

کاربرد نیمه‌هادی‌ها در نانوپیوحسگرها

میثم کریمی^۱، محمد ریبعی^۱، مسعود بداغی^۲

^۱ دانشگاه امیرکبیر، ^۲ پژوهشگاه مواد و انرژی

msm.karimi@gmail.com

چکیده: با توجه به اهمیت نانوپیوحسگرها در صنایع و مراکز تحقیقاتی در این مقاله سعی شده است روش‌های عملکرد و تولید نانوپیوحسگرها مورد بررسی قرار گیرد. به دلیل استفاده گسترده از نانو پیوحسگرهایی که بر اساس آشکارسازی نوری فعالیت می‌کنند کاربرد نیمه‌هادی‌هایی مانند ZnS، ZnO، CdS و... و یا ترکیبات دوب شده آنها با یکدیگر، گسترش روزافرونوی پیدا کرده است. سنتز این مواد با روش شیمیایی به دلیل سهولت این فرآیند و هزینه پایین آن از اهمیت خاصی برخوردار بوده و در این مقاله به مثال‌هایی از آن اشاره شده است.

لغات کلیدی: نیمه‌هادی، پیوحسگر، نانو.

مقدمه

نانو فناوری یک روش مناسب برای ساخت و سرهم بندی ساختارهای کارآمد دارای حداقل یک بعد نانومتری است. چنین مواد و سیستم‌هایی می‌توانند به طور منطقی طراحی شوند که به خاطر اندازه‌شان دارای خصوصیات و رفتارهای زیستی، فیزیکی و شیمیایی بهبودیافته می‌باشند^[۱]. نانوساختارهای آشنای امروزی شامل قطعاتی نظیر نانولوله‌های کربنی، پروتئین‌های DNA، ترانزیستورهای تک الکترونی فعال در دمای اتاق و حسگرهای بیولوژیکی هستند. حسگرهای بیولوژیکی از جمله ابزاری می‌باشند که کاربردهای گسترده‌ی در سنجش‌های بیولوژیکی دارند که معمولاً برای شناسایی پارامتری که در محیط بیولوژیک وجود دارند، اندازه‌گیری غلظت و مواردی از این نوع به کار می‌روند. این حسگرها وابسته به پارامترهای مورد اندازه‌گیری، محیط اندازه‌گیری، دقیق اندازه‌گیری و مدت زمان اندازه‌گیری به گونه‌های متفاوتی تقسیم می‌شوند. به هر حال یک سیستم بیولوژیکی می‌بایستی توانایی داشته باشد که اطلاعات مورد نیاز در رابطه با ساختار مورد نظر، غلظت و تغییرات و... را از طریق ارسال علائمی مثل سیگنال‌های الکتریکی، علائم نوری وغیره را به ما بدهد.^[۱] گسیل نانو بلورهای نیمه‌هادی، به ویژه نیمه‌هادی‌های گروه VI-II، در دو قرن گذشته به علت خواص و استعداد کاربردشان بسیار مورد توجه قرار گرفته‌اند. خواص نوری نانو بلور می‌تواند به وسیله کنترل دقیق اندازه ذرات، توزیع اندازه ذرات یا به وسیله استفاده از دو پنت (یون‌های با قابلیت گسیل) کنترل شود. نانو بلورهایی که در سیستم‌های بیولوژیکی استفاده می‌شوند باید ویژگی‌هایی داشته باشند که عبارتند از: راندمان گسیل بالا، زیست سازگاری و گروه‌های سطحی ویژه برای اتصال (جفت شدن) با بیوملکول‌ها.^[۲]

پدیده لومینسنس: نور حاصل از تبدیل منابع دیگر انرژی که در دماهای پایین می‌تواند اتفاق افتد. در لومینسنس، تعدادی از منابع انرژی یک الکترون را از حالت پایه (انرژی پایین) به حالت برانگیخته (انرژی بالا) می‌فرستند، سپس الکترون انرژی را به شکل فوتون نور از دست می‌دهد و به حالت پایه باز می‌گردد.^[۲]

فتولومینسنس^[۳] به نشر حاصل از حالت برانگیخته ای اطلاق می‌شود که در اثر جذب انرژی تابشی ایجاد شده است. فتولومینسنس معمولاً به تابش در اثر هر گونه ای از نور الکترومغناطیس گفته می‌شود. در فتولومینسنس نور جذب شده در یک مدت زمان معین، نوری تولید می‌کند که دارای فرکانسی پایین‌تر

