بیست و هشتمین کنفرانس اپتیک و فوتونیک
ایران و چهاردهمین کنفرانس مهندسی و
فناوری فوتونیک ایران،
دانشگاه شهید چمران اهواز،
خوزستان، ایران.
۱۴-۱۲ بهمن ۱۴۰۰

تصویربرداری پخش نوری از تومورهای عمیق سرطان سینه

انیس میسمی، محمدعلی انصاری

پژوهشکده لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

a.meisamy@sbu.ac.ir, m_ansari@sbu.ac.ir

چکیده – تصویربرداری به روش پخش نوری، یک روش تصویربرداری غیرتهاجمی برای یافتن پارامتر های نوری با فت از اندازه‌گیری‌های مرزی ا ست که به کمک آن می‌توان کارکرد و ساختار بافت را نمایان کرد. در این مقاله، پس از ایجاد یک شبکه سه بعدی از بافت، یک سیستم تصویربرداری شامل ۲۵ منبع و آشکارساز در طرفین بافت قرار گرفته و سپس با کمک نرم‌افزار شبیه ساز++Toast معادله‌ی پخش در مد پیو سته را با روش المان محدود حل کردیم. سپس برای حل مسئله‌ی معکوس و باز سازی تصویر از روش بهینه‌سازی غیرخطی برپایه‌ی گرادیان و برای کاهش بدتعریفی مسئله از تنظیم‌ساز Total variation استفاده نمودیم. در نهایت، شاخص‌های کیفیت تصویر در عمق‌های مختلف بافت برای ارزیابی تصویر بازسازی شده گزارش شد.

کلید واژگان: بازسازی تصویر، تصویربرداری اپتیکی، تصویربرداری به روش پخش، مدل مستقیم، مسئله‌ی معکوس

Diffuse optical imaging of breast deep tumor

Anis Meysami, Mohammad Ali Ansari

Laser and Plasma Research institute, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran

a.meisamy@sbu.ac.ir, m_ansari@sbu.ac.ir

Abstract- Diffuse Optical Tomography (DOT) is a non-invasive imaging technique for determination of optical parameters of tissue from boundary measurement to characterize functional behavior and structural properties of tissue. The DOT algorithm essentially consists of two parts: one is a forward model to calculate the light propagation and the resultant outward re-emissions at the boundary of the tissue, based on the diffuse equation. The other is an inverse model searching for the distribution of optical properties. Imaging through highly diffuse medium is a challenge and stability is always an issue due to inverse problem. In this paper, for three dimensional (3-D) imaging, we used a stack of 2-D binary segmented images of breast tumor as an input of the mesh generator, iso2mesh and then, simulated an imaging system including 25 sources and detectors up and down of tissue. For solving continues wave (CW) forward of diffuse equation, we used Toast++ open-source software based on a finite-element solver. Then, a non-linear gradient-based optimization with total variation (TV) Regularization was used to reconstruct resulting image, solving inverse problem of DOT and enforcing different smoothness conditions in the solution. Finally, image quality indexes for quality assessment in two depths of tissue was reported.

Keywords: Diffuse Optical Tomography, Forward model, Inverse problem, Image reconstruction, Optical imaging

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-11-02]

مقدمه

تصویربرداری به روش پخش نور یک روش تصویربرداری غیرتهاجمی است که در آن از امواج نوری در محدوده‌ی طول موجیِ فروسرخ نزدیک (۶۰۰ تا ۹۵۰ نانومتر) برای دستیابی به ویژگی‌های اپتیکی بافت زیستی نظیر جذب و پراکندگی از اندازه‌گیری‌های مرزی استفاده می‌شود [۱]. اندازه‌گیری این پارامترهای نوری می‌تواند در دستیابی به اطلاعاتی در مورد عملکرد و ساختار بافت مفید باشد. الگوریتم‌های این روش شامل دو قسمت است: مسئله‌ی مستقیم که در آن شدت نور عبوری و یا بازتاب شده از مرز بافت که بر مبنای معادلات پخش مدل‌سازی شده، محاسبه گردیده و در مسئله‌ی معکوس با الگوریتم‌های خطی یا غیرخطی توزیع ویژگی‌های اپتیکی به دست می‌آید.

