

شبیه‌سازی و پیاده‌سازی تجربی سامانه مقطع‌نگاری نوری پخشی جهت تشخیص غیر مخرب توده‌های سرطانی بافت سینه

مهسا نیک دهقان^{۱*}، سعید ستایشی^۱، حمیدرضا حبیبیان^۲

۱. گروه پرتو پزشکی، دانشکده فیزیک و مهندسی انرژی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، صندوق پستی: ۴۴۱۳-۱۵۸۷۵، تهران - ایران

۲. گروه فیزیک، دانشکده فیزیک و مهندسی انرژی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، صندوق پستی: ۴۴۱۳-۱۵۸۷۵، تهران - ایران

چکیده:

سامانه مقطع‌نگاری نوری پخشی (DOT)، روشی غیرتهاجمی و غیر یونیزان است که می‌تواند به‌عنوان یک فن بی‌خطر در تصویربرداری پزشکی به کار رود. تصویربرداری نوری فعالیت بافت موردنظر را بر اساس میزان جذب و پراکندگی طول‌موج فروسرخ نزدیک (NIR) نشان می‌دهد. تخمین خواص نوری ناهنجاری‌هایی مانند تومور در بافت به‌وسیله الگوریتم پیشرو انجام می‌شود که اغلب با یک حدس اصلاح‌شده تکرار می‌گردد تا به نتایج سازگار با داده واقعی دست یابد که این فرایند، مسئله معکوس نامیده می‌شود. بهترین معادله برای مدل‌سازی انتشار فوتون‌ها، معادله انتقال تابشی (RTE) است. در این مقاله پس از مرور مفاهیم تئوری، مدلی برای انتشار فوتون در بافت بر اساس روش المان محدود (FEM) برای حل معادله انتقال تابشی با تقریب پخش در نرم‌افزار کامسول ارائه شده است و در نهایت، این سامانه با استفاده از فانتوم پلی‌اتیلن به شکل تجربی پیاده‌سازی و نیز شبیه‌سازی رایانه‌ای شده و پس از راستی آزمایی نتایج تجربی با نتایج شبیه‌سازی، خواص نوری جذبی ناهمگنی در بافت، تخمین زده شده است.

کلیدواژه‌ها: مقطع‌نگاری نوری پخشی، تصویربرداری نوری، روش المان محدود، تقریب پخش.

Simulation and implementation of diffuse optical tomography system for non-destructive diagnosis of breast cancerous abnormalities

M.Nikdehghan*, S.Setayeshi, H.R.Habibian

Department of the Energy Engineering and Physics, Amirkabir University of Technology,
P.O. Box: 15875-4413, Tehran, Iran.

Abstract:

A diffuse optical tomography system (DOT) is a non-invasive and non-ionizing method that is used as a safe technique in medical imaging. Optical imaging provides functional information of tissue based on the amount of near-infrared absorption and scattering. The estimation of optical properties of abnormalities like tumor inside tissue can be done by forward algorithm. Often, the forward algorithm is repeated by a modified guess until the obtained results are compatible with actual data. This process is called inverse algorithm. The Radiative Transport Equation (RTE) is famous equation introduced to model propagating photons. In this paper, after reviewing theatrical concepts of this system, transporting photons in tissue is modeled in COMSOL software based on finite element method (FEM) for solving radiative transfer equation (RTE) with diffusion approximation. Finally, this set-up is simulated and implemented experimentally with the use of polyethylene phantom then after verifying experimental data with simulation results, optical absorption properties of abnormality in tissue is estimated.

Keywords: Diffuse optical tomography, Optical imaging, Finite element method, Diffusion approximation.

۱. مقدمه

سرطان سینه جزء شایع‌ترین بیماری‌های بدخیم زنان است. در صورت تشخیص به هنگام سرطان می‌توان درمان مؤثرتری انجام داد و از میزان مرگ‌ومیر احتمالی کاست. مقطع‌نگاری نوری پخش‌ی غیرتهاجمی است که در مقایسه با ماموگرافی اشعه ایکس بسیار کم‌خطرتر و از نظر هزینه نیز از سایر روش‌های تصویربرداری رایج مورد استفاده از جمله اولتراسوند (سونوگرافی)، MRI و تصویربرداری هسته‌ای (PEM)، ارزان‌تر است. تشخیص در تصاویر اولتراسونیک به شدت به مهارت تکنسین بستگی دارد و یکی از ضعف‌های اولتراسوند ناکارآمدی در تشخیص ضایعات عمیق، به‌ویژه برای پستان‌های بزرگ است. در MRI نیز اگرچه از تابش غیر یونیزان استفاده می‌شود اما اطلاعات آناتومیک اولیه‌ای را از ساختار بافت تهیه می‌کند و در به تصویر کشیدن توده‌های کوچک کلسیم (میکروکلسیفیکاسیون)، نتوان است. PEM نیز باینکه فعالیت عملکردی بافت را نمایش می‌دهد و از دقت بالایی برخوردار است ولی از جمله مهم‌ترین معایب آن پرهزینه بودن است که در دسترس همگان قرار ندارد.

