بیست و ششمین کنفرانس اپتیک و
فوتونیک ایران و دوازدهمین کنفرانس
مهندسی و فناوری فوتونیک ایران،
دانشگاه خوارزمی،
تهران، ایران.
۱۵-۱۶ بهمن ۱۳۹۸

بررسی امکان برآورد اطلاعات مکانی ضایعه پوستی با استفاده از نور بازتاب پخشی از بافت به روش ساده

الناز صفدری مولان، عزالدین مهاجرانی، محمد علی انصاری، افشان شیرکوند

پژوهشکده لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید بهشتی

e.safdari@sbu.ac.ir, e-mohajerani@sbu.ac.ir, m_ansari@sbu.ac.ir, a_shirkavand@sbu.ac.ir

چکیده – در این مقاله به منظور بررسی اطلاعات مکانی ضایعه پوستی ابتدا فانتوم ۲ لایه‌ای با خواص اپتیکی مشابه بافت پوست ساخته شد. سپس آزمایش همگنی فانتوم با استفاده از اندازه‌گیری نور بازتاب پخشی در موقعیت‌های مختلف روی نمونه، توسط قطعه اپتیکی ساخته شده، انجام شد. به منظور شبیه سازی ضایعه پوستی، فانتوم‌های استوانه‌ای شکل به ارتفاع‌های مختلف، داخل فانتوم جایگذاری شدند. در آخر نور بازتاب پخشی برای نمونه‌های مختلف توسط قطعه اپتیکی به دست آمد. نتایج نشان دهنده تفاوت رفتاری بین جاذب‌های با عمق‌های مختلف می‌باشد و این اطلاعات به منظور برآورد اطلاعات مکانی ضایعه بسیار مفید می‌باشد.

کلید واژه- بازتاب پخشی – ضایعه پوستی– فاصله منبع نور و آشکارساز– فانتوم مشابه بافت پوست

Investigation of the possibility of estimating spatial information of skin lesion using diffuse reflectance light from tissue by simple method

Elnaz Safdari molan, Mohammad Ali Ansari, Afshan Shirkavand, Ezeddin Mohajerani

Laser and Plasma Research Institute, Shahid Beheshti University

e.safdari@sbu.ac.ir, e-mohajerani@sbu.ac.ir, m_ansari@sbu.ac.ir, a_shirkavand@sbu.ac.ir

Abstract- In this paper, a 2-layer phantom with similar optical properties to the skin texture was developed to investigate the location information of skin lesions. Then the phantom homogeneity experiment was performed by measuring the diffuse reflectance light at different positions on the sample by an optical segment. In order to simulate the skin lesion, cylindrical phantoms at different heights were inserted into the phantom. Finally, diffuse reflectance light was obtained for different samples by optical segment. The results show behavioral differences between sorbents with different depths and this information is very useful for estimating spatial information of the lesion.

Keywords: Diffuse reflection - skin lesion - distance of light source and detector - phantom similar to skin textur

این مقاله درصورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2025-12-17]

مقدمه

امروزه به دلیل مزایای بی‌شمار، تعامل نور با بافت به طور گسترده در حوزه تشخیص و درمان در پزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این مطالعه، استفاده از نور در تشخیص ضایعه های پوستی انسان مورد نظر است. مهم‌ترین مزایای این روش عبارت است از: اطلاعات مربوط به بافت پوست را می‌توان به صورت غیرتهاجمی و در زمان واقعی بدست آورد، همچنین فناوری این روش کم هزینه و غیر تهاجمی است[1]. در زمینه تشخیصی، می‌توان اطلاعات مربوط به ساختار و عملکرد فیزیولوژیکی بافت را از مشخصات نور بازتاب پخشی بدست آورد. تغییر در شدت نور بازتاب پخشی، در مقایسه با نور فرودی، ناشی از اثر متقابل نور تابش شده با اجزای بافت و انتشار و پراکندگی نور در بافت است [2]. بازتاب پخشی خاصیت پراکندگی و جذب پوست را بررسی می‌کند [3].

تشخیص بیماری‌های پوستی به دلیل تنوع بسیار زیادی که دارند از اهمیت فوق العاده‌ای برخوردار است و نیز بسیار کمک کننده به پزشک معالج در خصوص امر درمان است. دانستن اطلاعات مکانی ضایعه برای تشخیص درست نوع ضایعه و نیز انتخاب پارامترهای درمانی موثر، بسیار کمک کننده است. مثلا اختلاف عمقی از بافت درگیر در مورد سرطان پوست ملانوما و خال‌های گوشتی خوش خیم، اهمیت این نوع اطلاعات را مشخص می‌کند و یا بیماری پوستی خال لکه شرابی که یک نوع بیماری عروقی می‌باشد دانستن اینکه تا چه عمقی از پوست درگیر هست برای انتخاب طول موج- انرژی و مدت زمان تابش لیزر بهینه (که سه پارامتر اصلی درمان هستند) بسیار کمک کننده است.

