

مزیت استفاده از لیزر دیودی به جای لیزر سویچ شدهی Q در تصویربرداری نوری صوتی از بافت‌ها

سیده نسرین حسینی مطلق*، زهرا فرمانی و محبوبه مختاری

گروه فیزیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد شیراز، پردیس، شیراز، فارس، ایران.

* فارس، شیراز، دانشگاه آزاد اسلامی واحد شیراز، پردیس، گروه فیزیک، کدپستی: ۷۱۹۸۷-۷۴۷۳۱

پست الکترونیکی: hosseinimotlagh@hotmail.com

چکیده

تصویربرداری نوری صوتی بافت‌های بیولوژیکی با استفاده از دیودهای لیزری به جای سیستم‌های پالسی سوئیچ شدهی Q مرسوم، جایگزین جذابی برای کاربردهای پزشکی زیستی به شمار می‌آید. اگرچه انرژی نسبتاً پایین دیودهای لیزری که در ناحیه پالسی فعال هستند به تولید امواج نوری صوتی بسیار ضعیف و نسبت سیگنال به نویز پایین سیگنال‌های تشخیص داده شده می‌انجامد. این مسئله در شرایطی مورد توجه قرار می‌گیرد که برانگیختگی نوری، با استفاده از اشکال موج معمول مدولاسیون شده باشد و پردازش همبستگی برای افزایش SNR از طریق فشرده‌سازی سیگنال استفاده می‌شود. این کار تأثیر پارامترهای مدولاسیون موجی شکل بر سیگنال همبستگی حاصل را مورد بررسی قرار داده و روش عملیاتی را برای بهینه‌سازی تشخیص سیگنال PA پیشنهاد می‌دهد. مزیت میانگین‌گیری استفاده از سیگنال همدوس، با استفاده از تجزیه و تحلیل نظری مدل عددی تولید PA اثبات شده است. نشان داده شده است که افزایشی حدود 5 الی 10 دسی‌بل (5-10 dB) مربوط به SNR می‌تواند از طریق مهندسی شکل موج با تنظیم مدل پارامترها و پروفایل و مدولاسیون نوری اشکال موجی قابل دستیابی شود. همچنین لیزرهای دیودی پر شدت ترند و خروجی پر انرژی تری دارند بنابراین داده‌ها را سریع ترکیب می‌کنند و کنترل دقیق‌تری را مقدور می‌سازند و به دلیل نزدیکی به طیف مادون قرمز توسط سلول‌های رنگدانه مثل هموگلوبین جذب می‌شوند و با توجه به وجود جریان خون در سراسر بدن در درمان بیماری‌ها بسیار کاربردی و مفید عمل می‌کنند.

کلیدواژگان: دیود لیزری، سویچینگ، بافت، آکوستیک.

۱. مقدمه

[1,2]. روش مرسوم تصویربرداری PA، از برانگیختگی پالسی نمونه بافت و تشخیص گذار نوری صوتی با استفاده از مبدل فرا صوتی باند وسیع با یک الگوریتم بازسازی تصویر مناسب تشکیل شده است. منافع روش PA نانو ثانیه‌ای (ns) با

روش تصویربرداری منحصر به فرد با حساسیت بالا با کانتراست جذب نوری مورد توجه زیادی قرار گرفته است که می‌توان از آن برای تصویرسازی ساختار آناتومی، ترکیب شیمیایی و فعالیت فیزیولوژیکی بافت‌های هدف استفاده نمود

لیزری بر مبنای $r(t)$ مدولاسیون شده است و به سطح بافت از طریق یک فیبر نوری انتقال می‌یابد ($V(\omega)$). انتخاب محدوده رفت و برگشت یا میدان فرکانس چرپی بستگی به عوامل گوناگون شامل زیر دارد: حساسیت طیف مبدل (کارکرد انتقالی)، ابعاد تخمینی کراموفورهای هدفمند و عمق کراموفورپردازش همبستگی تلاقی، در دامنه‌ی فرکانسی با استفاده از تغییرشکل فوریه سریع کارآمد از نظر محاسباتی اجرا شده است.

