

اندازه‌گیری همزمان ضریب شکست و ضخامت فیزیکی دستگاه‌های چندلایه‌ای با استفاده از نتایج مقطع‌نگاری همدوسی اپتیکی در فضای فوریه

احمد امجدی^۱، خلیل قاسمی فلاورجانی^۲ و نیلوفر معظمی گودرزی^۱

۱. دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

۲. کلینیک چشم پزشکی، بیمارستان رسول اکرم (ص)، تهران

پست الکترونیکی: moazamigudarzi_n@physics.sharif.edu

(دریافت مقاله: ۱۳۹۶/۰۳/۰۶؛ دریافت نسخه نهایی: ۱۳۹۶/۰۸/۱۶)

چکیده

در مقطع‌نگاری همدوسی اپتیکی در فضای فوریه^۱، تصویری از ضخامت اپتیکی یعنی حاصل ضرب ضریب شکست n در ضخامت فیزیکی d ، مثلاً برای لایه‌های شبکه چشم به دست می‌آید که برای تشخیص بسیاری از بیماری‌ها در بیمارستان‌های کشور استفاده می‌شود. در کار حاضر، ما یک روش جهت اندازه‌گیری همزمان و مجزای ضریب شکست و ضخامت فیزیکی دستگاه‌های چندلایه‌ای با استفاده از مقطع‌نگاری همدوسی اپتیکی در فضای فوریه بدون اطلاعات اضافی از ساختار نمونه، معرفی می‌کنیم. در این روش تنها داده‌های ورودی، طیف به دست آمده از FD-OCT و ضخامت اپتیکی لایه‌های نمونه که از انتقال فوریه‌ی طیف تداخلی به دست می‌آید، است. نتایج شبیه‌سازی بیانگر این مطلب است، که دقت کمیت‌های اندازه‌گیری شده به اختلاف ضریب شکست دو طرف سطوح نمونه بستگی دارد، چون هرچه اختلاف ضریب شکست دو لایه مجاور بیشتر باشد ضریب بازتاب اپتیکی از آن بیشتر خواهد بود. همچنین نشان خواهیم داد که دقت کمیت‌های به دست آمده تحت تأثیر دقت اندازه‌گیری ضخامت اپتیکی لایه‌ها است. بنابراین روشی جهت بهینه کردن دقت این کمیت‌ها با وجود عدم قطعیت در اندازه‌گیری ضخامت اپتیکی معرفی می‌کنیم. نتایج شبیه‌سازی نشان داده است، برای نمونه‌های زیستی شفاف که در محیط آبی قرار دارند، اگر ضریب شکست لایه‌ها کمتر از ۱/۵۵ باشند کمیت‌ها با خطای کمتر از ۰/۰۰۱ قابل اندازه‌گیری‌اند.

واژه‌های کلیدی: مقطع‌نگاری همدوسی اپتیکی، حوزه فوریه، ضریب شکست، ضخامت فیزیکی، دستگاه‌های چندلایه

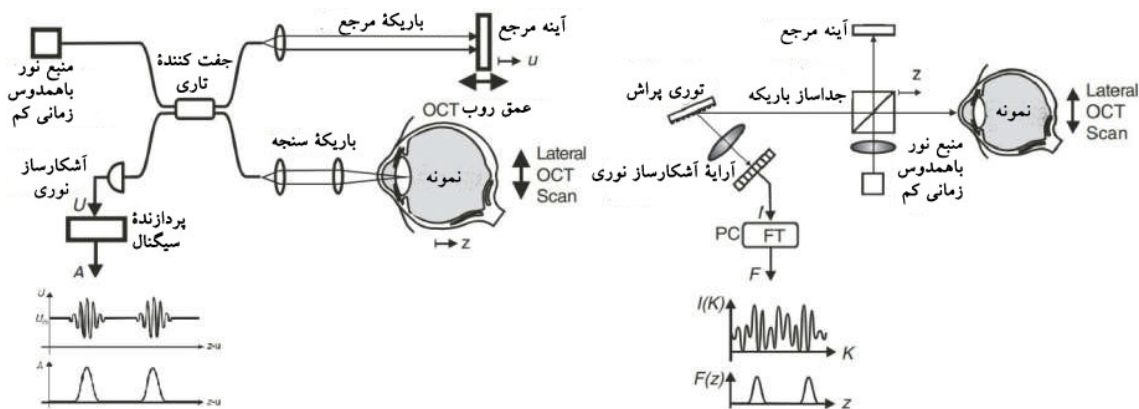
۱. مقدمه

ساختمان میکروسکوپی داخلی مواد و نمونه‌های زیستی است. OCT به صورت‌های مختلفی انجام می‌شود، البته اصول همه آنها بر تداخل سنجی استوار است. نسل اول دستگاه‌های مقطع‌نگاری همدوسی اپتیکی، در حوزه زمان است (TD-OCT)^۲،

مقطع‌نگاری همدوسی اپتیکی، یک روش تصویربرداری غیرتهاجمی برای تولید تصویرهای مقطعی با وضوح بالا از

۲. Time Domain Optical Coherence Tomography

۱. Fourier Domain Optical Coherence Tomography



شکل ۱. نمایی از دستگاه TD-OCT (سمت چپ) و FD-OCT (سمت راست).