1. Photoluminescence

است، اما در موارد دیگر نور تولید شده مستقل از فرکانس نور جذب شده می باشد^[۳]. فتولومینینسنس را می توان همانند گونه های دیگر لومینینسنس بر اساس اختلاف زمانی بین دریافت انرژی و تابش نور به دو دسته تقسیم کرد: فلورسنس^۲ و فسفرسنس^۳. انتشار نور در حین برانگیختگی و تا^{-۱۰} ثانیه پس از آنرا فلورسنس می نامند و تابشی را که بیش از^{-۱۰} ثانیه به طول انجامد را تابش تأخیری یا فسفرسنس گویند^[۳]. فسفرسنس و فلورسنس پدیده هایی هستند که در آنها یک ماده خاص که به طور عام به آنها فسفر گفته می شود پس از قرار گرفتن در مقابل نور مرئی یا غیر مرئی یا حرارت، تحریک شده و این انرژی را در خود ذخیره می کند و سپس آن انرژی را به صورت طیفی از امواج مرئی در طول مدت زمانی منتشر می کند. اگر این به عنوان شیاهت دو پدیده باشد، تفاوت آنها در اختلاف زمانی بین دریافت و تابش یا به عبارت دیگر دوام تابش است. در حالت فتولومینینسنس، فوتون های کم انرژی عامل تحریک فسفر می باشند. بنابراین می توان گفت فسفرسنس، لومینینسنس به تأخیر افتاده^۴ است. وقتی که یک الکترون به یک تراز^۵ انرژی بالاتر پرتاپ می شود، ممکن است برای مدتی در یک دام^۶ گرفتار شود. در برخی موارد الکترونها از دام فرار می کنند و در موارد دیگر، آنها به دام افتاده باقی می مانند تا زمانی که برخی محرکها آنها را رها کنند^[۳]. حسگرهای بیولوژیکی از جمله ابزاری می باشند که کاربردهای گسترهای در تشخیص های بیولوژیکی دارند که معمولاً برای تعقیب یک فرایند بیولوژیکی یا شناسایی پارامتری که در محیط بیولوژیکی وجود دارد، اندازه گیری غلظت و مواردی از این قبیل به کار برده می شوند^[۴]. طبقه بندی حسگرهای براساس کاربرد، نشانه ورودی، مکانیزم های تبدیلی، مواد استفاده شده، تکنولوژی تولید، دقت یا محدوده اندازه گیری انجام می شود^[۵]. حسگرهای بیولوژیکی از ترکیب حسگرهای موجود (مثل حسگرهای آمپرسنج، پتانسیل سنج، گرمایی، پیزو الکتریکی، آکوستیکی و اپتیکی) و سیستم های بیولوژیکی (مثل آنزیم ها، سلول ها، میکرو ارگانیزم ها، عوامل ایمنی و ...) به وجود آمدند و به دنبال این تحقیقات نانوبولورهای فسفرسنت جهت کاربرد در حسگرهای بیولوژیکی جهت تشخیص های بیولوژیکی مطرح گردیدند. این حسگرهای وابسته به پارامتر مورد اندازه گیری، محیط اندازه گیری، دقت اندازه گیری و مدت زمان اندازه گیری به گونه های متفاوتی تقسیم می شوند. به هر حال یک حسگر بیولوژیکی می باشند که اطلاعات مورد نیاز در رابطه با ساختار ماده مورد نظر، غلظت، تعییرات و ... را از طریق ارسال علائمی مثل سیگنال های الکتریکی، علائم نوری و ... به ما بدهد.

تعريف حسگر

حسگر وسیله ای است که یک سیگنال یا یک اثر را دریافت می کند و با یک سیگنال الکتریکی پاسخ می دهد^[۵]. طبق این تعریف، حسگر را می توان به عنوان یک تبدیل کننده در نظر گرفت زیرا سیستمی است که یک مقدار فیزیکی را به نوعی دیگر که تابعی از مقدار اولی است، تبدیل می کند، این تعریف محدود کننده است زیرا یک مبدل وسیله ای کمی است در حالیکه حسگر ظرفیت های خیلی بیشتری دارد. حسگر در ابتدا، محیط را به روش خاص شناسایی کرده و آن را به یک خاصیت قابل اندازه گیری ترجمه می کند که بعداً توسط مبدل به یک سیگنال الکتریکی تبدیل می شود^[۴]. هر چند یک حسگر ممکن است خیلی پیچیده باشد ولی دارای سه قسمت اساسی است، همانطور که در شکل ۱-۳ ملاحظه می شود، قسمت اول ورودی، قسمت دوم اصلاح کننده یا عمل کننده سیگنال و قسمت سوم خروجی می باشد. در بخش ورودی حسگر مشخصه ای از محیط اطراف خود را به صورت مکانیکی، گرمایی، الکتریکی، مغناطیسی، نوری، تابشی و

2. Fluorescence

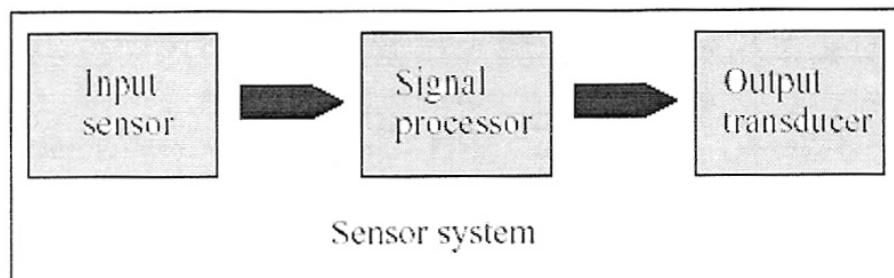
3. Phosphorescence

4. Afterglow

5. State

6. Trap





شکل ۱- ساختار شماتیکی یک حسگر [۵].