برای اندازه‌گیری شدت نور پس از انتشار در محیط بیولوژیکی، نور باید توسط یک آشکارساز جمع‌آوری شود و داده‌های به دست آمده باید توسط برنامه‌های رایانه‌ای پردازش شوند. دو روش برای تشخیص نور اپتیکی پخشی وجود دارد. انتقال، که در آن منبع نور و آشکارساز در دو طرف مقابل نمونه قرار گرفته و توموگرافی، که در آن منبع و آشکارساز روی سطح قرار می‌گیرد و آشکارساز یا منبع نور ممکن است نمونه را روبش کند یا ممکن است بیش از یک منبع یا آشکارساز ارسال یا جمع‌آوری نور در موقعیت‌های مختلف مکانی را انجام دهند[4].

در سال ۲۰۱۱ برای توموگرافی از بافت سینه، در یک زاویه خاص نور به فانتوم استوانه‌ای شکل تابش شده و نور در زاویه-های مختلف نسبت به منبع نور پس از عبور از بافت اندازه-گیری شده است[4]. که برای بافت‌های استوانه‌ای از قبیل بافت سینه و انگشت و دوران آشکارساز دور آن، مناسب است اما برای بررسی ضایعه‌های پوستی در بسیاری از نقاط مختلف بدن این امکان مؤثر نیست و بنابراین سیستم مسطح به کاربرده شده در این مطالعه با قرارگیری روی سطح نمونه و اندازه‌گیری میزان نور بازتابی پخشی در نقاط مختلف، مناسب می‌باشد. در این مقاله با استفاده از قطعه اپتیکی ساخته شده که در آن منبع نور و آشکارساز روی سطح نمونه قرار دارند، با اندازه‌گیری نور بازتاب پخشی در موقعیت‌های مختلف از فانتوم‌های مشابه بافت پوست به بررسی تفاوت نور بازتاب پخشی برای نمونه‌های مختلف وقتی داخل فانتوم جاذب‌هایی به عمق‌های مختلف جایگذاری می‌شود، پرداختیم. بر اساس متون سابقه این روش در دنیا به اواخر قرن بیستم می رسد[5,6]. تاکنون تحقیقات متعددی در این راستا انجام یافته است. ولی کار انجام یافته در این تحقیق در ایران بی‌سابقه است.

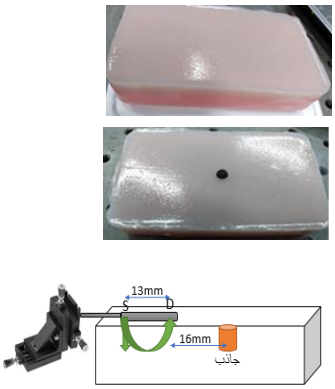
بخش تجربی و روش کار

در اینجا، ابزار عملی برای تجزیه و تحلیل تعامل نور با بافت، نظارت بر نور بازتاب پخشی از سطح است. به دلیل پیچیدگی-های بسیار زیاد در مورد بافت زنده امکان ارزیابی عمق ضایعه بسیار مشکل خواهد بود از این رو این امر نیازمند یک الگوی بافت هست که خواص اپتیکی مشابه بافت زنده را داشته باشد ولی پیچیدگی‌های موجود در برهم‌کنش نور با بافت زنده را در بر نداشته باشد بدین منظور فانتوم‌های مشابه بافت پوست تهیه شد.

این مقاله درصورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2025-12-17]

ابتدا خواص اپتیکی لایه‌های درمیس و اپیدرمیس بافت پوست انسان در طول موج مورد نظر (ناحیه سبز مرئی) از مراجع موجود استخراج شد[7]. سپس مواد لازم برای تهیه فانتوم مشابه بافت آگار، اینترالیپید، جوهر و آب مقطر را به میزان لازم برای هر لایه تهیه کرده و در نهایت فانتوم ۲ لایه‌ای مشابه بافت پوست ساخته شد (شکل ۱- الف). سپس فانتوم‌های استوانه‌ای شکل به قطر یکسان و ارتفاع‌های مختلف از همان جنس با غلظت جاذب زیاد که تداعی کننده خاصیت جذب زیاد ضایعه پوستی رنگدانه‌ای نسبت به پوست سالم اطراف می‌باشد، داخل فانتوم دو لایه‌ای جایگذاری شد (شکل ۱- ب).



