



ساخت الکتروود انعطاف پذیر به روش چاپ جوهرافشان بر پایه منسوج با قابلیت دریافت سیگنال های قلب

فاطمه حقدوست^۱، وحید متقی طلب^{۲*}، اکبر خداپرست حقی^۳

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه نساجی دانشکده فنی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران، صندوق پستی: ۳۷۵۶

۲- استادیار، گروه نساجی دانشکده فنی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران، صندوق پستی: ۳۷۵۶

۳- استاد، گروه نساجی دانشکده فنی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران، صندوق پستی: ۳۷۵۶

تاریخ پذیرش: ۹۲/۳/۲۸ در دسترس به صورت الکترونیکی از: ۱۳۹۲/۱۲/۲۰ تاریخ دریافت: ۹۲/۲/۱۷

چکیده

این مطالعه امکان ساخت حسگرهایی بر پایه منسوج را برای کمک به فرآیندهای تشخیص و درمان برای بیماران قلبی نشان می دهد. الکتروود طراحی شده براساس روش چاپ جوهر افشان ماده فعال کننده و لایه نشانی نانوذرات نیکل می باشد. میزان مقاومت الکتریکی به دست آمده در این روش ۰٫۱ اهم بر سانتی متر مربع است، که این مقدار مقاومت الکتریکی برای الکتروود دریافت کننده پیام های قلب مناسب می باشد. کیفیت پیام دریافتی از حسگرهای چاپی در دو فرم مربع و دایره با پیام های به دست آمده از الکتروود مرجع دستگاه ثبت ضربان قلب از اشتقاق II در حالت نشسته مقایسه گردید. مقایسه پیام های امواج ثبت ضربان قلب نشان می دهد که با کوچک شدن اندازه طرح حسگر و مسطح بودن آن به دلیل تمرکز سطح رسانا و کاهش در پراکندگی میدان الکتریکی موجود در سطح پوست حداقل اختلال در دریافت پیام ها دیده می شود، که همین امر باعث کاهش اختلاف در مقایسه با نمونه پیام مرجع می گردد.

واژه های کلیدی: نانوذرات نیکل، چاپ جوهرافشان، پیام بیوالکتریک قلب، ثبت ضربان قلب قابل پوشش.

Development of Flexible Textile Based Electrode Using Ink Jet Printing for Heart Signal Acquisition

F. Haghdoust, V. Mottaghtalab*, A. Khodaparast Haghi

Textile Engineering Department, Faculty of Engineering, University of Guilan, P.O.BOX: 3756, Rasht, Iran

Received: 07-05-2013

Accepted: 18-06-2013

Available online: 11-03-2014

Abstract

Current study tries to explore the possibility of acceleration in recognition and remedy process of heart disease and continues electrocardiogram signal acquisition. The electrical resistance shows a range around 0.1 Ω /sq, which sounds quite proper for ECG signal acquisition. The quality of acquired signal from printed sensors in two forms of square and circle compared with the standard Ag/AgCl electrode using commercial electrocardiogram from derivative II in sitting situation. The comparison of acquired ECG signal data led to the consideration of small circular fabric sensor for better performance and the least disturbance regarding to homogeneity and attenuation in electric field scattering. J. Color Sci. Tech. 7(2014), 309-321©. Institute for Color Science and Technology.

Keywords: Nickel nanoparticle, Inkjet printing, Bioelectric signal, Wearable ECG.

۱- مقدمه

کوچک‌سازی وسایل و تجهیزات پزشکی و کنترل سلامتی، همواره مورد نظر محققان بوده است. امروزه علاوه بر تلاش برای کوچک‌سازی این تجهیزات، زمینه جدیدی با عنوان قابل پوشش کردن تجهیزات پزشکی و کنترل سلامتی در پیش روی محققان قرار گرفته است. ساخت منسوجات تجهیز شده با سامانه‌های کنترل سلامتی، با چالش‌ها و محدودیت‌های زیادی روبه‌رو است و نیازمند طراحی دقیق و خاصی می‌باشد. در طراحی و ساخت این منسوجات، عوامل انسانی و راحتی در پوشش باید در نظر گرفته شوند. تجهیزات و وسایل مورد استفاده در منسوجات باید تا حد امکان کوچک و کم وزن باشند؛ همچنین تغییر محسوسی در خواص پوششی لباس به‌خصوص راحتی لباس ایجاد نکنند [۱، ۲].

تجهیزات پزشکی قابل پوشیدن، با توجه به دارا بودن سامانه‌های پیشرفته کنترل سلامتی می‌توانند به عنوان 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، به طور چشم‌گیری باعث کاهش هزینه‌های خدمات پزشکی در مراکز درمانی می‌گردند. همچنین بیمار نیازی به صرف زمان برای دریافت خدمات ندارد. به‌طور کلی این منسوجات امکان زندگی مستقل‌تر و مشارکت بیشتر در فعالیت‌های اجتماعی و شغلی را برای فرد استفاده کننده از منسوج فراهم می‌کنند [۳، ۴، ۱].

فناوری‌های مختلفی برای طراحی و ساخت حسگرهای تعبیه شده در منسوج هوشمند مورد استفاده قرار گرفته 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 روش‌های بافت تاری - پودی و حلقوی بدون درز با نخ پنبه‌ای [۵] بافته می‌شوند که به‌طور معمول این نخ‌ها از جنس استیل ضدزنگ می‌باشند [۶].

حسگرهای ساخته شده توسط بافت نخ استیل به خوبی قادر به دریافت سیگنال‌های بیوالکتریک قلب و انتقال آنها هستند، با این حال این حسگرها دارای معایبی نیز می‌باشند. برای نصب حسگر بافته شده به روش تاری - پودی، حسگر باید در روی لباس دوخته شود که این امر مشکلاتی را از قبیل حذف سرهای آزاد نخ فلزی و امکان تماس این سرهای آزاد با بدن و ایجاد زخم و خراش در سطح پوست در پی دارد؛ همچنین حسگر دوخته شده به دلیل انعطاف‌پذیری کم حسگر، راحتی مورد نیاز در پوشش را برای کاربر منسوج فراهم نمی‌کند. با استفاده از تکنیک بافت حلقوی بدون درز و بافت حسگر در متن پارچه مشکل وجود سرهای آزاد نخ برطرف می‌شود ولی در این روش محل

قرار گرفتن حسگر در نقشه بافت برای کاربر خاص به صورت پیش‌فرض در نظر گرفته می‌شود، یعنی برای کاربرهای مختلف با فیزیک بدنی متفاوت، از پارچه یکسان نمی‌توان منسوج هوشمند ساخت و برای کاربرهای گوناگون پارچه متناسب با اندازه آنها باید بافته شود [۶].

یکی دیگر از روش‌های ساخت حسگر پیام‌های^۱ بیوالکتریک قلب استفاده از رزین‌های رسانا است. در این روش حسگر با استفاده از گرافیت پوشش داده شده با نیکل در بستری از سیلیکون ساخته می‌شود، این حسگر دارای انعطاف‌پذیری مناسبی است. مشکل این حسگر اتصال آن به پارچه و همچنین اتصال سامانه ارتباطی به آن برای انتقال سیگنال‌ها می‌باشد. در این نوع حسگر برای انتقال سیگنال‌ها از کابل و یا سیم استفاده می‌شود که به حسگر لحیم می‌شوند [۷]. در این حسگر با توجه به ضخامت آن، فرد استفاده‌کننده از منسوج احساس راحتی نمی‌کند، همچنین سیگنال دریافتی به‌وسیله حسگر ساخته شده از رزین هادی کیفیت مناسبی ندارد.

پوشش پارچه با استفاده از لایه‌نشانی پرنانشی یکی دیگر از راه‌های ساخت حسگر است. در این روش سطح پارچه با فلز که به‌طور معمول مس می‌باشد، پوشش داده می‌شود. حسگر ساخته شده در این روش به دلیل ضخامت بسیار کم لایه تشکیل شده از انعطاف‌پذیری خوبی برخوردار است. در این حسگرها با توجه به یکنواختی 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 می‌باشد. علاوه بر آن، سرعت تولید در این روش بسیار پایین است [۸]. روش دیگر استفاده شده برای طراحی حسگرها استفاده از روش دوختن با نخ نایلونی روکش‌دهی شده با نقره می‌باشد، پوشش نخ توسط نقره، در مقایسه با دیگر روش‌ها دارای هزینه زیادی می‌باشد. با این وجود با توجه به کارایی مناسب و سازگاری بیشتر با منسوجات متداول از جایگاه ویژه‌ای در منسوجات الکترونیکی برخوردار است. سیگنال دریافتی توسط این روش دارای کیفیت مناسبی در حالت استراحت بوده، با این وجود هزینه تولید این روش بسیار بالا بوده و سرعت طراحی این حسگر نیز پایین می‌باشد [۹]. در سال‌های اخیر عملیات چاپ به عنوان بهترین روش انعطاف‌پذیر جهت ایجاد یک طرح هادی الکتریکی بروی منسوج شناخته شده است [۱۰]. یکی از برترین فناوری‌های چاپ مدرن که در صنعت منسوجات هوشمند از آینده خوبی برخوردار است، چاپ جوهرافشان می‌باشد. این فناوری دارای محدوده وسیعی از کاربردها نظیر اتصالات نوری و الکترونیکی [۱۱، ۱۲]، ترانزیستورهای آلی [۱۳]، دیوده‌های نوری [۱۴]، حسگرهای زیستی [۱۵]، تشخیص‌های پزشکی [۱۶]، داربست‌های رشد سلول [۱۷، ۱۸] و استحصال مواد با ساختار نانو [۱۹، ۲۱] می‌باشد. روش جوهرافشان،

