



بیست و هفتمین کنفرانس اپتیک و فوتونیک
ایران و سیزدهمین کنفرانس مهندسی و فناوری
فوتونیک ایران،
دانشگاه سیستان و بلوچستان،
زاهدان، ایران.
۱۴-۱۶ بهمن ۱۳۹۹



کد مقاله : ۱-۲۶۱۱-۱-۱۰-A

ساخت یک چیدمان مقطع نگاری همدوس اپتیکی کم هزینه با استفاده از طیف سنج مبتنی بر گوشی هوشمند

شکیبا دوانی^۱، مجتبی ابراهیمی^۱، عبدالناصر ذاکری^{۱*}

۱- بخش فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

zakeri@physics.susc.ac.ir, shakibadavani@yahoo.com,

Mojtaba.ebrahimi2001@gmail.com

چکیده: سیستم های مقطع نگاری همدوس اپتیکی، سیستم های پر هزینه ای هستند و دارای دستگاه های تجاری طیف سنج و منبع نوری SLD است که قیمت هایی بالاتر از صدهزار دلار دارند. ما در این کار سعی کرده ایم به جای استفاده از طیف سنج های تجاری گران قیمت از طیف سنج مبتنی بر گوشی هوشمند و همچنین از لامپ پهن نور سفید به عنوان منبع نور استفاده کنیم که باعث صرفه جویی هزینه به صورت چشمگیری شده است. امروزه کارهایی که در مورد ساخت این نوع طیف سنج ها انجام شده است دارای دقت زیر نانومتر می باشد. در این کار تمرکز ما ساخت طیف سنج مبتنی بر گوشی هوشمند است و تحقیقات ما نشان می دهد که می توان ضریب شکست و ضخامت را نیز اندازه گیری نمود.

کلید واژه: مقطع نگاری همدوس اپتیکی، حوزه فوریه، طیف سنجی، اختلاف راه نوری، تلفن هوشمند

Fabrication of a lowcost Optical Coherence Tomography set up using a mobile phonebased spectrometer

Shakiba Davani¹, Mojtaba Ebrahimi¹, Abdolnasser Zakery^{1*}

¹Department of Physics, College of Sciences, Shiraz University, Shiraz, Iran

zakeri@physics.susc.ac.ir, shakibadavani@yahoo.com, Mojtaba.ebrahimi2001@gmail.com

Abstract- Commercial Optical Coherence Tomography systems using SLD sources are normally very expensive units of over hundred thousand dollars. We have tried in the present work to build a spectrometer using a mobile phone and a wide band lamp source instead of such an expensive commercial unit. This has led in a huge cost reduction. The accuracy obtained with such cheap spectrometers is sub-nanometer. Our investigation in the present work shows that refractive index and the thickness of different samples can be measured with a good accuracy.

Keywords: Optical Coherence Tomography, Fourier domain, Spectroscopic, Optical path difference, Smart phone

مقدمه

حسب عدد موج به صورت زیر حاصل می‌شود [۴]:

$$I_D(k) = \frac{\rho}{4} |S(k)|^2 [R_R + R_{S1} + R_{S2}] + \frac{\rho}{2} \sum_{n=1}^N \sqrt{R_R R_{Sn}} \cos[2k(Z_R - Z_{Sn})] + \frac{\rho}{2} \sum_{m=1}^M \sqrt{R_{Sn} R_{Sm}} \cos[2k(Z_{Sn} - Z_{Sm})]$$

مقطع نگاری همدوس اپتیکی (OCT) یک تکنیک تصویربرداری نوین، سه بعدی، بدون تماس، غیر مخرب و غیر تهاجمی است که قادر است تصاویر سطح مقطعی با تفکیک پذیری بالا از عمق ساختارهای داخلی نمونه‌های ناهمگن توسط اندازه گیری نور بازتابی یا

که ρ پاسخ آشکارساز می‌باشد و $S(k, w) = |S(k, w)|^2$ توان طیفی منبع نور است. در این رابطه جمله اول (DC) مستقل از طول مسیر است و متناسب با مجموع توان بازوهای نمونه و مرجع است. جمله دوم همبستگی متقابل (CC)، وابسته به اختلاف راه بین دو بازو و شامل اطلاعات عمقی نمونه است و جمله سوم همبستگی خودکار (AC)، نشان دهنده تداخل بین بازتابنده‌های نمونه است. در حوزه فوریه، تمام جمله‌های $I_D(k)$ به طور همزمان توسط طیف‌سنج دریافت می‌شود و پس از اعمال تبدیل فوریه معکوس اطلاعات عمقی نمونه به دست می‌آید.

