

ساخت آشکارساز مواد بیولوژیکی با روش تشدیدگر صوتی حجمی با استفاده از

فن آوری سیستم‌های میکروالکترومکانیکی

ملیحه شریفی^۱، فاطمه سمائی فر^۲، زینب اله وردی^۳، علیرضا عرفانیان^۴

۱ کارشناسی ارشد برق الکترونیک، دانشگاه صنعتی مالک اشتر، malihe_sharifi@yahoo.com

۲ دانشجوی دکتری برق الکترونیک، دانشگاه صنعتی مالک اشتر

۳ کارشناسی ارشد برق الکترونیک، دانشگاه صنعتی مالک اشتر

۴ دکتری الکترونیک، استادیار دانشکده برق و الکترونیک، دانشگاه صنعتی مالک اشتر

تاریخ دریافت: ۹۳/۶/۴ تاریخ پذیرش: ۹۴/۶/۱

چکیده

در این مقاله ساخت آشکارساز مواد بیولوژیکی بر پایه فن آوری سیستم‌های میکروالکترومکانیکی (MEMS) که با تکنیک تشدیدگر صوتی حجمی (FBAR) عمل می‌کند، ارائه شده است. حسگر ساخته شده از یک غشای نازک اکسیدسیلیکون تشکیل شده است که بر روی آن یک لایه نازک پیزوالکتریک بین دو الکتروود طلائی ساندویچ شده است. برای جذب و شناسایی ماده بیولوژیکی مورد نظر، یک لایه آنتی بادی بر پشت حسگر تثبیت می‌شود که به ماده بیولوژیکی هدف حساس می‌باشد. عملیات شناسایی از طریق سنجش جرمی صورت می‌گیرد. هنگامی که ماده بیولوژیکی خاص بر روی حسگر قرار می‌گیرد، به لایه آنتی بادی متصل شده و سبب افزایش جرم حسگر و تغییر در فرکانس تشدید آن می‌شود. تعدادی از فرآیندهای استاندارد مدار مجتمع هم چون تبخیر پرتوالکترونی طلا، اسپاترینگ مغناطیسی اکسیدروی، سونش مرطوب و فوتولیتوگرافی به کارگرفته شده‌اند تا فرآیندی ساده را برای ساخت این آشکارساز شکل دهند. برای ایجاد غشای نازک در پشت حسگر از روش مرسوم میکروماشین کاری حجمی استفاده شده است. همچنین به منظور تست حسگر، ابزار آزمایشگاهی مخصوصی نیز طراحی و ساخته شده است. با تثبیت لایه آنتی TNT بر پشت حسگر، این حسگر به ماده بیولوژیکی TNT حساس می‌شود. نتایج تست نشان می‌دهد که میکرو حسگر ساخته شده دارای حساسیت بالا نسبت به TNT، گزینش‌گری بالا و تکرارپذیری خوبی می‌باشد.

کلیدواژه

تشدیدگر صوتی حجمی، سیستم‌های میکروالکترومکانیکی، پیزوالکتریک، میکروماشین کاری حجمی

مقدمه

آن‌ها بالا رود [۱]. حسگرهای ساخته شده با فن آوری سیستم‌های میکروالکترومکانیکی^۴ (MEMS) دارای حساسیت بالا، قابلیت کوچک‌سازی، قیمت پایین، تکرارپذیری و توان مصرفی کم می‌باشند [۲]. از این روش‌های مختلفی برای شناسایی مواد بیولوژیکی بر پایه فن آوری MEMS معرفی شده‌اند. این روش‌ها شامل اندازه‌گیری جابجایی نوری^۵ [۳]، طیف‌سنجی میکروکالری-متری^۶ [۴]، اندازه‌گیری جابجایی فرکانس تشدید^۷ [۵]،

شناسایی مواد بیولوژیکی در فرودگاه‌ها، مرزهای زمینی و بندرگاه‌ها اهمیت بسیار زیادی در جلوگیری از اقدامات ضد بشر دوستانه دارد. تاکنون روش‌های مختلفی مانند تشدید چهار قطبی هسته-ای^۱، طیف‌سنجی IR^۲، طیف‌سنجی حرکت یون‌ها^۳ و غیره برای شناسایی مواد بیولوژیکی توسعه یافته‌اند، ولی همه‌ی این روش‌ها دارای پیچیدگی بالایی هستند که سبب می‌شود کوچک‌سازی دستگاه‌های ساخته شده محدود شود و همچنین قیمت ساخت

4 Microelectromechanical systems
5 Optical displacement measuring
6 Microcalorimetric spectroscopy
7 Resonance frequency shift measuring

1 Nuclear quadrupole resonance
2 IR spectroscopy
3 Field Asymmetric Waveform ion mobility spectroscopy

میکروکانتیلور پیرومقاومتی^۸ [۶،۷]، طیف‌سنجی میدان موج نامتقارن حرکت یون‌ها^۹ [۸] و رزوناتور صوتی حجمی (FBAR)^{۱۰} می‌باشد. در سال‌های اخیر حسگرهای مبتنی بر روش FBAR با توجه به سادگی ساخت، حساسیت بالا، گزینش‌گری خوب، تکرارپذیری مناسب و دقت زیاد بسیار مورد توجه بوده‌اند [۹]. در حسگرهای FBAR، آشکارسازی از طریق اندازه‌گیری تغییرات فرکانس ناشی از افزایش جرم، انجام می‌شود. FBAR یکی از فن‌آوری‌های مرسوم برای ساخت دستگاه‌های^{۱۱} BAW می‌باشد. BAWها انتشار امواج صوتی را از طریق ساختار لایه فعالشان که یک لایه حجمی^{۱۲} است، ممکن می‌سازند. این ویژگی آن‌ها را از SAWها^{۱۳} که در آن‌ها موج در طول لایه‌ی فعال منتشر می‌شود، متفاوت می‌کند. در هر دو مورد موج صوتی باعث تغییر شکل لایه فعال، که معمولا یک لایه پیروالکترونیک است، می‌شود. بنابراین اثر پیروالکترونیک و پیروالکترونیک معکوس مکانیزم تحریک و آشکارسازی در عملکرد دستگاه‌های SAW و BAW می‌باشد [۱۰]. در این دستگاه‌ها، اعمال ولتاژ به الکترودهای تشدیدگر باعث تغییر شکل مکانیکی لایه صوتی می‌شود و به طور معکوس تغییر شکل مکانیکی لایه صوتی باعث تولید ولتاژ بین الکترودها می‌گردد. شکل ۱ انتشار موج صوتی در طول حجم یک دستگاه FBAR را نشان می‌دهد. فرکانس مرکزی BAW بین ۱ تا ۱۰ گیگا هرتز است و معمولا ۲ گیگا هرتز می‌باشد. البته پهنای فرکانسی یا فرکانس مرکزی به مد تشدیدگری و فن‌آوری ساخت وابسته است [۱۱]. به طور کلی در BAW ضخامت لایه اکواستیک، فرکانس تشدیدگر را مشخص می‌کند [۱۰]. البته چنانچه در ادامه اشاره خواهد شد، سایر مشخصات فیزیکی هم‌چون جرم و نیز نوع ماده پیرو بر روی نوسان مکانیکی اثر می‌گذارند. ارتباط بین فرکانس و فاز و ضخامت ماده پیرو از طریق رابطه ۱ بیان می‌شود [۱۲]:

$$f_m = f_0 \left(1 - \frac{\rho_m t_m}{\rho_0 t_0} \right) \xrightarrow{\text{در نتیجه}} \frac{\Delta f}{f_0} = - \frac{\rho_m t_m}{\rho_0 t_0} = \frac{\Delta m}{m_0} \quad (3)$$

f_0 فرکانس رزونانس، Δf تغییرات فرکانس، Δm جرم اضافه شده، ρ_0 و t_0 به ترتیب ضخامت و چگالی تشدیدگر قبل از اضافه شدن جرم و ρ_m و t_m ضخامت و چگالی جرم اضافه شده می‌باشد. با توجه به معادله ۳ یک رفتار خطی بین جابه‌جایی فرکانس و جرم اضافه شده وجود دارد و از این نکته برای آشکارسازی ماده بیولوژیکی خاص استفاده می‌شود. در این مقاله یک میکرو حسگر برای شناسایی مواد بیولوژیکی بر پایه فن‌آوری MEMS و با استفاده از روش تشدیدگر صوتی حجمی (FBAR) طراحی، ساخته و مشخصه‌یابی شده است. از اکسید روی (ZnO) به عنوان لایه پیروالکترونیک و از طلا به دلیل هدایت الکتریکی خوب و واکنش-ناپذیری بالای آن، برای ساخت الکترودها استفاده شده است. لایه پیروالکترونیک و الکترودها بر روی لایه نازکی از اکسید سیلیکون قرار گرفته‌اند. با تثبیت آنتی‌بادی بر زیر غشای اکسید سیلیکون، میکرو حسگر به TNT حساس شده است. در نهایت با قرار دادن

۸ Piezo resistive microcantilever
9 Field Asymmetric Waveform Ion Mobility Spectrometry
10 Film bulk acoustic resonator
11 Bulk acoustic wave
12 Bulk
13 Surface acoustic wave

$$\phi = \frac{2\pi f_0 t}{v} \quad (1)$$

که ϕ و f_0 و v به ترتیب فاز و فرکانس و سرعت موج صوتی منتشر شده در طول حجم ماده و t ضخامت ماده پیروالکترونیک می‌باشد. در اولین مد رزونانسی که فاز ۱۸۰ درجه می‌باشد، معادله ۱ به صورت معادله ۲ تبدیل می‌شود:

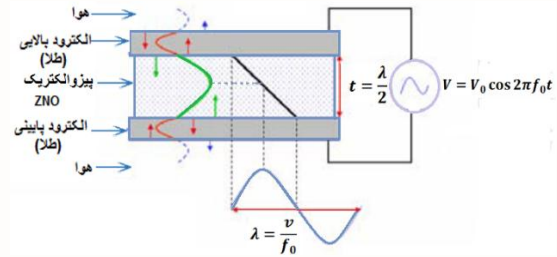
$$t = \frac{v}{2f_0} \quad (2)$$

با توجه به شکل ۱ و معادله ۲، ضخامت باید نصف طول موج صوتی در ماده پیرو باشد تا انرژی، بین الکترودها در نوسان باشد. البته در هنگام تعیین میزان ضخامت ماده پیرو، ضخامت الکترودها را هم باید در نظر گرفت. زیرا ضخامت اضافه شده توسط

گذاری به گونه‌ای باشد که امتداد لبه ماسک موازی جهت <110> باشد، دیواره‌های مایل با زاویه ۵۴/۷۴ در طی پروسه سونش شکل می‌گیرند. بنابراین نرخ زیر بریدگی^{۱۵} در راستای لبه‌های ماسک بسیار پایین است. برای ساخت حسگر ابتدا باید گپ هوایی ساخته شود. برای انجام این کار می‌بایست ویفر سیلیکونی با استفاده از زدایشگر^{۱۶} TMAH با غلظت ۲۵٪ و از پشت زدایش^{۱۸} شود. عملیات زدایش تا رسیدن به یک غشای ۱۰ میکرومتری ادامه دارد. پس از اتمام این کار عملیات ساخت حسگر بر روی این غشا آغاز می‌شود (قبل از این که سیلیکون کاملا برداشته شود کار ساخت حسگر انجام می‌شود) و در نهایت با استفاده از زدایشگر TMAH با غلظت ۵٪ که در آن سیلیکون آمورف حل شده است، غشای سیلیکونی به طور کامل برداشته می‌شود. برای رسیدن به هدف ذکر شده، (ساخت غشای ۱۰ میکرومتری و سپس ساخت حسگر بر روی آن)، مراحل زیر به ترتیب طی شد: ۱- تمیزکردن ویفر سیلیکونی ۲- ایجاد یک لایه اکسید به ضخامت ۱۰۰۰ نانومتر به روش حرارتی در دو طرف سیلیکون ۳- لایه‌نشانی ۲۵۰ نانومتر کروم به روش تبخیر پرتو الکترونی^{۱۹} بر روی ویفر (این کار برای محافظت بیشتر از روی ویفر هنگام زدایش سیلیکون می باشد). ۴- الگودهی اکسید سیلیکون در پشت نمونه ۵- زدایش سیلیکون در محلول TMAH ۶- زدایش لایه کروم به طور کامل ۷- لایه‌نشانی ۲۰ نانومتر کروم و سپس ۸۰ نانومتر طلا به روش پرتو الکترونی و الگودهی الکتروژرین به روش Lift-off ۸- لایه‌نشانی اکسید روی به ضخامت ۶۶۰ نانومتر به روش اسپاترینگ مغناطیسی RF ۹- لایه‌نشانی ۲۰ نانومتر کروم و سپس ۸۰ نانومتر طلا به روش پرتو الکترونی و الگودهی الکتروژرین به روش Lift-off ۱۰- الگودهی اکسید روی با استفاده از زدایشگر اسید کلریدریک. شکل ۳ فرآیند ساخت را نشان می‌دهد. در ادامه مراحل ساخت حسگر به تفصیل بیان شده است:

بعد از تمیز کردن ویفر به روش استاندارد RCA، در دو طرف آن اکسید سیلیکون به ضخامت ۱۰۰۰ نانومتر به روش حرارتی رشد داده شده (شکل ۳-الف) و سپس ۲۵۰ نانومتر کروم بر روی نمونه لایه‌نشانی می‌شود. برای افزایش پایداری کروم در TMAH در دمای ۴۵۰ درجه سیلیسیوس و با عبور گاز نیتروژن انیل^{۲۱} می‌شود (شکل ۳-ب). برای شروع زدایش سیلیکون، می‌بایست یک پنجره در اکسید پشت نمونه ایجاد شود. برای ایجاد پنجره، فتورزیست مثبت Shipley 1813 با استفاده از دستگاه Spin coat به مدت ۳۰ ثانیه با چرخش ۳۰۰۰ دور بر دقیقه روی اکسید سیلیکون لایه‌نشانی می‌شود. سپس نمونه به مدت ۲ دقیقه در

TNT بر روی میکرو حسگر ساخته شده، حساسیت، گزینش‌گری و تکرارپذیری آن نسبت به ماده بیولوژیکی TNT مورد بررسی قرار گرفت. مشخصات پیزوالکتریک ZnO، به عنوان ماده اصلی این حسگر در جدول ۱ ارائه شده است.



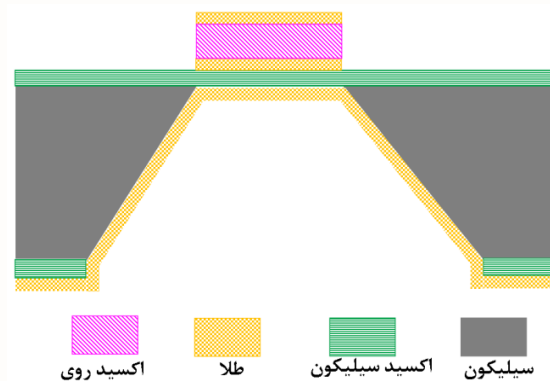
شکل ۱. انتشار موج صوتی در طول حجم یک دستگاه FBAR [۱۲].

جدول ۱. مشخصات الکترومکانیکی ZnO [۹]

	چگالی Kg/m3	ثابت دی‌الکتریک	سرعت صوت m/s	امپدانس صوتی 106kg/m2s
ZnO	۵۶۸۰	۸٫۸	۶۶۳۰	۳۶

طراحی و ساخت

آشکارساز FBAR طراحی شده از یک لایه نازک اکسیدروی که بین دو الکتروژرین از جنس طلا ساندویچ شده، تشکیل شده است. لایه پیزوالکتریک و الکتروژرینها بر روی یک غشای نازک اکسید-سیلیکون قرار گرفته‌اند تا بتوانند به راحتی نوسان کنند. بر پشت غشای اکسید سیلیکون، لایه طلا برای تثبیت آنتی‌بادی قرار می‌گیرد. ضخامت لایه‌های طلا/اکسیدروی/طلا/اکسیدسیلیکون/طلا در آشکارساز FBAR طراحی شده به ترتیب ۸۰nm / ۶۶۰nm / ۱۰۰nm / ۱۰۰۰nm / ۸۰nm می‌باشد. شکل ۲ لایه‌های حسگر طراحی شده را نشان می‌دهد.



شکل ۲. تصویر شماتیک از لایه‌های حسگر طراحی شده

ساخت آشکارساز مواد بیولوژیکی مبتنی بر FBAR یک فرآیند با ۳ ماسک است که با استفاده از لیتوگرافی نوری و اتاق تمیز استاندارد انجام می‌شود. حسگر بر روی بستر ویفر سیلیکون {۱۰۰} نوع P با ضخامت ۴۶۰ میکرومتر ساخته شد. ویفر {۱۰۰} یکی از پرکاربردترین صفحات در میکروماشین‌کاری می‌باشد و اگر ماسک-

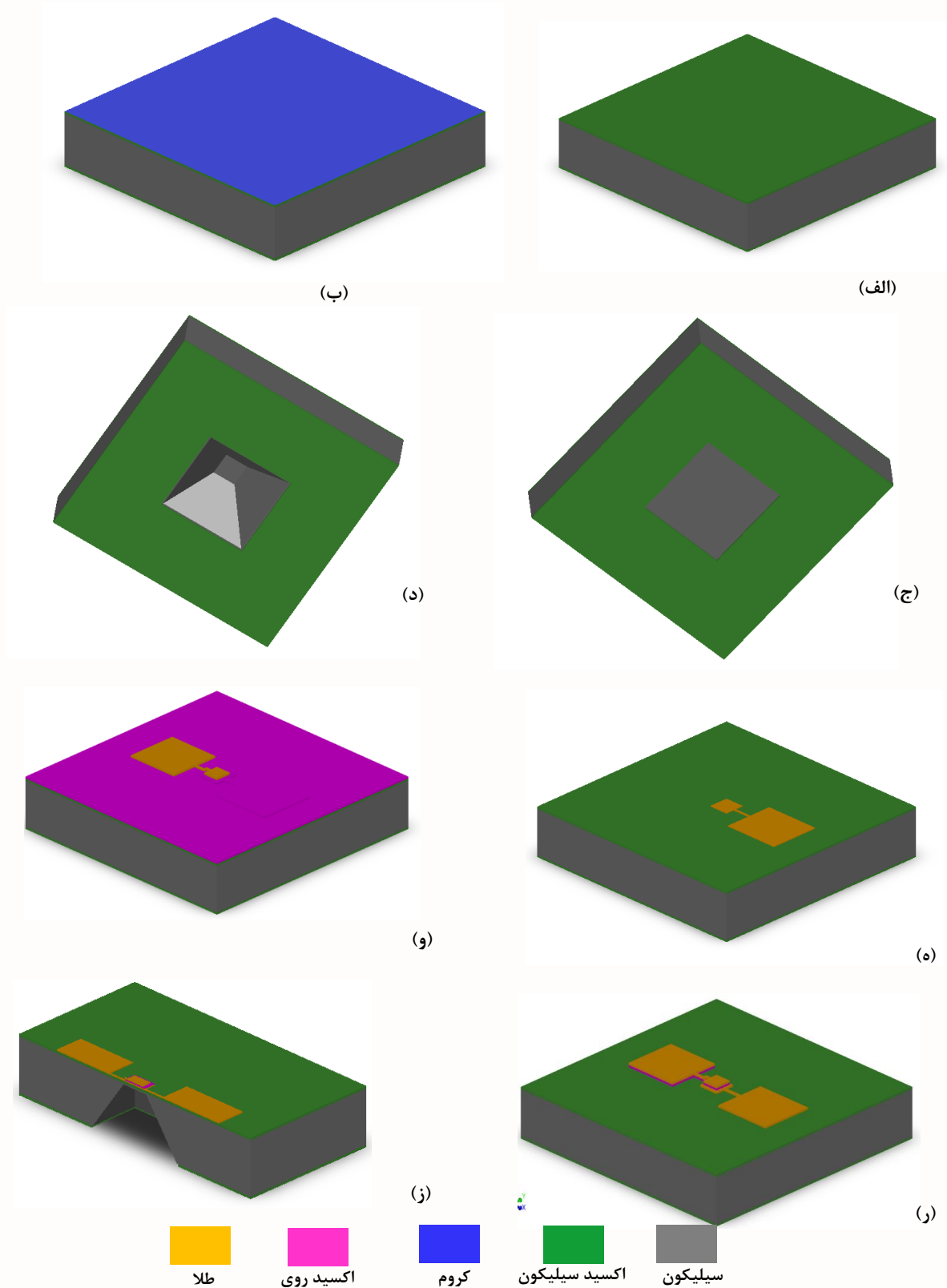
15 Undercut
16 Etchant
17 Tetra Methyl Ammonium Hydroxide
18 Etch
19 E-beam Evaporation
20 RF magnetron Sputtering
21 Annealing