در برهمکنش بین نور و محیط دو پدیده‌ی عمده اتفاق می‌افتد: جذب و پراکندگی. در محیط‌های نظیر بافت، علی‌الخصوص بافت‌هایی که دارای ضخامت بیشتری هستند، به علت پراکندگی بسیار زیاد نور، تعداد فوتون‌هایی که بدون پراکندگی یا با پراکندگی جزئی عبور می‌کنند بسیار نادر بوده و در مرزهای بافت، بیشتر فوتون‌های پخش شده در آشکارسازها دریافت می‌گردد [۲]. بر همین اساس، در اوایل دهه‌ی ۱۹۹۰ میلادی، الگوریتم‌هایی که از فوتون‌های پخش شده برای بازسازی تصاویر استفاده می‌کردند پیشنهاد شد [۳]. بازسازی تصویر در تکنیک پخش نوری یک مسئله‌ی معکوس است، به این معنا که با دریافت فوتون‌های پراکنده شده از مرز بافت توسط آشکارسازها، می‌توان به پارامترهای نوری داخل بافت دست یافت. ماهیت مسئله‌ی پخش نور در بافت، از لحاظ ریاضیاتی بد تعریف و غیرخطی است چرا که ما ویژگی‌های سیستم را به طور کامل نمی‌شناسیم و این مسئله، بازسازی تصویر را با چالش روبه‌رو می‌سازد. برای حل مسئله‌ی معکوس پخش نوری معمولا از روش‌های بهینه‌سازی برپایه‌ی تکرار استفاده می‌شود. در این روش‌ها، توزیع خواص اپتیکی از طریق کمینه‌سازی مکرر تابع خطا بین داده‌های محاسباتی و داده‌های اندازه‌گیری‌شده، به مقادیر واقعی نزدیک گشته و در نهایت به تصویر مدنظر می‌رسیم. یکی از این روش‌های بهینه‌سازی، روش گرادیانی است که در آن پس از محاسبه‌ی خطا، از گرادیان تابع خطا برای به‌روزرسانی پارامترها استفاده می‌شود و نسبت به دیگر روش‌ها دارای بار محاسباتی کمتری است. الگوریتم گرادیان مزدوج [۴] در این دسته قرار می‌گیرد. با این وجود اما، روش‌های بهینه‌سازی به تنهایی در بهبود کیفیت بازسازی موثر نبوده و وجود اطلاعات اولیه می‌تواند کمک بیشتری کند. امروزه می‌توان با استفاده از تکنیک‌های تنظیم‌سازی این اطلاعات اولیه را وارد کرده و بدتعریفی را بیشتر کاهش داد.

در این مقاله، از یک تصویر سگمنت‌شده از تومور پستان [۵] به کمک بسته نرم‌افزاری iso2mesh [۶] شبکه‌ای سه بعدی با ابعاد طول، عرض و عمق ۶۴ میلی‌متر که دارای توموری نامتقارن در عمق ۲۲ تا ۴۲میلی‌متر خود بوده، ساخته شده است. ضریب جذب پس‌زمینه و تومور به ترتیب ۰.۰۱ و ۰.۰۲ بر میلیمتر و ضریب پراکندگی و ضریب شکست در به صورت همگن در نظر گرفته شده و به ترتیب دارای مقادیر $1\ mm^{-1}$ و ۱,۴ هستند. ۲۵ آشکارساز و ۲۵ منبع پیوسته‌ی لیزری به ترتیب در بالا و پایین آن قرار داده شده و شدت نور عبوری پخش‌شده توسط بسته‌ی شبیه‌ساز Toast++ [۷] که برای حل مسئله‌ی مستقیم پخش‌شدگی از روش المان محدود استفاده می‌کند، اندازه‌گیری شده است. پس از آن با تکنیک بهینه‌سازی گرادیان مزدوج و تنظیم‌ساز Total Variation (TV) به بازسازی تصویر در عمق z=۲۲ و۴۰mm پرداخته و شاخص‌های میانگین خطای مطلق، خطای حداقل مربعات، نسبت بیشینه سیگنال به نویز و شباهت ساختاری تصویر گزارش می‌شود. مقادیر این شاخص‌ها با وجودی که در مناطق عمیق‌تر بافت کاهش می‌یابد، باز هم از کیفیت مطلوبی برخوردار بوده اما زمان اجرای الگوریتم مانند همه‌ی روش‌های بهینه‌سازی کلاسیک نسبتاً طولانی است.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-11-02]

مبانی و روش‌ها

برای توصیف ریاضیاتی انتشار نور در درون بافت، معادلات انتقال تابشی کامل‌ترین مدل در توصیف ماکروسکوپی انتقال نور در بافت زیستی هستند اما با توجه به اینکه پراکندگی مهم‌ترین عامل تاثیرگذار بر انتشار نور در ناحیه‌ی فروسرخ نزدیک است می‌توان این معادلات را با تقریب پخش به معادلات پخش (معادله (۱)) تبدیل کرد.

$$\left[\frac{\partial}{\nu(r)\partial t}-D\nabla^{2}+\mu_{a}(r)\right]\Phi(r,t)=q(r,t) \quad r\in\Omega \qquad (۱)$$

که در آن Ω دامنه‌ی بافت، $\Phi(r,t)$ شدت (انرژی در واحد زمان و سطح)، D ضریب پخش‌شدگی، $q(r,t)$ توزیع منابع، $\mu_a(r)$ ضریب جذب، $\nu(r)$ سرعت نور در محیط است. معادله‌ی بالا را می‌توان با روش‌های تحلیلی، آماری یا عددی حل کرد. یکی از روش‌های عددی پرکاربرد، روش گسسته‌سازی محیط با المان محدود است. پیاده‌سازی این روش ساده‌تر و سرعت آن بیشتر است.

