ساخت حسگر پارچه‌ای سیگنال قلب توسط چاپ و لایه نشانی فلز مس روی پارچه پلی‌استر

فاطمه حقدوست و وحید متقی طلب*

گروه نساجی، دانشکده فنی، دانشگاه گیلان

(دریافت مقاله: ۱۳۹۲/۱۱/۲۲– دریافت نسخه نهایی: ۱۳۹۳/۰۴/۱۸)

چکیده – دردهه‌های اخیر پیشرفت‌های قابل‌توجهی در زمینه تجهیزات پزشکی قابل پوشش صورت گرفته است، آینده‌ای که درآن تمامی علائم حیاتی بشر از یک لباس توسط فرد دریافت شود، باوری است که امروزه در اندیشه و عمل پژوهشگران است. در راستای دست‌یابی به این امر، منسوجات باید از مقاومت الکتریکی پایین و یکنواختی در سطح برخوردار باشند، زیرا برقراری ارتباط بین اجزاء منسوج الکترونیکی نیازمند وجود هدایت الکتریکی در منسوج است. یکی از روش‌های اقتصادی و مناسب برای کاهش مقاومت الکتریکی منسوجات چاپ طرح‌های رساناست که با این روش منسوج از یکپارچگی و راحتی بالایی برخوردار است. حسگر طراحی شده در این مقاله، بر پایه چاپ تخت ماده فعال‌کننده و لایه نشانی الکترولس فلز مس است. نتایج به‌دست آمده در این بررسی، نشان داد که برای واکنش فلز مس در حمام لایه نشانی شرایط قلیایی لازم است (pH=۸/۵)و بهترین دما برابر با ۷۰ درجه سانتی‌گراد است. میزان مقاومت الکتریکی به‌دست آمده در این روش ۰/۰۸ اهم بر سانتی‌متر مربع است که این مقدار مقاومت الکتریکی برای الکترود دریافت‌کننده سیگنال‌های بیوالکتریک مناسب است. نتایج به‌دست آمده از آزمایش دریافت سیگنال قلب و مقایسه آن با الکترود مرجع دستگاه الکتروشوک مانیتورینگ، نشان‌دهنده کیفیت بسیار بالای سیگنال‌های دریافتی است. به‌کار بردن این حسگرهای چاپ شده بر سطح منسوج به‌علت انعطاف‌پذیر بودن منجر به‌راحتی در پوشش و آزادی عمل بیش‌تر کاربر خواهد شد.

واژگان کلیدی: لایه نشانی الکترولس فلز مس، چاپ تخت، سیگنال‌های بیوالکتریک، الکترود انعطاف‌پذیر

Preparation of Fabric Sensor for Heart Signal Acquisition Using Printing and Electroless Plating of Copper on Polyester Fabric

F. Haghdoost and V. Mottaghitalab*

Textile Engineering Department, Faculty of Engineering, University of Guilan, Rasht , Guilan, Iran

Abstract: ***In the last decade, a significant progress has been made in the wearable medical devices. Scientists are extensively involved in the design of the flexible instruments equipped with garments to fulfill the daily needs and requirements. The fulfillment of this demand particularly needs a conductive fabric substrate with a high level of homogeneity, and the lowest barrier against electrical current. In this study, textile based ECG electrode was prepared by screen printing of activator followed by electroless plating of copper particles. The data acquisition showed the best outcome with pH=8.5 and the plating temperature***

* مسئول مکاتبات، پست الکترونیکی:motaghitalab@guilan.ac.ir

[DOR: 20.1001.1.2251600.1394.34.2.10.5]

[DOI: 10.18869/acadpub.jame.34.2.115]

of 70 ˚C. The electrical resistance showed a range around 0.08 Ω/sq, which sounds quite proper for ECG signal acquisition since the potential difference according to heart activity on skin surface is in milivolt range. We tested the cardiac signal with a reference electrode of Electroshock monitoring system and the results revealed a very high quality receiving signal. Employing of these types of sensors in textile surface due to their flexibility can bring the users more freedom of action.

Keywords: *Copper electroless, Screen printing, Bioelectric signal, Flexible electrode*

۱- مقدمه

تجهیزات پزشکی قابل‌پوشیدن، با توجه به دارا بودن سامانه‌های پیشرفته کنترل سلامتی می‌توانند به‌عنوان جای‌گزین و راه حلی مناسب برای درخواست‌های بسیار زیاد و روزافزون خدمات پزشکی باشند. منسوجات تجهیز شده با سامانه‌های کنترل سلامتی علاوه بر ارتقاء و بهبود کیفیت زندگی افراد ناتوان و دارای بیماری‌های مزمن، به‌طور چشم‌گیری موجب کاهش هزینه‌های خدمات پزشکی در مراکز درمانی می‌شوند؛ هم‌چنین بیمار نیازی به‌صرف زمان برای دریافت خدمات ندارد. به‌طورکلی این منسوجات امکان زندگی مستقل‌تر و مشارکت بیش‌تر در فعالیت‌های اجتماعی و شغلی را برای فرد استفاده کننده از منسوج فراهم می‌کنند [۱-۳].

