

طراحی آشکارساز نوری چاه کوانتومی مادون قرمز جهت تشخیص طیف پراکندگی رامان ارتقاء یافته سطحی آنزیم تروپونین I

حمزه نورالهی^۱
سیامک محمودی^۲
محمد آقابوری زاده^۳

^۱ دانشجوی کارشناس ارشد فیزیک و فوتونیک، گروه فیزیک و فوتونیک، دانشگاه تحصیلات تکمیلی صنعتی کرمان
^۲ دانشجوی کارشناس ارشد فیزیک و فوتونیک، گروه فیزیک و فوتونیک، دانشگاه تحصیلات تکمیلی صنعتی کرمان
^۳ استاد فیزیک و فوتونیک، گروه فیزیک و فوتونیک، پژوهشکده فوتونیک، مرکز بین المللی علوم و تکنولوژی پیشرفته و علوم محیطی، دانشگاه تحصیلات تکمیلی صنعتی کرمان

نویسنده* مسئول: محمد آقا بلوری زاده، تلفن ۰۹۱۹۴۴۳۱۲۹۹
پست الکترونیک: mabolori@uk.ac.ir

خلاصه

مقدمه: این تحقیق جهت بررسی آشکارکنندگی طیف پراکندگی رامان ارتقاء یافته سطحی (SERS) آنزیم تروپونین نوع I جهت تشخیص سکنه قلبی یا انفارکتوس میوکارد صورت گرفته است.

روش بررسی: در این مقاله با داشتن طیف پراکندگی رامان ارتقاء یافته سطحی تروپونین I، آشکارسازی برای تشخیص این آنزیم طراحی شده است. برای این منظور آشکارساز نوری چاه کوانتومی $Al_xGa_{1-x}As/GaAs$ مورد استفاده قرار گرفته است. با بهینه کردن درصد مولار آلومینیوم (x) در ماده سدی $Al_xGa_{1-x}As$ و تعیین دقیق پهنای چاه GaAs آشکارسازی برای آشکارکنندگی مناسب در محدوده‌ای که بیشینه طیف SERS تروپونین قرار می‌گیرد، شبیه‌سازی شده است.

یافته‌ها: در این تحقیق با شبیه‌سازی سیستم آشکارساز نوری چاه کوانتومی و بهینه کردن پارامترهای اساسی آن جذب اپتیکی و آشکارکنندگی مناسب برای طیف SERS تروپونین I به دست آمده است.

نتیجه‌گیری: آشکارساز نوری چاه کوانتومی مادون قرمز با استفاده از تبدیل سیگنال اپتیکی به سیگنال الکترونی، ابزاری مناسب برای تشخیص بیماری‌ها است. طراحی مناسب و بهینه آشکارساز، طیف جذب اپتیکی و آشکارکنندگی قوی‌تری را نتیجه می‌دهد که در نتیجه آن سرعت و دقت فرآیند آشکارکنندگی را بهبود می‌بخشد.

واژه‌های کلیدی: آشکارکنندگی، آنزیم تروپونین I، جذب اپتیکی، چاه کوانتومی، طیف پراکندگی رامان ارتقاء یافته سطحی (SERS)

مقدمه

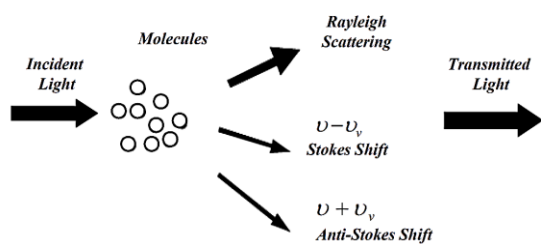
سکنه قلبی یا انفارکتوس میوکارد نوعی عارضه فراگیر است که یکی از علل مهم مرگ و میر در جهان به‌شمار می‌رود. انفارکتوس میوکارد، انهدام قسمتی از عضله قلب (میوکارد) است که به علت قطع شدن جریان خون در آن قسمت از قلب روی می‌دهد. عروق کرونری که از سرخرگ آئورت منشعب می‌شوند خون غنی شده از اکسیژن را به بافت قلب می‌رسانند. در اثر تجمع کلسترول در عروق کرونری، انسداد عروق ایجاد می‌شود که به لخته شدن خون منجر می‌گردد، در نتیجه خون به بافت قلب نمی‌رسد و سکنه قلبی رخ می‌دهد. سالیانه حدود هشت میلیون بیمار با درد قفسه سینه در بخش فوریت‌ها تحت درمان قرار می‌گیرند. برای حدود ۳۰ درصد این بیماران عارضه کرونری حاد تشخیص داده می‌شود. ارزیابی بیماران با درد قفسه سینه شامل بررسی ۱- تاریخچه خانوادگی بیمار، ۲- معاینات بالینی و ۳- الکتروکاردیوگرام است.