1- Signal

روشی غیر تماسی بوده و قادر است استحصالات دقیقی و با سرعت بالا حتی بر روی سطوح ناهموار ایجاد نماید. در روش‌های غیر تماسی، سطح حسگر آسیب ندیده و عاملیت آن کاهش نمی‌یابد. این فناوری قادر است حسگرهای زیستی با قابل انعطاف‌پذیری را تنها در یک مرحله چاپ نماید که تمامی این موارد دلیل مزیت این روش بر روش‌های پیشین می‌باشد [۲۲-۲۵] در سال‌های اخیر، تحقیقات بسیاری در زمینه چاپ جوهرافشان سوسپانسیون‌های نانوذرات آلی یا فلزی بر روی سطوح انعطاف‌پذیر صورت گرفته است [۲۶، ۲۷]. کیم و همکارانش [۲۸] موفق به چاپ خطوط هادی بر روی یک سطح انعطاف‌پذیر شدند. آنها با استفاده از نانو ذرات نقره با محدوده قطری حدود ۲۰ نانومتر توانستند به طور مستقیم چاپ مدار فلزی را بر روی سطوح پلیمری نظیر پلی‌ایمید، پلی‌اتیلن نفتالات و پلی‌اتیلن ترفتالات برای کاربرد در قطعات الکترونیکی انعطاف‌پذیر انجام دهند. طرح حاصله با دقت مناسبی به طرحی بسیار ظریف و صاف هادی بر روی سطح پلیمر منتهی گردید. طرح حاصله پس از عملیات حرارتی منجر به بهبود ظاهر و همچنین هدایت می‌شود. در تحقیق دیگری چاپ جوهرافشان برای ایجاد طرح هادی پلی‌اتیلن دی-اکسی تیوفن - پلی‌استیرن سولفونات بر روی سطح منسوج پلی‌اتیلن ترفتالات استفاده شده است [۲۹]. مگداسی و همکارانش توانستند با استفاده از فناوری جوهرافشان، نیترا نقره‌های حل شده در مخلوطی از آب و دی‌متیل سولفوکسید را روی بستری از پلی‌امید در دمای ۱۲۰ درجه سانتی‌گراد استحصال دهند. بر این اساس ردیف‌های چاپ شده از طریق جوهرافشان در مدت ۲۰ دقیقه و در دمای ۳۰۰ درجه سانتی‌گراد موجب ایجاد نانو ذرات نقره گردید. مقاومت حدود 1.5×10^{-5} اهم سانتی‌متر بوده که مشابه هدایت حجم ۱۱ درصدی نقره می‌باشد [۳۰]. در تحقیق انجام شده توسط بیدکی و همکارانش [۳۱-۳۳]، جهت دستیابی به مطلوب‌ترین استحصال شیمیایی فلزات بر منسوجات، محلول‌های مختلفی از نمک‌های مس و نقره با مواد احیاکننده متفاوت مورد آزمون قرار گرفتند. روش کار بدین صورت بود که بهترین زوج مناسب از نمک فلزی و ماده احیا کننده برای استحصال فلزات، وارد مخزن‌های جوهر چاپگر جوهرافشان شده و در فرآیند استحصال به کار گرفته شدند. چاپ جوهر افشان در مکان‌های مشخص شده طرح می‌تواند باعث اختلاط آن دو بر سطح کالا شده و واکنش آنها منجر به تولید نانو ذرات فلزی بر کالا شود که از هدایت الکتریکی مناسب برخوردار می‌باشد. چاپ جوهر افشان علی‌رغم تمام مزایای انجام شده در آماده‌سازی طرح‌های هادی بر روی سطوح انعطاف‌پذیر برای استحصال هم‌زمان فلزات متنوع با مشکلات متعددی روبروست که در عمل کاربرد آنها را دچار محدودیت‌های جدی می‌کند. آماده‌سازی سطوح با هدایت الکتریکی بالا نیازمند تکرار متعدد فرآیند چاپ بر روی یک طرح بوده که عملاً با توجه مشکلات مربوط به حرکت بستر در هنگام چاپ نمی‌توان به طرحی یکنواخت در سطح و عمق امیدوار بود. این موضوع با قرار گرفتن لایه‌ای به ترک‌های مویین در

در تحقیق حاضر با رویکردی نوین از چاپگر جوهرافشان جهت فعال‌سازی سطح پارچه پلی‌استر به عنوان یک زیر لایه انعطاف‌پذیر

پالادیم آماده شده داخل کارتریج مشکی که قبلا کاملا با محلول اتانول و آب شستشو گردیده، ریخته می‌شود. پس از چاپ نمونه‌ها در دمای ۷۰ درجه سانتی‌گراد در آون تثبیت شده و سپس نمونه‌ها در حمام احیاءکننده حاوی بوروهیدرید سدیم به مدت ۵ دقیقه برای تبدیل یون‌های فلزی به فلز پالادیم قرار می‌گیرند. آب‌کشی موثر بعد از این مرحله انجام می‌شود و پس از آن نمونه‌ها وارد حمام لایه‌نشانی نیکل شامل سولفات نیکل، سترات سدیم، اسید بوریک، هیپوفسفات سدیم می‌شوند. لایه‌نشانی به مدت ۲ ساعت در دمای ۷۰ درجه سانتی‌گراد و در اسیدیته ۵ انجام شد. در انتها نمونه‌ها در دمای ۷۰ درجه سانتی‌گراد خشک شدند.

روش‌های اندازه‌گیری خصوصیات الکترودهای چاپی

تمام نمونه‌ها قبل از انجام کلیه اندازه‌گیری‌ها طبق روش‌های استاندارد به مدت ۲۴ ساعت در فشار اتمسفر، رطوبت نسبی $2 \pm 65\%$ و دمای 1 ± 21 درجه سانتی‌گراد قرار داده شدند. میزان مقاومت الکتریکی نمونه‌ها توسط مولتی‌متر، اندازه‌گیری شد. میزان یکنواختی لایه در نمونه‌هایی که پس از لایه‌نشانی، مقاومت الکتریکی آنها تغییر کرده با استفاده از هدایت‌سنج چهار کاناله خطی بررسی شد. در ارزیابی میزان مقاومت الکتریکی سطحی شدت جریان الکتریکی ثابت توسط منبع تغذیه به نمونه اعمال شد و تغییرات ولتاژ توسط مولتی‌متر اندازه‌گیری شد. در نهایت مقدار متوسط مقاومت الکتریکی سطحی نمونه با استفاده از رابطه ۱ محاسبه شد.

$$R_s = \frac{V \times w}{I \times l} \quad (1)$$

در این رابطه V ولتاژ، w عرض نمونه، I متوسط شدت جریان عبوری و l طول فاصله الکترودها می‌باشند.

به منظور بررسی میکروسکوپی سطح نمونه‌ها پس از لایه‌نشانی توسط نانو ذرات فلزی، از نمونه‌ها توسط میکروسکوپ الکترونی تصویربرداری شد. از پارچه‌های لایه نشانی شده با نانو ذرات نیکل توسط دستگاه میکروسکوپ الکترونی مدل JXA-840، تصویربرداری و با EDX^۱ ترکیب پوشش روی سطح بررسی شد. تصویر میکروسکوپ نیروی اتمی توسط سیستم نانو اسکوپ مولتی مد ساخت کشور ایران شرکت آرا پژوهش از سطح ناحیه چاپ شده رسانا بر روی پارچه به دست آمد.

1- Energy-dispersive X-ray

استفاده شده است. در این روش، محلول آبی نمک فلزی (فلز پالادیم) به عنوان جوهر چاپ بر روی سطح پارچه جوهرافشانی شده که پس از ورود به حمام لایه‌نشانی نانو ذرات فلز نیکل منجر به استحصال شیمیایی نانو ذرات فلزی هادی جریان الکتریسیته بر روی زمینه پارچه مورد نظر می‌شود. طرح‌های چاپ شده با دارا بودن هدایت الکتریکی بالا در زمینه‌های متنوع منسوجات هوشمند پزشکی، همچون حسگر دریافت سیگنال‌های قلب قابل استفاده هستند.