رکن اساسی منسوج هوشمند با توانایی دریافت سیگنال‌های بیوالکتریک، حسگر است. حسگرهای دریافت کننده سیگنال‌های بیوالکتریک، باید دارای هدایت الکتریکی بسیار بالایی باشند تا بتوانند این سیگنال‌ها را دریافت و انتقال دهند. فناوری‌های مختلفی برای طراحی و ساخت حسگرهای جاسازی‌شده در منسوج هوشمند مورد استفاده قرار گرفته است که در آن‌ها ویژگی‌هایی مانند انعطاف‌پذیری، دوام و پایداری در طول مدت استفاده، راحتی در پوشش و عدم آسیب‌رسانی به پوست بدن در نظر گرفته شده است. متداول‌ترین روش ساخت حسگرهای این منسوجات استفاده از نخ‌های فلزی بافته شده است. در این روش برای ساخت حسگر، نخ‌های فلزی با استفاده از تکنیک‌های بافت تاری ـ پودی و حلقوی بدون درز با نخ پنبه‌ای بافته می‌شوند که به‌طور معمول این نخ‌ها از جنس فولاد زنگ نزن هستند [۴-۶]. پوشش پارچه با استفاده از لایه‌نشانی پراکنشی یکی دیگر از راه‌های ساخت حسگر است. در این روش سطح پارچه با فلز که به‌طور معمول مس است، پوشش داده می‌شود. حسگر ساخته شده در این روش به‌دلیل ضخامت بسیار کم لایه تشکیل شده از انعطاف‌پذیری خوبی برخوردار است. در این حسگرها با توجه به‌یکنواختی بسیار خوب لایه تشکیل شده، سیگنال‌های دریافتی کیفیت قابل قبولی دارند. مشکل بزرگ این حسگرها هزینه بسیار بالای تولید با توجه به روش مورد استفاده است. علاوه بر آن، سرعت تولید در این روش بسیار پایین است [۷ و ۸]. در سال‌های اخیر عملیات چاپ به‌عنوان بهترین روش انعطاف‌پذیر، برای ایجاد طرح هادی الکتریکی بر روی منسوج شناخته شده است. روش‌های چاپ مانند فلکسی، افست، تخت، گراور و جوهرافشان به‌طور موفقیت‌آمیزی برای ساخت طرح‌های هادی برروی مواد گوناگون به‌ویژه نمونه‌های کاغذی و پلاستیکی استفاده می‌شوند. بیشترین روش مورد استفاده برای افزایش مواد هادی به سطح منسوج چاپ است. جوهر هادی مورد استفاده در این روش شامل یک توزیع (دیسپرسیون) فلز (نقره، طلا و مس) یا ذرات کربن و رزین مناسب در حلال آلی یا غیرآلی است. در سالهای اخیر افزایش قابل توجهی از کاربرد چاپ در بازار نساجی دیده شده است. این روش دارای مزایایی از جمله انعطاف‌پذیری و عدم مشکل زیست محیطی است [۹].

برای تهیه منسوجات هادی الکتریسیته می‌توان از روش‌های مختلفی از جمله به‌کارگیری رشته‌های نازک فلزات رسانا در بافت منسوج، پوشش دادن منسوج، بوسیله‌ی فلزات هادی یا نمک‌های فلزی استفاده کرد. معمولاً در این موارد هدایت الکتریکی لازم به دست نمی‌آید یا در اثر شستشوی مکرر منسوج خاصیت رسانای الکتریکی منسوج از بین می‌رود. الیاف

[DOR: 20.1001.1.2251600.1394.34.2.10.5]
[DOI: 10.18869/acadpub.jame.34.2.115]

نوری نیز با وجود دارا بودن استحکام و مقاومت نوری بالا، از نظر انعطاف‌پذیری و افت خواص نامطلوبی دارد. بر این اساس، روش چاپ برای ایجاد سطوح هادی پیشنهاد شده است. این شیوه قادر به تولید منسوجات هادی الکتریسیته همراه با قابلیت انعطاف‌پذیری و هدایت الکتریکی بالا است. استحصال شیمیایی فلزات با اختلاط نمک فلزی و محلول‌های احیاء کننده که بر سطح کالا پاشیده می‌شوند به‌عنوان ساده‌ترین و جدیدترین روش تولید طرح‌های هادی بر روی انواع کالاها معرفی شده است [۹ و ۱۰].

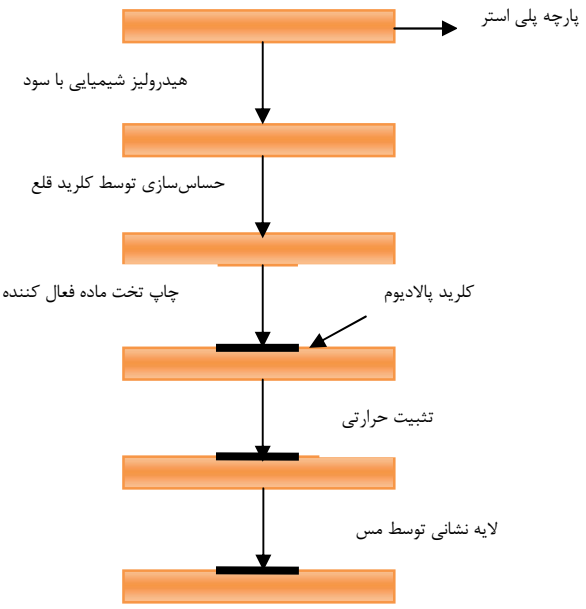
لایه‌نشانی احیایی روش متداول شیمیایی برای پوشش سطح با لایه‌ای از فلز با استفاده از محلول آبی فلز و بدون استفاده از منبع جریان الکتریکی خارجی است. در این روش یون فلز در محلول آبی در حضور ماده احیاء کننده به صورت شیمیایی احیاء و فلز در مواضع فعال شده لایه‌نشانی می‌شود. مهمترین مزیت روش لایه‌نشانی الکترولس، امکان پوشش سطوح مواد نارسانا با فلزات و یا آلیاژهای فلزی است. در لایه‌نشانی الکترولس امکان پوشش سطوح با هر شکلی وجود دارد، در این روش تمامی خلل و فرج بستر به‌صورت یکنواخت با فلز پوشش داده می‌شود، به‌طوری‌که ضخامت لایه فلز در تمامی سطح پوشش داده شده اعم از برآمدگی‌ها و فرورفتگی‌ها تقریباً یکسان است. تراکم فلز پوشانده شده در روش لایه‌نشانی احیایی از دیگر روش‌ها بیش‌تر است. هم‌چنین در لایه‌نشانی به روش الکترولس امکان پوشش بخشی از سطح به‌صورت انتخابی وجود دارد زیرا فلز تنها در مواضعی از سطح که از نظر شیمیایی فعال شده‌اند نشانده می‌شود. در روش لایه‌نشانی الکترولس می‌توان تمامی فلزات را لایه‌نشانی نمود ولی به‌دلیل اکسیداسیون سریع ماده احیاءکننده و در نتیجه پایین بودن مدت زمان پایداری حمام لایه‌نشانی، از فلزاتی برای لایه‌نشانی استفاده می‌شود که از سرعت احیاء بالایی برخوردار باشند.