امروزه علاوه بر این موارد، ابداع و استفاده از روش‌های نوین پیش‌آگاهی‌دهنده در این بیماری مورد توجه متخصصان قرار گرفته است. تست‌های تشخیص آزمایشگاهی بر روی خون در تشخیص سریع و به موقع بیماری و بررسی درمان و یا تعیین خطر حمله قلبی مجدد در آینده از اهمیت خاصی برخوردار هستند. آنزیم قلبی تروپونین I (cTnI) یکی از مهم‌ترین شاخص‌ها است که در اثر آسیب عضله قلب در خون آزاد می‌شود. تروپونین‌ها شامل سه نوع cTnI, cTnT, cTnI از ترکیب‌های پروتئینی واحد انقباضی ماهیچه‌های مختلط هستند که طبق شکل ۱ مداخله میوزین با آکتین را با واسطه کلسیم در عضله تنظیم می‌کنند [۱]. cTnI در هر دوی بافت قلبی و اسکلتی ساختار یکسانی دارد، اما تروپونین‌های قلبی cTnI و cTnT نسبت به تروپونین‌های اسکلتی محصول ژن‌های متفاوتی هستند.

بالا در دستیابی به تشخیص و درمان زودرس سکنه میوکارد جایگزین تست‌های تشخیص آزمایشگاهی شود، بیش از پیش روشن می‌شود. در این مقاله برای تشخیص تروپونین، طیف SERS مربوط به این آنزیم به آشکارساز نوری چاه کوانتومی که به این منظور طراحی شده‌است وارد شده و کمیت آشکارکنندگی مورد بررسی قرار گرفته است.

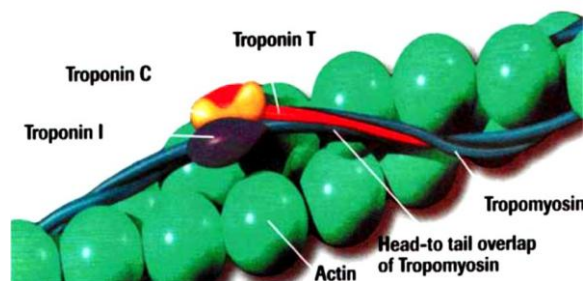
پراکندگی رامان

اثر رامان در سال ۱۹۲۸ میلادی [۴] کشف شد. برای مشاهده این اثر یک باریکه نور به یک نمونه از ماده‌ای که می‌تواند جامد، مایع و یا گاز باشد تابیده می‌شود و نور پراکنده شده همان‌طور که در شکل ۳ نشان داده شده است، با سه دسته فرکانس ظاهر می‌شود یعنی؛ دو فرکانس غیر از فرکانس نور تابیده شده دارد. به آن دسته از فرکانس‌های جدیدی که به مقادیر کمتر از فرکانس سطحی تابیده شده جابه‌جا شده‌اند، فرکانس‌های استوکس و به آن‌هایی که به فرکانس‌های بالاتر تغییر یافته‌اند، پاداستوکس می‌گویند و آن دسته از نور پراکنده شده که همان فرکانس نور اولیه را دارد، مربوط به پراکندگی ریلی است. در مشاهده‌های آزمایشگاهی دیده شده است که شدت خطوط استوکس از خطوط پاداستوکس بیشتر است که دلیل آن در ادامه بحث بیان شده است [۵].



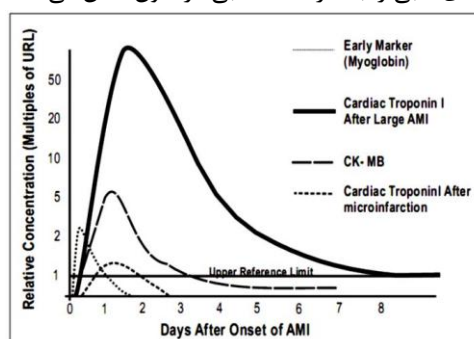
شکل ۳: پراکندگی خودبه‌خودی رامان

در شکل ۴ نمودارهای تراز تولید فرکانس‌های استوکس و پاداستوکس نشان داده شده‌اند. پراکندگی استوکس رامان در واقع ناشی از گذار از حالت پایه g به تراز مجازی در نزدیکی تراز برانگیخته n' و آنگاه گذار از این تراز مجازی به تراز نهایی n است که فرکانس نور تابیده شده به میزان $\omega_{ng} = (E_n - E_g) / \hbar$ از فرکانس نور تابیده کمتر است. ولی پراکندگی پاداستوکس رامان همان‌طور که ملاحظه می‌شود در اثر گذار از تراز n به تراز مجازی n' و گذار به حالت پایه g حاصل می‌شود که افزایش فرکانسی را در پی خواهد داشت. شدیدتر بودن خط طیفی استوکس نسبت به خط طیفی پاداستوکس نیز از بزرگ‌تر بودن احتمال حضور الکترون‌ها در تراز g ناشی می‌شود



شکل ۱: اتصال تروپونین به میوزین [Error! Bookmark not defined].

