

اندازه‌گیری خواص پلاریزاسیون پوست با استفاده از روش الیپسومتری لیزری

پژمان قاسمی^۱، محمدحسین میران‌بیگی^{*۲}

۱- دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.

۲- استادیار گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۱۱/۱

تاریخ دریافت: ۸۷/۶/۱۶

چکیده

مقدمه: پوست از نظر اپتیکی دارای ماهیت فعال می‌باشد و لذا روشهای تشخیصی و درمانی مبتنی بر نور رو به گسترش می‌باشد. روشهای اپتیکی موجود عموماً به سنجش شدت نور بازتابش، جذب و یا تفرق یافته در پوست می‌پردازند و قادر به تشخیص پارامترهای فیزیکی هستند که در شدت نور تغییر ایجاد می‌نمایند. تحقیقات نشان داده‌است که بافت بیولوژیک در برابر تابش نور از خود خواص پلاریزاسیونی نشان می‌دهد. تفرق نور از سطح پوست و یا لایه‌های داخل آن تابعی از پلاریزاسیون نور تابشی می‌باشد. بنابراین می‌توان با تغییر پلاریزاسیون نور تابشی و اندازه‌گیری پلاریزاسیون نور بازپراکنده‌شده به بررسی خواص و پارامترهای پوستی که تأثیرگذار بر حالت پلاریزاسیون نور می‌باشند پرداخت.

مواد و روشها: در این تحقیق جهت بررسی خواص پلاریزاسیونی فانتوم پوست یک سیستم آزمایشگاهی الیپسومتری تفرقی پیاده‌سازی گردیده‌است. با بهره‌گیری از مفهوم بردار استوکس و اندازه‌گیری پارامترهای ماتریس مولر، نشان داده‌شده‌است که با تغییرات خواص بازتابشی فانتوم، مشخصات نور پلاریزه بازپراکنده‌شده متأثر از تغییر پارامترهای فانتوم می‌باشد. نتایج: نتایج بدست آمده از این تحقیق نشان داده‌است که بعضی از المانهای ماتریس مولر فانتوم تحت آزمایش متأثر از پلاریزاسیون نور تابشی و نیز المانهای پراکنده‌کننده نور در فانتوم می‌باشد و لذا می‌توان از آنها بعنوان نشانگرهای تغییرات خواص پلاریزاسیون بافت استفاده نمود.

بحث و نتیجه‌گیری: در تقابل نور پلاریزه با بافت پوست، نور بازپراکنده شده حاوی اطلاعات اپتیکی و پلاریزاسیونی بافت تحت تابش می‌باشد. با استفاده از یک فانتوم شبیه‌سازی شده نشان داده‌ایم که با تحلیل اطلاعات پلاریزاسیونی نور بازپراکنده‌شده می‌توان به بررسی و تحلیل آندسته از عوامل و بیماریهایی که بر خواص پلاریزاسیونی بافت تأثیر می‌گذارند پرداخت. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۶، شماره ۱، پیاپی (۲۲)، بهار ۸۸: ۴۱-۵۲)

واژگان کلیدی: پلاریزاسیون، فانتوم بافت پوست، الیپسومتری تفرقی، ماتریس مولر

* نویسنده مسؤل: محمد حسین میران بیگی

آدرس: تهران، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی دانشگاه تربیت مدرس تهران.
miranbmh@modares.ac.ir

تلفن: +۹۸ (۲۱) -۸۲۸۸۳۳۷۰

۱- مقدمه

از آنجا که شایع‌ترین بیماری در بین جوامع بشری، بیماریهای پوستی بشمار می‌آید، ارائه روشهای تشخیصی و درمانی تخصصی پوست یکی از مهمترین شاخه‌های تحقیقاتی بشمار می‌رود [۱]. امروزه همگام با توسعه فزاینده روشهای آزمون غیرمخرب^۱ به جهت مشخصه سازی مواد و اجسام در صنایع مختلف، شاهد رشد و توسعه روشهای غیرتهاجمی اندازه‌گیری مشخصات بافت بیولوژیکی نیز هستیم. گسترش روشهای مبتنی بر استفاده از امواج نوری، فراصوت، استفاده از امپدانس الکتریکی، جریانهای گردابی، انرژی حرارتی و غیره توانسته است موفقیت‌های چشمگیری در اندازه‌گیری مشخصات فیزیکی بافت بیولوژیکی بدست دهد [۲]. با توجه به ماهیت خاص هر یک از روشهای فوق و رفتار متفاوت بافت بیولوژیکی در مقابل آن، کاربرد و گسترش هر یک از این روشها متفاوت بوده است. متأسفانه تشخیص بسیاری از بیماریهای پوستی و یا بررسی پیشرفت بیماری و واکنش آن به درمان مبتنی بر معاینات شهودی پزشک می‌باشد و در نتیجه تکرارپذیری و تعمیم‌پذیری نتایج در بسیاری از موارد از دقت پائین و با خطا همراه است. در بسیاری از موارد جهت بالابردن دقت از بیوپسی که یک روش تهاجمی است، استفاده می‌گردد. در سالهای اخیر روشهای مبتنی بر تصویربرداری نوری و یا فراصوتی از پوست رشد قابل ملاحظه ای نموده است [۳]. علیرغم پیشرفت چشمگیر و قابل ملاحظه این روشها، تحقیقات اخیر هنوز بدنبال راه‌حلهای جدید برای اندازه‌گیری آندسته از بیماریهای پوستی است که تغییرات فیزیکی ناشی از آنها قابل تشخیص توسط روشهای فوق نمی‌باشد [۴].

بافت بیولوژیکی به لحاظ اپتیکی فعال است و در برابر پرتو نور از خود خواص جذبی، تفرق و انکساری نشان می‌دهد. در تصویربرداری متداول اپتیکی نظیر میکروسکوپی و یا

درماتوسکوپی^۲ تنها تغییرات شدت نور بازپراکنده‌شده^۳، جذب و یا تفرق یافته نور ثبت می‌گردد. بنابراین تنها آندسته از بیماریها و ضایعات پوستی که بعلت تغییرات در ضریب شکست نوری آنها می‌توانند مؤثر بر تغییرات دامنه و یا شدت نور باشند، تشخیص داده می‌شوند [۵]. لذا شناسایی مشخصه‌هایی از پوست که می‌تواند روی فاز (حالت پلاریزاسیون) امواج نوری تأثیرگذار باشد قدمی رو به جلو در تشخیص برخی دیگر از بیماریهای پوستی خواهد بود. در تحقیقات اخیر از دو خاصیت مهم تفرق دهندگی بافت پوست و دوانکساری بودن (انکسار مضاعف) آن بعنوان عوامل اصلی تغییر دهنده حالت پلاریزاسیون یاد شده است. خاصیت دوانکساری در مواردی که جسم دارای دو ضریب انکسار گوناگون می‌باشد، وجود دارد. یعنی زمانی که نور پلاریزه با محیط دوانکساری برخورد می‌کند، بدلیل تفاوت ضرایب انکسار ماده که در راستای محورهای اپتیکی اورتوگونال آن نمود پیدا می‌کند، بین مؤلفه‌های اورتوگونال میدان الکتریکی موج الکترومغناطیس نور اختلاف فاز ایجاد می‌شود و لذا حالت پلاریزاسیون نور تابیده شده تغییر می‌کند [۶]. در بافت بیولوژیک عامل اصلی پدیده دوانکساری فیبر کلاژن و بطور دقیقتر مولکولهای حلزونی شکل تشکیل دهنده فیبر کلاژن می‌باشد [۷]. ساختار فیبر کلاژن بگونه ای است که در دو راستای طولی و عرضی خود، دارای دو ضریب شکست متفاوت می‌باشد. در اثر بیماریهای پوستی، تغذیه فیبرهای کلاژن دچار اختلال شده و پیوندهای مولکولی تغییر شکل پیدا می‌کنند که در نتیجه این تغییرات، خاصیت دوانکساری بافت تغییر می‌نماید. بنابراین با سنجش یا اندازه‌گیری و مقایسه پارامترهای دوانکساری بافت می‌توان پیشرفت بیماری و یا واکنش به درمان را اندازه‌گیری نمود. در کنار خاصیت دوانکساری، خواص ساختاری دیگری که الگوی پلاریزاسیون بافت را تحت الشعاع قرار می‌دهد،