به‌کارگیری منسوجات هوشمند درکاربردهای پزشکی در حال ایجاد انقلابی عظیم در امر درمان و پزشکی از راه دور است. این مطالعه امکان بالقوه برای سرعت بخشیدن به فرایندهای تشخیص و درمان در حوزه پزشکی از راه دور قلب را نشان می‌دهد. هدف از ترکیب نساجی و الکترونیک جای‌گزینی سیم‌ها و قطعات الکترونیکی با پارچه‌های رسانا است. منسوجات الکترونیکی، انعطاف‌پذیری و کشسانی پارچه معمولی را حفظ و علاوه بر آن خواص الکترونیکی نیز پیدا می‌کنند. حسگر طراحی شده در این پژوهش بر پایه چاپ و لایه‌نشانی فلز مس است. به‌این روش می‌توان بر روی لباس و با هر فیزیک بدنی متفاوت طرح‌های رسانا را چاپ نمود.

به‌کار بردن این الکترودهای چاپ شده بر سطح منسوج به علت انعطاف‌پذیر بودن منجر به‌راحتی در پوشش و آزادی عمل بیش‌تر کاربر خواهد شد.حسگرهای چاپ شده بر سطح منسوج این قابلیت را دارد که در الکتروگاردیوگرام قابل پوشش استفاده شود و در حل مشکل افزایش سن جمعیت و افزایش تقاضای خدمات بهداشتی کمک کند. مسئله مهم توجه به تطابق قابل‌قبول الکترود انعطاف‌پذیر چاپی با نمونه مرجع است و این امر تحقق دریافت سیگنال‌های قلب را، از طریق الکترودهای چاپی بر سطح منسوج ممکن می‌کند. با استفاده از الکترودهای چاپ شده بر سطح پارچه امکان گسترش نظارت بر بیماران به سایر بیمارستانها فراهم است. از این‌رو نوار قلب و پرونده‌های سلامت الکترونیک را می‌توان برای دسترسی به آن‌ها از راه دور برنامه‌ریزی کرد. کاربرد این حسگرها در تله کاردیولوژی دارای یک نقش فعال بوده، به‌طور واقعی بر مراقبت از بیمار از راه دور تأثیرگذار است. این سیستم برای استفاده در بیمارستان‌ها می‌تواند توسعه یابد.

در پژوهش حاضر با رویکردی نوین از چاپ تخت برای فعال‌سازی سطح پارچه پلی‌استر به‌عنوان یک زیر لایه انعطاف‌پذیر استفاده شده است. در این روش، محلول نمک فلزی به‌همراه غلظت‌دهنده بر سطح پارچه چاپ می‌شود. پس از ورود به حمام لایه نشانی، فلز مس منجر به استحصال شیمیایی ذرات فلزی هادی جریان الکتریسیته بر زمینه

[DOR: 20.1001.1.2251600.1394.34.2.10.5]
[DOI: 10.18869/acadpub.jame.34.2.115]



شکل ۱- مراحل آماده‌سازی پارچه و چاپ تخت ماده فعال‌کننده برای لایه نشانی فلز مس

پارچه پلی‌استر می‌شود. طرح‌های چاپ شده با دارا بودن مقاومت الکتریکی پایین قابل استفاده در زمینه‌های متنوع منسوجات هوشمند پزشکی، هم‌چون حسگر دریافت سیگنال‌های قلب هستند.

۲- روش پژوهش

مراحل آماده‌سازی پارچه و چاپ تخت ماده فعال‌کننده برای لایه نشانی فلز مس در شکل ۱ نشان داده شده است.

۲-۱- مواد

هیدروکسید سدیم، کلرید قلع، اسید کلریدریک۳۷٪، کلرید پالادیم II، سولفات مس ۵ آبه، پلی وینیل الکل، سیترات سدیم، اسیدبوریک، هیپوفسفیت سدیم تمامی بدون هیچ گونه خالص سازی مورد استفاده قرار گرفتند.

۲-۲- ساخت پارچه رسانا

پارچه پلی‌استر با تراکم (۳۰×۳۲ – نمره نخ تار و پود ۸۸/۸ دنیر) با بافت تافته به‌عنوان زمینه انتخاب شد. برای آماده‌سازی سطح آب‌گریز (هیدروفوب) پارچه پلی‌استر از محلول سود ۱۵ گرم بر لیتر در دمای ۷۰ درجه سانتی‌گراد به مدت ۲۰ دقیقه استفاده شد. سپس فرایند حساس سازی توسط محلول ۱۰ گرم بر لیتر کلرید قلع و ۲۰ سی‌سی اسید کلریدریک در دمای محیط به مدت ۲۰ دقیقه انجام شد. پارچه در دمای۷۰ درجه سانتی‌گراد برای انجام چاپ تخت خشک شد.

۲-۳- چاپ تخت ماده فعال‌کننده

۰/۱گرم بر لیتر کلرید پالادیوم و ۱۰ میلی لیتر اسید کلریدریک در دمای محیط به مدت ۲ ساعت مخلوط شد و ۲۵۰ میلی لیتر از محلول فوق به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۶۵ درجه سانتی‌گراد با سرعت میکس ۳۰۰ دور در دقیقه قرار داده شد. سپس غلظت‌دهنده پلی وینیل الکل ۱۰ درصد ساخته شد و به نسبت ۱:۳ با محلول ساخته شده کلرید پالادیوم با سرعت میکس ۳۰۰ دور در دقیقه در دمای محیط مخلوط شد، و برای چاپ تخت ماده فعال‌کننده استفاده شد.

برای چاپ طرح‌های رسانا بر سطح پارچه، از یک شابلون تخت (جنس توری پلی‌استر با مش ۷۵ میکرون) استفاده شد. ابعاد مش و جنس توری شابلون با توجه به اسیدی بودن ماده چاپ و شرایط مورد نیاز انتخاب شدند. ابتدا پارچه، توسط نوار چسب بر سطح میز چاپ (بلانکت) ثابت شد. سپس شابلون بر روی پارچه قرار داده شده، خمیر به اندازه کافی برای چاپ، به‌روی شابلون تخت منتقل و طرح مورد نظر با استفاده از تیغهٔ چاپ بر روی پارچه تشکیل شد. نمونه چاپی به مدت ۱۵ دقیقه در دمای ۷۰ درجه سانتی‌گراد داخل آون خشک شدند.