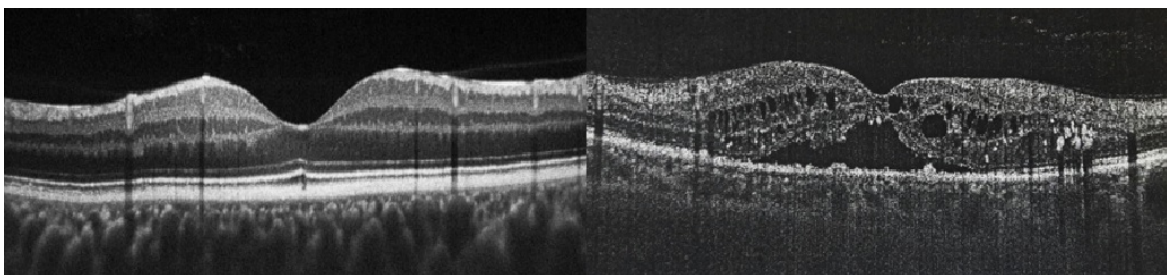
ضریب شکست و ضخامت بافت‌های زیستی کمک به تشخیص بافت سالم از ناسالم می‌کند. برای مثال: برخی تشخیص‌های پزشکی به طور مستقیم وابسته به تغییر در توزیع ضریب شکست در بافت‌ها است، مانند سرطان سینه [۶]، سرطان پروستات [۷]، تومور مغزی [۸] و غیره که با مقایسه شدت ثبت شده در آشکارساز از بافت سالم و بافت بیمار و محاسبه ضریب میرایی می‌توان نوع تومور را تعیین کرد. تغییر در ضخامت لایه‌های شبکیه چشم انسان می‌تواند در اثر بیماری‌های چون گلوکوما [۹]، دیابت [۱۰]، آلزایمر [۱۱] و غیره باشد. بنابراین، اندازه‌گیری دقیق ضخامت فیزیکی و ضریب شکست لایه‌های شبکیه می‌تواند به تشخیص زود هنگام بیماری‌های زیادی کمک کند. در شکل ۲ تصویر OCT از لایه‌های شبکیه چشم مربوط به چشم سالم و چشم مبتلا به دیابت نشان داده شده است.

روش‌های مختلفی برای اندازه‌گیری همزمان ضریب شکست و ضخامت نمونه‌های فقط یک لایه‌ای، توسط هر دو دستگاه در حوزه زمان [۱۲-۳۳] و فوریه [۳۴-۳۸] مقطع‌نگاری همدوسی اپتیکی ارائه شده است.

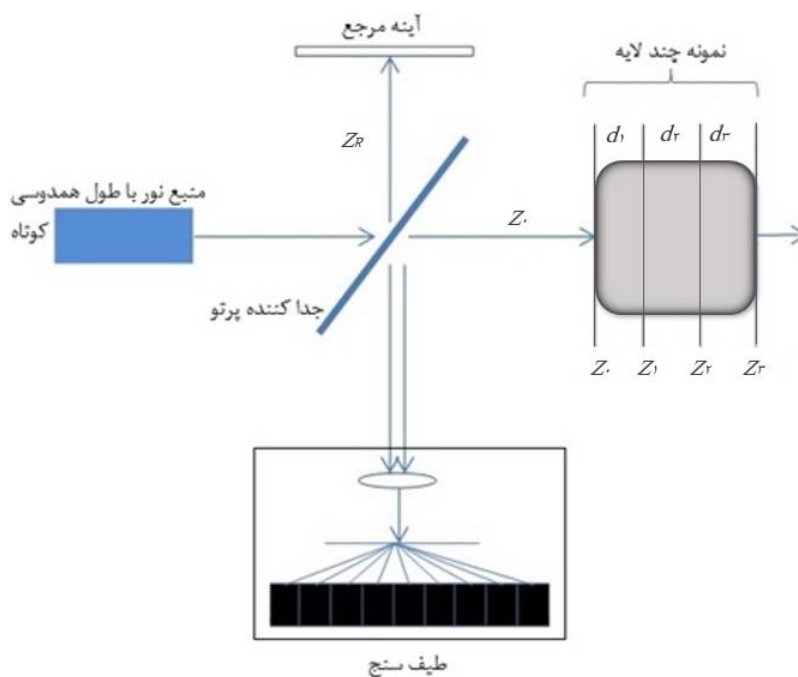
در این مقاله ما برای دستگاه‌های چند لایه‌ای، یک روش برای اندازه‌گیری همزمان ضریب شکست و ضخامت توسط دستگاه FD-OCT ارائه می‌دهیم به طوری که به هیچ اطلاع اضافی از ساختار نمونه تحت بررسی نیاز نداریم. سپس روش را برای محدوده‌ای از اختلاف ضریب شکست‌ها در دو طرف سطوح نمونه آزمایش می‌کنیم، و همبستگی سیستماتیک بین

که بر اساس روبش مکانیکی آینه مرجع در جهت محور اپتیکی به منظور اندازه‌گیری زمان پرواز سیگنال اپتیکی بازتاب شده از نمونه استوار است، اولین بار توسط دیوید هوانگ در سال ۱۹۹۱ برای تصویر برداری از شبکیه چشم انسان در محیط آزمایشگاه، مطرح شد [۱]. سپس مقطع‌نگاری همدوسی اپتیکی در فضای فوریه توسط فرچر معرفی شد [۲]. در FD-OCT مکان آینه مرجع ثابت است و در بازوی آشکارساز به جای آشکارساز نوری از طیف‌سنج استفاده می‌شود. سپس ساختار داخلی نمونه با گرفتن انتقال فوریه از بیناب تداخلی بین بازوی مرجع و نمونه مشخص می‌شود. از آنجا که در FD-OCT دیگر نیاز به روبش آینه مرجع نیست، سرعت بالاتری نسبت به TD-OCT دارد؛ همچنین حساسیت آشکارسازی بالاتر و از نسبت سیگنال به نوفه بهتری برخوردار است؛ همه این عوامل موجب برتری آن نسبت به TD-OCT شده است [۳-۵]. (نمای ساده‌ای از دستگاه‌های TD-OCT و FD-OCT در شکل ۱ نشان داده شده است). در حال حاضر مقطع‌نگاری همدوسی اپتیکی قادر به اندازه‌گیری ضخامت اپتیکی لایه‌های نمونه است. به منظور استخراج ضریب شکست و اندازه واقعی ساختارهای نمونه تحت بررسی نیاز به جداسازی ضریب شکست و ضخامت فیزیکی از ضخامت اپتیکی به دست آمده از FD-OCT است.