برای سونش اکسیدروی در اسید کلریدریک (HCl) رقیق شده، استفاده می‌شود (شکل ۳-ر). در شکل ۵ تصویر میکروسکوپ نوری از روی حسگر ساخته شده ارائه شده است. پس از اتمام فرآیند ساخت حسگر، در این مرحله می‌بایست لایه نازک سیلیکون به طور کامل زدایش شود. برای این منظور، نمونه در محلول TMAH با غلظت ۵٪ که در آن سیلیکون آمورف به میزان ۱۵g/l حل شده است، به مدت ۲ ساعت و در دمای ۸۰ °C قرار می‌گیرد. این محلول نسبت به اکسیدسیلیکون کاملاً منفعل است و بدون صدمه زدن به آن، لایه نازک سیلیکون را زدایش می‌کند. نمونه سپس در داخل آب مقطر غوطه‌ور می‌شود تا آب جایگزین TMAH شود. بعد از ۱۵ دقیقه، نمونه از آب به صورت عمودی خارج می‌شود. در این مرحله نمونه نباید با باد خشک شود زیرا باد به ساختار معلق نمونه صدمه وارد می‌کند، نمونه باید بدون باد گرفتن و در دمای محیط به خودی خود خشک شود (شکل ۳-ز). در نهایت یک لایه طلا به ضخامت ۱۰۰nm در پشت غشای اکسید سیلیکون لایه‌نشانی می‌شود. این لایه برای عدم تحرک آنتی‌بادی به منظور سنجش جرمی، استفاده می‌شود. شکل‌های (۶-الف) و (۶-ب) به ترتیب تصاویر SEM^{۲۶} از نمای عرضی و بالا از پشت غشای ایجاد شده را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشخص است سطح غشای ایجاد شده صاف و بدون ناهمواری می‌باشد. شکل‌های (۷-الف) و (۷-ب) به ترتیب تصاویر SEM از نمای بالا حسگر ساخته شده با دقت ۱۰۰μm و ۷۵۰μm را نشان می‌دهد. برای جذب ماده بیولوژیکی مورد نظر به حسگر، به یک لایه نازک آنتی‌بادی نیاز است. آنتی‌بادی به تنهایی توانایی اتصال به سطح طلا را دارا نیست. در نتیجه لازم است از یک میانجی که از یک طرف توانایی اتصال به آنتی‌بادی را داشته باشد و از طرف دیگر به سطح طلا متصل شود، استفاده شود. پروتئین آ^{۲۷} گزینه مناسبی برای این کار است [۱۳]. بنابراین یک پیوند قطبی بین لایه طلا و آنتی‌بادی شکل می‌گیرد.