در یک حسگر بیولوژیکی دو بخش مهم وجود دارد که عبارت است از: (الف) گیرنده زیستی و (ب) مبدل. گیرنده‌های زیستی معمولاً آنزیم‌ها، آنتی‌بادی‌ها، میکرووارگانیسم‌ها و سلول‌ها می‌باشند و مبدل‌ها، وابسته به روش و کمیت مورد اندازه‌گیری (مواد الکتروواکتیو، تغییرات pH، گرما، نور، تغییرات جرم و ...) از روش‌های متفاوت استفاده می‌شود. بنابراین، نانوبلورهای فسفرسنست به روش نوری کار می‌کنند که در روی سطح آنها می‌باشند یک گیرنده مناسب (گروههای فعال) جهت جذب پارامتر بیولوژیکی مورد نظر قرار گیرد که ایجاد این کمپلکس روی خصوصیات نوری ماده مورد نظر تاثیر می‌گذارد و از تغییرات ایجاد شده می‌توان به نوع ماده و میزان آن پی برد [۶].

انواع حسگرها

تقسیم‌بندی حسگرها بر اساس نوع علائم ورودی

حسگرها بر اساس نوع انرژی ورودی به ۷ قسمت تقسیم می‌شوند که بر اساس جدول ۱ عبارتند از: حسگرهای مکانیکی، حسگرهای حرارتی، حسگرهای الکتریکی، حسگرهای مغناطیسی، حسگرهای نوری، حسگرهای تابشی و حسگرهای شیمیایی.

جدول ۱- طبقه‌بندی حسگرها بر اساس نوع علائم ورودی [۵].

حسگرهای مکانیکی	ممکن است برای اندازه‌گیری طول، سیلان، نیرو، فشار، طول موج آکوستیک، شتاب و ... بکار روند.
حسگرهای گرمایی	از این حسگرها جهت اندازه‌گیری دما، گرمای ویژه، جریان گرما، آتروبی و ... استفاده می‌شود.
حسگرهای الکتریکی	از این حسگرها به عنوان مثال جهت اندازه‌گیری بار، جریان، ولتاژ، مقاومت، ظرفیت و ... استفاده می‌شود.
حسگرهای مغناطیسی	جهت اندازه‌گیری شدت میدان مغناطیسی، دانسیته، دانسیته جریان مغناطیسی، نفوذ پذیری مغناطیسی و ... از این نوع حسگرها استفاده می‌شود.
حسگرهای نوری	که بعضی مواقع به نام حسگرهای تابشی شناخته می‌شوند، برای اندازه‌گیری خواص نور مثل شدت، فاز، طول موج یا قطبش یا برای اندازه‌گیری خواص اپتیکی یک ماده مثل گسیل یا قابلیت انعکاس، زمانی که طول موج تابش الکترومغناطیسی در محدوده طول موجهای بیشتر و یا کمتر از مقادیر طول موج مرئی می‌باشد به کار می‌رود که در این صورت در گروه حسگرهای تابشی قرار می‌گیرد.
حسگرهای شیمیایی	برای اندازه‌گیری خواص شیمیایی ماده مثل ترکیب مخلوط، غلظت مواد، pH، سرعت واکنش‌های شیمیایی و ... از این حسگرها استفاده می‌شود.



تقسیم‌بندی حسگرها بر اساس نوع مبدل

حسگرها بر اساس نوع مبدل به چند دسته تقسیم می‌شوند که عبارتند از: حسگرهای الکتروشیمیایی، حسگرهای نوری، حسگرهای حرارتی و حسگرهای پیزوالکتریک.

آشکارسازی الکتروشیمیایی

آشکارسازی الکتروشیمیایی از طریق روش‌های پتانسیومتری و آمپرمتری انجام می‌شود که به بررسی هر کدام می‌پردازیم.

(الف) روش‌های پتانسیومتری

روش پتانسیومتری، اختلاف پتانسیل بین دو الکترود غوطه‌ور در محلول را می‌سنجد. یکی از الکترودها برای بررسی محلول و دیگری به عنوان الکترود مرجع می‌باشد. الکترود مرجع یک پتانسیل ثابت و قابل تجدید شونده دارد که مستقل از محیط آن است. پتانسیل الکترود پربو⁷ پتانسیل سطوح تماس بین فازهای جامد و مایع است که واکنش‌های اکسیداسیون و احیا اتفاق می‌افتد [۴ و ۷].

(ب) روش‌های آمپرمتری

آمپرسنجی عبارت است از تعیین شدت جریان عبور کرده از یک سلول الکتروشیمیایی تحت یک پتانسیل اعمال شده. این شدت تابعی از غلظت گونه‌های فعال الکتروشیمیایی در نمونه می‌باشد. اکسیداسیون یا احیا، یک گونه، معمولاً توسط یک الکترود کار نشان داده شده و الکترود دوم به عنوان مرجع عمل می‌کند. در طول الکترولیز، الکترود کار بسته به طبیعت جسم در حال تجزیه می‌تواند به عنوان یک آند یا کاتد عمل کند. استفاده از ساختارهای نیمه‌هادی مثل ترانزیستورهای اثر میدان حساس به یون^۸ نتایج روش‌های الکتروشیمیایی را می‌توان مورد استفاده قرار داد و مشکل امپدانس قوی ایجاد شده مبدل‌های پتانسیومتریک را حل کرد. می‌توان pH و غلظت یون‌ها یا هر ترکیب گازی را با سنجش جریان مصرفی در حضور یک الکترود مرجع، تعیین کرد. در اینجا سیستم بیولوژیکی روی یک لایه اکسید تثبیت شده است که جزء حساس ترانزیستور را تشکیل می‌دهد [۴].

