرد قابل اعتماد و پایداری محیطی را با وجود صدمه دیدن فراهم می‌سازد. به عنوان مثال، ترانزیستورهای قابل ترمیم، که با ایجاد پیوند هیدروژنی ضعیف با پلیمرهای انعطاف‌پذیر، به عنوان پوست الکترونیکی ارائه شده‌اند[۴۶]. بنابراین پوست‌های ساخته شده در این زمینه باید ویژگی‌های ذکر شده را دارا باشند تا بتواند جایگزین مناسبی برای پوست‌های آسیب دیده باشند.

سنسورهای فشار نیز یکی از پرکاربردترین سنسورهای انعطاف‌پذیر هستند. این سنسورها بر اثر فشار وارد شده، با ایجاد تغییرات در ساختار کلی باعث ایجاد تغییر در کل مدار می‌شوند و این تغییرات را از طریق ساختار طراحی شده برای آن‌ها که به عنوان مثال تغییر خازنی و یا مقاومتی و ... است را به مدار اصلی منتقل می‌کنند[۱۵]. با محاسبه این تغییرات می‌توان میزان فشار وارد شده را به دست آورد. به عنوان مثال، این سنسورها می‌توانند برای نظارت بر پارامترهای فیزیولوژیکی در یک فرد مانند حرکات اندام استفاده شوند و با فشار وارد شده به سنسور، تغییرات را بسنجند که به دلیل مشهود بودن تغییرات، به حساسیت بالایی نیاز ندارند. پارامترهایی مانند تنفس، ضربان قلب و سیگنال‌های تنفسی به دلیل حساسیت بالا، نیاز به حسگرهای ظریف و حساس‌تری دارند تا بتوانند این تغییرات را احساس و منتقل کنند[۱۰]. سنسورهای ذکر شده نمونه‌هایی از سنسورهای کارآمد بر پایه بسترهای انعطاف‌پذیر هستند و نشان می‌دهد که این سنسورها، در زندگی روزمره بسیار مورد توجه قرار گرفته‌اند و کاربردهای آن‌ها در زندگی و جایگزینی آن‌ها به جای تجهیزات الکترونیکی سخت، برتری این تجهیزات الکترونیکی انعطاف‌پذیر را نشان می‌دهد.

۳-۵- انعطاف‌پذیری، حساسیت و پاسخ خطی

انعطاف‌پذیری از شاخص‌های اصلی الکترونیک منعطف است. فلزات و مواد رسانا معمولا به تنهایی دارای ساختاری شکننده و سخت هستند و تجهیزات الکترونیکی انعطاف‌پذیر برای دریافت سیگنال و انتقال آن نیاز به این مواد رسانا دارند. بنابراین با گذاشتن آن‌ها بر روی بسترهای انعطاف‌پذیر، به این مواد کمک می‌کند که حالت شکنندگی خود را به حالت انعطاف‌پذیر تبدیل کنند. علاوه بر این بسترها، با ترکیب آن‌ها با پلیمرهای کشسان، می‌توانند تا چندین برابر تغییرات را داشته باشند، این در صورتی است که این مواد به تنهایی این حجم از تغییرات را ندارند. بنابراین به طور کلی، انعطاف‌پذیری تجهیزات الکترونیکی دارای ۲ بخش می‌باشد که بسیار مورد توجه قرار می‌گیرد. یک بخش زیرساخت‌های پلیمری کشسان و بخش دیگر قسمت‌های رسانا که شامل لایه فلزی نازک بر روی بسترهای انعطاف‌پذیر است. این انعطاف‌پذیری، بسته به میزان خمش و یا کشش و یا بسته به میزان تغییرات آن در ساختار، تعریف و با دستگاه اندازه‌گیری می‌شود[۱۰].

پلیمرهای بسیاری برای تجهیزات الکترونیکی انعطاف‌پذیر در دسترس هستند که یکی از با ارزش‌ترین خصوصیات آنها، انعطاف‌پذیری ذاتی آن‌ها است که می‌توانند در سطوح خمیده ساختار خود را تغییر دهند. علاوه بر آن، ویژگی‌های دیگری از جمله ویژگی‌های مکانیکی/ نوری این مواد نیز در تجهیزات الکترونیکی مورد استفاده قرار می‌گیرد تا در شرایط کاربردی از این ویژگی‌ها استفاده شود به عنوان مثال برای کاربردهایی که در آن نور باید وارد دستگاه شود (فتوولتائیک و تشخیص عکس) یا نور از دستگاه خارج شود(نمایشگرها و روشنایی)، استفاده می‌شوند[۴۷]. این پلیمرها دارای فرآیندهای ساخت و تولید مختلف هستند و در نهایت بسته به کاربردهای نهایی، ساختار را انعطاف‌پذیر می‌کنند. به عنوان مثال فویل‌های نازک پلیمری که در زیربسترهای فلزی استفاده می‌شوند، دارای وزن کم و قیمت پایین هستند و استفاده از آن‌ها با حجم بالا، بسیار مناسب‌تر از مواد سخت با قیمت بالا است. ساختار رسانا معمولا بر روی بسترهای انعطاف‌پذیر ورق‌های پلی آمید (PI)، پلی اتیلن ترفتالات و یا پلی اتیلن نفتالات قرار می‌گیرد و این پلیمرها از شکنندگی ساختار در برابر تغییرات جلوگیری می‌کنند و انعطاف‌پذیری را برای رساناهای سخت فراهم می‌سازند. و یا برای انعطاف‌پذیری بیشتر از پلیمرهای کشسان و انعطاف‌پذیر در زیرلایه‌های الاستومری استفاده می‌شود که از جمله این پلیمرها به PDMS و rubber یا پلی یورتان(PU) می‌توان اشاره کرد[۴۸]. این پلیمرها دارای ضخامت‌های متفاوتی هستند و بر اساس میزان انعطاف‌پذیری، این ضخامت در ساختار تعیین می‌شود. تاثیرات این مواد بر روی هم و انتخاب ماده درست تاثیرات بسیار زیادی در انعطاف‌پذیری دارد.