۲-۴- حمام لایه نشانی مس

پس از فعال‌سازی پارچه، نمونه‌ها وارد حمام الکترولس دارای ۱/۵ گرم سولفات مس، ۰/۲ گرم سولفات نیکل، ۳ گرم سیترات سدیم، ۴/۵ گرم اسید بوریک و ۴/۵ گرم هیپوفسفیت سدیم می‌شوند. سپس نمونه‌ها تحت دمای حمام۷۰ درجه سانتی‌گراد و اسیدیته ۸/۵ به مدت ۲ ساعت لایه نشانی شد. پس از لایه نشانی، سطح نمونه‌ها با آب دوبار تقطیر به‌خوبی

[DOR: 20.1001.1.2251600.1394.34.2.10.5]
[DOI: 10.18869/acadpub.jame.34.2.115]

جدول ۱- مقادیر و شرایط حمام لایه نشانی مس

مواد لایه نشانی مس	مقدار
سولفات مس ۵ آبه	۱/۵
اسید بوریک	۴/۵
سیترات سدیم	۳
هیپوفسفیت سدیم	۴/۵
سولفات نیکل	۰/۲
pH	۸/۵

شکل۲- تصویر حسگر چاپی و نحوه اتصال آن با دستگاه الکتروشوک مانیتورینگ

شستشو و سپس در آون دمای ۷۰ درجه سانتی‌گراد خشک شدند. جدول ۱ شرایط حمام لایه نشانی مس را نشان می‌دهد.

۲-۵- روش‌های اندازه‌گیری خصوصیات

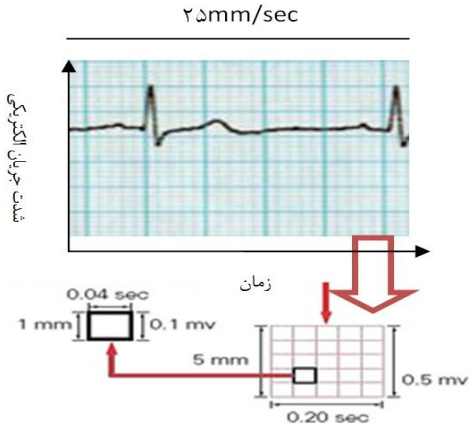
تمام نمونه‌ها قبل از انجام کلیه اندازه‌گیری‌ها طبق روش‌های استاندارد به مدت ۲۴ ساعت در فشار اتمسفر، رطوبت نسبی ۲± ۶۵٪ و دمای $21 \pm 1^{\circ}C$ قرار داده شدند. میزان مقاومت الکتریکی نمونه‌ها توسط مولتی‌متر، اندازه‌گیری شد. میزان یکنواختی لایه در نمونه‌هایی که پس از لایه‌نشانی، مقاومت الکتریکی آن‌ها تغییر کرد، با استفاده از هدایت سنج چهار کاناله خطی که بین الکترودهای آن یک سانتی‌متر فاصله بود، بررسی شد. سپس میزان مقاومت الکتریکی سطحی نمونه‌های رسانا شده بر اساس استاندارد F390:2003 مورد ارزیابی قرار گرفت. در ارزیابی میزان مقاومت الکتریکی سطحی، شدت جریان الکتریکی ثابت توسط منبع تغذیه به نمونه اعمال و تغییرات ولتاژ توسط مولتی‌متر اندازه‌گیری شد. در پایان مقدار متوسط مقاومت الکتریکی سطحی نمونه با استفاده از رابطه $R_s = \frac{V \times w}{I \times l}$ محاسبه شد. در این رابطه V ولتاژ، w عرض نمونه، I متوسط شدت جریان عبوری و l طول فاصله الکترودها هستند. برای بررسی میکروسکوپی سطح نمونه‌ها، از نمونه‌های خام و از پارچه‌های لایه نشانی شده با ذرات نیکل توسط دستگاه‌های میکروسکوپ الکترونی روبشی JXA-840 و XL30 PHILIPS تصویر برداری شد. هم‌چنین به‌منظور بررسی سطح نمونه‌ها از میکروسکوپ نوری نور پلاریزه شده (blackl.33c) استفاده شد. برای بررسی توانایی دریافت سیگنال‌های بیوالکتریک قلب از حسگرهای چاپی، از دستگاه الکتروشوک مانیتورینگ مدل (Physio-Control- Lifepak) استفاده شد. ابتدا از یک فرد با عملکرد قلبی سالم در شرایط نشسته تست نوار قلب (الکتروکاردیوگرام) گرفته شد. سپس به‌منظور مقایسه سیگنال‌های دریافتی، با الکترودهای مرجع (نقره/کلریدنقره) دستگاه الکتروکاردیوگرام، در همان حالت تست نوار قلب تکرار شد.

۳- نتایج و بحث

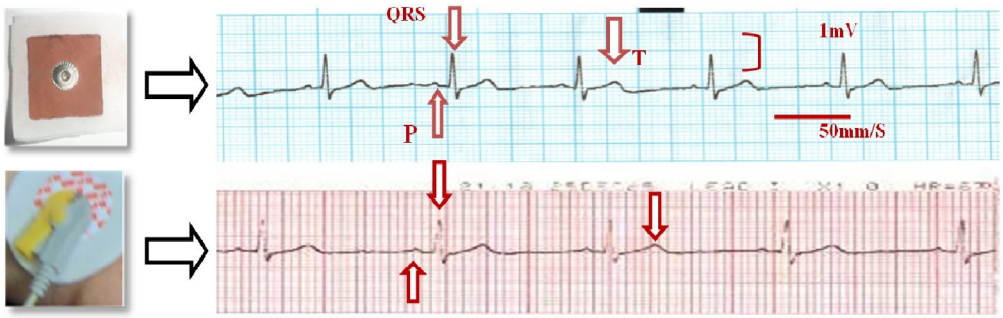
۳-۱- بررسی کیفیت سیگنال‌های دریافتی از حسگرهای پارچه‌ای چاپ جوهر افشان

برای بررسی توانایی پارچه‌ی چاپی رسانا شده، به‌عنوان حسگر دریافت‌کننده و انتقال‌دهنده سیگنال‌های بیوالکتریک، به‌وسیله دستگاه الکتروشوک مانیتورینگ از نمونه با بالاترین رسانایی (مقاومت الکتریکی ۰/۰۸ اهم بر سانتی‌مترمربع) به‌عنوان حسگر جایگزین دستگاه استفاده شد. نحوه طراحی حسگر و اتصال آن به دستگاه الکتروشوک در شکل ۲ نشان داده شده است.