² Dermatoscopy³ Backscattered light¹ Noninvasive testing

متعامد می‌باشند، تشکیل می‌دهند. برای بیان کامل هریک از این دو مؤلفه به اطلاعاتی چون دامنه، طول موج، سرعت و فاز نیاز است. حالت پلاریزاسیون به جهت بردار میدان الکتریکی بستگی دارد و بیان ریاضی حالت پلاریزاسیون برای هر موج نور توسط بردار استوکس قابل ارائه است. شیوه محاسبه بردار استوکس پرتوی نور در رابطه ۱ آمده است [۱۰ و ۹].

$$S = \begin{pmatrix} S_0 \\ S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \langle E_{\parallel} E_{\parallel}^* + E_{\perp} E_{\perp}^* \rangle \\ \langle E_{\parallel} E_{\parallel}^* - E_{\perp} E_{\perp}^* \rangle \\ \langle E_{\parallel} E_{\perp}^* + E_{\perp} E_{\parallel}^* \rangle \\ \langle E_{\parallel} E_{\perp}^* - E_{\perp} E_{\parallel}^* \rangle \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} I_H + I_V \\ I_H - I_V \\ I_P - I_M \\ I_R - I_L \end{pmatrix} \quad (1)$$

که * عملگر مزدوج مختلط، $\langle \rangle$ نشان دهنده میانگین گیری زمانی بر روی بازه ای طولانی تر از پرپود سیگنال، E_{\parallel} و E_{\perp} دامنه های میدان الکتریکی بترتیب موازی و عمود بر صفحه تفرق و I بیانگر شدت نور عبور کرده از پلاریزرها می‌باشد. اندیس H پلاریزر افقی، V عمودی، P مورب $+45$ درجه، M مورب -45 درجه، R دایروی راستگرد و L دایروی چپگرد است.

از بردار استوکس می توان پارامترهای زیر (به ترتیب درجه پلاریزاسیون DOP ، درجه پلاریزاسیون خطی $DOLP$ و درجه پلاریزاسیون دایروی $DOCP$) را بدست آورد [۶].

$$DOP = \frac{(S_1^2 + S_2^2 + S_3^2)^{1/2}}{S_0}$$

$$DOLP = \frac{(S_1^2 + S_2^2)^{1/2}}{S_0} \quad (2)$$

$$DOCP = \frac{S_3}{S_0}$$

همچنین برخی مشخصات پلاریزاسیونی موج نور توسط بیضی پلاریزاسیون (شکل ۱) تعریف می شود [۱۱].

وجود دارد. بعنوان مثال بسیاری از ساختارهای مولکولی بافت مانند هسته سلولها، تفرق‌دهنده نور می‌باشند [۸] و لذا ثبت تغییرات ساختاری سلولهای سرطانی (تغییرات بدخیم) نیز می‌تواند در کنترل و نظارت بر روند درمان بیماری مؤثر باشد.

در این مقاله روش الیپسومتری لیزری بعنوان یک روش مناسب بمنظور اندازه‌گیری خواص (شاخصهای) پلاریزاسیون پوست معرفی و نتایج آزمایشگاهی بر روی فانتوم نمونه بافت پوست ارائه می‌گردد. ابتدا مفاهیم بردار استوکس و ماتریس مولر بیان و سپس نحوه ساخت فانتوم پلیمری بافت پوست که در اندازه‌گیری مورد نظر این تحقیق بکار برده شده است، تشریح می‌گردد. در ادامه چینش آزمایشگاهی سیستم الیپسومتری تفرقی لیزری معرفی می‌گردد و نتایج آزمایشگاهی کالیبراسیون سیستم ارائه می‌شود. سپس نتایج آزمایشهای الیپسومتری برای استخراج کلیه اطلاعات اپتیکی و پلاریزاسیونی (یعنی محاسبه ماتریس مولر) فانتوم ارائه می‌شود. در بخش انتهایی نتایج آزمایشگاهی بدست آمده بر روی فانتومهای گوناگون مقایسه و در نهایت شاخص (های) پلاریزاسیونی بافت پوست معرفی خواهند شد. نتایج بدست آمده نشان می‌دهد که از روش پیشنهادی می‌توان جهت شناسایی شاخص‌های پلاریزاسیونی برای کاربردهایی چون شناسایی برخی بیماری‌های پوستی، بررسی پیشرفت بیماری و نیز پاسخ به درمان استفاده نمود.

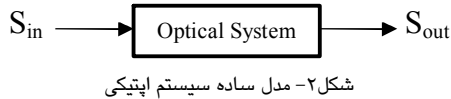
۲- مواد و روشها

۲-۱- تئوری تحقیق

یکی از ابزارهای قدرتمند برای آنالیز پلاریزاسیونی هر سیستم فعال اپتیکی تحلیل بردار استوکس امواج اپتیکی و ماتریس مولر سیستم می‌باشد که در این تحقیق از آن استفاده شده است. امواج الکترومغناطیس را دو مؤلفه

الکتریکی E و مغناطیسی B که ذاتاً نسبت به هم

رتاردر، بازتاب از سطح، بازپراکندگی و در حالت پیچیده یک بافت بیولوژیکی باشد.