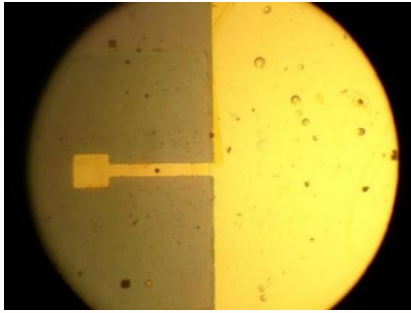
دمای ۱۱۵ درجه سانتی‌گراد روی صفحه داغ^{۲۲} پخت نرم^{۲۳} می‌شود. در مرحله بعد توسط دستگاه هم‌تراز کننده^{۲۴} و تابشگر UV، نمونه به مدت ۳۰ ثانیه تحت تابش نور UV قرار می‌گیرد. عملیات ظهور در محلول سود ۴/۵ گرم بر لیتر به مدت ۱ دقیقه انجام می‌شود. با پخت سخت، فتورزیست مقاومت بهتری در مقابل زدایشگرها خواهد داشت. از آنجایی که فرآیند بعدی زدایش اکسید سیلیکون در زدایشگر BHF^{۲۵} می‌باشد، لازم است Shipley 1813 به مدت ۱۰ دقیقه در دمای ۱۲۰ درجه پخت سخت داده شود. سپس نمونه در زدایشگر BHF قرار گرفت و یک پنجره در اکسید پشت نمونه ایجاد شد (شکل ۳-ج). لازم به ذکر است که برای ساخت BHF، ۶ واحد محلول فلورید آمونیوم ۴۰٪ با ۱ واحد HF ۳۸٪ ترکیب می‌شود. بعد از الگودهی اکسید پشت نمونه، نوبت به زدایش سیلیکون می‌رسد. نمونه به مدت ۹ ساعت و ۲۵ دقیقه در محلول TMAH قرار داده می‌شود تا ضخامت غشای سیلیکون به ۱۰ میکرومتر برسد (شکل ۳-د). نرخ زدایش سیلیکون با تغییر غلظت TMAH تغییر می‌کند. فرآیند زدایش سیلیکون، فرآیندی دشوار است. از این رو ایجاد غشای ۱۰ میکرونی با ریسک زیادی همراه است و همواره احتمال سوراخ شدن نمونه وجود دارد. در این کار نمونه‌های زیادی از بین رفت تا به صورت تجربی به مدت زمان لازم برای قرار دادن نمونه در TMAH پی برده شود. بعد از سونش سیلیکون، کروم با $(\text{NH}_4)_2\text{Ce}(\text{NO}_3)_2$ ۲۰٪ به طور کامل برداشته شد. پس از ایجاد گپ در پشت ویفر، عملیات ساخت حسگر روی ویفر با روش لیتوگرافی دو طرفه انجام می‌شود. در این مرحله با استفاده از فرآیند Lift-off، الکتروود زیرین الگودهی می‌شود. سپس کروم و طلا به روش تبخیر پرتوالکترونی به ترتیب با ضخامت‌های ۲۰ و ۸۰ نانومتر لایه‌نشانی می‌شوند. در این طراحی، طلا به خاطر هدایت الکتریکی خوب و واکنش ناپذیری (مقاومت شیمیایی) بالا به عنوان الکتروود زیرین انتخاب شده است. کروم به عنوان ماده چسبنده برای ایجاد چسبندگی بهتر بین طلا و اکسیدسیلیکون به کار می‌رود. آخرین گام برداشتن لایه‌های رزیست با استفاده از استون و در حمام آلتراسونیک می‌باشد (شکل ۳-ه). باید توجه داشت که برای انجام فرآیند lift-off، لایه نشانی طلا باید در دمای پایین صورت گیرد. زیرا فتورزیست در دمای بالا می‌سوزد و در استون برداشته نمی‌شود. تصویر نوری از الکتروود زیرین در شکل ۴ ارائه شده است. پس از آن فیلم اکسید روی به ضخامت ۶۶۰ نانومتر به روش اسپاترینگ مغناطیسی RF لایه‌نشانی می‌شود. شرایط لایه‌نشانی در جدول ۲ ارائه شده است. سپس الکتروود بالایی نیز مانند الکتروود زیرین، بعد از لایه‌نشانی کروم و طلا، با استفاده از فرآیند lift-off الگودهی می‌شود (شکل ۳-و). در این مرحله، از الکتروود طلای بالایی به عنوان ماسک

22 Hot plate
23 Soft bake
24 Mask aligner
25 Buffered hydrofluoric acid

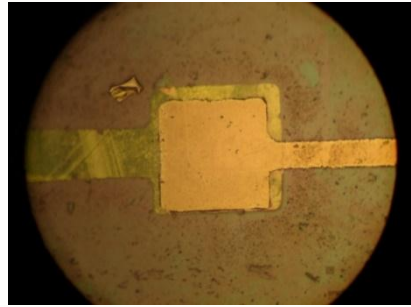
26 Scanning electron microscope
27 Protein A



شکل ۳. شماتیک روند فرآیند ساخت حسگر FBAR. الف- رشد لایه اکسید به ضخامت ۱۰۰۰ نانومتر به روش حرارتی در دو طرف سیلیکون ب- لایه نشانی ۲۵۰ نانومتر کروم به روش تبخیر پرتو الکترونی ج- الگودهی اکسید پشت نمونه د- زدایش سیلیکون در محلول TMAH و زدایش لایه کروم به طور کامل ه- لایه نشانی ۲۰ نانومتر کروم و سپس ۸۰ نانومتر طلا به روش پرتو الکترونی و الگودهی الکتروود زیرین به روش Lift-off و- لایه نشانی اکسید روی به ضخامت ۶۶۰ نانومتر با روش اسپاترینگ مغناطیسی RF و سپس لایه نشانی ۲۰ نانومتر کروم و ۸۰ نانومتر طلا به روش پرتو الکترونی و الگودهی الکتروود بالایی به روش Lift-off ز- الگودهی اکسید روی با استفاده از زدایشگر اسید کلریدریک ز- نمایی از برش عرضی حسگر



شکل ۴. تصویر میکروسکوپ نوری از الکتروود زیرین

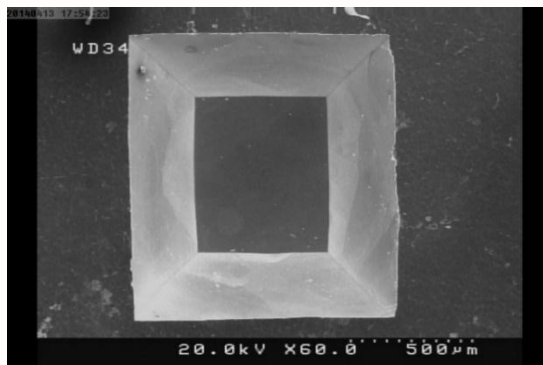


شکل ۵. تصویر میکروسکوپ نوری از روی حسگر ساخته شده

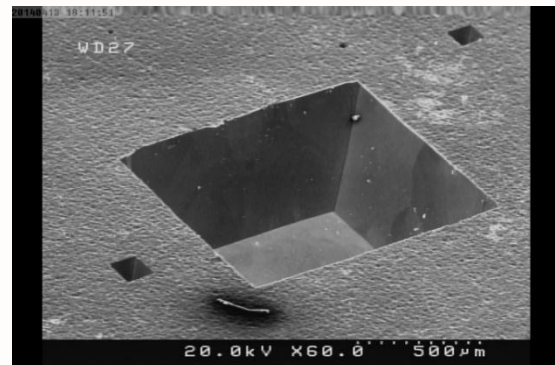
شکل ۸، لایه آنتی‌بادی که بر روی حسگر تثبیت شده است را به صورت شماتیک نشان می‌دهد. بسته به نوع ماده بیولوژیکی-ای که قرار است شناسایی شود، آنتی‌بادی حساس به آن ماده بیولوژیکی انتخاب می‌شود. در نتیجه حسگر فقط همان نوع ماده بیولوژیکی را شناسایی می‌کند. در این کار، لایه آنتی‌بادی حساس به TNT، بر روی حسگر قرار داده شده است.