روش نوین تصویربرداری مقطع‌نگاری نوری پخش‌ی^۱، روشی است که از تابش غیر یونیزان برای تشخیص سرطان سینه استفاده می‌کند یا به عبارتی یک شیوه‌ی تصویربرداری غیرتهاجمی و بی‌خطر است که به لحاظ فناوری نیز ساده و سریع است. این روش، اطلاعات عملکردی بافت را در اختیار قرار می‌دهد. [۱-۳]. مقطع‌نگاری نوری پستان روشی است که علاوه بر استفاده از تابش غیر یونیزان، باعث شده تا بیمار، تصویربرداری بدون فشرده‌سازی بافت و در نهایت بدون دردی را تجربه کند. اساس کار تصویربرداری نوری مبتنی بر برهمکنش میان نور و بافت است که در آن، خواص نوری بافت با استفاده از داده‌های منبع نور و آشکارسازها بازسازی می‌شود. این دستگاه شامل آرایه‌ای از منابع نوری یا دیودهای لیزری (کمتر از ۱۰ MHz برای سامانه موج پیوسته) در محدوده فرسرخ نزدیک^۲ است که کل بافت را اسکن می‌کنند. پس از انتشار نور در بافت، خروجی ثبت‌شده در آشکارسازها برای پردازش به کامپیوتر فرستاده می‌شود تا در نهایت تصاویر مقطع‌نگاری شده مورد نظر بازسازی شود [۴] که این مقادیر اپتیکی به‌دست‌آمده به‌طور مستقیم به ضرایب انتقالی مؤثر نوری بافت سینه نسبت داده می‌شوند. فناوری ماموگرافی نوری با آشکارسازی افزایش هموگلوبین‌ها در زمینه‌ی تصاویر به‌دست‌آمده، به تشخیص فرآیند رگ‌زائی حاصل از وجود غدد سرطانی کمک می‌کند. سامانه‌ی ماموگرافی نوری به لحاظ هندسه تصویربرداری نیز به دودسته تقسیم می‌شود: هندسه‌ی صفحه موازی و هندسه‌ی توموگرافی. در نوع اول آن صفحات موازی مانند ماموگرافی اشعه ایکس، بافت سینه را فشرده می‌کنند. سپس یک منبع لیزر در امتداد یکی از صفحات شفاف به بافت اعمال می‌شود و در صفحه دیگر نیز یک یا چند آشکارساز در چند موقعیت اندازه‌گیری به ازای هر موقعیت منبع، خروجی‌ها را ثبت می‌کنند [۵]. سیستم هندسه توموگرافی به صورت یک تخت است که روی آن، یک فضای خالی فنجان مانند تعبیه شده است. اطراف این فنجان توسط آرایه‌ای از منابع و آشکارسازها احاطه شده است که می‌توانند به صورت ثابت یا متحرک بافت را اسکن کنند. پس از انتشار نور در بافت، خروجی توسط آشکارسازها ثبت شده و برای پردازش اطلاعات به کامپیوتر فرستاده می‌شود [۵، ۶].