اندازه‌گیری غیرتماسی و غیرتهاجمی ضریب شکست و ضخامت توسط داده‌های عکس‌برداری OCT منجر به محبوبیت آن در کاربردهای پزشکی شده است. مشاهده تغییرات در



شکل ۲. تصویر OCT از شبکیه چشم سالم (سمت چپ) و شبکیه چشم فرد مبتلا به دیابت (سمت راست).



شکل ۳. (رنگی در نسخه الکترونیکی) نمایی ساده از دستگاه FD-OCT.

غیرجاذب، همسانگرد و با توزیع همگن ضریب شکست است. همان طور که در شکل ۳ نشان داده شده، پرتو توسط جداکننده که با زاویه ۴۵ درجه نسبت به مسیر آن قرار گرفته به دو بخش مساوی و عمود برهم تقسیم شده، یک بخش به آینه مرجع و بخش دیگر به سمت نمونه چند لایه حرکت می‌کند. میدان‌های بازتابی از سمت نمونه و آینه در بازوی آشکارساز با یکدیگر ترکیب و شدت تداخلی آنها در طیف‌سنج ثبت می‌شود. لازم به ذکر است، در دستگاه‌های OCT قدرت تفکیک فضایی به عنوان دقت عمقی (محوری) و دقت جانبی (عرضی)، تعریف شده است، که این دو از یکدیگر مستقل هستند. وضوح عمقی با

خطای کمیت‌های استخراج شده نسبت به ضریب شکست نمونه را بررسی می‌کنیم.

۲. نظریه

دستگاه FD-OCT شبیه تداخل‌سنج مایکلسون مورلی [۳۹] شامل یک منبع همدوس با طول همدوسی کوتاه (SLD)^۱، جداکننده پرتو^۲ ۵۰-۵۰، آینه مرجع، نمونه و طیف‌سنج است. اگر یک قسمت کوچک از سطح نمونه را در نظر بگیریم، با فرض این که نمونه چند لایه با سطوح مشترک مسطح،

۱. Super Luminescent Diode

۲. Beam Splitter

$$I_{sum}(k) = S(k) \left(1 + r_1^2 + r_2^2 \right) + 2S(k) \left[r_1 \cos(\gamma k \Delta_{rz_1}) + r_2 \cos\left[\gamma k (\Delta_{rz_1} - \delta_1)\right] + r_2 \cos\left[\gamma k (\Delta_{rz_1} - \delta_1 - \delta_2)\right] + 2S(k) \left[r_1 r_2 \cos(\gamma k \delta_1) + r_1 r_2 \cos[\gamma k (\delta_1 + \delta_2)] + r_1 r_2 \cos(\gamma k \delta_2) \right] \right] \quad (5)$$

به طوری که $S(k)$ چگالی توان طیف منبع، $\Delta_{rz_1} = Z_R - Z_0$ اختلاف راه اپتیکی بین مسیری که پرتوی مرجع تا جداکننده پرتو و پرتوی نمونه از سطح اول نمونه تا جداکننده پرتو طی می‌کند. $\delta_1 = n_1 d_1$ و $\delta_2 = n_2 d_2$ ضخامت اپتیکی هر کدام از لایه‌ها هستند. معادله (۵) شامل سه بخش است، بخش اول (DC) عبارتی ثابت، بخش دوم (CC) شامل عبارات وابسته به اختلاف راه اپتیکی بین نور بازتابیده شده از هر فصل مشترک و پرتوی بازتابیده شده از آینه مرجع و بخش سوم (AC) ناشی از تداخل بین میدان‌های بازتابیده شده از لایه‌های مختلف نمونه با یکدیگر است. در دستگاه‌های FD-OCT متداول، بخش DC و AC نوفه محسوب شده و با به کار گرفتن روش‌های مختلف حذف می‌شوند [۴۱]. یکی از روش‌های به این صورت است که: برای حذف بخش مربوط به بازتابندگی از آینه مرجع در جمله DC، می‌توان بازوی نمونه را مسدود کرد؛ در نتیجه فقط شدت مربوط به این بخش را در آشکارساز دریافت خواهیم کرد. برای حذف بخش مربوط به بازتابندگی فصل مشترک لایه‌های نمونه در جمله DC، و حذف جمله AC، نیز می‌توان بازوی مرجع را مسدود کرد؛ در این صورت شدت دریافتی مربوط به این دو جمله هستند. در نهایت انتقال فوریه شدت به دست آمده از مسدود کردن بازوی مرجع و بازوی نمونه را از انتقال فوریه شدت کل کم کنیم در نهایت شدت بهنجار شده پس از حذف بخش AC و DC در طیف‌سنج، عبارت است از

$$I(k) = \frac{I_{sum} - DC - AC}{2S(k)} = r_1 \cos(\gamma k \Delta_{rz_1}) + r_2 \cos\left[\gamma k (\Delta_{rz_1} - \delta_1)\right] + r_2 \cos\left[\gamma k (\Delta_{rz_1} - \delta_1 - \delta_2)\right], \quad (6)$$

طول همدوسی منبع نور برابر است، در نتیجه برای متمایز کردن دو سطح از یکدیگر فاصله بین دو سطح باید برابر یا بزرگ‌تر از طول همدوسی منبع باشد. وضوح عرضی نیز به ویژگی ابزار به کار رفته در بازوی نمونه بستگی دارد، چون میزان همگرا کردن نور توسط عدسی شیئی روی نمونه تعیین کننده قدرت تفکیک جانبی ساختار نمونه است.

در این مقاله، ما سیگنال طیف‌سنج را به کمک روش برهم‌نهی مدل‌سازی می‌کنیم، با این تقریب که میدان به وجود آمده در اثر پراکندگی‌های بین سطوح داخل نمونه نادیده گرفته شده‌اند. این تخمین برای نمونه‌های زیستی امکان‌پذیر و دقیق است، به این دلیل که اختلاف ضریب شکست بین سطوح لایه‌ها کم است [۴۰].