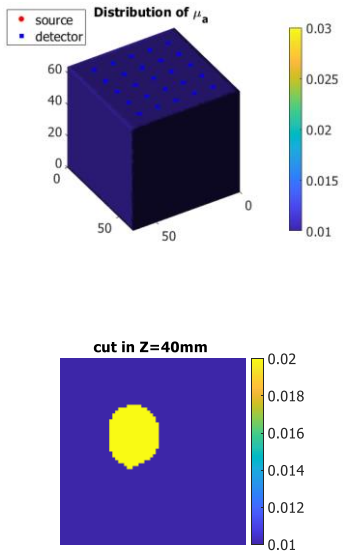
برای حل مسئله‌ی معکوس و دستیابی به ضرائب اپتیکی می‌توان از روش‌های غیرخطی تکراری استفاده کرد. در این روش‌ها، ابتدا یک تابع خطا تعریف کرده و تفاوت بین مقادیر مرزی اندازه‌گیری شده(y) و مقادیر حاصل از مسئله‌ی مستقیم ($f(x)$) را اندازه می‌گیریم. علاوه بر این، برای بهبود کیفیت تصویر می‌توان به خطا یک ترم تنظیم‌ساز به صورت زیر اضافه کرد:

$$\Psi=\frac{1}{2}\sum_{i}\left[y_i-f_i(x)\right]^{2}+\tau R(x) \qquad (۲)$$

که در آن Ψ تابع خطاست که در آن خطای حداقل مربعات با ترم تنظیم‌ساز جمع‌شده و $R(x)$ و τ به ترتیب تابع و هایپرپارامتر تنظیم‌ساز و x ضرایب اپتیکی بافت است. قدم بعدی، کمینه کردن تابع خطا و به روزرسانی ضرایب نوری به کمک آن است. این فرایند آنقدر تکرار می‌شود تا مسئله همگرا شود.

شبیه‌سازی

در این پژوهش، برای شبیه‌سازی یک بافت دارای ضایعه از شکل واقعی تومور سینه استفاده شده است. مهم‌ترین عمل در مدل‌سازی عددی ایجاد مشی مناسب است. برای این کار، ابتدا یک تصویر دوبعدی از تومور خوش‌خیم پستان به صورت یک ماتریس سه‌بعدی در آمده و پس از آن توسط کتابخانه‌ی iso2mesh که ابزار تولید مش بر مبنای تصاویر باینری است، شبکه‌ای سه‌بعدی با ابعاد $۶۴\times۶۴\times۶۴\ mm^{۳}$ ایجاد شد. این شبکه با المان‌های چهاروجهی، دارای ۲۸۷۰۶ گره و ۶۵۹۸۰ المان بوده است. برای حل مسئله‌ی مستقیم و معکوس، از کتابخانه‌ی متلب Toast++ استفاده شده که قادر است معادله‌ی پخش و مسئله‌ی معکوس را حل کند. از آنجا که این شبیه‌سازی در مد پیوسته انجام می‌گیرد نمی‌توان از مسیر و زمان حرکت نور اطلاعی به دست آورد، به همین دلیل توانایی بازسازی ضریب پراکندگی را ندارد. در اینجا ضریب پراکندگی را ثابت و برابر با $۱\ mm^{-۱}$، ضریب جذب زمینه و تومور به ترتیب $۰,۰۱\ mm^{-۱}$ و $۰,۰۲\ mm^{-۱}$ و ضریب شکست ۱,۴ در نظر گرفته شده است. تومور در عمق ۲۲ تا ۴۲ میلی‌متری بافت قرار گرفت. برای سیستم تصویربرداری از دو شبکه‌ی ۵×۵ از آشکارسازها و منابع استفاده شده است. سیستم تصویربرداری و تصویر بافت در $z= ۴۰mm$ در شکل ۱ نمایان شده است.



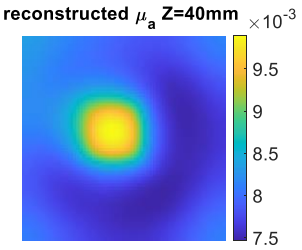
شکل ۱: سیستم تصویربرداری (بالا) و برشی از بافت (پایین).