تخمین خواص نوری ناهنجاری‌هایی مانند تومور در بافت به‌وسیله‌ی الگوریتم پیشرو انجام می‌شود که اغلب با یک حدس اصلاح‌شده تکرار می‌شود تا به نتایج سازگار با داده واقعی دست یابد که این فرایند، مسئله معکوس نامیده می‌شود. بهترین معادله برای مدل‌سازی انتشار فوتون‌ها، معادله‌ی انتقال تابشی^۳ (RTE) است [۷]. تقریب پخش^۴ معادله‌ی انتقال تابشی را می‌توان یک مدل پیشرو دانست و از آن استفاده کرد [۸]. توصیف ریاضی انتشار فوتون‌ها در داخل بافت (ویژگی‌های جذب و پخش فوتون درون بافت) با استفاده از سه روش متفاوت حل تحلیلی، حل تصادفی و حل عددی امکان‌پذیر است. روش تحلیلی بر اساس معادلات ماکسول استوار است و در اصل بنیادی‌ترین روش است. به‌هرحال کاربرد این روش به دلیل پیچیدگی‌هایی در استخراج جواب‌های دقیق محدود است. انتشار و پخش فوتون‌ها درون بافت‌های زنده توسط روش مونت‌کارلو که روشی تصادفی است به نحو مناسبی شبیه‌سازی شده است [۹، ۱۰]. باینکه روش مونت‌کارلو روشی مؤثر برای شبیه‌سازی انتشار تابش درون بافت است اما با توجه به زمان محاسبه طولانی برای کاربرد تصویربرداری مناسب نیست. از روش‌های حل عددی می‌توان به روش المان مرزی [۱۱]، تفاضل محدود و المان محدود^۵ (FEM) اشاره کرد که در

¹ Diffuse Optical Tomography

² Near Infrared

³ Radiative Transfer Equation

⁴ Diffusion Approximation

⁵ Finite Element Method

مرجع [۱۲] معادله پخش با استفاده از توابع گرین بر اساس روش المان مرزی حل شده است که در مقایسه با روش تفاضل محدود و مونت کارلو دقت بالاتری دارد؛ و اما روش المان محدود برای حل معادله پخش در محیط‌های ناهمگن با هندسه دلخواه به خوبی پاسخگو است و از این رو به طور گسترده‌ای در مسائل الکترومغناطیس و اپتیک پزشکی استفاده می‌شود [۱۳-۱۶]. در این مقاله ابتدا شبیه‌سازی انتشار فوتون‌ها در هندسه‌ای ایده آل و مطابق با خواص نوری مشابه بافت پستان (شبیه‌سازی مسئله پیشرو)، صورت گرفته است و در ادامه چیدمان سخت‌افزاری اپتیکی جهت انجام امور محاسباتی برای تشخیص ناهمگنی در بافت پستان، طراحی و سپس شبیه‌سازی شده و در نهایت پس از راستی آزمایی نتایج آن با نتایج شبیه‌سازی، بازسازی تصاویر جذب انجام شده است.

۲. روش کار

۲.۱. شبیه‌سازی مسئله پیشرو برای هندسه ایده آل

بررسی سیگنال‌های حاصل از نوردهی به بافت پستان باعث تولید ماتریس ویژگی‌های مورد نیاز مانند میزان جذب نور در بافت می‌شود. معادله‌ی استفاده شده برای مدل‌سازی، معادله پخش است که تقریبی از معادله‌ی انتقال تابشی (RTE) بوده و به طور گسترده برای مطالعه‌ی انتشار فوتون‌ها استفاده می‌شود. معادله‌ی انتقال تابشی، یک معادله‌ی انتگرالی-دیفرانسیلی است که تغییرات انرژی تابشی I را در موقعیت r و راستای s توصیف می‌کند [۱۷].

$$\frac{1}{c} \frac{\partial I}{\partial t} + s \cdot \nabla I(r, t, s) + (\mu_a + \mu_s) I(r, t, s) = \mu_s \int_{4\pi} f(s, s') I(r, t, s') d^2 s' + q(r, t, s) \quad (1)$$

c سرعت نور در محیط، μ_a ضریب جذب، μ_s ضریب پراکندگی، $f(s, s')$ تابع فاز پراکندگی و $q(r, t, s)$ چشمه تابشی است. برای توصیف انتشار نور در بافت، با فرض اینکه ضریب پراکندگی بافت غالب است و همه منابع ایزوتروپیک هستند می‌توان از تقریب پخش استفاده کرد که در این صورت معادله‌ی پخش به شکل زیر به دست می‌آید:

$$\frac{1}{c} \frac{\partial \Phi(r, t)}{\partial t} - \nabla \cdot k(r) \nabla \Phi(r, t) + \mu_a(r) \Phi(r, t) = q_0(r, t) \quad (2)$$

$\Phi(r, t)$ در واقع چگالی فوتونی است و $k(r)$ ضریب انتشار است که به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$k(r) = 1/3 [\mu_a(r) + \mu_s(r)] \quad (3)$$