در آغاز، سیگنال مبدل دریافتی و موجی شکل مدولاسیونی به صورت FFT تغییر شکل یافته‌اند و در ادامه، همبستگی به صورت نتیجه طیف فوریه سیگنال و همراه پیچیده مرجع ($R^*(\omega)$)، محاسبه شده است. در مرحله نهایی (IFFT) FFT معکوس محاسبه شده که می‌تواند تابع همبستگی و حوزه زمانی را نشان دهد ($B(t)$). این الگوریتم پردازش را می‌توان به شکل همدوس به صورت معادله ۲ نوشت:

$$B(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} W(\omega) R^*(\omega) V(\omega) e^{i\omega t} d\omega \quad (2)$$

که در آن $W(\omega)$ تابع درجه طیفی مورد استفاده برای طیف همبستگی برای کاهش حلقه‌های جانبی محدوده می‌باشد. معادله ۲ تابع همبستگی خودکار را با قله $B(t=0)$ حاصل می‌نماید که برابر با انرژی کل E_V چرپ می‌باشد:

$$B(t=0) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} |V(\omega)|^2 d\omega = E_V \quad (3)$$

پردازش همبستگی پاسخ PA رمزگذاری شده روش ساده اعمال فشار انرژی کل سیگنال چرپی در قله همبستگی با عرض $\Delta t = 1/\Delta f$ را حاصل می‌نماید که در آن پهنای باند چرپ می‌باشد. برای مثال، کل انرژی نوری چرپ‌های ۱ میلی‌ثانیه‌ای (1-ms) منتشر شده توسط چشمه لیزری ۱۰ وات (W) برابر با ۱۰ میلی‌ژول (mJ) می‌باشد که یکسان با تک پالس لیزر سوئیچ شده Q می‌باشد. توان خروجی دیود لیزری

ابزار لیزری نسبتاً حجیم و گران‌قیمت همراه بوده است که در شرایط بالینی مشکلاتی را به همراه داشته و نیازمند حفظ و نگهداری منظم برای دستیابی به عملکرد با ثبات می‌باشد. مشکلات بیشتر با نیاز به یک نوسانگر پارامتری نوری (OPO) و یا لیزر رنگی برای تنظیم طول موج در کاربردهای تصویربرداری خصوصی کراموفور همراه است. به علاوه، میزان تکرار پالس (معمولاً ۱۰ هرتز (Hz)) برای دستیابی به تصویر واقعی محدود است. در نتیجه، جامعه کار و توسعه، به منابع نوری متراکم‌تر و قابل اعتمادتر مانند دیودهای لیزری توجه نموده است. مشاهده شده است که وجود افزایش عمده SNR به دلیل تراکم هماهنگ فیلتر، SNR حاصل تقریباً ۱۰ دسیبل (dB) کمتر از حوزه زمانی یکسان می‌باشد. به علاوه، مشاهده شده است که پتانسیل بهبود SNR به بهینه‌سازی بهتر پارامترهای تابش نوری با وجود محدودیت استاندارد امنیت لیزری ANSI می‌انجامد. این کار، در رابطه با مسئله بهینه‌سازی روش‌های FD-PA با جزئیات بیشتر بحث نموده و توصیفی از روش‌های گوناگون قابل استفاده برای بهبود SNR روش همبستگی PA با چشمه لیزر CW را ارائه می‌دهد [9].

۲. دامنه‌ی فرکانسی تصویربرداری همبستگی PA با یک چشمه‌ی لیزری CW

سیگنال آنالوگ چرپی به شکل زیر محاسبه می‌گردد:

$$r(t) = A_r \cos(2\pi f_1 t + \pi b t^2) \quad (1)$$

که در آن A_r ، دامنه ثابت، F_1 ، فرکانس آغازگر چرپ و b (Hz/s)، نرخ پیشرفت چرپ می‌باشد که به دیود لیزری محرک فرستاده شده است. یک کپی از مدولاسیون شکل موج در حافظه کامپیوتر ذخیره شده ($v(t)$) و تحت عنوان سیگنال مرجع در پردازش همبستگی استفاده می‌شود. خروجی دیود