ماتریس مولر M که یک ماتریس 4×4 است، رابطه‌ای خطی بین بردار استوکس خروجی S_{out} و ورودی S_{in} برقرار می‌کند. سیستم شکل ۲ را می‌توان با معادله ماتریسی زیر بیان کرد [۱۲]:

$$S_{out} = M \cdot S_{in} \quad (4)$$

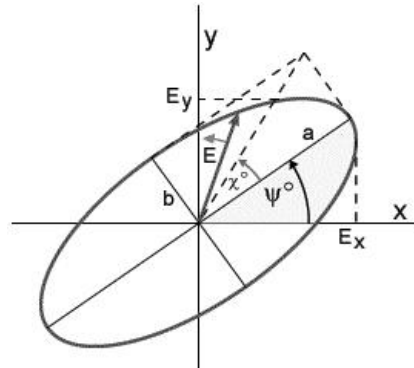
براساس آنچه در رابطه ۱ تعریف شد، هر بردار استوکس با ۴ اندازه‌گیری مستقل قابل محاسبه است. بنابراین با ۱۶ حالت مختلف پلاریزر-آنالیزر سیستم اپتیکی با ماتریس مولر آن کاملاً توصیف خواهد شد. بیان کلی ماتریس مولر براساس حالت‌های گوناگون پلاریزر-آنالیزر در رابطه ۵ خلاصه شده است [۱۲]:

$$M = \begin{bmatrix} HH + HV + VH + VV & HH + HV - VH - VV & 2PH + 2PV - m_{00} & 2RH + 2RV - m_{00} \\ HH - HV + VH - VV & HH - HV - VH + VV & 2PH - 2PV - m_{01} & 2RH - 2RV - m_{10} \\ 2HP + 2VP - m_{00} & 2HP - 2VP - m_{01} & 4PP - 2PH - 2PV - m_{20} & 4RP - 2RH - 2RV - m_{20} \\ 2HR + 2VR - m_{00} & 2HR - 2VR - m_{01} & 4PR - 2PH - 2PV - m_{30} & 4RR - 2RH - 2RV - m_{30} \end{bmatrix} \quad (5)$$

که اندیس H پلاریزر افقی، V عمودی، P مورب 45° و R دایروی راستگرد است.

۲-۲- تهیه نمونه‌های فانتوم پوست

در تهیه نمونه بافت پوست (فانتوم پوست) ضروری است که فانتوم با توجه به کاربرد مورد نظر و هدفی که محقق در پی آن است به فرم مورد نظر ساخته و ارائه گردد. مهمتر از این نکته، خواص فانتوم است که وجود هر خصیصه در آن نیز رابطه تنگاتنگ با کاربرد متصور شده دارد. از آنجاکه در کاربرد موضوع این تحقیق هدف در ابتدا طراحی و پیاده‌سازی چنین آزمایشگاهی با دقت و تکرارپذیری مناسب می‌باشد، لذا ابتدا به تهیه نمونه‌های مختلف بمنظور



از جمله مشخصه‌های پلاریزاسیونی می‌توان به ضریب بیضوی^۱ χ و راستای بیضی پلاریزاسیون^۲ ψ اشاره کرد که در رابطه ۳ آورده شده است.

$$\chi = \arctan(b/a) \quad ; \quad -45^\circ \leq \chi \leq +45^\circ \quad (3)$$

$$\psi = \angle X, a \quad ; \quad 0^\circ \leq \psi \leq 180^\circ$$

در بحث الیسومتری تفرقی لیزری، بدست آوردن ابزار ریاضی مناسب جهت توصیف چگونگی تغییرات بردار استوکس در اثر تداخل نور با سیستم اپتیکی بسیار اهمیت دارد. منظور از سیستم هرچیزی است که حالت پلاریزاسیون پرتو را تغییر می‌دهد (شکل ۲). سیستم می‌تواند یک پلاریزر^۳،

کالیبراسیون تجهیزات و آزمایش پایداری و تکرارپذیری و در انتها فانتوم شبیه‌سازی‌کننده پوست با دیدگاه پلاریزاسیونی پرداخته شده است. پس از بررسی مقالات و مکاتبه با برخی محققین بخصوص آقایان دکتر ماتچر^۴ [۱۳] و دکتر ایگور^۵ [۱۴]، مواد زیر بعنوان بهترین گزینه‌های ممکن جهت شبیه‌سازی خواص اپتیکی و پلاریزاسیونی بافت پوست مورد توجه قرار گرفت:

¹ Ellipticity
² Orientation
³ Polarizer
⁴ Retarder
⁵ Matcher
⁶ Igor

شاخص‌های پلاریزاسیونی ثبت شده توسط سیستم الیپسومتری تفرقی مقدور می‌باشد.

۲-۳- روش اندازه‌گیری

یک مجموعه آزمایشگاهی الیپسومتری تفرقی لیزری متشکل از میز اپتیکی، لیزر هلیوم‌نئون قرمز با طول موج $632/8$ نانومتر و توان $7/5$ میلی‌وات، دو عدد ریتارد ربع موج، دو عدد پلاریزر با باند عبور پهن، یک‌عدد لنز جهت جمع‌آوری پرتوهای تفرقی نور از نمونه تحت آزمایش، گیرنده نوری، کامپیوتر و تعدادی قطعات اپتومکانیک جهت تنظیم مجموعه آزمایشگاهی پیاده‌سازی گردید. بلوک دیاگرام مجموعه آزمایشگاهی فراهم شده در شکل ۳ نشان داده شده است. همانطور که در این شکل مشاهده می‌شود، منبع نور لیزر، لنز، پلاریزر و ریتارد بلوک تولیدکننده حالت پلاریزاسیون^۷ را تشکیل می‌دهند. وظیفه این بلوک تولید حالات مختلف پلاریزاسیون و تابش به فانتوم بافت می‌باشد. نور پلاریزه شده پس از برخورد با فانتوم بافت تحت آزمایش توسط بلوک گیرنده حالت پلاریزاسیون^۸ دریافت و با استفاده از مجموعه ای متشکل از المانهای اپتیکی مشابه (پلاریزر، ریتارد و لنز) و یک آشکارساز اندازه‌گیری می‌شود. از مقایسه حالت پلاریزاسیون نور در بعد و قبل از بافت هدف می‌توان بیضی پلاریزاسیون و المانهای ماتریس مولر بافت هدف را استخراج نمود. از آنجاکه انتخاب مجموعه آزمایشگاهی مناسب براساس کاربرد خاص و انجام این تحقیق و برای انجام تست بر روی پوست می‌باشد، لذا بمنظور ایجاد چنین مجموعه ای در قدم اول بایستی نوع و مشخصات منبع نور لیزر را تعیین کنیم.

- اینترالیپیدها در آب^۱
 - پودر دی‌اکسید تیتانیوم در آگر^۲
 - میکروذرات شیشه در رزین اپوکسی^۳
 - پودر دی‌اکسید تیتانیوم در رزین اپوکسی^۴
 - میکروذرات شیشه در پلی‌استر^۵
- در کارهای مشابه صورت گرفته و در مقالاتی که با حوزه این تحقیق همخوانی دارد، بمنظور تهیه فانتوم معادل بافت بیولوژیک اغلب از مواد پلیمری استفاده شده است. مزیت اصلی این مواد در امکان ساخت فانتوم با درجه همگنی مناسب و نیز کنترل اندازه و ضریب شکست ذرات می‌باشد. همچنین پایداری چنین فانتومهایی (فانتومهای غیر مایع) در شرایط آزمایشگاهی بسیار بالا می‌باشد و برای سنجش میزان کالبراسیون سیستم پیاده‌سازی شده نیز کارآیی خواهد داشت.
- در این تحقیق بدلیل سرعت بالای فرایند سخت شدگی پلی‌استر^۶ به‌مراه تسهیل کننده اسیدی، فانتوم پوست از نوع پلی‌استر انتخاب و ساخته شده است. نتایج ارائه شده در ادامه توسط تحلیل بردار استوکس نشان می‌دهد که پلیمر پلی‌استر از آنجاکه دارای خواص اپتیکی ایستان و تقریباً خطی می‌باشد، انتخاب مناسبی برای بستر و پایه ساخت فانتوم (ماتریس فانتوم) بشمار می‌آید. بعبارتی ایجاد مشخصه‌های پلاریزاسیونی بافت مانند اضافه کردن ذرات کروی پلی‌استایرن شبیه شیشه بعنوان المان مدل‌کننده ذرات تفرقی دهنده نور (هسته سلولی و ذرات میتوکندری) و نیز فیبرهای شیشه به جهت شبیه سازی رشته‌های کلاژن در بافت پوست و ثبت تغییرات ناشی از آن با دقت مناسب، مقدور است. در اینجا نیز بدلیل انتخاب فانتوم با پایه غیرمایع، امکان تثبیت فیبرهای شیشه درون پلی‌استر و مشاهده تغییرات ناشی از مدل کردن فیبرهای کلاژن بر روی