میدانی که از سمت آینه مرجع به جداکننده پرتو می‌رسد مسافت $2Z_R$ طی کرده است، در نتیجه خواهیم داشت

$$U^R(k) = r_R S(k) e^{i\gamma k Z_R}, \quad (1)$$

در حالی که k عدد موج در خلاء، $s(k)$ دامنه طیف منبع، r_R بازتابندگی از سطح آینه مرجع، که فرض می‌شود برابر با یک است. میدان کل بازتابیده شده از سمت نمونه در مکان جداکننده پرتو برابر است با جمع میدان‌های بازتابیده شده از هر سطح مشترک

$$U^S(k) = (U^S_0 + U^S_1 + U^S_2 + \dots) = s(k) \sum_{j=0}^N r_j e^{i\gamma k Z_j} = s(k) \sum_{j=0}^N r_j e^{i\gamma k \sum_{l=0}^j n_l d_l}, \quad (2)$$

N بیانگر تعداد لایه‌های نمونه، n_l و d_l ضریب شکست و ضخامت فیزیکی لایه l ام، r_j دامنه بازتابیده شده از هر یک از سطوح است. زمانی که اختلاف ضریب شکست بین لایه‌ها کم باشد می‌توان فرض کرد، میدان تابیده شده به همه سطوح یکسان و r_j برابر است با

$$r_j = \frac{n_{j-1} - n_j}{n_{j-1} + n_j}, \quad (3)$$

در نهایت شدت تداخلی ثبت شده در طیف‌سنج از رابطه زیر محاسبه می‌شود

$$I(k) = |U^R + U^S|^2 = (U^R + U^S) \times (U^R + U^S)^*, \quad (4)$$

برای یک نمونه دولایه رابطه (۴) برابر است با

۱. Direct Current

۲. Cross Correlation

۳. Auto Correlation

دولایه با سه سطح مشترک، کمیت r_1 ، r_2 و r_3 می‌بایست محاسبه شود. با انتخاب سه مقدار مناسب عدد موج $k(k_1, k_2, k_3)$ ، سه معادله خطی مستقل (۶)، خواهیم داشت. این معادلات را در قالب یک ماتریس می‌توان نشان داد

$$\begin{bmatrix} I(k_1) \\ I(k_2) \\ I(k_3) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\gamma k_1 \Delta_{rz}) & \cos[\gamma k_1 (\Delta_{rz} - \delta_1)] & \cos[\gamma k_1 (\Delta_{rz} - \delta_1 - \delta_2)] \\ \cos(\gamma k_2 \Delta_{rz}) & \cos[\gamma k_2 (\Delta_{rz} - \delta_1)] & \cos[\gamma k_2 (\Delta_{rz} - \delta_1 - \delta_2)] \\ \cos(\gamma k_3 \Delta_{rz}) & \cos[\gamma k_3 (\Delta_{rz} - \delta_1)] & \cos[\gamma k_3 (\Delta_{rz} - \delta_1 - \delta_2)] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_{(1)} \\ r_{(2)} \\ r_{(3)} \end{bmatrix} \quad (7)$$

ضریب شکست لایه‌های نمونه و این که این روش به ازای چه محدوده‌ای از ضخامت و ضریب شکست معتبر است می‌پردازیم. اعتبار سنجی به این صورت انجام می‌شود که طیف به دست آمده از تداخل سنجی را با استفاده از روش ماتریس انتقال مدل‌سازی می‌کنیم و در معادله (۸) قرار می‌دهیم و این کار را به ازای محدوده‌ای از ضخامت و ضریب شکست‌های مختلف انجام می‌دهیم و ناحیه‌ای را که به ازای آن کمیت‌ها با خطای کمتر از ۰/۰۰۱ به دست می‌آیند به عنوان ناحیه معتبر انتخاب می‌کنیم، چون تغییرات در بافت‌های زیستی از مرتبه ۰/۰۰۱ است.

۳.۱. مشخصات نمونه برای $\varepsilon = 0$

ما در این بخش کارآمدی روش معرفی شده جهت اندازه‌گیری همزمان ضریب شکست و ضخامت فیزیکی نمونه دولایه برای موردی که عدم قطعیت در اندازه‌گیری ضخامت اپتیکی لایه‌ها قابل صرف نظر است ($\varepsilon = 0$) بررسی می‌کنیم. همچنین روش خود را برای محدوده‌ای از ضریب شکست‌های دو لایه نمونه آزمایش می‌کنیم تا نشان دهیم، آیا رابطه‌ای بین مقدار خطای کمیت‌های اندازه‌گیری شده با اختلاف ضریب شکست دو طرف سطح مشترک وجود دارد. در بخش بعد نیز روش را برای زمانی که $\varepsilon \neq 0$ است بررسی خواهیم کرد.

فرض می‌کنیم ضخامت هر دو لایه نمونه $40 \mu\text{m}$ و در محیط مایعی با ضریب شکست $1/337$ ($n_3 = n_2 = 1/337$)، قرار دارد. توزیع خطای کمیت‌های به دست آمده برای زمانی که n_1

سپس از معادله (۶) انتقال فوریه گرفته که به ما قله‌هایی را می‌دهد که هر کدام از آنها سطوح نمونه را مشخص می‌کنند، فاصله بین این قله‌ها اختلاف راه اپتیکی بین سطوح (δ_1 و δ_2) را می‌دهد. پس از جایگذاری این مقادیر در رابطه (۶)، $r_{(j)}$ ها تنها کمیت‌های مجهولی هستند که باقی می‌مانند. برای یک نمونه

که می‌توان بر حسب r_1 ، r_2 و r_3 نوشت

$$\begin{bmatrix} r_{(1)} \\ r_{(2)} \\ r_{(3)} \end{bmatrix} = P^{-1} \begin{bmatrix} I(k_1) \\ I(k_2) \\ I(k_3) \end{bmatrix}, \quad (8)$$

برای حل این معادلات، هر مجموعه عدد موجی را نمی‌توانیم انتخاب کنیم. چون برای یک سری از مجموعه‌ها ممکن است ماتریس P تکیه شود. در صورتی که ضخامت اپتیکی لایه‌ها را به طور دقیق داشته باشیم، از مجموعه اعدادی که دترمینان ماتریس P را صفر نکنند می‌توان استفاده کرد و با حل معادله (۸)، r_1 ، r_2 و r_3 را به دست آورد.

