



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۱۷ و ۱۸ فروردین ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

بررسی مسئله توموگرافی نوری پخشی

نجمه معینی^۱، سعید ستایشی^۱، حمیدرضا حبیبیان^۲

۱- دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی انرژی و فیزیک، گروه پرتوپزشکی

۲- دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی انرژی و فیزیک، گروه فوتونیک

چکیده:

توموگرافی نوری پخشی یک روش غیرتهاجمی برای تصویربرداری از خواص نوری بافت است. در این روش نور نزدیک مادون قرمز توسط آرایه‌ای از منابع به بافت اعمال و توسط آرایه‌ای از آشکارسازها ثبت می‌شود، سپس تصاویر خواص نوری بر اساس داده‌های خروجی بازسازی می‌شود. بازسازی تصویر به یک مسئله معکوس منجر می‌شود که شامل دو گام می‌باشد: (۱) مدل‌سازی انتقال فوتون در بافت (مسئله پیشرو) و (۲) بازسازی تصویر بر اساس الگوریتم‌های تکرار. در این مقاله ابتدا اساس فیزیکی و اصول کار سیستم‌های توموگرافی نوری پخشی بیان شده است، سپس با استفاده از نرم‌افزار NIRFAST بازسازی تصویر انجام شده است.

واژه‌های کلیدی:

توموگرافی نوری پخشی، المان محدود، مسئله پیشرو، مسئله معکوس

۱- مقدمه

روش‌های مختلفی برای تصویربرداری از داخل بدن وجود دارد. از جمله آنها می‌توان به CT، MRI، PET و ماموگرافی و سونوگرافی التراسوند اشاره کرد. اما این روش‌ها دارای مشکلاتی نیز می‌باشند. MRI دارای تجهیزات سنگین و گران قیمت می‌باشد، و CT از تابش یونیزان استفاده می‌کند که خود برای بیمار مضر است، از طرفی این روش‌ها اطلاعات آناتومیکی از ساختار بافت ارائه می‌دهند. توموگرافی نوری پخشی (Diffuse Optical Tomography) یک روش تصویربرداری از خواص نوری بافت می‌باشد که از سال ۱۹۲۹ مورد توجه متخصصان قرار گرفته است. این روش غیریونیزه و غیرتهاجمی است و دارای تجهیزات ساده و ارزان قیمت می‌باشد [۱]. همچنین این روش ارائه‌کننده تصاویر عملکردی می‌باشد اما دقت تفکیک پذیری پایین از معایب آن است. در این روش نور در طول موج نزدیک مادون قرمز (NIR) در محدوده‌ی ۶۵۰ تا ۹۰۰ نانومتر استفاده می‌شود که از طریق جذب و پراکندگی الاستیک با بافت برهمکنش دارد. سیستم‌های توموگرافی نوری به‌لحاظ سیگنال مورد استفاده در سه دسته موج پیوسته (CW)، حوزه فرکانس (FD) و حوزه زمانی (TD) طبقه‌بندی می‌شوند [۲]. در این مقاله یک سیستم



بست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

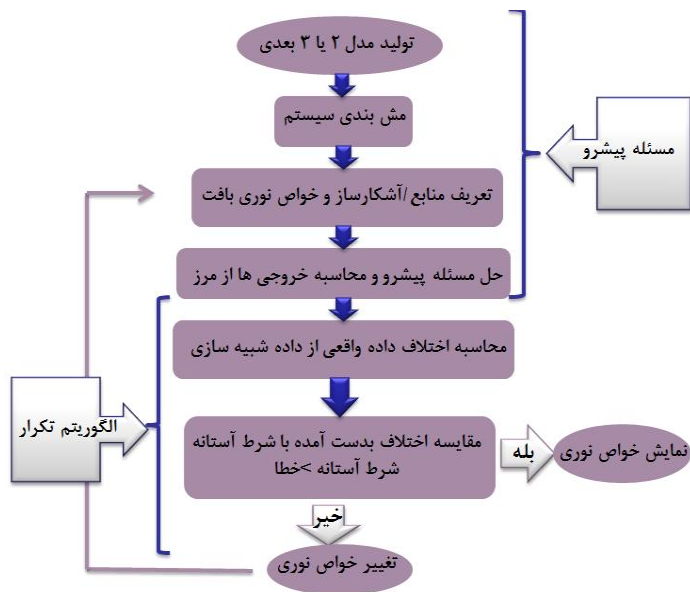
حوزه فرکانس مدنظر است که در آن منبع نور معمولاً یک دیود لیزری و خروجی آن تغییرات دامنه و فاز سیگنال ورودی است.