[DOR: 20.1001.1.2251600.1394.34.2.10.5]
[DOI: 10.18869/acadpub.jame.34.2.115]



شکل ۳- کاغذ دستگاه الکتروکاردیوگرام



شکل۴- ردیف بالا حسگر چاپی۳×۳ و سیگنال دریافتی آن و ردیف پایین الکترود مرجع و سیگنال دریافتی از آن

همان‌طور که اشاره شد این سیگنال‌ها از یک شخص با عملکرد قلبی سالم در حالت نشسته دریافت شد. سیگنال دست چپ نسبت به پای چپ در موقعیت منفی است و دستگاه موج مثبت را رسم می‌کند.

همانطور که در شکل ۳ نشان داده شده است، هر ضلع مربع‌های ریز، یک میلی‌متر طول دارد. هر ۵ مربع ریز، با یک خط تیره از هم جدا شده‌اند، در نتیجه هر ۲۵ مربع ریز تشکیل یک مربع بزرگ را می‌دهند. هر ضلع مربع‌های بزرگ ۵ میلی‌متر طول دارد. دستگاه الکتروکاردیوگراف به‌طور استاندارد با سرعت ۲۵ میلی‌متر در ثانیه وقایع الکتریکی قلب را ثبت می‌کند. در نتیجه هر مربع یک میلی‌متری بر روی محور افقی، معادل ۰/۰۴ ثانیه است. دستگاه الکتروکاردیوگراف به‌طور استاندارد، به نحوی تنظیم شده است که یک جریان الکتریکی با شدت یک میلی‌ولت موجی به اندازه‌ی ۱۰ میلی ولت ترسیم خواهد کرد. در نتیجه هر مربع کوچک بر روی محور عرضی، معادل ۰/۱ میلی‌ولت است. از محاسبه اعداد به‌وجود آمده از موج‌ها در محورهای کاغذ دستگاه، برای تحلیل امواج قلبی استفاده می‌شود. به‌منظور مقایسه کیفیت سیگنال دریافتی از حسگرهای چاپی از شخص پوشنده حسگر، یک‌بار توسط الکترودهای مرجع (نقره/کلرید نقره) دستگاه الکتروشوک مانیتورینگ در همان حالت نشسته تست نوار قلب گرفته شد (شکل ۴). امواج فعالیت الکتریکی در الکتروکاردیوگرام بصورت اوج و فرودهای متناوب ثبت می‌شود. نوار قلب طبیعی از چندین موج، قطعه و ترکیب ایجاد شده است. هر دوره قلبی از یک موج P شروع می‌شود و تا موج P بعدی ادامه دارد. هر نوار قلب چهار فاصله اصلی R-R، PR ، QRS و QT دارد که تغییرات هر کدام از اینها نشان‌دهنده بیماری خاصی است. بررسی بر روی سیگنال‌ها در این مقاله، بر یک دوره قلبی انجام شده است.

نوار قلب کاربردهای زیادی دارد. اما شاید بیشترین استفاده‌ای که از آن برده می‌شود، در بررسی سکته قلبی باشد.

[DOR: 20.1001.1.2251600.1394.34.2.10.5]
[DOI: 10.18869/acadpub.jame.34.2.115]

جدول ۲- محاسبه اعداد محورهای موج از کاغذ شطرنجی

موج طبیعی	الکترود مرجع (نقره/کلرید نقره)	حسگر چاپی پارچه‌ای با ابعاد ۳×۳
موج P	۱ میلی‌متر - ۰/۰۶ ثانیه	۱ میلی‌متر - ۰/۰۵ ثانیه
QRS	۰/۰۶ ثانیه	۰/۰۴ ثانیه
موج T	۲ میلی‌متر - ۰/۱۴ ثانیه	۲ میلی‌متر - ۰/۱۳ ثانیه
فاصله PR	۰/۱۲ ثانیه	۰/۰۹ ثانیه
QT	۰/۳۲ ثانیه	۰/۳۵ ثانیه
RR	۰/۸۴ ثانیه	۰/۸۱ ثانیه

در این بیماری نوار قلب دچار تغییرات خاصی می‌شود که حتی می‌تواند محل سکته و شدت آن‌را بازگو نماید. هم‌چنین تشخیص دقیق آریتمی‌ها یا بی‌نظمی قلبی از موارد بسیار مهمی است که تنها با انجام نوار قلب میسر است. از آن‌جایی که نوار قلب یک نوع بررسی وضعیت الکتریکی یا انقباضی قلب است، این آزمایش می‌تواند اختلالات هدایتی و عضلانی قلب را به‌خوبی نشان دهد.