مطالعات بالینی نشان داده‌اند که در اثر آسیب عضله قلب، اجزای درون سلولی از جمله آنزیم قلبی کراتین کیناز (CK)، میوگلوبین (MB) و ایزوآنزیم آن (CK-MB)، cTnI، و cTnT در خون آزاد می‌شوند [۲]. CK و CK-MB در هر دوی عضله قلبی و اسکلتی یافت می‌شوند، در نتیجه در صورت صدمه به عضله اسکلتی افزایش آن‌ها روی خواهد داد که می‌تواند تشخیص سکنه قلبی را با مشکل روبه‌رو کند. برخلاف CK و CK-MB در صورت بروز حمله قلبی از ماهیچه‌های قلب cTnI آزاد می‌شود و میزان آن در خون بالا می‌رود. غلظت تروپونین در حدود ۴-۶ ساعت اول حمله قلبی افزایش می‌یابد و بعد از ۲۴-۱۰ ساعت به حداکثر میزان خود ۳-۱۰ ng/ml می‌رسد و تا ۷-۱۰ روز پس از سکنه قلبی در خون قابل تشخیص است. شکل ۲ وجود نشانگرهای قلبی را بعد از سکنه قلبی در خون نشان می‌دهد [۳].



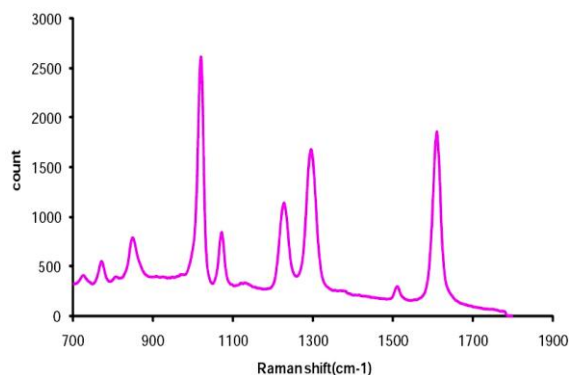
شکل ۲: غلظت نشانگرهای قلبی در خون برحسب زمان، بعد از حمله قلبی [Error! Bookmark not defined].

بنابراین انجمن ملی بیوشیمی بالینی آنزیم تروپونین I را به‌عنوان شاخصی ایدئال برای تشخیص سکنه میوکارد معرفی می‌کند [Error! Bookmark not defined]. آشکارسازی تروپونین با روش بیوشیمیایی الیزا (ELISA) امکان‌پذیر است، اما باتوجه به وقت‌گیر بودن این روش، اهمیت دستیابی به آشکارساز یا حسگری فوق حساس که بتواند با سرعت و حساسیت

کرد. روش فلیشمن به این صورت بود که الکترون را زیر کند تا مساحت سطحش را افزایش دهد و به دنبال آن بتواند تعداد مولکول‌های جذبی بیشتری را مورد مطالعه قرار دهد. وی این افزایش شدت را به افزایش تعداد مولکول‌های جذبی بر روی سطح نسبت داده بود. جین‌مایر و ون‌دوین [۹] و آلبرخت و کریتن [۱۰] به‌طور مستقل تشخیص دادند که شدت‌های بالای مشاهده‌شده نمی‌تواند در ارتباط با افزایش تعداد مولکول‌های پراکننده بر روی سطح الکترون باشد و پیشنهاد دادند که این افزایش شدت پراکنندگی به دلیل جذب مولکول‌ها بر روی سطح ایجاد شده است. جین‌مایر و ون‌دوین به‌طور تجربی یک مکانیسم افزایش میدان الکتریکی را پیشنهاد دادند در حالی که آلبرت و کریتن ابراز کردند که پراکنندگی رامان تشدید می‌شود از برهمکنش الکترونی مولکول با سطح فلزی ناشی می‌شود. همان‌طور که بعداً مشخص شد، این دو روش در مفهوم، یکسان بودند و تنها جزئیات متفاوتی را با هم داشتند. به‌طور کلی می‌توان گفت که SERS یک تکنیک برای افزایش پراکنندگی رامان توسط مولکول‌های جذب‌شده در سطوح فلزی می‌باشد [۱۱]. فاکتور افزایش میدان که از رابطه:

$$R = \frac{|E_{loc}|^4}{|E_{in}|^4} \quad (1)$$

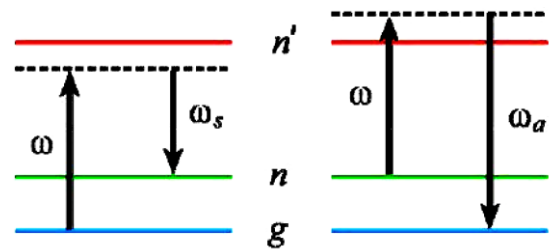
پیروی می‌کند عموماً از مرتبه 10^1 تا 10^{11} می‌باشد. در این رابطه $|E_{loc}|^4$ میدان جایگزیده روی سطح فلزی و $|E_{in}|^4$ میدان فرودی است [۱۲]. در شکل ۵ نمای از طیف SERS مربوط به آنزیم تروپونین مشاهده می‌شود [۱۳].