¹ Intralipid in water

² Titanium dioxide in agar

³ Glass microspheres in epoxy resin

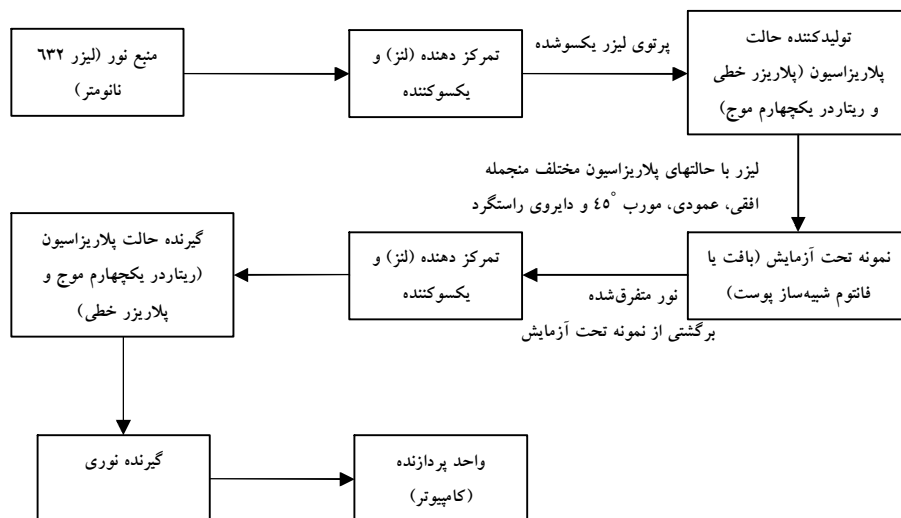
⁴ Epoxy resin with TiO₂

⁵ Glass microspheres in polyester

⁶ Polyester

⁷ Polarization State Generator (PSG)

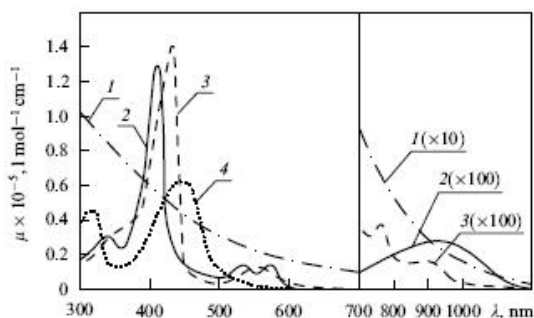
⁸ Polarization State Detector (PSD)



شکل ۲- بلوک دیاگرام مجموعه آزمایشگاهی الیسومتری تفرقی اجرا شده

از آنجاکه در محدوده طول موج قرمز و مادون قرمز نزدیک، ضریب تفرق پوست نسبت به ضریب جذب بسیار بیشتر است [۱۶ و ۱۲]، لذا برای اندازه‌گیری ماتریس مولر تفرق نور از پوست، استفاده از لیزر با طول موج در محدوده این طیف منطقی بنظر می‌رسد. بعنوان مثال استفاده از لیزر مادون قرمز نزدیک با طول موج ۹۰۴ نانومتر بدلیل بالاترین عمق نفوذ و وجود دیود لیزرهای تجاری با توان بالا در طول موج مذکور، می‌تواند گزینه‌ای مناسب باشد [۱۷]. همچنین استفاده از لیزر قرمز ۶۳۲/۸ نانومتر (هلیوم-نئون)، بدلیل کاربرد فراوان در تحقیقات و سهل‌الوصول بودن و نیز مشخصه تفرق مناسب بافت بیولوژیک در این طول موج، گزینه‌ای مناسب برای کاربردهای تشخیصی می‌باشد [۱۷]. در ادامه این تحقیق برای انجام آزمایشات از طول موج ۶۳۲/۸ نانومتر استفاده شده است. شکل ۵ تصویری از مجموعه آزمایشگاهی الیسومتری پیاده‌سازی شده را نشان می‌دهد.

بدیهی است با تعیین طول موج کارکرد مجموعه آزمایشگاهی سایر المانهای اپتیکی مورد نیاز برای تشکیل سیستم الیسومتری قابل انتخاب خواهد بود. بدلیل آنکه نحوه توزیع نور در پوست براساس طول موج نور و مشخصات اپتیکی پوست متغیر است و براساس آنچه در مورد خواص پلاریزاسیونی بافت پوست و پدیده تفرق بیان شد، استفاده از طول موج مناسب با بیشترین عمق نفوذ جهت استخراج اطلاعات پلاریزاسیونی لایه‌های درم و اپی‌درم بافت پوست مدنظر است. همچنین انتخاب طول موج نور بایستی بگونه‌ای باشد که پدیده تفرق نسبت به جذب مشهودتر باشد. بنابراین بایستی از طول موجهای در محدوده مرئی و مادون قرمز استفاده شود (شکل ۴).

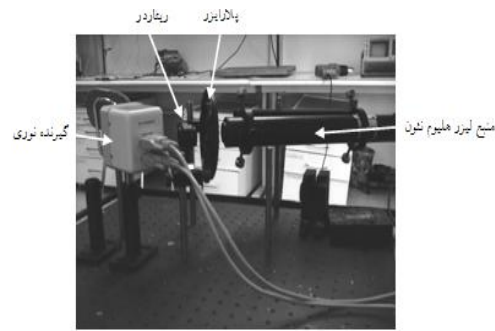


شکل ۴- طیف جذب بافت رنگدانه‌های مهم پوست: ۱- ملانین، ۲- اکسی-هموگلوبین، ۳- هموگلوبین و ۴- بیلی‌روبین [۱۵]

گرفته که نتایج آن در ادامه آورده شده است. در نهایت پس از کالیبره کردن سیستم یکسری آزمایشها بر روی فانٹوم پوست که از پلی استر ساخته شده است انجام گرفته که نتایج آن در غالب المانهای ماتریس مولر ارائه می گردد.