حساسیت از پارامترهای مهم و اساسی ساخت تجهیزات الکترونیکی انعطاف‌پذیر می‌باشد. تجهیزات الکترونیکی نسبت به تغییرات باید حساس باشند و پاسخ سریع بدهند تا خروجی اندازه‌گیری شده دقیق باشد. این حساسیت با فاکتور اندازه‌گیری (GF) تعریف می‌شود، که به عنوان نسبت تغییرات خروجی به تغییرات اعمال شده، تعریف می‌شود. هرچه GF بالاتر باشد، حساسیت بالاتر می‌رود. مقدار GF به عوامل مختلفی بستگی دارد که از این عوامل می‌توان به ساختار تجهیزات الکترونیکی و بستر انعطاف‌پذیر و فرآیند ساخت آن‌ها اشاره کرد[۱۰].

از لحاظ ساختاری، الکترونیک منعطف به چند دسته کلی تقسیم می‌شوند. که میتوان به نوع مقاومتی، خازنی، پیزوالکتریک، توربوالکتریک و ... اشاره کرد. در این میان، بسترهای نوع مقاومتی و خازنی در سال‌های اخیر با توجه به دریافت اطلاعات دقیق و ساخت قسمت مداری ساده برای دریافت سیگنال‌های خروجی، انعطاف‌پذیری بالا، عملکرد دینامیکی قابل قبول و فرآیند ساخت آسان، به طور گسترده‌ای مورد استفاده قرار گرفته است [۴۹]. ساختارهای دیگر به

دلیل تجهیزات پیشرفته اندازه‌گیری، وضوح کم و عملکرد ضعیف دینامیکی، تاکنون بی‌نتیجه مانده‌اند.

از لحاظ ظاهری، تجهیزات الکترونیکی نوع مقاومتی به طور معمول از مواد حساس هدایت‌کننده همراه با بسترهای قابل انعطاف تشکیل شده‌اند. هنگامی که ساختارهای کامپوزیتی دچار تغییرات می‌شوند، تغییرات در میکروساختارها منجر به تغییر مقاومت الکتریکی می‌شود. در نوع خازنی نیز، یک لایه دی‌الکتریک منعطف بسیار سازگار، در میان دو جفت الکترود طراحی می‌شود و با اعمال تغییرات، ظرفیت خازن تغییر می‌کند و از میزان تغییرات، حساسیت آن‌ها بیان می‌شود[۱۰]. به عنوان مثال یک سنسور الکترونیکی نوع مقاومتی ساخته شده از نانولوله‌های کربنی بر روی بستر PDMS که حساسیت فوق العاده بالا با فاکتور اندازه‌گیری ۱۰۷ در تغییرات ۵۰٪ را بیان می‌کند[۵۰]. این حساسیت بالا به دلیل باز شدن شبکه‌های نانولوله‌های کربنی از همدیگر می‌باشد و یا در یک ساختار دیگر، سنسورهای فشار فوق‌العاده حساس (GF=۸۸۴۴۳ در تغییرات ۳۵۰٪) بر اساس یک ساختار از گرافن بروی بستری اسفنجی و بسته‌بندی آن‌ها در PDMS ساخته شده است و این ساختار جدید با طراحی۳ بعدی، حساسیت بالا را ایجاد می‌کند[۵۱]. سنسورهای الکترونیکی نوع مقاومتی، طیف وسیعی از مقادیر GF را از ۱/۲تا ۱۰۲۳۵۱ شامل می‌شود که میزان حساسیت بالای آن‌ها را نشان می‌دهد. از لحاظ تئوری، GF های نوع خازنی کمتر از ۱ هستند که نشان‌دهنده حساسیت پایین‌تر آن‌ها نسبت به نوع مقاومتی است[۱۰]. می‌توان حساسیت را با تغییر ساختار بالاتر برد. به عنوان مثال الکترودهای چروکیده حساس نوع خازنی ساخته شده از طلا، که یک GF در حدود ۳ در تغییرات ۱۴۰٪ را نشان می‌دهد[۵۲]. اما باز هم به نسبت نوع مقاومتی از حساسیت پایین‌تری برخوردار است.

خطی بودن نیز از دیگر پارامترهای مهم در ساخت تجهیزات الکترونیکی است. در سنسورهای الکترونیکی انعطاف‌پذیر از جمله الکترودهای کششی و یا سنسورهای فشار به این پارامتر بسیار توجه می‌شود، زیرا که تغییرات تحت اندازه‌های خاصی اندازه‌گیری می‌شود و در صورت افزایش و یا کاهش تغییرات، باید بتوان آن را پیش‌بینی کرد تا بتوان محدوده کاری آن‌ها را بدون آنکه دچار خرابی و فرسایش الکترونیکی شود، یافت. غیرخطی بودن، پردازش داده‌های سیگنال‌های خروجی را بسیار سخت و دچار مشکل می‌کند. عملا این خطی بودن با رسم نمودار خروجی و با پیدا کردن شیب خط پیدا می‌شود[۱۰]. خطی بودن یک سیستم، بستگی به ساختار ماده و تعامل قسمت رسانا با بستر انعطاف‌پذیر دارد. به عنوان مثال سنسورهای الکترونیکی مبتنی بر نانولوله‌های کربنی به طور معمول پاسخ الکترومکانیکی غیرخطی را از خود نشان می‌دهند [۵۳]. به طور کلی خطی بودن و بالا بودن حساسیت سنسور در کنار هم و در روی یک بستر هنوز یک چالش بزرگ است. بنابراین امروزه اکثر تحقیقات انجام شده، برای رسیدن به این دو پارامتر مهم در کنار یکدیگر است.