۲- بخش تجربی

۱-۲- مواد

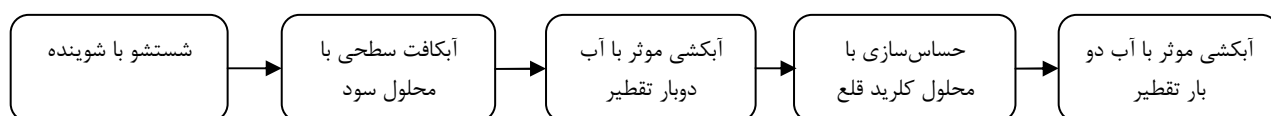
سود، کلرید قلع، اسید کلریدریک، کلرید پالادیم، سولفات نیکل ۶ آبه، هیپوفسفات سدیم، اسید بوریک، سترات سدیم، آب اکسیژنه، کلرید آمونیوم، بوروهیدرید سدیم و اتانول تمامی از شرکت مرک آلمان و بدون هیچ‌گونه خالص‌سازی مورد استفاده قرار گرفتند.

۲-۲- روش کار

ساخت الکترودها

پارچه پلی‌استر با تراکم (30×32) - نمره نخ تار و پود $8,8 \times 88$ (دیر) با بافت تافته به عنوان زمینه انتخاب شد. برای آماده‌سازی سطح آبدوست پارچه پلی‌استر از محلول سود ۱۵ گرم بر لیتر در دمای ۷۰ درجه سانتی‌گراد به مدت ۲۰ دقیقه استفاده شد. سپس فرآیند حساس‌سازی توسط محلول ۱۰ گرم بر لیتر کلرید قلع و ۲۰ اسید کلریدریک در دمای محیط به مدت ۲۰ دقیقه انجام شد. پارچه در دمای ۷۰ درجه سانتی‌گراد برای انجام چاپ جوهرافشان خشک گردید. چاپ جوهرافشان توسط چاپگر hp1280 مجهز به کارتریج مشکی hp45 و کارتریج رنگی hp78 انجام شد. شکل ۱ فاز اول مراحل آماده‌سازی پارچه طرح‌دار هادی را به صورت متوالی نشان می‌دهد، فاز اول شامل مراحل است که پارچه را برای چاپ عامل فعال‌کننده بر روی سطح پارچه آماده می‌کند. این مرحله شامل شستشوی اولیه، آب‌کشی، دندان‌دار کردن با محلول سود، آب‌کشی مجدد، حساس‌سازی با کلرید قلع و آب‌کشی نهایی است.

آماده‌سازی جوهر چاپ جوهرافشان: ۱ گرم بر لیتر کلرید پالادیم و ۱۰ میلی‌لیتر اسید کلریدریک در دمای محیط به مدت ۲ ساعت مخلوط شده و ۲۵۰ میلی‌لیتر از محلول فوق به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۶۵ درجه سانتی‌گراد با سرعت هم‌زن ۳۰۰ دور در دقیقه قرار داده در نهایت محلول برای چاپ آماده می‌شود. جوهر



شکل ۱: مراحل آماده‌سازی پارچه تا قبل از چاپ فعال‌کننده پالادیم.

نوار قلب تکرار گردید.

۲- نتایج و بحث

پارچه پس از شستشوی مقدماتی، برای ایجاد مکان‌های لازم به منظور لایه نشانی موثر به صورت غوطه‌وری در تماس با سود قرار می‌گیرد و سپس فرآیند حساس‌سازی منسوج با محلول کلرید قلع انجام می‌شود. شکل ۲ سطح منسوج را پس از عمل‌آوری با سود نشان می‌دهد. همان‌گونه که از تصاویر مشاهده می‌شود فرآیند دندان‌زنی و یا ایجاد فضاهای لازم برای به تله افتادن ذرات لایه‌نشانی شده به طرز بسیار ملایمی انجام شده است که در بزرگ‌نمایی بیشتر به صورت سطوح موج‌دار و یا به صورت زبری بر روی سطح ظاهر می‌شود.

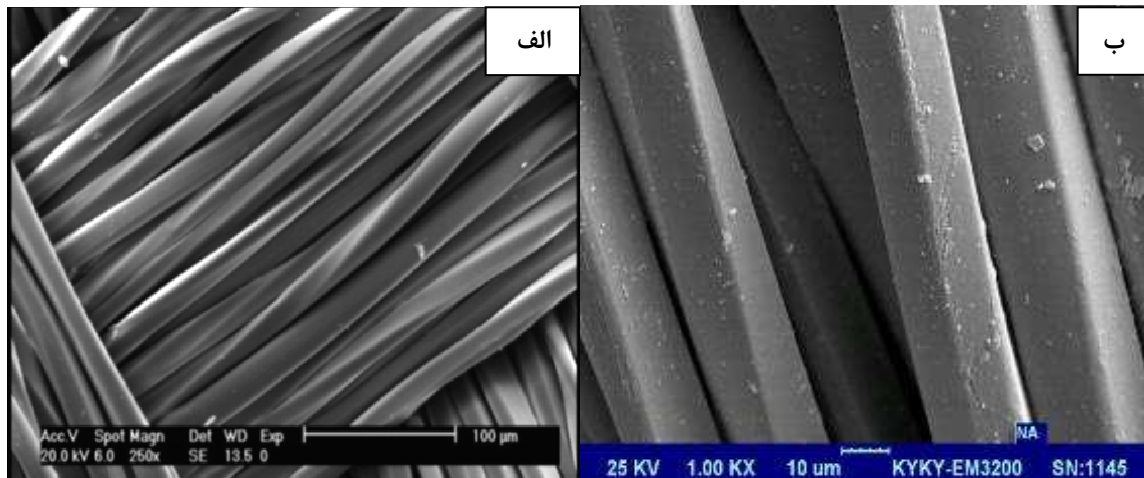
شکل ۳ تصویر سطح را پس از عمل‌آوری با سود در بزرگ‌نمایی بالاتر همراه با تصویر میکروسکوپ نیروی اتمی برای نشان دادن توپولوژی سطح در سه بعد نشان می‌دهد. خلل و فرج ایجاد شده و افزایش قابل توجه زبری سطح این مطلب را تایید می‌کند.

تحلیل توپوگرافی سطح توسط میکروسکوپ نیروی اتمی تغییرات در مشخصه‌های سطح پارچه عمل‌آوری شده با سود را بخوبی نشان می‌دهد. (شکل ۳- ب). زبری سطح با ارتفاع متوسط ۱۸۰ نانومتر و بیشینه ارتفاع ۳۴۰ نانومتر بخوبی مشخص است. همچنین میانگین حسابی زبری معادل ۲۲۰ نانومتر و جذر میانگین مربعات زبری معادل ۱۸۵ نانومتر محاسبه گردید و به عنوان شاخص زبری سطح گزارش می‌گردد. حفره‌های مقعر و محدب به صورت غیریکنواخت رویت می‌شود. قابل توجه است که نوار سمت راست نشانگر اندازه توسط محدوده‌ای رنگی است.