با محاسبه r_1 ، r_2 و r_3 به شرط دانستن مقدار n_0 ، می‌توانیم ضریب شکست لایه‌های مختلف نمونه را از رابطه زیر محاسبه کنیم، سپس ضخامت فیزیکی هر لایه را می‌توان به دست آورد

$$d_{1,2} = \frac{\delta_{1,2}}{n_{1,2}}, \quad (9)$$

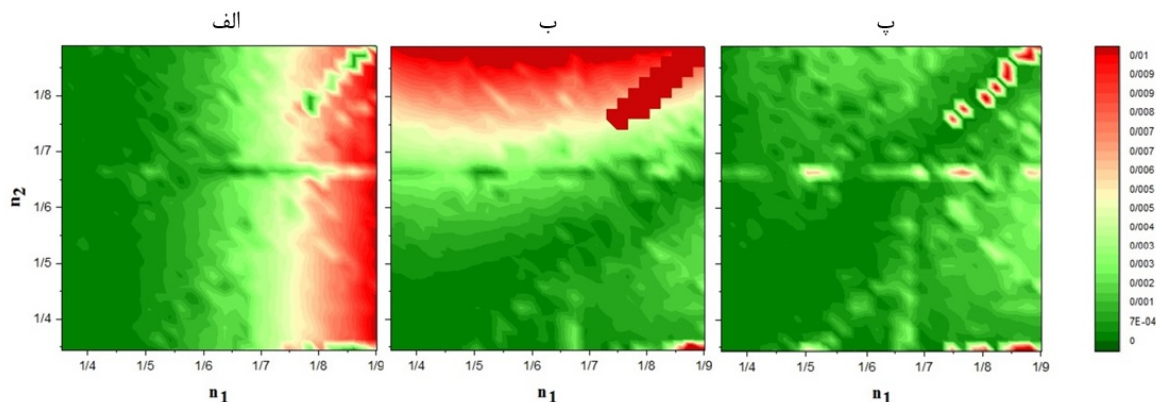
اما در واقعیت همیشه عدم قطعیت (ε)، در اندازه‌گیری ضخامت اپتیکی اندازه‌گیری شده لایه‌ها وجود دارد

$$\delta'_{1,2} = \delta_{1,2} \pm \varepsilon_{1,2}, \quad (10)$$

در این صورت باید دنبال روش دیگری جهت انتخاب مجموعه اعداد موج مناسب باشیم. در بخش ۳.۲، به بررسی شرایط انتخاب مجموعه مناسب اعداد موج می‌پردازیم.

۳.۲. نتایج و بحث

در ادامه به بررسی عوامل مؤثر بر دقت اندازه‌گیری ضخامت و



شکل ۴. (رنگی در نسخه الکترونیکی) توزیع خطای ضریب شکست‌های به دست آمده. (الف) n_1 ، (ب) n_2 و (پ) n_3 محور افقی و عمودی به ترتیب نشان دهنده تغییرات و است. برای محاسبه هر سه کمیت با خطای کمتر از ۰/۰۰۱ لایه اول و دوم نمونه باید ضریب شکست کمتر از ۱/۵۵ داشته باشند.

نمی‌دهد.

۳.۲. مشخصات نمونه برای $\varepsilon \neq 0$

تا کنون به بررسی مسئله در شرایطی که ضخامت اپتیکی لایه‌ها را به طور دقیق در اختیار داریم ($\varepsilon = 0$) پرداختیم، اما در واقعیت همیشه عدم قطعیت در اندازه‌گیری ضخامت اپتیکی وجود دارد و مجموعه مناسب عدد موج دیگر با محاسبه ریشه‌های ماتریس P به دست نخواهد آمد. در ادامه روشی برای انتخاب مجموعه عدد موج‌های مناسب معرفی می‌شود.

۳.۲.۱. پیدا کردن مجموعه عدد موج مناسب، بهینه‌سازی

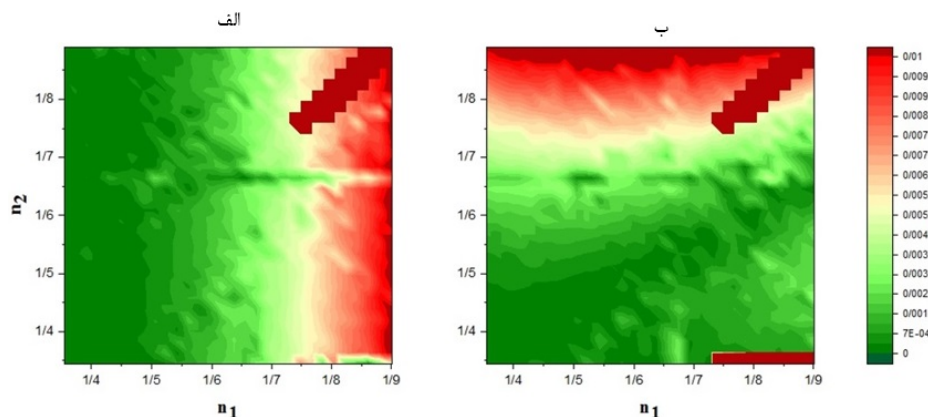
در این بخش تأثیر خطا در اندازه‌گیری ضخامت اپتیکی را بر روی دقت ضریب شکست و ضخامت فیزیکی اندازه‌گیری شده نشان می‌دهیم. نمونه را دولایه‌ای با ضریب‌های، $n_1 = 1/337$ ، $n_2 = 1/351$ ، $n_3 = 1/345$ ، $n_4 = 1/337$ فیزیکی $d_1 = 40 \mu\text{m}$ و $d_2 = 40 \mu\text{m}$ و $\Delta_{rz} = 0$ در نظر می‌گیریم. خطای نسبی اندازه‌گیری ضخامت اپتیکی لایه اول و دوم را به ترتیب مقادیر $\varepsilon_1 = 3 \text{ nm}$ و $\varepsilon_2 = 10 \text{ nm}$ انتخاب می‌کنیم. برای حل معادله (۷) ما به سه مقدار برای عدد موج نیاز داریم. ما دو عدد موج را ثابت در نظر می‌گیریم و عدد موج سوم