۳-۶- زمان پاسخ و بازیابی

زمان پاسخ سیستم، به مقدار زمان مورد نیاز برای رسیدن سیستم به حالت پایدار خود در برابر تغییرات اعمال شده گفته می‌شود. و همچنین، به مدت زمانی که طول می‌کشد تا یک سیستم به حالت اولیه خود بازگردد زمان بازیابی گفته می‌شود. این زمان‌ها می‌توانند به دلیل رفتار الاستیکی بسترهای پلیمری و همچنین الگوهای طراحی شده تغییر کنند. همچنین برای سیستم، اطمینان و قابلیت اعتماد را فراهم می‌سازند. این زمان‌ها مستقیماً از آزمایش و از طریق نمودار خروجی اندازه‌گیری می‌شوند و به ماده و ساختار آن‌ها بستگی دارند. به عنوان مثال حسگرهای مقاومتی ساخته شده با PDMS در مقایسه با حسگرهای ساخته شده از الاستومر Ecoflex، زمان پاسخ سریع‌تری را نشان می‌دهند که دلیل اصلی آن این است که مدت زمانی که PDMS لازم دارد تا شبکه‌های رسانا را اصلاح کند کمتر است و نیروی بیشتری را برای اصلاح سریع ساختار در طی چرخه آزادسازی فراهم می‌کند.

زمان‌های بازیابی و پاسخ سیستم معمولا در حدود چند میلی ثانیه است و در پیکربندی سازه‌ها سعی می‌شود مواد به گونه‌ای انتخاب شوند که این زمان‌ها کاهش پیدا کنند. تجهیزات الکترونیکی ساخته شده بر اساس کامپوزیت‌ها، مدت زمان بازیابی طولانی‌تری را احتیاج دارند. این امر به دلیل وجود ساختار و کشش متفاوت بین مواد رسانای سازنده قسمت رسانا و بسترهای پلیمری است[۱۰]. بنابراین استفاده از بسترهای انعطاف‌پذیر انتخاب شده از نظر ضریب شکست و کشش باید با مواد رسانای انتخابی مطابقت داشته باشد تا در استفاده چند چرخه مداوم بتوانند همانند پاسخ اولیه خود خروجی داشته باشند.

۴- چشم‌اندازهای آینده

با توجه به نیاز روز افزون الکترونیک انعطاف‌پذیر، این تجهیزات در چند سال اخیر پیشرفت‌های بسیاری داشته‌اند به گونه‌ای که ارزش بازار تجهیزات الکترونیکی انعطاف‌پذیر تا سال ۲۰۲۵ بیش از ۷۵ میلیارد دلار پیش‌بینی شده است. بنابراین با این افزایش تقاضا، بهبود این تجهیزات بسیار مهم می باشد. در اینجا، ما به برخی از چالش‌های اصلی در طراحی این الکترونیک‌ها برای عملکرد بهتر، اجرای عملی و تولید انبوه آن‌ها می‌پردازیم.

در ابتدا، توسعه این الکترونیک‌ها با قابلیت انعطاف‌پذیری و حساسیت بالا و همچنین تغییرات در چند جهت، دارای چالش‌های بسیاری است. علیرغم آنکه در سال‌های اخیر به انعطاف‌پذیری و حساسیت بالا بسیار توجه شده است، با این حال اکثر تجهیزات الکترونیکی رایج دارای واکنش غیرخطی و رفتار هیسترزیس هستند. به این معنا که رفتار این الکترونیک‌ها خطی نیست و قابلیت پیش‌بینی را ندارند. همچنین از تلفات بالایی برخوردار هستند که کاهش قابلیت اعتماد را به همراه دارند[۸]. همچنین، سیگنال‌های خروجی بسیاری از این الکترونیک‌های ارائه شده در شرایط محیطی سخت مانند شرایطی که دما تغییر می‌کند و یا رطوبت زیادی وجود دارد، آسیب‌پذیر است.

به عنوان مثال در حسگرهای فشار ساخته شده از نانولوله‌های کربنی بر روی بستر پلیمری PDMS به وضوح تأثیر دما و رطوبت دیده می‌شود[۵۴]. این سنسورها برای استفاده مداوم نیاز به بهبود دارند و باید برای غلبه بر این محدودیت‌ها فعالیت‌های تحقیقاتی بیشتری صورت گیرد. بنابراین، با توجه به شرایط محیطی متفاوت، می‌توان با استفاده از مواد جدید، تغییر در روند ساخت و همچنین طراحی الگوهای مداری و قسمت‌های رسانا، این تجهیزات را بهبود بخشید[۵۵]. به عنوان مثال، استفاده از پلیمرهای مقاوم در برابر دما که تشکیل شده از گرافیت و نانولوله‌های کربنی هستند و از پوشش آبگریز برای جلوگیری از نفوذ مولکول‌های آب در آن استفاده می‌شود و یا سنسورهای ساخته شده از نانولوله‌های کربنی- Ecoflex که با محصور کردن نانولوله‌های کربنی بین دو لایه Ecoflex و فشرده‌سازی آن‌ها، مقاومت ساختار را در برابر رطوبت افزایش می‌دهند[۱۰].