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-11-02]

داده‌های به دست آمده از مسئله‌ی مستقیم برای شبیه‌سازی شرایط آزمایشگاهی با نویز تصادفی ۱٪ همراه شده است. برای حل مسئله‌ی معکوس از روش بهینه‌سازی گرادیان مزدوج به همراه تنظیم‌ساز TV استفاده و هایپرپارامتر آن برابر ۰٫۰۱ در نظر گرفته شده است.

نتایج

نتایج بازسازی تصویر حاصل از پخش در شکل ۲ آمده است. این تصویر پس از ۱۰۰ مرتبه کمینه‌سازی تابع خطا به دست آمده و شاخص‌های میانگین خطای مطلق (ABE)، خطای حداقل مربعات (MSE)، نسبت بیشینه سیگنال به نویز (PSNR) و شباهت ساختاری تصویر (SSIM) در عمق ۴۰mm و ۲۲در جدول ۱ گزارش شده است. همان‌طور که مشاهده شد، رزولوشن تصویر با افزایش عمق بافت کمتر شده و کیفیت تصویر کاهش می‌یابد. بازسازی تصویر ۳۵۰۰ ثانیه به طول انجامیده است که یکی از دلایلش همگرایی آهسته‌ی روش گرادیان مزدوج است.



شکل ۲: تصویر بازسازی شده در عمق ۴۰ mm

جدول ۱: گزارش شاخص‌های کیفیت تصویر بازسازی‌شده در عمق ۴۰mm و ۲۲

عمق (mm)	MAE	MSE	PSNR (dB)	SSIM
۲۲	۰.۰۰۲۵	۸.۲۷×۱۰^{-۶}	۵۰.۸۲	۰.۹۷۵
۴۰	۰.۰۰۲۷	$۱,۱۶\times۱۰^{-۵}$	۴۹.۳۴	۰.۹۷۰

جمع‌بندی

تصویربرداری به روش پخش نور با اندازه‌گیری شدت نور فروسرخ نزدیک از مرزهای بافت می‌تواند توزیع پارامترهای اپتیکی جذب و پراکندگی را در درون بافت تخمین بزند. در این روش یک منبع، نور را به جسم می‌تاباند و چندین آشکارساز همزمان نور برگشتی را دریافت می‌کنند. این فرآیند توسط منابع دیگر تکرار می‌شود تا مجموعه‌ی داده‌ها کامل شود؛ در نهایت، یک الگوریتم با استفاده از این داده‌ها تصویر را بازسازی می‌کند. در این مقاله، از یک تصویر سه‌بعدی یک بافت دارای تومور شبیه‌سازی کرده و به حل مسئله‌ی مستقیم و معکوس پرداختیم. پس از آن شاخص‌های کیفیت تصویر در عمق‌های مختلف بافت گزارش شد.

این تحقیق تحت حمایت مالی صندق حمایت از پژوهشگران و فناوران کشور (INSF) برگرفته شده از طرح شماره «۹۸۰۲۹۴۶۰» انجام شده است.

مراجع

[۱] سعید علیخانی، محمدعلی انصاری، عزالدین مهاجرانی، "مطالعه‌ی پراکندگی نوری در نمونه‌های مشابه بافت بیولوژیک به روش پخش نوری"، هفدمین کنفرانس اپتیک و فوتونیک ایران و سومین کنفرانس مهندسی فوتونیک ,تهران, ۱۳۸۹.

[2] M. Mozumder, A. Hauptmann, I. Nissilä, S.R. Arridge, & T. Tarvainen, "A model-based iterative learning approach for diffuse optical tomography", arXiv preprint arXiv:2104.09579, 2021.

[3] S.R. Arridge, M. Schweiger, D.T. Delpy, *Inverse Problems in Scattering and Imaging*, pp. 372-382, International Society for Optics and Photonics, ۱۹۹۲.

[4] S.R. Arridge, M. Schweiger, "A gradient-based optimisation scheme for optical tomography",Optics Express, vol. 2, no. 6, pp. 213-226, 1998.

[5] W. Al-Dhabyani, M. Gomaa, H. Khaled, A. Fahmy, "Dataset of breast ultrasound images," Data in brief, vol. 28, p. 104863, 2020.

[6] F. Qianqian, D.A Boas, "Tetrahedral mesh generation from volumetric binary and grayscale images", 2009 IEEE international symposium on biomedical imaging: from nano to macro, 2009.

[7] M. Schweiger, S R Arridge,, "The Toast++ software suite for forward and inverse modeling in optical tomography," Journal of biomedical optics, vol. 19, p. 040801, 2014.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-11-02]

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-11-02]