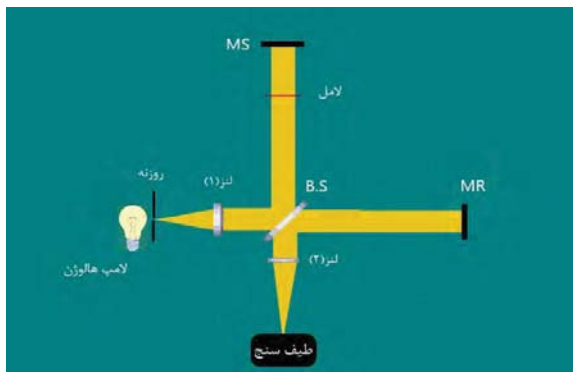
چیدمان آزمایش

با استفاده از چیدمان حوزه طیفی مقطع نگاری همدوس اپتیکی (SD-OCT) با منبع نور لامپ هالوزن ۶ ولتی دارای طول همدوسی ۱/۴ میکرون به بررسی اختلاف راه نوری ایجاد شده و اندازه گیری ضخامت نمونه می‌پردازیم. در این چیدمان (شکل ۱) نور پس از عبور از لنز (۱) موازی شده و پس از عبور از جداکننده پرتو (۵۰:۵۰ B.S) به دو آینه تمام بازتاب M_R و M_S برخورد می‌کند. در صورتیکه اختلاف راه نوری بین دو آینه کوچکتر مساوی طول همدوسی منبع نور باشد تداخل شکل می‌گیرد. سپس پرتو نور توسط لنز (۲) کانونی شده و وارد طیف‌سنج مبتنی بر گوسی هوشمند می‌شود. نور پس از عبور از یک شکاف بسیار نازک توسط یک لنز موازی می‌شود و به توری پراش عبوری برخورد می‌کند. این

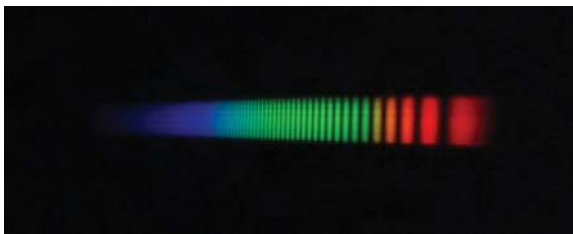
پراکندگی بازگشتی فراهم کند [۱، ۲، ۳]. در تصویربرداری OCT زمانی که بیم نور به سمت نمونه هدایت می‌شود به طور متناوب نسبت به ساختارهایی که دارای خواص اپتیکی متفاوتی هستند، بازتاب صورت می‌گیرد. این تکنیک تصویربرداری بر پایه و اساس تداخل سنجی با طول همدوسی کوتاه است و تصاویر به دست آمده مجموعه‌ای دو یا سه بعدی از اطلاعاتی هستند که تفاوت در بازتاب در یک سطح مقطع و یا حجم را نشان می‌دهند [۳]. دو روش رایج حوزه زمان و فوریه برای سیستم‌های عملگری OCT وجود دارد: اسکن‌های عمقی به وسیله حرکت آینه مرجع در جهت طول محوری (حوزه زمان) و آنالیز طیفی سیگنال‌های تداخلی با ثابت نگه داشتن آینه مرجع (حوزه فوریه).

تئوری

ساختار سیستم OCT اصولاً یک تداخل سنج مایکلسون است که نور تولید شده توسط منبع نور با طول همدوسی کم $E_i = s(k, w) e^{i(kz - wt)}$ پس از عبور از جداکننده پرتو به دو بیم مرجع و نمونه تقسیم می‌شود که $s(k, w)$ دامنه میدان الکتریکی به عنوان تابعی از عدد موج $k = \frac{2\pi}{\lambda}$ و فرکانس زاویه ای $w = 2\pi\nu$ می‌باشد. بیم مرجع با میدان $E_R = \frac{E_i}{\sqrt{2}} r_R e^{i2kz_R}$ از آینه مرجع و بیم نمونه با میدان $E_S = \frac{E_i}{\sqrt{2}} \sum_{n=1}^N r_{Sn} e^{i2kz_{Sn}}$ از نمونه‌ی چندلایه با ضرایب بازتاب متفاوت r_{Sn} بازتاب می‌شود. شدت آشکار شده در آشکارساز به صورت مجموع میدان‌ها در جداکننده پرتو به دست می‌آید. در نهایت شدت بر