۳- نتایج

در این تحقیق بمنظور ارزیابی و کالیبراسیون مجموعه آزمایشگاهی الیپسومتری از نمونه هایی از جنس صفحات پلکسی شفاف، کدر و با زبری سطحی استفاده شده است. در ادامه نتایج حاصل از آزمایش و نیز تست تکرارپذیری چپینش آزمایشگاهی آورده شده است. هدف از انتخاب این نمونه ها در مرتبه نخست اخذ داده های آزمایشگاهی از مجموعه ایجاد شده و بنوعی انجام تنظیمات اولیه و اخذ نتایج اولیه آزمایشگاهی و در مرتبه دوم بررسی صحت و تکرارپذیری سیستم الیپسومتری تفرقی لیزری طراحی شده می باشد. از آنجاکه با استفاده از ادوات موجود امکان کالیبراسیون گیرنده نوری از طریق فایل کالیبراسیون موجود که توسط کمپانی سازنده ارائه شده است میسر شده است، بنابراین کالیبراسیون و تست صحت عملکرد سایر بخشهای الیپسومتر نیز با استفاده از همین سنسور گیرنده نوری انجام پذیرفته است. گیرنده نوری متعلق به سیستم پلاریمتر سری PA500 و ساخت کمپانی Thorlabs امریکا می باشد که توانایی اندازه گیری پرتوهای نور با طول موجهای در محدوده ۴۵۰ تا ۷۰۰ نانومتر را دارد. خروجی گیرنده نوری به یک سیستم پلاریمتر موجود داده و صحت عملکرد هریک از المانهای اپتیکی بدون قرارگیری نمونه در مجموعه آزمایشگاهی، تست شده است. بمنظور تست تکرارپذیری مجموعه الیپسومتر، نتایج آزمایشها برای هر نمونه در ۱۰ نوبت انجام و نتایج با یکدیگر مقایسه شده اند. روش کالیبراسیون سیستم الیپسومتری در سه گام تکمیل می شود. ابتدا به اندازه گیری انحراف^۲ ولتاژ DC گیرنده می پردازیم. بدین صورت که ابتدا منبع لیزر را خاموش



شکل ۵- تصویر مجموعه آزمایشگاهی الیپسومتری

مشخصات جذب و تفرق لایه های پوست در طول موج فوق که توسط سیستم اسپکتروسکوپی انعکاسی اندازه گیری شده است، به همراه ضخامت هر لایه در جدول ۱ آمده است [۱۸-۱۹]. عمق نفوذ مطلوب برای سنجش پارامترهای پلاریزاسیونی پوست و رسیدن به لایه درم، بین ۲۰۰ میکرومتر تا ۱/۵ میلیمتر از سطح پوست می باشد [۲۰]. در جدول ۱ μ_s و μ_a بترتیب ضرایب جذب و تفرق، g فاکتور غیرهمسانی، n ضریب شکست و t ضخامت هر لایه از پوست را بیان می کند.

جدول ۱- پارامترهای اپتیکی لایه های پوست در طول موج [۱۸-۱۹]

لایه پوست	ضریب جذب (mm^{-1})	ضریب تفرق (mm^{-1})	n	ضخامت (mm)
ابی درم	۰/۰۲۵	۰/۹	۱/۵	۰/۲
پاپیلاری	۰/۰۵۳	۰/۹۳	۱/۴	۰/۲
رتیکولار	۰/۰۲۵	۰/۹	۱/۴	۱/۵
چربی	۰/۰۱۱۲	۱/۰۸	۱/۴	۰/۳
عضله	۰/۰۳۲	۰/۵۹	۱/۳	۱۰

بمنظور انجام آزمایشها و ارزیابی روش الیپسومتری در استخراج اطلاعات مربوط به ساختار پلاریزاسیونی بافت و نیز کالیبراسیون مجموعه آزمایشگاهی و تست تکرارپذیری ابتدا یکسری آزمایشها بر روی ساختارهای مشخص مانند صفحات پلکسی^۱ با مشخصات فیزیکی گوناگون انجام

² Offset

¹ Plexy glass

جدول ۳- المانهای ماتریس مولر حاصل از الیپسومتری لیزری بر روی صفحه پلکسی کدر

$M_{turbid-plexy}$	$M_{i1;i=1:4}$	$M_{i2;i=1:4}$	$M_{i3;i=1:4}$	$M_{i4;i=1:4}$
$M_{1i;i=1:4}$	۱	۰	۰	۰
$M_{2i;i=1:4}$	-۰/۱۲۹	۰/۷۸	-۱/۲۳۰	۰/۲۷۵
$M_{3i;i=1:4}$	-۰/۰۳۴	-۰/۰۰۵	۰/۶۸۸	۰/۰۹۲
$M_{4i;i=1:4}$	۰/۰۱۵	-۰/۰۱۲	۰/۰۳۹	-۰/۰۴۸

جدول ۴- المانهای ماتریس مولر حاصل از مقایسه نتایج الیپسومتری لیزری بر روی صفحات پلکسی شفاف و کدر

$ M_{com} $	$M_{i1;i=1:4}$	$M_{i2;i=1:4}$	$M_{i3;i=1:4}$	$M_{i4;i=1:4}$
$M_{1i;i=1:4}$	۰	۰	۰	۰
$M_{2i;i=1:4}$	۰/۰۲۹	۰/۰۰۸	۰/۸۷۱	۰/۴۳۴
$M_{3i;i=1:4}$	۰/۰۳۵	۰/۰۴۸	۰/۱۴۴	۰/۰۶۱
$M_{4i;i=1:4}$	۰/۰۰۵	۰/۰۰۶	۰/۲۳۹	۰/۰۳۲۳

مشاهده می شود در اثر کدورت صفحه پلکسی، المان M_{23} ماتریس مولر بطور چشمگیری تغییر کرده است. همچنین تغییرات محسوسی نیز در المانهای M_{24} ، M_{43} و M_{44} به چشم می خورد که این المانها تحت تأثیر اندازه-گیری ها با حالت پلاریزاسیون ورودی مورب $45^\circ +$ و دایروی راستگرد می باشد.

در جداول ۵ و ۶ تست تکرارپذیری سیستم الیپسومتری لیزری اجرا شده در ۱۰ مرحله برای نمونه های صفحات پلکسی شفاف و کدر آورده شده است. همانطور که از نتایج قابل مشاهده است، سیستم به نحو مطلوبی کالیبره شده است و دامنه تغییرات ناچیزی بین نتایج مشاهده می شود.

کرده و سپس میزان انحراف ولتاژ DC قرائت می شود. ثانیاً ابتدا توسط ترکیب مناسب پلاریزر و ریتارد، نور با حالت پلاریزاسیون بیضوی تولید و سپس توسط گیرنده نوری ثبت می شود. ثالثاً نور پلاریزه افقی با استفاده از یک پلاریزر خطی ایجاد و توسط گیرنده ثبت می شود. برنامه کالیبراسیون موجود بر روی سیستم، با استفاده از سه مقدار قرائت شده، به کالیبره کردن گیرنده در طول موج مورد استفاده می پردازد. پس از خاتمه فرایند فوق عملکرد سایر بخشهای الیپسومتر بویژه واحد تولیدکننده حالت پلاریزاسیون کالیبره می شود.