۲- عملکرد سیستم توموگرافی نوری پخشی

در توموگرافی نوری پخشی، نور توسط آرایه‌ای از منابع (فیبرهای نوری) به بافت اعمال می‌شود و پس از انتشار در بافت توسط آرایه‌ای از آشکارسازها ثبت می‌شود، سپس تصاویر خواص نوری از طریق بازسازی داده‌های مرزی بدست می‌آیند [۳]. بازسازی تصویر در توموگرافی نوری پخشی به یک مسئله معکوس منجر می‌شود که دارای دو گام می‌باشد: اول مدل کردن انتشار نور در بافت و محاسبه خروجی از مرز (مسئله پیشرو)، و دوم بازسازی تصاویر از طریق خروجی بدست آمده از مرز توسط الگوریتم‌های تکرار. برای آنکه مسئله معکوس با دقت عمل کند باید انتقال فوتون در داخل بافت به درستی مدل شود. شکل ۱ فلوجارتی را ارائه داده است که بیانگر مفهوم اساسی مسئله توموگرافی می‌باشد.

در مسئله پیشرو، با فرض مقادیر مشخص برای پارامترهای بافت و منابع نوری، خروجی آشکارسازها محاسبه می‌شود.

در الگوریتم تکراری، مقادیر اندازه گیری شده واقعی با نتایج محاسبه شده از مسئله پیشرو مقایسه شده و توزیع پارامترهای فرض شده اصلاح می‌گردد.



شکل ۱. فلوجارت مسئله چارت مسئله توموگرافی نوری پخش [۴].

۳- مسئله پیشرو

برای استخراج مسئله پیشرو به مدلی برای انتقال فوتون در بافت نیاز داریم. دو روش اساسی برای مدل‌سازی انتقال فوتون در بافت وجود دارد: روش مونت کارلو و روش دیفیوژن. روش مونت کارلو روشی دقیق و زمان‌بر است لذا از آنجا که فرآیند بازسازی تصویر خود بسیار زمان‌بر است، برای حل مسئله پیشرو از روش دیفیوژن با دقت پایین تر استفاده می‌شود.



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳، دانشگاه اصفهان

۳-۱ معادله انتقال تابشی و تقریب دیفیوژن

یک روش رایج برای محاسبه انتشار نور در بافت معادله انتقال تابشی (Radiative Transfer Equation) است.

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

این معادله یک معادله انتگرالی-دیفرانسیلی است و تغییرات انرژی تابشی I را در موقعیت \mathbf{r} و راستای \mathbf{e}_s توصیف می‌کند. دیگر پارامترها عبارتند از C سرعت نور در محیط، μ_a ضریب جذب، μ_s ضریب پراکندگی، $f(\mathbf{e}_s, \mathbf{e}_s')$ تابع فاز پراکندگی و $q(\mathbf{r}, t, \mathbf{e}_s)$ چشمه تابشی است. به طور کلی معادله انتقال تابشی تقریبی از معادله ماکسول است که به صورت کاملاً موفق برای مدل کردن انتقال نور از میان بافت پراکننده، تلاطم اتمسفر زمین و انتقال نوترون استفاده می‌شود [۲]. اما متأسفانه، برای حل خواص نوری در همی نقاط حجم سه بعدی از بافت، همان کاری که در توموگرافی نوری مورد نیاز است، محاسبات معادله انتقال تابشی به شدت سنگین خواهد بود. به همین منظور این معادله از طریق برخی ساده‌سازی‌ها همچون $\mu_a \ll \mu_s'$ به معادله دیفیوژن تبدیل می‌شود.

$$\frac{1}{c} \frac{\partial \Phi(\mathbf{r}, t)}{\partial t} - \nabla \cdot \mathbf{k}(\mathbf{r}) \nabla \Phi(\mathbf{r}, t) + \mu_a(\mathbf{r}) \Phi(\mathbf{r}, t) = q_0(\mathbf{r}, t), \quad \mathbf{k}(\mathbf{r}) = \frac{c}{3[\mu_a(\mathbf{r})]} \quad]$$

در این معادله Φ چگالی فوتونی است، k ضریب انتشار است و q_0 معرف یک چشمه ایزوتروپیک است [۵].