کاهش هزینه تولید، یکی از اصلی‌ترین انگیزه‌ها برای جایگزینی این الکترونیک‌ها به جای نسل قبلی آن است. با افزایش علاقه کاربران، شرکت‌ها باید سیستم‌های خود را به گونه‌ای طراحی کنند که نه تنها برای اهداف کاربردی موثر باشد، بلکه باید با توجه به شرایط اقتصادی برای همگان قابل مصرف باشد. این سیستم‌ها باید مقرون به صرفه باشند تا بتوانند جامعه وسیع‌تری از انسان‌ها را در بر گیرند. بنابراین ایده استفاده از مواد ارزان قیمت و فراوان در طبیعت و بازار برای تولید انبوه بسیار مورد توجه قرار گرفته است. در مقایسه با روش‌های تولید این الکترونیک‌ها تا به امروز (به عنوان مثال فوتولیتوگرافی، لیتوگرافی پرتوی الکترونی، لیتوگرافی پرتوی یونی و غیره)، روش چاپ بسیار مورد توجه قرار گرفته است؛ زیرا به تنظیمات پیچیده، اتاق تمیز و مواد شیمیایی گران‌قیمت احتیاج ندارد و نسبت به روش‌های قدیمی بسیار کم هزینه‌تر است و امکان ساخت دستگاه‌های کاربردی در مقیاس‌های بزرگ را نیز فراهم می‌کند[۸]. به عنوان مثال، سبیل الکترونیکی مصنوعی طراحی شده به روش چاپ که با الهام از عملکرد منحصر به فرد حس حیوانات ساخته شده است[۵۶].

بخش زیادی از استفاده این الکترونیک‌ها برای نظارت بر پارامترهای بهداشتی و پزشکی است. ربات‌های نرم، تعامل انسان‌ها با ماشین‌ها هستند. رشد سریع پوست‌های الکترونیکی و عضلات مصنوعی، ربات‌های نسل بعدی را قادر به درک حس و انجام حرکت‌های پیچیده می‌کند. این ربات‌ها نیاز به درک عمیقی از رفتارها دارند، بنابراین با تلفیق سنسورهای فیزیکی، شیمیایی و الکتروفیزیولوژیکی در یک بستر می‌توانند تصویر جامعی از وضعیت فیزیولوژیکی فرد را ارائه دهند[۵۷]. بنابراین ترکیب این سنسورها در یک بستر بسیار پیچیده و یکپارچه‌سازی قسمت‌های رسانا و پلیمری با بدن و ایمنی سیستم‌ها دارای چالش‌های بسیاری است.

چسبندگی و سازگاری آن‌ها بر روی پوست نیز یکی دیگر از موارد مهمی است که در چند سال اخیر به طرز چشمگیری بهبود بخشیده شده است[۵۸]. چسبندگی ضعیف بین حسگرهای انعطاف‌پذیر و پوست، منجر به لغزش آن‌ها از پوست می‌شود و چون این سیستم‌ها به صورت مکرر استفاده می‌شوند، باید راحتی و چسبندگی لازم را داشته باشند. همچنین، فرد نباید از نظر پوشیدن با ناراحتی روبرو شود. علاوه بر انطباق مکانیکی این تجهیزات الکترونیکی با بافت‌های نرم بدن و عضلات، ویژگی‌های دیگری مانند زیست سازگاری و تجزیه بیولوژیکی نیز برای تجهیزات الکترونیکی قابل کاشت بسیار مطلوب است[۱۰،۱۵]. به عنوان مثال سازگاری زیستی پایین در روی بدن باعث عفونت می‌گردد به این منظور از پلیمرهای متخلخل استفاده می‌شود تا هوا روی پوست جریان داشته باشد[۵۸]. تجزیه نیز بسیار ضروری است زیرا که هزینه و آسیب همراه با جراحی‌های ثانویه را کاهش می‌دهد.

۵- نتیجه‌گیری

از گذشته تا کنون، شاهد پیشرفت‌های عظیم الکترونیک انعطاف‌پذیر در کاربردهای جذاب مانند نظارت بر مراقبت‌های بهداشتی[۵۹]، رباتیک نرم، هوش مصنوعی و رابط‌های انسان و ماشین بوده‌ایم. در ابتدا توضیح کلی در مورد این الکترونیک‌ها داده شد و مواد و ساختاری که در این الکترونیک‌ها استفاده می‌شوند مورد بررسی قرار گرفت. روش‌های ارائه شده و مواد، نسبتا ارزان و از نظر اقتصادی برای تولید انبوه به صرفه هستند. در مرحله بعدی این الکترونیک‌ها در کاربردهای مختلف مورد بررسی قرار گرفتند که نشان داده شد گرایش به الکترونیک‌های پوشیدنی بسیار زیاد می باشد[۶۲-۶۰]. الکترونیک‌های پزشکی، انعطاف‌پذیری، قابلیت کشش، قابلیت ارتجاعی و سازگاری زیستی را به همراه دارند و می‌توانند روی بدن انسان متصل شوند تا تمام اطلاعات بدن از جمله علائم حیاتی، میزان قند خون، حرکات اندام و ... را دریافت کنند[۶۴, ۶۳]. همچنین الکترونیک‌های قابل شستشو معرفی شدند که مشکل اساسی اندازه‌گیری در محیط‌های سخت مانند شرایط مرطوب و بارانی را برطرف کرده و در برابر دما و رطوبت، تغییراتی ندارند.

در مرحله بعدی انواع حسگرها بر اساس مواد مختلف شرح داده شد و انواع مختلفی از این سنسورها، که در زندگی بسیار کاربرد دارند بیان گردید[۶۶, ۶۵]. ویژگی‌ها و پارامترهایی که در ساخت این الکترونیک‌ها بسیار مورد توجه قرار می‌گیرند، مورد بررسی قرار دادیم و بیان کردیم که ساختاری خطی با تلفات خروجی کم و حساسیت بالا برای این سیستم‌ها بسیار ایده‌آل است. با این وجود هنوز چالش‌های زیادی برای کاهش هزینه‌ها و کاهش تلفات و در کل، بهبود ساختار کلی این الکترونیک‌ها وجود دارد که در آینده با برطرف کردن آن‌ها، چشم انداز جدیدی برای این بسترهای منعطف رسانا ایجاد می‌شود و جایگزینی کامل به جای سنسورهای سخت و پرهزینه خواهند بود.