که در آن μ_a ضریب جذب و $\mu_s' = (1 - g)\mu_s$ ضریب پراکندگی کاهش یافته است. μ_s ضریب پراکندگی در موقعیت مکانی r و g ضریب ناهمسانگردی است که به صورت کسینوس متوسط توزیع پراکندگی تعریف می‌شود [۱۷]. یکی از مناسب‌ترین راه‌حل‌های معادله‌ی پخش روش حل عددی المان محدود (FEM) نامیده می‌شود که در محیط‌های ناهمگن با هندسه دلخواه پاسخگو است. از آنجایی که سیستم موج پیوسته مورد مطالعه است، جمله‌ی زمانی معادله‌ی پخش حذف می‌شود و معادله هم‌هولتز می‌تواند بیانگر معادله پخش باشد:

$$-c \cdot \nabla \cdot \nabla u + au = f$$

۴) دله ۴، جمله بیان‌کننده‌ی قدرت منبع است که برای این حالت، همان توان لیزر مورد استفاده خواهد بود و به صورت یک عدد ثابت به سیستم اعمال می‌شود. از آنجاکه بافت، یک محیط محدود است و همچنین محیط اطراف بافت پراکننده است، شرط مرزی مناسب برای حل معادله‌ی پخش شرط مرزی روبین اصلاح شده است که به شکل زیر تعریف می‌شود:

$$\Phi(\xi) + 2DA \hat{n} \cdot \nabla \Phi(\xi) = 0 \quad (5)$$

در نام‌افا، کامسول شرط مرزی با عنوان Flux/Source به صورت زیر بیان می‌شود:

$$n \cdot (c \nabla u + au - \gamma) + qu = g \quad (6)$$

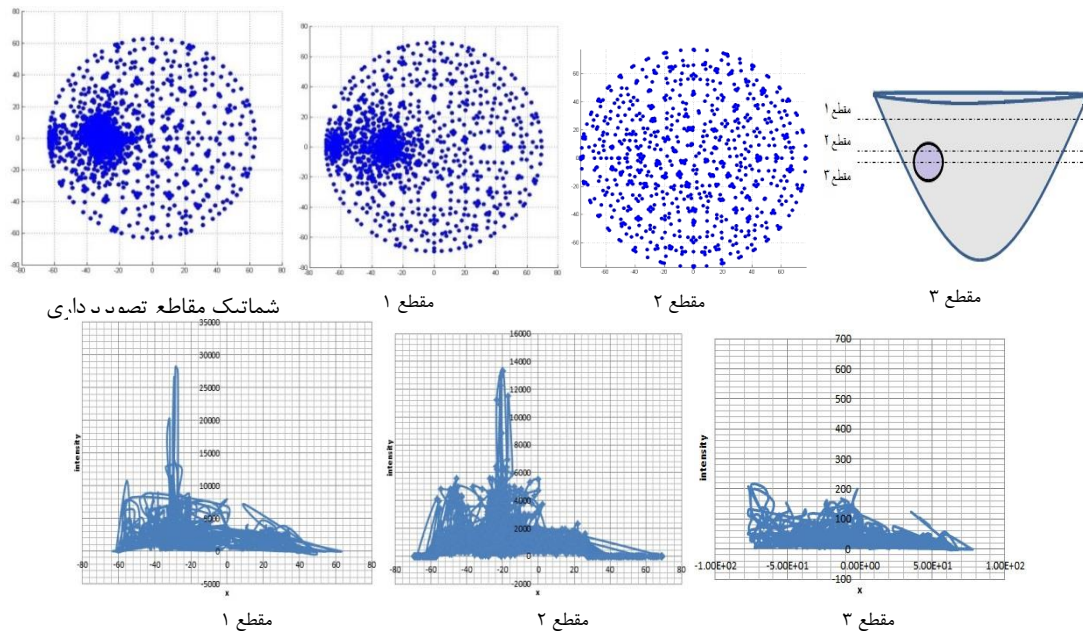
برای این که این رابطه دقیقاً معادل با شرط مرزی روبین اصلاح شده باشد، پارامترها به شکل $g = 0$ و $q = 1 / 2A$ تعریف می‌شوند. بافت سینه به صورت بیضوی با مقطع دایره‌ای متشکل از لایه‌ی چربی و لایه‌ی غده‌ای با ضرایبی نزدیک به پارامترهای اپتیکی که در جدول ۱ آورده شده، درون فنجان تصویربرداری با ضخامت ۲۰ cm و ضریب جذب 0.004 mm^{-1} و ضریب پراکندگی 0.8 mm^{-1} شبیه‌سازی شده است. سپس، یک ناهمگنی کروی با قطر ۱/۵ cm به عنوان تومور در بافت معرفی شده که ضرایب جذب و پراکندگی آن به ترتیب 0.1 mm^{-1} و $1/5 \text{ mm}^{-1}$ است [۱۸]. این هندسه و ضرایب بسیار نزدیک به خواص بافت و ایده آل است.