T_{Ch} به شکل: $\Delta t = C_A(T_{Ch}N_{Ch})^{1/4} = I_L T_{Ch} N_{Ch}$ یا معادله 6 نشان داده می شود:

$$N_{Ch} = T_{Ch}^{-1} \left(\frac{C_A}{I_L} \right)^{4/3} \quad (6)$$

معادله فوق حداکثر تعداد چرپ لیزر را نشان می دهد که می توان از آن در محدوده امنیت بیولوژیکی لیزر استفاده نمود. در شکل ۱: د، نمودار تغییرات I_L را بر حسب T رسم کرده ایم که با توجه به آن با افزایش T و δ و C_A ، مقدار I_L نیز افزایش میابد. تعداد سیگنال های دریافتی N_{Ch} برای افزایش تشخیص SNR میانگین گیری می شود.

۳. بهبود SNR از طریق میانگین گیری همدوس

از آنجا که فرکانس امواج نوری صوتی نسبتاً پایین بوده و مبدل های فرا صوتی قادر به اندازه گیری فازی پاسخ PA می باشند، دو روش میانگین گیری جایگزین به شرح زیر قابل استفاده می باشند: 1- سیگنال های فشار خام به شکل همدوس پیش از پردازش سیگنال قابل میانگین گیری هستند یا 2- هر کدام از چرپ های دریافتی، به صورت مستقل پردازش شده و دامنه همبستگی حاصل، میانگین گیری شده است. تعریف SNR ، به نسبت قدرت سیگنال لحظه ای به واریانس نویز، SNR در ورودی گیرنده به صورت معادله (7a) نوشته می شود:

$$SNR_{IN} = \frac{v^2}{\sigma_N^2} \quad (7a)$$

تفاوت بین دو حالت میانگین گیری هنگامی اهمیت زیادی دارد که سیگنال های PA ضعیف بوده و SNR بسیار ضعیف است که معمولاً برای چشمه لیزر CW مدولاسیون شده نویز دارد. به طور خلاصه برای به حداکثر رسانیدن SNR اندازه گیری همبستگی تثبیت فازهای چرپ نوری و میانگین همدوس مطلوب است زیرا بسیاری از آن ها در محدوده امنیت لیزری

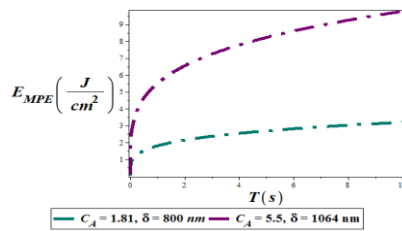
از جمله ویژگی های حائز اهمیت است که تأثیر مستقیمی بر دامنه موج نوری صوتی و تشخیص SNR دارد با احتساب MPE برای پوست انسان به صورت تابعی از مدت زمان قرار گرفتن در معرض تابش لیزر، $T(10^{-7} s \leq T \leq 10 s)$ معادله عملی زیر حداکثر انرژی نوری به ازای واحد سطح را نشان می دهد:

$$E_{MPE} = C_A \cdot T^{1/4} [J/cm^2] \quad (4)$$

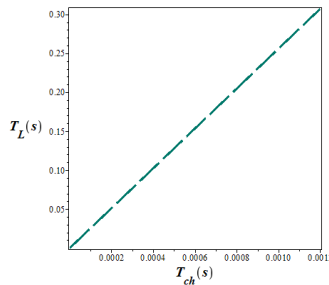
که در آن ثابت C_A بستگی به طول موج برانگیختگی دارد. برای مثال $C_A = 1.81$ برای $\delta = 800$ نانومتر (nm) و $5.5 = C_A$ برای $\delta = 1064$ نانومتر (nm) در نظر گرفته می شود. در شکل ۱: الف، نمودار تغییرات E_{MPE} را بر حسب T رسم کرده ایم که با توجه به آن با افزایش T و δ و C_A ، مقدار E_{MPE} نیز افزایش میابد. با احتساب یک دیود لیزری $10W$ به عنوان چشمه نوری با مدت زمان چرپ $T_{Ch} = 1ms$ که از یک نقطه مدور با قطر 5 میلی متر (mm) تابش پیدا می کند، قرار گرفتن در معرض تابش لیزر نوری تولید شده برابر با 50 میلی ژول بر سانتی متر مربع (mJ/cm^2) می باشد که بسیار کمتر از سطح MPE خواهد بود. با فرض اینکه چرپ نوری، به صورت مستمر انجام می شود، سطح MPE در طول زمان به معادله ۵ می رسد:

$$T = N_{Ch} \cdot T_{Ch} \quad (5)$$

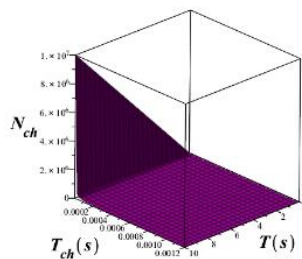
که در آن N_{Ch} شامل تعداد چرپ ها می باشد که هر کدام از آن ها مدت زمان T_{Ch} دارند. در شکل ۱: ج، نمودار تغییرات T_L بر حسب T_{Ch} را رسم کرده ایم که با توجه به آن دیده می شود که با افزایش T_{Ch} مقدار T_L نیز افزایش میابد. با استفاده از معادله 5، $C_A(T_{Ch}N_{Ch})^{1/4} = I_L T_{Ch} N_{Ch}$ یا حداکثر زمان قرار گرفتن در معرض تابش لیزر، معادله 4 برای MPE به صورت (T_{Ch}) برای تابش لیزری مشخص $\Delta f = 1/\Delta t$ و



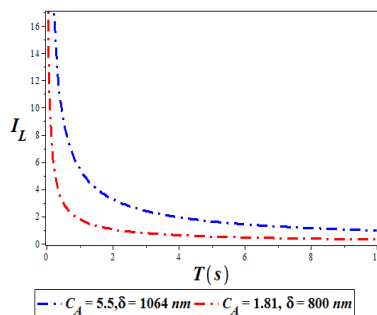
(الف)



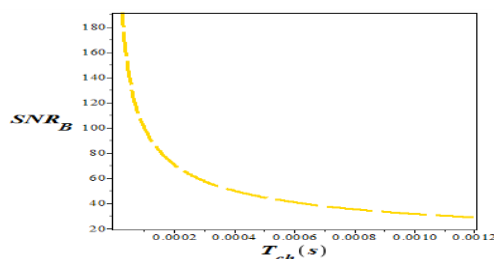
(ب)



(ج)



(د)



(ه)

شکل (۱): نمودار تغییرات الف: E_{MPE} بر حسب T ، ب: T_L بر حسب T_{ch} ، ج: N_{ch} بر حسب T و T_{ch} ، د: I_L بر حسب T ، ه: SNR_B بر حسب T_{ch} را نشان می‌دهد.

پیش از پردازش سیگنال خروجی مجاز می‌باشند. چندین پارامتر با چرپ نوری ارتباط دارند که شامل محدوده جابجایی فرکانس یا مدولاسیون، مدت زمان چرپ و همچنین دامنه مرتبط با توان لیزر می‌باشد. این پارامترها قابل تنظیم هستند تا بدین ترتیب SNR افزایش یافته و کیفیت کلی تصویر بهبود یابد. با توجه به بهینه‌سازی محدوده فرکانس چرپ، اطلاعات در دسترس پیرامون اولویت در رابطه با جذب نوری بافت و ضریب پراکندگی، عمق کروموفورهای هدفمند و پاسخ فرکانسی (تابع انتقال) مبدل فرا صوتی اهمیت زیادی دارد. آنجا که دامنه چرپ مدولاسیون مرجع A_T ثابت است، توان نویز پس از پردازش فیلتر هماهنگ به صورت معادله 14 نشان داده می‌شود:

$$P_N = \frac{1}{2\pi} \frac{S_N}{2} \int_{-\infty}^{\infty} |H(\omega)|^2 d\omega \sim E_R \sim T_{ch} \quad (14)$$