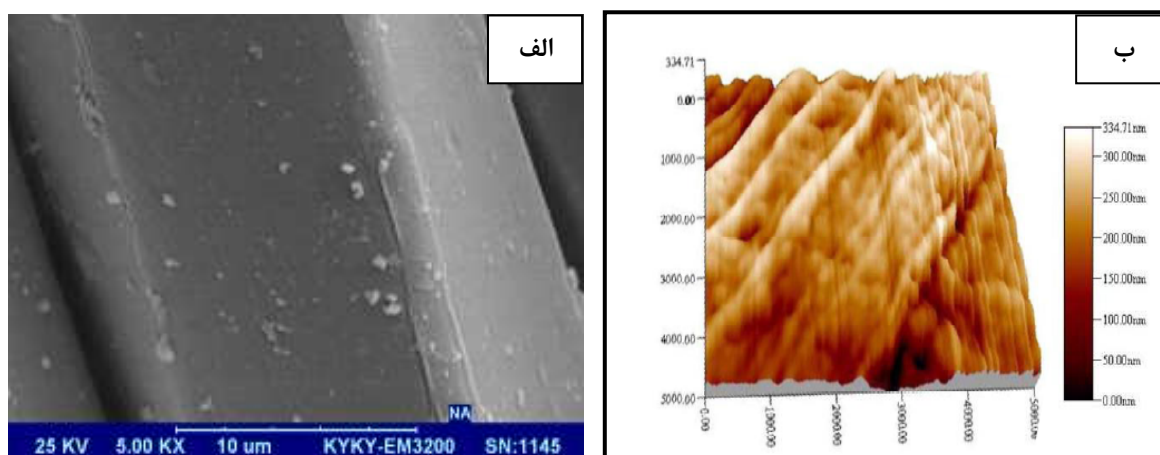
1- Electroshock monitoring

2- Electrocardiogram

تصاویر در مد نیمه‌تماسی با استفاده اهرم سیلیکونی ساخت شرکت میکروشم استخراج گردید. بسامد پویش اهرم ۳۰۰ تا ۳۳۰ کیلو هرتز و اندازه تصاویر در یک ناحیه مربعی به اندازه ضلع ۴ میکرومتر می‌باشد. مشخصه‌های زبری شامل بیشینه ارتفاع تصویر، متوسط ارتفاع ده نقطه، میانگین حسابی زبری و جذر میانگین مربعات زبری محاسبه و از مشخصه میانگین حسابی زبری به عنوان شاخص زبری سطح استفاده شد. با توجه به کاربرد حسگر چاپی (استفاده طولانی مدت توسط کاربر)، تعیین ثبات لایه تشکیل شده روی پارچه ضروری می‌باشد. بنابراین بعد از اندازه‌گیری مقاومت الکتریکی سطحی نمونه‌های مختلف، بر روی آنها ثبات شستشویی انجام داده و دوباره مقاومت الکتریکی سطحی اندازه‌گیری شد. تعیین ثبات شستشویی طبق استاندارد 105-C06:1994 انجام گرفت. آزمایش ارزیابی این ثبات پنج بار تکرار گردید و پس از هر بار انجام آزمایش، میزان مقاومت الکتریکی سطحی اندازه‌گیری و محاسبه گردید. پس از انتخاب بهترین نمونه به عنوان حسگر، برای ساخت منسوج هوشمند با قابلیت دریافت سیگنال‌های بیوالکتریک قلب، سه حسگر چاپی در محل‌های مشخصی از بدن فرد قرار داده شدند. اختلاف پتانسیلی که در اثر فعالیت قلب در سطح پوست ایجاد می‌گردد در حد میلی‌ولت است. لذا لازم است طرح‌های چاپ شده بر پارچه دارای مقاومت الکتریکی پایینی باشند. همچنین سیگنال‌های دریافتی از پوست به شدت تحت تاثیر میدان‌های مغناطیسی موجود در محیط می‌باشند؛ لازم است طرح‌های چاپ شده بدون هیچ‌گونه پخش‌شدگی در لباس چاپ شده باشند. برای بررسی توانایی دریافت سیگنال‌های بیوالکتریک قلب از حسگرهای چاپی، از دستگاه نمایشگر شوک الکترونیکی^۱ استفاده شد. از یک فرد با عملکرد قلبی سالم در شرایط نشسته نوار قلب گرفته شد، سپس به منظور مقایسه سیگنال‌های دریافتی، با الکتروده‌های مرجع (نقره/ کلرید نقره) دستگاه ثبت ضربان قلب^۲، در همان حالت، گرفتن



شکل ۲: تصویر میکروسکوپ الکترونی پارچه، (الف) پارچه خام، (ب) پارچه عمل شده با سود با بزرگ‌نمایی ۱۰۰۰ برابر.



شکل ۳: (الف) تصویر میکروسکوپ الکترونی پارچه عمل‌آوری شده با سود با بزرگ‌نمایی ۵۰۰۰، (ب) تصویر میکروسکوپ نیروی اتمی.

(یکی از اهداف مهم در ساخت این حسگرهای چاپی داشتن هدایت الکتریکی بالا همراه با کمترین هزینه می‌باشد)، ناچار به استفاده از میزان بالاتری اسید کلریدریک برای حل شدن کامل می‌باشیم که این امر منجر به تخریب سریع‌تر کارت‌تریج چاپگر نیز می‌شود؛ علاوه بر آن غلظت بالای نمک منجر به گرفتگی در روزنه‌های کارت‌تریج شده که یکنواختی در چاپ را تا حد بسیار زیادی کاهش خواهد داد که منجر به هدایت الکتریکی متفاوتی در قسمت‌های مختلف طرح خواهد شد. از طرفی افزایش تعداد دفعات تا این حد هیچ‌گونه پخش‌شدگی را در طرح‌های چاپی به‌همراه نداشته است. شکل ۴ مربوط به تصاویر میکروسکوپ نوری نمونه با ۵ بار چاپ (الف) و نمونه با ۱۰ بار چاپ (ب) می‌باشد. همان‌طور که از شکل مشخص است پخش‌شدگی طرح در شکل (ب) که مربوط به نمونه با تعداد دفعات چاپ ۱۰ بار است، بوضوح دیده می‌شود. حسگرهای دریافت‌کننده سیگنال قلب، باید از خطوط مرزی یکنواخت و بدون هرگونه پخش‌شدگی باشند. زیرا پیام‌های دریافتی از سطح پوست به شدت تحت تاثیر امواج الکترومغناطیس محیط بوده و پخش‌شدگی منجر به اختلال در دریافت پیام‌های قلب می‌گردد.

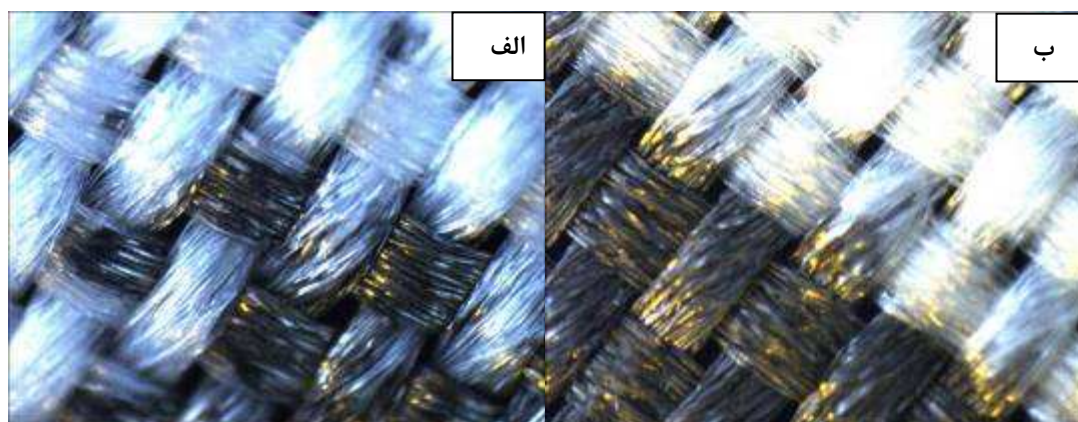
۳-۱- واکنش‌های انجام شده در حمام لایه نشانی نیکل

همه این واکنش‌ها در روی سطح کاتالیزوری فعال با دریافت انرژی بیرونی مانند دماهای بالای ($60 \leq T \leq 95^\circ C$) انجام می‌گیرند. علاوه بر نیکل فلزی (M)، مقداری هیدروژن مولکولی تشکیل می‌شود. سپس نصف هیپوفسفات تجزیه شده تا گاز هیدروژن آزاد کند.

مرحله حساس‌سازی با کلرید قلع از نظر ظاهری تاثیری بر روی سطح پس از عمل‌آوری با سود ایجاد ننموده و نقش آن آماده‌سازی سطح برای فعال‌سازی توسط کلرید پالادیم می‌باشد. تحقیقات نشان داده است که غلظت حساس‌کننده کلرید قلع در میزان غلظت موثر لازم برای ماده فعال‌کننده پالادیم بسیار موثر خواهد بود [۳۴]. فاز دوم با آماده‌سازی جوهر چاپگر و بارگذاری آن در کارت‌تریج و چاپ عامل فعال‌کننده در طرح دلخواه به دفعات و سپس آبکشی دنبال می‌شود. جوهر تهیه شده در غلظت گفته شده در دمای اتاق تا ۶ ماه از کارایی و یکنواختی بسیار بالایی برخوردار می‌باشد. فاز سوم عملیات چاپ طرح هادی شامل آماده‌سازی حمام لایه نشانی احیایی بوده که بسته به نوع حمام دارای نسخه‌های متفاوتی خواهد بود. در نهایت آبکشی نهایی و خشک‌کردن نمونه باعث ظهور طرحی هادی با هدایت فوق‌العاده بالا خواهد شد.

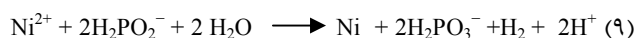
در مرحله نهایی پارچه وارد حمام لایه نشانی احیایی می‌شود. فرآیند لایه‌نشانی به روش احیایی در شرایط مختلف می‌تواند بر روی کیفیت، میزان لایه تشکیل شده و رسانایی نمونه‌های لایه‌نشانی شده تاثیر بگذارد. به همین علت شرایط فرآیند، جنس منسوج، غلظت و یا اندازه ذرات شرکت‌کننده در حین فرآیند و میزان اسیدیته واکنش می‌تواند بر روی عملیات لایه‌نشانی موثر باشد.

عامل اصلی بر روی کیفیت خطوط چاپ، تعداد دفعات چاپ عامل فعال‌کننده می‌باشد ممکن است این سوال مطرح گردد که چرا به منظور افزایش هدایت الکتریکی در چاپ جوهرافشان از افزایش غلظت به جای افزایش دفعات چاپ کمک گرفته نمی‌شود؟ در پاسخ باید خاطر نشان نمود که با افزایش بیشتر در غلظت ماده فعال‌کننده علاوه بر هزینه بسیار بالای نمک کلرید پالادیم مصرفی



شکل ۴: تصویر میکروسکوپ نوری از مرزهای چاپ (الف) همراه با پخش شدگی (ب) بدون پخش شدگی.