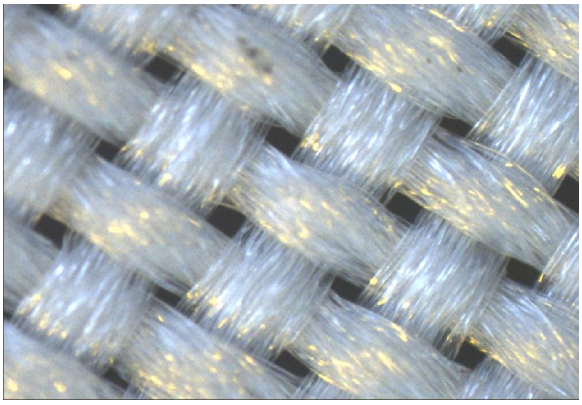
در نوار الکتروکاردیوگرام، در صورت فقدان موج P، تخلیه شارژ الکتریکی انجام نشده است ولی داشتن موج P به‌تنهایی برای تشخیص صحیح کافی نیست بلکه منشاء و شکل آن نیز مهم است. موج P در لیدهای I، II، III الزاماً مثبت است و جهت آن از بالا به پایین است. عرض موج P باید از ۰/۱۲ ثانیه (سه مربع کوچک) کم‌تر باشد و اگر زیادتر از این مقدار باشد غیر طبیعی است و می‌تواند علامت بزرگی دهلیز چپ باشد. اگر دهلیز چپ بزرگ باشد، Widening Wave P >۰/۱۲ ثانیه می‌شود. نارسایی دریچه میترال نسبت به تنگی دریچه میترال بیش‌تر با بزرگی دهلیز چپ همراه است. هم‌چنین در نارسایی بطن چپ، دهلیز چپ بزرگ می‌شود و تنگی دریچه آئورت نیز در دراز مدت می‌تواند منجر به بزرگی دهلیز چپ شود. همان‌طور که گفته شد شخص مورد آزمایش دارای عملکرد قلبی سالم است و مقادیر موج p در جدول ۲، حالت طبیعی عمل‌کرد قلب فرد را تایید می‌کند. هم‌چنین ارتفاع موج P باید از ۲/۵ میلی‌متر (۲/۵ مربع کوچک) کم‌تر باشد، زیرا ارتفاع زیاد موج p نشان‌دهنده فعالیت غیرعادی قلب است. به‌طوری‌که اگر موج P بلندتر و پهن‌تر باشد، علامت بزرگی دهلیز راست است. در این مورد نیز مقادیر جدول تایید کننده کیفیت بالای حسگر چاپی است.

فاصله PR از ابتدای P تا ابتدای Q و حدوداً ۰/۱۲ تا ۰/۲ ثانیه است. همان‌طور که از جدول ۲ مشاهده می‌شود در الکترود مرجع و الکترود چاپی این فاصله ۰/۱۲ ثانیه و تاییدکننده عملکرد قلبی سالم فرد مورد آزمایش است.

ویژگی خاص سلول‌های قلبی منجر می‌شود تا هدایت امواج از یک سلول به سلول بعدی به‌سرعت انجام گیرد و این به‌خاطر مقاومت کم در سلول‌های عضلانی قلب است. بنابراین تحویل امواج QRS، ۰/۰۴ ثانیه به طول می‌انجامد تا انتقال به‌سوی دیگر انجام شود و در مجموع این زمان به ۰/۰۶ تا ۰/۰۷ ثانیه خواهد رسید. مقادیر به‌دست آمده نشان‌دهنده فاصله زمانی طبیعی فعالیت قلبی فرد است و نزدیکترین عدد به الکترود مرجع برای کمپلکس QRS، در الکترود چاپی دیده می‌شود. موج T به‌عنوان یک قاعده نماینده فعالیت بطن‌ها است. در جایی‌که کمپلکس QRS مثبت است موج T مثبت و هر جا QRS منفی است موج T نیز منفی و همواره در حالت نرمال هم جهت با QRS خواهد بود. هم جهت بودن این موج با کمپلکس نشان‌دهنده کارکرد طبیعی حسگر است.

از ابتدای Q تا انتهای T فاصله QT نام دارد. فاصله QT در محدوده ۰/۴ تا ۰/۴۴ ثانیه است که می‌تواند در اثر مصرف برخی داروها و برخی اختلالات یونی، افزایش یابد که بسیار

[DOR: 20.1001.1.2251600.1394.34.2.10.5]
[DOI: 10.18869/acadpub.jame.34.2.115]



الف

ب

شکل ۵- تصویر میکروسکوپ نوری از الف) پارچه پلی‌استر خام و ب) پس از لایه نشانی با مس به روش چاپ تخت

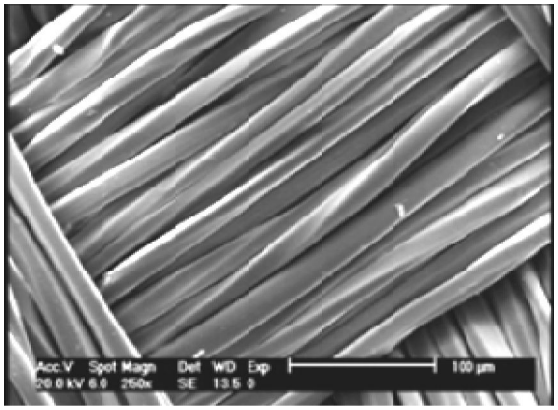
خطرناک می‌باشد. در مقایسه جدول ۲ مشاهده می‌شود که مقدار این فاصله در الکترود مرجع ۰/۳۲ ثانیه برای فرد مورد آزمایش می‌باشد. این‌که این مقدار برای الکترود چاپی نیز ۰/۳۵ ثانیه است، نشان‌دهنده تطابق خوب این حسگر با الکترود مرجع است. همان‌طور که گفته شد این فاصله بسیار مهم بوده، افزایش در زمان آن منجر به حمله قلبی نیز خواهد شد [۱۱].

اعداد محاسبه شده نشان‌دهنده تطابق قابل قبول حسگر انعطاف‌پذیر چاپی با نمونه مرجع است و این امر تحقق دریافت سیگنال‌های قلب را، از طریق حسگرهای چاپی بر سطح منسوج ممکن می‌کند. هم‌چنین با توجه به فواصل منظم R-R در نوار مشاهده می‌شود که هیچ‌گونه حساسیت و اختلالی در حین گرفتن سیگنال توسط حسگر چاپی وجود نداشته است. این امر استفاده طولانی‌مدت از این حسگر بر پایه منسوج را تایید می‌کند.