جدول ۱. معرفی پارامترهای نوری و هندسی بافت شبیه‌سازی شده [۱۸].

ماده	ضریب جذب (mm^{-1})	ضریب پراکندگی (mm^{-1})	ضخامت (cm)
بافت چربی	۰/۰۰۴	۱/۵۳	۱
بافت غده‌ای	۰/۰۰۵	۱/۱۳	۱۰

برای هر مسئله باید مش بندی مناسب با آن انتخاب شود. در مورد مسئله مقطع‌نگاری، اگر مسئله پیشرو به ازای یک مش بندی خیلی ریز حل شود، مرحله بازسازی ضرایب و تولید ماتریس ژاکوبی یک فرایند زمان‌بر خواهد بود، به همین دلیل بهتر است که برای حل مسئله پیشرو از یک مش بندی بهینه استفاده کرد که هم نتایج قابل قبول باشند و هم بازسازی ضرایب با مشکل روبه‌رو نشود. در اینجا هدف، کسب خروجی مطلوب از مدل پیشرو است، بنابراین از یک مش بندی مثلی ریز (fine) استفاده شده است. همچنین برای بالا بردن دقت نتایج، مش بندی مکان منبع نوری ریزتر انتخاب شده است.

سیگنال‌های خروجی حل معادله پخش توسط کد نویسی پردازش شده و سپس به تصویر تبدیل شده است. شکل ۱ وجود یا عدم وجود تومور را در هر مقطع مشخص شده از بافت توسط پیک شدت نشان می‌دهد که این پیک در واقع ناشی از اختلاف در میزان جذب و پراکندگی نور است. محل پیک حاوی اطلاعات محل تومور و پهنای پیک حاوی اطلاعات قطر تومور است.



شکل ۱. تصاویر شبیه‌سازی شده برای سه سطح مقطع از بافت که پیک شدت در آن نشان‌گر محل تومور است.

۲.۲ مسئله معکوس

مسئله معکوس در DOT عبارت است از یافتن تخمین‌هایی برای ضرایب جذب و پراکندگی مجهول وقتی که توزیع منابع نور و داده‌های اندازه‌گیری روی سطح بافت نمونه معلوم باشند. هدف نهایی مسئله معکوس، بازیابی ویژگی‌های نوری در هر گره با استفاده از اندازه‌گیری شار نوری در سطح بافت است. این وارونه‌سازی می‌تواند با استفاده از روش کمینه‌سازی لوبرگ-مارکوات (LM) حاصل شود. این روش از طریق مفهوم حداقل مربعات به‌طور مکرر بین داده تجربی y و داده مدل شده $\Phi(\mu)$ تطابق ایجاد می‌کند [۱۷]. در کل روش تکرار غیرخطی کمینه‌سازی LM به‌صورت زیر ارائه می‌شود:

$$\Delta \mu^i = \left[(J^{i-1})^T J^{i-1} + \alpha^i I \right]^{-1} (J^{i-1})^T \delta^{i-1} \quad (7)$$

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial \Phi_1}{\partial \mu_1} & \dots & \frac{\partial \Phi_1}{\partial \mu_N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial \Phi_M}{\partial \mu_1} & \dots & \frac{\partial \Phi_M}{\partial \mu_N} \end{bmatrix} \quad (8)$$

J در رابطه ۸ ماتریس ژاکوبی است که در آن N تعداد گره‌های مش بندی و M بیانگر تعداد اندازه‌گیری‌ها (معادل حاصل ضرب تعداد منابع در تعداد آشکارسازها) است. همچنین، در رابطه ۷، $\Delta\mu^i$ بیانگر رابطه به‌روزرسانی ضرایب نوری در تکرار i ام است، J^{-1} محاسبه ماتریس ژاکوبی با استفاده از خواص نوری از تکرار $i-1$ ام را نشان می‌دهد و α پارامتر تنظیم مطابق با i امین تکرار است و به‌صورت یکنواخت با تکرار کاهش می‌یابد. این پارامتر معمولاً با یک عدد شروع می‌شود و با فاکتور 10^{-25} در هر تکرار کاهش می‌یابد [۱۷].