در حالی که لایه نشانی نیکل و فسفر ادامه دارد. واکنش تشکیل نیکل در سطح پارچه تحت شرایط اسیدی حمام لایه نشانی:

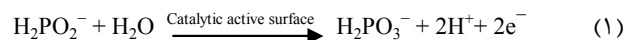


به منظور بررسی بازده لایه نشانی و میزان لایه تشکیل شده بر روی سطح، مقاومت الکتریکی نمونه‌ها توسط دستگاه هدایت سنج چهار کاناله خطی اندازه‌گیری گردید. نتایج نشان می‌دهد که در محیط اسیدی با pH برابر ۵ و دمای ۷۰°C پس از گذشت مدت زمان لایه نشانی ۱۲۰ دقیقه، موثرترین لایه نشانی روی سطح پارچه با توجه به بالاتر بودن میزان هدایت الکتریکی، انجام شده است. آزمون مقدماتی بر روی پارچه لایه نشانی شده توسط آنالیز عنصری حضور ذرات نیکل را به وضوح نشان می‌دهد. همان‌طور که مشخص است عنصر نیکل در مقایسه با عناصر دیگر بالاترین درصد را به خود اختصاص داده است (شکل ۵).

به منظور بررسی تغییرات به وجود آمده در سطح نمونه‌ها پس از لایه نشانی، از سطح نمونه‌های تهیه شده تصویر میکروسکوپ الکترونی گرفته شد که در شکل زیر نشان داده شده است. شکل ۶- الف و ب تصاویر سطح نمونه را قبل و بعد از لایه نشانی با بزرگنمایی ۲۵۰ و ولتاژ ۲۵ کیلو ولت نشان می‌دهد. همان‌طور که در تصویر مشاهده می‌شود، سطح الیاف پس از لایه نشانی، به‌طور کامل و یکنواخت با لایه‌ای از فلز پوشیده شده است به طوری که ساختار میکروسکوپی الیاف پلی استری بعد از لایه نشانی به طور کامل تغییر کرده است.

شکل ۷- الف و ب تصاویر میکروسکوپ الکترونی نمونه که بالاترین میزان رسانایی را داراست، نمایش می‌دهد. در بزرگنمایی ۵۰۰ پوشش یکنواخت سطح الیاف با ذرات نیکل و در بزرگنمایی ۲۵۰۰، نانوذرات نیکل به طور کامل قابل تشخیص می‌باشد.

واکنش آندی:

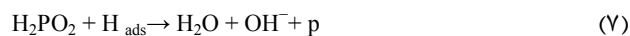
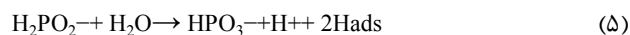


واکنش‌های کاتدی:

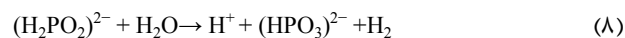


۳-۱-۱- نقش اتم هیدروژن

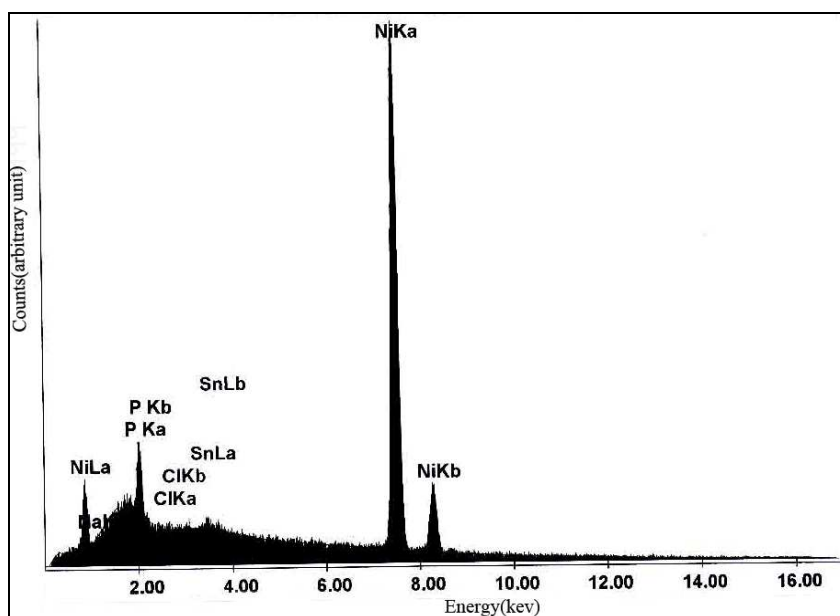
از هیدروژن‌گیری کاتالیزوری مولکول هیپوفسفیت جذب شده در سطح، اتم هیدروژن آزاد می‌شود.



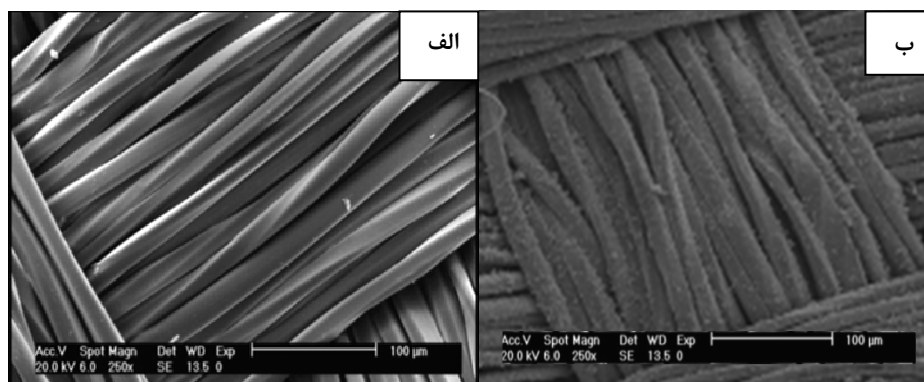
هیدروژن فعال جذب شده، نیکل را در سطح کاتالیزوری احیاء می‌کند



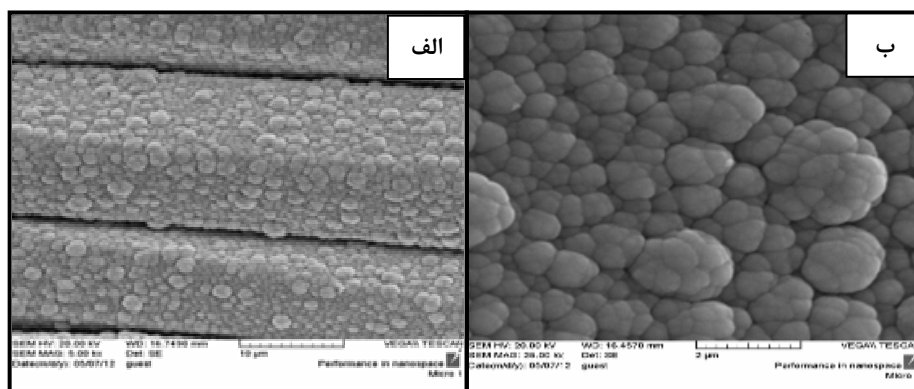
هم‌زمان تعدادی از هیدروژن‌های جذب شده، مقدار کمی از هیپوفسفیت را در سطح کاتالیزوری می‌کاهند و با اکسید شدن، اُرتوفسفیت و گاز هیدروژن تولید می‌کنند که پایین آمدن بازده محلول بدون الکتروکاتالیست برای پوشش‌های آلیاژی را به دنبال دارد



شکل ۵: نمودار آنالیز عنصری روی سطح پارچه لایه‌نشانی شده با نانوذرات نیکل.

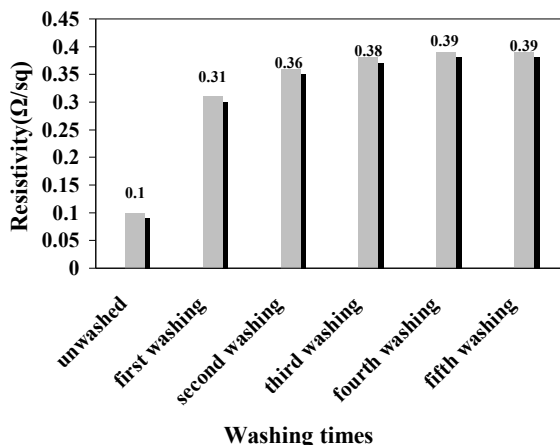


شکل ۶: تصویر میکروسکوپ الکترونی پارچه پلی استری: الف) متراکم خام، ب) متراکم لایه‌نشانی شده با نانو ذرات نیکل.



شکل ۷: تصویر میکروسکوپ الکترونی پارچه لایه‌نشانی شده با نانو ذرات نیکل در: الف) بزرگنمایی ۵۰۰، ب) بزرگنمایی ۲۵۰۰.

به نحو قابل ملاحظه‌ای افزایش یافت. این امر بخوبی بیانگر توزیع بسیار مناسب ذرات بر روی سطح لیف و تشکیل لایه یکنواخت و متراکم در مقیاس نانو بر روی سطح الیاف می‌باشد.



شکل ۸: مقاومت الکتریکی سطحی پارچه لایه‌نشانی شده با نانو ذرات نیکل قبل و بعد از شستشو.

جدول ۱: ارزیابی استحکام و ازدیاد طول تا حد پارگی پارچه چاپی لایه‌نشانی شده با نانو ذرات نیکل.