و n_4 در محدوده $1/338$ تا $1/90$ قرار دارند، رسم شده است در شکل ۴. محور افقی و عمودی به ترتیب بیانگر مقدار واقعی که n_4 و n_3 نقشه رنگی بیانگر خطای کمیت‌های محاسبه شده است. بی‌نظمی مشاهده شده در بخش‌های سمت راست و نوار باریک در ناحیه پایین نمودار به دلیل اختلاف ضریب شکست زیاد در دو طرف سطوح نمونه و عدم توانایی روش معرفی شده در اندازه‌گیری ضخامت اپتیکی دقیق است. توزیع خطا در فضای که $n_1 : n_2$ برای n_1 در شکل ۴ (الف) نشان دهنده این است که به ازای $n_1 < 1/56$ خطای اندازه‌گیری کمتر از ۰/۰۰۱ است. همچنین از توزیع خطای n_4 در شکل ۴ (ب). مشخص است برای اندازه‌گیری با خطای در حد ۰/۰۰۱ به $n_1 < 1/55$ و $n_2 < 1/56$ ، و شکل ۴ (پ). ناحیه مربوط به n_3 در همین محدوده از خطا به $n_1 < 1/66$ و $n_2 < 1/64$ نیاز است.

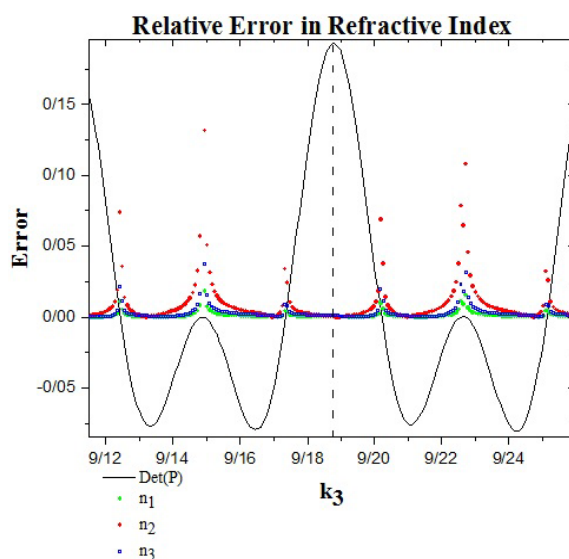
معادله زیر بیانگر این است که توزیع خطای نسبی ضخامت تقریباً شبیه به ضریب شکست متناظرش است

$$\Delta(d)/d = \pm \sqrt{(\Delta\delta/\delta)^2 + (\Delta n/n)^2} \quad (11)$$

توزیع خطای نسبی ضخامت فیزیکی که از رابطه (۱۱) پیروی می‌کند، در شکل ۵ نشان داده شده است. شکل سمت چپ و راست به ترتیب توزیع خطای مربوط به d_1 و d_2 است. همان طور که انتظار داشتیم، زمانی که اختلاف ضریب شکست بین سطوح زیاد می‌شود روش برهم نهی پاسخ دقیق



شکل ۵. (رنگی در نسخه الکترونیکی) توزیع خطای نسبی ضخامت فیزیکی با تغییر ضریب شکست (الف) ضخامت فیزیکی لایه اول (d_1) (ب) ضخامت فیزیکی لایه دوم (d_2).



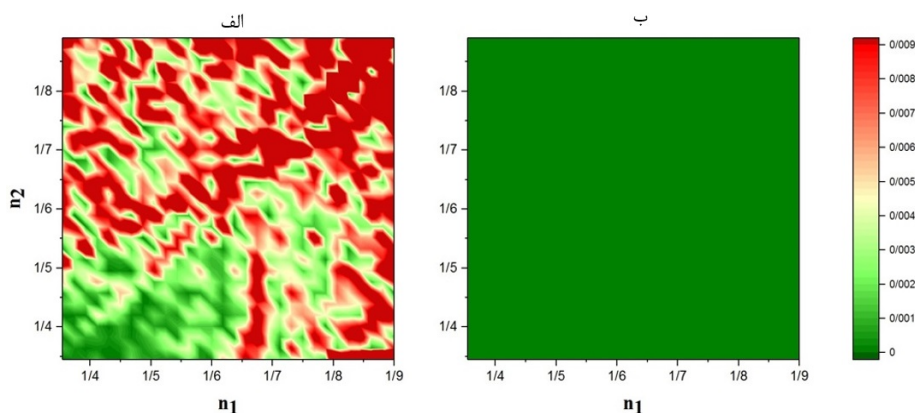
شکل ۶. (رنگی در نسخه الکترونیکی) وابستگی خطای اندازه‌گیری ضریب شکست‌های نمونه به انتخاب عدد موج برای یک نمونه دولایه.

اکسترم‌های خود نزدیک می‌شود، خطاها همگرا می‌شوند. می‌توان نتیجه گرفت، برای کمینه کردن مقدار خطای کمیت‌های اندازه‌گیری شده، می‌بایست مجموعه اعداد موجی را انتخاب کنیم که بیشترین مقدار قدر مطلق ماتریس P را بدهد.