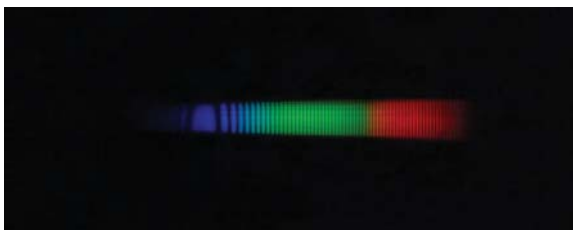
شکل ۱: چیدمان مقطع بخاری هم‌دوس اپتیکی



شکل ۲: طرح تداخلی تداخل سنچ مایکلسون



شکل ۳: الف) طرحی از حضور لامل به صورت نیمه در مسیر نور. ب) طرح تداخلی دو بیم I و II در طیف سنچ.



شکل ۴: طرح تداخلی با حضور لامل به صورت کامل در بازوی نمونه، در طیف سنچ

طیف‌سنج اجزای طول موجی یک منبع پهن باند را بر روی تراشه بسیار حساس CMOS پخش می‌کند [۵]. [بابتدیل کردن پیکسل‌ها به طول موج، طیف شدت برحسب طول موج سیگنال‌های تداخلی حاصل می‌شود. با قرار دادن یک لامل به عنوان نمونه مورد نظر در مقابل آینه M_S به بررسی اختلاف راه نوری ایجاد شده در سه مورد قبل از حضور نمونه، بعد از حضور نمونه به صورت نیمه و کامل در مسیر نور، بدون هرگونه تغییر در اجزای چیدمان می‌پردازیم. شکل ۲ تنها یک طرح تداخل رنگی با مرکز قرمز حاصل از تداخل سنچ مایکلسون را بدون حضور نمونه در طیف‌سنج نشان می‌دهد. شکل ۳ الف طرحی از حضور لامل را به صورت نیمه در مسیر نور نشان می‌دهد. قسمت بالایی پرتو فرودی (I) به طور مستقیم به آینه برخورد می‌کند در حالی که قسمت دیگر پرتو فرودی (II) از لامل عبور می‌کند. اگرچه یک بیم فرودی داریم، اما این دو پرتو دارای اختلاف راه‌های نوری متفاوتی هستند بنابراین به عنوان دو پرتوی تداخل کننده دیده می‌شوند. پرتوی II دارای اختلاف راه نوری $2n_g t$ است و اختلاف راه بین دو پرتو I و II به صورت $2(n_g - 1)t$ بیان می‌شود و فرض شده است که ضریب شکست هوا برابر ۱ باشد [۶]. پرتو I و II پس از بازتاب از آینه M_S با پرتوی بازتابی از آینه مرجع M_R تداخل می‌کنند. در شکل ۲ ب به خوبی تفاوت در اختلاف راه بین دو پرتو به صورت طرح تداخلی در دو رنگ متفاوت دیده می‌شود. طرح تداخلی مرکزی قرمز مربوط به پرتو I و طرح تداخلی مرکزی آبی مربوط به پرتو II می‌باشد و ما به صورت همزمان تداخل هر دو پرتو را به صورت جداگانه مشاهده می‌کنیم. شکل ۴ طرح تداخلی مربوط به حضور کامل نمونه در مسیر نور به صورت تنها یک طرح تداخل مرکزی آبی در طیف‌سنج مشاهده می‌شود. بدون حضور لامل طرح تداخلی مرکزی قرمز داریم (شکل ۲) و پس از حضور کامل لامل و ایجاد اختلاف راه نوری طرح تداخل مرکزی آبی داریم.