۳-۲ حل معادله دیفیوژن به روش المان محدود

برای حل معادله دیفیوژن به روش المان محدود ابتدا ناحیه Ω به L زیر ناحیه بدون همپوشانی $i=1, \dots, L, \tau_i$ تقسیم می‌شود، که در آن L تعداد المان‌ها می‌باشد. جواب Φ برای معادله دیفیوژن با شرایط مرزی گفته شده توسط یک چند جمله‌ای خطی تکه‌ای و تابع پیوسته تقریب زده می‌شود.

$$\Phi^h(\mathbf{r}, t) = \sum_{j=1}^L \quad (3)$$

در رابطه فوق α_j ها توابع پایه هستند که همه المان‌هایی را که شامل گره N_j باشند پوشش می‌دهند. حال مسئله به پیدا کردن بردار مقادیر گره‌ها $\Phi_j(t)$ محدود می‌شود که از طریق آن راه‌حل در هر نقطه دیگری با استفاده از معادله فوق بدست می‌آید. پس از فرمول بندی سیستم معادلات، تقریب دیفیوژن با استفاده از روش گالرکین به فرم ماتریسی زیر تبدیل می‌شود:

$$[K(D) + C(\mu_a)] \Phi + M \frac{\partial \Phi}{\partial t} = \quad (4)$$

به منظور کاهش تعداد جملات این رابطه توابع شکل طوری ساخته شده‌اند که المان‌های محدودی را پوشش دهند. ساده‌ترین حالت اینست که توابع را بصورت توابع خطی تکه‌ای با $Dv=D$ گره‌ی راسی تعریف کنیم، و بنابراین خواهیم داشت که $D \rightarrow \alpha_j(N_j) = \delta_{ij}, ij = 1 \rightarrow D$ این رابطه کاملاً تعیین می‌کند که تابع $\alpha_j(\mathbf{r})$ بعنوان یک تابع خطی تکه‌ای در $r = N_i$ برابر ۱ خواهد بود و در سایر گره‌ها صفر می‌شود. بعبارتی توابع شکل با این ویژگی تنها



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۷ و ۶ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

المان‌هایی را پوشش می‌دهد که در آنها N_i یکی از گره‌های رأسی باشد. تحت این شرایط ماتریس‌های $D \times D$ ، K ، C و M تنگ هستند چراکه آنها تنها در شرایطی درایه غیر صفر دارند که N_i و N_j رئوس یک المان باشند [۶].

۴- مسئله معکوس

مسئله معکوس در DOT شامل بازسازی خواص نوری از روی داده‌های مرزی می‌باشد، اگر F بعنوان مسئله پیشرو فرض شود، که چگالی فوتون در هر نقطه را بدست می‌دهد، سپس داده‌های مرزی مدل شده، از طریق نمونه برداری مسئله پیشرو مفروض است:

$$\Phi(\mu) = S\{F(\mu)\} \quad (5)$$

در رابطه فوق، بین F و μ یک رابطه غیر خطی برقرار است و داده‌های واقعی y در سیستم‌های مختلف متفاوت هستند. به منظور حل مسئله معکوس باید مسئله پیشرو خطی شود. با فرض اینکه توزیع μ و محل منبع-آشکار ساز بطور مطلوب تعیین شده باشند، سپس می‌توان مسئله پیشرو را به فرم زیر نوشت.

$$y = \Phi(\mu) \rightarrow \text{کوس}$$

این سسه بوسیله یک مسئله معکوس خطی چند مرتبه‌ای حل می‌شود چراکه طبیعت آن غیر قابل تعیین و غیرخطی می‌باشد. از این رو مسئله توسط این فرض که خواص واقعی μ به حدس اولیه μ_0 بسیار نزدیک است و اینکه داده‌های تجربی y به داده‌های مدل شده y_0 نزدیک است، می‌تواند خطی شود. بوسیله بسط سری تیلور حول حدس اولیه رابطه زیر بدست می‌آید:

$$y = \Phi(\mu_0) + \Phi'(\mu_0)(\mu - \mu_0) + \frac{1}{2}\Phi''(\mu_0)(\mu - \mu_0)^2 \quad (7)$$