آزمون استحکام	استحکام تا حد پارگی (N) تار	ازدیاد طول تا حد پارگی (mm) تار
پارچه خام	۲۳۴,۸۶	۷,۵۹
پارچه چاپی لایه‌نشانی شده با نانو ذرات نیکل	۲۹۵,۲۷ (↑۲۵,۷۲٪)	۹,۹۶ (↑۳۱,۲۲٪)

۲-۳- بررسی ثبات شستشویی و تاثیر آن بر مقاومت الکتریکی

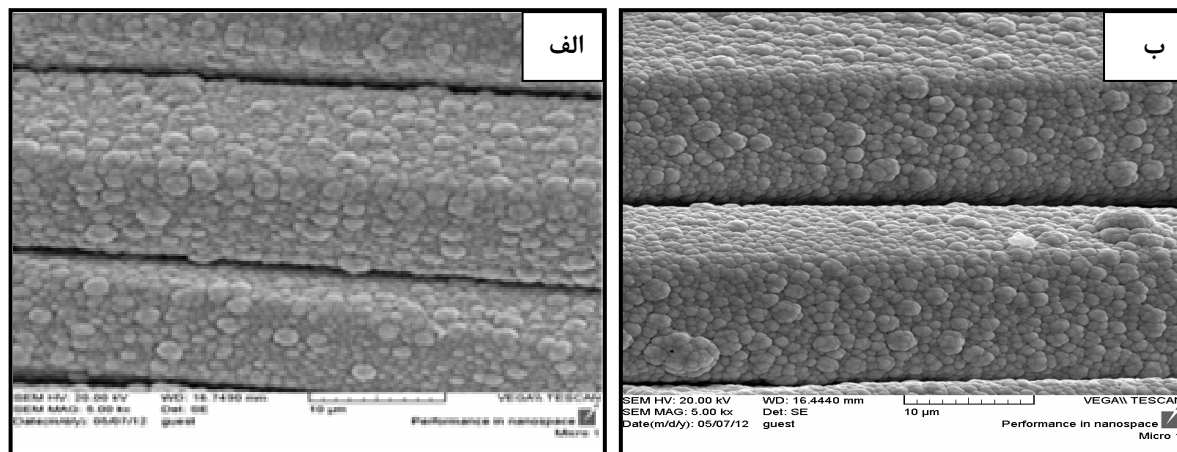
پارچه پلی‌استری لایه‌نشانی با نانو ذرات نیکل

از آنجایی که پارچه‌های لایه‌نشانی شده با نانو ذرات فلزی قرار است به عنوان جایگزین الکتروانداخت ثبت ضربان قلب، برای پوشش به کار برده می‌شود، در نتیجه باید از ثبات شستشویی بالای نیز برخوردار باشند. با توجه به شکل ۸، نتایج به دست آمده از آزمون ثبات شستشویی در نمونه‌ها مشاهده شد که ثبات شستشویی نمونه چاپی عددی بین ۴ تا ۵ را نشان می‌دهد.

نتایج بدست آمده نشان دهنده این است که وقتی هدایت الکتریکی نمونه بالا است، ثبات شستشویی بهتر است، روند افزایش مقاومت الکتریکی سطحی نمونه‌ها نزولی بوده و با تکرار شستشو، ذرات کمتری از پارچه جدا می‌شوند. به طور کلی در دفعات آخر شستشو همان طور که از شکل ۸ مشاهده می‌شود تغییری در مقاومت الکتریکی حاصل نشده و به پایداری قابل قبولی در میزان مقاومت الکتریکی رسیده است. مقدار کاهش رسانایی نمونه‌ها در اثر شستشو، بسیار اندک بوده و قابل صرف نظر می‌باشد. تصویر میکروسکوپ الکترونی (شکل ۹) پس از شستشو نشان‌دهنده پیوستگی خوبی در نانوذرات نیکل بر سطح پارچه می‌باشد.

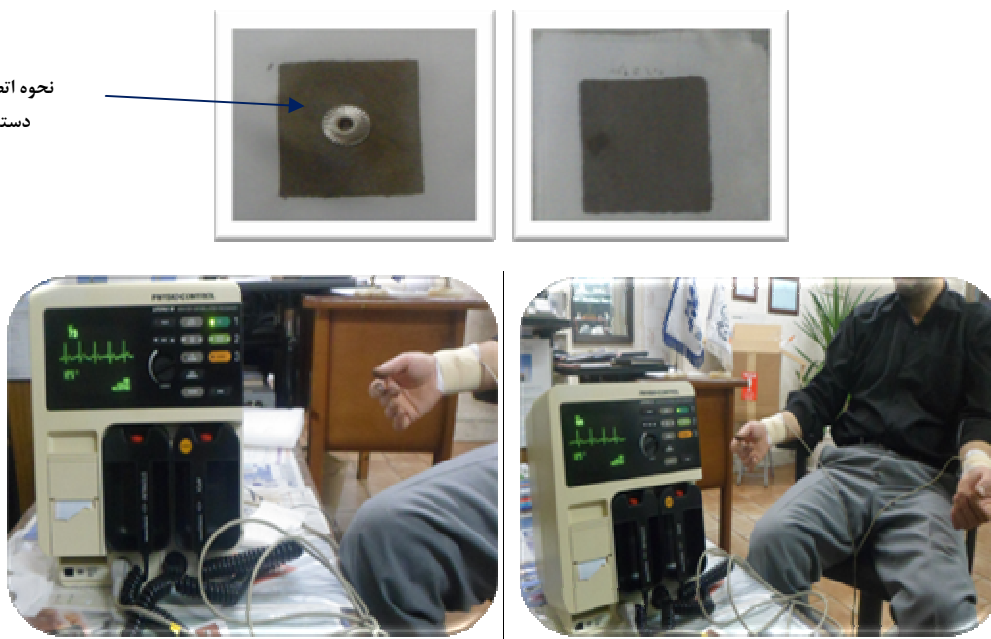
۳-۳- بررسی استحکام پارچه‌های لایه‌نشانی با نانوذرات نیکل

پارچه‌های لایه‌نشانی شده با نانوذرات نیکل باید استحکام و مقاومت کششی پارچه خام را تقویت کنند تا قابلیت کاربرد منسوج به عنوان حسگر دریافت‌کننده پیام قلب را داشته باشند. نتایج جدول ۱ نیز بیانگر افزایش استحکام تا حد پارگی و ازدیاد طول تا حد پارگی پارچه بعد از لایه‌نشانی با نانو ذرات نیکل می‌باشد. جدول ۱ نشان داد که استحکام تا حد پارگی پارچه بعد از لایه‌نشانی با نیکل در راستای تار



شکل ۹: تصویر میکروسکوپ الکترونی پارچه‌ی پلی‌استری: الف) قبل از شستشو، ب) لایه‌نشانی شده با نانو ذرات نیکل پس از شستشو.

نحوه اتصال به
دستگاه



شکل ۱۰: تصویر حسگر چایی و نحوه اتصال آن به دستگاه نمایشگر شوک الکتریکی.

پوشنده حسگر، یک بار توسط الکترودهای مرجع (نقره/کلرید نقره) دستگاه نمایشگر شوک الکتریکی در همان حالت نشسته نوار قلب گرفته شد. سیگنال دریافتی مربوط به اشتقاق II می‌باشد. امواج فعالیت الکتریکی در ثبت ضربان قلب به صورت 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 دارد R-R، PR، QRS و QT که تغییرات هر کدام از اینها نشان دهنده بیماری خاصی است. بررسی بر روی پیام‌ها در این تحقیق، بر یک دوره قلبی انجام شده است. جهت مقایسه کارآمدی حسگر، کیفیت پیام‌های دریافتی از الکتروود مرجع و حسگر چایی نیکلی با ثبت ضربان قلب طبیعی از محاسبه اعداد به وجود آمده از موج‌ها در محورهای کاغذ شطرنجی دستگاه استفاده گردید.

جدول ۲: محاسبه اعداد محورهای موج از کاغذ شطرنجی

موج طبیعی	الکتروود مرجع (نقره/کلرید نقره)	حسگر چایی پارچه‌ای با ابعاد ۳×۳
موج P	۱ میلی‌متر - ۰,۰۶ ثانیه	۱ میلی‌متر - ۰,۰۵۰ ثانیه
QRS	۰,۰۶ ثانیه	۰,۰۴ ثانیه
موج T	۲ میلی‌متر - ۰,۱۴ ثانیه	۲ میلی‌متر - ۰,۱۲ ثانیه
فاصله PR	۰,۱۲ ثانیه	۰,۰۸ ثانیه
فاصله QT	۰,۳۲ ثانیه	۰,۳۶ ثانیه
فاصله RR	۰,۸۴ ثانیه	۰,۸ ثانیه

۳-۴- بررسی کیفیت سیگنال‌های دریافتی از حسگرهای پارچه‌ای چاپ جوهرافشان

برای بررسی توانایی پارچه چایی رسانا شده، به‌عنوان حسگر دریافت‌کننده و انتقال‌دهنده پیام‌های بیوالکتریک، به‌وسیله دستگاه نمایشگر شوک الکتریکی از نمونه با بالاترین رسانایی به عنوان حسگر جایگزین دستگاه استفاده شد. نحوه طراحی حسگر و اتصال آن به دستگاه شوک الکتریکی در شکل ۱۰ نشان داده شده است.