جدول ۲. شرایط آزمایشگاهی لایه‌نشانی فیلم نازک ZnO

پارامترها	شرایط
فشار دستگاه	10^{-2} Torr
دمای زیرلایه	110 درجه سانتی‌گراد
توان RF	100W
فاصله هدف از زیرلایه	10 cm

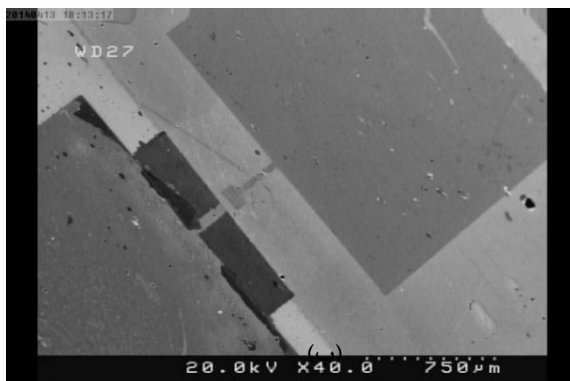


(ب)

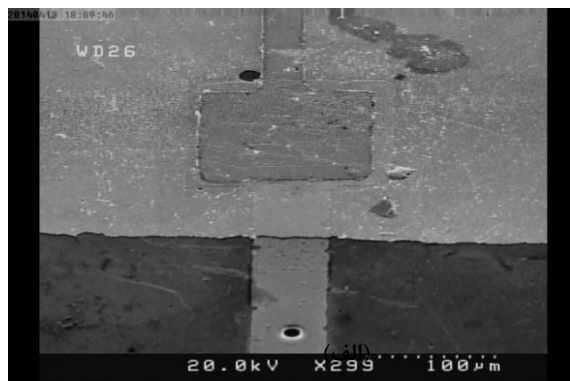


(الف)

شکل ۶ تصاویر SEM از پشت غشای ایجاد شده الف- نمای عرضی ب- نمای بالا

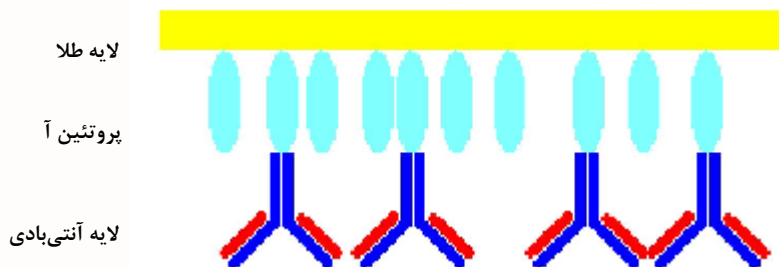


(ب)



(الف)

شکل ۷. تصویر SEM از نمای بالای حسگر ساخته شده الف- با دقت $100 \mu\text{m}$ ب- با دقت $750 \mu\text{m}$



شکل ۸. تثبیت آنتی بادی بر روی پشت حسگر FBAR

محفظه واکنش قرار می‌گیرد تا بیشتر در معرض آنالیت‌های گازی قرار گیرد. محفظه واکنش، محفظه‌ای استوانه‌ای شکل با یک ورودی و یک خروجی برای عبور جریان از درون آن می‌باشد. جنس محفظه ساخته شده از آلومینیوم است و حجم آن نیز ۱۵ میلی‌لیتر می‌باشد. محفظه گازی یک بستر مناسب برای برهم‌کنش آنالیت‌های گازی با حسگر را ایجاد می‌کند. برای داشتن بالاترین میزان برهم‌کنش بین آنالیت‌ها و حسگر، حجم داخلی محفظه واکنش می‌بایست حتی الامکان کوچک باشد. شکل ۱۰ تصویری از محفظه واکنش را نشان می‌دهد.



شکل ۹. ابزار آزمایشگاهی راه‌اندازی شده برای تست حسگر

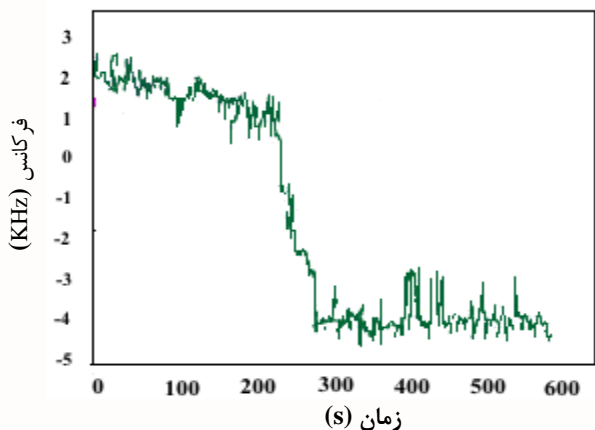


شکل ۱۰. تصویر واقعی از محفظه واکنش

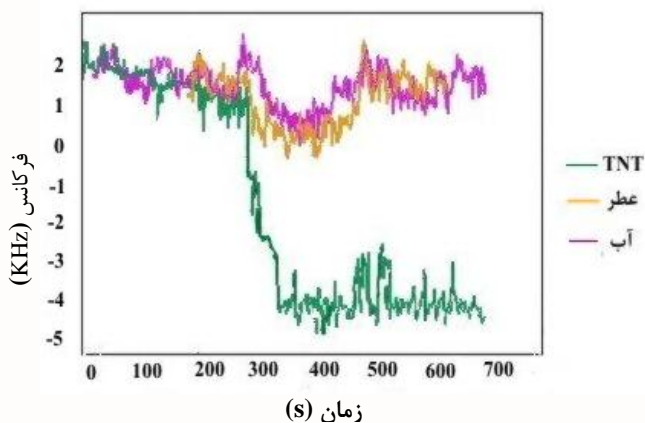
طریقه عملکرد حسگر FBAR به این صورت است که با اعمال ولتاژ مناسب به الکترودهای طلا، لایه پیزوالکتریک شروع به نوسان می‌کند. شایان ذکر است که میزان نوسان لایه پیزوالکتریک (فرکانس) به جرم حسگر بستگی دارد. بنابراین حسگری که به