منابع و مراجع

[1] vahid salimian Rizi, “Ce Pte Us Pt,” Mater. Res. Express, pp. 0–12, 2019.

[2] S. Patel, H. Park, P. Bonato, L. Chan, and M. Rodgers, "art%3A10.1186%2F1743-0003-9-21," J. Neuroengineering Rehabil., pp. 1–17, 2012, [Online]. Available: https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-9-21.

[3] D. H. Kim, N. Lu, R. Ghaffari, Y. S. Kim, S. P. Lee, L. Xu, J. Wu, R. H. Kim, J. Song, Z. Liu, J. Viventi, B. De Graff, B. Elolampi, M. Mansour, M. J. Slepian, S. Hwang, J. D. Moss, S. M. Won, Y. Huang, et al., "Materials for multifunctional balloon catheters with capabilities in cardiac electrophysiological mapping and ablation therapy," Nat. Mater., vol. 10, no. 4, pp. 316–323, 2011, doi: 10.1038/nmat2971.

[4] T. Sekitani and T. Someya, "Stretchable organic integrated circuits for large-area electronic skin surfaces,"

[8] S. C. Mukhopadhyay, "Wearable sensors for human activity monitoring: A review," IEEE Sens. J., vol. 15, no. 3, pp. 1321–1330, 2015, doi: 10.1109/JSEN.2014.2370945.

[9] S. Q. Wang, T. Chinnasamy, M. A. Lifson, F. Inci, and U. Demirci, "Flexible Substrate-Based Devices for Point-of-Care Diagnostics," Trends Biotechnol., vol. 34, no. 11, pp. 909–921, 2016, doi: 10.1016/j.tibtech.2016.05.009.

[10] H. Souri, H. Banerjee, A. Jusufi, N. Radacsi, A. A. Stokes, I. Park, M. Sitti, and M. Amjadi, "Wearable and Stretchable Strain Sensors: Materials, Sensing Mechanisms, and Applications," Adv. Intell. Syst., vol. 2, no. 8, p. 2000039, 2020, doi: 10.1002/aisy.202000039.

[11] X. Liu, C. Tang, X. Du, S. Xiong, S. Xi, Y. Liu, X. Shen, Q. Zheng, Z. Wang, Y. Wu, A. Horner, and J. K. Kim, "A highly sensitive graphene woven fabric strain sensor for wearable wireless musical instruments," Mater. Horizons, vol. 4, no. 3, pp. 477–486, 2017, doi: 10.1039/c7mh00104e.

[12] J. H. Moon, D. H. Baek, Y. Y. Choi, K. H. Lee, H. C. Kim, and S. H. Lee, "Wearable polyimide-PDMS electrodes for intrabody communication," J. Micromechanics Microengineering, vol. 20, no. 2, 2010, doi: 10.1088/0960-1317/20/2/025032.

[13] P. Fayyaz Shahandashti, H. Pourkheyrollah, A. Jahanshahi, and H. Ghafoorifard, "Highly conformable stretchable dry electrodes based on inexpensive flex substrate for long-term biopotential (EMG/ECG) monitoring," Sensors Actuators, A Phys., vol. 295, pp. 678–686, 2019, doi: 10.1016/j.sna.2019.06.041.

[14] E. F. Nuwaysir, E. F. Nuwaysir, W. Huang, W. Huang, T. J. Albert, T. J. Albert, J. Singh, J. Singh, K. Nuwaysir, K. Nuwaysir, A. Pitas, A. Pitas, T. Richmond, T. Richmond, T. Gorski, T. Gorski, J. P. Berg, J. P. Berg, J. Ballin, et al., "Gene Expression Analysis Using Oligonucleotide Arrays Produced by Maskless Photolithography," Genome Res., pp. 1749–1755, 2002, doi: 10.1101/gr.362402.ments.

[15] S. Huang, Y. Liu, Y. Zhao, Z. Ren, and C. F. Guo, "Flexible Electronics: Stretchable Electrodes and Their Future," Adv. Funct. Mater., vol. 29, no. 6, pp. 1–15, 2019, doi: 10.1002/adfm.201805924.

[16] Y. Yu, J. Zeng, C. Chen, Z. Xie, R. Guo, Z. Liu, X. Zhou, Y. Yang, and Z. Zheng, "Three-dimensional compressible and stretchable conductive composites," Adv. Mater., vol. 26, no. 5, pp. 810–815, 2014, doi: 10.1002/adma.201303662.

[17] A. Jahanshahi, M. Gonzalez, J. Van Den Brand, F. Bossuyt, T. Vervust, R. Verplancke, J. Vanfleteren, and J.

MRS Bull., vol. 37, no. 3, pp. 236–245, 2012, doi: 10.1557/mrs.2012.42.

[5] R. S. Dahiya, G. Metta, M. Valle, and G. Sandini, "Tactile Sensing.Pdf," IEEE Trans. Robot., vol. 26, no. 1, pp. 1–20, 2010.

[6] M. Bariya, Z. Shahpar, H. Park, J. Sun, Y. Jung, W. Gao, H. Y. Y. Nyein, T. S. Liaw, L. C. Tai, Q. P. Ngo, M. Chao, Y. Zhao, M. Hettick, G. Cho, and A. Javey, "Roll-to-Roll Gravure Printed Electrochemical Sensors for Wearable and Medical Devices," ACS Nano, vol. 12, no. 7, pp. 6978–6987, 2018, doi: 10.1021/acsnano.8b02505.