در ادامه نتایج آزمایشگاهی شامل اندازه گیری ماتریس مولر نمونه و سپس تست تکرارپذیری نتایج برای حالات پلاریزاسیون ورودی مختلف و بترتیب برای نمونه های صفحه پلکسی شفاف، کدر، کدر با زبری سطحی، پلیمر پلی-استر و پلیمر پلی استر حاوی دانه های کروی پلی استایرن که تفرق دهنده نور می باشند، آورده شده است. همانطور که در رابطه ۵ بیان شد، بمنظور استخراج ماتریس مولر نمونه تحت آزمایش به ۱۶ اندازه گیری مستقل و یا محاسبه ۴ بردار استوکس خروجی بازای بردارهای استوکس شناخته شده ورودی نیازمندیم. در ادامه بدین منظور از ورودیهای پلاریزه افقی، عمودی، مورب $45^\circ +$ و دایروی راستگرد استفاده شده است.

در جداول ۲، ۳ و ۴ المانهای ماتریس مولر دو نمونه صفحات پلکسی شفاف و کدر بدست آمده از سیستم الیپسومتر پیاده سازی شده آورده به همراه المانهای ماتریس حاصل از مقایسه نتایج بر روی صفحات فوق آورده شده است.

جدول ۲- المانهای ماتریس مولر حاصل از الیپسومتری لیزری بر روی صفحه پلکسی شفاف

M_{plexy}	$M_{i1;i=1:4}$	$M_{i2;i=1:4}$	$M_{i3;i=1:4}$	$M_{i4;i=1:4}$
$M_{1i;i=1:4}$	۱	۰	۰	۰
$M_{2i;i=1:4}$	-۰/۱	۰/۷۸۸	-۰/۳۵۹	-۰/۱۵۹
$M_{3i;i=1:4}$	۰/۰۰۱	-۰/۰۰۲	۰/۵۴۴	۰/۰۳۱
$M_{4i;i=1:4}$	-۰/۰۲	-۰/۰۱۸	۰/۲۷۸	۰/۲۷۵

خواص پلاریزاسیون پوست با الیپسومتری لیزری

جدول ۸- المانهای ماتریس مولر حاصل از مقایسه نتایج الیپسومتری لیزری بر روی صفحات پلکسی کدر با و بدون زبری سطحی

$ M_{com} $	$M_{1;i=1:4}$	$M_{2;i=1:4}$	$M_{3;i=1:4}$	$M_{4;i=1:4}$
$M_{1;i=1:4}$
$M_{2;i=1:4}$	۰/۱۰۵	۰/۱۵۷	۰/۶۷۲	۰/۵۰۹
$M_{3;i=1:4}$	۰/۰۴۴	۰/۰۶۵	۰/۰۴۹	۰/۰۷۱
$M_{4;i=1:4}$	۰/۰۰۱	۰/۰۰۵	۰/۰۶۱	۰/۱۹۱

کالیبراسیون سیستم با آزمایش بر روی صفحه پلکسی با زبری سطحی ادامه داده شده است که نتیجه در جدول ۷ آمده است. همچنین المانهای ماتریس مولر حاصل از مقایسه نتایج صفحات پلکسی کدر با و بدون زبری سطحی در جدول ۸ آمده است.

مشاهده می شود در اثر زبری بر روی صفحه پلکسی کدر، المان M_{23} و M_{24} ماتریس مولر بطور چشمگیری تغییر کرده اند. پس از اتمام آزمایشات بر روی نمونه های کالیبراسیون، آزمایشات تکمیلی تست بر روی پایه سازنده فانتوم بافت پوست یعنی پلی استر انجام گردید. المانهای ماتریس مولر حاصل از آزمایش بر روی فانتوم پوست در جدول ۹ آورده شده است.

جدول ۹- المانهای ماتریس مولر حاصل از الیپسومتری لیزری بر روی فانتوم پلی استر پوست

$M_{polyster}$	$M_{1;i=1:4}$	$M_{2;i=1:4}$	$M_{3;i=1:4}$	$M_{4;i=1:4}$
$M_{1;i=1:4}$	۱	.	.	.
$M_{2;i=1:4}$	-۰/۴۸۵	۰/۳۰۵	۰/۲۷۶	۰/۰۲۱
$M_{3;i=1:4}$	۰/۱۵۸	۰/۰۶۴	-۰/۵۷۷	-۰/۲۶۹
$M_{4;i=1:4}$	۰/۰۰۲	-۰/۰۰۶	.	-۰/۳۸۹

برای اطمینان از صحت اطلاعات، مجدداً به تست تکرارپذیری در ۱۰ مرحله پرداختیم که نتایج در جدول ۱۰ آورده شده است. همچنین نمودار مقادیر راستای بیضی پلاریزاسیون، درجه پلاریزاسیون و درجه پلاریزاسیون خطی برای ۱۰ نوبت اندازه گیری در شکل ۶ نشان داده شده است.

جدول ۵- تست تکرارپذیری با ورودی پلاریزه افقی بر روی نمونه صفحه پلکسی شفاف

	DOP%	DOLP%	Ellipticity	Orientation
۱	۶۷/۹	۶۷/۸	-۰/۰۲۸	-۰/۰۴۱
۲	۶۷/۷	۶۷/۶	-۰/۰۲۸	-۰/۰۶۱
۳	۶۷/۵	۶۷/۴	-۰/۰۲۸	-۰/۰۱۵
۴	۶۷/۹	۶۷/۸	-۰/۰۲۸	۰/۰۴۹
۵	۶۸/۳	۶۸/۲	-۰/۰۲۷	۰/۱۰۴
۶	۶۸/۴	۶۸/۳	-۰/۰۲۷	۰/۰۱۳
۷	۶۷/۹	۶۷/۸	-۰/۰۲۷	۰/۱۱۷
۸	۶۷/۹	۶۷/۸	-۰/۰۲۸	-۰/۰۳۸
۹	۶۸/۰	۶۷/۹	-۰/۰۲۸	-۰/۰۸۷
۱۰	۶۸/۰	۶۷/۹	-۰/۰۲۷	-۰/۰۳۳

جدول ۶- تست تکرارپذیری با ورودی پلاریزه دایروی راستگرد برای نمونه صفحه پلکسی کدر

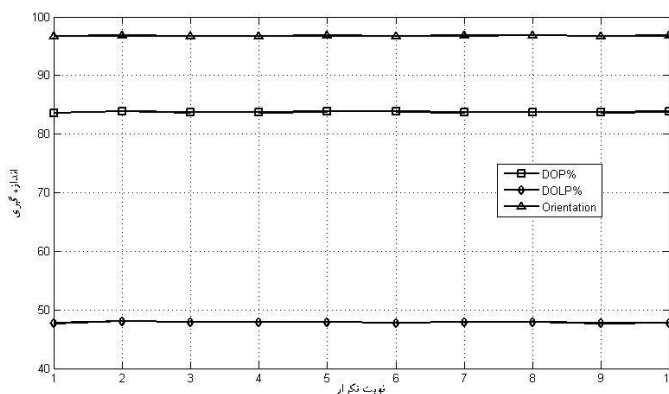
	DOP%	DOLP%	Ellipticity	Orientation
۱	۶۴/۶	۴۰/۹	-۰/۴۷۴	۸۵/۹۱۰
۲	۶۴/۶	۴۰/۹	-۰/۴۷۴	۸۵/۹۱۷
۳	۶۴/۷	۴۱/۰	-۰/۴۷۴	۸۵/۷۶۵
۴	۶۴/۷	۴۱/۰	-۰/۴۷۳	۸۵/۸۲۴
۵	۶۴/۷	۴۱/۰	-۰/۴۷۴	۸۵/۹۰۹
۶	۶۴/۷	۴۱/۰	-۰/۴۷۴	۸۵/۸۸۴
۷	۶۴/۷	۴۱/۰	-۰/۴۷۳	۸۵/۹۰۴
۸	۶۴/۷	۴۱/۰	-۰/۴۷۳	۸۵/۹۰۲
۹	۶۴/۷	۴۱/۰	-۰/۴۷۳	۸۵/۸۹۷
۱۰	۶۴/۷	۴۱/۰	-۰/۴۷۳	۸۵/۸۶۸