آشکارسازی گرمایی

یک حسگر بیولوژیکی می‌تواند از آشکارسازی گرمایی اختلاف آنتالپی‌های واکنش استفاده نماید. روش‌های زیادی برای تعیین دما وجود دارند (اپتیکی، مکانیکی یا الکتریکی). روش‌های الکتریکی برای ساخت حسگرهای بیولوژیکی گرمایی مفیدتر هستند زیرا سیگنال الکتریکی در اثر تغییرات دما را می‌توان مستقیماً به دست آورد. ترموکوپلهای ساده به اندازه کافی حساس نیستند که تفاوت آنتالپی‌های واکنش‌های آنزیمی را آشکار کنند. برای جفت‌های معمول ترموکوپل، جواب‌ها در محدوده 7°C تا $10-80^{\circ}\text{C}$ هستند. می‌توان ترموکوپلهای خیلی کوچک با زمان پاسخ‌دهی در حد میلی ثانیه ساخت. ترمیستورها (مواد حساس حرارتی و نیمه‌رسانا که مقاومت آنها با افزایش درجه حرارت تغییر می‌یابد) و پیلهای ترموالکتریک می‌توانند تغییرات خیلی کم دما را آشکار کنند. ترمیستورها ترکیبی از اکسیدهای فلزی و نیمه‌هادی‌های چندبلوری هستند. مقاومت بالای این مواد، با توجه به اندازه کوچک و ظرفیت گرمایی کاهش یافته‌شان، یک زمان پاسخ‌دهی سریع ایجاد می‌کند. مقاومت ترمیستور تابعی از دما است.

ترموپیلهای از اتصال ترموالکتریک‌های متناظر ساخته شده‌اند و برای ساخت حسگرهای بیولوژیکی استفاده می‌شوند. آنها سیگنال تولید می‌کنند و بنابراین به طور ویژه برای سنجش مولکول‌های در حال حرکت مناسب هستند [۴ و ۸].

7 Probe

8 Ion-sensitive field-(ISFET)effect transistors



آشکارسازی پیزوالکتریک

سنجهای پیزوالکتریک، از به وجود آمدن یک قطبش الکتریکی یا تغییر در قطبش موجود در مواد دیالکتریک غیرایزوتروپ (برای مثال کوارتز) استفاده می‌کنند. وقتی نیرویی در جهت مناسب اعمال شود، این قطبش به وجود می‌آید. پدیده پیزوالکتریک بازگشت‌پذیر است زیرا که ماده می‌تواند تغییر شکل دهد یا وقتی که میدان الکتریکی به کار رفته در جهت مناسب باشد، بلرzed. از وسائل پیزوالکتریک در فرکانس تشدیدشان برای مشخص کردن تغییرات کوچک در جرم استفاده می‌شود. این تغییرات می‌توانند در اثر واکنش‌های بیولوژیکی که شامل اتصال یا جفت شدن باشد نتیجه شوند؛ مثل اتصال^۹ و جفت شدن^{۱۰} [۹ و ۱۰].

آشکارسازی فتوомتریک

در ساخت حسگرها می‌توان از فیبرهای نوری استفاده کرد. یک ماده فعال روی یک فیبر نوری تثبیت شده و تغییرات شدت نور در اثر جذب، فلورسانس، لومینسانس را مورد سنجش قرار می‌دهد. در حالت جذب، آشکارساز کاهش در شدت نور منبع را می‌سجد. این کاهش به وسیله یک محصول جاذب ناشی از واکنش بین ماده تثبیت شده و جسم مورد تجزیه به وجود می‌آید. در لومینسانس شدت نور بیشتری به دست می‌آید. روش‌های جذبی معمولاً تک فام هستند و چون رفت و برگشت نور در یک طول موج می‌باشد، تفکیک آنها و محاسبه کاهش شدت نور بازگشته ممکن نیست. بنابراین برای روش‌های جذبی از دو فیبر استفاده می‌کنند. در روش‌های فلورسانس، طول موج نور گسیل شده و نور منبع متفاوت بوده و یک فیبر کافی است. بیشتر روش‌های آشکارسازی مستقیم نور گسیل شده حاصل از تغییرات شیمیایی و بیولوژیکی استفاده می‌کنند. این واکنش‌ها می‌توانند توسط آنزیمهای تثبیت شده در انتهای فیبرهای اپتیکی، کاتالیزه شوند. البته در سیستم‌های نوری از مواد آلی و غیر آلی و بهره‌گیری از خصوصیات فلورسانس و فسفرسانس مواد خاص به شکل مستقیم بدون استفاده از فیبرهای نوری یا با استفاده از فیلم‌های نازک حاوی مواد فوق و تاثیر ماده مورد آزمایش در هنگام تماس با مواد فلورسانس و فسفرسانس بر روی شدت گسیل آنها استفاده می‌شود. به عنوان مثال برخی از رنگزهای فلورسانس در اثر وجود اکسیژن در محیط کاهشی در شدت گسیل از خود نشان می‌دهند که میزان این کاهش وابسته به غلظت اکسیژن می‌باشد. گاهی با قرار دادن گیرنده‌های زیستی بر روی یک پیگمنت فسفرسانس توانایی اندازه‌گیری یک پارامتر خاص را از طریق اندازه‌گیری شدت گسیل آن ایجاد می‌نماید. [۱۰].