[7] H. Pourkheyrollah, P. F. Shahandashti, A. Meimandi, A. Jahanshahi, and H. Ghafoorifard, "On Economically Viable Stretchable Washable Electronics Technology: Proof of Concept," ICEE 2019 - 27th Iran. Conf. Electr. Eng., pp. 285–289, 2019, doi: 10.1109/IranianCEE.2019.8786767.

De Beats, "Stretchable circuits with horseshoe shaped conductors embedded in elastic polymers," Jpn. J. Appl. Phys., vol. 52, no. 5 PART 2, pp. 1–7, 2013, doi: 10.7567/JJAP.52.05DA18.

[18] H. Zhao, K. O'Brien, S. Li, and R. F. Shepherd, "Optoelectronically innervated soft prosthetic hand via stretchable optical waveguides," Sci. Robot., vol. 1, no. 1, pp. 1–10, 2016, doi: 10.1126/scirobotics.aai7529.

[19] Y. Liu, M. Pharr, and G. A. Salvatore, "Lab-on-Skin: A Review of Flexible and Stretchable Electronics for Wearable Health Monitoring," ACS Nano, vol. 11, no. 10, pp. 9614–9635, 2017, doi: 10.1021/acsnano.7b04898.

[20] P. F. Shahandashti, H. Pourkhevrollah, A. Jahanshahi, and H. Ghafoorifard, "Fabrication of Stretchable Interconnects Embedded in Biocompatible Elastomers," 26th Iran. Conf. Electr. Eng. ICEE 2018, pp. 140–143, 2018, doi: 10.1109/ICEE.2018.8472710.

[21] K. E. Pennywitt, Robotic Tactile Sensing., vol. 11, no. 1. 1986.

[22] C. Pylatiuk, A. Kargov, and S. Schulz, "Design and evaluation of a low-cost force feedback system for myoelectric prosthetic hands," J. Prosthetics Orthot., vol. 18, no. 2, pp. 57–61, 2006, doi: 10.1097/00008526-200604000-00007.

[23] M. Y. Cheng, C. M. Tsao, and Y. J. Yang, "An anthropomorphic robotic skin using highly twistable tactile sensing array," Proc. 2010 5th IEEE Conf. Ind. Electron. Appl. ICIEA 2010, pp. 650–655, 2010, doi: 10.1109/ICIEA.2010.5517008.

[24] E. Bonderover and S. Wagner, "A woven inverter circuit for e-textile applications," IEEE Electron Device Lett., vol. 25, no. 5, pp. 295–297, 2004, doi: 10.1109/LED.2004.826537.

[25] X. Wang, L. Dong, H. Zhang, R. Yu, C. Pan, and Z. L. Wang, "Recent Progress in Electronic Skin," Adv. Sci., vol. 2, no. 10, pp. 1–21, 2015, doi: 10.1002/advs.201500169.

[26] J. Kim, M. Lee, H. J. Shim, R. Ghaffari, H. R. Cho, D. Son, Y. H. Jung, M. Soh, C. Choi, S. Jung, K. Chu, D. Jeon, S. T. Lee, J. H. Kim, S. H. Choi, T. Hyeon, and D. H. Kim, "Stretchable silicon nanoribbon electronics for skin prosthesis," Nat. Commun., vol. 5, pp. 1–11, 2014, doi: 10.1038/ncomms6747.

[27] K. Takei, W. Honda, S. Harada, T. Arie, and S. Akita, "Toward flexible and wearable human-interactive health-monitoring devices," Adv. Healthc. Mater., 2015, doi: 10.1002/adhm.201400546.

[28] D. A. Robinson, "The Electrical Properties of Metal Microelectrodes," Proc. IEEE, 1968, doi: 10.1109/PROC.1968.6458.