تست حسگر

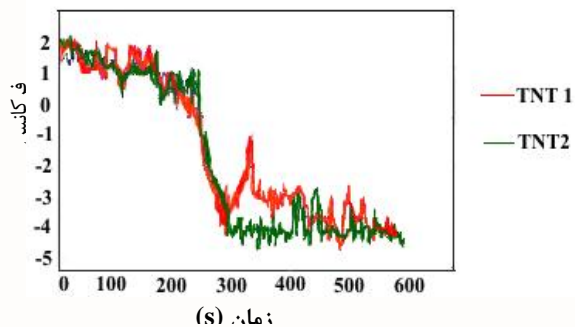
به خاطر خطای فرآیند یا تغییر ویژگی‌های الکترومکانیکی مواد به کار رفته در ساخت FBAR، فرکانس نوسان به طور چشمگیری با طراحی اولیه اختلاف خواهد داشت به همین دلیل برای انجام تست ابتدا باید فرکانس نوسان تنظیم شود. روش‌های متفاوتی برای این کار وجود دارد مثلاً اضافه کردن یک لایه نازک، افزودن جرم، اعمال فشار و یا القای یک ولتاژ DC از جمله روش‌هایی است که می‌تواند باعث تغییر فرکانس نوسان شود. استفاده از یک ولتاژ DC روش مناسبی است که در این کار استفاده شده است. ویژگی‌های الکتریکی مواد به کار گرفته شده در ساخت با تغییر میدان الکتریکی (که ناشی از ولتاژ DC است) تغییر می‌کند و به این ترتیب فرکانس رزونانس تغییر می‌یابد [۱۸]. فرکانس نوسان مناسب فرکانسی است که در آن ضریب کیفیت (Q) به بیشترین مقدار خود برسد [۱۳]. بدین منظور ولتاژ از ۰ تا ۳۰ ولت تغییر داده می‌شود، هم‌زمان با تغییر ولتاژ، Q اندازه‌گیری می‌شود تا ولتاژ مناسب پیدا شود. پس از پیدا کردن رنج فرکانسی مناسب، اجازه داده می‌شود که حسگر در فرکانس مورد نظر نوسان کند تا پایدار شود. پس از آن ماده بیولوژیکی مورد نظر که از طریق یک هیتر گرم و بخار شده است، بر روی حسگر قرار می‌گیرد و تغییر فرکانسی اندازه‌گیری می‌شود. شکل ۹ تصویری از ابزار آزمایشگاهی ساخته شده به منظور تست حسگر را نشان می‌دهد. روش کار سیستم به این صورت است که برای افزایش فشار بخار ماده بیولوژیکی، مقدار اندکی از ماده بیولوژیکی مورد نظر (که در اینجا TNT است) در استونیتریل حل می‌شود. سپس محلول در یک ظرف عایق شیشه‌ای قرار می‌گیرد و در حمام آب گرم تا دمایی حدوداً ۷۰ درجه سلیسیوس گرم می‌شود. در ضمن این ابزار دارای دو خط جداگانه است که یکی برای عبور گاز شاهد (نیترژن) و دیگری برای عبور آنالیت‌های گازی ایجاد شده است. در خط اول، گاز نیترژن خالص از روی حسگر عبور می‌کند. در خط دوم، گاز نیترژن از ظرف شیشه‌ای حاوی TNT عبور می‌کند و بر روی حسگر قرار می‌گیرد. باید توجه داشت که حسگر در یک



شکل ۱۲. پاسخ حسگر FBAR به TNT



شکل ۱۳. پاسخ حسگر FBAR به TNT، آب و عطر

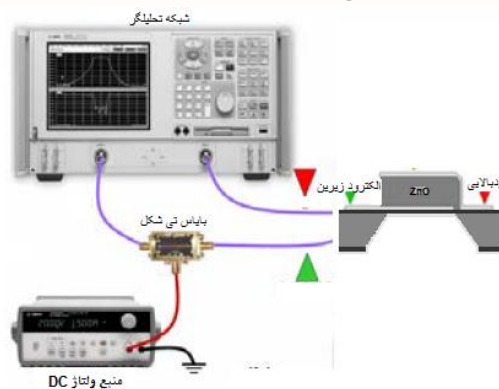


شکل ۱۴. تکرارپذیری حسگر FBAR نسبت به TNT در دو زمان مختلف

نتیجه‌گیری

در این مقاله یک میکرو حسگر برای شناسایی مواد بیولوژیکی مبتنی بر روش FBAR و با استفاده از فناوری MEMS طراحی، ساخته و مشخصه‌یابی شده است. از ZnO به عنوان لایه پیزوالکتریک و از طلا برای ساخت الکترودها استفاده شده است. لایه پیزوالکتریک و الکترودها بر روی یک غشای نازک اکسیدسیلیکون قرار گرفته‌اند تا بتوانند به راحتی نوسان کنند. در

جرمش افزوده شده است (ماده بیولوژیکی بر روی آن قرار گرفته است) مقدار فرکانس متفاوتی در مقایسه با حسگر عادی (بدون ماده بیولوژیکی) خواهد داشت. زمانی که حسگر در معرض ماده بیولوژیکی خاصی قرار گیرد (بسته به نوع آنتی‌بادی بکار رفته که به چه نوع ماده‌ای حساس است)، ماده بیولوژیکی توسط آنتی‌بادی جذب می‌شود. این امر سبب می‌شود که فرکانس ماده پیزوالکتریک کاهش یافته و با توجه به این تغییر فرکانسی، ماده بیولوژیکی مورد نظر شناسایی می‌شود. مشخصات امپدانسی حسگر FBAR به وسیله تحلیلگر شبکه^۹ اندازه‌گیری شده و با برنامه LabVIEW بر روی کامپیوتر پردازش می‌شود. برای اتصال هم‌زمان حسگر به ولتاژ dc و تحلیلگر شبکه نیاز به سه الکترودها است که این مشکل با استفاده از یک بایاس T شکل که در تصویر ۱۱ ارائه شده است، برطرف می‌شود.



شکل ۱۱. مدار بازخوانی حسگر با استفاده از بایاس تی شکل

نتایج آزمایش

برای شناسایی TNT، همان‌طور که در بالا ذکر شد، سطح حسگر ساخته شده با لایه آنتی‌بادی حساس به TNT، پوشانده می‌شود. شکل ۱۲ تصویری از خروجی حسگر FBAR در هنگام ورود بخار TNT را نشان می‌دهد. همچنین حساسیت حسگر نسبت به TNT در مقایسه با آب و عطر بررسی شد. همان‌طور که در شکل ۱۳ نشان داده شده است، حسگر نسبت به آب و عطر تغییر فرکانسی قابل توجهی نشان نمی‌دهد. در ضمن برای بررسی تکرارپذیری حسگر ساخته شده، TNT در دو زمان مختلف بر روی حسگر قرار داده شد. همان‌طور که در شکل ۱۴ نشان داده شده است، حسگر نسبت به TNT تغییر فرکانسی ثابتی نشان می‌دهد که بیانگر تکرارپذیری بودن آن می‌باشد.