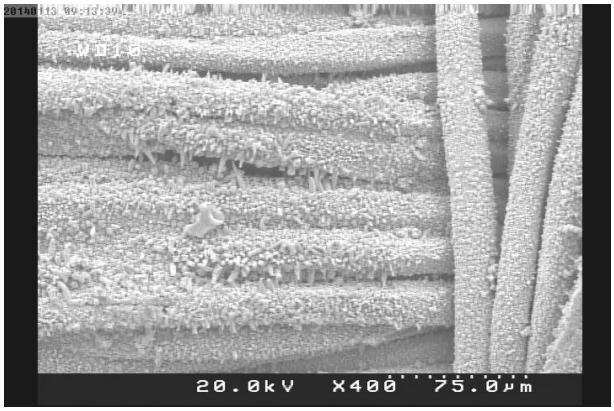
اختلاف پتانسیلی که در اثر فعالیت قلب در سطح پوست ایجاد می‌شود در حد میلی‌ولت است، لذا لازم است طرح‌های چاپ شده بر پارچه دارای مقاومت الکتریکی پایینی باشند تا توانایی دریافت سیگنال‌های بیوالکتریک را داشته باشند. حسگر ساخته شده در این مقاله به‌روش چاپ تخت ماده فعال‌کننده و لایه نشانی ذرات فلز مس، دارای مقاومت الکتریکی پایینی (۰/۰۸۰ اهم بر سانتی‌متر مربع) است که این میزان کاهش در مقاومت الکتریکی برای دریافت سیگنال‌های بیوالکتریک مناسب است. هم‌چنین سیگنال‌های دریافتی از پوست به شدت تحت تأثیر میدان‌های مغناطیسی موجود در محیط است. از آن‌جایی‌که پخش‌شدگی در طرح‌های چاپی منجر به اختلال در دریافت سیگنال‌ها می‌شود، لازم است طرحهای چاپ شده بدون هیچ گونه پخش‌شدگی در لباس چاپ شده باشند. چاپ تخت ماده فعال‌کننده دارای خطوط مشخص و بدون پخش‌شدگی است و پس از مدت زمان لایه نشانی به مدت ۲ ساعت در حمام لایه نشانی الکترولس نیز، هیچ‌گونه پخش شدگی و ریزش در چاپ وجود نداشته، کیفیت چاپ در مرز طرح‌ها بسیار خوب است. شکل ۵ تصویر میکروسکوپ نوری از سطح پارچه خام (الف) و سطح پارچه پس از لایه نشانی شدن با مس (ب) را نشان می‌دهد.

به‌منظور بررسی تغییرات به‌وجود آمده در سطح نمونه‌ها پس از لایه‌نشانی، از سطح نمونه‌های تهیه شده تصویر میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) گرفته شد که در شکل ۶ نشان داده شده است. شکل‌های ۶- الف و ب؛ به‌ترتیب تصاویر سطح نمونه را پیش و پس از لایه‌نشانی با مس نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، سطح الیاف پس از لایه‌نشانی، به‌طور کامل و یکنواخت با لایه‌ای از فلز پوشیده شده است به‌طوری که ساختار میکروسکوپی الیاف پلی استری بعد از لایه‌نشانی به‌طور کامل تغییر کرده است.

[DOR: 20.1001.1.2251600.1394.34.2.10.5]
[DOI: 10.18869/acadpub.jame.34.2.115]

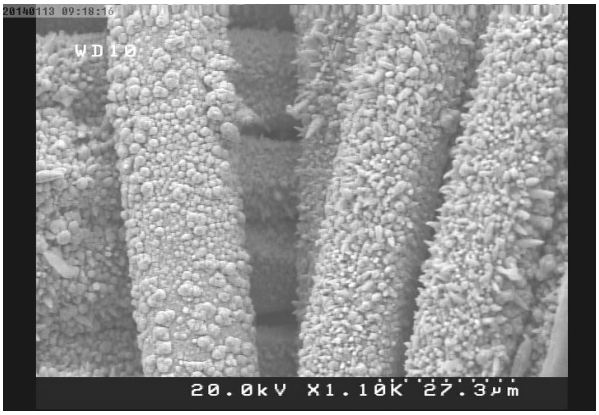


الف

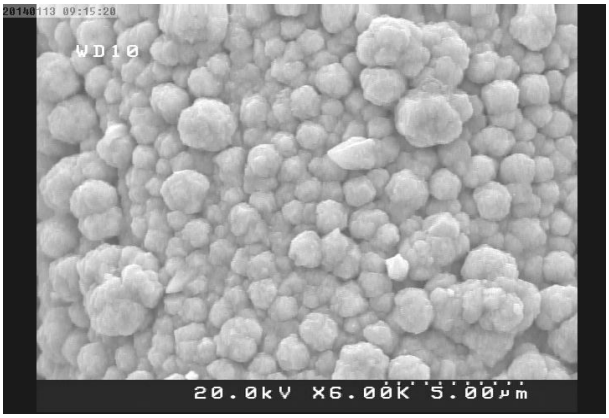


ب

شکل ۶- تصویر میکروسکوپی الکترونی روبشی (SEM) از الف) پارچه خام و ب) پارچه پلی‌استری پس از لایه‌نشانی با مس



الف



ب

شکل ۷- تصویر میکروسکوپ FE-SEM از پارچه لایه‌نشانی شده با مس

شکل ۷ تصاویر میکروسکوپ الکترونی نشرمیدانی (FE-SEM) نمونه‌ای که بالاترین میزان رسانایی را داراست، نمایش می‌دهد. در بزرگ‌نمایی بالاتر (شکل ۷-ب) پوشش یکنواخت و پیوسته مس در سطح الیاف تاییدکننده مقاومت الکتریکی بالای این حسگراست. این میزان کاهش در مقاومت الکتریکی سطحی پارچه منجر به کیفیت قابل قبول سیگنال‌های دریافتی از حسگر چاپی پارچه‌ای در مقایسه با الکترودهای متداول دستگاه نوار قلب است.