529, no. 7587, pp. 509–514, 2016, doi: 10.1038/nature16521.
[42] Y. Sun, C. M. Lim, H. H. Tan, and H. Ren, "Soft oral interventional rehabilitation robot based on low-profile soft pneumatic actuator," Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom., vol. 2015-June, no. June, pp. 2907–2912, 2015, doi: 10.1109/ICRA.2015.7139596.
[43] E. T. Roche, M. A. Horvath, I. Wamala, A. Alazmani, S. E. Song, W. Whyte, Z. Machaidze, C. J. Payne, J. C. Weaver, G. Fishbein, J. Kuebler, N. V. Vasilyev, D. J. Mooney, F. A. Pigula, and C. J. Walsh, "Soft robotic sleeve supports heart function," Sci. Transl. Med., vol. 9, no. 373, pp. 1–12, 2017, doi: 10.1126/scitranslmed.aaf3925.
[44] S. Konishi, T. Kobayashi, and Y. Muramatsu, "Integration of optical waveguide on pneumatic balloon actuator for flexible scanner in endoscopic imaging diagnosis applications," Adv. Robot., vol. 30, no. 15, pp. 1004–1013, 2016, doi: 10.1080/01691864.2016.1181007.
[45] V. E. Abraira and D. D. Ginty, "The sensory neurons of touch," Neuron, vol. 79, no. 4, pp. 618–639, 2013, doi: 10.1016/j.neuron.2013.07.051.
[46] J. Y. Oh, S. Rondeau-Gagné, Y. C. Chiu, A. Chortos, F. Lissel, G. J. N. Wang, B. C. Schroeder, T. Kurosawa, J. Lopez, T. Katsumata, J. Xu, C. Zhu, X. Gu, W. G. Bae, Y. Kim, L. Jin, J. W. Chung, J. B. H. Tok, and Z. Bao, "Intrinsically stretchable and healable semiconducting polymer for organic transistors," Nature, vol. 539, no. 7629, pp. 411–415, 2016, doi: 10.1038/nature20102.
[47] J. Chen, Y. Zhu, and W. Jiang, "A stretchable and transparent strain sensor based on sandwich-like PDMS/CNTs/PDMS composite containing an ultrathin conductive CNT layer," Compos. Sci. Technol., vol. 186, no. September 2019, p. 107938, 2020, doi: 10.1016/j.compscitech.2019.107938.
[48] S. Kharroub, S. Laflamme, S. Madbouly, and F. Ubertini, "Bio-based soft elastomeric capacitor for structural health monitoring applications," Struct. Heal. Monit., vol. 14, no. 2, pp. 158–167, 2015, doi: 10.1177/1475921714560072.
[49] H. Liu, Q. Li, S. Zhang, R. Yin, X. Liu, Y. He, K. Dai, C. Shan, J. Guo, C. Liu, C. Shen, X. Wang, N. Wang, Z. Wang, R. Wei, and Z. Guo, "Electrically conductive polymer composites for smart flexible strain sensors: a critical review," J. Mater. Chem. C, vol. 6, no. 45, pp. 12121–12141, 2018, doi: 10.1039/C8TC04079F.
[50] J. Zhou, H. Yu, X. Xu, F. Han, and G. Lubineau, "Ultrasensitive, Stretchable Strain Sensors Based on Fragmented Carbon Nanotube Papers," ACS Appl. Mater. Interfaces, vol. 9, no. 5, pp. 4835–4842, 2017, doi: 10.1021/acsami.6b15195.
[51] J. Ma, P. Wang, H. Chen, S. Bao, W. Chen, and H. Lu, "Highly Sensitive and Large-Range Strain Sensor with a Self-Compensated Two-Order Structure for Human Motion Detection," ACS Appl. Mater. Interfaces, vol. 11, no. 8, pp. 8527–8536, 2019, doi: 10.1021/acsami.8b20902.
[52] R. Nur, N. Matsuhisa, Z. Jiang, M. O. G. Nayeem, T. Yokota, and T. Someya, "A Highly Sensitive Capacitive-type Strain Sensor Using Wrinkled Ultrathin Gold Films," Nano Lett., vol. 18, no. 9, pp. 5610–5617, 2018, doi: 10.1021/acs.nanolett.8b02088.
[53] L. Wang, Y. Chen, L. Lin, H. Wang, X. Huang, H. Xue, and J. Gao, "Highly stretchable, anti-corrosive and wearable strain sensors based on the PDMS/CNTs decorated elastomer nanofiber composite," Chem. Eng.
[29] N. Meziane, J. G. Webster, M. Attari, and A. J. Nimunkar, "Dry electrodes for electrocardiography," Physiol. Meas., vol. 34, no. 9, 2013, doi: 10.1088/0967-3334/34/9/R47.
[30] S. Choi, H. Lee, R. Ghaffari, T. Hyeon, and D. H. Kim, "Recent Advances in Flexible and Stretchable Bio-Electronic Devices Integrated with Nanomaterials," Adv. Mater., vol. 28, no. 22, pp. 4203–4218, 2016, doi: 10.1002/adma.201504150.
[31] S. Luo and T. Liu, "SWCNT/graphite nanoplatelet hybrid thin films for self-temperature- compensated, highly sensitive, and extensible piezoresistive sensors," Adv. Mater., vol. 25, no. 39, pp. 5650–5657, 2013, doi: 10.1002/adma.201301796.
[32] A. Sadeqi, H. Rezaei Nejad, F. Alaimo, H. Yun, M. Punjiya, and S. R. Sonkusale, "Washable Smart Threads for Strain Sensing Fabrics," IEEE Sens. J., vol. 18, no. 22, pp. 9137–9144, 2018, doi: 10.1109/JSEN.2018.2870640.
[33] X. Tao, V. Koncar, T. H. Huang, C. L. Shen, Y. C. Ko, and G. T. Jou, "How to make reliable, washable, and wearable textronic devices," Sensors (Switzerland), vol. 17, no. 4, 2017, doi: 10.3390/s17040673.
[34] N. Lu and D. H. Kim, "Flexible and Stretchable Electronics Paving the Way for Soft Robotics," Soft Robot., vol. 1, no. 1, pp. 53–62, 2014, doi: 10.1089/soro.2013.0005.
[35] M. L. Hammock, A. Chortos, B. C. K. Tee, J. B. H. Tok, and Z. Bao, "25th anniversary article: The evolution of electronic skin (E-Skin): A brief history, design considerations, and recent progress," Adv. Mater., vol. 25, no. 42, pp. 5997–6038, 2013, doi: 10.1002/adma.201302240.
[36] T. Vervust, Rekbare en wasbare elektronica voor textielintegratie Stretchable and Washable Electronics for Embedding in Textiles. 2013.
[37] R. B. R. Manero, A. Shafti, B. Michael, J. Grewal, J. L. R. Fernandez, K. Althoefer, and M. J. Howard, "Wearable embroidered muscle activity sensing device for the human upper leg," Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS, vol. 2016-Octob, pp. 6062–6065, 2016, doi: 10.1109/EMBC.2016.7592111.
[38] R. C. Webb, Y. Ma, S. Krishnan, Y. Li, S. Yoon, X. Guo, X. Feng, Y. Shi, M. Seidel, N. H. Cho, J. Kurniawan, J. Ahad, N. Sheth, J. Kim, J. G. TaylorVI, T. Darlington, K. Chang, W. Huang, J. Ayers, et al., "Materials Science/Clinical Medi Cine: Epidermal devices for noninvasive, precise, and continuous mapping of macrovascular and microvascular blood flow," Sci. Adv., vol. 1, no. 9, pp. 1–14, 2015, doi: 10.1126/sciadv.1500701.
[39] J. Park, M. Kim, Y. Lee, H. S. Lee, and H. Ko, "Nanomaterials: Fingertip skin-inspired microstructured ferroelectric skins discriminate static/dynamic pressure and temperature stimuli," Sci. Adv., vol. 1, no. 9, 2015, doi: 10.1126/sciadv.1500661.
[40] T. Bückmann, N. Stenger, M. Kadic, J. Kaschke, A. Frölich, T. Kennerknecht, C. Eberl, M. Thiel, and M. Wegener, "Tailored 3D mechanical metamaterials made by dip-in direct-laser-writing optical lithography," Adv. Mater., vol. 24, no. 20, pp. 2710–2714, 2012, doi: 10.1002/adma.201200584.
[41] W. Gao, S. Emaminejad, H. Y. Y. Nyein, S. Challa, K. Chen, A. Peck, H. M. Fahad, H. Ota, H. Shiraki, D. Kiriya, D. H. Lien, G. A. Brooks, R. W. Davis, and A. Javey, "Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis," Nature, vol.