شکل ۵: شدت طیف پراکنندگی رامان ارتقاء یافته سطحی آنزیم تروپونین I بر حسب جابه‌جایی رامان

در این مقاله هدف، آشکارسازی طول موج مربوط به این آنزیم است. به این منظور باید آشکارسازی طراحی شود که کارکرد قابل قبولی در این محدوده داشته باشد.

زیرا با استفاده از تابع توزیع بولتزمن در تعادل ترمودینامیکی خواهیم دید که احتمال حضور الکترون‌ها در تراز g به‌میزان $\exp(-\hbar\omega_{ng}/k_B T)$ برابر بیشتر از تراز n است.



شکل ۴: نمودار تراز انرژی: پراکنندگی استوکس (چپ)، پراکنندگی پاد استوکس (راست)

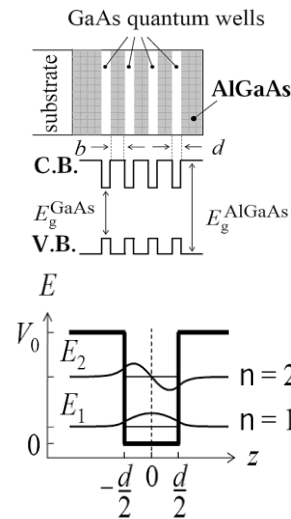
پراکنندگی خودبه‌خودی رامان بسیار ضعیف است. به‌طوری‌که حتی در یک ماده چگال، سطح مقطع پراکنندگی رامان استوکس تنها در حدود 10^{-6} cm^{-1} است. این به آن معناست که اگر نوری از یک سانتی‌متر چنین ماده‌ای عبور کند، تنها یک میلیونیم آن به فرکانس استوکس پراکنده خواهد شد. در صورتی که شدت نور تابشی به اندازه کافی بزرگ باشد، شدت نور پراکنده بسیار بیشتر خواهد بود و علت آن پدیده‌ای به نام پراکنندگی برانگیخته رامان است. این نوع پراکنندگی بسیار مؤثرتر است یعنی؛ طی وقوع چنین پدیده‌ای حدود ۱۰ درصد از نور تابشی به فرکانس استوکس پراکنده خواهد شد. تفاوت دیگری که بین پراکنندگی خودبه‌خودی و القا (برانگیخته) وجود دارد، این است که توزیع فضایی پراکنندگی خودبه‌خودی تقریباً یکنواخت است ولی در مورد پراکنندگی برانگیخته توزیع فضایی گسیل نور به مخروط باریکی در راستای تابش در جلو و عقب ماده پراکننده محدود می‌شود. این پدیده (اثر رامان برانگیخته) در سال ۱۹۶۲ توسط رید و ودبری [۶] کشف شد و یک‌سال بعد اکاردت و همکاران [۷] نیز به‌طور کامل آن را شرح دادند. طیف حاصل از پراکنندگی رامان شدت بسیار پایینی دارد و آشکارسازی آن بسیار مشکل خواهد بود. از همین‌رو به معرفی مفهوم دیگری به نام پراکنندگی رامان ارتقاء یافته سطحی می‌پردازیم.

پراکنندگی رامان ارتقاء یافته سطحی

اثر پراکنندگی رامان ارتقاء یافته سطحی، SERS در سال ۱۹۷۴ توسط فلیشمن و همکاران [۸] کشف شد. وی حین آزمایش‌های خود شدت بالایی از پراکنندگی رامان توسط مولکول‌های پراچین که بر روی سطح ناهموار الکترون نقره جذب شده بودند را مشاهده