از جملات مراتب بالاتر این بسط صرف نظر می‌شود و معادله فوق بصورت زیر خطی می‌شود،

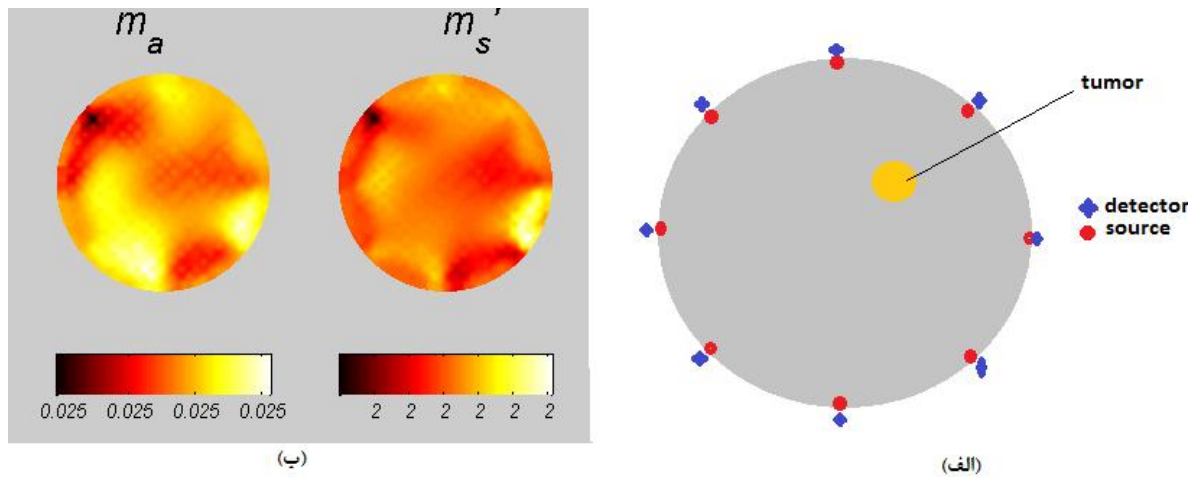
$$\Delta y \approx J \Delta \mu$$

۸- ماتریس ژاکوبین یا حساسیت برابرست با $J = \frac{\partial \Phi(\mu)}{\partial \mu}$. اما برای دستیابی به حل مسئله معکوس نیاز است که مسئله پیشرو تکرار شود و محاسبه ماتریس ژاکوبین در هر تکرار منجر به طبیعت غیر خطی بودن این مسئله می‌شود. در اینجا نیاز است که از یک الگوریتم تکرار جهت کمینه کردن اختلاف داده واقعی از داده مسئله پیشرو استفاده شود، روش حداقل مربعات و کمینه سازی لونبرگ-مارکوات از جمله روش‌های رایج برای حل مسئله معکوس است [۷].