برای استفاده مجدد از این حسگر می‌توان با شوک حرارتی، TNT را از روی حسگر برداشت و در نتیجه حسگر را برای شروع آشکارسازی مجدد، آماده کرد.

59 Network analyzer

vapor sensor based on microcantilevers, J. Review of Scientific Instruments, 2004, 75, pp. 4554-4557.

[7] Li, X.; Zuo, G.; Li, P.; Zhang, Z.; Wang, Y.; Cheng, Z.; Liu, M. "Four-cantilever trace Biological material sensors with dual sams functionalized for specific-sensing improvement and nonspecific-adsorption depression", In Proc. of the International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems, 2007, pp. 999-1002.

[8] Miller, R. A.; Nazarov, E. G.; Eiceman, G. A.; King, A. T. "A MEMS radio -frequency ion mobility spectrometry for chemical vapor detection", J. Sensors and Actuators A, 2001, 91(3), 301-312.

[9] Lin, A.; Kim, E. S., "SELECTIVITY AND LONG-TERM RELIABILITY OF RESONANT BIOLOGICAL MATERIAL-VAPOR-TRACE DETECTION BASED ON ANTIGEN-ANTIBODY BINDING", IEEE, MEMS 2009, 316-319.

[10] R.Aigener, volum manufacturing of BAW filters in a CMOS fab, in Proc. second international symposiumn on Acoustic wave device for future mobile communication system, 3-5 march 2004, chiba, Japan, 129-134

[11] G.V.TSARENKOV, 10GHz BAW resonators based on semiconductor multilayer heterstructures, in Proc. IEEE intl.ultrason.symp.1999, oct.17-19, 1999, caesars Tahoe, NV, USA, 939-942

[12] K.M.Lakin and j.s.wang, acoustic bulk wave composite resonators, applied physics lett.38,1981,125-127

[13] Anderson Lin, BIOLOGICAL MATERIAL TRACE DETECTION WITH FBAR-BASED SENSOR, IEEE, MEMS 2008, Tucson, AZ, USA, January 13-17, 2008, 208-211

[14] Xue-feng HE, Active control scheme for improving mass resolution of film bulk acoustic resonators, Appl. Math. Mech. -Engl. Ed., 32(6), 749-756 (2011), DOI 10.1007/s10483-011-1454-9, Shanghai University and Springer-Verlag Heidelberg, 2011

[15] C.S.Lu, applications of piezoelectric Quartz crystal Microbalance, Elsevier, 1984

[16] W.P.Mason, physical Acoustics and the properties of solids, D.van nostrand Co, princeton, NJ, 1958

[17] Pr.jaume esteve, thin-film bulk acoustic wave resonators-FBAR, bellaterra I montpellier, Desember 2007 page 158

[18] W. pan, P.Soussan, B.Nauweleers, H.A.C Tilmans, A surface micromachined electrostatically tunable film bulk acoustic resonator, sens.Actuator A-Phys.126,2006,436-446

ساخت این حسگر از روش مرسوم میکروماشین کاری حجمی برای ایجاد یک گپ هوایی استفاده شده است. وجود این گپ هوایی برای کاهش اثر کوپلینگ مکانیکی در زیرلایه لازم می باشد. برای افزایش حساسیت میکرو حسگر لازم است که غشای سیلیکونی کاملا حذف شود، بنابراین با اضافه کردن سیلیکون آمورف به محلول TMAH با غلظت ۵٪، سعی شده است که غشای سیلیکون کاملا برداشته شود. با تثبیت لایه آنتی بادی در زیر غشای اکسید سیلیکون، میکرو حسگر ساخته شده به TNT حساس شده است. با قرار دادن میکرو حسگر ساخته شده در معرض TNT، این ماده بیولوژیکی به لایه آنتی بادی متصل شده و سبب تغییر در فرکانس تشدید حسگر FBAR می شود. نتایج تست نشان می دهد که میکرو حسگر دارای حساسیت بالا نسبت به TNT می باشد. هم چنین با قرار دادن حسگر در معرض بخار آب و عطر، مشخص شد که حسگر دارای گزینش گری خوبی نسبت به TNT در مقایسه با این مواد می باشد. در ضمن نتایج تست در زمان های مختلف نشان داد که میکرو حسگر دارای تکرار پذیری بالایی است.

مرجع ها

[1] Kong, D.; Qi, Y.; Zhou, Lili.; Lin, Bingtao.; Li, Zhuang.; Zhu, Ronghua.; Chen, C. "MEMS Based Sensors for Biological material Detection: Development and Discussion", In Proc. of the International Conference on Nano/Micro Engineered and Molecular Systems, 2008, pp. 265-269.

[2] Senesac, L. R.; Yi, D.; Greve, A.; Hales, J. H.; Zachary, J. D.; Nicholson, D. M.; Boisen, A.; Thundat, T. "Micro-differential thermal analysis detection of adsorbed Biological material molecules using microfabricated bridges", J. Review of Scientific Instruments, 2009, 80, 1-9.

[3] Fair, R. B.; Pamula, V. K.; Pollack, M. "MEMS-based Biological material particle detection and remote particle stimulation", In Proc. of the International Conference on Detection and Remediation Technologies for Mines and Minelike Targets, SPIE, 1997, pp. 671-679.

[4] Rajic, S.; Datskos, P.G.; Datskou, I.; Malar, T.A. "Ultra-responsive thermal sensors for the detection of Biological materials using Calorimetric Spectroscopy (CalSpec)", In Proc. of the International Conference on Detection and Remediation Technologies for Mines and Minelike Targets, SPIE, 1999, pp. 356-361.

[5] Pinnaduwege, L. A.; Gehl, A.; Hedden, D. L.; Muralidharan, G.; Thundat, T.; Lareau, R. T.; Sulchek, T.; Manning, L.; Rogers, B.; Jones, M.; Adams, J.D. "A microsensor for trinitrotoluene vapour", J. Nature, 2003, Vol. 425, pp. 474.

[6] Pinnaduwege, L. A.; Hedden, D. L.; Gehl, A.; Boiadjev, V. I.; Hawk, J. E.; Farahi, R. H.; Thundat, T.; Houser, E. J.; Stepnowski, S.; McGill, R. A.; Deel L.; Lareau, R. T. "A sensitive handheld