روش بررسی

آشکارسازهای مادون قرمز میانی که امروزه به‌طور عمده مورد استفاده قرار می‌گیرند، بر پایهٔ HgCdTe می‌باشند که ساخت آرایه‌های صفحهٔ کانونی از آن‌ها در اندازه‌های بزرگ، دشوار و هزینهٔ تمام‌شدهٔ آن بالا است [۱۴]. درحالی‌که آشکارسازهای چاه کوانتومی این محدودیت‌ها را ندارند. یک چاه کوانتومی، تغییرات پتانسیل مشاهده‌شده به‌وسیلهٔ حامل‌های بار در یک قطعهٔ کوانتومی است که در آن حامل‌های بار، یک پتانسیل محدودکنندهٔ حرکت در یکی از ابعاد فضا را احساس می‌کنند. یک سیستم چند چاه کوانتومی یا فراشبکه مطابق شکل ۶ از نشانه‌شدن چاه‌های کوانتومی روی هم تشکیل می‌شود و در آن اثرهای کوانتومی که در یک تک‌چاه مشاهده می‌شود، به‌وجود می‌آید. تفاوت فراشبکه و سیستم چندچاه کوانتومی در ضخامت سد، b ، فاصلهٔ بین چاه‌های کوانتومی است. چندچاه کوانتومی‌ها سد ضخیم‌تری دارند به‌طوری‌که چاه‌های کوانتومی، مجزا از هم عمل می‌کنند درحالی‌که فراشبکه‌ها سد نازک‌تری دارند و چاه‌های کوانتومی به‌وسیلهٔ تونل‌زنی از سدها با هم در ارتباط هستند. الکترون درون چاه کوانتومی در صفحهٔ عمود بر جهت رشد آزادانه حرکت می‌کنند و در جهت رشد لایه‌ها ترازهای گسستهٔ انرژی را اشغال می‌کنند.



شکل ۶: شکل بالا: فراشبکه AlGaAs/GaAs و نمودار باندی آن، C.B. باند هدایت و V.B. باند ظرفیت سیستم و E_g انرژی گاف نواری است. شکل پایین: ترازهای انرژی و توابع موج دو حالت اول نوار هدایت تک‌چاه کوانتومی را نشان می‌دهد.

در این مقاله برای آشکارسازی آنزیم تروپونین I که بیشینهٔ پراکندگی رامان ارتقاء یافتهٔ سطحی آن در پنجرهٔ طیفی مادون قرمز امواج الکترومغناطیسی قرار دارد، از چاه کوانتومی $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{As}$

$x\text{As/GaAs/Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{As}$ استفاده کرده‌ایم که هم مواد سدی مناسب برای جذب فوتون‌های مادون قرمز را فراهم می‌کند و هم در تولید فوتوالکترون‌ها سرعت بالایی دارد که علت آن بالا بودن تحرک‌پذیری الکترون‌های هدایت مادهٔ چاه، GaAs است و این امر خود از پایین بودن جرم مؤثر الکترون‌های هدایت آن نسبت به بسیاری از مواد نیمه‌رسانای دیگر ناشی می‌شود. درصد مولار آلومینیم (x) به‌همراه ضخامت لایهٔ سد و چاه در تعیین مکان طیفی و تعداد ترازهای انرژی درون چاه کوانتومی نقش تعیین‌کننده‌ای دارد به‌طوری‌که با تغییر این پارامترها می‌توان آشکارساز مناسب برای آشکارسازی مولکول‌های مختلف را طراحی کرد [۱۵].

برای به‌دست آوردن ترازهای انرژی الکترونی و توابع موج درون چاه کوانتومی، معادلهٔ شرودینگر را حل می‌کنیم. روش‌های مختلفی برای حل معادلهٔ شرودینگر وجود دارد مانند روش بسط، روش ماتریس انتقال و روش تفاضل محدود که ما در این مقاله از روش سوم استفاده می‌کنیم. معادلهٔ شرودینگر عبارت است از:

$$-\frac{\hbar^2}{2} \frac{d}{dz} \left(\frac{1}{m(z)} \frac{d\psi(z)}{dz} \right) + V(z)\psi(z) = E\psi(z) \quad (2)$$

که در روش تفاضل محدود معادلهٔ (۲) باید در محدوده‌های فضایی یکسان $\Delta z = z_{i+1} - z_i$ گسسته‌سازی شود و سپس اثر عملگرهای دیفرانسیلی روی تابع موج می‌تواند تنها برحسب مقادیر تابع بسط داده شود. در روش تفاضل محدود، تعریف مشتق دوم به‌صورت: (۳)

$$\frac{d}{dz} \left(A(z) \frac{d\psi}{dz} \right)_{z=z_i} \cong \frac{A_{i+1} + A_i}{2(\Delta z)^2} \psi_{i+1} - \frac{A_{i+1} + 2A_i + A_{i-1}}{2(\Delta z)^2} \psi_i + \frac{A_i + A_{i-1}}{2(\Delta z)^2} \psi_{i-1}$$

است که در آن $A_i = 1/m(z_i)$ و $\psi_i = \psi(z_i)$ هستند. با استفاده از رابطهٔ (۳) معادلهٔ شرودینگر به شکل: (۴)

$$g_i^- \psi_{i-1} + (g_i^0 + U_i) \psi_i + g_i^+ \psi_{i+1} = \varepsilon \psi_i \quad i = 1, 2, 3, \dots, N$$