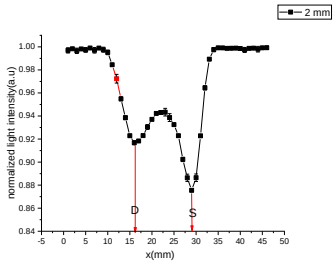
شکل ۱- (الف) فانتوم دولایه‌ای، (ب) فانتوم دولایه‌ای با جاذب استوانه‌ای شکل به قطر ۵ میلی متر جایگذاری شده (ج) شماتیک نحوه جاروب سیستم منبع و آشکارساز نسبت به جاذب

قطعه اپتیکی از منبع نور ال ای دی سبز ۵۳۰ نانومتر و فوتودیود PD438C/S46 به عنوان آشکارساز قرار گرفته در فاصله ۱۳ میلی‌متری از منبع نور ساخته شده است. این قطعه با استفاده از میکروکنترلر AVR و برنامه نویسی انجام شده، تغذیه شده و میزان ولتاژ خروجی از آشکارساز ثبت می‌شود. قطعه را روی فانتوم روبش نموده و در موقعیت‌هایی مختلف، میزان نور بازتاب پخشی از فانتوم ثبت شد. به نحوی که جاذب استوانه‌ای شکل جایگذاری شده داخل فانتوم از موقعیت اولیه آشکارساز ۱۶ میلی‌متر فاصله داشت و آشکارساز به اندازه ۴۵ میلی‌متر با گام‌های ۱ میلی‌متری روی سطح فانتوم روبش شد (شکل ۱- ج) و در هر موقعیت نور بازتاب پخشی از نمونه ثبت شد.

ابتدا از همگنی فانتوم مشابه بافت ساخته شده، با اندازه‌گیری نور بازتابی پخشی در موقعیت‌های مختلف روی فانتوم بدون ماده جاذب، اطمینان حاصل شد. سپس جاذب‌های استوانه‌ای شکل به ارتفاع‌های مختلف داخل فانتوم جایگذاری شدند و شدت نور بازتابی پخشی برای هر کدام روی محور جاذب در طول فانتوم به دست آمد .

بحث و نتیجه‌گیری

شکل ۲ اطلاعات آشکارساز برای نمونه با جاذب مشابه ضایعه به قطر ۵ میلی‌متر و ارتفاع ۲ میلی‌متر را نشان می‌دهد.



شکل ۲ : میزان نور بازتاب پخشی آشکار شده توسط فوتودیود در موقعیت‌های مختلف روی سطح فانتوم دارای جاذب به قطر ۵ ملیمتر و ارتفاع ۲ میلی متر – بیشترین انحراف معیار مربوط به نقطه قرمز رنگ و برابر ۰,۰۰۳۷۷ میباشد.

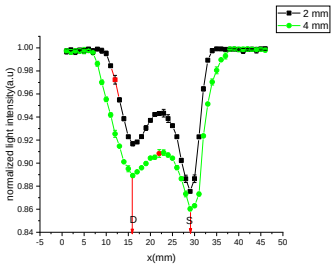
وقتی جاذب زیر منبع نور قرار می‌گیرد کاهش سیگنال بیشتری نسبت به وقتی که زیر آشکارساز قرار دارد نتیجه می‌شود (سمت چپ نمودار، ابتدا ضایعه به آشکارساز می‌رسد،موقعیت مشخص شده با حرف D، سپس سمت راست نمودار، ضایعه به منبع نور می‌رسد، موقعیت مشخص شده با حرف S) زیرا وقتی جاذب زیر منبع نور است تقریبا بیشتر نور منبع از اول توسط جاذب جذب می‌شود و نور کمتری به آشکارساز می‌رسد. اما وقتی جاذب زیر آشکارساز قرار دارد، نور بیشتری به آشکارساز می‌رسد چون نور در بدو خروج جذب نشده است. وقتی جاذب در فاصله بین منبع نور و آشکارساز قرار می‌گیرد کاهش سیگنال کمتر می‌شود. چون نه منبع نور از اول توسط جاذب جذب می‌شود و نه جاذب زیر آشکارساز هست که بیشتر نوری که می‌خواهند به آشکارساز برسند در

این مقاله درصورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2025-12-17]

آخر توسط آن جذب شوند. فقط یک مانع در مسیر نوری که از سطح نمونه میاید، وجود دارد. ولی نوری که از عمق‌های بیشتر به آشکارساز می‌رسند در مسیر خود با جاذب برخورد نکرده و بنابراین نور بیشتری نسبت به حالت‌های قبل به آشکارساز می‌رسد.