جدول ۷- المانهای ماتریس مولر حاصل از الیپسومتری لیزری بر روی صفحه پلکسی کدر با زبری سطحی

<i>rough-turbid-plexy</i>	$M_{1;i=1:4}$	$M_{2;i=1:4}$	$M_{3;i=1:4}$	$M_{4;i=1:4}$
$M_{1;i=1:4}$	۱	.	.	.
$M_{2;i=1:4}$	۰/۰۲۴	۰/۹۳۷	-۰/۵۵۸	-۰/۲۳۴
$M_{3;i=1:4}$	۰/۰۱	۰/۰۱۵	۰/۷۳۷	۰/۰۶۱
$M_{4;i=1:4}$	-۰/۰۱۶	-۰/۰۰۷	۰/۱	-۰/۲۳۹

جدول ۱۰- تست تکرارپذیری با ورودی پلاریزه دایروی راستگرد برای نمونه فانتوم بافت پوست از جنس پلی استر

	DOP%	DOLP%	Ellipticity	Orientation
۱	۸۳/۶	۴۷/۷	-۰/۵۲۳	۹۶/۷۳۱
۲	۸۳/۹	۴۸/۱	-۰/۵۲۱	۹۶/۸۱۴
۳	۸۳/۷	۴۷/۹	-۰/۵۲۲	۹۶/۶۹۶
۴	۸۳/۷	۴۷/۹	-۰/۵۲۲	۹۶/۷۰۵
۵	۸۳/۸	۴۷/۹	-۰/۵۲۲	۹۶/۸۰۷
۶	۸۳/۸	۴۷/۸	-۰/۵۲۳	۹۶/۷۳۶
۷	۸۳/۷	۴۷/۹	-۰/۵۲۲	۹۶/۸۰۱
۸	۸۳/۷	۴۷/۹	-۰/۵۲۲	۹۶/۸۴۷
۹	۸۳/۷	۴۷/۷	-۰/۵۲۳	۹۶/۷۵۷
۱۰	۸۳/۸	۴۷/۸	-۰/۵۲۲	۹۶/۷۶۳



شکل ۶- نمودار راستای بیضی پلاریزاسیون، درجه پلاریزاسیون و درجه پلاریزاسیون خطی برای ۱۰ نوبت اندازه گیری

جدول ۱۱ آورده شده است. در جدول ۱۲ نتایج حاصل از مقایسه المانهای ماتریس مولر فانتومهای پلی استری قبل و بعد از افزودن دانه های کروی شیشه ای بعنوان ذرات تفرق- دهنده آورده شده است.

جدول ۱۱- المانهای ماتریس مولر حاصل از الیپسومتری لیزری بر روی فانتوم پلی استر پوست حاوی دانه های کروی شیشه ای

$M_{turbid-plexy}$	$M_{1;i=1:4}$	$M_{2;i=1:4}$	$M_{3;i=1:4}$	$M_{4;i=1:4}$
$M_{1;i=1:4}$	۱	۰	۰	۰
$M_{2;i=1:4}$	-۰/۰۹۸	۰/۱۵۲	-۰/۱۲۶	-۰/۰۳۱
$M_{3;i=1:4}$	-۰/۰۰۴	۰/۱۲۹	۰/۰۴۳	-۰/۰۴۳
$M_{4;i=1:4}$	۰/۰۰۹	۰/۰۰۱	۰/۰۱۵	-۰/۰۸۵

جدول ۱۲- المانهای ماتریس مولر حاصل از مقایسه نتایج الیپسومتری لیزری بر روی فانتوم پوست قبل و بعد از افزودن دانه های شیشه ای

$ M_{com} $	$M_{1;i=1:4}$	$M_{2;i=1:4}$	$M_{3;i=1:4}$	$M_{4;i=1:4}$
$M_{1;i=1:4}$	۰	۰	۰	۰
$M_{2;i=1:4}$	۰/۳۸۷	۰/۱۵۳	۰/۴۰۲	۰/۰۵۲
$M_{3;i=1:4}$	۰/۱۱۸	۰/۰۶۵	۰/۶۲	۰/۲۲۶
$M_{4;i=1:4}$	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷	۰/۰۱۵	۰/۶۰۴

در ادامه بمنظور مدلسازی فانتوم پوست با خاصیت تفرق- دهنده گی، فانتوم جدیدی از پلی استر حاوی دانه های کروی پلی استایرن ایجاد و آزمایشهای مشابه بر روی آن انجام گردید. ماتریس مولر نمونه پلیمر پلی استر حاوی ذرات تفرق دهنده اندازه گیری گردید که نتایج آن در

مشکوک به بیمار با بررسی آن شاخص (ها) عبارتی به تشخیص و حتی پیش‌بینی بیماری در مراحل اولیه پیدایش پرداخت. همانطور که در بررسی نتایج آزمایشها نشان داده شد المانهای M_{21} ، M_{23} ، M_{33} ، M_{34} و M_{44} دارای بیشترین حساسیت نسبت به وجود تفرق‌دهنده‌های پوستی می‌باشند و می‌توانند بعنوان شاخصهای شناسایی بیماریهای مرتبط پوستی بشمار می‌آیند. بطور مثال درخصوص مؤلفه M_{23} و با توجه به رابطه ۵ مشاهده می‌شود که برای ثبت آزمایشگاهی تغییرات این مؤلفه، تنها به نور با حالت‌های پلاریزاسیون افقی، عمودی و مورب 45° درجه نیاز است و لذا با استفاده از یک پلاریزر خطی ساده و بدون نیاز به صفحه ریتارد می‌توان سیستم سنجش بهینه‌ای را طراحی کرد. بنابراین در هر کاربرد خاص با تحلیل شاخص‌های مهم پلاریزاسیونی امکان دسترسی به سیستم اندازه‌گیری با حداقل هزینه میسر می‌باشد. دستاورد اصلی این تحقیق ارائه سیستمی کارآمد با قابلیت تکرار بالا در اندازه‌گیری خواص پلاریزاسیون پوست می‌باشد که بمنظور مشخصه‌سازی پلاریزاسیونی بافت پوست و استخراج شاخصهای تشخیصی مناسب بیماریهای خاص از آن استفاده شده است.