نوشته می‌شود که در آن:

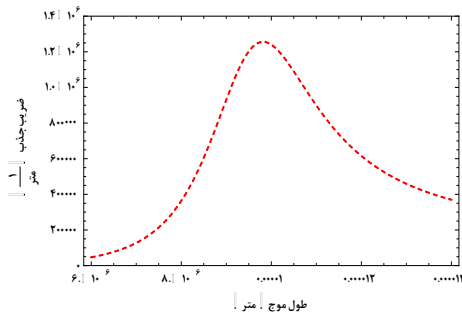
$g_i^0 = A_{i+1} + 2A_i + A_{i-1}/2(\Delta z)^2$ ، $g_i^- = -(A_i + A_{i-1})/2(\Delta z)^2$ ، $g_i^+ = -(A_{i+1} + A_i)/2(\Delta z)^2$ و $U_i = \hbar^2 V(z_i)$ هستند. عبارت (۴) نشان می‌دهد که مسئله به یک رابطهٔ ویژهٔ مقدراری تبدیل شده است که ماتریس آن سه قطری به ابعاد $N \times N$ می‌باشد و N تعداد بازه‌هایی است که در نظر می‌گیریم.

الکترون، $h\nu$ انرژی نور تابشی، φ شار تابشی و $\eta(\lambda)$ بهره کوانتومی است.

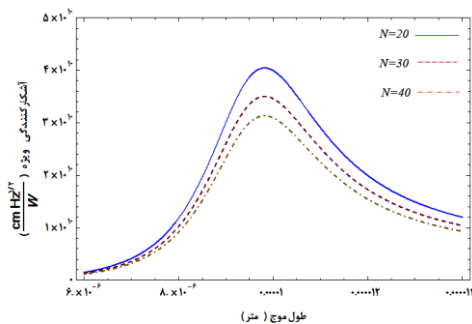
یافته ها

طیف پراکندگی رامان ارتقاء یافته سطحی آنزیم تروپونین I دارای چندین بیشینه متفاوت می باشد که بیشترین شدت طیف در 1025 cm^{-1} و یا $9.8 \mu\text{m}$ قرار دارد [۱۳]. این طول موج در پنجره طیفی مادون قرمز میانی قرار می گیرد.

برای آشکارسازی این بیشینه طیفی به وسیله چاه های کوانتومی $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{As}/\text{GaAs}$ امکان تولید فوتوالکترون از تابش با طول موج $9.8 \mu\text{m}$ وجود دارد. با انتخاب درصد مولار آلومینیوم $x=0.45$ ، پهنای چاه $L_w=65 \text{ \AA}$ و ضخامت سد $L_b=400 \text{ \AA}$ ترازهای انرژی باند هدایت به ترتیب در 32.29 meV ، 28.17 meV و 254.64 meV قرار می گیرند. قواعد گزینش امکان گذار بین تراز انرژی اولین حالت و دومین حالت برانگیخته را می دهند که فوتون جذب شده بین این دو تراز دارای طول موجی برابر با بیشینه طیف پراکندگی رامان ارتقاء یافته سطحی آنزیم تروپونین I است. نتیجه شبیه سازی ضریب جذب ساختار آشکارساز با ۳۰ تناوب از چاه کوانتومی $\text{Al}_{0.45}\text{Ga}_{0.55}\text{As} / \text{GaAs}$ در شکل ۷ نشان داده شده است. در این شکل مشاهده می شود که بیشینه جذب در طول موج بیشینه این طیف رخ می دهد.



شکل ۷: ضریب جذب آشکارساز چاه کوانتومی بر حسب طول موج طیف پراکندگی رامان ارتقاء یافته سطحی آنزیم تروپونین I



شکل ۸: آشکارکنندگی ویژه آشکارساز چاه کوانتومی بر حسب طول موج طیف پراکندگی رامان ارتقاء یافته سطحی آنزیم تروپونین I

جذب درون زیر بانندی در باند هدایت

یکی از کمیت های بسیار مهم در آشکارسازهای چاه کوانتومی، قابلیت جذب نور فرودی در یک طول موج معین است. فرآیند جذب نور در یک چاه کوانتومی بر حسب طول موج تابشی به ساختار چاه بستگی دارد. جذب در یک چاه کوانتومی وقتی اتفاق می افتد که فوتون فرودی باعث گذار یک الکترون از یک حالت $|i\rangle$ با انرژی E_i به حالت بالاتر $|f\rangle$ با انرژی E_f شود. با مشخص شدن توابع موج و ویژه مقادیر انرژی الکترون ها درون چاه می توان ضریب جذب ساختار را با استفاده از قاعده طلایی فرمی [۱۶]:

$$\alpha(\omega) = \frac{4\pi^2 e^2}{n m^2 c \omega} \int \frac{2d^3k}{(2\pi)^3} |\langle \psi_f | \hat{e} \cdot \vec{P} | \psi_i \rangle|^2 [f(E_i) - f(E_f)] \delta(E_f - E_i - \hbar\omega) \quad (5)$$