۳.۲ شبیه‌سازی و پیاده‌سازی تجربی

چیدمان سامانه تصویربرداری مطابق شکل ۲ طراحی شده است. لیزر دیودی با طول موج 808 nm کوپل شده با فیبر نوری به‌عنوان منبع فرسوخ نزدیک در این پژوهش به‌کاررفته است، مکان فیبر نوری منبع، ثابت بوده و به دور فانتوم چرخش نداشته و برای جمع‌آوری داده نیز از فیبر نوری استفاده شده است که یک سر آن اطراف فانتوم در زوایای مشخص چرخش داشته و سر دیگر به اسپکترومتر متصل بوده و شدت فوتون دریافتی را اندازه‌گیری کرده است.

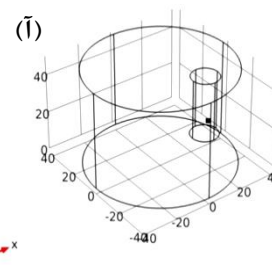
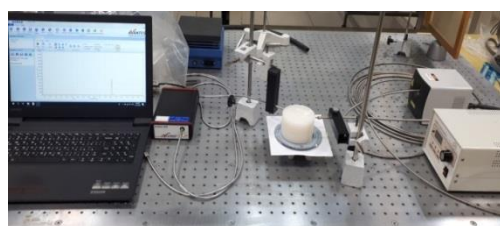
معمولاً برای بررسی‌های اولیه و کالیبراسیون دستگاه‌های ساخته‌شده نمونه‌هایی با ویژگی‌های مشابه بافت زنده تهیه می‌گردند و کارایی سامانه به‌وسیله‌ی آن‌ها سنجیده می‌شود. در این فانتوم‌ها از موادی پراکننده و موادی که جاذب نور هستند استفاده می‌شود. فانتوم آزمایشی به‌کاربرده شده در این مطالعه، نوعی پلیمر از جنس پلی‌اتیلن است که خواص اپتیکی آن نزدیک به بافت است؛ در نتیجه گزینه بسیار خوبی برای یک فانتوم مورد استفاده در تصویربرداری نوری است، (شکل ۲). پلی‌اتیلن ماده سفیدرنگی است که نشانگر پراکندگی نور مرئی در این محیط است. همچنین این پلیمر در طول موج‌های سرخ و فرسوخ نزدیک جذب بسیار پایینی از خود نشان می‌دهد. این فانتوم، استوانه‌ای به قطر 80 mm و ارتفاع 50 mm به‌عنوان محیط همگن زمینه است که استوانه‌ای دیگر با ارتفاع 30 mm و قطر 15 mm که شامل ماده TiO_2 است به‌عنوان یک ناهمگنی درون آن قرار گرفته است. با شبیه‌سازی فانتوم و ایجاد ویژگی‌های هندسی آن، معادله‌ی پخش برای حالت موج پیوسته تخمین زده و ضرایب با ضرایبی نزدیک به پارامترهای اپتیکی فانتوم، تطبیق داده شده است؛ (جدول ۲). هندسه شبیه‌سازی شده فانتوم در شکل ۲ آورده شده است.

جدول ۲. معرفی پارامترهای نوری فانتوم شبیه‌سازی شده.

ماده	ضریب جذب (mm^{-1})	ضریب پراکندگی (mm^{-1})	ضریب شکست
پلی‌اتیلن	۰/۰۰۸	۰/۸۹	۱/۴۵
TiO_2	۰/۰۵	۱/۸	۲/۲۹

(پ)

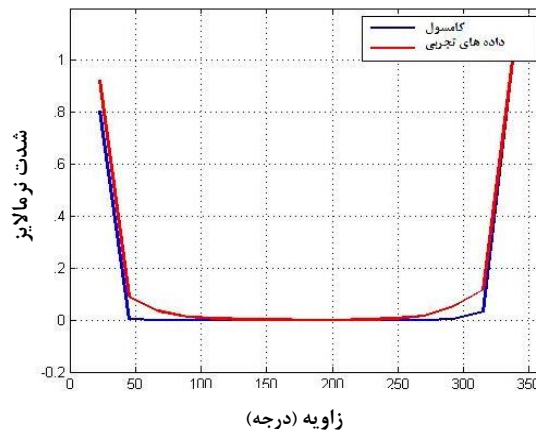
(ب)



شکل ۲. (آ) نمایی از چیدمان سامانه تصویربرداری (شامل دیود لیزری 808 nm و اسپکترومتر)، (ب) فانتوم آزمایشی اسکن شده و (پ) هندسه‌ی شبیه‌سازی شده.