۵- تشکر و قدردانی

تست‌های آزمایشگاهی این تحقیق با همکاری آزمایشگاه لیزر گروه الکترونیک، کنترل و ابزار دقیق پژوهشگاه نیرو انجام پذیرفته است که در اینجا از همکاری آن پژوهشگاه محترم کمال تشکر را داریم.

مشاهده می‌شود در اثر افزودن دانه‌های تفرق‌دهنده به پلیمر پلی‌استر، المانهای M_{21} ، M_{23} ، M_{33} ، M_{34} و M_{44} ماتریس مولر بطور چشمگیری تغییر نموده‌اند. ذرات تفرق‌دهنده، هسته سلولی بافت بیولوژیک پوست را مدل می‌کنند. با روش ارائه شده افزایش و کاهش ذرات تفرق‌دهنده با اندازه‌گیری المانهای حساس ماتریس مولر یعنی M_{21} ، M_{23} ، M_{33} ، M_{34} و M_{44} شناسایی کرد. افزایش تعداد سلولها (ذرات تفرق‌دهنده) در بافت پوست نشانه بیماری هایپرپلازی^۱ می‌باشد. همچنین در ادامه تحقیقات می‌توان تغییر شکل ذرات تفرق‌دهنده را بعنوان عامل دیگر تأثیرگذار بر خواص پلاریزاسیونی بافت پوست بررسی کرده و المان(های) حساس ماتریس مولر را شناسایی کرد. تغییر شکل (پخ شدگی) هسته سلول کراتینوسایت موجود در لایه استراتوم کورنیوم پوست نشانه بیماری پاراکراتوزیس^۲ می‌باشد.

۴- بحث و نتیجه‌گیری

بطور کلی از بررسی نتایج در هر بخش از آزمایشهای صورت گرفته می‌توان مشاهده کرد که برخی المانهای ماتریس مولر در برابر تغییرات ماهیت فیزیکی نمونه فانتوم تحت آزمایش از خود حساسیت بیشتری نشان داده و در واقع حاوی اطلاعات مفید می‌باشند. نتایج بدست آمده در این تحقیق همخوانی خوبی را با نتایج گزارش شده از تحقیقات مشابه بر روی خواص پلاریزاسیونی بافتی و عناصر بیولوژیکی و غیربیولوژیکی نشان می‌دهد [۲۴-۲۱]. در این تحقیق ابزار آزمایشگاهی مناسبی برای ردیابی و استخراج خصیصه‌های پلاریزاسیونی بافت پوست ارائه گردید. لذا می‌توان با توصیف تغییرات المانهای ماتریس مولر ناشی از روش پیشنهادی، در موارد گوناگون و بویژه برخی بیماریهای پوستی، مشخصه آن بیماری را که المان(هایی) از ماتریس مولر است که بیشترین حساسیت را از خود نشان می‌دهد، شناسایی کرد و در موارد

¹ Hyperplasia

² Parakeratosis

منابع

1. Matuszak Z, Radwanska M. Optical properties of Melanin solutions, estimation of polymer particles size, Proceedings of the Symposium on Photonics Technologies for 7th Framework Program Wroclaw, 12-14 October 2006.
2. Conchello A, Cogswell CG, Wilson T, Carlsson K, Kino GS, Lerner JM, et al. Three-Dimensional and Multidimensional Microscopy: Image Acquisition and Processing, Volumes I-XII, Bellingham, Washington: SPIE International Society for Optical Engineering, 1994-2005.
3. Lebertre M, Patat F. Spatial variations of acoustic parameters in human skin: and in vivo study between 20 and 45 MHz. *Ultrasound in Med & Biol* 2002; 28: 599-615.
4. Hill CR. Physical principles of medical ultrasonics, Chichester: Ellis Horwood, 1986.
5. Andreassi L, Rubegni P, Burroni M. Digital technology in dermatoscopy, *G Ital Dermatol Venereol* 2004; 139:449-54.
6. Azzam RMA, Bashara NM. Ellipsometry and polarized light, North Holland: Amsterdam, 1988. p.75-93.
7. Rakovic M J, Kattawar GW. Theoretical analysis of polarization patterns from incoherent backscattering of light. *Appl. Opt.* 1998; 37: 3333-38.
8. Bartel S, Hielscher A H. Monte Carlo simulation of the diffuse backscattering Mueller matrix for highly scattering media. *Appl Opt* 2000; 39:1580-88.
9. Perry R J, Hunt A J, Huffman D R. Experimental determinations of Mueller scattering matrices for non-spherical particles, *Appl Opt* 1978; 17(17):2700-10.
10. Bohren C and Huffman D R. Absorption and scattering of light by small particles, Wiley Science Paperback Series, 1998.
11. Yao G, Wang L V. Propagation of polarized light in turbid media: simulated animation sequences, *Opt. Express* 2000; 7(5):198-203.
12. Hariharan P. Basics of interferometry, Academic Press Inc.: New York, 1992.
13. Gangnus S V, Matcher S J, and Meglinski L V. Monte Carlo modeling of polarized light propagation in biological tissue, *Laser Phys.* 2004; 14(6):886-91.
14. Meglinski I V, and Matcher S J. Quantitative assessment of skin layers absorption and skin reflectance spectra simulation in the visible and near infrared spectral regions, *Physiological Measurement.* 2002; 23(4): 741-53.
15. Tuchin V V. Light scattering study of tissue, *Usp Fiziol Nauk.* 1997; 167(5):517-39.
16. Wang X, and Wang L V. Propagation of polarized light in birefringent turbid media: time-resolved simulations, Optical Imaging Laboratory, Biomedical Engineering Program, Texas A&M University, *Opt. Express* 2001; 9(5).
17. Rishnaswarny A R K, and Baranoski G V G. A study on skin optics. Natural Phenomena Simulation Group, School of computer science, University of Waterloo, Canada, January 2004.
18. Jacques S L, Roman J R, and Lee K. Imaging superficial tissues with polarized light, Oregon Medical Laser Center, Providence St. Vincent Medical Center, Portland, Oregon 97225, USA, *Lasers Surg Med.* 2000; 26(2):119-29.
19. Page title available at: <http://omlc.ogi.edu/news/jan98/skinoptics.html>. Accessed on: July, 2008.
20. Jacques S L. Origins of tissue optical properties in the UVA, visible and NIR regions. *OSA TOPS on advances in optical imaging and photon migration* 1996; 2:364-71.
21. Ping Y, Heli W, George W K, Young X H, David M W, Chris A H, and Bryan A B. Sensitivity of the backscattering Mueller matrix to particle shape and thermodynamic phase, *Appl. Opt.* 2003; 42(21):4389-95.
22. Viktin I A, Laszlo R D, and Whyman C L. Effects of molecular asymmetry of optically active molecules on the polarization properties of multiply scattered light, *Opt. Express* 2002; 10(4): 222-229.
23. Ishimaru A, Jaruwatanadilok S, and Kuga Y. Polarized pulse waves in random discrete scatterers, *Appl. Opt.* 2001; 40(30):5495-502.
24. Firdus S, Ikram M. Polarized laser beam scattering through turbid medium for application in tissue imaging, *scienceasia* 2005; 32:167-72.