محاسبه کنیم. که در آن m_0 جرم آزاد الکترون، n_0 ضریب شکست در طول موج نور فرودی، ψ_i تابع موج کل حالت زیر باند نام، ψ_f تابع موج کل حالت زیر باند نام و $f(E)$ تابع توزیع فرمی-دیراک است. بردار \hat{e} قطبش نور فرودی، \vec{P} عملگر تکانه خطی نور تابشی را نشان می دهد و $\langle \psi_f | \hat{e} \cdot \vec{P} | \psi_i \rangle$ عناصر ماتریس انتقال هستند.

عنصر ماتریسی انتقال بین زیر نواری فقط موقعی غیر صفر خواهد بود که توابع موج دارای پاریته متضاد باشند و مؤلفه عرضی E_y موج الکترومغناطیسی غیر صفر باشد. از آن جاکه شدت انتقالات نوری از طریق مربع عنصر ماتریسی تعریف می شود، لذا شدت گذارهای بین نواری، متناسب با $\cos^2(\varphi)$ خواهد بود که φ زاویه بین صفحه چاه کوانتومی و بردار الکتریکی می باشد. وابستگی پارامتر جذب به جهت قطبش میدان الکتریکی یکی از عامل های بسیار مهم در طراحی آشکارسازهای چاه کوانتومی است که باید در نظر گرفته شود.

آشکارکنندگی ویژه نسبت جریان پالسی خروجی به جریان نوفه است که به مساحت سطح آشکارساز و بازه فرکانسی آن بهنجار شده است [۱۷] و به صورت:

$$D_\lambda^* = \frac{R\sqrt{A\Delta f}}{i_n} \quad (6)$$

تعریف می شود که در آن D_λ^* آشکارکنندگی ویژه برای تابش با طول موج λ می باشد. R پاسخ دهی، A مساحت سطح آشکارساز، i_n جریان نوفه و Δf بازه فرکانسی است که در آن بازه می خواهیم آشکارسازی انجام دهیم. پاسخ دهی در یک آشکارساز، نسبت جریان خروجی $(\varphi \cdot q \cdot \eta(\lambda))$ به توان تابشی $(\varphi \cdot h\nu)$ می باشد و عبارت است از: $R(\lambda) = q \cdot \eta(\lambda) / h\nu$ ، که q بار

جمله آنزیم تروپونین I را ممکن می‌سازد. نتیجه کار تجربی هومن محسنی و همکاران [۱۸] در آزمایشگاه BISOL دانشگاه ایلی نوی با استفاده از سی تناوب چاه کوانتومی $\text{In}_{0.53}\text{Ga}_{0.47}\text{As/InP}$ و لایه فلزی حفره‌دار از جنس طلا بر روی آن آشکارکنندگی به میزان $(\text{cmHz}^{1/2}/\text{W}) \times 10^{-1}$ در طول موج بیشینه $\lambda \approx 8\mu\text{m}$ را نشان می‌دهد. لذا نتایج تجربی گزارش شده نیز ساخت یک سیستم آشکارساز چاه کوانتومی در طول موج‌های مادون قرمز میانی برای آشکارسازی آنزیم تروپونین I را امکان‌پذیر می‌داند.

ساخت آرایه‌های صفحه کانونی از آشکارسازهای چاه کوانتومی در محدوده طیفی مادون قرمز نیازمند حساسیت بالا و پاسخ‌دهی مناسب آن است که این امر به عمق نفوذ نور به داخل لایه‌های زیرین چاه‌های کوانتومی وابسته است. لذا افزایش برهمکنش نور با لایه‌های چاه کوانتومی راهکاری است که جهت داشتن سیستم آشکارساز با حساسیت و دقت بالاتر پیشنهاد می‌گردد.

تشکر و قدردانی

این کار با پشتیبانی یک پژوهانه (گرننت) از دانشگاه تحصیلات تکمیلی صنعتی کرمان انجام شده است.

آشکارکنندگی ویژه D_{λ}^* کمیتی است که کیفیت آشکارساز را در تبدیل سیگنال نوری به سیگنال الکتریکی نشان می‌دهد. در منحنی شکل ۸ آشکارکنندگی ویژه آشکارساز در طول موج بیشینه جذب تا $(\text{cmHz}^{1/2}/\text{W}) \times 10^{-1}$ را نشان می‌دهد. در این منحنی مشاهده می‌شود که با افزایش تعداد چاه‌های کوانتومی بیشینه کاهش می‌یابد. این کاهش ناشی از کاهش عمق نفوذ میدان تابشی پراکندگی رامان آنزیم تروپونین به داخل لایه‌های زیرین چاه کوانتومی می‌باشد.