۳. نتایج و بررسی

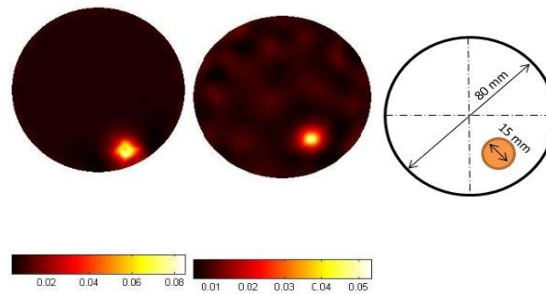
شکل ۳ نشانگر مقادیر شدت نرمالیزه شده برحسب زاویه آشکارساز از منبع است که داده‌های تجربی با داده‌های حاصل از شبیه‌سازی در نرم‌افزار کامسول مقایسه شده است. نمودار شکل ۳ در واقع بیانگر نتایجی است که به‌وسیله حل مسئله پیشرو در نرم‌افزار کامسول برای فانتوم پلی‌اتیلن به‌دست آمده در مقایسه با داده‌های تجربی که از طریق چیدمان اپتیکی سامانه حاصل شده است. این نمودار نشان می‌دهد که نتایج داده‌های تجربی و الگوریتم پیشرو با هم تا اندازه قابل‌قبولی سازگار می‌باشند.



شکل ۳. مقایسه خروجی نرم‌افزار کامسول و داده‌های تجربی برای محیط ناهمگن، در محل آشکارسازها.

۱.۳ بازسازی تصویر ضریب جذب

گام بعدی پس از حل مسئله‌ی پیشرو، بازسازی ضرایب جذب از روی داده‌های محاسبه‌شده از مسئله‌ی پیشرو است. بازسازی تصاویر با حل مسئله معکوس محقق می‌شود. سامانه مورد بررسی، شامل یک ناهمگنی به‌عنوان تومور است که با اندازه ۱۵ mm در فانتوم قرار دارد. ضرایب جذب و پراکندگی این تومور به ترتیب 0.05 mm^{-1} و $1/8 \text{ mm}^{-1}$ است. در این مقطع ۱۶ منبع نوری و آشکارساز با اختلاف زاویه برابر، محیط بافت را احاطه کرده است. همان‌طور که در شکل ۴ مشخص است، نتایج بازسازی، بیشترین میزان جذب را برای تومور نشان داده است؛ به عبارت دیگر بر اساس نتایج بازسازی ضرایب جذب، حضور یک ناهمگنی در بافت تأیید می‌شود. همچنین پس از دریافت داده‌های تجربی و ارزیابی پیک شدت خروجی از بافت که توسط اسپکترومتر در چیدمان تجربی ثبت شده بود، این اطلاعات منجر به بازسازی تصویر بر اساس ضریب جذب فانتوم گردید؛ (شکل ۴). تومور با ابعاد ۱۵ mm با قطر تقریبی ۱۹ mm که طیف ضریب جذب بازسازی‌شده آن در بازه $0.04-0.07$ قرار دارد. بازسازی تصویر، مکان قرارگیری تومور را با خطای تقریبی ۱۳٪ در بازسازی، نمایان کرد که این مقدار خطا می‌تواند به علت انحرافات ناشی از تغییر زاویه‌ی آشکارساز با نمونه باشد و قابل قبول است.



شکل ۴. به ترتیب از چپ به راست: شماتیک سطح مقطع فانتوم، تصویر ضریب جذب بازسازی‌شده در شبیه‌سازی و تصویر ضریب جذب بازسازی‌شده برای فانتوم آزمایشی.

۴. نتیجه‌گیری

در این مطالعه، شبیه‌سازی مسئله پیشرو و انتشار فوتون‌ها در بافت توسط نرم‌افزار کامسول برای هندسه‌ای ایده آل با ضرایب نوری بسیار نزدیک به بافت پستان انجام شد که به تولید تصاویر برحسب پیک شدت و نمایش‌دهنده وجود یا عدم وجود تومور در مقاطع مختلف تصویربرداری منجر گردید و در ادامه چیدمان اپتیکی لازم برای امور محاسباتی به‌وسیله فانتوم پلیمری به‌صورت طراحی تجربی و شبیه‌سازی رایانه‌ای ارائه شد. برای صحت‌سنجی نتایج تجربی در مسئله پیشرو، این داده‌ها با نتایج شبیه‌سازی در کامسول مقایسه گردید و در انتها تصویر ضریب جذب بازسازی شد. بازسازی تصویر نتایج تجربی، مکان قرارگیری تومور را با خطای تقریبی ۱۳٪ در بازسازی، نمایان کرد که این مقدار خطا می‌تواند به علت انحرافات ناشی از تغییر زاویه‌ی آشکارساز با نمونه باشد و قابل قبول است. نتایج بیانگر کارآمدی این چیدمان تحت عنوان مقطع‌نگاری نوری پخشی برای تشخیص ناهمگنی‌های بافت سینه است.