ساخت نانوبلورهای فسفرسنت

به طور کلی فرایند سنتز نانوبلورها به دو دسته کلی تقسیم می‌شود:

۱- خرد کردن^{۱۱} : ایجاد ذرات در ابعاد نانومتر با ریز کردن ذرات بزرگ توسط روشهایی مثل کلوئید میل و بال میل.

۲- تجمع دادن^{۱۲} : فراهم کردن شرایط برای انجام واکنش تولید ذرات مورد نظر و کنترل رشد ذرات با استفاده از مواردی مانند پتانسیل زتا و pH.

با توجه به هزینه‌های بالای تولید ذرات نانو با استفاده از روش اول و مشکل بودن این فرایند، معمولاً سنتز نانوذرات با استفاده از روش دوم انجام می‌شود. امروزه تحت فرایند دوم از روش‌های

^۹ enzyme-inhibitor

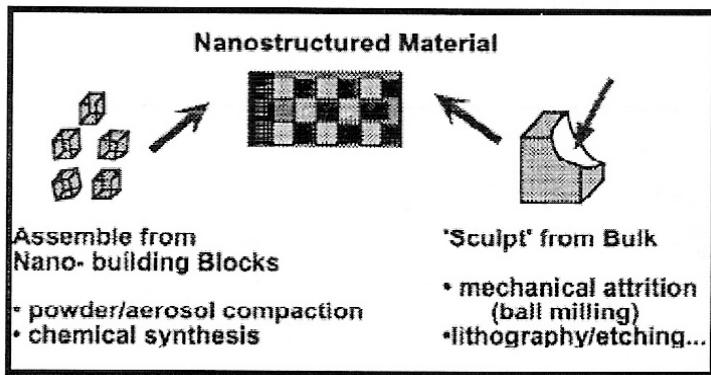
^{۱۰} antigen-antibody

^{۱۱} dispersion

^{۱۲} condensation



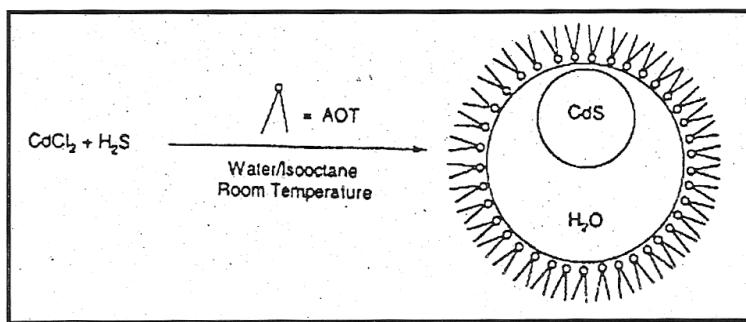
مختلفی جهت ایجاد ذرات نانو استفاده می‌شود مثل لیتو گرافی به وسیله پرتو الکترونی^{۱۳}، لیتوگرافی به وسیله اشعه X^{۱۴}، کاشت یون و ... که می‌توان با کنترل‌های مناسب رشد ذرات را در اندازه مورد نیاز متوقف کرد. البته این روش‌ها به سه روش عمدۀ استفاده از میسل‌ها، رسوب‌گیری شیمیایی و به کار بردن ترکیبات ارگانومتالیک تقسیم می‌شوند. در شکل ۲ نمایشی از این دو فرایند سنتز نانوبولورها به صورت شماتیک دیده می‌شود.



شکل ۲ - نمایش فرایند سنتز نانوبولورها با استفاده از دو روش خرد کردن و تجمع دادن [۱۱]

استفاده از میسل‌ها

در این روش از آب و روغن به همراه یک سطح فعال مثل Triton X-100 استفاده می‌شود که با تغییر در صد آب در مخلوط اندازه قطرات آب در روغن تغییر می‌کند و هر کدام از این ذرات به عنوان یک راکتور کوچک برای واکنش در مقیاس نانو عمل می‌کنند. حال افزودن نمک فلزات به قطرات آب می‌تواند جوانهزنی و رشد ذرات بلوری کلوجی گردد. از مزیت‌های این روش می‌تواند به عملکرد در دمای اتاق، شیمی ساده، عدم نیاز به ایجاد فشار بالا و یا کنترل دما، سادگی تحويل و جابجا کردن، عدم نیاز به ابزار ویژه و یا گران و ایزوله شدن نانوبولورها بعد از سنتز اشاره کرد [۱۲]. در شکل ۳ به صورت شماتیک نحوه محبوس شدن قطرات آب محتوی نانوذرات CdS نمایش داده شده است.