همان‌طور که اشاره گردید این سیگنال‌ها از یک شخص با عملکرد قلبی سالم در حالت نشسته دریافت شد. سیگنال‌های دریافتی از فرد مربوط به اشتقاق II می‌باشد. دست چپ نسبت به پای چپ در موقعیت منفی بوده و دستگاه موج مثبت را رسم می‌کند.

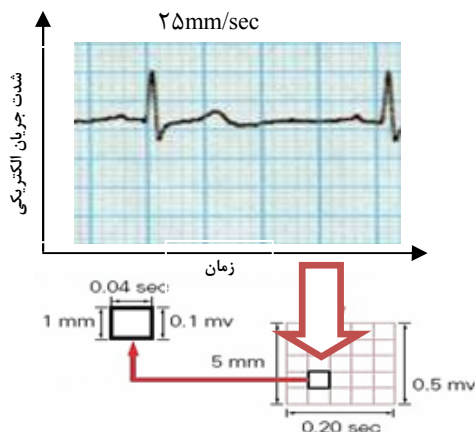
همان‌طور که در شکل ۱۱ نشان داده شده است، هر ضلع مربع‌های ریز، یک میلی‌متر طول دارد. هر ۵ مربع ریز، با یک خط تیره از هم جدا شده‌اند، در نتیجه هر ۲۵ مربع ریز تشکیل یک مربع بزرگ را می‌دهند. هر ضلع مربع‌های بزرگ ۵ میلی‌متر طول دارد. دستگاه ثبت ضربان قلب به طور استاندارد با سرعت ۲۵ میلی‌متر در ثانیه وقایع الکتریکی قلب را ثبت می‌کند. در نتیجه هر مربع یک میلی‌متری بر روی محور افقی، معادل ۰,۰۴ ثانیه می‌باشد. دستگاه ثبت ضربان قلب به طور استاندارد، به نحوی تنظیم شده است که یک جریان الکتریکی با شدت یک میلی‌ولت موجی به اندازه ۱۰ میلی‌ولت ترسیم خواهد کرد. در نتیجه هر مربع کوچک بر روی محور عرضی، معادل ۰,۱ میلی‌ولت می‌باشد. از محاسبه اعداد بوجود آمده از موج‌ها در محورهای کاغذ دستگاه، جهت تحلیل امواج قلبی استفاده می‌شود. به منظور مقایسه کیفیت پیام دریافتی از حسگرهای چایی از شخص

به مطالب گفته شده به خوبی قابل مشاهده است. نویز 50^1 هرتز (مقدار این نویز با توجه به هر کشوری مقداری مختلف بوده و باید در دستگاه حذف گردد) موجود در محیط، توسط مداری در دستگاه حذف گردید. برای بررسی نوع طرح حسگر بر کیفیت پیام‌های دریافتی، از طرح مسطح دایره‌ای با شعاع ۱ سانتی‌متر بر طبق شرایط نمونه چاپی بهینه استفاده گردید (شکل ۱۳).

اعداد محاسبه شده نشان‌دهنده تطابق قابل قبول در حسگر انعطاف‌پذیر چاپی با نمونه مرجع می‌باشد. و این امر تحقق دریافت پیام‌های 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 پیام توسط حسگر چاپی وجود نداشته است که این امر استفاده طولانی مدت از این حسگر بر پایه منسوج را تایید می‌کند.

همان‌گونه که در شکل ۱۲ نشان داده شده است، پیام دریافت شده از دستگاه دارای کیفیت بسیار بالایی بوده و شکل کامل موج با توجه

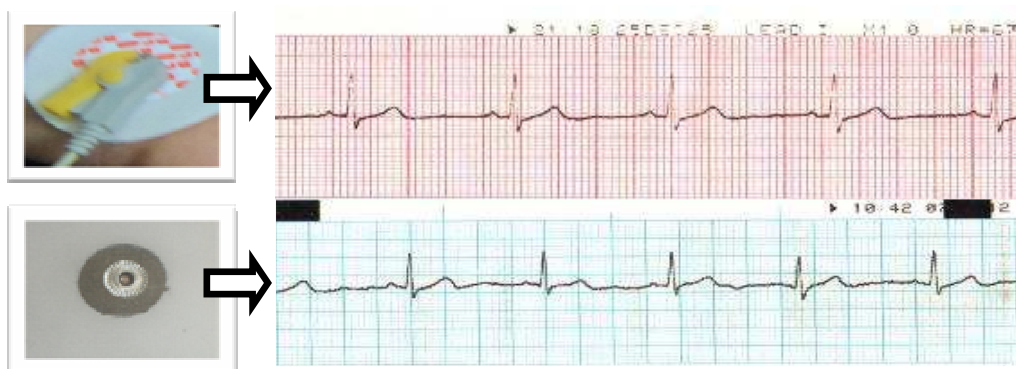
1- Noise



شکل ۱۱: کاغذ دستگاه الکتروکاردیوگرام.



شکل ۱۲: ردیف بالا الکتروکاردیوگراف مرجع و پیام دریافتی از آن و ردیف پایین حسگر چاپی 3×3 و سیگنال دریافتی آن.



شکل ۱۳: ردیف بالا الکتروکاردیوگراف مرجع و پیام دریافتی از آن و ردیف پایین حسگر چاپی دایره‌ای شعاع ۱ سانتی‌متر و سیگنال دریافتی آن.

نسبت به روش‌های دیگر برتری دارد. نتایج به دست آمده از تصاویر میکروسکوپ الکترونی و مقاومت‌های به دست آمده در این مقاله، نشان داد که بهترین مقدار اسیدیته برای حمام لایه نشانی احیایی نمونه‌های چاپ شده اسیدی و برابر با ۵ و بهترین دما برابر با ۷۰ درجه سانتی‌گراد می‌باشد. نتایج به دست آمده حاکی از آن است که افزایش زیاد دما و مقدار اسیدیته باعث تخریب حمام لایه نشانی می‌گردد. بررسی ریخت‌شناسی پارچه‌های لایه نشانی شده با نانوذرات نیکل نشان‌دهنده ساختار بسیار یکنواخت با پوشش متراکم از نانوذرات فلز نیکل می‌باشد، همچنین بررسی ترکیب عنصری، حسگر ساخته شده به روش چاپ جوهرافشان با لایه‌نشانی نانوذرات نیکل، درصد بالای نیکل تشکیل شده بر سطح پارچه، تأیید کننده هدایت الکتریکی بسیار بالای ایجاد شده می‌باشد. از طرفی، برای چاپ مدارات الکتریکی استفاده از چاپ جوهرافشان و لایه‌نشانی فلز نیکل به منظور دستیابی به رسانایی بالا، مناسب بوده و با ایجاد هدایت الکتریکی 50 ± 2632 s/m کاربردهای گسترده‌ای در حوزه الکترونیک با کاربرد ویژه در زمینه پزشکی را دارا می‌باشد. مقایسه توانایی دریافت پیام‌های قلب از الکتروود مرجع (نقره/کلرید نقره) و الکتروود چاپی بر پایه منسوج، نشان‌دهنده کیفیت بالای پیام‌های قلب از الکتروود انعطاف‌پذیر طراحی شده به روش چاپ جوهرافشان می‌باشد. همچنین پیام‌های دریافتی از حسگر با طرح دایره در مقایسه با نمونه طرح مربعی، نشان‌دهنده تطابق بسیار خوب بین پیام‌های حسگر چاپی دایره در مقایسه با الکتروود مرجع می‌باشد.

تشکر و قدر دانی

مولفین بر خود لازم می‌دانند از حمایت‌های بی‌دریغ دانشگاه گیلان، پارک علم و فناوری استان گیلان، ستاد فناوری نانو و جناب آقای مهندس نمدی مدیر عامل شرکت تجهیزات پزشکی پردیس قدردانی نمایند.

جهت مقایسه کارآمدی حسگر، کیفیت پیام‌های دریافتی از الکتروود مرجع و حسگر چاپی نیکلی با ثبت ضربان قلب طبیعی از محاسبه اعداد به وجود آمده از موج‌ها در محورهای کاغذ شطرنجی دستگاه استفاده گردید.

جدول ۳: محاسبه اعداد محورهای موج از کاغذ شطرنجی.

موج طبیعی	الکتروود مرجع (نقره/کلریدنقره)	حسگر چاپی دایره‌ای با شعاع ۱ cm
موج P	۱ میلی‌متر - ۰,۰۶ ثانیه	۱ میلی‌متر - ۰,۰۶ ثانیه
QRS	۰,۰۶ ثانیه	۰,۰۵ ثانیه
موج T	۲ میلی‌متر - ۰,۱۴ ثانیه	۲ میلی‌متر - ۰,۱۲ ثانیه
فاصله PR	۰,۱۲ ثانیه	۰,۱۲ ثانیه
فاصله QT	۰,۳۲ ثانیه	۰,۳۲ ثانیه
فاصله RR	۰,۸۴ ثانیه	۰,۸۲ ثانیه

همان‌طور که از مقایسه اعداد به دست آمده از اندازه‌گیری در جداول ۳ و ۲ مشاهده می‌شود، با کوچک‌شدن اندازه طرح حسگر و مسطح بودن آن به دلیل تمرکز سطح رسانا و کاهش در پراکندگی میدان الکتریکی موجود در سطح پوست، حداقل اختلال در دریافت سیگنال‌ها دیده می‌شود، که همین امر باعث کاهش اختلاف با نمونه پیام مرجع می‌گردد. در نتیجه کوچک بودن طرح چاپی منجر به دریافت پیام با کیفیت قابل قبول، نسبت به الکتروود مرجع می‌گردد. کیفیت پیام دریافتی بسیار بالا بوده و به دلیل مسطح بودن طرح، گریز میدان الکتریکی نیز رخ نخواهد داد.