مراجع

1. J. Qi and Z. Ye, *CTLM as an adjunct to mammography in the diagnosis of patients with dense breast*, *Clinical imaging*, vol. **37**, no. 2, pp. 289-294. (2013).
2. R. J. Grable *et al.*, "Optical computed tomography for imaging the breast: first look," in *Optical Sensing, Imaging, and Manipulation for Biological and Biomedical Applications*, vol. 4082: International Society for Optics and Photonics, pp. 40-45, (2000).
3. M. Herranz and A. Ruibal, *Optical imaging in breast cancer diagnosis: the next evolution*, *Journal of oncology*, vol. **2012**, (2012).
4. A. Poellinger *et al.*, *Near-infrared laser computed tomography of the breast: first clinical experience*, *Academic radiology*, vol. **15**, no. 12, pp. 1545-1553. (2008).
5. D. Grosenick, H. Rinneberg, R. Cubeddu, and P. Taroni, *Review of optical breast imaging and spectroscopy*, *Journal of biomedical optics*, vol. **21**, no. 9, p. 091311. (2016).
6. J.-M. Yu, M.-C. Pan, Y.-F. Hsu, L.-Y. Chen, and M.-C. Pan, *Design and implementation of three-dimensional ring-scanning equipment for optimized measurements of near-infrared diffuse optical breast imaging*, *Optical Engineering*, vol. **54**, no. 7, p. 073107. (2015).
7. S. R. Arridge and J. C. Schotland, *Optical tomography: forward and inverse problems*, *Inverse problems*, vol. **25**, no. 12, p. 123010. (2009).
8. S. R. Arridge and J. C. Hebden, *Optical imaging in medicine: II. Modelling and reconstruction*, *Physics in Medicine & Biology*, vol. **42**, no. 5, p. 841. (1997).
9. D. A. Boas, J. P. Culver, J. J. Stott, and A. K. Dunn, *Three dimensional Monte Carlo code for photon migration through complex heterogeneous media including the adult human head*, *Optics express*, vol. **10**, no. 3, pp. 159-170. (2002).
10. Y. Hasegawa, Y. Yamada, M. Tamura, and Y. Nomura, *Monte Carlo simulation of light transmission through living tissues*, *Applied optics*, vol. **30**, no. 31, pp. 4515-4520. (1991).
11. M. A. Ansari, S. Alikhani, E. Mohajerani, and R. Massudi, *The numerical and experimental study of photon diffusion inside biological tissue using boundary integral method*, *Optics Communications*, vol. **285**, no. 5, pp. 851-855. (2012).
12. M. A. Ansari and E. Mohajerani, *Estimation of optical abnormalities in breast phantom by diffuse equation*, *Optik-International Journal for Light and Electron Optics*, vol. **125**, no. 20, pp. 5978-5981. (2014).
13. C. Qin *et al.*, *Galerkin-based meshless methods for photon transport in the biological tissue*, *Optics express*, vol. **16**, no. 25, pp. 20317-20333. (2008).
14. R. Jafari-Shapoorabadi, A. Konrad, and A. Sinclair, *Comparison of three formulations for eddy-current and skin effect problems*, *IEEE transactions on magnetics*, vol. **38**, no. 2, pp. 617-620. (2002).
15. D. Jiao and J.-M. Jin, *A general approach for the stability analysis of the time-domain finite-element method for electromagnetic simulations*, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. **50**, no. 11, pp. 1624-1632. (2002).
16. L. V. Wang and H.-i. Wu, *Biomedical optics: principles and imaging*. Eds. John Wiley & Sons. (2012).
17. M. Schweiger, S. R. Arridge, and D. T. Delpy, *Application of the finite-element method for the forward and inverse models in optical tomography*, *Journal of Mathematical Imaging and Vision*, vol. **3**, no. 3, pp. 263-283. (1993).
18. Dehghani, H., Eames, M.E., Yalavarthy, P.K. *et al.*, "Near infrared optical tomography using NIRFAST: Algorithm for numerical model and image reconstruction," *Communications in numerical methods in engineering*, vol. 25, no. 6, pp. 711-732, (2009).