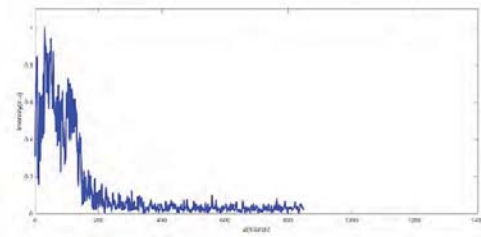
نتایج تجربی

از طرفی گوشی هوشمند دارای لنز متحرک و ساختار لنزی بدون ابیراهی می‌باشد که بر مزیت استفاده از این طیف‌سنج می‌افزاید [۱۰].

منابع

- [1] Tomlins, Peter H., and Ruikang K. Wang. "Theory, developments and applications of optical coherence tomography." *Journal of Physics D: Applied Physics* 38.15 (2005): 2519.
- [2] Li, Mo, et al. "Optical coherence tomography—A review of the opportunities and challenges for postharvest quality evaluation." *Postharvest Biology and Technology* 150 (2019): 9-18.
- [3] Fujimoto, James G., et al. "Optical coherence tomography: an emerging technology for biomedical imaging and optical biopsy." *Neoplasia* 2.1-2 (2000): 9-25.
- [4] Izatt, Joseph A., and Michael A. Choma. "Theory of optical coherence tomography." *Optical coherence tomography*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2008. 47-72.
- [5] Wang, Li-Ju, et al. "A multichannel smartphone optical biosensor for high-throughput point-of-care diagnostics." *Biosensors and Bioelectronics* 87 (2017): 686-692.
- [6] Zilio, S. C. "Simultaneous thickness and group index measurement with a single arm low-coherence interferometer." *Optics express* 22.22 (2014): 27392-27397.
- [7] Suliali, Nyasha J., et al. "Development of a Free Space, LED Illuminated Spectral-domain Optical Coherence Tomography Setup." *Spectrum* 50000 (2017): 60000.
- [8] Rajai, Payman, et al. "Simultaneous measurement of refractive index and thickness of multilayer systems using Fourier domain optical coherence tomography, part 1: theory." *Journal of Biomedical Optics* 22.1 (2017): 015002.
- [9] پوریا امید، آرشام حمیدی، احسان احدی اخلاقی، "اندازه‌گیری ضریب شکست گروه و ضخامت نمونه به صورت همزمان با استفاده از مقطع نگار هم‌دوس طیفی"، کنفرانس اپتیک و فوتونیک، ۱۳۹۶
- [10] Ding, Hui, et al. "Smartphone-based spectrometer with high spectral accuracy for mHealth application." *Sensors and Actuators A: Physical* 274 (2018): 94-100.

با استفاده از چیدمان شکل ۱، ضخامت یک ورق پلاستیک شفاف که به صورت کامل در مسیر بازوی نمونه قرار گرفته است، اندازه‌گیری می‌شود. سیگنال تداخلی در یک تداخل سنجی با طول هم‌دوسی کوتاه، توسط منبع نور تعیین می‌شود. برای مثال اگر طیف منبع نور یک توزیع گاوسی داشته باشد، سیگنال تداخلی هم توزیع گاوسی دارد. داده‌های طول موج به دست آمده سیگنال تداخلی به عدد موج تبدیل می‌شوند و با استفاده از روش درون‌یابی، سیگنال شدت برحسب عدد موج به دست می‌آید که با اعمال تبدیل فوریه معکوس اطلاعات عمقی نمونه حاصل می‌شود [۷،۸].



شکل ۵: نمودار شدت برحسب اختلاف راه نوری (میکرومتر)

شکل ۵ نمودار شدت برحسب اختلاف راه نوری مربوط به یک ورق پلاستیکی را به عنوان نمونه نشان می‌دهد. با توجه به روش ارائه شده در مقاله‌های مختلف [۶،۹] در این نمودار پیک اول نشان دهنده ی جمله DC و پیک دوم نشان دهنده ی جمله AC است. مطابق با این کار ضخامت ۳۷.۱۲ میکرومتر به دست آمده است. اندازه‌گیری با استفاده از ریزسنج دقت ۲ میکرومتر را تایید می‌کند.

نتیجه‌گیری

ما در این مقاله با استفاده از طیف‌سنج مبتنی بر گوشی هوشمند ساخته شده به روش اوریگامی موفق شدیم یک سیستم OCT کم‌هزینه بسازیم. این سیستم طیف‌سنجی قابل ارتقا و بهبود است که باعث افزایش دقت کار می‌شود.