مقایسه جاذب به عمق ۲ میلی‌متر با جاذب به عمق ۴ میلی‌متر در شکل ۳ نشان داده شده است.



شکل ۳: مقایسه میزان نور بازتاب پخشی آشکار شده توسط فوتودیود در موقعیت‌های مختلف روی سطح دو نمونه فانتوم دارای جاذب به قطر ۵ ملیمتر و به ارتفاع ۲ میلی متر و دیگری به ارتفاع ۴ میلی متر- بیشترین انحراف معیار مربوط به نقاط قرمز رنگ و برابر ۰,۰۰۳۷۷ و ۰,۰۰۳۳۴ میباشد.

تفاوت بین ضایعه‌های با عمق‌های مختلف وقتی ضایعه بین منبع نور و آشکارساز قرار می‌گیرد آشکار است و ضایعه‌ای که عمق بیشتری دارد، در برابر بیشتر فوتون‌هایی که می‌خواهند به آشکارساز برسند مانع خواهد بود و در نتیجه کاهش سیگنال بیشتر خواهد بود که این رفتار در نمودارها قابل مشاهده است. در حالت کلی با افزایش عمق جاذب میزان کاهش سیگنال شدیدتر خواهد بود و نیز تفاوت سطح سیگنال مربوط به موقعیتی که ضایعه بین منبع نور و آشکارساز قرار دارد نسبت به موقعیتی که ضایعه زیر منبع نور قرار می‌گیرد کاهش می‌یابد. به منظور اطمینان از تکرار پذیری هر آزمایش سه بار تکرار، اعداد حاصله به بیشترین مقدار نرمالیزه شده و میانگین و انحراف معیار سه عدد نرمالیزه شده برای هر موقعیت، محاسبه و نمودارها بر اساس آنها رسم گردیدند. (از محور عمودی نمودارها نیز مشخص است داده‌های حاصله اعدادی بین ۰,۸۴ و ۱هستند). بیشترین انحراف معیار محاسبه شده برای فانتوم دارای جاذب به ارتفاع ۴ میلیمتر، در موقعیت ۲۲ میلیمتر (با رنگ قرمز در نمودار مشخص شده است) و برابر ۰,۰۰۳۳۴ و برای فانتوم دارای جاذب به ارتفاع ۲ میلیمتر، در موقعیت ۱۲ میلیمتر و برابر ۰,۰۰۳۷۷ میباشد.

در اینجا با توجه به اینکه ضایعه پوستی حقیقی تا عمق خاصی از بافت ادامه دارند، فانتوم‌هایی که داخل آن‌ها جاذب استوانه-ای تعبیه شده مورد مطالعه قرار گرفتند و هدف آینده بررسی اطلاعات مکانی ضایعه پوستی واقعی می‌باشد. سیستم مورد استفاده بسیار ارزان قیمت نسبت به سایر روش‌های توموگرافی پخشی (زمانی یا فرکانسی) می‌باشد و همچنین در این مطالعه از چیدمان اپتیکی پیچیده، تار نوری یا دستگاه‌های گران قیمت استفاده نشده است.

مرجع‌ها

1. Silapetere, A., Spigulis, J. & Saknite, I. Development and Experimental Study of Phantoms for Mapping Skin Chromophores. *Latv. J. Phys. Tech. Sci.* **51**, 58–66 (2014).
2. Bonner, R. F. Model for photon migration in turbid biological media. **4**, 423–432 (1987).
3. Zonios, G., Bykowski, J. & Kollias, N. Skin melanin, hemoglobin, and light scattering properties can be quantitatively assessed in vivo using diffuse reflectance spectroscopy. *J. Invest. Dermatol.* **117**, 1452–1457 (2001).
4. Erfanzadeh, M., Alikhani, S., Ansari, M. A. & Mohajerani, E. A low-cost method for optical tomography. *J. Lasers Med. Sci.* **3**, 102 (2012).
5. Mourant, J. R., Fuselier, T., Boyer, J., Johnson, T. M. & Bigio, I. J. Predictions and measurements of scattering and absorption over broad wavelength ranges in tissue phantoms. *Appl. Opt.* **36**, 949–957 (1997).
6. Delpy, D. T. *et al.* Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement. *Phys. Med. Biol.* **33**, 1433 (1988).
7. Bashkatov, A. N., Genina, E. A. & Tuchin, V. V. Optical properties of skin, subcutaneous, and muscle tissues: a review. *J. Innov. Opt. Health Sci.* **4**, 9–38 (2011).

این مقاله درصورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2025-12-17]