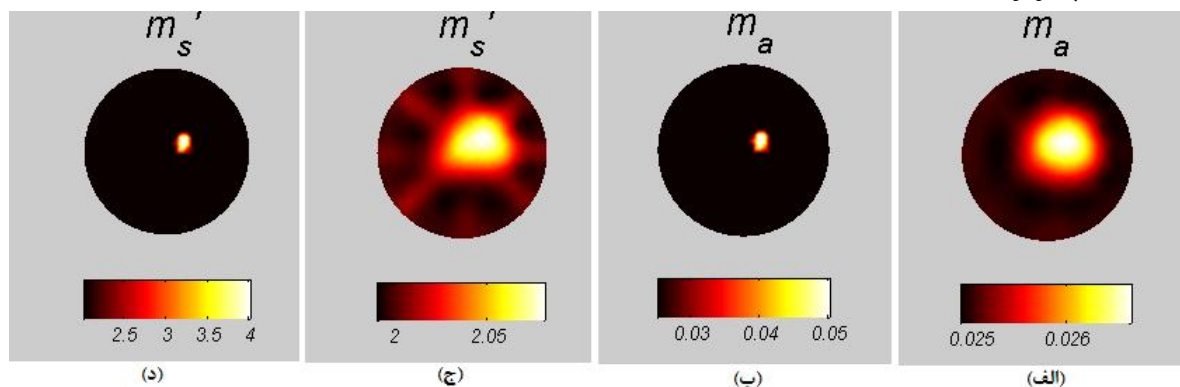
۵- نتایج

در این مقاله سعی شده است علاوه بر بیان فیزیک سیستم توموگرافی نوری پخششی، یک محیط دو بعدی از بافت در حضور و غیاب ناهمگنی بررسی شود. این نمونه یک دایره به شعاع ۲۵mm با ضریب جذب $0.025(1/mm)$ و ضریب پراکندگی $2(1/mm)$ می‌باشد که پارامترهای تعریف شده مربوط به بافت مغز است [۸]. در حالت ناهمگن یک تومور پراکنده و جذب کننده با ضرایبی دو برابر مقدار حالت همگن به بافت اضافه شده است. همانطور که در شکل ۲.ب) مشاهده می‌شود تصویر حاصل از خواص نوری بافت

در غیاب تومور در تمام ناحیه مورد بررسی مطابق با ضرایب واقعی است. حضور ناهمگنی‌های جذب کننده و پراکننده به خوبی در بازسازی مشخص شده است. بازسازی برای دو حالت متفاوت انجام شده است، حالتی که در آن محل تومور نامشخص بوده و حالتی که در آن محل تومور توسط روش‌های دیگر تصویربرداری مشخص شده است.



شکل ۲. الف) شماتیک سیستم مورد بررسی و محل قرار گیری منابع و آشکارسازها، (ب) بازسازی تصاویر خواص نوری بافت در غیاب تومور.



شکل ۳. الف) بازسازی تومور جذب کننده برای حالتی که محل تومور مشخص نمی‌باشد، (ب) بازسازی تومور جذب کننده برای حالتی که محل تومور مشخص است، (ج) بازسازی تومور پراکننده برای حالتی که محل تومور مشخص نمی‌باشد، (د) بازسازی تومور پراکننده برای حالتی که محل تومور مشخص است.

۶- بحث و نتیجه گیری

توموگرافی نوری پخشی یک روش تصویربرداری غیرتهاجمی برای تصویربرداری از خواص نوری بافت است. در این مقاله مختصراً اساس کار این سیستم و معادلات حاکم بر آن بحث شده است. همچنین بازسازی تصاویر خواص نوری برای دو محیط همگن و ناهمگن توسط نرم افزار NIRFAST مورد بررسی قرار گرفته است.

۷- منابع و مراجع



بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

1. M. Schweiger, A. Gibson, S.R. Arridge, “computational aspects of diffuse optical tomography”, IEEE CS and AIP, 33-40, 2003.
2. Peters, V.G., Wyman, D.R., Patterson, M.S., Frank, G.L.,” Optical Properties normal and diseased human breast tissue in the visible and near-infrared”, NCBI Proceeding, Med .phys.Biol, 35(9):1317-34, 1990.
3. M. Schweiger, S.R. Ariidge, D. T. Delpy, “application of the finite-element method for the forward and inverse models in optical tomography”, J. Math. Imag. Vision **3**, 263-283, 1993.
4. Zhou, x., Zhu, T. C., “Image reconstruction continuous wave diffuse optical tomography (DOT) of human prostate”, Pro.COMSOL Multiphysics, 89-95, 2006.
5. Gibson, A.P., Hebden, J.C., “and Arridge, S.R., Recent advances in diffuse optical imaging”, Phys .Med. Biol. 50, 1-43, 2005.
6. Arridge, S. R., Schweiger, M., Hiraoka, M., Delpy, D. T., “A finite-element approach for modeling photon transport in tissue”, Med. Phys. 20, 299-309, 1993.
7. Shaw B, C., 2012, Development of novel reconstruction methods based on l_1 minimization for near infrared diffuse optical tomography, Master of Science thesis, The University of Indian Institute of Science.
۸. مائده هادی‌نیا، "بررسی مسئله مستقیم در مقطع نگاری نوری پخششی"، یازدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، صفحه ۱۰۱ تا ۱۰۶، ۲۰۰۸.