۴- نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به دست آمده از آزمایشات انجام شده، چاپ جوهرافشان و لایه‌نشانی نانوذرات نیکل به دلیل سازگاری با زیرلایه‌های مختلف (هر نوع زیرلایه‌ای) و دمای پایین عملیات چاپ

۵- مراجع

1. C. Glaros, D. I. Fotiadis, Wearable devices in healthcare. *Intell.Paradig. Health.Enterp.* 184(2005), 237-264.
2. A. Teller, A platform for wearable physiological computing. *Interact. Comput.* 16(2004), 917-937.
3. S. Lam Po Tang, Recent developments in flexible wearable electronics for monitoring applications. *Trans. Inst. Meas. Control.* 29(2007), 283-300.
4. P. S. Pandian, K. Mohanavelu, K. P. Safeer, T. M. Kotresh, D. T. Shakunthala, P. Gopal, V. C. Padaki, Smart Vest: Wearable multi-parameter remote physiological monitoring system. *Med. Eng. Phys.* 30(2008), 466-477.
5. J. Hing yee, Design and development of electrically conducting textile sensors for smart textiles and apparel, PhD thesis, the hong kong polytechnic university, Hong Kong, 2006.
6. Y. Jiang, H. Hamada, S. Shiono, K. Kanda, T. Fujita, K. Higuchi, K. Maenaka, A PVDF-based flexible cardiorespiratory sensor with independently optimized sensitivity to heartbeat and respiration. *Proc. Eng.* 5(2010), 1466-1469.
7. R. Paradiso, G. Loriga, N. Taccini, A wearable health care system based on knitted integrated sensors. *IEEE. T. Inf. Technol.B.* 9(2005), 337-344.
8. S. Jang, J. Cho, K. Jeong, G. Cho, Exploring possibilities of ecg electrodes for bio-monitoring smart wear with cu sputtered fabrics. *Hum. Comp. Interac.* 455(2007), 1130-

- 1137.
9. V. Marozas, A. Peterenas, S. Daukanta, A. Lukosevicius, A comparison of conductive textile-based and silver/silver chloride gel electrodes in exercise electrocardiogram recordings, *Electrocardiol.* 44(2010), 189-194.
 10. I. Baskaran, T. S. N. Sankara Narayanan, A. Stephen, Effect of accelerators and stabilizers on the formation and characteristics of electroless Ni-P deposits. *Mater. Chem. Phys.* 99(2006), 117-126.
 11. S. I. Ahn, W. K. Kim, S. H. Ryu, K. J. Kim, S. E. Lee, J. C. Park, K. C. Choi, OLED with a controlled molecular weight of the PVK (poly(9-vinylcarbazole)) formed by a reactive ink-jet process. *Org. Electron.* 13(2012), 984-980.
 12. L. Basiricò, P. Cosseddu, B. Fraboni, A. Bonfiglio, Inkjet printing of transparent flexible organic transistors. *Thin. Solid. Films.* 520(2011), 1291-1294.
 13. T. Blaudeck, P. A. Ersman, M. Sandberg, S. Heinz, A. Laiho, J. Liu, I. Engquist, M. Berggren, R. R. Baumann, Simplified large-area manufacturing of organic electrochemical transistors combining printing and a self-aligning laser ablation step. *Adv. Funct. Mater.* 22(2012), 2939-2948.
 14. W. Y. Chou, S. T. Lin, H. L. Cheng, M. H. Chang, H. R. Guo, T. C. Wen, Y. S. Mai, J. B. Horng, C. W. Kuo, F. C. Tang, C. C. Liao, C. L. Chiu, Polymer light-emitting diodes with thermal inkjet printed poly(3,4-ethylenedioxythiophene):polystyrenesulfonate as transparent anode. *Thin. Solid. Films.* 515(2007), 3718-3723.
 15. C. J. Chang, S. T. Hung, C. K. Lin, C. Y. Chen, E. H. Kuo, Selective growth of ZnO nanorods for gas sensors using inkjet printing and hydrothermal processes. *Thin. Solid. Films.* 519(2010), 1693-1698.
 16. B. Park, Direct writing of copper conductive patterns by inkjet printing. *Thin. Solid. Films.* 515 (2007), 7706-7711.
 17. R. A. Barry Iii, R. F. Shepherd, J. N. Hanson, R. G. Nuzzo, P. Wiltzius, J. A. Lewis, Direct-write assembly of 3D hydrogel scaffolds for guided cell growth. *Adv. Mater.* 21(2009), 2407-2410.
 18. W. Y. Yeong, C. K. Chua, K. F. Leong, M. Chandrasekaran, M. W. Lee, Indirect fabrication of collagen scaffold based on inkjet printing technique. *Rapid. Prototyping. J.* 12(2006), 237-229.
 19. D. Xu, V. Sanchez-Romaguera, S. Barbosa, W. Travis, J. De Wit, P. Swan, S.G. Yeates, Inkjet printing of polymer solutions and the role of chain entanglement. *J. Mater. Chem.* 17(2007), 4907-4902.
 20. J. T. Wu, S. L.C. Hsu, M. H. Tsai, W. S. Hwang, Inkjet printing of lower temperature cured silver patterns by using AgNO₃ 1,3-dimethylamino-2-propanol inks on polymer substrates. *J. Phys. Chem B.* 115(2011), 10945-10940.
 21. B. Weng, X. Liu, R. Shepherd, G. G. Wallace, Inkjet printed polypyrrole/collagen scaffold: A combination of spatial control and electrical stimulation of PC 12 cells. *Synthetic. Met.* 162(2012), 1380-1375.
 22. S. Gamerith, A. Klug, H. Scheiber, U. Scherf, E. Moderegger, E. J.W. List, Direct ink-jet printing of Ag-Cu nanoparticle and Ag-precursor based electrodes for OFET applications. *Adv. Funct. Mater.* 17(2007), 3118-3111.
 23. J. Perelaer, B. de Gans, U.S. Schubert, Ink-jet printing and microwave sintering of conductive silver tracks. *Adv. Mater.* 18(2006), 2101-2104.
 24. W. F. Hynes, A. Gracias, N. Fahrenkopf, N. A. Raof, W. K. Raja, K. Lee, Y. Xie, M. Bergkvist, N. C. Cady, Direct cell printing with microfabricated quill-pen cantilevers. *MRS. Proceeding.* 1235(2010), 1013-1017.
 25. N. S. Kim, K. N. Han, Future direction of direct writing. *J. Appl. Phys.* 108(2010), 108-112.
 26. W. Cui, W. Lu, Y. Zhang, G. Lin, T. Wei and L. Jiang, Gold nanoparticle ink suitable for electric-conductive pattern fabrication using ink-jet printing technology. *Colloid. Surf. A.* 358(2010), 35-41.
 27. J. S. Kang, H. S. Kim, J. Ryu, H. Thomas Hahn, S. Jang and J. W. Joung, Inkjet printed electronics using copper nanoparticle ink. *J. Mater. Sci. Mater. El.* 21(2010), 1213-1220.
 28. X. Nie, H. Wang, J. Zou, Inkjet printing of silver citrate conductive ink on PET substrate. *Appl. Surf. Sci.* 261(2012), 554-560.
 29. B. Hu, D. Li, O. Ala, P. Manandhar, Q. Fan, D. Kasilingam, P.D. Calvert, Textile-based flexible electroluminescent devices. *Adv. Funct. Mater.* 21(2011), 305-311.
 30. S. Magdassi, S. A. Bassa, Y. Vinetsky, A. Kamyshtny, Silver nanoparticles as pigments for water-based ink-jet inks. *Chem. Mater.* 15(2003), 2208-2217.
 31. S. M. Bidoki, D. M. Lewis, M. Clark, A. Vakovov, P. A. Millner, D. McGorman, Ink-jet fabrication of electronic components. *J. Micromech. Microeng.* 17(2007), 967-974.
 32. S. M. Bidoki, D. McGorman, D. M. Lewis, M. Clark, G. Horler, R. E. Miles, Inkjet printing of conductive patterns on textile fabrics: A Review. *J. Micromech. Microeng.* 5(2005), 11-14.
 33. S. M. Bidoki, J. Nouri, A. Heidari, Inkjet deposited circuit components. *J. Micromech. Microeng.* 20(2010), 11-17.
 34. A. Afzali, V. Mottaghitalab, M. S. Motlagh, A. K. Haghi, The electroless plating of Cu-Ni-P alloy onto cotton fabrics. *Korean. J. Chem. Eng.* 27(2010), 1145-1149.