۴- نتیجه‌گیری

نتایج به‌دست آمده برای کمترین مقاومت الکتریکی در این مقاله نشان داد، مس در حمام الکترولس در pH= ۸/۵ و دمای لایه نشانی برابر با ۷۰ درجه سانتی‌گراد به مدت ۲ ساعت، لایه‌نشانی یکنواخت و متراکمی بر سطح پارچه پلی‌استری ایجاد نموده است. میزان مقاومت الکتریکی به‌دست آمده در این روش ۰/۰۸ اهم بر سانتی‌مترمربع است که برای حسگر دریافت کننده سیگنال‌های قلب مناسب است. هم‌چنین نتایج نشان می‌دهد که چاپ تخت ماده فعال‌کننده به همراه کلرید پالادیوم، قابلیت تهیه طرح‌های چاپی بدون هرگونه پخش‌شدگی را فراهم می‌نماید. این موضوع از آن جهت دارای اهمیت است که سیگنال‌های دریافتی از پوست به‌شدت تحت‌تأثیر میدان‌های مغناطیسی موجود در محیط هستند. کیفیت سیگنال دریافتی از حسگرهای چاپی به شکل مربع به مساحت ۹ سانتی‌مترمربع با سیگنال‌های به‌دست آمده از الکترودهای مرجع (نقره/کلرید نقره) دستگاه

[DOR: 20.1001.1.2251600.1394.34.2.10.5]
[DOI: 10.18869/acadpub.jame.34.2.115]

الکتروشوک مانیتورینگ در حالت نشسته مقایسه و مشاهده شد که اعداد به‌دست آمده در حسگر چاپی و مرجع مشابهت زیادی داشته است، بطوریکه در یک دوره قلبی، امواج بیوالکتریک با یک موج P شروع می‌شود و در ادامه چهار فاصله اصلی R-R، PR، QRS و QT وجود دارد و در پایان مجدداً به موج P ختم می‌شود. نتایج موج الکترو کاردیوگرام حسگر مربعی برای موج‌های P و T به‌ترتیب مقادیر یک میلی‌متر- ۰/۰۵ ثانیه و ۲ میلی‌متر-۰/۱۴ ثانیه را در مقایسه با مقادیر ۱ میلی‌متر - ۰/۰۶ ثانیه و ۲ میلی‌متر- ۰/۱۴ ثانیه برای الکترود مرجع ثبت نمود. هم‌چنین با استفاده از حسگر چاپ شده مربعی بر بستر منسوج برای فاصله‌های QRS، PR، QT و RR زمان‌های ۰/۰۴، ۰/۰۹، ۰/۳۵ و ۰/۸۱ ثانیه در مقایسه با ۰/۰۶، ۰/۱۲، ۰/۳۲ و ۰/۸۴ ثانیه برای الکترود مرجع ثبت شد. مقایسه این اعداد نشان‌دهنده آن‌است که حسگر چاپی بر سطح منسوج را می‌توان به‌عنوان جایگزین حسگر دستگاه نوار قلب استفاده نمود و به‌دلیل رسانایی بالای این حسگر توانایی جای‌گزینی در حسگرهای دستگاه نوار مغز را نیز دارد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان برخود لازم می‌دانند از پشتیبانی فنی جناب آقای مهندس نمدی تشکر به‌عمل آورند. هم‌چنین از پشتیبانی پارک علم و فناوری استان گیلان و ستاد فناوری نانو تقدیر می‌شود.

مراجع

1. Glaros, C. and Fotiadis, D.I., "Wearable Devices in Healthcare", Silverman. B.G. and Ashlesha, J. (Ed), *Intelligent Paradigms for Healthcare Enterprises*, Loannina, pp. 237-264, 2005.
2. Teller, A., "A Platform for Wearable Physiological Computing", *Interacting with Computers*, Vol. 16, pp. 917–937, 2004.
3. Lam, P. and Tang, S., "Recent Developments in Flexible Wearable Electronics for Monitoring Applications", *Transactions of the Institute of Measurement and Control*, Vol. 29, pp. 283-300, 2007.
4. Jiang, Y., Hamada, H., Shiono, S., Kanda, K., Fujita, T., Higuchi, K. and Maenaka, K., "A PVDF-Based Flexible Cardio Respiratory Sensor with Independently Optimized Sensitivity to Heartbeat and Respiration", *Procedia Engineering*, Vol .5, pp. 1466–1469, 2010.
5. Hing yee, J., "Design and Development of Electrically Conducting Textile Sensors for Smart Textiles and Apparel", Ph.D. thesis, The Hongkong Polytechnic University, 2006.
6. Pandian, P.S., Mohanavelu, K., Safeer, K.P., Kotresh, T.M., Shakunthala, D.T. and Padaki, V.C., "Smart Vest: Wearable Multi-Parameter Remote Physiological Monitoring System", *Medical Engineering & Physics*, Vol. 30, pp. 466-477, 2008.
7. Jang, s., Cho, J., Jeong, K. and Cho, G., "Exploring Possibilities of ECG Electrodes for Bio-Monitoring Smart Wear with Cu Sputtered Fabrics", *Proceedings of the 12th International Conference on Human-Computer Interaction: Interaction Platforms and Techniques*, Berlin, pp. 1130-1137, 2007.
8. Marozas, V., Peterenas, A., Daukanta, S. and Lukosevicius, A., "A Comparison of Conductive Textile-Based and Silver/Silver Chloride Gel Electrodes in Exercise Electrocardiogram Recordings", *Journal of Electro cardiology*, Vol. 44, pp. 189-194, 2010.
9. Bidoki, S. M., Lewis, D.M., Clark, M., Vakorov, A., Millner, P.A. and McGorman, D., "Ink-Jet Fabrication of Electronic Components", Journal of Micromechanics and Microengineering, Vol. 17, pp. 974-967, 2007.
10. Bidoki. S.M, "Using Nanotechnology in the Chemical Deposition of Conductive Patterns on Textiles and Flexible Substrates", Ph.D. Thesis, University of Leeds, 2006.
11. Kiran Kumar J., Srinivasulu, G. and Prasad, K.S., "Design of Electrocardiogram (ECG or EKG) System on FPGA", *International Journal of Engineering and Science*, Vol. 3, pp. 21-27, 2013.

[DOR: 20.1001.1.2251600.1394.34.2.10.5]
[DOI: 10.18869/acadpub.jame.34.2.115]