که در آن، E_R نشان دهنده انرژی سیگنال مرجع می‌باشد. با احتساب توان نویز در معادله 14، همبستگی SNR حاصل را می‌توان به صورت معادله 17 نوشت:

$$SNR_B = \frac{B^2(0)}{P_N} \sim T_{ch}^{-1/2} \quad (17)$$

در شکل ۱: ه نمودار تغییرات SNR_B بر حسب T_{ch} را رسم کرده‌ایم که با توجه به آن دیده می‌شود که با افزایش مقدار T_{ch} نیز افزایش می‌یابد. در آزمایشات با ابزار موجود محدوده $T_{ch} = 500 \mu s - 1 ms$ به صورت مناسب‌ترین مورد برای کاربردهای تصویربرداری مشخص شده است.

۴. بهینه‌سازی SNR توسط پروفایل موجی شکل

مدولاسیون لیزری

بیشترین سیگنال همبستگی برای شکل موج مدولاسیون مربعی مشاهده شده است. نتایج چرپ نشان می‌دهد که تقریباً 6 دسی بل (dB) قدرت سیگنال همبستگی به تغییر پروفایل مدولاسیون از موج سینوسی خالص تا موج مربعی قابل حصول است در حالی که محدوده حرکت چرپ یکسان باقی می‌ماند.

۵. نتیجه گیری

قابلیت دسترسی تجاری دیودهای لیزری توان بالا با محدوده طول موج در محدوده طیف نزدیک IR جایگزین جذابی را برای ابزار تصویربرداری PA متراکم مناسب برای کاربردهای پزشکی زیستی ارائه می دهد. اگرچه اثبات نموده ایم که تصویربرداری PA حل شده به صورت فضایی با چشمه لیزری قابل انجام است و دامنه بسیار کوچک امواج صوتی تولید شده توسط نور برای تشخیص SNR باید مورد توجه ویژه قرار گیرد. در این کار، چندین مورد از اصول عملیاتی مدنظر قرار گرفته اند که برای بهینه سازی SNR مربوط به اندازه گیری های همبستگی PA حائز اهمیت هستند. نشان داده شده است که روش میانگین گیری سیگنال استاندارد می تواند

در شرایطی نتایج متفاوتی را حاصل کند که ساخت سیگنال PA خام در تقابل با جمع بندی ساده داده های حاصل قرار می گیرد. همچنین نشان داده شده است که با احتساب MPE لیزری، همبستگی SNR و مدت زمان چرپ موج سینوسی بستگی به $1/\sqrt{T_{ch}}$ دارد. بنابراین، محدودسازی مدت زمان چرپ به میزان یک مرتبه ی بزرگی با افزایش تابش لیزری می تواند افزایش SNR تقریباً 5 دسی بل (dB) را به همراه داشته باشد. همبستگی SNR بیشتر از 5-6 دسی بل (5-6 dB) با تغییر شکل موج موقتی مدولاسیون از چرپ موج سینوسی تا موج مربعی امکان پذیر است. نتایج ارائه شده در اجرای عملی روش FD-PA در کاربردهای تصویربرداری بیولوژیکی قابل استفاده هستند.

۶. مراجع

- [1] C. Li and L. V. Wang, "Photoacoustic tomography and sensing in biomedicine," *Phys. Med. Biol.* 54, R59 (2009).
- [2] P. Beard, "Beomedical photoacoustic imaging," *Interface Focus* 1, 602 (2011).
- [3] K. Maslov, H. F. Zhang, S. Hu, and L. V. Wang, "Optical-resolution photoacoustic microscopy for in vivo imaging of single capillaries," *Opt. Lett.* 33, 929 (2008).
- [4] T. J. Allen and P. C. Beard, "Pulsed near-infrared laser diode excitation system for biomedical photoacoustic imaging," *Opt. Lett.* 31, 3462 (2006).
- [5] M. P. Mienkina, C. S. Friedrich, N. C. Gerhardt, W. G. Wilkening, M. R. Hofmann, and G. Schmitz, "Experimental evaluation of photoacoustic coded excitation using unipolar Golay codes," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* 57, 1583 (2010).