J., vol. 362, no. October 2018, pp. 89–98, 2019, doi: 10.1016/j.cej.2019.01.014.
[54] M. Nankali, N. M. Nouri, M. Navidbakhsh, N. Geran Malek, M. A. Amindehghan, A. Montazeri Shahtoori, M. Karimi, and M. Amjadi, "Highly stretchable and sensitive strain sensors based on carbon nanotube-elastomer nanocomposites: The effect of environmental factors on strain sensing performance," J. Mater. Chem. C, vol. 8, no. 18, pp. 6185–6195, 2020, doi: 10.1039/d0tc00373e.
[55] S. Seyedin, P. Zhang, M. Naebe, S. Qin, J. Chen, X. Wang, and J. M. Razal, "Textile strain sensors: A review of the fabrication technologies, performance evaluation and applications," Materials Horizons. 2019, doi: 10.1039/c8mh01062e.
[56] S. Harada, W. Honda, T. Arie, S. Akita, and K. Takei, "Fully printed, highly sensitive multifunctional artificial electronic whisker arrays integrated with strain and temperature sensors," ACS Nano, vol. 8, no. 4, pp. 3921–3927, 2014, doi: 10.1021/nn500845a.
[57] P. Bagade, A. Banerjee, and S. K. S. Gupta, "Evidence-based development approach for safe, sustainable and secure mobile medical app," in Smart Sensors, Measurement and Instrumentation, 2015.
[58] K. Chen, W. Gao, S. Emaminejad, D. Kiriya, H. Ota, H. Y. Y. Nyein, K. Takei, and A. Javey, "Printed Carbon Nanotube Electronics and Sensor Systems," Adv. Mater., vol. 28, no. 22, pp. 4397–4414, 2016, doi: 10.1002/adma.201504958.
[59] J. Liu, M. Liu, Y. Bai, J. Zhang, H. Liu, and W. Zhu, "Recent progress in flexible wearable sensors for vital sign monitoring," Sensors (Switzerland), vol. 20, no. 14, pp. 1–26, 2020, doi: 10.3390/s20144009.
[60] N. T. Tasneem, S. A. Pullano, C. D. Critello, A. S. Fiorillo, and I. Mahbub, "A Low-Power On-chip ECG Monitoring System Based on MWCNT/PDMS Dry Electrodes," IEEE Sens. J., vol. 1748, no. c, pp. 1–1, 2020, doi: 10.1109/jsen.2020.3001209.
[61] S. Nasiri and M. R. Khosravani, "Progress and challenges in fabrication of wearable sensors for health monitoring," Sensors Actuators, A Phys., vol. 312, p. 112105, 2020, doi: 10.1016/j.sna.2020.112105.
[62] E. and others Cobarrubias, "Design and Test Strategies for Biopotential Sensors in Smart Garments," 2020, [Online]. Available: file:///C:/Users/youhe/Downloads/kdoc_o_00042_01.pdf.
[63] H. qi Xia, H. Tang, B. Zhou, Y. Li, X. Zhang, Z. Shi, L. Deng, R. Song, L. Li, Z. Zhang, and J. Zhou, "Mediator-free electron-transfer on patternable hierarchical meso/macro porous bienzyme interface for highly-sensitive sweat glucose and surface electromyography monitoring," Sensors Actuators, B Chem., vol. 312, no. January, 2020, doi: 10.1016/j.snb.2020.127962.
[64] M. Colachis, K. Shqau, S. Colachis, N. Annetta, and A. M. Heintz, "Soft mixed ionic–electronic conductive electrodes for noninvasive stimulation," J. Appl. Polym. Sci., no. January, pp. 1–10, 2020, doi: 10.1002/app.48998.
[65] G. Murastov, E. Bogatova, K. Brazovskiy, I. Amin, A. Lipovka, E. Dogadina, A. Cherepnyov, A. Ananyeva, E. Plotnikov, V. Ryabov, R. D. Rodriguez, and E. Sheremet, "Flexible and water-stable graphene-based electrodes for long-term use in bioelectronics," Biosens. Bioelectron., vol. 166, p. 112426, 2020, doi: 10.1016/j.bios.2020.112426.
[66] M. Wang, Y. Luo, T. Wang, C. Wan, L. Pan, S. Pan, K. He, A. Neo, and X. Chen, "Artificial Skin Perception," Adv. Mater., vol. 2003014, pp. 1–20, 2020, doi: 10.1002/adma.202003014.