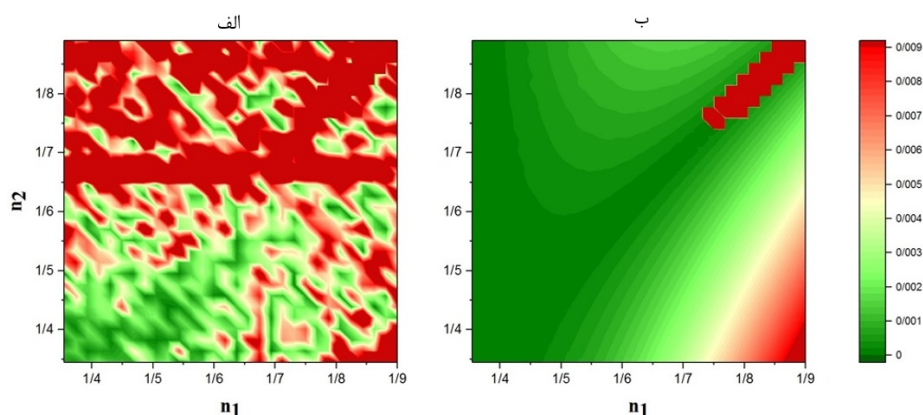
۳.۲.۲. تأثیر اختلاف ضریب شکست

در این بخش به بررسی تأثیر ضریب شکست بر روی خطای اندازه‌گیری کمیت‌ها در صورت وجود عدم قطعیت در اندازه‌گیری ضخامت اپتیکی می‌پردازیم. نمونه را همان نمونه ذکر

را در محدوده‌ای از اعداد تغییر می‌دهیم تا رفتار کمیت‌های قابل اندازه‌گیری را در این محدوده بررسی کنیم. بنابراین $k_1 = 6.45 \mu\text{m}^{-1}$ و $k_2 = 9.149 \mu\text{m}^{-1}$ و به k_3 محدوده‌ای از اعداد، $9.116 \mu\text{m}^{-1}$ تا $9.259 \mu\text{m}^{-1}$ نسبت می‌دهیم. نمودار خطای نسبی اندازه‌گیری ضریب شکست بر حسب k_3 در شکل ۶ نشان داده شده است. همان طور که در شکل مشاهده می‌شود خطای ضریب شکست‌های محاسبه شده تابعی از عدد موج است. همچنین مشخص است، با صفر شدن قدر مطلق ماتریس P ، مقدار خطاها واگر و زمانی که مقدار قدر مطلق ماتریس P به



شکل ۷. (رنگی در نسخه الکترونیکی) توزیع خطای اندازه‌گیری n_1 برای نمونه دولایه‌ای با عدم قطعیت اختلاف راه اپتیکی $\epsilon_{1,2} = +0.01 \mu\text{m}$. (الف) قبل از بهینه‌سازی. (ب) بعد از بهینه‌سازی.



شکل ۸. (رنگی در نسخه الکترونیکی) توزیع خطای اندازه‌گیری n_2 برای نمونه دولایه‌ای با عدم قطعیت اختلاف راه اپتیکی $\epsilon_{1,2} = +0.01 \mu\text{m}$. (الف) قبل از بهینه‌سازی. (ب) بعد از بهینه‌سازی.

اندازه‌گیری است (شکل ۷ (ب)).

شکل ۸ نشان می‌دهد خطای اندازه‌گیری n_2 قبل از بهینه‌سازی مانند n_1 در شکل ۷ زیاد است. اما این مقدار بعد از بهینه‌سازی با خطای کمتر از 0.001 ، به ازای $n_1 < 1/60$ و $n_2 < 1/80$ محاسبه گردد.

۴. نتیجه‌گیری

همان طور که در مقدمه اشاره شد، روش‌های موجود قادر به اندازه‌گیری ضخامت و ضریب شکست دستگاه‌های یک‌لایه‌ای و یا اندازه‌گیری ضخامت اپتیکی دستگاه‌های چندلایه‌ای است؛ ما در این مقاله یک روش برای اندازه‌گیری همزمان ضریب

شده در بخش ۳ و عدم قطعیت را $\epsilon_{1,2} = +0.01 \mu\text{m}$ فرض می‌کنیم. با استفاده از روش‌های ذکر شده در بخش ۲ و ۳. ۲. ۱، توزیع خطای کمیت‌ها برای زمانی که n_1 و n_2 در محدوده $1/338$ تا $1/90$ با رشد 0.11 قرار دارند به دست می‌آوریم. شکل ۷ و شکل ۸ به ترتیب توزیع خطای n_1 و n_2 را نشان می‌دهد. شکل ۷ (الف) و شکل ۸ (الف)، پیش از تصحیح اثر خطای عدم قطعیت ضخامت اپتیکی و شکل ۷ (ب) و شکل ۸ (ب)، پس از تصحیح اثر آن است.

همان طور که در شکل ۷ مشاهده می‌شود، خطای اندازه‌گیری n_1 قبل از بهینه‌سازی بسیار زیاد است (شکل ۷ (الف))، اما پس از بهینه‌سازی با خطای کمتر از 0.001 قابل

از اختلاف ضریب شکست بین سطوح معتبر است. در بخش ۳-۲ نشان دادیم، عدم قطعیت در مقدار ضخامت اپتیکی به دست آمده از سیگنال FD-OCT بر روی خطای اندازه‌گیری کمیت‌ها مؤثر است. همچنین تأثیر اختلاف ضریب شکست‌های مختلف را بر روی اندازه‌گیری ضرایب با فرض $\epsilon_{1,2} = +0.1 \mu m$ بررسی کردیم. طبق داده‌های به دست آمده پس از بهینه‌سازی، اگر $n_{1,2} < 1.55$ ، می‌توان کمیت‌ها را با خطای کمتر از ۰.۰۰۱ محاسبه کرد. ما انتظار داریم روش معرفی شده در زمینه‌های مختلف پزشکی کاربرد داشته باشد به عنوان مثال می‌توان با تعمیم این روش برای اندازه‌گیری ضخامت و ضریب شکست لایه‌های قرینه یا شبکه چشم تأثیر بیماری‌های مختلف را بر مقدار این کمیت‌ها بررسی کرد.