شکل ۳- رشد ذرات CdS در میسل‌ها [۱۲]

رسوب شیمیایی

در این روش از یک محلول یکنواخت حاوی نمک‌های مورد نیاز استفاده می‌شود، به این صورت که ابتدا یک محلول هموژن از یک نمک فلز تشکیل‌دهنده ترکیب مورد نظر نهایی ایجاد می‌شود، سپس با کنترل pH و افزایش تدریجی نمک مجاور با هم زدن با دور بالا رسوب مورد نظر را ایجاد می‌نمایند. البته در این روش ذرات خیلی سریع به یکدیگر متصل شده و تجمعات بزرگتری را ایجاد می‌نمایند لذا در حین واکنش عملیات

13 e-beam Lithography

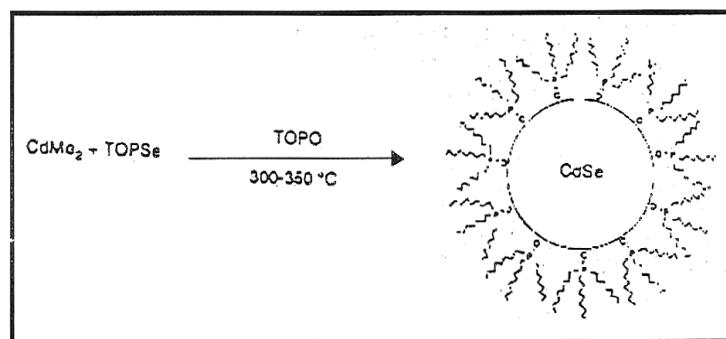
14 X-ray Lithography



سطحی جهت جلوگیری از تجمع ذرات صورت می‌پذیرد برای مثال ایجاد یک لایه سطحی بسیار ظریف بر روی ذرات مثل استفاده از سدیم تری پلی فسفات [۲].

استفاده از ترکیبات اورگانومتالیک

در این روش محلول رقیق مولد واکنش گرما برای تولید نانوبلور مورد نظر به سرعت به یک محلول داغ تزریق می‌شود تا قطرات مولد واکنش گرما حاصل شده و جوانه زنی نانو بلور مورد نظر انجام شود، پس از تزریق دما را تا $280\text{--}300^{\circ}\text{C}$ افزایش می‌دهند که رشد ذرات شروع شود، البته توسط طیف سنجی اشعه مرئی / فوق بنفش می‌توان رشد ذرات را کنترل نمود و با کاهش سریع دما رشد ذرات را متوقف ساخت. در شکل ۴ رشد ذرات CdSe به روش اورگانومتالیک نمایش داده شده است.

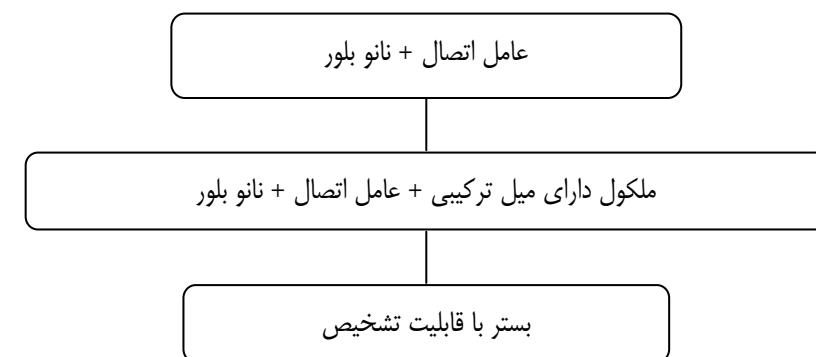


شکل ۴- رشد نانوذرات CdSe به روش اورگانومتالیک [۱۲]

در این سنتر محلولی از دی‌متیل کادمیم^{۱۵} و تری اوکتیل فسفین سلناید^{۱۶} در تری اوکتیل فسفین^{۱۷} رقیق می‌کنند و به سرعت به محلول داغ تری اوکتیل فسفین اکساید تزریق می‌شود، بدین ترتیب جوانه‌های CdSe ایجاد می‌شوند، پس از تزریق دما را تا 300 الی 280°C درجه سانتیگراد افزایش می‌دهند که رشد ذرات شروع شود، سپس با کنترل رشد ذرات، وقتی ابعاد ذرات به اندازه مورد نظر رسید، با کاهش دما رشد ذرات را متوقف می‌کنند [۱۳].

عملیات تکمیلی

یک نانو بلور برای استفاده در سیستم‌های بیولوژیکی می‌باید دارای یک سری خصوصیاتی معین باشد. از این‌رو با انجام برخی عملیات سطحی بر روی این مواد توانایی کاربرد در سیستم‌های بیولوژیکی در آنها ایجاد می‌شود که عبارتند از:



15 CdMe₂
16 ToPSe
17 Top



عوامل اتصال^{۱۸} به ساختارهایی گفته می‌شود که دارای دو مکان گروههای فعال باشند، یکی برای اتصال به سطح نانوبلور لومینسانس و دیگری برای اتصال به ملکول دارای میل ترکیبی^{۱۹} (ساختاری که تمایل به جذب پارامتر مورد اندازه‌گیری در سیستم بیولوژیکی را دارد مانند Avidin).