بحث و نتیجه‌گیری

استفاده از ساختارهای چاه کوانتومی برای کاربرد در تصویربرداری زیستی در حال گسترش است و به‌طور عمده آشکارسازی طول موج‌های مادون قرمز میانی بسیار مورد توجه قرار دارد. کمیت آشکارکنندگی ویژه برای مقایسه آشکارسازهای مختلف با نوع ماده یکسان استفاده می‌شود که در آن هرچه آشکارکنندگی بیشتر باشد، توان معادل نویز آن کوچک‌تر و در نتیجه حساسیت آشکارساز که در تکنولوژی تصویربرداری با دقت بالا پارامتری اساسی به‌شمار می‌آید، بیشتر است.

این مقاله نتایج شبیه‌سازی آشکارکنندگی $(\text{cmHz}^{1/2}/\text{W}) \times 10^{-1}$ در طول موج بیشینه را نشان می‌دهد که حساسیت بالای آشکارساز جهت ساخت آرایه‌های صفحه کانونی برای کاربرد در تصویربرداری از مولکول‌های زیستی از

References

1. McLaurin MD, Apple FS, Voss EM, Herzog CA, Sharkey SW. Cardiac troponin I, cardiac troponin T, and creatine kinase MB in dialysis patients without ischemic heart disease: evidence of cardiac troponin T expression in skeletal muscle. *Clin. Chem.* 1997; 43: 976-82.
2. Adams JE, Bodor GS, Davila-Roman VG, Delmez JA, Apple FS, Ladenson JH. Cardiac troponin I: a marker with high specificity for cardiac injury. *Circul* 1993; 88: 101-6.
3. Bagh ADR, Cardiac Troponin I (cTnI): New generation cardiac marker of choice, Technical Series by Tulip Group, India. http://www.tulipgroup.com/Common_New/Tech_Pubs_PDF/CKTech.pdf Sighted on March 12, 2012.
4. Raman CV, Krishnan KS, A new type of secondary radiation, *Nature* 1928; 121: 501-2.
5. Boyd RW, *Nonlinear Optics*, 2003; Academic Press, San Diego, CA, 2nd Edition.
6. Reed DJ, Woodbury DM, Effect of urea and acetazolamide on brain volume and cerebrospinal fluid pressure, *J. Phys.* 1962; 164: 265-73.
7. Eckhardt G, Hellwarth RW, McClung FJ, Schwarz SE, Weiner D, Stimulated Raman scattering from organic liquids, *Phys. Rev. Lett.* 1962; 9: 455-7.
8. Fleischmann M, Hendra PJ, McQuillan AJ, Raman spectra of pyridine adsorbed at a silver electrode, *Chem. Phys. Lett.* 1974; 26: 163-6.
9. Jeanmaire DL, Van Duyne RP, Surface Raman spectroelectrochemistry part I. Heterocyclic, aromatic, and Aliphatic Amines adsorbed on the anodized silver electrode, *J. Electroanal. Chem.* 1977; 84: 1-20.

10. Albrecht MG, Creighton JA, Anomalously intense Raman spectra of pyridine at a silver electrode, *J. Amer. Chem. Soc.* 1977; 99: 5215–7.
11. Maier SA, *Plasmonics: Fundamentals and applications*, 2007; Springer, New York.
12. Kerker M, Wang DS, Chew H, Surface enhanced Raman scattering (SERS) by molecules adsorbed at spherical particles: errata. *Appl. Opt.* 1980; 19: 4147–5.
13. Kumarswami N, Multiplexing immunoassay with SERS, A talk presented at NPL, London, UK. [http:// www.npl.co.uk/upload/pdf/sers.pdf](http://www.npl.co.uk/upload/pdf/sers.pdf) Sighted on March 12, 2012.
14. Phillips J, Evaluation of the fundamental properties of quantum dot infrared detector. *J. Appl. Phys.* 2002; 91: 4590-4.
15. Weisbuch C, Vinter B, *Quantum semiconductor structure*, 1991; Academic Press, London.
16. Xie H, Katz J, Wang WI. Growth orientation dependence of normal incidence absorption in ellipsoidal-valley quantum wells, *Appl. Phys. Lett.* 1992; 61: 2694-6.
17. Rhoads WT, *Quantum well infrared photodetectors*, 2007; Springer, Berlin.
18. Wei W, Bonakdar A, Mohseni H, Plasmonic enhanced quantum well infrared photodetector with high detectivity, *Appl. Phys. Lett.* 2010; 96:161107.