شکست و ضخامت فیزیکی دستگاه‌های چندلایه، بدون داشتن اطلاعات اضافی و با همان اطلاعات به دست آمده از FD-OCT راجع به ساختار دستگاه معرفی کردیم. سپس نشان دادیم دقت کمیت‌های محاسبه شده به اختلاف ضریب شکست لایه‌های مختلف با یکدیگر و با محیطی که در آن قرار دارند، بستگی دارد. به این دلیل که اگر این اختلاف زیاد باشد دیگر نمی‌توان از پراکندگی‌های داخل نمونه صرف نظر و از روش برهم‌نهی برای شبیه‌سازی سیگنال نمونه استفاده کرد. همچنین نشان دادیم به طور کلی اگر $n_{1,2} < 1.55$ باشند، خطای اندازه‌گیری کمیت‌ها کمتر از ۰.۰۰۱ خواهد شد و بیشترین اختلاف ضریب شکست بین لایه‌ها با یکدیگر و با محیط اطراف باید $|1.55 - 1.337| = 0.213$ باشد، تا خطای اندازه‌گیری کمیت‌ها در حد ذکر شده باشد. در نتیجه روش معرفی شده در این محدوده

مراجع

1. D Huang, *et al.*, *Science* **254** (1991) 1178.
2. A F Fercher, C K Hitzenberger, G Kamp, and S Y El-Zaiat, *Optics Communications* **117** (1995) 48.
3. M A Choma, M V Sarunic, C Yang, and J A Izatt, *Optics Express* **11** (2003) 2189.
4. J F De Boer, B Cense, B H. Park, M C Pierce, G J Tearney, and B E. Bouma, *Optics Letters* **28**, 21 (2003) 2069.
5. R Leitgeb, C Hitzenberger, and A F Fercher, *Optics Express* **11**, (2003) 864.
6. F A South, E J Chaney, M Marjanovic, S G Adie, and S A Boppart, *Biomedical Optics Express* **5** (2014) 3426.
7. B G Muller *et al.*, *Journal of Medical Imaging* **2** (2015) 03750.
8. B Vuong, *et al.*, *Biomedical Optics Express*, **6** (2015) 1501.
9. M A Mayer, J Horneberger, C Y Mardin, and R Tornow, *Biomedical Optics Express* **1** (2010) 1383.
10. S J Chiu, M J Allingham, P S Mettu, S W Cousins, J A Izatt, and S Farsiu, *Biomedical Optics Express* **6** (2015) 1172.
11. E Marziani *et al.*, *Investigative Ophthalmology & Visual Science* **54** (2013) 5953.
12. S A Alexandrov, A V Zvyagin, K D Silva, and D D Sampson, *Optics Letters* **28** (2003) 117.
13. H C Cheng and Y C Liu, *Applied Optics* **49** (2010) 790.
14. T Fukano and I Yamaguchi, *Optics Letters* **21** (1996) 1942.
15. T Fukano and I Yamaguchi, *Applied Optics* **38** (1999) 4065.
16. M Haruna, M Ohmi, T Mitsuyama, H Tajiri, H Maruyama, and M Hashimoto, *Optics Letters* **23** (1998) 966.
17. A Hirai and H Matsumoto, *Optics Letters* **28** (2003) 2114.
18. S Kim, J Na, M J Kim, and B H Lee, *Optics Express* **16** (2008) 5516.
19. H Maruyama, S Inoue, T Mitsuyama, M Ohmi, and M Haruna, *Applied Optics* **41** (2002) 1315.
20. H Maruyama, T Mitsuyama, M Ohmi, and M Haruna, *Optical Review* **7** (2000) 468.
21. H Matsumoto, K Sasaki, and A Hirai, *Optics Communications* **266** (2006) 214.
22. G Min, W J Choi, J W Kim, and B H Lee, *Optics Express* **21** (2013) 29955.
23. G Min, J W Kim, and B H Lee, *SPIE Photonics Europe* **8424** (2012) 84281M7.
24. D F Murphy and D A Flavin, *Applied Optics* **39** (2000) 4607.
25. M. Ohmi, Y. Ohnishi, K. Yoden, and M. Haruna, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **47** (2000) 1266.
26. M Ohmi, T Shiraishi, H Tajiri, and M Haruna, *Optical Review* **4** (1997) 507.
27. W Sorin and D Gray, *IEEE Photonics Technology Letters* **4** (1992) 105.
28. G Tearney, M Brezinski, B Bouma, M Hee, J Southern, and J Fujimoto, *Optics Letters* **20** (1995) 2258.
29. X Wang, C Zhang, L Zhang, L Xue, and J Tian, *Journal of Biomedical Optics* **7** (2002) 628.
30. Y P Wang, D N Wang, W Jin, J P Chen, X W Li, and

38. P Tomlins and R Wang, *IEEE Proceedings-Optoelectronics* **153** (2006) 222.
39. A Sabzalipour and M R Mohammadzadeh, *Iranian Journal of Physics Research* **11**, 1 (2011) 15.
۳۹. اسبزلعلی پور و م ر محمدی زاده، مجله پژوهش فیزیک / ایران **۱۱**، ۱ (۱۳۹۰) ۱۵.
40. J. A. Izatt, M. A. Choma, and A.-H. Dhalla, "Theory of optical coherence tomography, *Optical Coherence Tomography: Technology and Applications*", Springer, Heidelberg (2015) 65.
41. M Wojtkowski, A Kowalczyk, R Leitgeb, and A Fercher, *Optics Letters* **27** (2002) 1415.
- J H Zhou, *Journal of Modern Optics* **53** (2006) 1845.
31. K Watanabe, M Ohshima, and T Nomura, *Journal of Optics* **16** (2014) 045403.
32. C T Yen et al., *Optical Engineering* **53** (2014) 044108.
33. A V Zvyagin et al., *Optics Express* **11** (2003) 3503.
34. Y S Ghim and S W Kim, *Optics Express* **14** (2006) 11885.
35. J Jin, J W Kim, C S Kang, J A Kim, and T B Eom, *Optics Express* **18** (2010) 18339.
36. J Na, H Y Choi, E S Choi, C Lee, and B H Lee, *Applied Optics* **48** (2009) 2461.
37. S J Park, K S Park, Y H Kim, and B H Lee, *IEEE Photonics Technology Letters* **23** (2011) 1076.