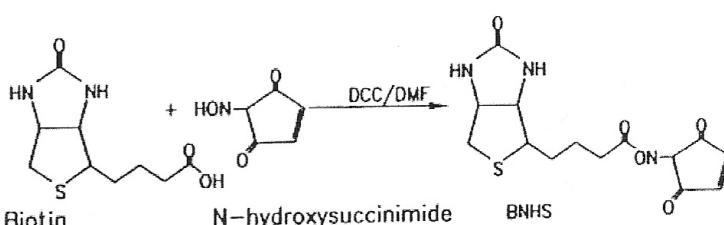
ساختار مواد عوامل اتصال وابسته به سیستم مورد اندازه‌گیری و نانوبلور مورد استفاده متفاوت می‌باشد. در جدول ۲ زیر به برخی از این موارد اشاره شده است.

عوامل اتصال

جدول ۲- مواد عوامل اتصال [۱۴]

Structure	Linking Agent	Name
		N-(3-aminopropyl)3-mercaptopropylbenzamide
		3-aminopropyltrimethoxysilane
		3-mercaptopropyltrimethoxysilane
		3-maleimidopropyltrimethoxysilane
		3-hydrazidopropyltrimethoxysilane

بیوتین یک ملکول دارای میل ترکیبی می‌باشد و توسط کمپلکس با ساختارهای شیمیایی که دارای عوامل مناسب هستند به شکل زیر با سطح نانوبلور اتصال برقرار می‌کند و در نهایت آماده اتصال به پارامتر مورد اندازه‌گیری می‌شود که در نهایت یک کمپلکس مناسب اندازه‌گیری را تشکیل می‌دهد.

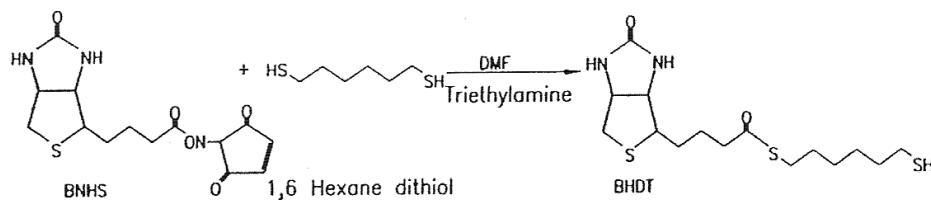


شکل ۵- اتصال بین گروه کربوکسیلیک بیوتین و N-hydroxysuccinimide که در نهایت منجر به ایجاد BNHS می‌گردد [۱۵].

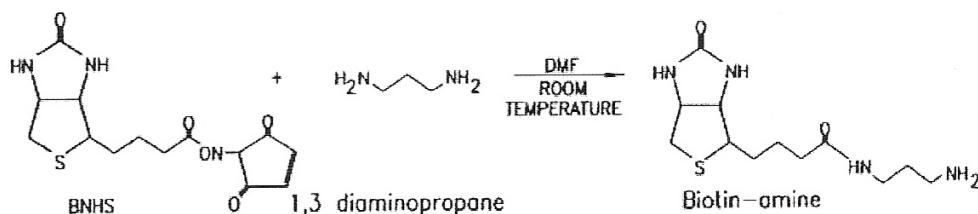
18 Linking Agent

19 Affinity Molecule





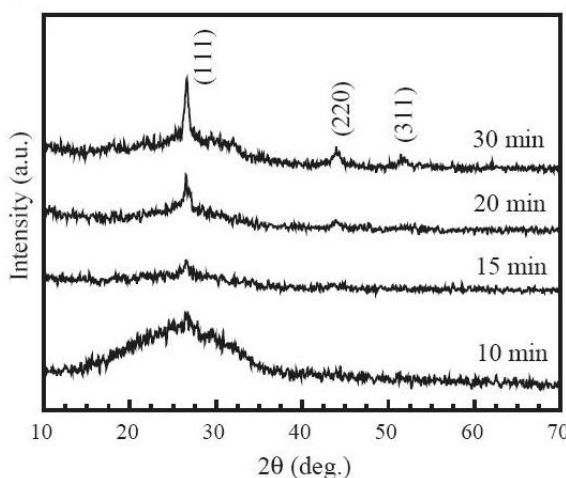
شکل ۶ - برقراری اتصال بین دی‌آل و BNHS [۱۵]



شکل ۷ - برقراری اتصال بین دی‌آمین و BNHS [۱۵]

تحقیقات انجام گرفته

Hao Wang و همکارانش، روشی سریع برای تشکیل لایه نازک ZnS و CdS در حمام شیمیایی به کمک ماکروویو پیشنهاد دادند. در این روش ابتدا زیرپایه شیشه‌ای با اتانول چربی‌زدایی شده و سپس در حمام التراسونیک تمیز می‌شود و بعد از آن در آب مقطر شسته می‌شود در مرحله بعد با HCl اج می‌گردد و بدنبال آن با آب مقطر شسته می‌شود. به منظور تشکیل لایه نازک CdS از ۰/۱۵ M CdCl₂.2.5H₂O مول ۰/۴۵ M Thiourea استفاده می‌شود. این مواد به ترتیب در بشر آزمایشگاهی قرار داده می‌شوند سپس آنقدر آب مقطر به آن اضافه می‌کنیم تا حجم به ۲۰۰ میلی‌لیتر برسد. به منظور رسیدن به pH=12 آمونیاک به محلول اضافه می‌شود. همین روش برای تهیه محلول حاوی ZnS با مواد اولیه متفاوت بکار می‌رود. زیرپایه شیشه‌ای داخل پیش محلول CdS برای تشکیل لایه نازک به مدت ۸ تا ۲۲ دقیقه به صورت عمودی در محیط ماکروویو نگه داشته می‌شود. در نهایت فیلم تشکیل شده بر روی زیرپایه با اتانول-آب شسته شده و در خلاء خشک می‌شود. لازم به ذکر است که تمامی مراحل آزمایش در دمای محیط صورت می‌گیرد. پس از تشکیل فیلم نازک، نمونه‌ها برای ارزیابی از لحاظ مورفولوژی، ضخامت و ساختاری تحت آزمایشاتی قرار گرفتند. نتایج XRD تشکیل موفقیت آمیز CdS را با پیک‌های جذب در صفحات (۱۱۱)، (۲۲۰) و (۳۱۱) می‌باشد (شکل ۸).



شکل ۸ - نمودار XRD فیلم نازک CdS سنتز شده در مدت زمان‌های ۱۰، ۱۵، ۲۰ و ۳۰ دقیقه [۱۶]

نتیجه‌گیری

۱. مواد لومینسنس به دلیل برخورداری از خواص نوری ویژه، بهترین گزینه برای ساخت بیوحسگرها هستند.
۲. در بین موادی که دارای خاصیت لومینسنس هستند، نیمه‌هادی‌ها به علت طیف گسترده‌تر جذب و تابش و همچنین پایداری بیشتر آنها در محیط‌های ارگانیک به عنوان ماده مناسب برای ساخت بیوحسگرها به کار می‌روند.
۳. این نیمه‌هادی‌ها گاه به صورت تنها و گاه به صورت دوب شده با یکدیگر مورد استفاده قرار می‌گیرند. علت این کار حصول طیف‌های جذبی و تابشی متفاوت و اندازه‌گیری‌های دقیق‌تر در مقیاس‌های بسیار کم و همچنین اندازه‌گیری چندگانه است.
۴. در میان مواد نیمه‌هادی مورد استفاده در ساخت بیوحسگرها، CdS یکی از پرکاربردترین این مواد است که گاه به صورت تنها و گاه به صورت دوب شده با دیگر نیمه‌هادی‌ها مانند PbS، ZnS، Y₂O₃، ZnO، TiO₂، CdSe وغیره مورد استفاده قرار می‌گیرد.

مراجع

1. Micheal Z. HU and Xiangdong Feng," Ceramic Nanoparticle Synthesis" Encyclopedia of Nanoscience and Nanotechnology Volume 1: pages(687-726)2004.
2. F. S. Ligler, C. A. Rowe Taitt," Optical Biosensors" , Elsevier Science ,2002
3. C. Feldmann, T. Justel, C. R. Ronda, P. J. Schmidet,"Advanced material", 2003, 7
4. Alivisatos, E .Nature, Aug.15,1996,382:609-611
5. Joes Miguel Alves Correia Pires, " Thin films for gas sensor", Departamento de Fisica universidade do Minho, 2003,5-7
6. Murphy, C. J. Lisensky, G. C. Leuug, L. K. Kowach," J. Am. Chem. Soc",1990,112,8344
7. W. Vastarella, R. Nicastri, "Enzyme/semiconductor nanoclusters combined systems for novel amperometric biosensors", Dipartimento di Chimica, Universit`a di Bari, Via Orabona 4, 70126 Bari, Italy
8. Mahtab, R. Rogers, J. P. Murphy, C. J., "J.Am.Chem.Soc" 1995, 117, 9099.
9. M. L. Curri, A. Agostiano, G. Leo," Development of a novel enzyme/semiconductor nanoparticles system for biosensor application", Dipartimento di Chimica-Universita` di Bari-Via Orabona 4, 70126 Bari, Italy,2002
10. Yinxi Huang, Wenjun Zhang, Han Xiao, Genxi Li," An electrochemical investigation of glucose oxidase at a CdS nanoparticles modified electrode", Nanjing University, Nanjing 210093, PR China,2005
11. Fojtik, A., Weller, H. ,Koch, U. Henglein, A., Ber. Bunsenges," Phys, Chem.", 1984, 88, 969-977.
12. Tawatchai Charinpantkul, Amornsak Chanagul, Joydeep Dutta, Uracha Rungsarthong, Wiwut Tanthanaphanichakoon," effects of consurfactant on ZnS nanoparticle synthesis in microemulsion", science and technology of advanced materials, 2005.
13. Samia,et al, " J. Am, Chem.Soc", 2004, 125,15736-15737
14. S. G. Pen, L. He, M, J, Natan, " Nanoparticles for Bioanalysis", Current Opinion in Chemical Biology, 7,2003, 609-615
15. Bawendi et al," Biological applications of quantum dots" , US Patent,6,306,610, B1 2001
16. Ran Zhai, ShuBo Wang, HaiYan Xu, Hao WangT, Hui Yan," Rapid formation of CdS, ZnS thin films by microwave-assisted chemical bath deposition",2005

